

381226

申請日期	85.7.2
案 號	85108024
類 別	G06F19/00 · G09G1/20

A4
C4

381226

(以上各欄由本局填註)

發明專利說明書

一、發明 名稱	中 文	可攜帶的超音波成像系統
	英 文	PORTABLE ULTRASOUND IMAGING SYSTEM
二、發明 創作人	姓 名	1. 愛利斯.M. 蔣 2. 史帝芬 R. 布洛史東
	國 籍	美國
三、申請人	住、居所	1. 美國. 麻州 02193 威斯坦, 戈蘭費得以東 4 號 2. 美國. 麻州 01801 沃本, 哈蒙得廣場 14 號
	姓 名 (名稱)	泰拉科技公司
	國 籍	美國
	住、居所 (事務所)	美國. 麻州 01803, 伯靈坦, 密得塞克斯迴轉道 223-A
	代 表 人 姓 名	愛利斯 M. 蔣

381226

(由本局填寫)

承辦人代碼：
大類：
I P C 分類：

A6
B6

本案已向：

- (1)美 國 (地區) 申請專利，申請日期：1995.6.29. 案號：08/496,804，☐有 ☐無主張優先權
08/496,805
- (2)美 1996.2.12. 08/599,816

有關微生物已寄存於：，寄存日期：，寄存號碼：

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

裝

訂

線

五、發明說明(1)

相關之申請案

此係為一九九六年二月十二日提出申請之美國專利申請案號第 08/599,816 號之續篇部分，其係為一九九五年六月廿九日提出申請之專利申請案號第 08/496804 號之續篇部分，上述申請案全部內容在此被併入參考。

發明之背景

傳統之超音波成像系統典型上包含一手持之掃描頭，其利用一電纜線連接至一大架子組裝的處理控制台和顯示單位。該掃描頭典型上則包含一陣列的超音波換能器，其傳輸超音波能量進入一被成像之區域，和接收從該區域被反射回來之超音波能量。該換能器轉換該被接收之超音波能量成為低位電訊，其係經由電纜傳送至處理單位。該處理單位應用適當之波束形成技術，如動態對焦，以結合來自該換能器之訊號，而產生相關區域 (region of interest) 之影像。

典型之傳統超音波系統可有由 128 個超音波換能器組成的換能器陣列，每一換能器與其被安置在台處理單位內之處理電路相結合。該處理電路典型上係包含在傳輸模內之驅動器電路，其精確地發送定時的驅動脈衝至換能器，得以開始超音波訊號之傳輸。這些傳輸計時脈衝從台處理單位沿著電纜被傳送至掃描頭。在接收模中，處理電路之波束形成電路引入適當的延遲，進入來自換能器之每一

五、發明說明 (2)

低位電訊以便能動態地對焦訊號，如此一正確的影像可以相繼地產生。

當一具 N 個壓電超音波換能器 $18(1)-18(N)$ 之成像陣列 18 被使用於一超音波成像系統時，其簡略方塊圖顯示在圖 1 A。該壓電換能器要件 $18(1)-18(N)$ 之陣列產生傳播進入影像目標（典型上為一人類組織區域）之聲波脈衝，或利用一窄的波束來傳輸媒介。該脈衝當成是一具恆定速度之球形波傳播。具有從影像點 P 或反射器之回復訊號形狀之聲波回波，被利用換能器要件之相同陣列 18 或另一個接收陣列所偵測，且能以一指示該反射構造 P 的位置之方式被顯示。

自傳輸媒介 P 點而來之聲波回波，在不同的傳播時間之後，抵達該接收陣列之每一個換能器要件 $18(1)-18(N)$ 。每一個換能器要件之傳播時間各自不同，且視每一換能器要件和 P 點之間距離而定。此適用於典型的超音波傳輸媒介，例如柔軟的身體組織，在此該聲波的速度被假設為（或相對的）恆定的。因此，被接收的訊息以指示該反射構造位置之方式被顯示。

在二維之 B 模掃描中，如圖 1 A 所示，脈衝可沿著一些視線被傳輸。假如該回波被採樣，且其振幅被以明亮度編碼，則一灰色刻度影像可以在示波器上顯示。一影像典型上包含 128 條此種掃描線，在 0.75° 角度空間，形成一 90° 的扇形影像。因為在水中聲波的速度是每秒

五、發明說明(3)

1.54 x 10 公分，至一 16 公分深度的來回時間將是 208 微秒。因此，沿著 128 視線（求一影像）取得數據之總需時間是 26.6 微秒。假如該系統之其他訊號處理器快到可與此數據擷取速率保持同步，則二維影像能以對應於標準電視影像之速率產生。例如，假如該超音波影像器用來觀察被反射的，或穿透一對肋骨之間的胸壁之背後發散的聲波心臟之跳動可以即時地被成像出來。

典型的超音波發射器係一壓電換能器 18(1)-18(N) 之線性陣列（典型上被分隔為各別之半波長距），用於其仰角圖案被固定與其方位圖案主要被延遲操控所控制之控制陣列。傳統陣列之輻射（方位）束圖案，主要係利用將被延遲的傳輸脈衝附加至每一換能器要件 18(1)-18(N) 來控制，用以在成像 P 點上聚集所有從發射器而來的能量以產生一理想之波束的方式。因此，時間延遲電路被需要與每一換能器要件 18(1)-18(N) 相結合，沿著預定方向產生理想之被傳輸輻射圖案。

對於一指定之方位角度而言，如在圖 1 B 可見的，有兩種不同的傳輸圖案：一係「單點對焦」，另一為「區對焦」圖案。該單點對焦使用一單一脈衝沿著一特殊視線對焦在成像線之中間範圍。在一單一脈衝模中，該方位對焦深度可用電子改變，但必須維持任何預定方向的恆定。在區對焦操作中，每一對焦在一不同深度區域之多重脈衝，沿著每條視線或方向被傳輸。對每個多重脈衝之操作而言

五、發明說明(4)

，發射器之陣列對焦在沿著每條掃描方向之M對焦區上，例如，一系列之M脈衝被產生 $P_0, P_1, \dots, P_{M-1}$ ，而每個脈衝被對焦在它各別的對應範圍 $R_0, R_1, \dots, R_{M-1}$ 。該脈衝以一重複之順序產生，致使在開啟之後，每一個第M脈衝不是開始向下找一新的方向就是回應該初始脈衝 P_0 以重複一系列向下找目前之方向。對區對焦模而言，一程控之時間延遲電路需要與每一換能器要件相結合，以產生對焦在不同之焦點區域之波束圖案。

如先前所描述的，換能器 $18(1)-18(N)$ 之相同陣列18可被用來接收回復訊號。在一時間延遲相等於此距離，其從成像點至媒介中的訊號波形所假設的定速所分隔的換能器之後，成像點起始之反射或回波之波束能量波形抵達每一換能器要件。類似於該傳輸模，此時間延遲對於每一換能器各不相同，在每個接收換能器要件中，利用將被反射之能量對焦從任何指定深度之特殊成像點而來之每一接收器上，這些路徑長度不同將可以獲從補償。每個接收元件之延遲係從該要件至該陣列之中心測量得來的距離和垂直於該陣列的視角方向之函數。應注意的是，由每個換能器產生之超音波、聲波脈衝不是寬帶訊號，其應以大小和相位兩者表示之。

波束之形成和對焦之操作包含將用全部換能器所觀察之發散波形，形成一個總和，但在此總和中，該波形必須有差別地被延遲，使其全部可以抵達總和之相位及振幅。

五、發明說明 (5)

因此，波束形成電路被要求其可以附加不同的延遲在每個頻道之上，且隨著時間改變該延遲。沿著被指定之方向，當回波從更深的組織回來時，接收陣列隨著深度繼續改變它的焦點，此過程係著名的動態對焦。

圖 2 A - 2 C 係顯示三種不同之傳統成像或波束對焦技術之簡易方塊圖。使用一聲波鏡片 51 之非程控的物理鏡片聲波系統被顯示在圖 2 A，其與訊號處理電子相結合動態對焦系統輪流被用以執行即時的時間延遲，而相位延遲對焦功能各別被顯示於圖 2 B 和 2 C。圖 2 B 顯示一使用時間延遲要件 53 之時間延遲系統 52，而圖 2 C 顯示一使用相位延遲要件 55 之相位延遲系統 54。

在圖 2 B 和 2 C 之無鏡片系統中，訊號處理要件 53，55，需要與每一接收換能器要件相結合，由此界定處理頻道，以提供時間延遲和對焦此來自場點之射入能量，而形成影像。於是，一波束形成電路需要能提供每一處理頻道不同延遲，以及還需隨著時變該延遲。沿著一預定方向，當回波從遠離換能器要件之陣列的距離回來時，接收陣列隨著深度持續地改變它的焦點，以形成動態對焦。

在該接收波束形成之後，其被以傳統方式數位化。每一接收脈衝之數位代表係一時間順序，其對應於自一場點回來之超音波能量的一發散交叉截面，視為由波束形成之方位範圍的函數。連續的脈衝被指向不同方向，其涵蓋一從 -45° 至 $+45^{\circ}$ 的視場。在某些系統中，從相同點連

五、發明說明(6)

續觀察之加倍平均數據(參考成持久性加權)被用來改進影像品質。

例如，一以 2-5 MHz 頻率範圍操作之超音波成像系統中，能夠提供次微秒時間解析，高至 10 至 20 μ s 延遲之電子電路被需要作為理想之正確路徑補償。如圖 2 B 所示，一延遲線 3 固有地配合該時間延遲功能，其被需要在一無鏡片超音波系統中作動態對焦。

更特別的是，在一具有一 5MHz 操作頻率和 128 個換能器元件在半波長距中心陣列之典型超音波成像系統中，直向之延遲裝置要求每一處理頻道／換能器元件包括不是一由 25ns 解析程控之時鐘周期之 480 級延遲線，就是一 480 級抽頭延遲線，其時鐘被撥在 40MHz 連接一程控之 480 至一次選擇開關，以設定適當之延遲。有二個問題結合此些傳統技術。第一，一簡單，可變速度之時鐘產生器並未發展可以計日期。第二，對一 N 級抽頭延遲線而言，與抽頭選擇電路結合之區域係與 N^2 成比例，因此，此一線路需要大量之微晶片區域，才得以了解一積體抽頭構造。

由於傳統方法控制電路之產生結合困難性和複雜性，只有一些時間延遲構造可被整合在一微晶片上，且因此需要大量晶片執行一複合元件動態波束形成功能。因為這些理由，無任何的先前技藝之超音波成像系統使用直向之時間延遲裝置。一平面波混頻器近似被替代使用。在此近似

五、發明說明 (7)

過程中，總延遲分為兩部分：一為類比平面波混頻器技術被用來近似被需要之精細延遲時間，而另一為真正粗略被分隔之延遲線用來取得粗略延遲時間。

依據平面波近似，利用修正由每一接收處理頻道所接收之交流波之相位可取得精細延遲，且利用不同相位之局部振盪器外差作用自每一接收換能器元件而來之被接收波可以被安置。如在每一處理頻道產生類比相位移動。特別是，利用選擇一具適當相位角度之 $\cos(\omega_0 t + \Omega_n(t))$ 形成之局部振盪器，其中 Ω_n 被選擇來滿足該公式 $\Omega_n(t) = \omega_0 (T'_n(t) - T_n(t))$ ， $T_n(t)$ 係理想之補償延遲，而 $T'_n(t)$ 係 T_n 之一粗略量化的近似。將被重視的是，當混頻器輸出被 T'_n 延遲時，其中頻邊帶的其中之一相位提供所有處理頻道之間的相位相干擾。

在前述技術之傳統裝置中，使用一抽頭選擇，其連接任何被接收之下轉換混頻器輸出至一粗略被分隔，串聯之延遲線上的任何抽頭。該抽頭選擇基本上係一多重位置開關，連接其輸入至一些輸出引線之一。一輸出引線被提供給每一在延遲線上之抽頭。因此，每一混頻器輸出可被連接至一些在延遲線上粗略分隔之抽頭，及所有抽頭輸出可被相關地一起累加。然而，對典型之 5MHz 操作而言，假如，如上述之單一混頻器被使用，則需要一小於一微秒的延遲解析之延遲線。

概言之，至此以前描述之傳統技術包含利用選擇一局

五、發明說明(8)

部振盪器外差具有一振盪器輸出之接收訊號，致使可將該輸出向下轉換至一 IF 頻率。然後，此被向下轉換訊號被附加至另一混頻器。利用選擇第二振盪器之適當相位角度，可控制該第二外差作用產生之中頻波之相位。然後該第二混頻器之輸出穿透一抽頭選擇連接至只有一個，或最多一些在沿著每一方向之焦點掃描期間，於延遲線上粗略被分隔之抽頭。

前述近似技術之使用，係由於被指定之影像略為失焦之因素，該影像可用一經濟合宜之方法對焦，利用迅速有效的技術，如類比混頻器和阻容網路。遺憾的是，該混頻器近似方法受限於影像不協調錯誤以及有關於理想地對焦完美延遲情況之訊號損耗。

現代之超音波系統為了行使功能需要廣泛複雜之訊號處理電路，例如，數以百計之延遲及總和電路被需要來作動態波束形成。同時，脈衝或持續之多普勒處理器被需要來提供顏色流動影像內之二維深度與多普勒信息，而自適濾波器被需要來作雜亂之取消。這些每一個應用皆需要超過 10,000 MOPS (每秒百萬操作) 來被執行。甚至 CMOS 晶片也只提供每秒幾百個 MOPS，且每個晶片要求一些瓦數之電力。因此，具有一傳統裝置之超音波機器需要數百個晶片並消耗數百瓦電力。如此導致傳統之系統被安裝在標準大架子組裝之框內。

傳統之超音波系統之另一缺點為連接掃描頭至處理及

五、發明說明(9)

顯示單位之電纜需要非常之複雜，所以，也很昂貴。由於所有波束形成電路是安裝在台內，故而所有自超音波換能器而來之低位電訊必須從掃描頭連接至處理電路。因為這些訊號是如此低位，所以他們極易生成噪音、串音和損耗。具有 128 個換能器之典型換能器陣列，掃描頭及處理以及顯示台之間的電纜需要包含 128 個低噪音、低串音和低損耗之同軸電纜。此種電纜需要昂貴的材料和相當之裝配時間，因而是非常昂貴的。

發明之概要

本發明係針對一手提超音波成像系統和方法。本發明之成像系統包括一手持掃描頭經由電纜連接至手提處理電路。該掃描頭包括一罩子罩住超音波換能器之陣列，其傳輸超音波訊號進入成像之相關區域，和接收從該相關區域反射回來之超音波訊號及其轉換該接收訊號成為電訊。該掃描頭之罩子也包含用於本發明之成像系統之波束形成電路，以結合自超音波換能器而來之電訊進入相關區域的電子圖像。該相關區域之電子圖像經由該系統電纜在一介面被向前推至數據處理和顯示電路，其使用該圖像產生相關區域之影像。

在一實施例中，該手提處理電路被安裝成膝上型電腦之形狀，其包括一集成鍵盤，一 PCMCIA 標準調制解調裝置卡，其用來轉移影像數據和一 flip-top 之平板顯示，

五、發明說明 (10)

如一主動矩陣液晶顯示器 (L C D) 。 因此， 該膝上型電腦和整個系統， 可用一小而輕之電流供以電力， 所以， 包括掃描頭、電纜和電腦之整個系統是非常輕且可手提的。該系統之全部重量最好是不超過十磅。該掃描頭之內部也可有一法拉第屏，用以屏蔽該掃描頭之電子免受局外之射頻源的干擾。

在一實施例中，該系統也包括一介面單位於該掃描頭和該膝上型電腦之間。該系統電纜連接至該介面單位，以代替直接連接至該電腦，另一電腦連接該介面單位至該電腦。該介面單位執行非由該電腦執行之控制和訊號／數據處理功能，其減少電腦上之全部處理負荷。

在另一實施例中，較高品質之影像被顯示在一陰極射線管 (C R T) 之顯示器上。在此實施例中，來自該掃描頭之訊號在電纜上被傳輸至一處理器如個人電腦或膝上型電腦，其輪流被介面至該陰極射線管顯示。自掃描頭接收之訊號被處理器接收，其處理該訊號並產生適當之顯示訊號且將之推前至該 C R T 。

為了允許本發明之超音波成像系統在掃描頭內執行功能，很多與超音波換能器結合之訊號處理電路被整合在小的互補金氧半電晶體 (C M O S) 晶片上。例如，對一 64 個元件陣列而言，用以引入個別延遲進入被接收之超音波訊號的波束形成電路可被裝置在一單一晶片上，因此，128 個元件系列則需使用二個晶片，用來產生換能器驅

五、發明說明(11)

動脈衝之脈衝同步電路可被裝置在一晶片上。另外，用於傳輸模以驅動換能器之高電壓驅動器電路和用於接收模以調節來自換能器之電訊之前置放大電路及增益控制電路也可被整合在一單一晶片上。同時，用來選擇來自換能器之訊號之控制電路如乘法器電路和其他此類控制電路也可在單一晶片上形成。

在本發明之一較佳實施例中，在掃描頭內之訊號處理電路以低電力、高速度之CMOS技術被裝置。積體電路也可被採用以較低電壓操作，其不同於傳統電路。因此，積體電路之電力損耗與產生之熱效應實質上都低於那些傳統電路。在一實施例中，掃描頭內所損耗之總電力小於2瓦，其允許掃描頭之溫度，因而電路可被安裝在相對少量的掃描頭罩子內，而不受困於因為熱效應而有任何執行的退化，被檢查之病人也不會受到熱效應之傷害。同時，因為該系統需要相當低之電力，其可用放在數據處理器和顯示單位內的電池供以電力。

如同上述的，在超音波系統中，典型的個別延遲是被引入每一個別之傳輸超音波脈衝和從每一換能器而來表示被接收發射之超音波能量之每一個訊號之內。這些個別延遲被用來保證相關區之影像是適當對焦的。

被引入在每個換能器元件之延遲形狀或圖案被陣列之形狀和理想區域掃描圖案影響。例如，在相位陣列中，不同之個別波束操控訊號被引入每條掃描線之每一脈衝和／

五、發明說明 (12)

或每一回復訊號之內，以產生彎曲區域之一適當對焦影像。

典型線性和曲線陣列係平或彎的，其陣列可用來執行線性掃描，其中一延遲之均一圖案被引入至所有的換能器，每一掃描線之延遲皆相同。彎曲陣列有不同之延遲圖案給每一掃描線，本發明也能執行梯形區域掃描。

在一實施例中，一線性陣列被用於一次孔徑之掃描處理。例如，在此實施例中，換能器可包括 192 毗鄰之換能器其被安排在一線上。在次孔徑掃描期間，只有一小部分換能器，例如 64，被用來產生和接收訊號。在線性陣列相反端之換能器被用來執行相位陣列掃描處理，以能在整個梯形掃描區域之相反端上產生一彎曲之影像區域，由於該相位陣列方法被用在該陣列之一端，因此不同之延遲圖案必須被引入給每一個別的掃描線。線性掃描被用在相位陣列之間。於是，在處理之線性掃描部分期間，一套延遲可用於所有之掃描線。因此，本發明之梯形掃描實施例包含一結合在區域兩端之相位陣列掃描以及在區域中間的線性掃描。

在典型的超音波成像系統中，能夠提供次微秒時間解析高至 $10-20 \mu s$ 延遲之電子電路，用以提供精確之訊號路徑補償。在本發明一較佳實施例中，此具精細解析之寬範圍係由一利用電荷耦合裝置 (CCD) 技術之一雙級程控之抽頭延遲線所提供，該第一級引入一精細延遲，而

五、發明說明 (13)

第二級引入一粗略延遲。此些延遲由抽頭之時鐘頻率所控制，該精細延遲被一較高之時鐘頻率控制，其不同於該粗略延遲。在一實施例中，該精細延遲時鐘頻率被設定為 8 倍於該超音波訊號頻率，而該粗略延遲時鐘頻率被設定為該精細延遲時鐘頻率之十分之一。該時鐘頻率分別被控制，以方便改變該超音波訊號頻率，進而改變影像深度。

此種裝置描述在同時並存之美國專利申請案號第 08/496,915 號，由 Alice M. Chiang 所提出之“用於超音波系統之集成波束形成和對焦處理電路”，以及同時並存之美國專利申請案號第 08/496,463 號，由 Alice M. Chiang 所提出之“集成之延遲處理電路”，此兩件皆於一九九五年提出申請，在此一同併入本專利申請案以供參考。

在一實施例中，超音波訊號之頻率是可變化的，以允許在不同深度可以成像，其可由換能器訊號驅動頻率之內部或外部的調整來完成。另外，對於在頻率之廣大變化而言，本發明之系統可容納具有陣列其在不同頻率操作之不同的掃描頭。同時，本發明之掃描頭可提供設備來改變以理想操作頻率為基礎之陣列。

在本發明之另一較佳實施例中，延遲處理電路使用一具有一程控輸入採樣選擇電路之單一電荷耦合裝置延遲線，該程控輸入採樣選擇電路允許非均一採樣成像訊號被負

五、發明說明 (4)

載進入該程控延遲線，以提供所需之可變延遲。

在此實施例中，每個延遲處理電路包括一程控輸入採樣電路和一程控延遲單位。依據一使用者指定之選擇圖案，該程控採樣電路轉換一持續時間輸入波形成為一離散時間類比樣本數據之順序，其可被均一或非均一分隔，並被負載進入該程控延遲單位。一控制電路包含提供程控延遲至每一被選擇採樣之數據，一總和電路被併入來總和自每個延遲單位而來的被採樣、延遲的數據，以產生一對焦影像。

在一實施例中，用來控制每一樣本之延遲的控制電路包含一計數器和一儲存電路，其可以是一移位暫存器或一記憶體電路。該移位暫存器可用電荷耦合裝置 (C C D) 技術或其他邏輯電路技術來完成。在產生每條掃描線之前，該儲存電路負載著一系列的數據值，其界定用於沿著一掃描線之每個焦點的延遲。在採樣時鐘控制之下，計數器輸出與當時存於該移位暫存器的值相比較，一相合的值導致一被製成訊號之取樣。因此，利用儲存適當值在該記憶體電路 (移位暫存器) 內可以控制取樣之延遲。

在一實施例中，該移位暫存器也儲存一值，其視該取樣之預定延遲而定，將該程控延遲線適當級定址。最好是，此延遲抽頭值被當成是一系列具有相對應的值，其被用以提供如上述之採樣延遲之數據比特來儲存。在一實施例中，兩個值結合成一包含有 9 個數據比特之單一數據字，

五、發明說明 (15)

其中三個是用於該取樣延遲選擇，另6個是用於延遲線內之延遲抽頭選擇。在本發明之一實施例中，每條延遲線包含512個對焦點。因此，該移位暫存器係512級9比特之移位暫存器。或者4個比特可用於取樣延遲選擇而另外7個可用於延遲頂選擇，如此具512級11比特之移位暫存器可被使用。

在另一實施例中，該9比特數據字元被壓縮以允許更有效之數據儲存。在此實施例中，代替儲存每一個別延遲，只有在毗鄰對焦點之間延遲相異被儲存。每一個第一相異需要更少的比特來儲存，其不同於實際之絕對延遲值。在另一實施例中，第二相異，如在毗鄰第一相異之相異，被儲存在每個暫存器位置，此舉甚至需要更少的比特。為了處理每個延遲，本發明之處理器讀每個相異且將之整合以產生一實際延遲值，其被用來控制該延遲線之採樣和抽頭。在第一相異實施例中，一單一總和級被用來執行該整合。在第二相異儲存之場合，其使用一第二級加法器。

在本發明之一實施例中，一被當成次孔徑掃描可被裝置，在此處理之下，處理電路被換能器共用，致使處理電路的總數少於換能器元件之數目。例如，陣列可包含128個換能器元件，但只有64個處理頻道。在此實施例中，多工處理於是只能用於128個換能器之部分，例如，一“次孔徑”同時被使用。一多工電路被用來制定自主動換能器而來的訊號走向處理電路之路線。在一實施例中，64

五、發明說明 (16)

個換能器同時被使用，且他們同時被處理電路之 64 個頻道服務。在影像數據從第一組 64 個換能器獲得之後，下一組換能器被啟動去收集更多的數據。一典型的滑動掃描處理被用於一元件上滑動之每一個連續的 64 個元件組中，其導致一重疊之次孔徑掃描區域產生。在次孔徑掃描期間，一空間窗處理被用來減少影像散亂，例如，在透過側波瓣所獲得之影像的能量是不同於陣列回應之主波瓣的。無論是動態改變空間窗或一截去非改變空間窗皆可使用。然而，已被發現該截去窗較易安裝。

在此實施例中，為了設立每一組主動元件之延遲，在線性掃描模中，相同組之延遲被向下載幫助該組元件記憶體。當該次孔徑移至連續之組別時，代表個別延遲數位字元被有效地旋轉經過每個處理頻道之記憶體及控制電路。也就是說，對第一組元件而言，編號 1-64 之延遲被負載進入各別的處理電路 1-64。而對下組而言，1-64 延遲被負載進入各別之 3-64，1-2 頻道等等。此旋轉多工的延遲數據值實際上加強本發明的有效性，因為需要來儲存所有延遲之記憶體數量實際上被減少，需要的硬體數也同時被減少。

在另一取代之較佳實施例中，一可採用之波束形成電路被用來代替雙級延遲線，以提供所需解析之所要的延遲，在該可採用之波束形成技術中，一反饋電路感測自一抽頭延遲線而來之總和接收訊號，並產生正確訊號。該正確

五、發明說明 (18)

(× , ヲ) 陣列是有可能的，這方面提供更大的彈性。因此，整個優點點是利用不同之超音波掃描頻率和成像深度。此，在影像數據被掃描轉換之後，其依據它最後想要表現格式被後加處理。例如，為了顯示之呈現，該 (× , ヲ) 數據值可被數位化和格式化。另外可取代的，該 (× , ヲ) 數據值可被解調裝置或任何其他著名之通訊方法將數據傳輸至遙遠位置。本發明之超音波成像系統利用包含一脈衝都普通處理系統，也能移動物體之成像。來自波束形成電路之數據被向前推至該脈衝都普通處理裝置。來產生用於移動物體之影像數據。例如，該脈衝都普通處理裝置可被用來產生血液流動經身體組織之顏色流動圖影像。

在另一較佳實施例中，數據處理和顯示單位可以是一單而小的電池夾在使用者口袋之內。系統可以完全手構式的或者身上或夾在使用者口袋之內。系統可以完全手構式的。本發明之超音波成像系統有幾個在先前之傳統之上的優點。因為很多的通訊號處理電路被整合在在晶片上，所以可以在掃描頭內完成通訊號之損耗實質上被減少。此導致更大地之複雜性，因此通訊號之損耗實質上被減少。同時，因為改進了有高分析度高品質影像形成之性能。同時，因為信號總和在掃描頭內執行，故而只有一單、一電纜導體線極少之電纜導體線被需要來傳輸影像訊號至數據處理電路。

五、發明說明(19)

。其所需之電纜的複雜性和昂貴性遠小於用於傳統系統者。

本發明之成像系統之手攜性是一非常重要的資產。如同上述，該系統包括一小的手持掃描頭、一小的電纜和一手提的數據處理及顯示單位，如一具有集成之液晶或其他平板之顯示和鍵盤 (keypad)。其可用電池供以電力，因此易於攜帶至遠處需要立即注意之人，以執行立即之診斷評估。藉著利用本發明之視頻數據壓縮，聚集式遠處位置之影像數據可以用調制解調裝置或無線蜂巢式耦合或他著名之方法轉移至一醫院來作評估。然後，治療指示可被接回至操作者，在此病人可被立刻施以治療。

本發明之另一較佳實施例，包含如上所述之電路和方法來為二維換能器陣列裝置。例如，該換能器裝置提供在一第一二維內對焦且可在一多線性陣列之行列間使用一較粗略的分隔空間。

本發明另一較佳實施例包含在一聽診器內使用一超音波換能器裝置。此系統提供聲頻信息給使用者，以及一超音波成像容量。

本發明之另一較佳實施例包含在皮膚墊片內使用一超音波換能器裝置。其可用作心臟之監測，利用將換能器裝置定位在病人肋骨之間，以傳輸及接收訊息。

本發明之另一較佳實施例，係在超音波內部探針或影像管之末端結合此處所述之處理與控制電路。其提供更

五、發明說明 (20)

可塑及低成本之影像探針，該影像探針則用於診斷及治療。

圖示之簡單說明

本發明之前述及其他的目的、特點及優點，從下列對本發明較佳實施例之進一步的描述，可以更加清楚。如配合的圖示所描述的，其中類似參考符號者當成相同之部分貫穿不同的視圖，該圖示只是用來說明本發明的原則，不必去刻意地強調。

圖 1 A 和 1 B 各別顯示一傳統成像陣列之方塊圖，當其被用於一超音波成像系統並且與一區域對焦模內一單一脈衝及多重脈衝之傳輸脈衝圖案相結合。

圖 2 A - 2 C 各別顯示包含光學鏡片、時間延遲及相位延遲操作之三個不同的傳統成像或波束對焦技術的方塊圖。

圖 3 係本發明之超音波成像系統較佳實施例之簡易圖示。

圖 4 係本發明之超音波成像系統較佳實施例之簡易功能方塊圖。

圖 5 係本發明之超音波掃描頭之較佳實施例之簡易功能方塊圖。

圖 6 顯示依據本發明之波束形成及對焦電路的陣列之操作方塊圖。

五、發明說明 (1)

