

(21) 申請案號：099118654

(22) 申請日：中華民國 99 (2010) 年 06 月 09 日

(51) Int. Cl. : A61N7/02 (2006.01)

(71) 申請人：長庚大學 (中華民國) CHANG GUNG UNIVERSITY (TW)

桃園縣龜山鄉文化一路 259 號

(72) 發明人：劉浩澧 LIU, HAO LI (TW) ; 林明熙 LIN, MING SHI (TW)

(74) 代理人：黃孝惇

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：10 項 圖式數：4 共 22 頁