圖 7 顯示依據本發明之波束形成及對焦電路的陣列之更詳細操作方塊圖。

圖 8 顯示本發明之另一取代實施例的操作方塊圖，其中每一個波束形成及對焦電路併入一自鎖電路。

圖 9 顯示用於依據本發明自鎖電路之典型實施例之簡易方塊圖。

圖 10 顯示本發明另一取代實施例之操作方塊圖，其中每一個波束形成與對焦電路之選擇輸出皆被附加至各別的乘法器電路。

圖 11 顯示本發明之另一取代實施例之操作方塊圖，其中本發明之複數個波束形成及對焦電路被安排在傳輸模中操作。

圖 12 係依據本發明可採用之波束形成電路之較佳實施例之簡易功能方塊圖。

圖 13 顯示依據本發明波束形成和對焦電路之陣列的另一取代實施例之簡易方塊圖，其利用一程控採樣選擇電路及一程控延遲單位。

圖 14 A 顯示用於依據本發明之記憶體控制程控採樣選擇電路之典型實施例之略圖。

圖 14 B 包含圖 14 A 之採樣選擇電路之時序圖。

圖 15 係依據本發明之記憶體與控制電路之另一取代之較佳實施例的簡易方塊圖。

圖 16 顯示圖 13 圖之波束形成電路之實施例之簡易

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

裝

五、發明說明 (2)

方塊圖，其中使用電荷耦合裝置 (C C D) 程控延遲線。

圖 1 7 係依據本發明之記憶體與控制電路之另一取代之較佳實施例之詳細圖示方塊圖。

圖 1 8 係依據本發明之記憶體與控制電路之另一取代之較佳實施例之詳細圖示方塊圖。

圖 1 9 顯示本發明之一取代實施例之方塊圖，其中每一個波束形成及對焦電路之選擇輸出被附加至各別的乘法器加權電路。

圖 2 0 顯示本發明之另一取代實施例之方塊圖，其中該乘法器加權電路被放至延遲單位之輸入。

圖 2 1 顯示本發明之另一取代裝置之方塊圖，其中一用來做時域內插作用有限脈衝響應 (F I R) 濾波器被放置在延遲單位之後。

圖 2 2 顯示一有限脈衝響應 (F I R) 濾波器裝置之方塊圖，其中固定重量乘法器被用來作輸入採樣內插作用。

圖 2 3 係顯示一取代之 F I R 濾波器裝置之方塊圖，其中該程控乘法器被用以作輸入採樣內插作用。

圖 2 4 係一概略圖，其顯示本發明之掃描轉換過程。

圖 2 5 係依據本發明之脈衝都普勒處理單位之簡易功能方塊圖。

圖 2 6 係依據本發明使用雙脈衝都普勒處理器之顏色流動圖晶片之簡易方塊圖。

圖 2 7 係本發明之超音波成像系統之另一取代的較佳

五、發明說明(八)

實施例之簡易功能方塊圖。

圖 2 8 係一曲線圖，依據本發明，其用於子系統掃描期間，比較截去非改變空間窗與動態空間窗兩者。

圖 2.9 A 與 2 9 B 係用於本發明之超音波成像系統之兩個使用者可選擇的顯示呈現格式之簡易圖示。

圖 3 0 A 係依據本發明在一線性超音波換能器陣列及一直角掃描區域之間的關係之簡易說明。

圖 3 0 B 係依據本發明在一彎曲超音波換能器陣列及彎曲掃描區域之間的關係之簡易說明。

圖 3 0 C 係依據本發明在一線性超音波換能器陣列及一梯形掃描區域之間的關係之簡易說明。

圖 3 0 D 係一相位陣列掃描區域之簡易說明。

圖 3 1 係依據本發明之電路板之簡易功能方塊圖。

圖 3 2 係依據本發明一線性掃描頭之一實施例之簡易部分截面圖。

圖 3 3 係圖 3 1 之掃描頭之簡易側截面圖。

圖 3 4 係依據本發明使用一彎曲換能器陣列的掃描頭之簡易部分截面圖。

圖 3 5 係依據本發明之內部超音波探針之簡易截面圖。

。

圖 3 6 係頂峰流程圖，其說明用於控制本發明之操作之軟體邏輯流程圖。

圖 3 7 係依據本發明之二維換能器陣列之透視圖。

五、發明說明 (4)

圖 3 8 係依據本發明之電子超音波聽診器之簡易說明

。

圖 3 9 A 及 3 9 B 說明依據本發明之超音波換能器插線 (patch) 系統。

圖 4 0 A 及 4 0 B 說明依據本發明之超音波探針及導管。

發明之細節說明

圖 3 係本發明之超音波系統之簡易圖示，該系統包含手持掃描頭 12，其耦合至一手攜式的數據處理和顯示單位 14，其可以是一膝上型電腦。可取代的，該數據處理和顯示單位 14 可以包含一被介面至一陰極射線管之個人電腦或其他電腦，以提供超音波影像之顯示。該數據處理器顯示單位 14 可以是一小而重量輕的，單片單位小至可被使用者手持、裝戴或攜帶。該手持顯示器之體積小於 1000 立方公分且最好是小於 500 立方公分。雖然，圖 3 顯示一外部掃描頭，然而，本發明之掃描頭也可以是一內部掃描頭，其透過一流明 (lumen) 被採用來插入身體內做內部之成像。例如，該掃描頭可以是一用來做心臟成像之 transesophageal 探針。

掃描頭 12 利用一電纜 16 連接至數據處理器 14。在一取代之實施例中，系統 10 包含耦合在該掃描頭 12 和該數據處理器與顯示單位 14 之間的介面單位 13。該

五、發明說明 (5)

介面單位 13 最好是包含控制器並具有一數位訊號處理器 (DSP) 之處理電路。該介面單位 13 執行所需之訊號處理任務並提供訊號輸出至該數據處理單位 14 和 / 或掃描頭 12。

該手持罩子 12 包含一換能器選擇 15A 和一操作選擇 15B。該換能器選擇 15A 之溫度被維持在低於 41 °C，致使接觸病人皮膚之罩子部份不會超過此溫度。該操作部份 15B 不超過一第二較高溫度，最好是 50 °C。該手持掃描頭擁有一小於 1000 立方公分之體積，且最好是小於 500 立方公分，且沿著它的主軸長度小於 20 公分。

圖 4 係本發明之超音波成像系統 10 一實施例之簡易功能方塊圖。如圖 4 所示，該掃描頭 12 包含一超音波換能器陣列 18，其傳輸超音波訊號進入一影像目標 11 之相關區域，例如一人類組織區域，和接收從該影像目標反射回來之超音波訊號。該掃描頭 12 也包含換能器驅動電路 20 及脈衝同步電路 22。該脈衝同步器 22 把一系列精確定時和延遲脈衝向前推至驅動器 20 之高電壓驅動器電路。當每個脈衝被驅動器 20 所接收時，該高電壓驅動器電路被啟動，把一高壓驅動訊號向前推至換能器陣列中的每一個換能器 18，以啟動該換能器去傳輸一超音波訊號進入影像目標 11。

該影像目標 11 所反射之超音波回波係被陣列 18 內之超音波換能器所偵測。每個換能器將被接收的超音波訊

五、發明說明(26)

號轉換成一代表的電訊，其被前推去前置乘法器電路 24 及時變增益控制 (T G C) 電路 25。該前置乘法器電路 24 將自換能器陣列 18 而來之電訊水平，設定在適合作後繼處理之水平，而該時變增益控制電路 25 被用來補償，當聲波脈衝貫穿人類身體組織時，其所產生之衰減，同時也驅動該波束形成電路 26 (如下所述) 來產生一線影像。該被調節之訊號被向前推至該波束形成電路 26，其引入適當之差異延遲進入每一個接收訊號，以能動態地將訊號對焦，致使一正確影像得以產生。被該波束形成電路 26 所延遲的電路被總和來產生一單一訊號，其在電纜上被向前推至該數據處理器和顯示單位 14。該波束形成電路 26 和延遲電路被用來引入差異延遲進入接收訊號，以及脈衝係由脈衝同步器產生之細節將在下面詳細討論。

在一較佳實施例中，動態對焦和總和訊號被向前推至一類比／數位轉換器 27，其將總和訊號數位化。然後，數位訊號數據在電纜 16 之上從該類比／數位 27 向前送至緩衝器記憶體 29 和 31。應該要注意的是，該類比／數位轉換器 27 並不被用在一取代之實施例中，其中該類比總和訊號被直接在系統電纜傳送，該類比／數位轉換器 27 為了簡易之便，從更多的說明中去除。

來自緩衝器記憶體之數據被向前推經過調制和對數壓縮電路 40A 至該數據處理單位 14 內之掃描轉換單位。該掃描轉換電路 28 將自該波束形成電路 26 而來的數位

五、發明說明 (27)

訊號數據從極座標 (r , θ) 轉換至直角座標 (x , y) 。在轉換之後，該直角座標數據被向前推至後訊號處理級 32，在此其被格式化於顯示器 32 上作顯示和 / 或在視頻壓縮電路 34 內作壓縮之用，該視頻壓縮電路 34 將在下面詳細說明。

數位訊號數據從緩衝器記憶體 29 被向前送至一數據處理器單位內之脈衝或持續的都普勒處理器 36。該脈衝或持續的都普勒處理器 36 產生被用以移動目標身體組織 11，例如，正在流動的血液之數據。在該較佳實施例中，利用脈衝都普勒處理過程，一顏色流程圖被產生。該脈衝都普勒處理器 36 將其已處理數據前推至該掃描轉換電路 28，在此該數據之極座標被轉譯成適合顯示或視頻壓縮之直角座標。

具有一條微處理器形狀之控制電路控制該超音波成像系統 10 之操作。該控制電路 38 控制經由一記憶體 42 和一控制線 33 被引入在脈衝同步器 22 以及波束形成電路 26 兩者之差異延遲。在一實施例中，該差異延遲係被程控抽頭之電荷耦合裝置，將在下面詳細說明。該延遲線被抽頭係由儲存在記憶體 42 之數據所命令。該微處理器 38 控制粗略和精細的延遲線抽頭數據從記憶體 42 向下載至脈衝同步器 22 和波束形成電路 26 兩者之內的一晶片記憶體。在另一實施例中，該延遲係被延遲處理電路所控制，其包含一耦合至程控延遲單位，如下所述，之程

五、發明說明(28)

控輸入採樣處理電路。

該微處理器 38 也控制一記憶體 40，其儲存被該脈衝都普勒處理器 36 和掃描轉換電路 28 所用之數據。將可被了解的是，記憶體 40 和 42 可以是一單一記憶體或多重記憶體電路。該微處理器 38 也以該後訊號處理電路 30 和視頻壓縮電路 34 當成介面以控制其個別之功能。如下面詳述之該視頻壓縮電路 34 壓縮數據以允許影像數據經由一傳輸頻道傳輸至遠處地點來顯示和分析。該傳輸頻道可以是一調制解調裝置或無線蜂巢式通訊頻道或其他著名的通訊方法。

本發明之手攜式超音波成像系統 10 最好是用一電池 44 供以電力。從該電池 44 來的原始電池電壓驅動一穩定電源，其提供穩定電力至成像系統 10 內所有的子系統，其包括那些放在掃描頭內之子系統。因此，至該掃描頭之電力是在電纜 16 上從該數據處理和顯示單位 14 提供。

圖 5 係用於本發明之超音波成像系統之掃描頭 12 的一實施例之詳細圖示功能方塊圖。如上所述，該掃描頭 12 包含在圖 3 中標示為 18-(1), 18-(2), 18-(N) 之超音波換能器的一陣列，其中 N 是在陣列中的換能器之總數，典型為 128 個，每一換能器 18(1)-18(N) 被耦合至一獨立處理頻。

每個處理頻道 17(1)-17(N) 包含一獨立的脈衝同步

五、發明說明 (29)

器 22(1)-22(N)，其提供定時之啟動脈衝至一獨立的高電壓驅動器電路 20(1)-20(N)，其輪流提供一驅動訊號至一在傳輸模內之獨立換能器 18(1)-18(N)。每個處理頻道 17(1)-17(N) 同時也包含獨立的濾波前置乘法器電路 24(1)-24(N)，其包含電壓鉗位電路，其在接收模中，放大與鉗位來自換能器 18(1)-18(N) 之訊號在一適當之電壓水平。該時變增益控制電路 (T G C) 25(1)-25(N) 控制訊號的水平，而該波束形成電路 26(1)-26(N) 執行訊號之動態對焦，利用引入差異延遲進入每個訊號，如下詳述。自波束形成電路 26(1)-26(N) 而來的輸出在一總和節點被總和，以產生最終對焦訊號，其在電纜 16 上被傳輸至數據處理和顯示單位 14 作後繼處理之用。

在本發明中，波束形成及對焦電路 26 之一實施例，可被整合在一單一微晶片上，且使用級聯電荷耦合裝置 (C C D) 抽頭延遲線以提供導致一具有精細時間解析之寬大範圍的延遲產生之個別的粗略和精細延遲。本發明之波束形成系統之本實施例，此處當做是電荷嚙處理電路 (C D P)，包含複數個處理電路，其在一接收模中，差異地延遲影像波形之訊號代表，因要產生一對焦影像其被當成是從該目標物體所反射之超音波能量而吸收。在傳輸模中，處理電路差異地延遲訊號，其被當成是超音波能量利用換能器 18(1)-18(N) 之陣列，將之傳輸至一目標物體，以更產生一對焦之定向波束。

五、發明說明(30)

每個處理電路包含一具有複數個可在接收模操作之第一延遲線，用來接收一影像波形和將之轉換成採樣數據，如電荷小包。在傳輸模中，第一延遲線接收成像訊號並將之轉換成採樣數據，如電荷小包。一選擇控制電路是可操作來讀自第一延遲線之一選擇第一延遲單位而來之採樣數據。控制電路更可操作來讀自該第二延遲線之一選擇第二延遲單位而來之採樣數據，致使可回應一選擇第二延遲時間以調節該影像波形或成像訊號之粗略延遲解析。

在接收模中，一總和電路被提供來總和從每個處理電路內之每一個選擇第二延遲單位而來之採樣數據，以便產生一對焦影像。在傳輸模中，一輸出電路被提供來轉換每個處理電路內之每一個選擇第二延遲單位而來之採樣數據，成為對焦定向波束之訊號代表。

該波束形成及對焦操作包含形成一如用所有換能器元件所觀察到的波形之總和。然而，在此總和中，該波形必須被差異地延遲，致使其皆可到達在一總和電路 19 (圖 5) 之相位內。於是，依據本發明之每個波束形成電路 26 在每個處理頻道上提供一相異之時間延遲。然後，被加在相位內以產生一對焦訊號之訊號被推向該數據處理器和顯示單位 14。

對每個標稱掃描方向而言，該差異延遲需要由陣列內之一換能器元件 18(K) 所接收的信息，相對於該第一元件 18(1)，主要是用 K 來改變，以一小的校正當成是時間

五、發明說明 (31)

的一個函數來校正焦點之深度。該延遲之全面控制可以包含非常精細之時間解析以及一個大範圍的延遲。然而，對於一選擇波束形成方向而言，此延遲之設定係由每個頻道內之粗略延遲的結合所完成，以對方向及對每個結合對焦以及改造該原來之粗略校正的頻道之精細延遲作近似補償。

依據該波束形成電路 26 之一較佳實施例，如圖 6 所示之操作方塊圖的形狀，每一個波束形成電路 26，係分別被安排在其中一預定的一個 N 個平行處理頻道 17(1)-17(N)，每個換能器元件 18(1)-18(N) 之陣列各一個。每一個波束形成電路 26，係包含二個級聯抽頭延遲線 56(1)-56(N)，58(1)-58(N)。每個電路接收來自一時變增益控制電路 25（見圖 3）之訊號，將之當成是一輸出。在每一頻道內之第一延遲線 56，提供一精細時間延遲給它的接收訊號，而該級聯第二延遲 58 則提供一粗略時間延遲。每一精細延遲線有一結合的程控抽頭選擇電路 57(1)-57(N)，及每一粗略延遲線有一程控的抽頭選擇電路 59(1)-59(N)，其兩者將更詳細地描述於後。該抽頭選擇電路是可操作來影響一可變的延遲時間，當作是抽頭位置之函數。

在電路 26 之操作期間，由每個換能器元件 18 所接收之訊號被持續地附加至其相對應之處理頻道 17 之輸出。至每個處理頻道之輸入訊號被轉換成採樣數據之一順序

五、發明說明 (32)

，來作初始傳播經過該個別的精細抽頭延遲線 56。依據本發明之一較佳實施例，該精細 56 和粗略 58 兩者抽頭延遲線是電荷耦合裝置 (CCD) 抽頭延遲線。典型的程控電荷耦合裝置抽頭延遲線被描述在，例如，Beynon 等發明之“電荷耦合裝置及其應用之內”，McGraw-Hill (1980)，在此併入參考。於是，在使用電荷耦合裝置延遲線之處理電路 26 之典型的配置中，至每個處理頻道之輸入訊號被轉換成電荷小包之一順序，來作後繼之傳播經過該精細和粗略的延遲線。

在一預定的時間，其視由系統 10 選擇之抽頭位置而定，一延遲採樣不是被破壞性就是非破壞性地從該精細延遲線 56 之選擇抽頭被感測。該延遲採樣被輪流地輸入至相對應之粗略延遲線 58 的前端。該選擇延遲採樣自此後傳播經過該粗略延遲線，且再被破壞性和非破壞性地感測，在一適當選擇的抽頭位置上，其對應於一依據該超音波成像系統之操作所指定之預定的時間延遲。自每個處理頻道之粗略延遲線而來的感測採樣數據同時被一總和電路 19 總和，以形成輸出波束。

現在參考圖 7，一更詳細之圖 5 和圖 6 之波束形成電路 26(1)-26(N) 之操作方塊圖被顯示。如所說明的，用於該精細延遲線之程控抽頭選擇電路 57(1)-57(N)，每個皆包含獨立的精細抽頭選擇電路 60(1)-60(N) 和精細抽頭選擇記憶體單位 62(1)-62(N)。輪流的用於該粗略延

五、發明說明(37)

遲線之程控抽頭選擇電路 59(1)-59(N)，每個皆包含獨立的粗略抽頭選擇電路 64(1)-64(N) 和粗略的抽頭選擇記憶體單位 66(1)-66(N)。

依據波束形成電路之一較佳實例，該精細和粗略延遲線有不同的時鐘速率。該精細延遲線之時鐘速率被定在高於該粗略延遲，因而能夠提供比該粗略延遲線的時間延遲更精細之時間延遲。例如，在一典型的配置中，每個電路 26 有一 32 級精細抽頭延遲線，其時鐘定在 40 百萬赫茲 MHz，及一 32 級粗略抽頭延遲線，其時鐘定在 2 百萬赫茲。此一配置 (configured) 電路可提至一程控的 25 毫微秒 (ns) 延遲解析高至一 16 微秒 (μs)。相反的，此將被重視的是，假如，一單一延遲線被使用，則其將需要接近 640 級的延遲，再者，由於本發明之波束形成電路之級聯延遲線構造，一具 64 級 5 位元寬之局部記憶體是適合來提供一深度高達 15 公尺之動態對焦函數。然而，假如一單一延遲構造被使用，則其需要一 1280 級長 640 位元寬之局部記憶體。

在一個別的波束形成電路 26 之操作期間，該精細延遲線抽頭經由記憶體 42 (見圖 4)，在每個回波接收時間期間被微處理器 38 持續地改變，以提供動態對焦。該精細抽頭選擇電路 60，其為一數位解碼器形狀，以及該局部精細抽頭選擇記憶 62 被用來選擇該精細延遲線 56 之理想的抽頭位置。例如，該微處理器指示記憶體 42 去

五、發明說明(34)

向下負荷一數據字元至記憶體 62 以提供該選擇抽頭位置之位址代表至該選擇電路 60 作為解碼之用，輪流的，該選擇電路 60 影響自該選擇抽頭而來的數據採樣。在一典型之實施例中，一 5 位元解碼器被用來提供一 32 抽頭之選擇。

該粗略延遲線 58 之抽頭位置被一次設立在每個回波回來之前且在每個方位觀查方向之間不被改變。當利用該精細延遲線之操作時，該粗略抽頭選擇電路 64，其為一數位解碼器之形狀，被用來連接該局部粗略抽頭選擇記憶體 66，以選擇該粗略延遲線之理想的抽頭位置。

圖 8 顯示本發明之波束形成電路 26 之一取代實施例之一操作方塊圖。其中每個線路 26 包含一獨立的自鎖電路 70(1)-70(N)，其產生一抽頭設定訊號至每個精細抽頭選擇電路 60(1)-60(N)。當該抽頭設定訊號被提供至該精細抽頭選擇電路時，抽頭選擇將被固定在該精細抽頭延遲線之最後抽頭上（例如對焦點），因此，動態對焦功能是不能被操作的。此操作係由該成像系統在一位置所控制，例如，該對焦點是在遠離不需要一精確之精細延遲時間之換能器元件的距離之處。以此方式該精細抽頭選擇記憶體 62 被減小。

依據本發明之自鎖電路 70 之典型實施例係如圖 9 所示。在操作中，當該門鎖被微處理器 38 設定在高時，來自記憶體 62 數位數據將通過 CMOS 再通過電晶體，且

五、發明說明 (35)

該界定電晶體轉換器提供一輸出至該合適的抽頭選擇電路（解碼器）60，致使可以執行該動態對焦之功能。相反的，當該門鎖被設定在低時，該通過電晶體則失效，而因此該轉換器輸出將被閉鎖至記憶體內的最後一數據位址，例如，最後之抽頭選擇位置。

利用由一傳統著名之矽工廠，軌道半導體公司（Orbit Semiconductor, Inc）所提供的1.2微秒電荷耦合裝置／互補金氧半電晶體製造過程，以上述之精細／粗略延遲構造為基礎之一原型10頻道波束形成晶片已被設計並於製造中。由於每個精細和粗略延遲線之緊密性，與其對應控制電路之簡便性，此方法調節一64元件接收陣列之波束形成電子的配置被整合在一個單一的微晶片上。

在本實施例之原型的波束形成晶片中，每個處理電路包含二個級聯程控抽頭延遲線（每個16級長），二個4位元互補金氧半電晶體解碼器和一4x64位元局部記憶體，用來儲存該抽頭位置。該原型以10個處理頻道配置，其每一個包含本發明之處理電路，其被製造在單一的矽晶片上。每個處理電路可以提供一25毫微秒延遲解析高至10微秒之程控延遲。該波束形成晶片運作，致使在每一個方位視角，從一影像點而來之回波回復訊號在一被換能器元件所接收之指定範圍上，被相對應之處理頻道所採樣。每一個處理電路提供理想之補償延遲至每個接收回復訊號，然後，所有的延遲輸出被一起總和以形成一單一波束

五、發明說明(26)

或一對焦影像點。結合每個處理頻道之晶片面積只有 500×2000 平方微米 (μm^2)，其循著用於一 64 元件接收器陣列之動態波束形成電子可被整合在一具有晶片面積小如 64 平方厘米之一單一晶片內，其與傳統裝置比較，相當於減少三至四個十次方的尺寸大小。

本發明之精細／粗略抽頭構造用二個級聯電荷耦合裝置抽頭延遲線調節一具有一 25 毫微秒解析之一 12 微秒延遲。特別是，該構造包含一第一 16 級長延遲線，其時鐘定在 40 百萬赫茲，和一第二 32 級長延遲線，其時鐘定在 2 百萬赫茲。該較短延遲線和結合這些較短延遲線之抽頭電路之簡易性允許所有影像產生之電子被整合在單一晶片上。一單一晶片對 128 元件陣列，以和傳統裝置相比較，其減低超過二個十次方之晶片面積大小、電力損耗及重量之方式。

本發明之波束形成電路 26 之另一取代實施例之操作方塊圖顯示在圖 10，其中每一粗略延遲線 58(1)-58(N) 之選擇輸出被附加至獨立的乘法器電路 80(1)-80(N)，在被提供至獨立的乘法器電路 80(1)-80(N)，在被提供至總和電路 19 之前。一用於上述之波束形成電路實施例中之典型乘法器被描述在共同並存之美國專利申請案號第 08/388,170，由 Alice M. Chiang 於一九九五年二月十日所提出之“使用可更新之加權技術之單一晶片自適濾波器”，在此併入參考。

五、發明說明(39)

該乘法器 80 之配置將調節 apodization 技術之使用，例如合併一傳統著名之漢明權或碼在該接收陣列之上，以減低旁瓣電平和產生更佳品質之影像。類似圖 8 之實施例，自鎖電路 70(1)-70(N) 可被包含來與每一個波束形成電路相結合，以便控制該精細延遲線 56(1)-56(N) 之抽頭選擇位置的閉鎖。傳統的 apodization 和漢明權技術被描述於，例如，Gorden S. Kino 發明之聲波：裝置、成像及類比訊號處理，由 Prentice-Hall, Inc. 於一九八七年提出之專利案，在此供人參考。

圖 1 1 顯示一級聯雙抽頭電荷耦合裝置延遲線之操作方塊圖，其用於脈衝同步器 22(1)-11(N) 以產生延遲進入本發明之超音波系統 10 之傳輸模中各別的傳輸訊號。每個脈衝同步器電路 22(1)-22(N) 包含二個級聯抽頭延遲線 56(1)'-56(N)' 及 58(1)'-58(N)'。在每一處理頻道內之第一延遲線 56' 提供每一精細時間延遲給被傳輸的訊號，而級聯第二延遲線 58' 提供一粗略的時間延遲。

每一精細延遲線有一結合的程控精細抽頭選擇電路 60(1)'-60(N)'，其接收自獨立精細抽頭選擇記憶體單位 62(1)'-62(N)' 而來之抽頭選擇位址。每一粗略延遲線有一結合的程控粗略抽頭選擇電路 64(1)'-64(N)'，其接收自獨立精細延遲選擇單位 66(1)'-66(N)' 而來之抽頭選擇位址。該抽頭選擇電路可操作來影響一可變之延遲時間，當作是抽頭位置的函數。

五、發明說明 (38)

在該脈衝同步器 22 傳輸模中操作期間，經由記憶體 42（見圖 4）被微處理器 38 所提供之訊號持續附加至每個處理頻道 17(1)-17(N) 之輸入。至每個頻道之輸入訊號被轉換成為初始傳播通過該獨立精細抽頭延遲線 56 之採樣數據的順序。在一利用電荷耦合裝置延遲線之脈衝同步器電路 22(1)-22(N) 之典型配置中，至每個處理頻道之輸入訊號被轉換成為後繼傳播通過該精細和粗略延遲線之電荷小包的順序。

在一預定時間，其視該成像系統選擇之抽頭位置而定，一延遲採樣不是破壞性就非破壞性地從該精細延遲線 56 之選擇抽頭被感測。該延遲採樣輪流被輸入至相對應之粗略延遲線 58 的前端。該選擇延遲採樣自此傳播通過粗略延遲線，且再一次於一適當選擇抽頭位置被感測，其位置是對應於依據超音波成像系統 10 之處理器 38 之操作所指定之一預定的時間延遲。然後來自每個粗略延遲線 58(1)-58(N) 之感測採樣數據被當成超音波脈衝訊號來轉換和傳輸，利用相對應之換能器元件 18(1)-18(N)。依據本發明之較佳實施例，每個脈衝同步器電路之精細和粗略延遲線皆有不同之時間速率。在傳輸模中，精細延遲線可以將時鐘定在比其在粗略延遲線較高或較低，以便完成理想的波束形成及對焦。

在本發明另一實施例中，一自適波束形成影像技術被用在該波束形成電路 26 和該脈衝同步器 22 兩者，以引

五、發明說明 (39)

入適當延遲來產生一對焦影像。該自適波束形成技術利用壓縮加工品改良影像品質和空間解析，由於在換能器陣列回應之旁瓣中之發散源和凌亂而產生者。此自適波束形成電路也可被裝置在一個單一晶片上。

自適波束形成成像技術係一模型基礎之方法，用以重建來自超解析技術獲得之影像。ABI提供解析之改良和旁瓣散亂及斑點之減少。用於成像之超解析算法修正方法包含二維多重訊號分類 (MUSIC) 和二維極大似然方法 (MLM)，結合作理想反向散射 (振幅和相位) 之自適波束形成成像技術提供此傳統成像方法更好的偵測性能。

圖 12 係說明依據本發明置於掃描頭 412 內之自適波束形成電路之一實施例之簡略功能方塊圖。在此自適波束形成電路 426 中，有限脈衝響應 (FIR) 之各別的乘法器重量被一反饋迴路所控制，以此種方式致使可減少凌亂、干擾或有限脈衝響應濾波器。在任一情況中，該自適電路用以去除散亂和干擾，例如那些在陣列圖案之旁瓣中所引起的，以產生一具有很高正確性和解析的影像。

該波束形成電路 426 之每個處理頻道 428(1)-428(N) 在一獨立之抽頭延遲線 430 上接收一來自一獨立之時變增益控制 (TGC) 電路之訊號。該波束形成電路 426 包含 N 個處理頻道 428，每個在陣列 18 之換能器皆有一個。每一抽頭延遲線 430 分接 (TAPPED OFF) 之訊

五、發明說明 (40)

號被一組加權多工數位／類比轉換器接收。每一個處理頻道 K 包含 M 個加權乘法器 432，標為 432k1-432km。乘法器之加權被設定以產生從每處理頻道來的輸出訊號，其在一總和節點 419 上被總和。該總和訊號在系統電纜 416 之上被向前推至系統控制電路，例如在數據處理和顯示單位 414 內之微處理器。該處理器 438 分析訊號之此類影響如散亂，旁瓣和干擾之著名特性。為了回應此種影響之偵測，該微處理器 438 產生控制訊號，其用來驅動乘法器加權 432 以調整訊號致使輸出訊號免除這些影響並將控制訊號向前推至該線 440 上之乘法器，經由系統電纜。因此，該自適波束形成電路包含一反饋電路，其改變自每一頻道之抽頭延遲線而來之接收訊號，在訊號被總和之前。該總和訊號被感測，和其於感測之校正訊號在反饋迴路內被向前推至乘法器以校正該總和訊號。

該自適波束形成成像技術 (A B I) 導致一影像具有較高之解析和比先前技術更容易獲得的全面品質。如該自適波束形成成像技術導致至少二至三倍比傳統成像技術更好的解析。如一在傳統超音波之範例，在一 5 百萬赫茲之頻率，可以得到大約 1 釐米之解析。利用自適波束形成成像技術，可獲得一接近 300 毫秒之橫向解析。

圖 1 3 係對本發明那些在圖 6 和 1 2 中之波束形成電路的另一取代實施例之一詳細方塊圖。參考圖 1 3，該波束形成電路 226 可用以在接收模作動態波束形成及對焦

五、發明說明 (41)

。

如圖 1 3 所示，波束形成電路 226 包含 N 個平行處理頻道 217(1)-217(N)，在超音波換能器陣列內之每一個元件 18，都會有一個此波束形成電路（見圖 5）。每一個頻道 217(1)-217(N) 包含一獨立之延遲單位 201(1)-201(N)、一獨立之程控輸入採樣電路 204(1)-204(N)、獨立之局部記憶體及控制電路 206(1)-206(N)，以便儲存及選擇在該延遲電路 202(1)-202(N) 內之適當延遲給予來自該採樣電路 204(1)-204(N) 之被採樣影像數據。

波束形成電路 226 同時也包含一中央記憶體 203，其儲存所有處理頻道 217(1)-217(N) 所需之全部延遲值。在一個實施例中，對每一個掃描線而言，中央記憶體 203 下載延遲數據值至該所有處理頻道 217(1)-217(N) 之記憶體及控制電路 206(1)-206(N)。儲存在每一個局部記憶體內之延遲值使用來控制被每一個獨立採樣選擇電路 204(1)-204(N) 所執行之採樣選擇以及被每一個獨立程控延遲單位 202(1)-202(N) 所產生之採樣延遲。在一個較佳實施例中，對所有處理頻道，每一個影像掃描線要求一組特定延遲，例如在相位陣列波束形成的情況中。在那實施例中，在每一個掃描線被執行之前，新延遲值組下載至局部記憶體 206(1)-206(N)。由於每個延遲單位 202(1)-202(N) 之緊密性及其相對應之採樣和控制電路 204(1)-204(N) 之簡便性，本方法允許一 128 元件接收

五、發明說明 (42)

器陣列之波束形成電子被全部整合在一單一晶片上。

波束形成電路 226 之操作將在此描述。被換能器 18(1)-18(N) 接收到的回波首先在前置放大電路 24(1)-24(N) 及時變增益控制電路 25(1)-25(N) (見圖 5) 內被放大然後被附加至相對應之獨立採樣電路 204(1)-204(N) 的輸入。此電路 204(1)-204(N) 之採樣速率 f_s 被選擇高於該相對應之延遲單位 202(1)-202(N) 之時鐘 (clock) 速率 f_c ，例如，在延遲單位 201(1)-201(N) 之一個時鐘周期內，在此有 f_s/f_c 之可能採樣。在本發明中， f_s/f_c 可能採樣之其中一個被選擇然後載入延遲單位 202(1)-202(N)。因此，均一或非均一採樣數據從回波中被選取以及載入延遲單位 202(1)-202(N) 將能被選擇。

例如，假若採樣速率選擇為 8 倍快於延遲時鐘 (clock) 速率， $f_s=8f_c$ ，在每一延遲線時鐘周期內，8 個可能採樣之其中一個以及載入其相對應之延遲單位 202(1)-202(N)。除此之外，一控制電路被加入每一個延遲單位 202(1)-202(N) 致使有最大延遲 M/f_c 之程控延遲能被提供至每一個載入延遲單位之採樣數據，其中 M 為延遲單位 202(1)-202(N) 之延遲線內的延遲級數，將與圖 15 描述於下。

在每一個延遲單位時鐘之時鐘周期，從每一個處理頻道 217(1)-217(N) 之輸出在總和電路 219 內加在一起以

五、發明說明 (43)

提供一對焦影像點。被總和電路 219 所產生之總和訊號向前進至一類比／數位轉換器 (A/D converter) 在此訊號被數位化傳送至數據處理及顯示裝置 14，或訊號能在類比形式下直接向前推進至處理及顯示裝置 14。

圖 1 4 A 為可控本發明採樣電路記憶體之典型實施的簡易方塊圖，及圖 1 4 B 說明採樣處理之時序圖。在此例示中，採樣速率 f_s 被假設為 8 倍快於延遲時間 202 之時鐘速率 f_c ，例如，當在一被給之延遲線 202 之時鐘周期 $1/f_c$ 內，8 個採樣數據項目能從輸入波形中取出。在此架構中，8 個均一分隔的時序窗在延遲時鐘之周期 $1/f_c$ 內被採樣頻率 f_s 所界定。在記憶體及控制電路 206 的控制下，在 f_c 之每一個周期中，在其中一個時序窗內單一採樣被取出。

記憶體及控制電路 206 包含一 3 位元 B C D 計數器 216，其在採樣頻率 f_s 下被訂定時鐘 (clock) 去計數。從計數器 216 而來之 3 個輸出 218 提供其輸入至 3- 至 -8 (3-to-8) 解碼器 220，當其能指出 B C D 輸入之被解碼十進位值時，其提供一高水平輸出在 8 個輸出線 222 之其中一個上。一 8- 至 -1 多工器選擇其中一個解碼器輸出以提供在線 1126 上之採樣選擇訊號至採樣 N 型金氧半電晶體 214。

被多工器 224 所選擇之線是被記憶體 210 之 3 個數據輸出 228 在其選擇線上所控制。如圖 1 4 B 所示，假

五、發明說明 (44)

如記憶體輸出字元為 (0,0,0)，在第一個採樣窗，一單一脈衝被提供至線 226 上之採樣選擇訊號。假如記憶體輸出字元為 (0,0,1)，單一脈衝被提在第二個採樣窗，依此類推。N 型金氧半電晶體之閘極連接至採樣選擇訊號。汲極連接至輸入波形 (回波)，及源極連接至延遲線 202 以提供被採樣之訊號數據。

8 個 3 位元選擇記憶體字元儲存在記憶體 210 內之可被定址的位置。在每一個延遲線時鐘之周期內，根據所需要的採樣窗，一記憶體 210 之位置經由位址線 232 被定址以輸出被選取的 3 位元選擇字元在線 232 之上。根據所需求之採樣窗位置，控制電路 230 設定位址線至適當的位址，一旦位址線被設定，對每一個延遲時鐘之周期，控制電路 230 同時送出一啟動訊號 (enable signal) 在線 232 之上以啟動解碼器 220，乘法器 224 及記憶體 210 之輸出致使在線 1126 上之採樣選擇的脈衝被設在適當的窗。對每一個延遲之周期，因為控制電路 230 能選取一記憶體位址，所以採樣之間的分隔能被精準地控制為均一的或非均一的或有任何需求之圖形。

在一實施例中，控制電路 230 包含自身之內部儲存線路，在適當之時序窗內，此內部儲存線路藉由控制電路 230 而保有位址順序以產生採樣脈衝。在每個掃描線被執行之前，位址順序被波束產生電路 226 之中央記憶體 230 下載至儲存電路。此儲存電路能為一隨機存取記憶體

五、發明說明 (45)

(R A M) 或是移位寄存器。在此兩種情況中，在正確之時序窗內，此儲存電路在延遲線時鐘速率 f_c 下被定出時鐘以輸出被要求去採樣之位址。

圖 1 5 為相對於圖 1 4 A 示意方塊圖之另一種較佳形式之記憶體及控制電路 206A 之詳細示意方塊圖。此另一種形式之記憶體及控制電路 206A 包含一儲存電路，例如移位暫存器 205。在此實施例中，在延遲單位時鐘速率 f_c 下，此移位暫存器在延遲單位之時鐘之每一個周期中移位出預先儲存之 3 位元的字元。在每一個掃描被執行之前，從移位暫存器在輸出線 209 上移位出之輸出字元被儲存在暫存器內。根據那些使用來為了掃描線之延遲，此字元是從中央記憶體 203 被下載。在一實施例中，對每一個掃描線儲存在暫存器內字元之數目是相同於延著每一個掃描線之對焦點數目。在本較佳實施例中，有 512 個對焦點，因此有 512 個 3 位元之字元。那也就是移位暫存器 205 為一 512 級 3 位元暫存器。

記憶體及控制電路 206A 同時亦包含在選擇採樣速率 f_s 下被定出時鐘之 3 位元 B C D 計數器 207。當計數器 207 被時鐘訊號在速率 f_s 下定出時鐘時，其依序地輸出 3 位元 B C D 字元。在上所述之例示中，採樣速率 f_s 為 8 倍於延遲時鐘速率 f_c ；因此，對移位暫存器 205 之輸出線 209 上之每一個字元，8 個 3 位元 B C D 字元 0_1 至 7_1 。被輸出在輸出線 211 上。

五、發明說明 (46)

從移位暫存器 205 而來之輸出 209 及從計數器 207 而來之輸出 211 正向至一比較電路 213，其比較此二個 3- 位元字元以決定他們是否相同。當他們是相同時，一匹配被比較電路 213 指示出來以輸出一正脈衝在輸出線 1115 上。此脈衝加至採樣 N 型金氧半電晶體 214 上以採取從適當聲波換能器 18 而來之回波。離散時間採樣類比數據正向至適當的相對應延遲單位 202。

當從計數器 207 來之 3 位元 B C D 字元與從移位暫存器 205 來之 3 位元字元相匹配時，正脈衝在線 1115 上則會產生。此將會導致 8 個可能時序窗之其中一個進入被分隔之延遲線的時鐘速率 f_c 。如此，當回波被採樣時儲存在移位暫存器 205 中之 3 位元字元將決定此窗。因此，為了控制此延遲，在執行特定掃描線之前，一 3 位元字元之預定圖形被儲存在移位暫存器中藉由從中央記憶體 203 而來之下載。

圖 16 為圖 13 - 15 之波束形成電路 226 之處理頻道 217(1)-217(N) 之一較佳實施例的詳細示意方塊圖，其顯示程控延遲單位 202(1)-202(N) 較佳實施例的細節。在此實施例中，每一個延遲單位 202(1)-202(N) 包含一 M 級程控抽頭之電荷耦合裝置延遲線 221(1)-221(N)。在每一個延遲級，一個輸出被提供；因此對每一個延遲線 221(1)-221(N) 有 M 平行輸出。

在本實施例中，每一個延遲線 221(1)-221(N) 之

五、發明說明 (47)

抽頭是被有 M 個輸出之數位平行解碼器 237(1)-237(N) 所控制。根據在 B C D 輸入線 219 上，來自記憶體及控制電路 206 之被解碼的十進位值，M 個可被選擇輸出之其中一個被選取出來。例如，對一 64 級電荷耦合裝置延遲線 221(1)-221(N) 而言，一 6- 至 -64 解碼器 237(1)-237(N) 可以被使用來提供一輸出選擇。在延遲時鐘 f_c 之每一個時鐘，從採樣選擇電路 204(1)-204(N) 而來之一離散時間類比採樣被延遲線 221(1)-221(N) 所延遲，以及被提供在解碼器 237(1)-237(N) 所選取的級輸出之處。對被載入延遲線之每一個被採樣之數據而言，延遲時間能被連續地改變以提供動態對焦。從所有頻道 217(1)-217(N) 而來之被採樣的及被延遲的數據被總和在總和電路 219 中。

在圖 1 6 中，至解碼器 237 之輸入線是從記憶體及控制電路 206 而來。圖 1 7 為記憶體及控制電路 206B 之一實施例之詳細示意方塊圖，其產生解碼器輸入線 239。圖 1 7 之電路是相同於圖 1 5 之電路除了解碼器輸入線訊號 239 之產生。在圖 1 7 中，一較佳 512 級 9 位元平行移位暫存器 205 被使用來使其在形式上是相同於在圖 1 5 內之暫存器以產生在線 209 上之 3 位元字元，此在線 209 上之 3 位元字元被使用在比較電路內以產生採樣脈衝在所需要之時序窗內。一 6 位元字元同時輸出在線 239 上及正向至延遲單位 202。如前所述，此 6 位元

五、發明說明 (48)

字元被使用當作解碼器 237 之輸入以選取抽頭電荷藕合裝置延遲線 221 之適當級去引入適當延遲至採樣訊號內。

如同在圖 15 之記憶體及控制電路 206A，在執行每一個掃描線之前，採樣及延遲控制字元從中央記憶體 203 下載至移位暫存器 205A，被定出時鐘在延遲單位時鐘速率 f_c 下時，9 位元字元。在線 209 上之 3 位元字元控時序窗當回波被採樣時，以及在線 239 上之 6 位元字元控制被程控延遲單位 202 所引入採樣之延遲量。

圖 18 為顯示在圖 17 電路上改變之詳細示意方塊圖。圖 18 之另一種記憶體控制電路減少被需要在電路 206C 內之記憶體空間量。2 位元字元能被使用以替代 519 個 9 位元字元。在本實施例中，對每一個對焦點，相鄰延遲之差別且／或在第一個差別間之第二個差別被儲存以取代儲存真正的絕對延遲。在第二個差別被儲存的情況下，只要 2 個位元需要去儲存所需要之延遲資訊。因此，只有 2 位元字元需要從中央記憶體 203 下載及被移位寄存器 205B 儲存。在此狀況下，512 級移位暫存器只有 2 個位元寬。

再一次，暫存器 205B 被定時鐘在延遲時鐘速率 f_c 下。2 位元字元被暫存器 205B 輸出至積體電路 225，此積體電路包含被使用來回復從被儲存之第 1 個及第 2 個差別來而之真正延遲之雙級加法器電路。此積體步驟產生

五、發明說明 (49)

一 6 位元字元在線 239A 上，其被使用在程控延遲單位 202 中當作對解器 227 之控制輸入。產生在線 209A 上之 3 個添加之位元如前所述使用在比較電路 213 內以產生一採樣脈衝在適當時序窗下。

延遲處理電路之另一個實施例顯示在圖 19 內。圖 19 為圖 13 電路之修正示意方塊圖，其中一乘法器 205(1)-205(N) 包含於每一個程控延遲單位 202(1)-202(N) 之輸出處。此執行允許 apodization 之使用，例如，藉由合併在接收器陣列之漢明權，以減少旁瓣 (sidelobe) 水平及產生更好品質之影像。每一個乘法器之被乘數的加權功能被包含在記憶體及控制電路 206(1)-206(N) 之一在晶片上 (on chip) 之緩衝記憶體所提供。所有乘法器 250(1)-250(N) 之輸出被總和在一起在總和電路 219 處以形成一波束輸出。注意 apodization 能被實行在延遲單位 202(1)-202(N) 之輸入或輸出是很重要的。加權延遲結構之輸入顯示在圖 20 中。

前述有關於圖 13 - 20 之所有實行中，最小延遲解析是被採樣速率 f_s 所決定。另外一個提供有效延遲時小於 t_c 之實行顯示在圖 21 中。如圖 21 所示，一有限脈衝響應 (FIR) 濾波器 252(1)-252(N) 被加至程控延遲電路 202(1)-202(N) 之輸出。此 FIR 濾波器 252(1)-252(N) 能被使用以產生時域 (TIME-DOMAIN) 內插影像採樣及有效地達成延遲解析小於 t_c 。例如，假如

五、發明說明 (50)

4 個添加採樣被 F I R 濾波器 252(1)-252(N) 產生，則延遲解析為 $t_c/4$ 。

根據本發明固定加權乘法器 254，圖 22 包含一添加 F I R 濾波器 252 之一典型實施例之詳細示意方塊圖。一般而言，一乘法器要求 2 個輸入，及此乘法器輸出為此兩輸入之乘積。然而，在固定加權乘法器 254 內，被乘數被固定及只要一個輸入被需要，它的輸出為輸入乘上相同之被乘數。

一 M 級延遲線 202 被使用來保留及移位被採權及被延遲之回波。在每一個延遲級有 Q 個固定一加權多功器 254，例如，有 M X Q 乘法器 254。因此，如圖 22 所示，乘法器 254 可被視為形成一二維 Q 排及 M 行之陣列。每一個乘法器 254ij 能被座標 i, j 識別，其中 i 為多功器之排及 j 為延遲線 202 之延遲級，或陣列之列。

如圖 22 所示，在相同列之所有的乘法器共享一共同輸入，其相對應於其中一個輸入採樣。在相同列之所乘法器 254 共享一共同之輸出，其提供其中一個內插的採樣。接下來，在每一個時鐘，這裡有 Q 個添加採樣。一採樣選擇電路 256 被放置在平行輸出端以選取其中一個添加採樣，然後加諸其至總和電路 219。

圖 23 為有程控乘法器 354 之內插 F I R 濾波器 352 之另一個典型實施例之示意方塊圖。再一次，M 級延遲線 202 被使用來保留及移位被採樣及被延遲之回波。

五、發明說明 (51)

在每一個延遲級，這裡有一程控乘法器 $354K$ ，其中 $K=1, 2, \dots, M$ 。如圖 20 所示，所有乘法器 $354K$ 共享一共同輸出其提供輸入之添加採樣。根據程式加權，時域內插採樣能被產生。

如前所述，超音波訊號被接收及數位化在自然極 (r, θ) 形式中。對顯示器而言，此圖像是不方便的，因此其被轉換成一直角 (x, y) 圖像以利作更多處理。該直角圖像被數位化校正其動態範圍及各種顯示和硬副本裝置之明亮度。該數據也可被儲存並恢復來做再顯示。在極和直角座標之間所做的轉換中，該 (x, y) 值必須從 (r, θ) 值中計算出來，因為在 (r, θ) 陣列的點和直角 (x, y) 格欄上的值是不相等的。

在先前掃描轉換系統中，該 (x, y) 格欄之每一點被視察，利用一簡單之線性內插作用，其值從 (r, θ) 陣列上 4 個最鄰近之值中計算出來。此被完成係利用一有限狀態機器來產生該 (x, y) 橫向 (traversal) 圖案，一雙向移位暫存器來保留該 (r, θ) 數據採樣在一大量之數位邏輯及記憶體單位之內，以控制該過程及保證同步地校正 (r, θ) 數據之被收採樣每一 (x, y) 點之正確時間抵達做內插作用。如先前裝置可以是不柔軟且不需複雜的，即使是展延的控制硬體，也只有一路徑可能 (x, y) 陣列，此意味著不同的超音波掃描器頻率和影像深度之全部優點不能被接受。也即是說，不同的數據被

五、發明說明 (52)

強迫進入相同的格式，無視於物理上之真實性。

本發明之掃描轉換電路 28 (見圖 4) 之中，硬體複雜性和成本被徹底降低，透過使用一數字理論之方案來可靠地以自然順序產生 (x, y) 格欄橫向路徑，例如，當其被取得時利用該 (r, θ) 採樣。此種方法提供確實的醫學數據更大的可塑性和更佳的準確度，因其允許該陣列之橫向可被設計來使其不再強求一不自然的的影像重建方案。本發明之此掃描轉換電路 28 使用一 FAREY 順序之發電機處理過程，其產生有次序之 (x, y) 座標，而其被依序地掃描。

假設該系統接收 2 個掃描射線；其被希望來識別所有安置於楔形之內之整數對在 $0 < Y \leq L$ 。在此描述一使用一 Farey 順序來產生所有在二個連續陣列之內，以 $0 < Y \leq L$ 角度漸增之次序的處理方法。該處理開發使其特定 (x, y) 對位在延著同樣角度處，因此只有 (a, b) 對為互質及設定其餘的 (x, y) 對為 $(x, y) = n(a, b)$ ，對 $n=1, 2, \dots$ 直到 $(n+1)b > L$ 。為了更易瞭解是如何被完成，讓我們定義一 Farey 順序。

定義：被安排為漸增之數字次序的分母不超過 L 之合理數字之順序被稱為 L 級之 Farey 順序。假如 u/v 為最低項內之分數及 $v \leq L$ ，我們將稱 u/v 為 L 級之一 Farey 分數。因，Farey 分數在最低項內；其分子及分母為互質。Farey 系列之理論詳細描述在 G.H.Hardy

五、發明說明 (57)

及 E.M.WRIGHT 所著之書 "An Introduction to the Theory of Numbers", 牛津大學印行 (Oxford University Press), 倫敦 1938, 23-24 頁, 在此被併入參考。

本發明所具有之相關性有下列關聯。

讓 $a/b, c/d, e/f$ 為 2 個 L 級之連續 Farey 分數, 及讓

$$Z = \left[\begin{array}{c} L + b \\ \text{-----} \\ d \end{array} \right], \text{ 其中 } [] = \text{最大整數函數。} \quad (1)$$

然後

$$e = Zc - a, f = Cd - b \quad (2)$$

等式 1 及 2 准許由兩個連續 Farey 分數開始及重覆所有其餘在一限幅內。

採用 10 級 Farey 分數以產生在一 10×10 柵線上所有在 $46^\circ - 54^\circ$ 內之 (x, y) 顯示點的一簡單例示顯示在圖 24 中。對首先之兩個連續級 $L = 10$ 之 Farey 分數, 代值 $a = 1, b = 1$ 及 $c = L-1 = 9, d = L = 10$ 進入等式 1 及 2, 可以得到下一個 $e = 8, f = 9$ 之 Farey 分數。現在, 重覆 $a = 9, b = 10$ 及 $c =$

五、發明說明 (54)

8, $d = 9$ 之相同計算可以得到下一個 $e = 7, f = 8$ 之 Farey 分數。直接地產生所有之 (x, y) 對在指定的弧內。假如想要標記相同波束至一比較細的顯示柵線 (例如在 20×20 顯示點上), 我們使用相同的程序除了 $L = 20$, 例如, 使用 20 級之 Farey 分數去產生所有的 (x, y) 顯示點。簡單的架構顯示 (x, y) 對為 $(19, 20), (18, 19), (17, 18) \dots$ 。如圖所示, 在兩個連續掃描線內之所有柵線點被產生在角度漸增之自然順序中, 例如,

$$\begin{aligned} \text{atan}10/9 < \text{atan}9/8 < \text{atan}8/7 < \text{atan}7/6 < \text{atan}6/5 < \text{atan}5/4 < \\ \text{atan}9/7 < \text{atan}4/3 \end{aligned}$$

此特性允許一掃描轉換系統, 其自動地適應掃描角度中之變化。使用 Farey 順序執行, 有程控、非均勻分隔掃描陣列之系統是可能的。在本發明之一實施例中, 數據處理及顯示單位 14 是被程控以實行掃描轉換處理。

如前所述, 本發明之超音波影像系統 10 同時亦包含一連續的或脈衝的都普勒 (doppler) 處理器 36, 其准許色彩流動圖形的產生。因此, 移動的目標 (特別是流動的血液) 能被顯示出來, 使得醫生能看到人體內部功能而不用動到手術。對脈衝都普勒超音波顯像之本質波形以顯示在圖 25 中。波形包含在短脈衝群內之每一個掃描所收集

五、發明說明(55)

之深度採樣 (depth samples) 同數之一 N 脈衝短脈衝群。

圖 2 5 同時顯示此影像技術之脈衝都普勒訊號處理器 36 的方塊圖，其中被每一個換能器所接收之回波被採樣及全部總和，在 1B 之同相及正交解調之前。此被解調之回波在採樣—及—保留 (sample-and-hold) 電路處 115 及類比／數位轉換器 117 處被轉換為數位表示，然後儲存在緩衝記憶體 119 內直到包含一均勻間隔 (coherent interval) 之所有脈衝回波被接收時。每一個深度所收集之 N 個脈衝回波從記憶體中被讀出，一加權順序 $v(n)$ 被加諸以控制都普勒旁瓣，及一 N 點 FFT 在 121 被計算。在這段時間內，從一個相干間隔而來之深度採樣經由都普勒濾波器處理，從下一個相干間隔而來之回波到達以及被儲存在第 2 個輸入緩衝內。描述在此之積體的都普勒處理裝置執行表示在圖 2 5 之點方塊內之所有功能，除了類比／數位轉換，其並不是必須的，因為此裝置提供類比採樣數據功能。其它電路及其操作描述在美國專利申請案號 4,464,726 由 Alice M. Chiang 在一九八四年八月七日所提出，在此併入參考。此脈衝都普勒處理器 (PDP) 裝置有計算矩陣、矩陣乘積之能力，因此有很寬廣的能力範圍。此裝置計算兩實數值矩陣之乘積藉由總和由成對第 1 個矩陣之行及其相對應之第 2 個矩陣之列所形成的外部乘積。

五、發明說明 (56)

為了描述 PDP 之應用在都普勒之濾波問題，我們首先推測此都普勒濾波方程式為一實數值矩陣操作之總和。此都普勒濾波被完成藉由計算每一個有興趣深度之被加權脈衝回波的分離富氏轉換 (Discrete Fourier Transform, DFT)。假如表示深度一都普勒採樣為 $g(k, j)$ ，其中 k 為都普勒指數 (index)， $0 \leq k \leq N-1$ ，及 j 為深度指數，然後

$$g(k, j) = \sum_{n=0}^{N-1} v(n) f(n, j) \exp(-j 2 \pi k n / N) \quad (3)$$

加權功能可與 DFT 零位線結合以得到都普勒濾波器轉換係數之矩陣，其元素指定為

$$w(k, n) = w_n = v(n) \exp(-j 2 \pi k n / N) \quad (4)$$

都普勒濾波訊號之實部及虛部能被寫為

$$g_r = \sum_{n=0}^{N-1} (w_r f_r - w_i f_i) \quad (5)$$

五、發明說明 (57)

$$g_{\quad} = \sum_{n=0}^{N-1} (w_{\quad} f_{\quad} + w_{\quad} f_{\quad}) \quad (6)$$

在等式 5 及 6 中，雙指數變數的指數能被視為矩陣指數。因此，在矩陣表示中，都普勒濾波能被表示為矩陣乘積操作。PDP 裝置能被用來實行 4 個矩陣乘積之其中一個藉以完成都普勒濾波操作。

本發明之 PDP 裝置 36 包含 J 級電荷耦合裝置抽頭延遲線 110，J 個電荷耦合裝置數位／類比相乘變換器 (MDACs) 112，J x K 累加器 114，J x K 都普勒採樣緩衝器 517，及串聯出去輸出移位暫存器 118。數位／類比相乘變換器共享一共同 8 位元數位輸入，從係數矩陣而來之元素供應在其輸入上。抽頭延遲線 110 執行採樣及保留功能，轉換連續時間類比輸入訊號至一被採樣之類比訊號。

在操作中，裝置 36 之功能如下：

回波之實部或虛部被加諸於抽頭延遲線 110 之輸入。在深度窗 (depth window) 開始時，視訊在適當速率下被採樣及逐次的深度採樣移位至抽頭延遲線 110。一旦從第 1 個脈衝返回間隔 (PRI) 而來之採樣被載入，在轉換係數矩陣 W 的第 1 列之每一個元素被依序的加諸至數位／

五、發明說明 (58)

類比相乘變換器 112 之共同輸入。形成在每一個數位／類比相乘變換器 112 之輸出的乘積被載入一串聯出去 (SIP0) 移位暫存器 521。被計算在此方式內之 $J \times K$ 乘積的收集代表為一外訊乘積矩陣。這些乘積從串聯出去 (SIP0) 移位暫存器傳送至電荷耦合裝置總和井，其累積從下一個脈衝返回間隔 (PRI) 而來之外訊乘積元素。此處理過程被重覆直到所有之脈衝返回 (F 列) 被處理。

在此點上，對一特定之深度井， K 個累加器 114 之每一個群保留 K 個都普勒採樣。都普勒採樣同時地被定出時鐘入累加器輸出串聯出去 (SIP0) 移位暫存器 519 內。這些暫存器作用有如緩衝器去保留 $J \times K$ 深度都普勒採樣，所以能馬上開始去處理下一個數據之相干間隔。最後，累加移位暫存器 512 被定出時鐘去平行傳送被指定都普勒單元之所有深度採樣裝置輸出串聯出去 (PIS0) 移位暫存器 118。在距離順序內，採樣被系列地從脈衝都普勒處理器 (PDP) 讀出，對流動圖像顯示而言，其為所需之順序。

16 深度採樣之原型脈衝都普勒處理器 A 已經被製造。對在短脈衝群內之每一個脈衝，脈衝都普勒處理器 A 能使用來處理有 16 個被收集的距離採樣之一短脈衝群波形的返回。在有很強直流散射干擾中，偵測很弱移動目標已被原型脈衝都普勒處理器裝置所展示。

對在超音波影像系統內之彩色流動圖像，一 2 脈衝

五、發明說明 (59)

都普勒處理器之實行顯示在圖 2 6 中。在此裝置中，在一個脈衝返回間隔 (PRI) 時間內，頂脈衝都普勒處理器部分 120 計算在等式 5 及 6 中之 $w r f r$ 及 $w i f r$ 的所有項，而底部分 122 則計算 $-w i f i$ 及 $w r f i$ 項。每一個部分的乾出被總和以軌流地得到 $g r$ 及 $g i$ 。

如前所述，本發明之影像系統同時包含視訊壓縮電路 34，其定出數據條件及轉換為被壓縮格式以准許其被傳送到遠處位置。在較佳實施例中，視訊數據壓縮電路為一描述在美國專利號數第 5, 126, 962 號，由 Alice M. Chiang 於一九九二年六月卅日所提出之 "Discrete Cosine Transform Processing System" 及專利號數第 5,030,953rsypu，由 Alice M. Chiang 於一九九一年七月九日所提出之 "Charge Domain Block Matching Processor"，它們在此都被併入參考。

圖 2 7 為本發明之超音波影像系統之另一個較佳實施例的示意功能方塊圖。在圖 2 7 之實施例中，一乘法器 319 被加至掃描頭 312 在超音波換能器陣列 318 與驅動器 20 和前置放大電路 24 之間。在此實施例，從只有一部分換能器陣列而來之訊號在任何指定時間內被處理。例如，一 128 元素陣列 318，在一個實施例中，一次只有 64 個元素將被處理。多工器 319 被使用來定出 64 個訊號至前置放大 24 及接下來電路之路徑。多工器 319 同時被使用來定出從驅動器 20 而來之驅動脈衝至現時被驅

五、發明說明 (60)

動之陣列 318 的 64 個元素之路徑。在此實施例中，被歸之為次孔徑掃描實施例，電路複雜度實質地被減低，因為已處理之元素數目提供所需之處理頻道，在此例示中為 64。影像被形成在此實施例中藉由掃描越過換能器陣列 318 以及選擇性地活化鄰接元素群去傳送及接收聲波訊號。

當在次孔徑掃描時，影像品質會因能量在影像內經由陣列反應之旁瓣而非主瓣獲得所造成之散射干擾介入而退化。為了解決這個問題，空間窗濾波器被加諸於陣列處理去消除或減少從旁瓣而來之能量。根據主動元素之數量，一種型式的窗在寬度上動態的變化。另一種窗則為無變化截窗。

圖 28 為顯示兩種型式窗之反應的曲線。在本發明之可攜式超音波系統內，空間窗被設計去符合次孔徑陣列元素之最大數目以及不會因主動元素數量改變而動態的變化。對此實行之基本理論係為使用動態空間窗所造成之接收（或傳送）能量的減少，造成較差品質影像相比較於使用一被載而無變化窗之影像。因此，使用一被載而無變化空間窗是較佳的，因為其較簡單去完成及造成較好影像品質。對顯示在圖 28 之例示（使用一 64 次元素次孔徑及 Blackman-Harris 窗），在無變化載窗之傳送及接收上，動態窗提供少於一半能量（42%）。

圖 29 A 和 29 B 係顯示格式之簡易圖示，可在本發

五、發明說明 (61)

明之顯示 3 2 上呈現，不同於如先前超音波成像系統只儲存被完成之一單一顯示格式，本發明之系統有多窗顯示格式，使用者可選擇之。圖 2 9 A 顯示一可選擇的多窗顯示，其中三個信息窗同時呈現在顯示上。窗 A 顯示一標準的 B 掃描影像，而窗 B 顯示一都普勒二維顏色流動圖像之 M 掃描圖像。窗 C 是一使用者信息窗，其傳達指令選擇給使用者，和便利使用者之使用手冊選擇。圖 2 9 B 係一單窗選擇顯示，在此整個顯示被用來只呈現一 B 掃描影像。可選擇的，該顯示可同時顯示 B 模和顏色都普勒掃描兩者，利用重疊該二顯示或利用一分離的螢幕特點來邊對邊地將其顯示出來。

圖 3 0 A - 3 0 D 係說明用於本發明之各種換能器陣列之配置及其相對應之掃描影像區之間的關係之簡易圖。圖 3 0 A 顯示一線性陣列 18A，其產生一直角掃描圖像區 307A。此種陣列典型地包含 128 個換能器。對於每一掃描線而言，一組延遲被引入，其界定影像之對焦點。因為該陣列是線性的且該區是直角的，故而每一條掃描線的延遲典型地被確認。因此，依據本發明，延遲值只需從中央記憶體 203，下載至局部記憶體及控制電路 206(1)-206(N)，整個影像只需一次。可取代的，該線性陣列 18A 可被當成一相位陣列使用，其中不同的波束操控延遲值被引入每條掃描線內。

圖 3 0 B 為一簡易圖示，其顯示在一彎曲的換能器陣

五、發明說明 (62)

列 18B 與成果部分之彎曲掃描區域 307B 之間的關係。
再一次，該陣列 18 典型地包含 128 個相鄰的換能器。
再一次，被引入每一掃描線之延遲可被確認或其可被改變
來執行一相位陣列掃描過程。

圖 3 O C 顯示一線性換能器 18C 及一梯形影像區
307 之間的關係。在此實施例中，該陣列 18C 典型地從
192 個相鄰換能器中形成，而不是 128 個。利用將圖 3
O A 所示之線性掃描及相位陣列掃描相結合該線性陣列，
以產生該梯形掃描區 307C。在一實施例中，在陣列相對
端上之 64 個換能器被用在一相位陣列配置內，以完成在
其端上區 307C 的變角部分。中間的 64 個換能器被用在
線性掃描模內，以完成區 307C 之直角部分。因此，該梯
形區 307C 之完成係利用如上所述之該次孔徑掃描方法，
其中只有 64 個換能器在任何一次是主動的。在一實施例
中，相鄰的 64 個換能器組被輪流啟動。也就是說，首先
，換能器 1-64 變成主動的。下一次，換能器 64-
128 被啟動，而後換能器 65-129 被啟動。此圖案一直繼
續，直到換能器 128-192 被啟動。下一次，該掃描處理
過程重新在換能器 1-64 開始。

圖 3 O D 顯示一短的換能器線性陣列 18D，被用來執
行依據本發明之相位陣列成像。該線性陣列 18D 被使用
，經由相位陣列 64 元件次孔徑和波束操控處理過程，以
產生角度薄片區 307，顯示在圖 3 O D。

五、發明說明 (63)

圖 3 1 係依據本發明之一電路板之簡易功能方塊圖。該電路板 1000 最好是一多層電路板大約 2 x 4 吋之尺寸。其最好為雙面的，且以使用表面之接著技術。該電路就功能上可分為一傳輸電路 1010 及接收器電 1020。該傳輸電路 1010 包含一脈衝同步器電路 1022，其被耦合至一高電壓驅動器／脈衝器電路 1024，而該驅動器／脈衝器 1024 被連接經過一傳輸／接收 (T/R) 開關 1016 至一乘法器模組。

該脈衝器 1024 在該脈衝同步器電路 1022 之延遲處理電路的控制之下，產生一系列之高電壓脈衝。該脈衝被轉移至換能器陣列 18 經由傳輸／接收開關 1016 和乘法器 1018 來產生超音波訊號。該傳輸／接收開關 1016 運作來保證脈衝器 1024 之高電壓脈衝不抵達敏感的接收電路 1020。其經由二極體保護構造提供在該接收電路 1020 之前置放大時變增益控制電路一過度電壓之保護。該傳輸接收開關 1016 包含在次孔徑掃描期間所用之絕緣電子，以絕緣隔開未使用及已使用之換能器元件。該電路也防止偽訊號所引起於處理頻道之間的串話。

該接收器電路 1020 包含一前置放大及時變增益控制電路模組 1022，一波束形成設備模組 1026 與一選擇的類比 - 至 - 數位轉換器 1027。如圖示的，該前置乘法器及時變增益控制 1022 用二個晶片 1022-1, 1022-2 表示之。每個前置乘法器及時變增益控制晶片在—指定時間內

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

綠

五、發明說明 (64)

處理被使用的一半頻道。表示前置放大及時變增益控制電路 1022 之實際晶片的數目被製造過程所驅動。最好是，該前置放大及時變增益控制電路 1022 被當成一單一晶片製造。

該波束形成模組 1026 可以包含上述連接任何實施例之波束形成電路。該模組 1026 較好是形成在一單一晶片上並包含所有必要的電路來執行如上述之波束形成功能。

該傳輸電路 1010 低電壓接收電路 1020 之每一個皆可當成單一晶片製造。利用減少晶片在電路內之計數，電路板 1000 之尺寸可以被減小。該電路板 1000 也包含表面接著之分離組件，例如，暫存器、電容器、感應器等等，或其積體設備。

圖 3 2 係一線性掃描頭，其部分以截面顯示之一實施例的截面略圖。該掃描頭 1030 以一塑膠罩子 1032 包住。如圖示的，利用輔助結構 1034，一電路板 1000A 被架在罩子 1032 罩子內。該電路板連接至一匯流排連接器 1036，其被以一可彎曲之帶狀電纜或印刷彎曲電纜 1037 連接至一換能器 1038 之線性陣列。一同軸電纜連接器 1035 耦合該掃描頭 1030 至外部的電子，也可使用一用於雙絞導體之連接器來取代。

圖 3 3 係圖 3 2 之掃描頭 1030 之另一截面視圖。如圖示的，該輔助結構 1034 支撐住兩個雙邊電路板 1000A，1000B。兩個或更多的板可以是單邊或雙邊的，且

五、發明說明 (65)

邊對邊的堆積或補償視特定之應用而定，以做為可利用空間之最大使用。該電路板以一熱導電層 1045 分隔，其當成一電路之散熱片。一熱導體填料可加入罩子之內。該輔助結構較好是從一低摩擦力材料，如鐵弗龍中製造出來，以易於加入電路板 1000A, 1000B 之撤除。電路板之每邊最好是可以處理來自換能器 1038 之信息的 64 個頻道。因此，如圖示的，兩個雙邊電路板 1000A, 1000B 可以輔助 256 個換能器。

圖 3 4 係一彎曲的換能器掃描頭，其部分以截面圖顯示之較佳實施例。該掃描頭 104 用一塑膠罩子 1042 做成。應注意的是該把手部分可有一外部的肋條以提供一較好的把手表面及可選擇性地被用來排出罩子之熱氣。利用鐵弗龍輔助結構 1044，一電路板 1000A 被定位。該電路板 1000A 利用一印刷彎曲電纜 1047，被連接至一換能器之彎曲陣列 1048。

圖 3 5 係一插入的超音波探針，其部分以截面圖顯示之簡易圖。該探針 1060 被一塑膠罩子 1042 界定範圍，分為一伸長的探針，用來插入一內腔或身體之腔洞，及一手把部分可被使用者緊握。一電路板 1064 被安全地置於探針 1060 之把手部分及被連接至一同軸連接器 1065 與換能器 1068 之陣列上。除了尺寸變小以符合把手部分外，該電路板 1000 功能上相同於圖 3 0 之電路板 1000。最好是有 128 個換能器 ($N=128$) 在陣列 1068 內，在那

五、發明說明 (66)

情況下，具有在每一邊皆有 64 個處理頻道是夠於操作探針。

圖 3 6 係一軟體之方塊圖，其被要求來操作此處之超音波裝置。圖示為超音波掃描器 1072 及一使用者顯示器 1078。一訊號處理模組 1074 提供硬體之特定控制，如數位訊號處理器，定制晶片及系統時序之控制。該使用者顯示器 1078 被一圖解使用者界面 (G U I) 1076，例如那些與窗操作系統相容者，一實際控制板 1075 在圖解使用者介面 1076 及硬體介面 1074 之間提供一個介面。

一典型的顯示器提供能力給使用者去冰凍一幀的數據，印刷一幀的數據或完成一幀的數據給一磁碟片。該使用者也可強調一區域作為顏色都普勒成像及聲頻都普勒處理。該使用者也可心動地變變該被接收數據當成是一深度的函數。最好是有 8 個深度區。該使用者也可改變傳輸對焦區之號碼 (從 1 - 8 區)，改變該影像對比及影像明亮度。更特別的是，該使用者可以選擇一成像模，一 B 模被提供調整明亮度或傳統的影像顯示。而不論是當成一重疊或當成一邊對邊影像，一 C 模被提供來控制顏色都普勒流動。一 M 模則被提供來控制在一獨立影像模內之時變都普勒影像。一視頻都普勒模可被設定是開啟或關閉的，以輔助 B 模及 C 模顯示器。

該使用者也設立換能器陣列來決定影像顯示尺寸及形狀。選擇則是基於換能器陣列是否是一曲線、線性或相位

五、發明說明(67)

的陣列。

該使用者也可進入及顯示病人的資料，然後病人的數據被用來標示與顯示。用來提供影像之電腦顯示器可被一軟體模組程控，以在一窗格式內顯示病人之處理及成像數據用一滑鼠操作之各種拉曳使用說明書呈現在使用者面前。

該使用者也可設立基於該掃描器之特定應用之成像模。該使用者可調整影像深度和傳輸速度，自動地基於該影像是否是用於心臟科、放射線科、產科、婦科或周圍血管之應用。該使用者也可設定影像深度依其習慣應用以手動來作傳輸。

本發明另一個有關一超音波成像裝置之另一較佳實施例，其具有2或更多相鄰之換能器，以形成一個二維的換能器陣列。如圖37之手攜式裝置600所說明的，罩子600之換能器部分606包含三列608，610及612的換能器。這些列608，610及612可以有不同的長度。例如，列608及612可以短於中間列610（例如，中間列可以比短的列長1.5倍）。在鄰近列之間的空間也可以是相同或較大於在任何指定列內的換能器之間的空間。較粗大之中間列空間提供被換能器陣列發射出之超音波訊號有效地對焦。如連續先前實施例所描述的，每一列的換能器可利用一或更多的彎曲電纜，被連接至晶片載運者或在罩子內之電路板。

五、發明說明 (68)

本發明之另一較佳實施例，有關一手攜式超音波聽診器系統 700，其顯示於圖 38。此系統合併一換能器陣列、同步及驅動器電路，作為該聽診器在聲波感測器罩子 704，或盒子內之陣列及波束形成電路。

該聽診器之感測器罩子 704 被連接至兩個耳朵部分 712 以提供聲頻信息給該使用者。一中央管子 705 連接罩子 704 至 Y 字型連接器 707。該耳朵部分被接著在管子 706，708，其從 Y 字型連接器延伸出來。一連接器罩子 702 連接該聽診器至電纜 710。該連接器罩子 702 可被整體做成或附著在 Y 字型連接器 707，或其可被附著在罩子 704。一接著在該 Y 字型連接器 707 之換能器可被用來產生視頻，其被沿著管子 706，708 傳送至耳朵部分 712。該聽診器可被用來提供一標準的聲波信息，電子視頻信息，和／或超音波信息。

在該聽診器之感測器罩子 704 內的波束形成電路，產生一相關區之空間圖像，其沿著電纜 710 被傳送至一手攜式顯示器 714，例如，一個人的數位助理。該顯示器罩子 714 包含一處理器用來產生如先前描述的超音波影像，最好的是一 M 模顯示器或一都普勒顯示器。該使用者可同時產生相關區之視頻及影像數據，其可儲存於記憶體或利用調制解調裝置沿著電纜 720 傳送至一獨立系統。可用在顯示器罩子 714 之內、感測器罩子之內或連接器罩子之內的電池供以電力。該顯示器罩子 714 可包含一

五、發明說明(69)

平板顯示器 716，例如一液晶顯示器及一使用者介面 718，例如一鍵墊或滑鼠來控制。

本發明之另一較佳實施例係連接圖 39 A 和 39 B 所顯示之超音波系統 800。在此實施例中，一換能器元件或陣列 802 被保全地至一病人皮膚 810，其利用一墊片 805。該墊片 805 可以有一附著的邊界 806 以保全該墊片 805 至病人之皮膚。該陣列 802 被用電纜 808 或無線連接方式而連接至內部被包住之罩子 804，其可以記錄和／或傳輸數據至另一接收器位置。該墊片可有一單一換能器元件、一單一線性或一單多線性陣列，如先前描述的，或可有一環形陣列 812，如圖 39 B 所顯示的墊片 814。如本發明先前描述的，該墊片可包含波束形成及對焦電路。換能器系統及結合電路的電力可利用一電池提供，而其可安置在罩子 804 之內。

本發明之另一較佳實施例有關一可彎曲之超音波探針或導管系統用來插入身體內腔或腔洞。此種系統 900 連接圖 40 A 和 40 B 來做說明。系統 900 包含一可彎曲之手柄 902，其有連接至罩子 904 之近端 905 及一遠端 907。如先前所描述之處理電路被安置在罩子 904 之內，利用電纜 910，罩子 904 被連接至一使用者介面 906 和一顯示器 908。該探針手柄之遠端 907 包含一遠部分 912，該換能器陣列 918 及一晶片承載者或電路板裝置 916 安置在其內。該晶片承運者 916 被連接至一電纜，

五、發明說明 (70)

其傳送控制訊號至脈衝同步器、驅動器電路及如於本發明先前所描述的波束形成與對焦電路，並傳送該相關區之總和電圖像至罩子 904 內之處理電路。該手柄之外壁 922 被封緘以隔絕內部組件和工作環境。該換能器陣列可被輻射狀地引導，或可取代的，沿著該導管軸被遠處引導。一腔洞可選擇地被包含來供一光纖視察系統、一導引線或其他治療或手術儀器。

雖然本發明參看其較佳實施例已被特別顯示及描述，不過，對於那些熟悉此技藝者，只要不偏離本發明於所附的申請專利範圍之精神與範圍，其可做各種形式及細節上之修改。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

四、中文發明摘要(發明之名稱：)

可攜帶的超音波成像系統

一手攜式超音波成像系統包含由一電纜耦合至以電池供電之手攜式的數據處理器及顯示單位之掃描頭。該掃描頭之罩子被超音波換能器之陣列及與其結合之電路罩住，其包含脈衝同步器電路，用於傳輸模之內以傳輸超音波脈衝，而波束形成電路則用於接收模之內，以動態對焦從被成像之相關區域反射回來之超音波訊號。

英文發明摘要(發明之名稱：PORTABLE ULTRASOUND IMAGING SYSTEM)

A portable ultrasound imaging system includes a scan head coupled by a cable to a portable battery-powered data processor and display unit. The scan head enclosure houses an array of ultrasonic transducers and the circuitry associated therewith, including pulse synchronizer circuitry used in the transmit mode for transmission of ultrasonic pulses and beam forming circuitry used in the receive mode to dynamically focus reflected ultrasonic signals returning from the region of interest being imaged.

六、申請專利範圍

1. 一種超音波成像系統，包含：

一超音波換能器裝置（18），其接收從一相關區域反射回來之超音波訊號，該換能器裝置轉換該被接收超音波訊號成為電氣訊號；

一波束形成電路（26），其接收該電氣訊號，並產生一相關區域之一電氣圖像，該波束形成電路包括一抽頭式延遲電路（202、417、430），其延遲來自該換能器裝置之電氣訊號；

一殼體（12、1092），該超音波換能器裝置及波束形成電路被定位在其中；及

一介面（16、1035），該電圖像在其上面被傳送。

2. 依據申請專利範圍第1項之超音波成像系統，其中該波束形成電路包括：

一用於換能器裝置之程控採樣選擇電路，該採樣選擇電路控制採樣該等電氣訊號，致使每個電氣訊號在複數個預置時序窗其中一個之間被採樣，及

一用於每個換能器之延遲電路，其延遲來自一採樣選擇電路之被採樣電氣訊號，致使該電氣訊號可被用來產生一相關區域之電圖像。

3. 依據申請專利範圍第1項之超音波成像系統，更包括一攜帶式電池供電的平板顯示裝置，其被連接至該介

六、申請專利範圍

1. 一種超音波成像系統，包含：

一超音波換能器裝置（18），其接收從一相關區域反射回來之超音波訊號，該換能器裝置轉換該被接收超音波訊號成為電氣訊號；

一波束形成電路（26），其接收該電氣訊號，並產生一相關區域之一電氣圖像，該波束形成電路包括一抽頭式延遲電路（202、417、430），其延遲來自該換能器裝置之電氣訊號；

一殼體（12、1092），該超音波換能器裝置及波束形成電路被定位在其中；及

一介面（16、1035），該電圖像在其上面被傳送。

2. 依據申請專利範圍第1項之超音波成像系統，其中該波束形成電路包括：

一用於換能器裝置之程控採樣選擇電路，該採樣選擇電路控制採樣該等電氣訊號，致使每個電氣訊號在複數個預置時序窗其中一個之間被採樣，及

一用於每個換能器之延遲電路，其延遲來自一採樣選擇電路之被採樣電氣訊號，致使該電氣訊號可被用來產生一相關區域之電圖像。

3. 依據申請專利範圍第1項之超音波成像系統，更包括一攜帶式電池供電的平板顯示裝置，其被連接至該介

六、申請專利範圍

面。

4．依據申請專利範圍第2項之超音波成像系統，其中該延遲電路包含一程控抽頭式電荷耦合裝置（CCD）延遲線。

5．依據申請專利範圍第2項之超音波成像系統，其中該被採樣電氣訊號係一離散時間類比採樣。

6．依據申請專利範圍第1項之超音波成像系統，更包含脈衝同步電路，其提供時序訊號至一超音波換能器之陣列，以計時由該超音波換能器所傳輸進入相關區域之超音波訊號。

7．依據申請專利範圍第1項之超音波成像系統，更包括放大電路，其將來自該超音波換能器裝置之電氣訊號放大。

8．依據申請專利範圍第1項之超音波成像系統，更包括驅動電路，其產生訊號以驅動該超音波換能器裝置來傳輸該等超音波訊號。

9．依據申請專利範圍第2項之超音波成像系統，更包括儲存用於控制該波束形成電路之資料的記憶體電路。

10．依據申請專利範圍第1項之超音波成像系統，更包括增益控制電路，用以控制自該超音波換能器裝置而來之電氣訊號的電壓位準。

11．依據申請專利範圍第1項之超音波成像系統，其中該超音波換能器裝置包含一超音波換能器之線性陣列

六、申請專利範圍

。

1 2 . 依據申請專利範圍第 1 項之超音波成像系統，其中該相關區域係一梯形相關區域。

1 3 . 依據申請專利範圍第 1 項之超音波成像系統，其中該超音波換能器裝置係一超音波換能器之曲線陣列。

1 4 . 依據申請專利範圍第 1 項之超音波成像系統，其中該超音波換能器裝置係一超音波換能器之相位陣列。

1 5 . 依據申請專利範圍第 2 項之超音波成像系統，其中該程控採樣選擇電路包含一儲存電路，其儲存用於該程控採樣選擇電路之值的序列，以在該等時序窗之間控制電氣訊號之採樣。

1 6 . 依據申請專利範圍第 1 5 項之超音波成像系統，其中該儲存電路係一平行移位暫存器。

1 7 . 依據申請專利範圍第 1 5 項之超音波成像系統，其中該程控採樣選擇電路更包括：

一輸出一串 B C D 字元的計數器；及一比較電路，其將每一 B C D 字元與一儲存於該儲存電路之值相比較，來控制該等電氣訊號之採樣。

1 8 . 依據申請專利範圍第 1 項之超音波成像系統，更包括一記憶體，其用來向下載延遲值至波束形成電路，該等延遲值被用來延遲來自該超音波換能器之電氣訊號。

1 9 . 一種用於超音波成像系統之掃描頭，包含：

一超音波換能器（1 8）之陣列，其接收自一相關區

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

訂

六、申請專利範圍

域反射回來之超音波訊號，該換能器轉換被接收之超音波訊號成為電訊；

一波束形成電路（26），其接收該等電氣訊號，此波束形成電路包含：

一用於每個換能器之程控採樣選擇電路，該採樣選擇電路控制採樣該等電氣訊號，致使每個電氣訊號在複數個預置時序窗其中一個之間被採樣；及

一用於每個換能器之延遲電路，其延遲從一採樣選擇電路而來之採樣電氣訊號，進而使該等電氣訊號可被用來產生該相關區域之一電圖像；

一殼體（12、1042），用來罩住該超音波換能器及波束形成電路；及

一介面（16、1035），該電圖像係在其上由殼體送至波束形成電路。

20．依據申請專利範圍第19項之掃描頭，其中該延遲電路包含一程控抽頭式電荷耦合裝置延遲線。

21．依據申請專利範圍第19項之掃描頭，其中該被採樣電氣訊號係一離散時間類比採樣。

22．依據申請專利範圍第19項之掃描頭，更包含脈衝同步電路，其提供時序訊號至該超音波換能器之陣列，以計時由該超音波換能器所傳輸進入相關區域之超音波訊號。

23．依據申請專利範圍第19項之掃描頭，更包含

六、申請專利範圍

放大電路，其將來自該超音波換能器之電氣訊號放大。

24．依據申請專利範圍第19項之掃描頭，更包含驅動電路，其產生訊號以驅動該超音波換能器，來傳輸該等超音波訊號。

25．依據申請專利範圍第19項之掃描頭，更包含記憶體電路，其用來儲存使用於控制該波束形成電路之資料。

26．依據申請專利範圍第19項之掃描頭，更包含增益控制電路，用以控制來自該超音波換能器之電氣訊號的電壓位準。

27．依據申請專利範圍第19項之掃描頭，其中超音波換能器之陣列係一線性陣列。

28．依據申請專利範圍第27項之掃描頭，其中該相關區域係一梯形相關區域。

29．依據申請專利範圍第19項之掃描頭，其中該超音波換能器陣列係一曲線陣列。

30．依據申請專利範圍第19項之掃描頭，其中該超音波換能器之陣列係一相位陣列。

31．依據申請專利範圍第19項之掃描頭，更包含一記憶體，用以下載延遲值至該波束形成電路，該該延遲值被用以延遲來自該超音波換能器之電氣訊號。

32．一種利用超音波能量掃描一相關區域之方法，包含：

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

訂

六、申請專利範圍

提供一超音波換能器裝置 (1 8) 於一掃描頭殼體 (1 2 、 1 0 4 2) ；

利用該超音波換能器裝置接收自該相關區域所被反射之超音波訊號，該超音波換能器裝置將被接收之超音波訊號轉換成為電氣訊號；

提供一波束形成電路 (2 6) 位於該殼體 (1 2 、 1 0 4 2) 之中，其接收該等電氣訊號且產生該相關區域之一電圖像，此波束形成電路包括一抽頭式延遲電路 (2 0 2 、 4 1 7 、 4 3 0) ，其延遲來自該換能器裝置之電氣訊號；且

提供一介面 (1 6 、 1 0 3 5) ，以傳送該電圖像至一分離之殼體。

3 3 . 依據申請專利範圍第 3 2 項之方法，更包含利用該波束形成電路採樣該等電氣訊號，致使每個電氣訊號在複數個預置時序窗其中一個之間被採樣並延遲被採樣的電氣訊號，以形成一相關區域之電圖像，其利用該被採樣及延遲電氣訊號。

3 4 . 依據申請專利範圍第 3 2 項之方法，更包含的步驟係提供包括一程控抽頭式電荷耦合裝置延遲線之波束形成電路給每個換能器，以延遲一被採樣的電氣訊號。

3 5 . 依據申請專利範圍第 3 3 項之方法，其中該被採樣電氣訊號係一離散時間類比採樣。

3 6 . 依據申請專利範圍第 3 2 項之方法，更包含的

六、申請專利範圍

步驟係提供脈衝同步電路，以提供時序訊號至一超音波換能器陣列，以計時由該超音波換能器所傳輸進入相關區域之超音波訊號。

37. 依據申請專利範圍第32項之方法，更包含：
將來自一超音波換能器陣列之電氣訊號放大；並
將被放大之訊號耦合至波束形成電路。

38. 依據申請專利範圍第32項之方法，更包含將
用來控制波束形成電路之資料儲存在記憶體內，該記憶體
下載該資料至與每一波束形成電路有關聯之區域記憶體。

39. 依據申請專利範圍第32項之方法，更包含利
用增益控制電路以控制來自該超音波換能器之電氣訊號的
電壓位準。

40. 依據申請專利範圍第32項之方法，更包含產
生一相關區域之影像。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

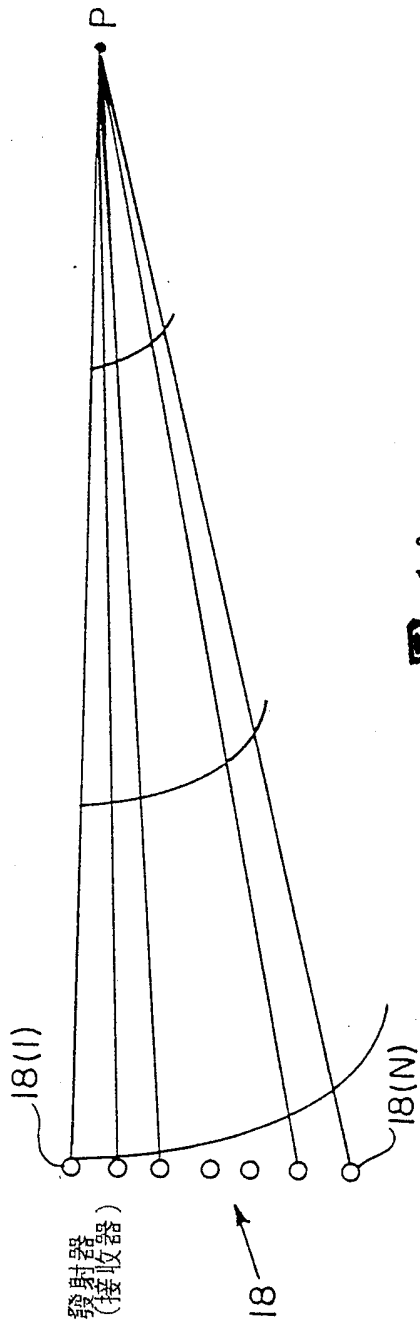
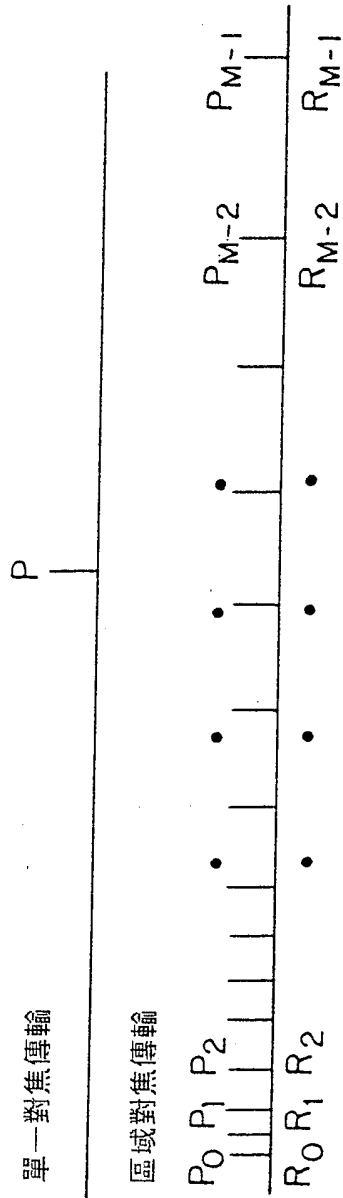


圖 1A
先前技藝

傳輸脈衝：範圍(時間)
單一對焦傳輸



區域對焦傳輸

圖 1B
先前技藝

圖 2A
先前技藝

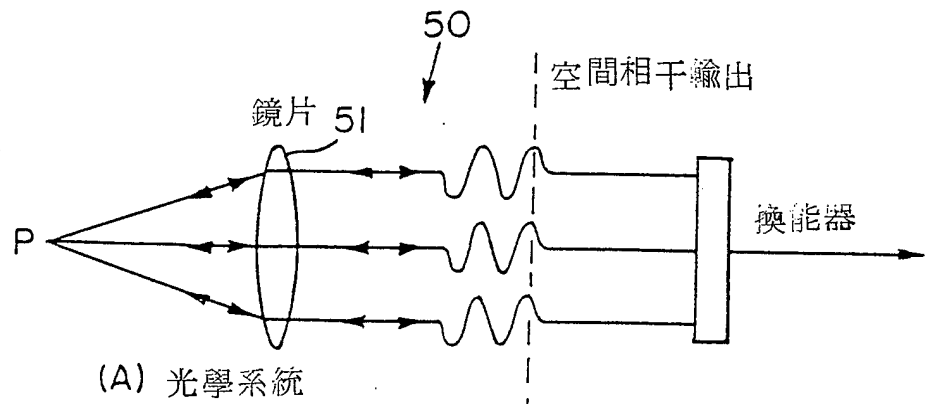


圖 2B
先前技藝

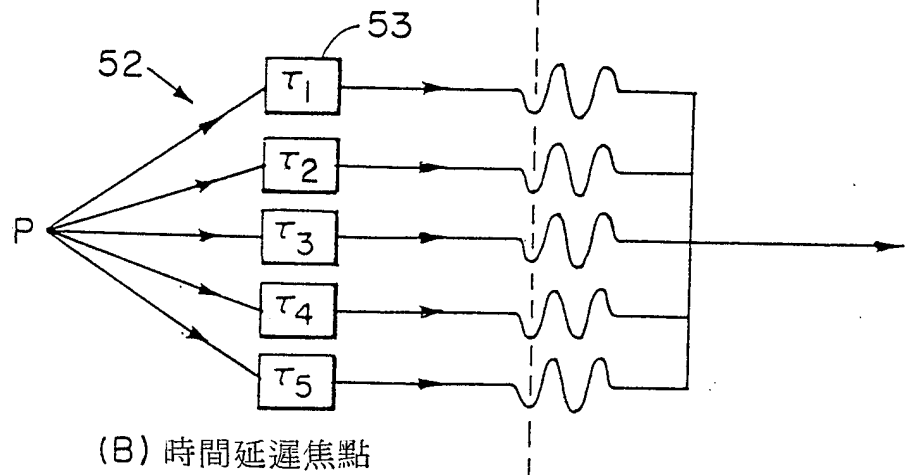
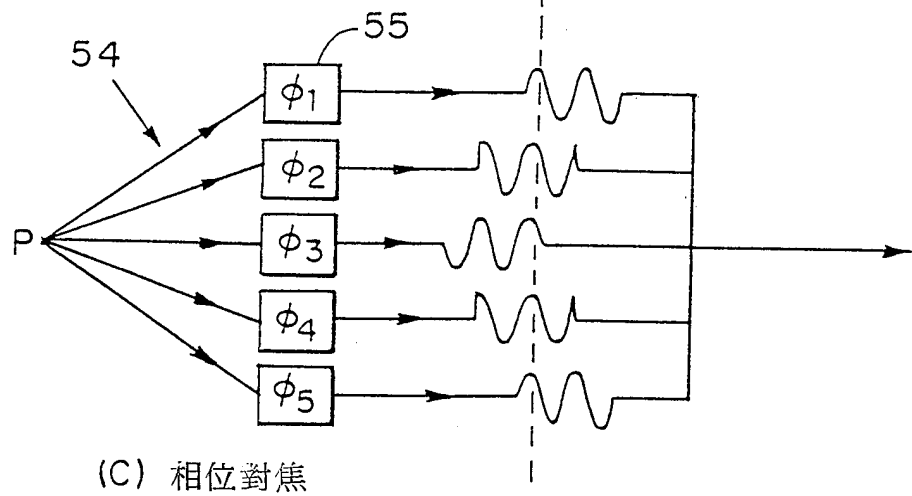


圖 2C
先前技藝



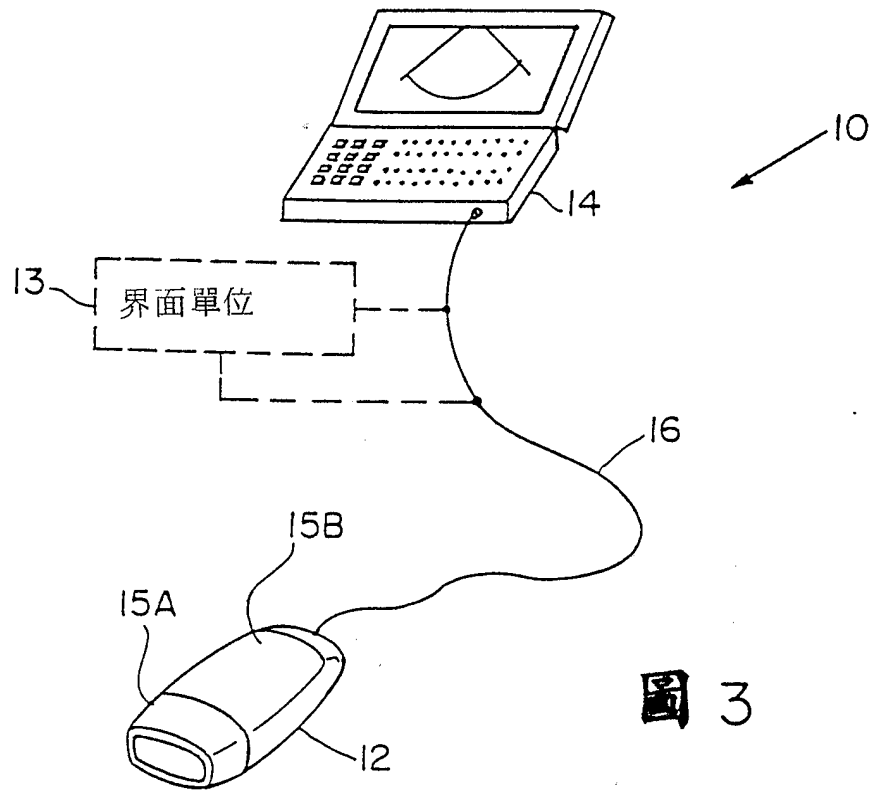


圖 3

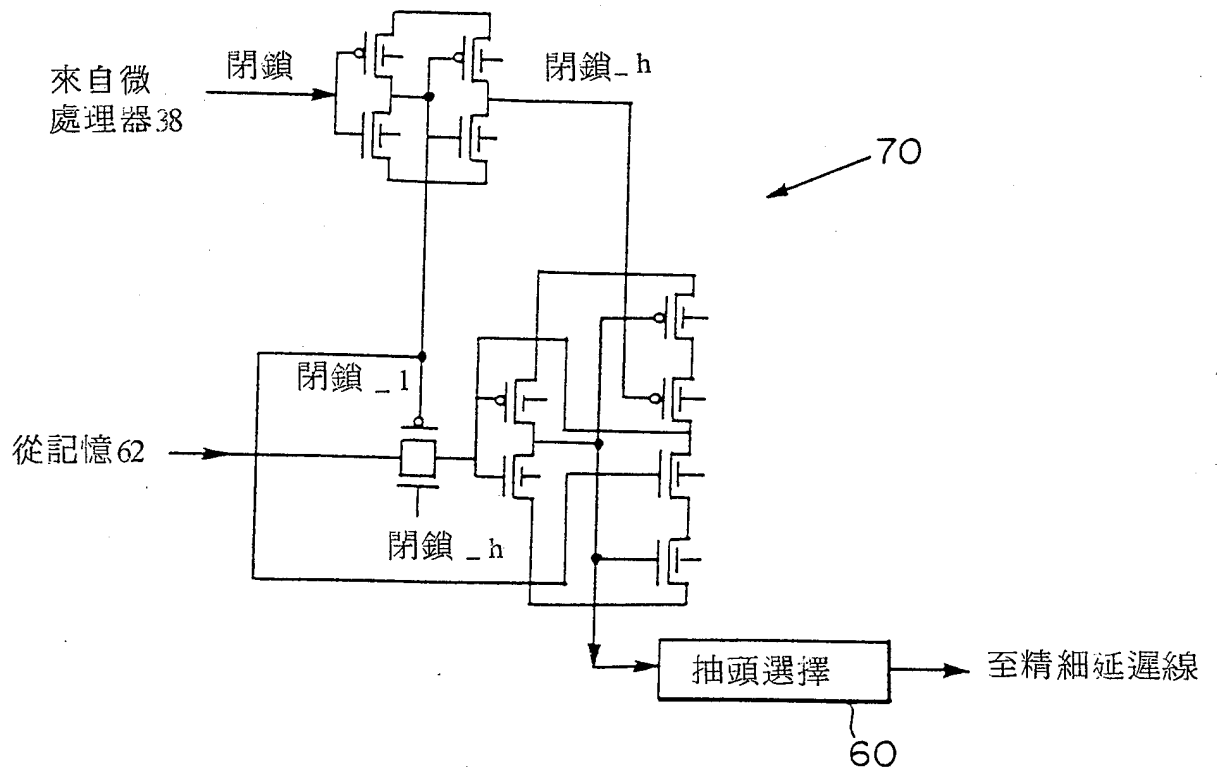


圖 9

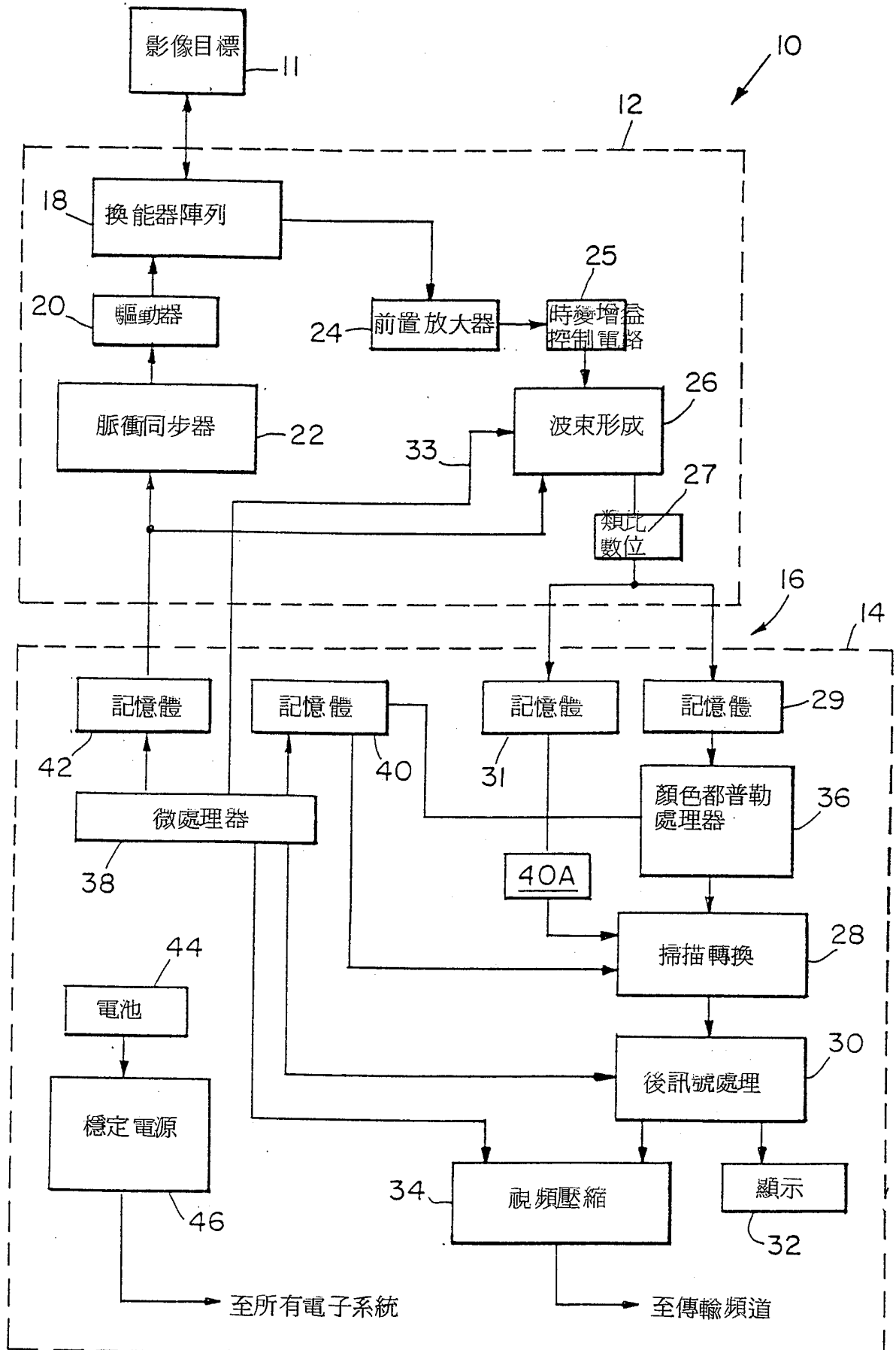


圖 4

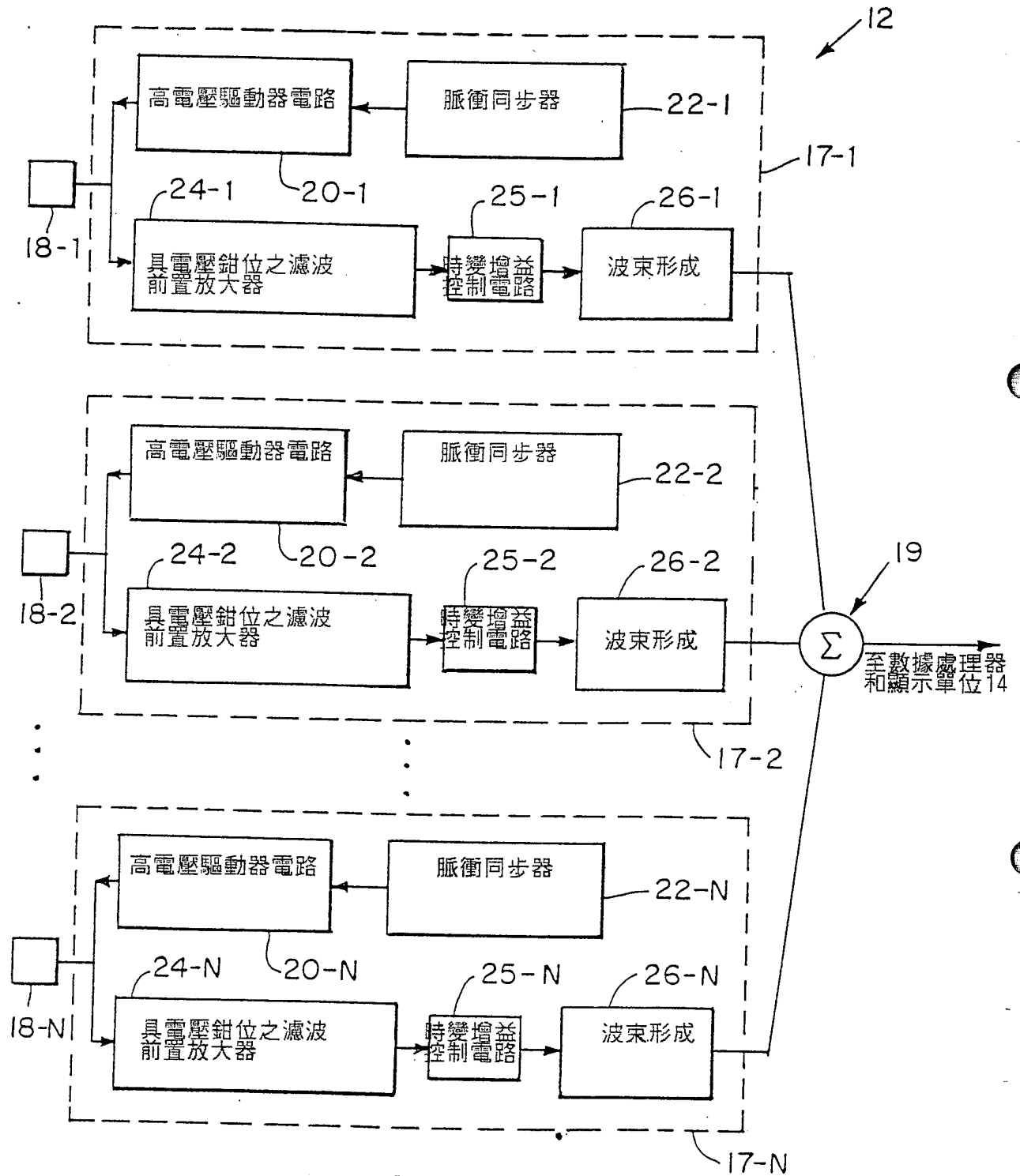


圖 5

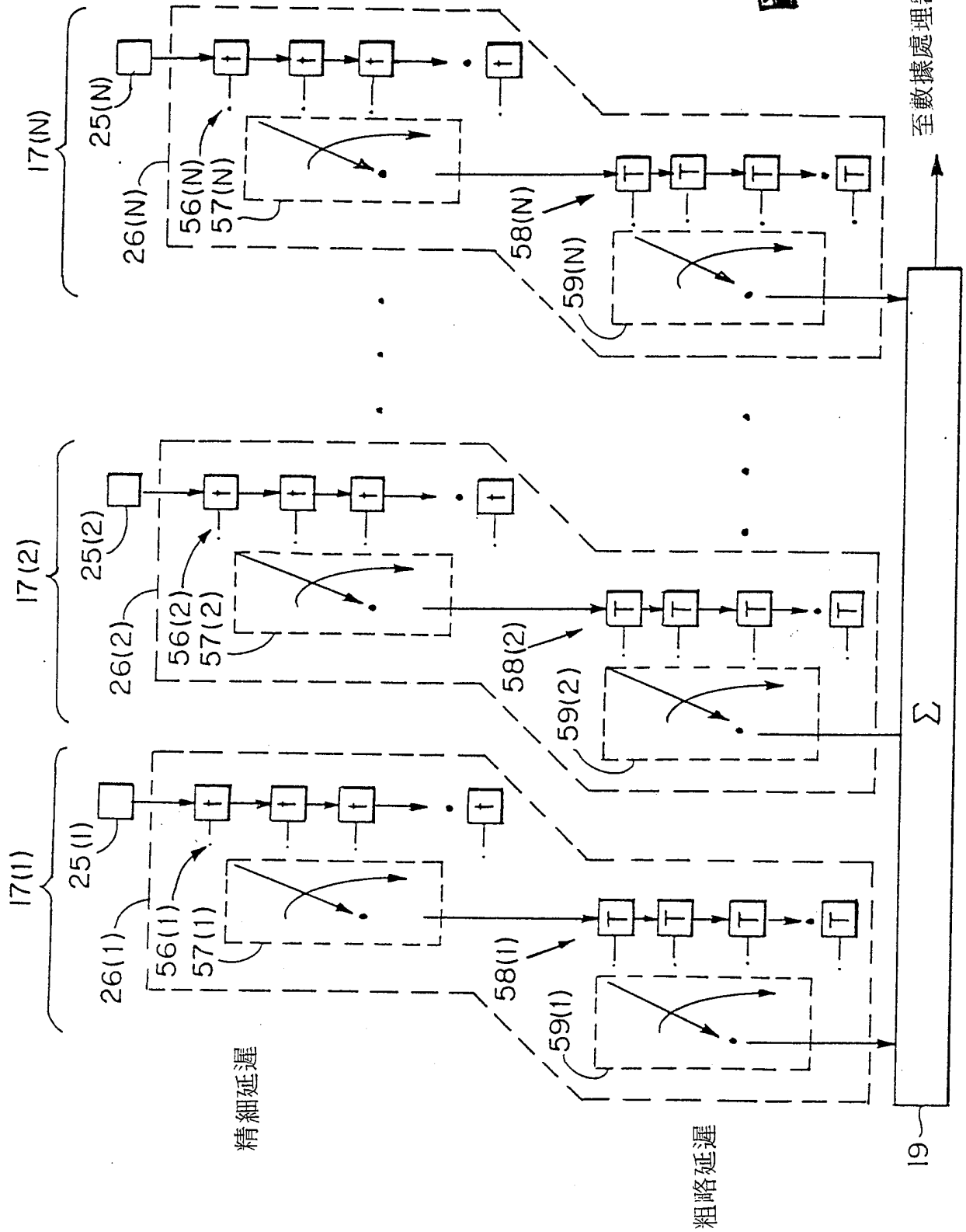


圖 6

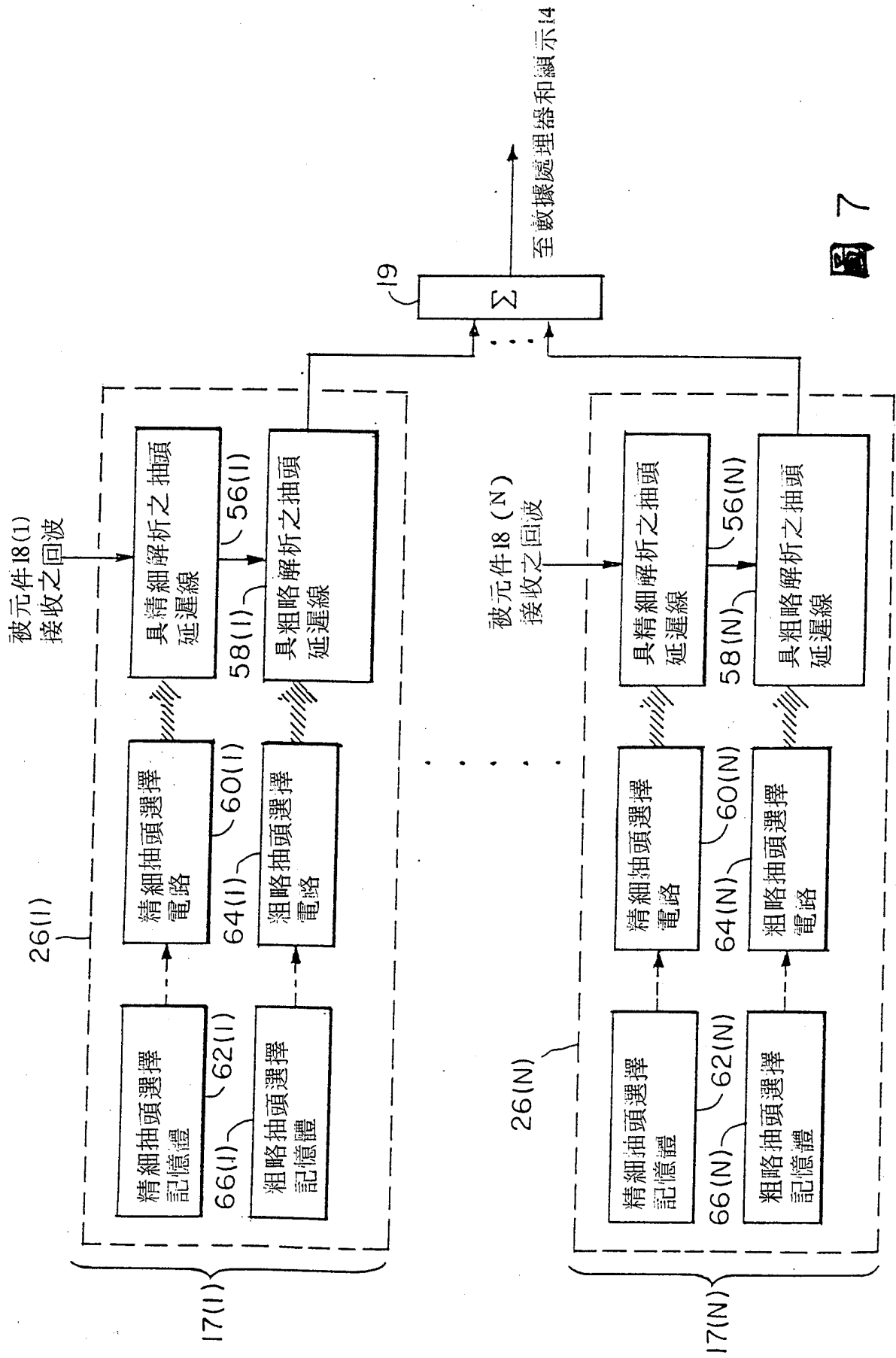
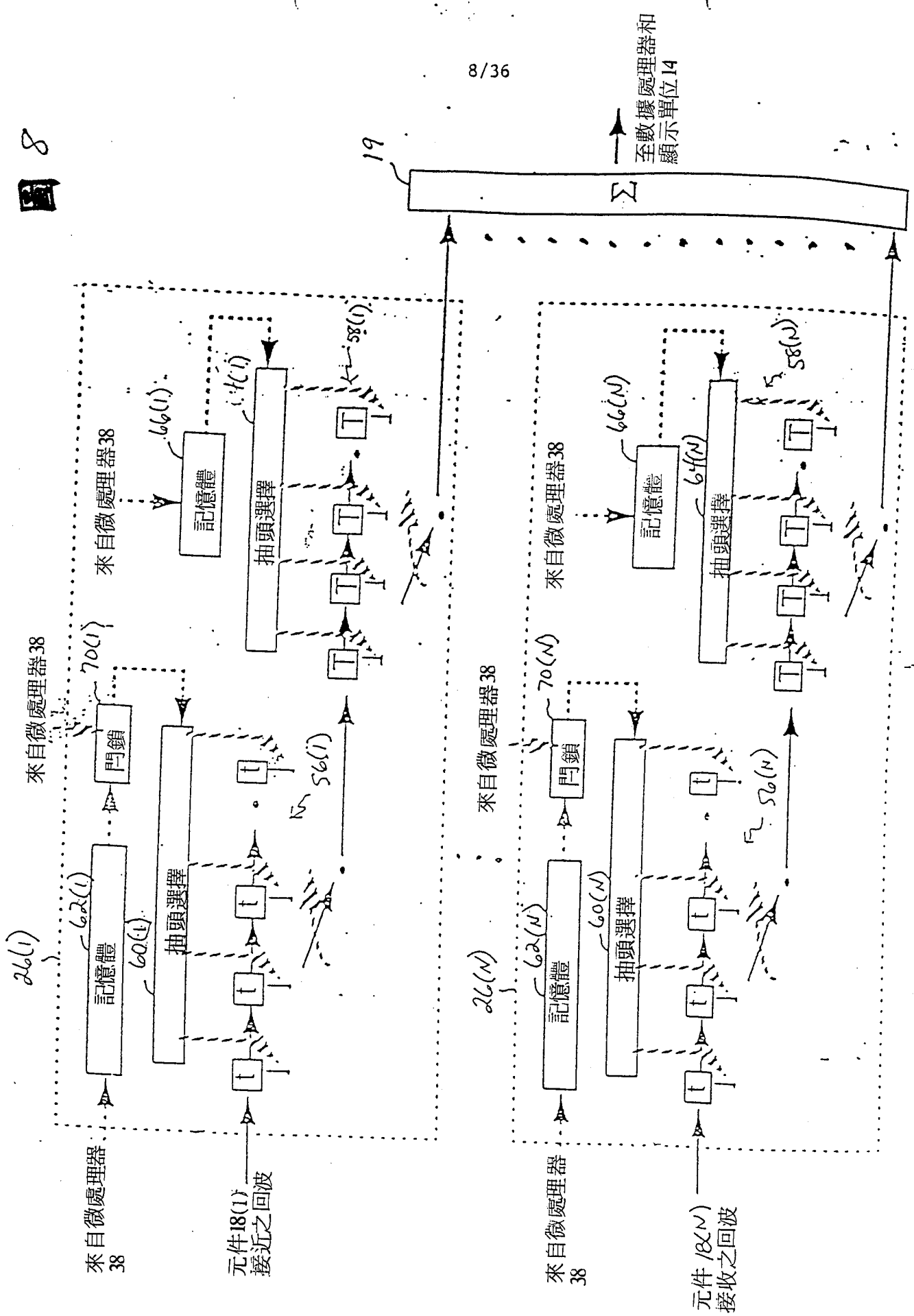
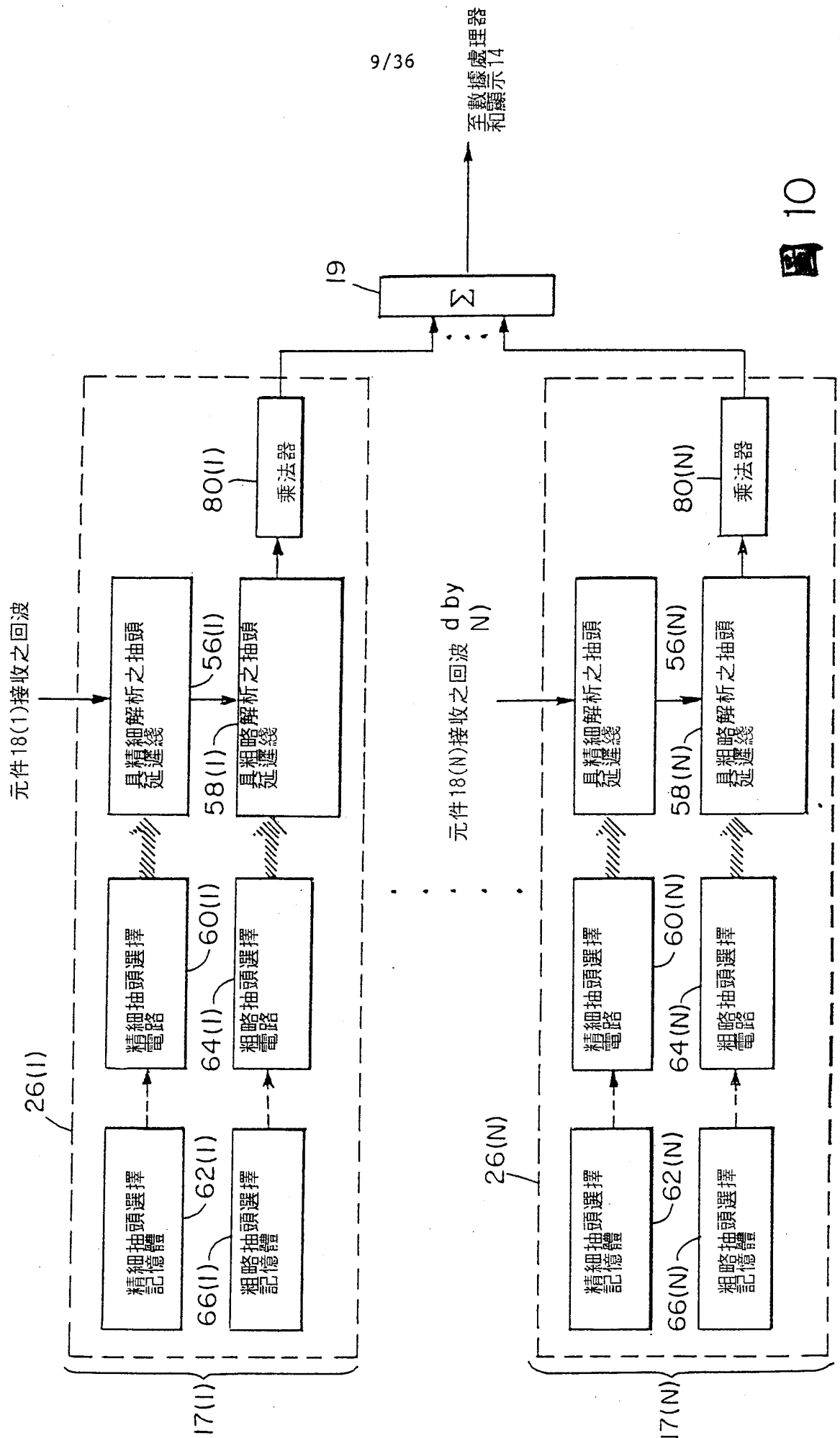


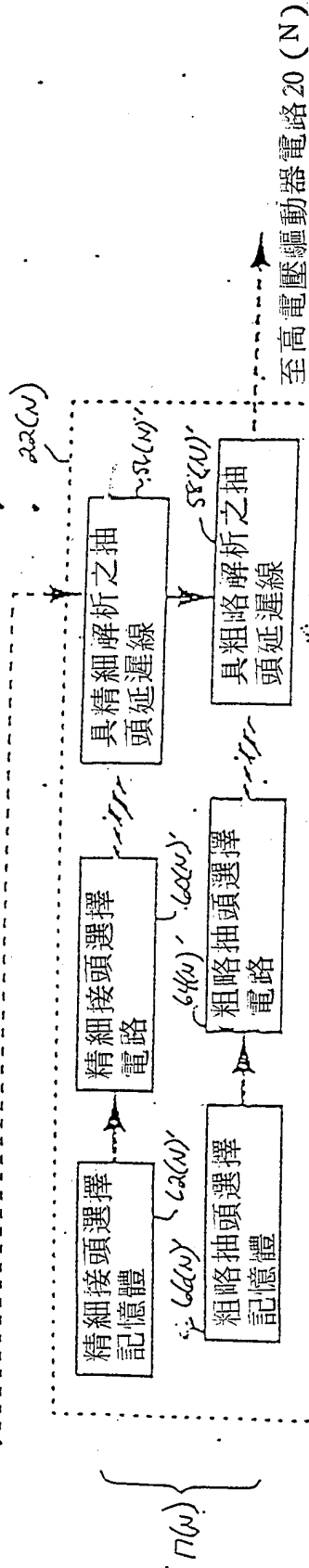
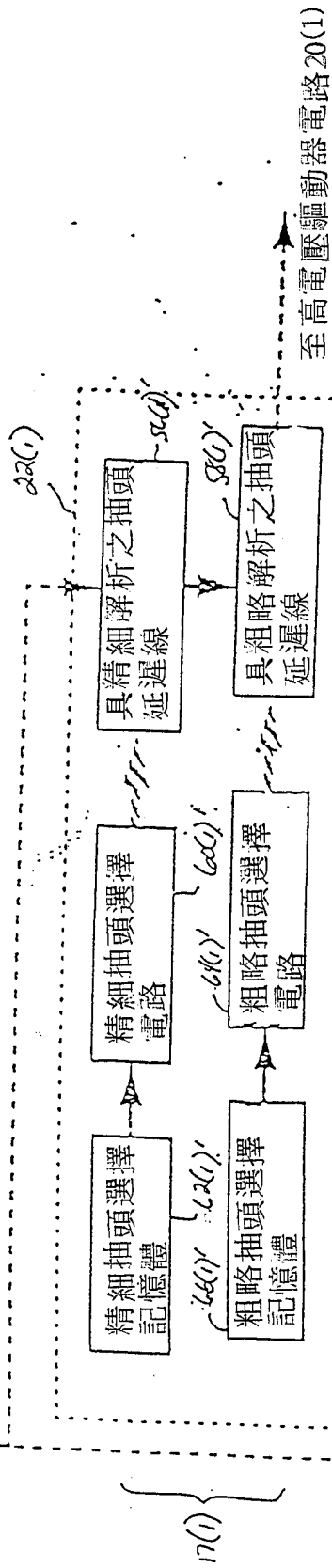
圖 7

圖 8





來自微處理器 38



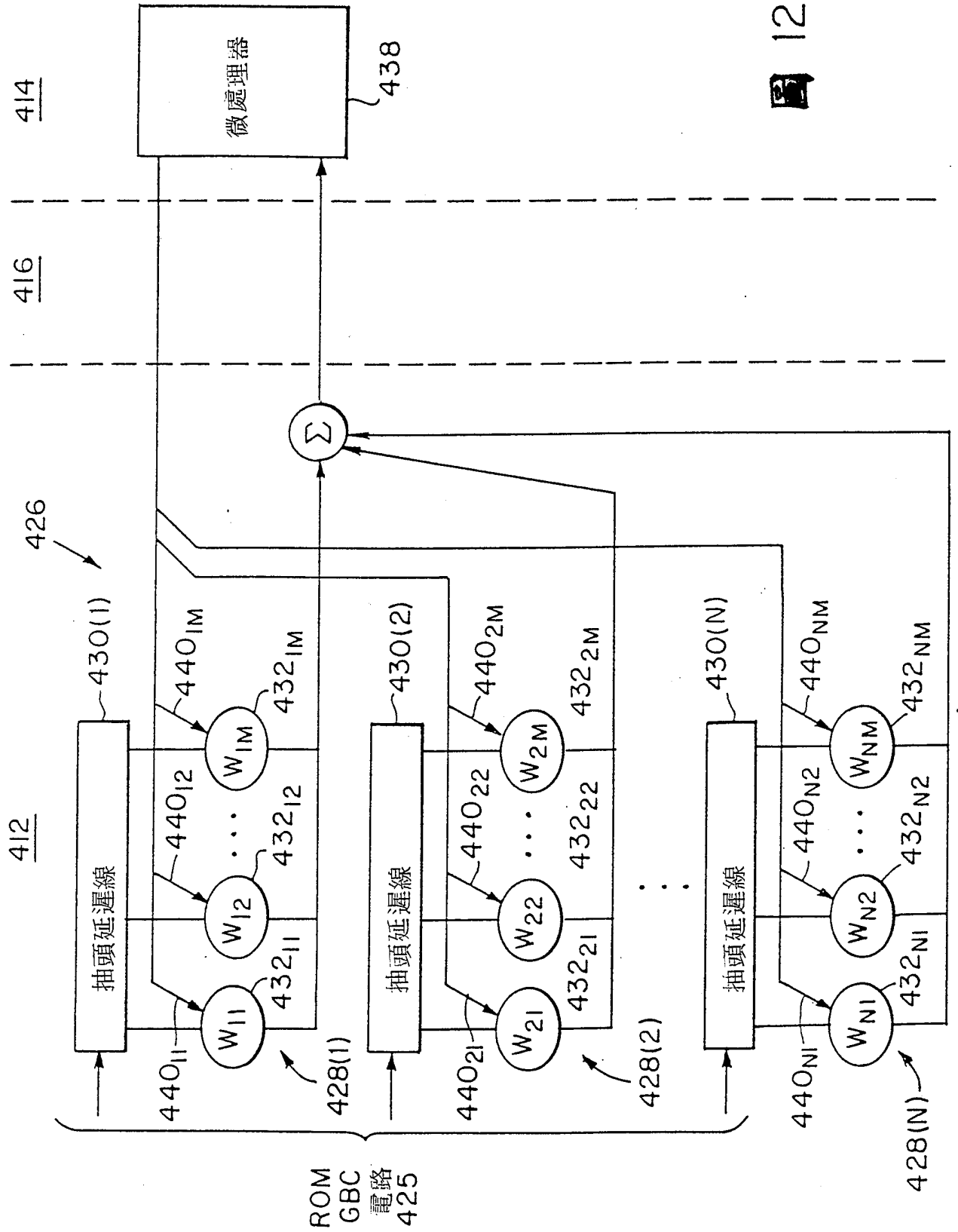


圖 12

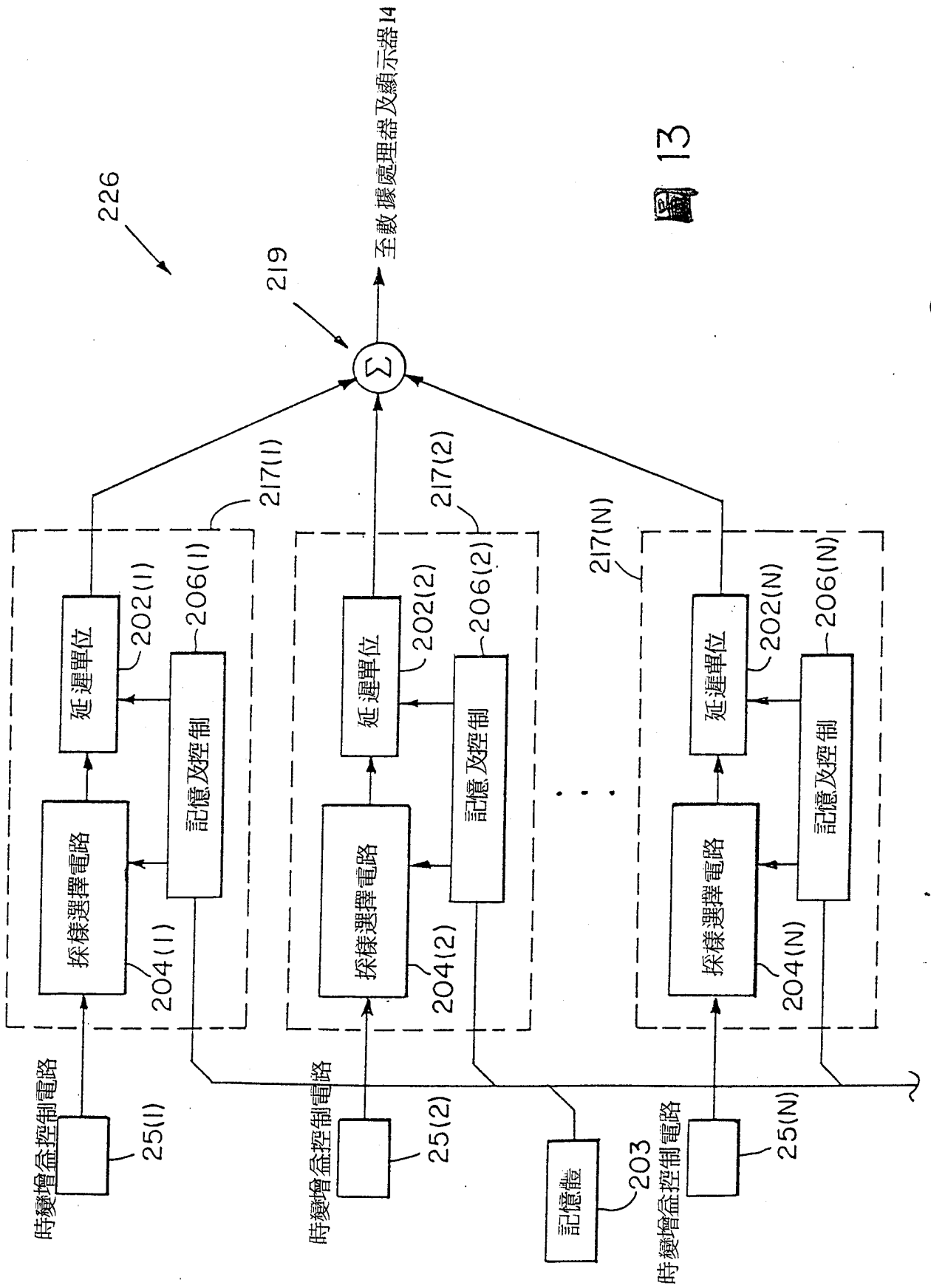


圖 13

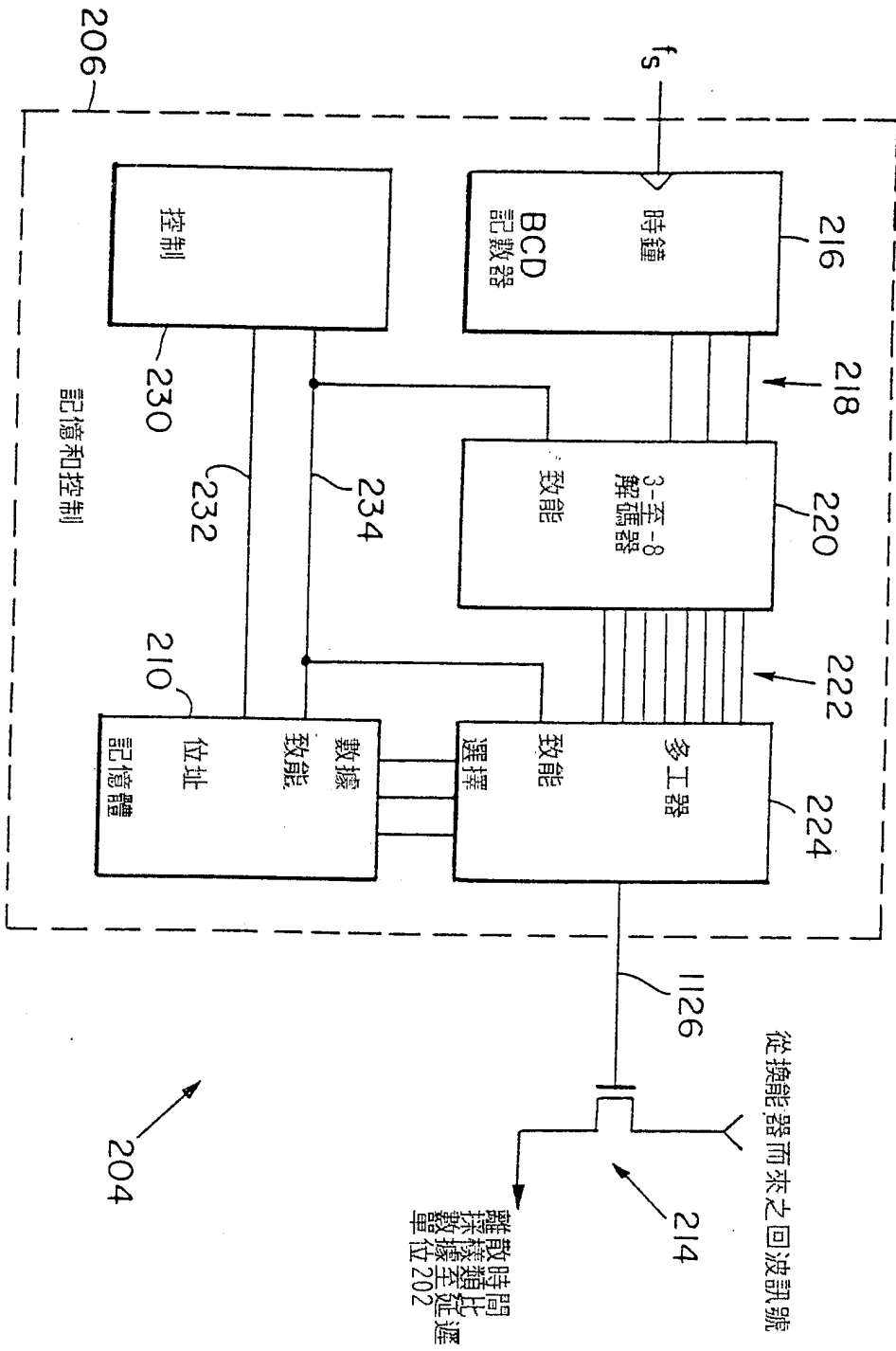


圖 14A

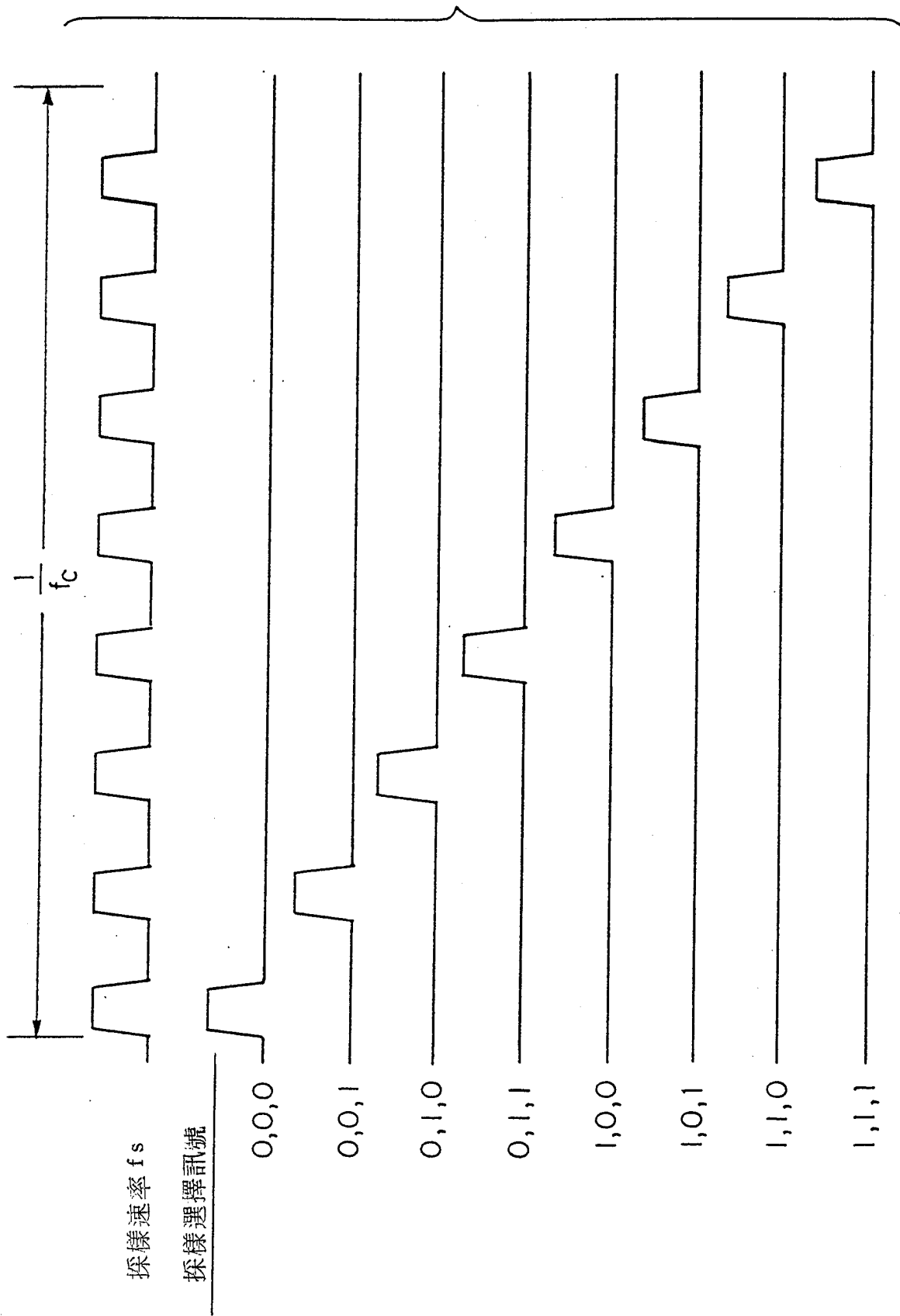


圖 14B

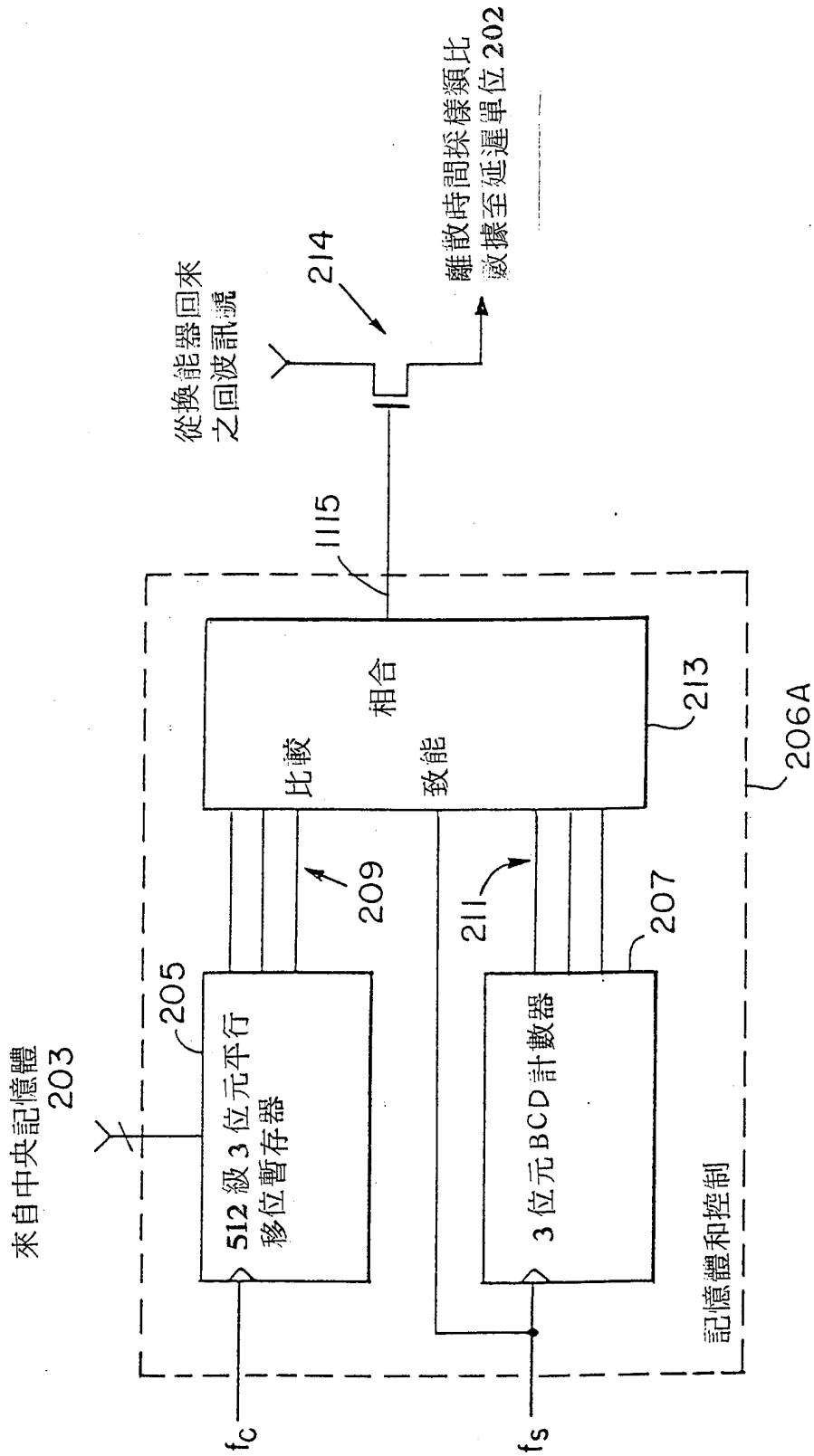


圖 15

時變增益控制電路

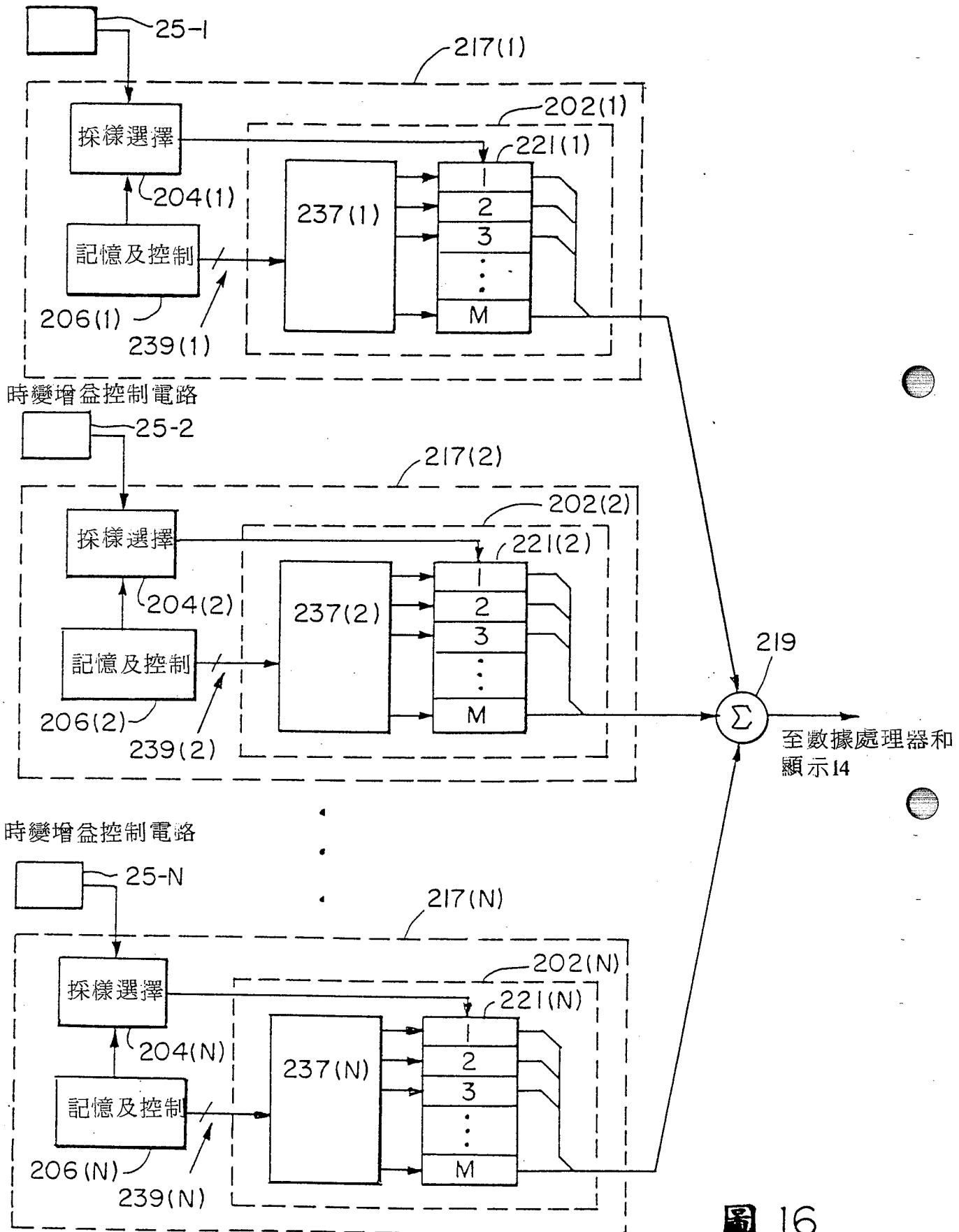


圖 16

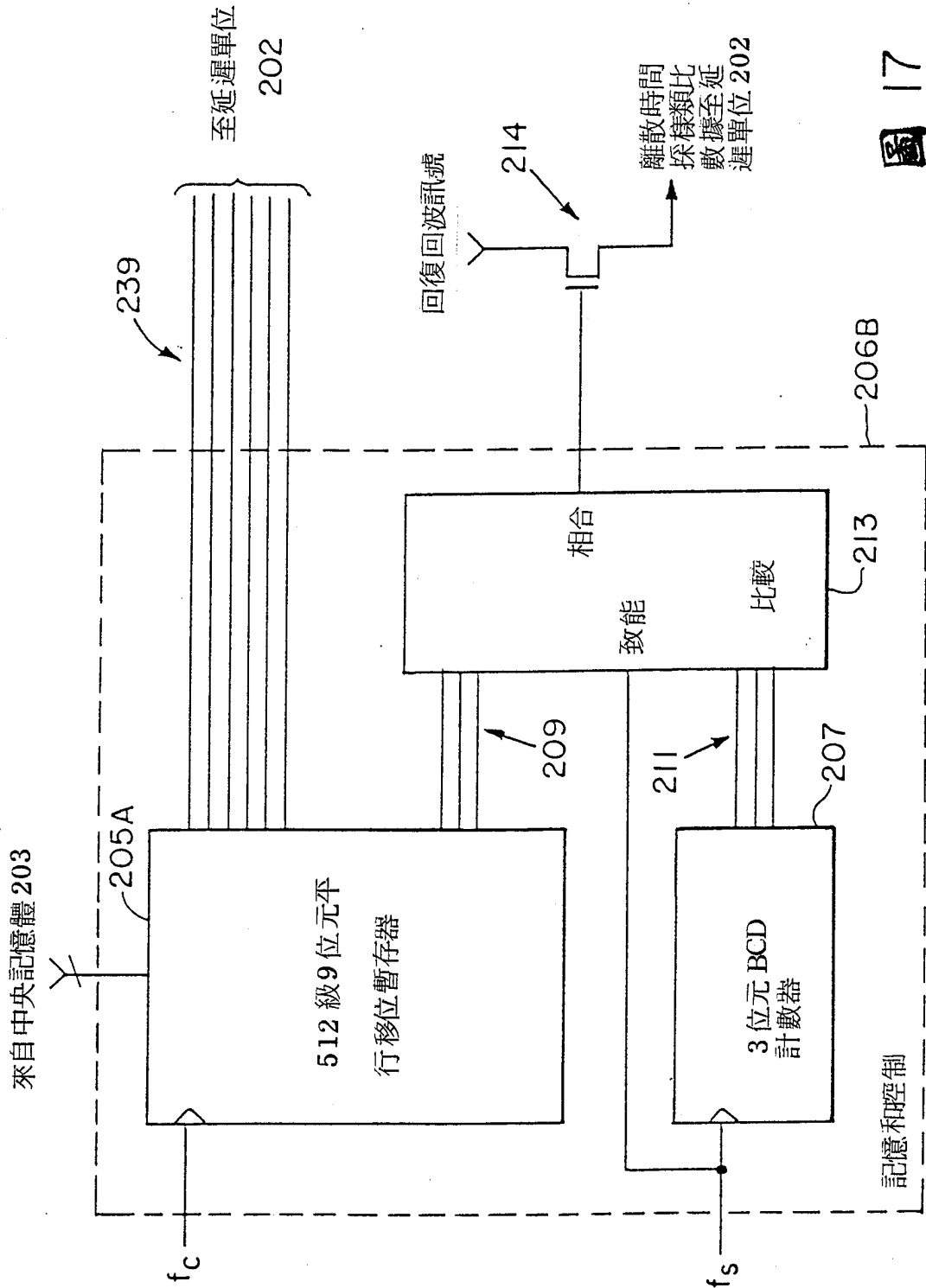


圖 17

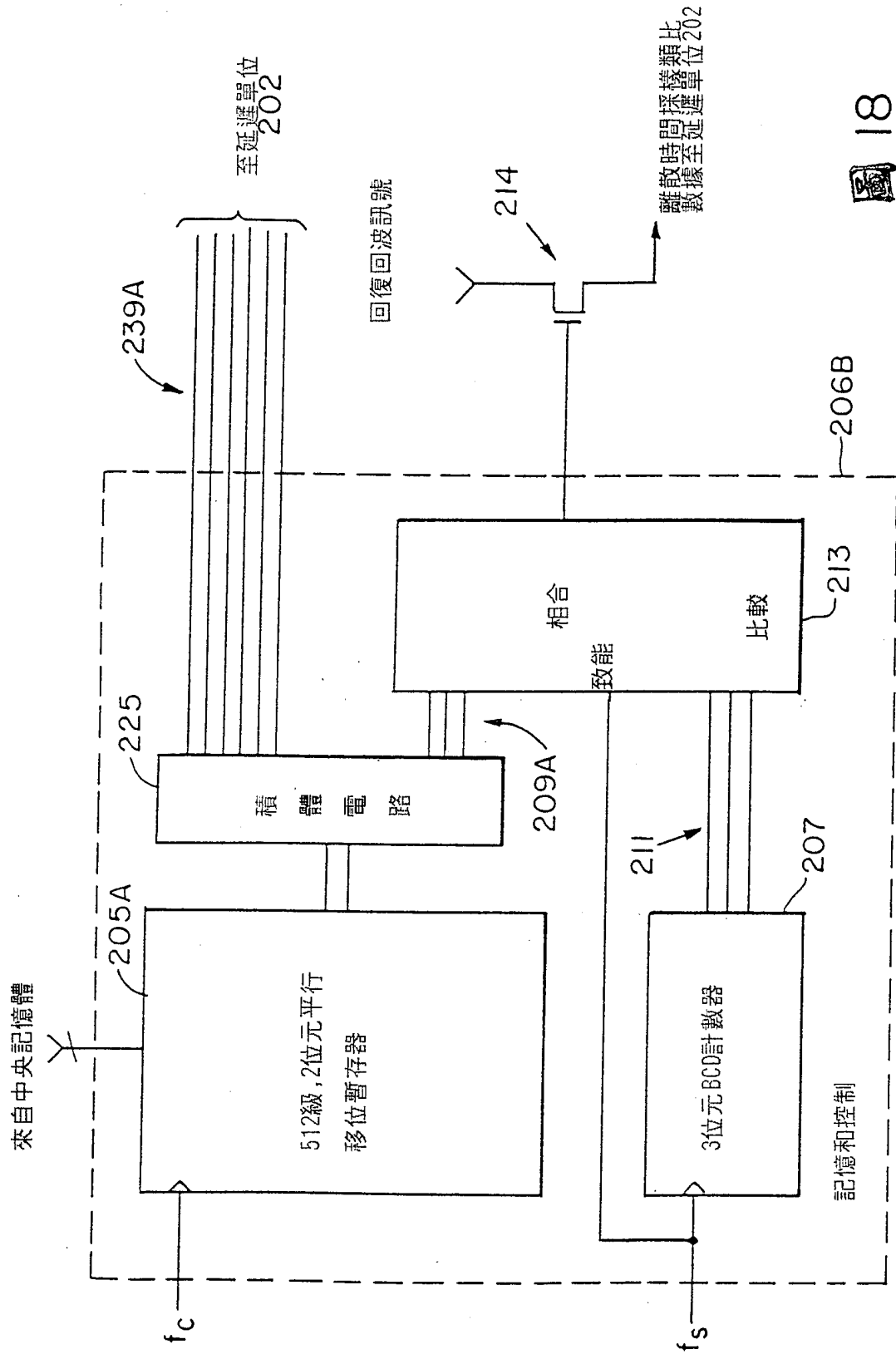


圖 18

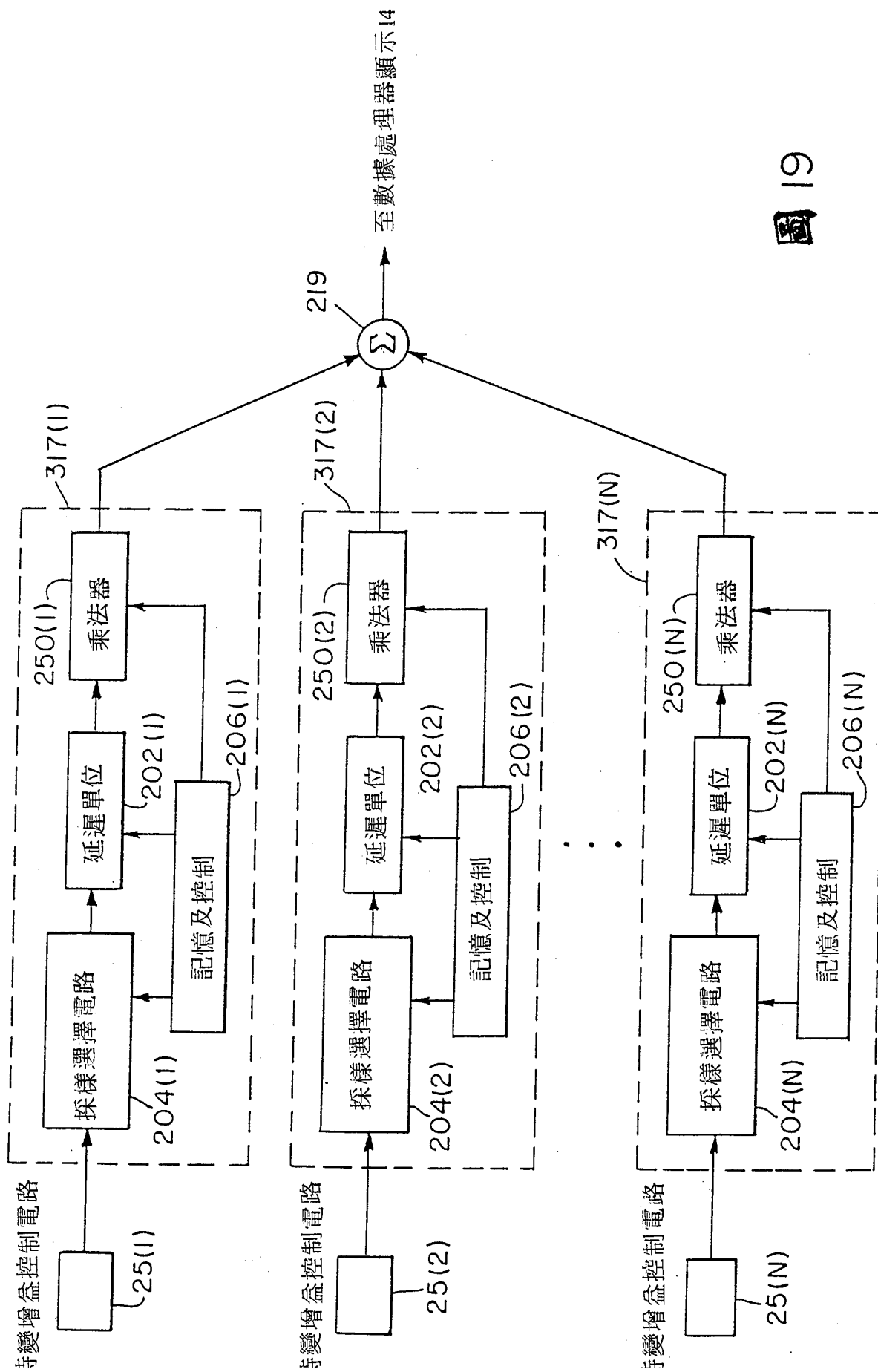
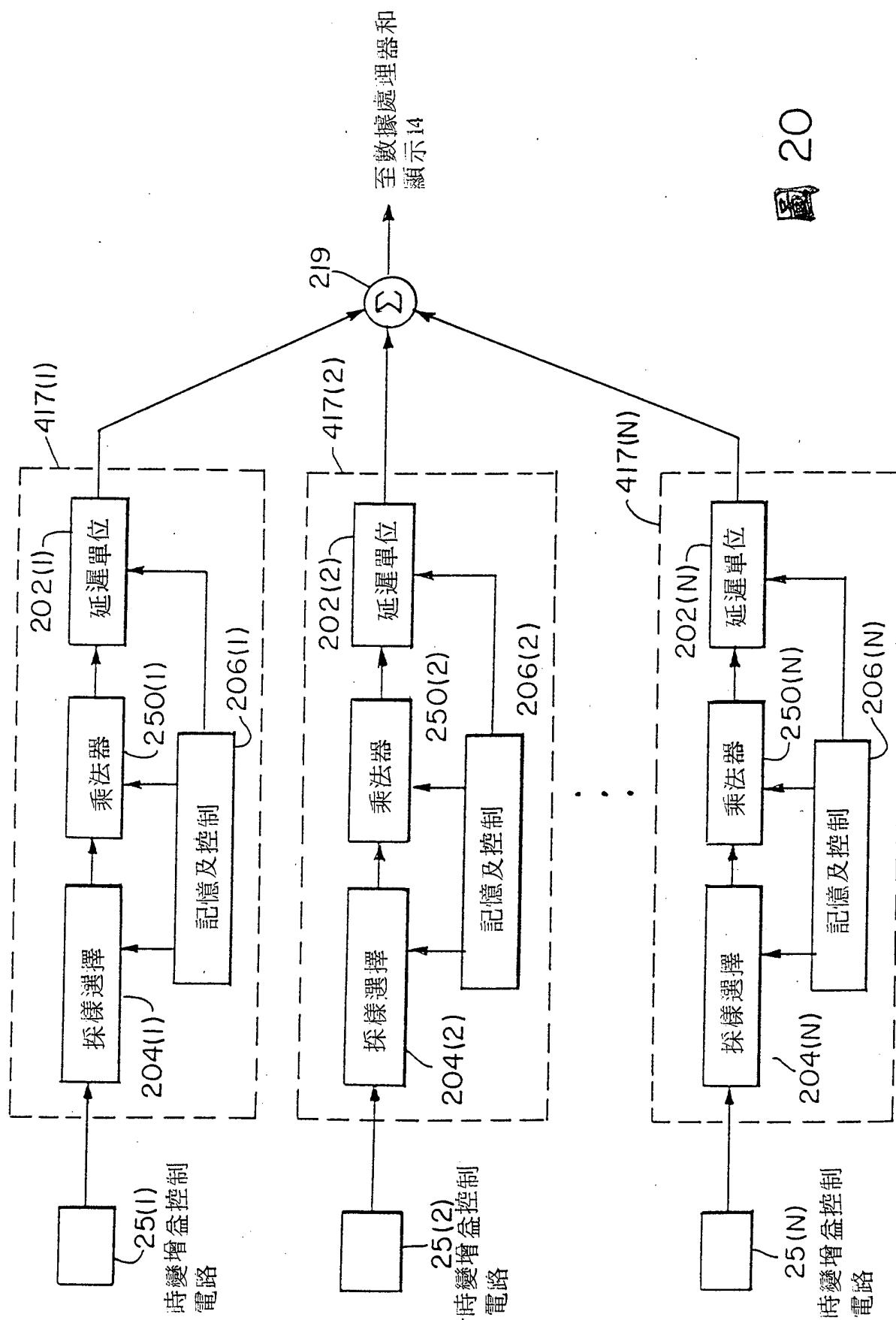


圖 19



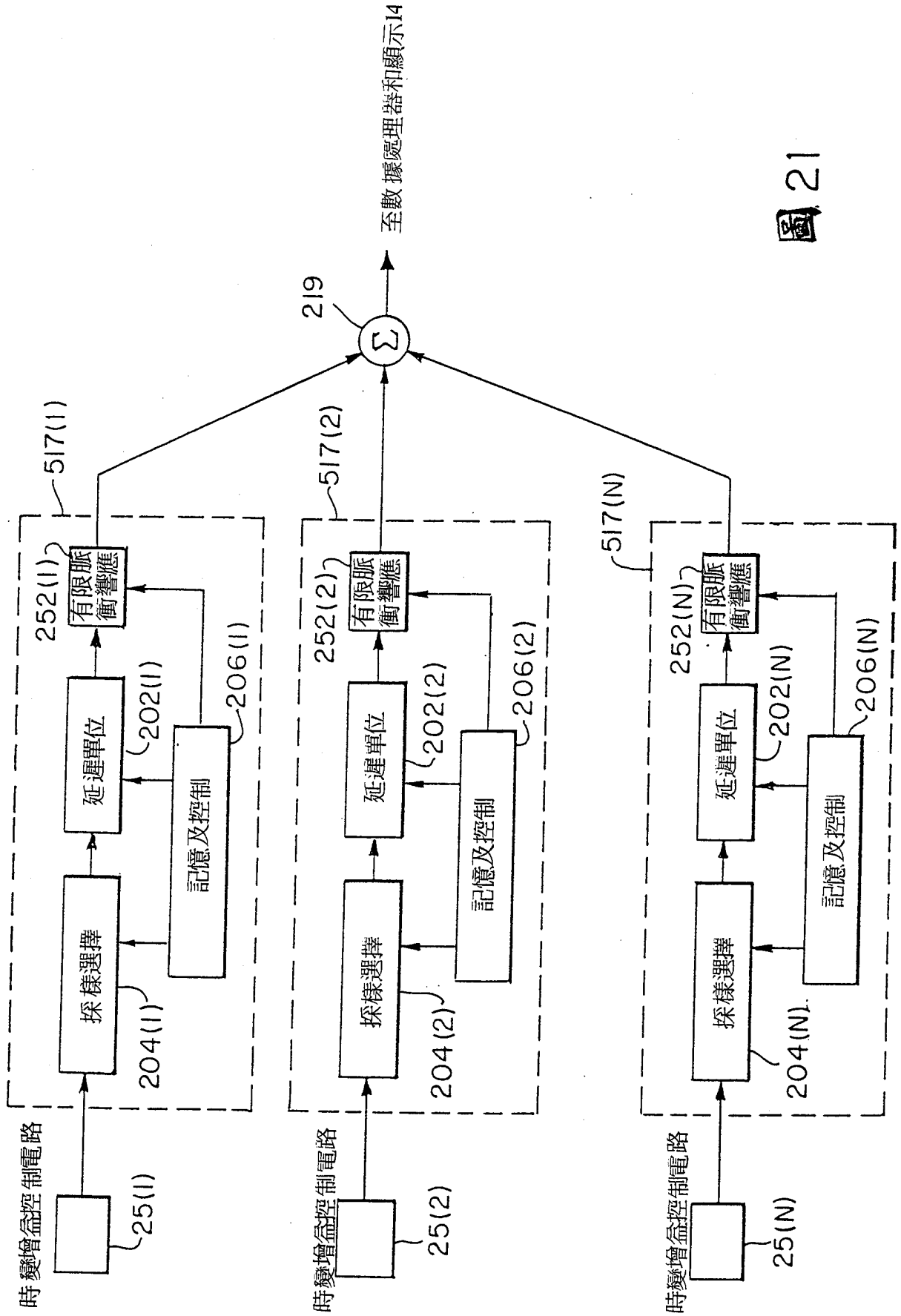


圖 21

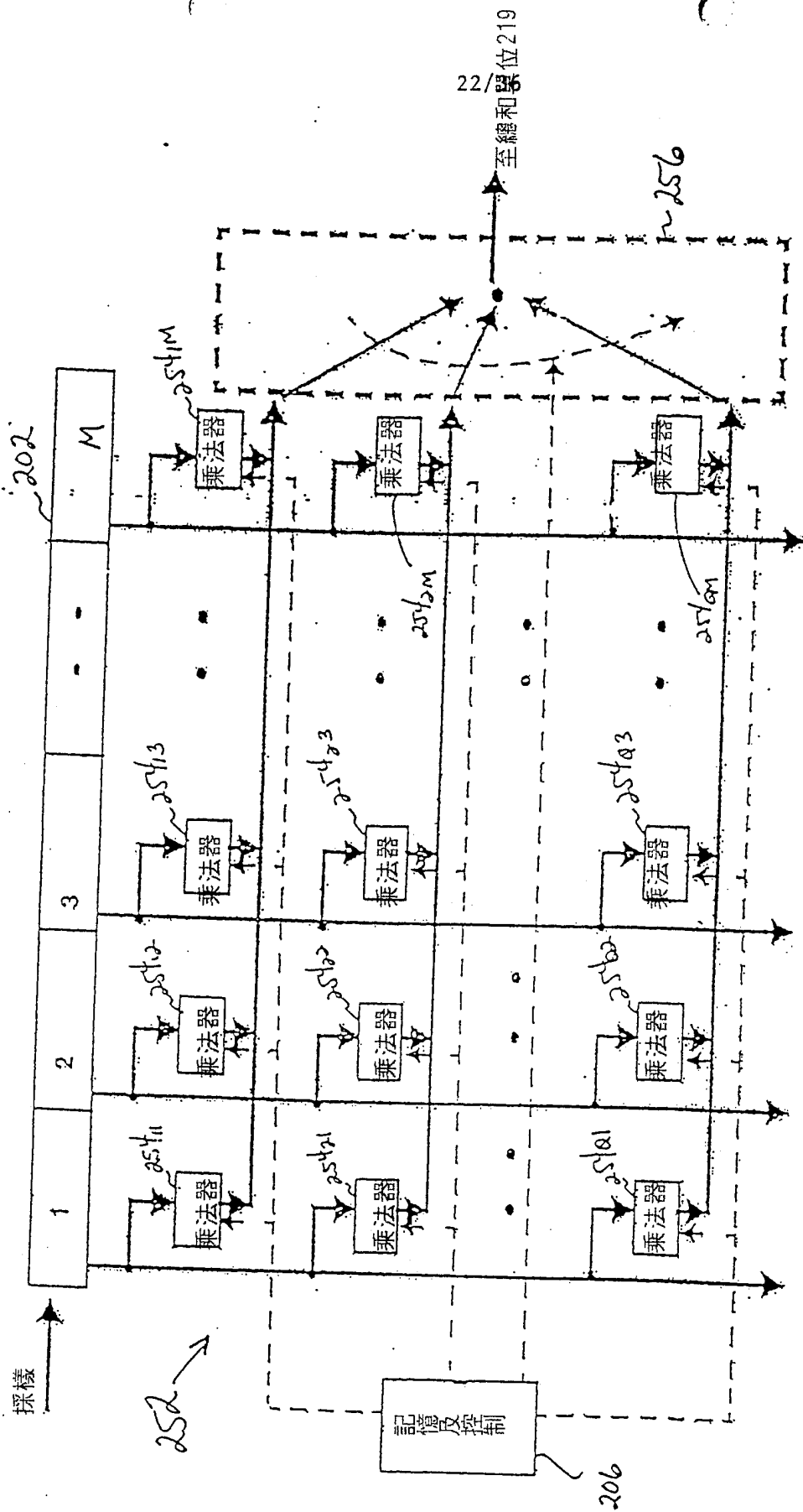
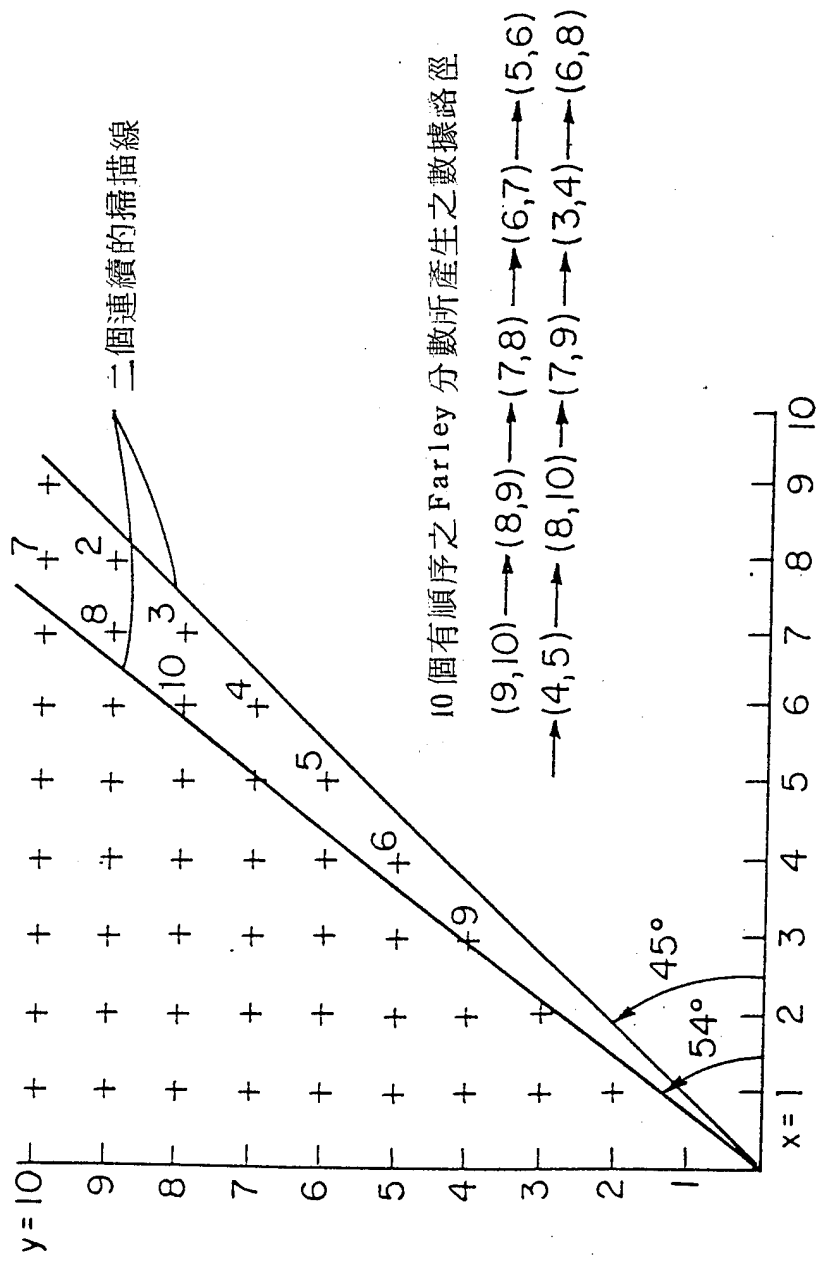
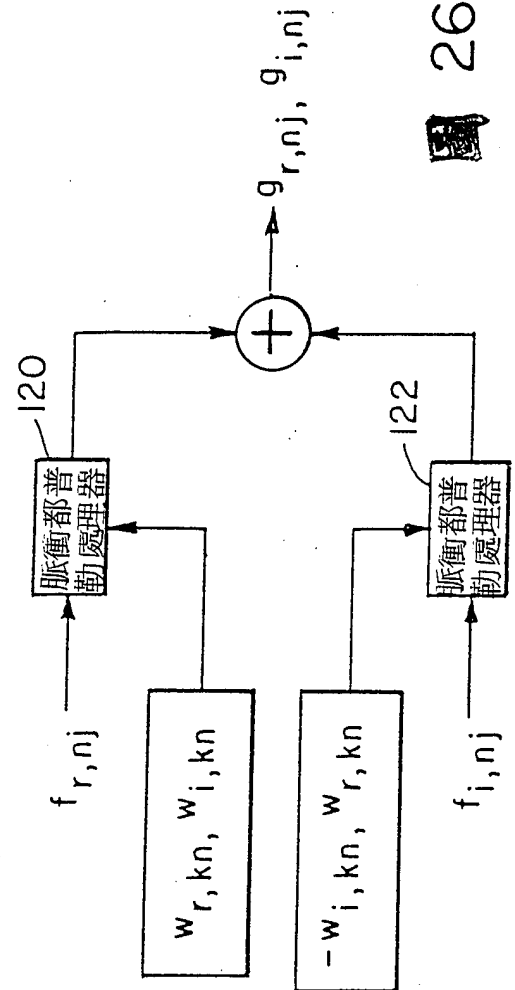
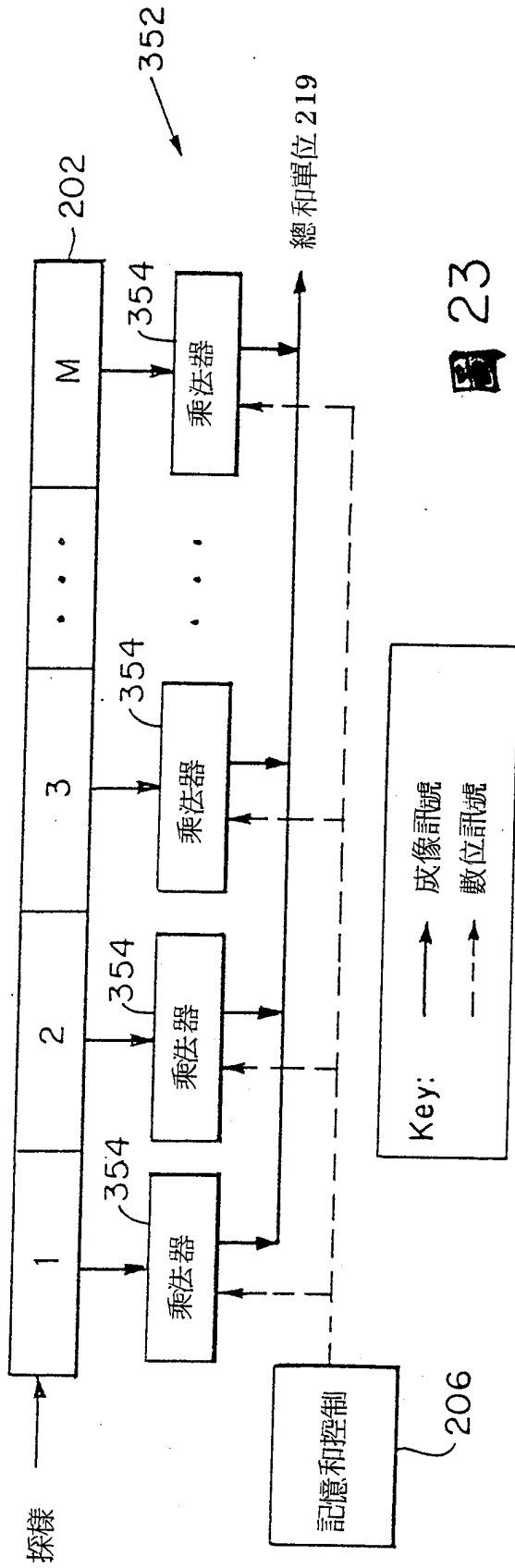
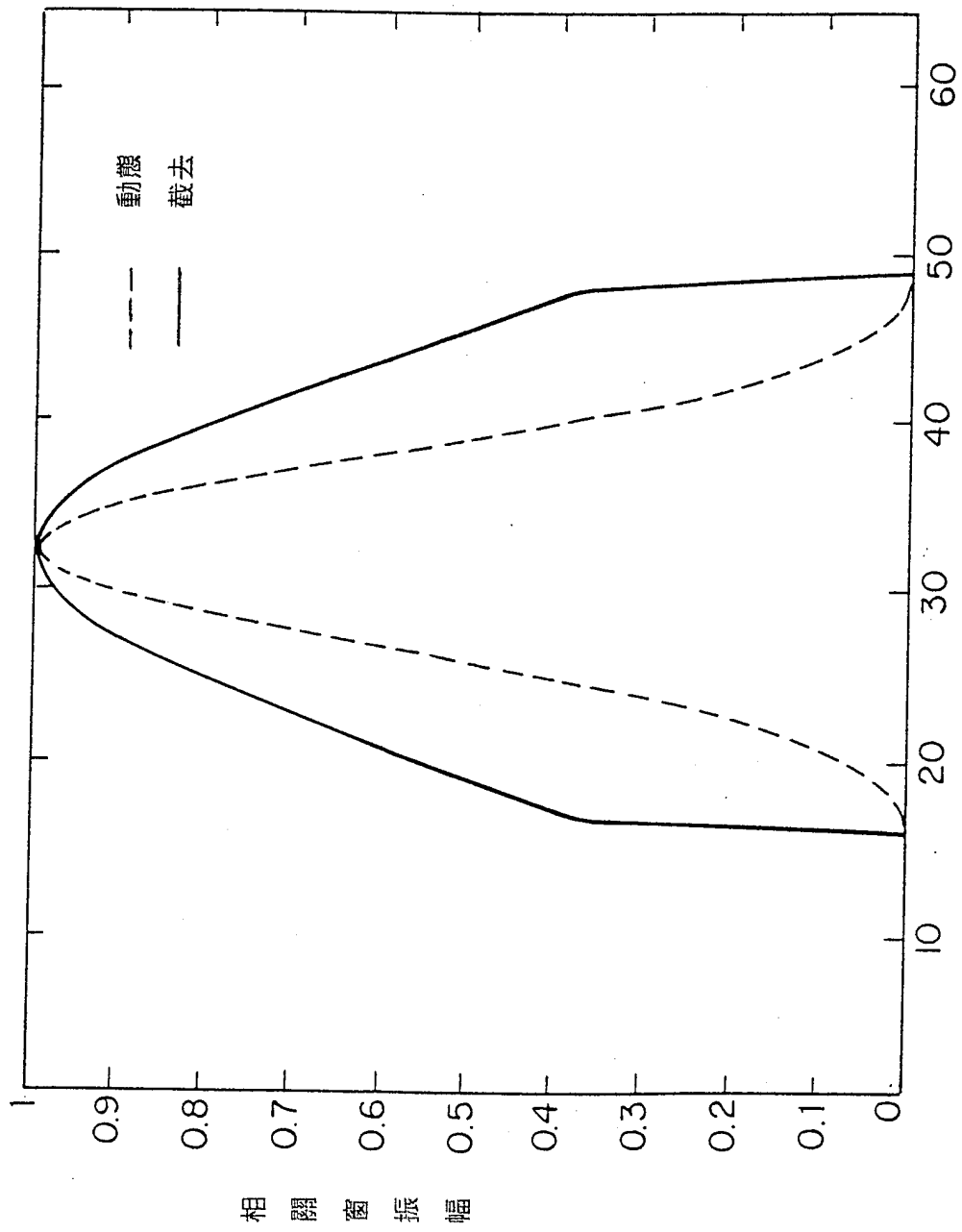


圖 22

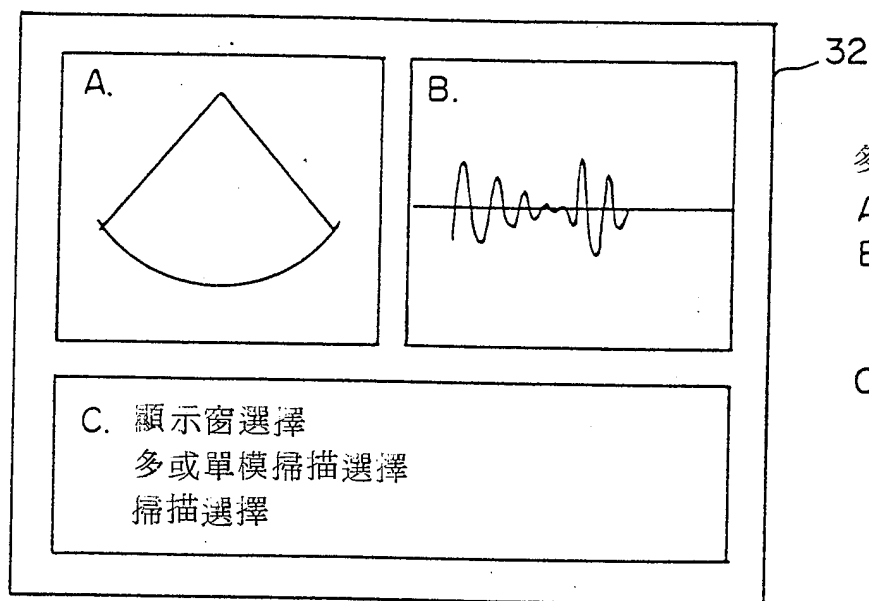






陣列元件號碼

圖 28



多窗顯示

A: B-掃描影像

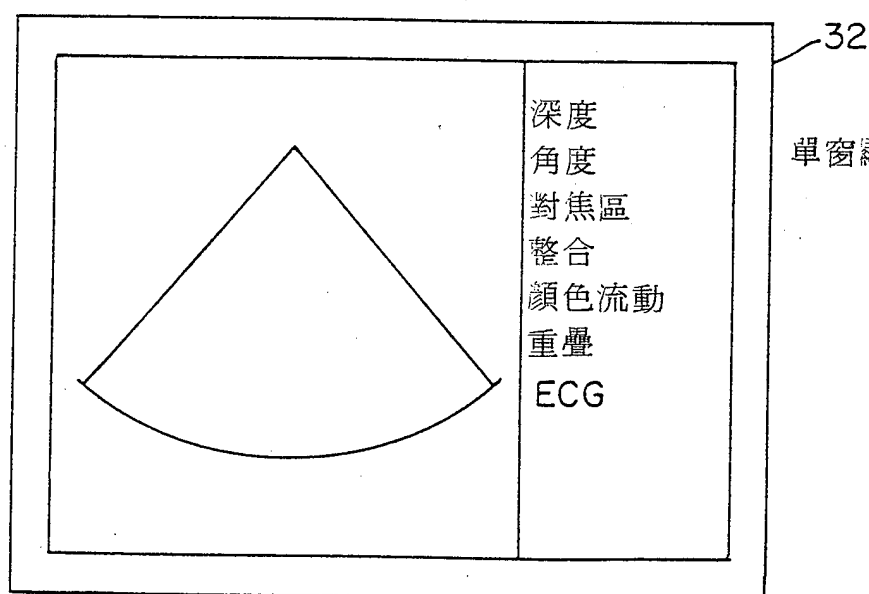
B: M-掃描影像

都普勒二維顏色流動圖

2-D

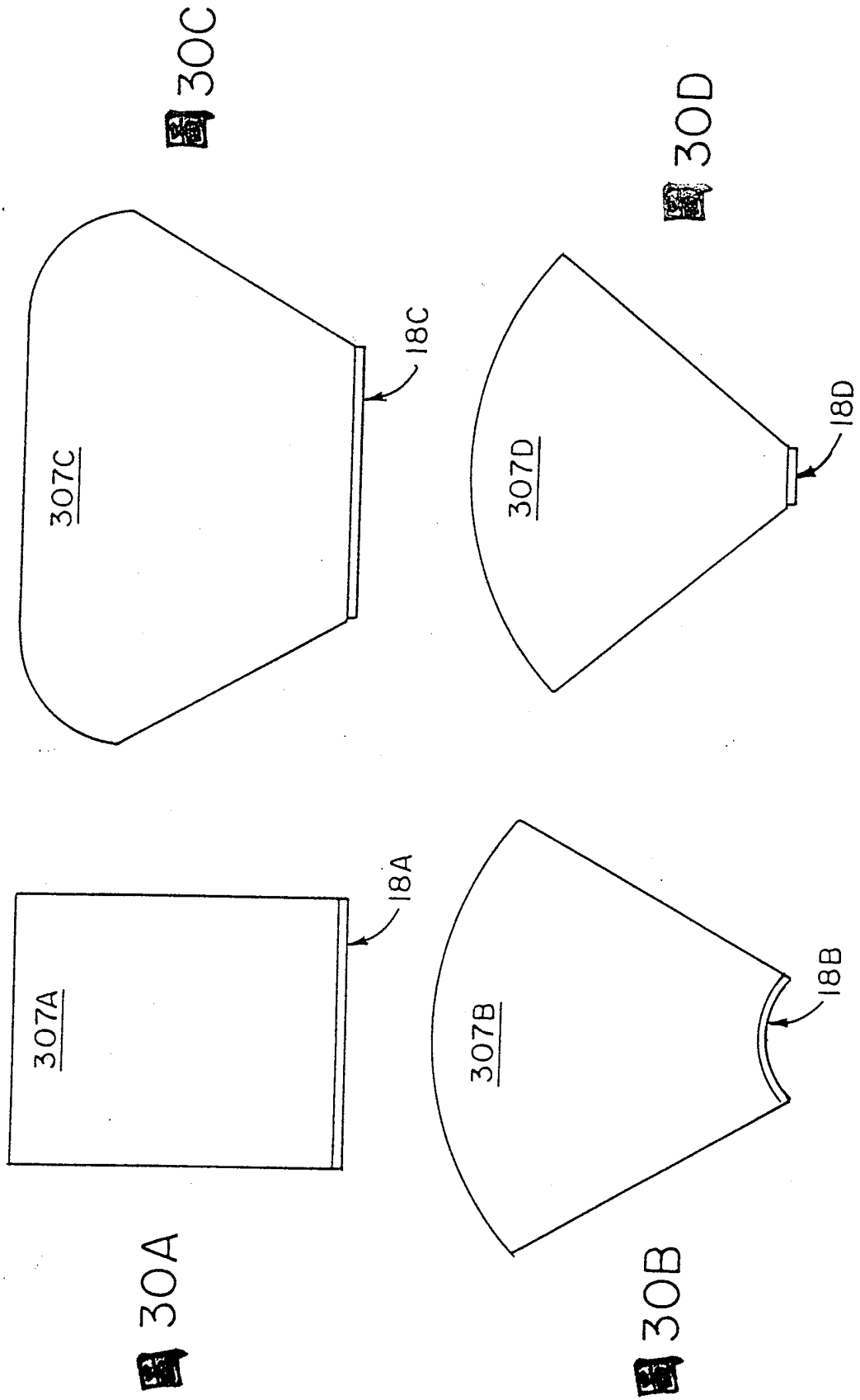
C: 使用手冊選擇

圖 29A



單窗顯示

圖 29B



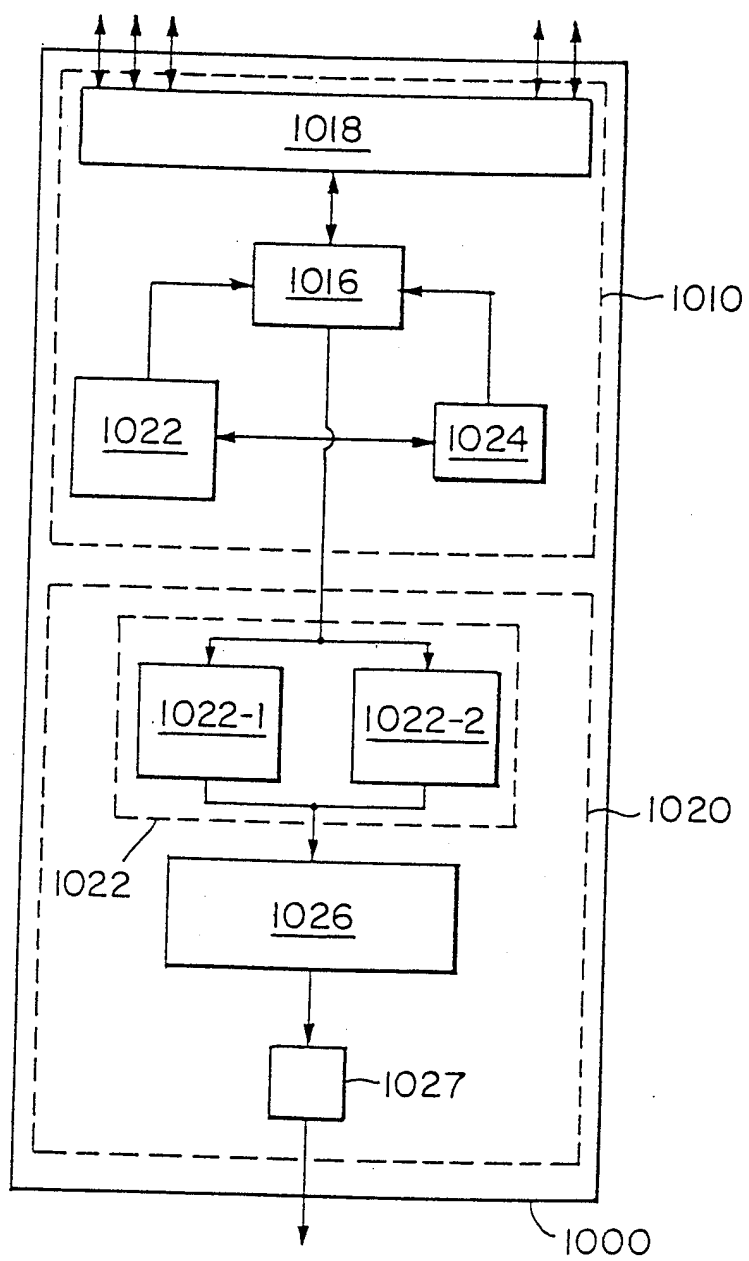


圖 31

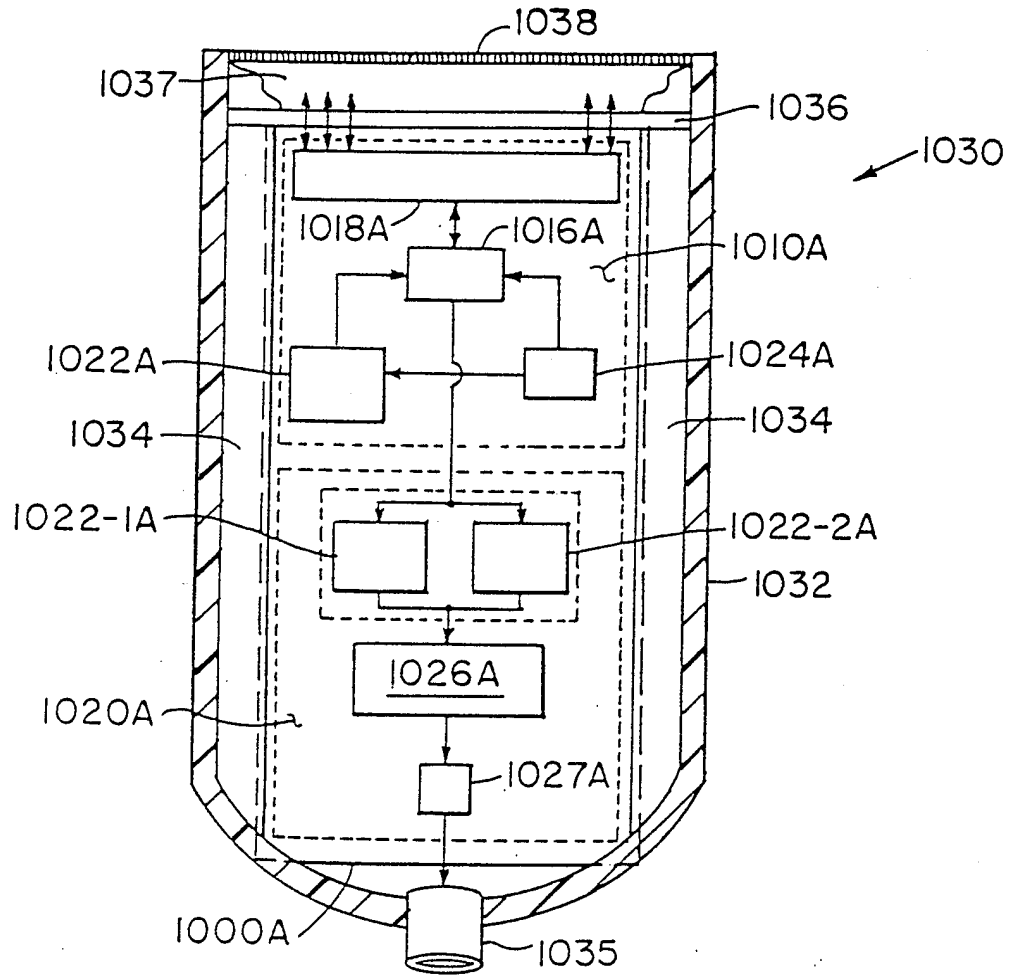


圖 32

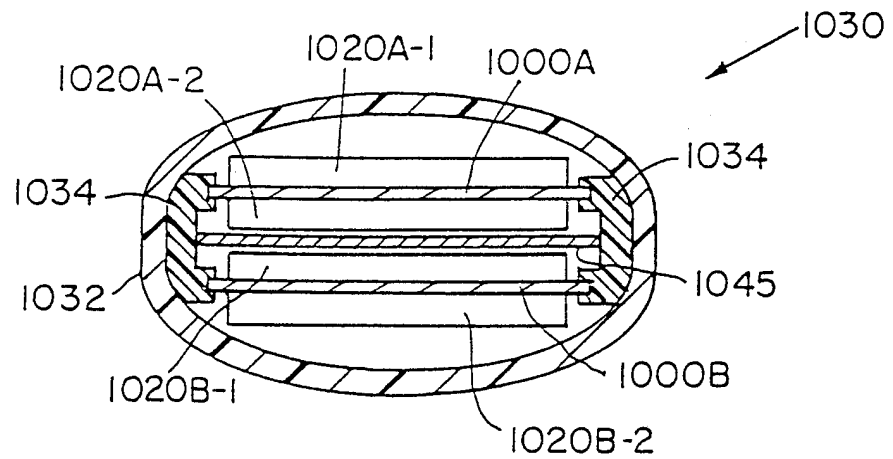
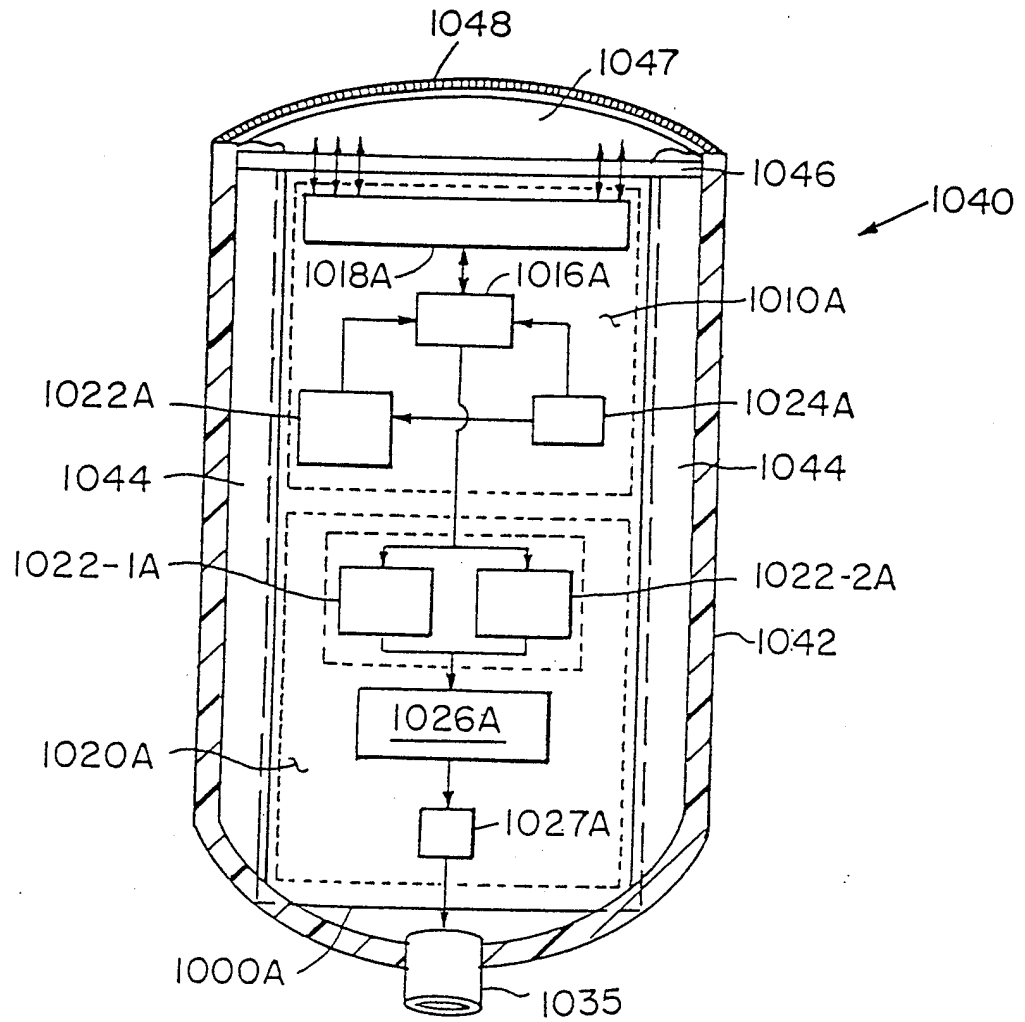


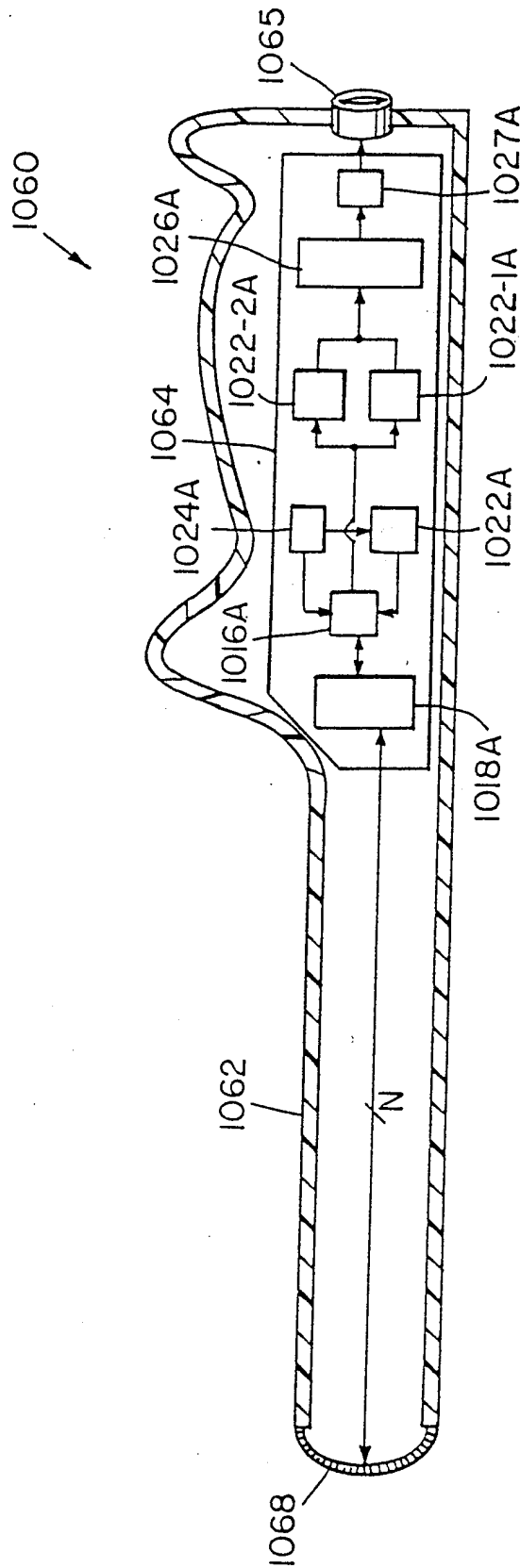
圖 33

381226

32/36

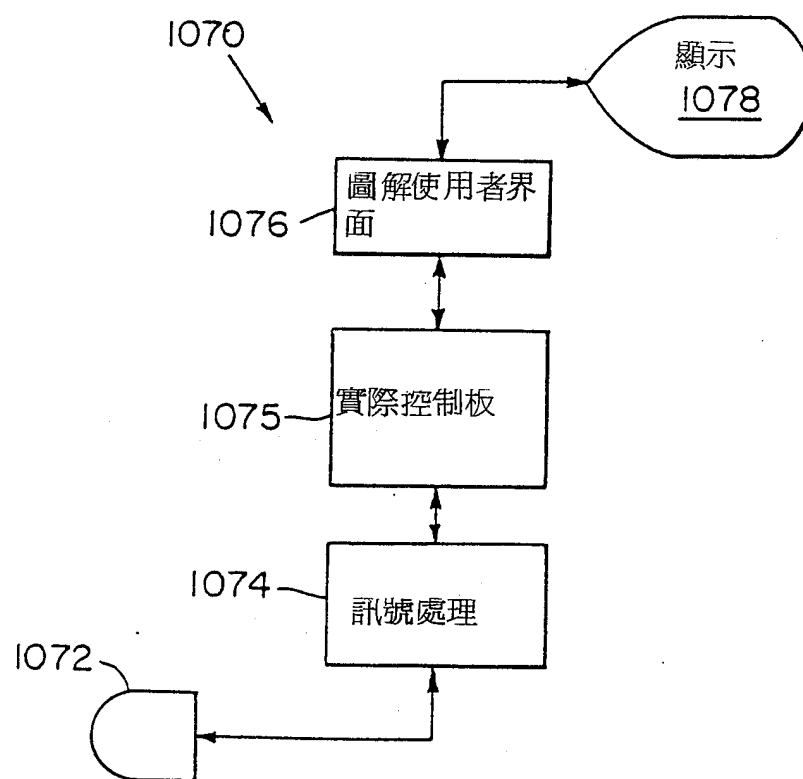


34



381226

34/36



381226

35/36

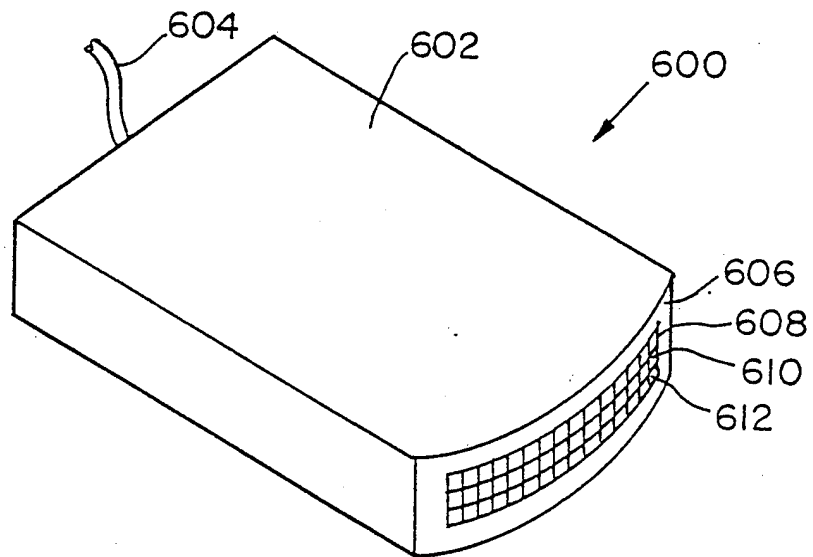


圖 37

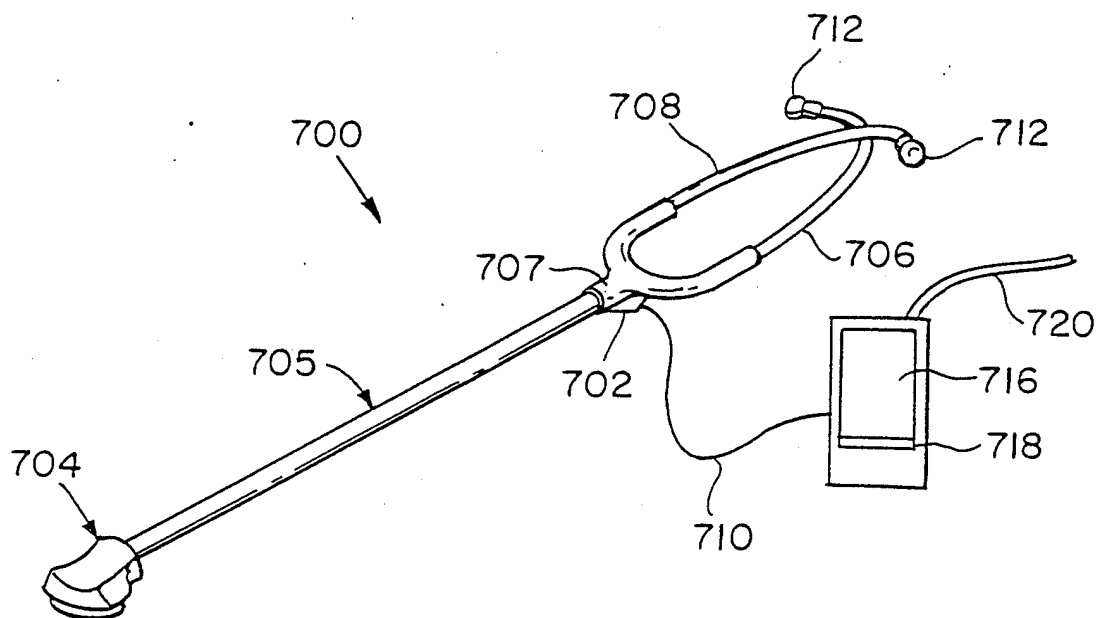


圖 38

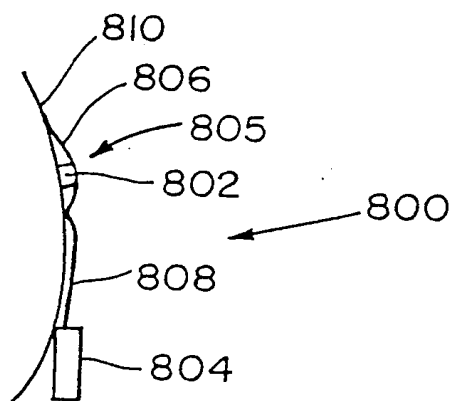


圖 39A

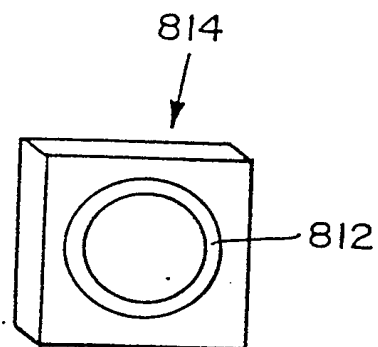


圖 39B

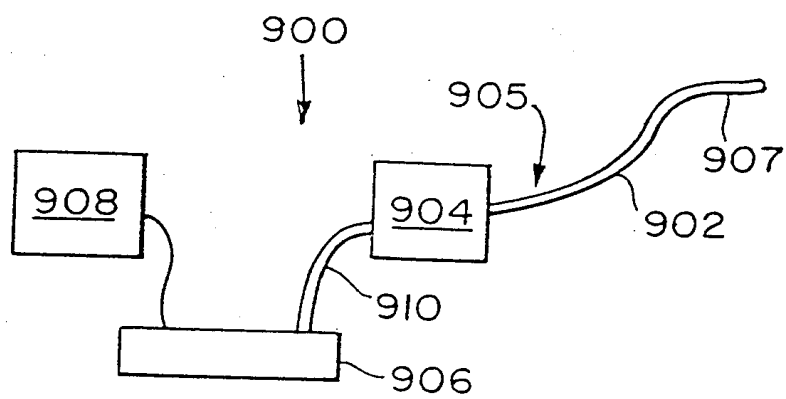


圖 40A

圖 40B

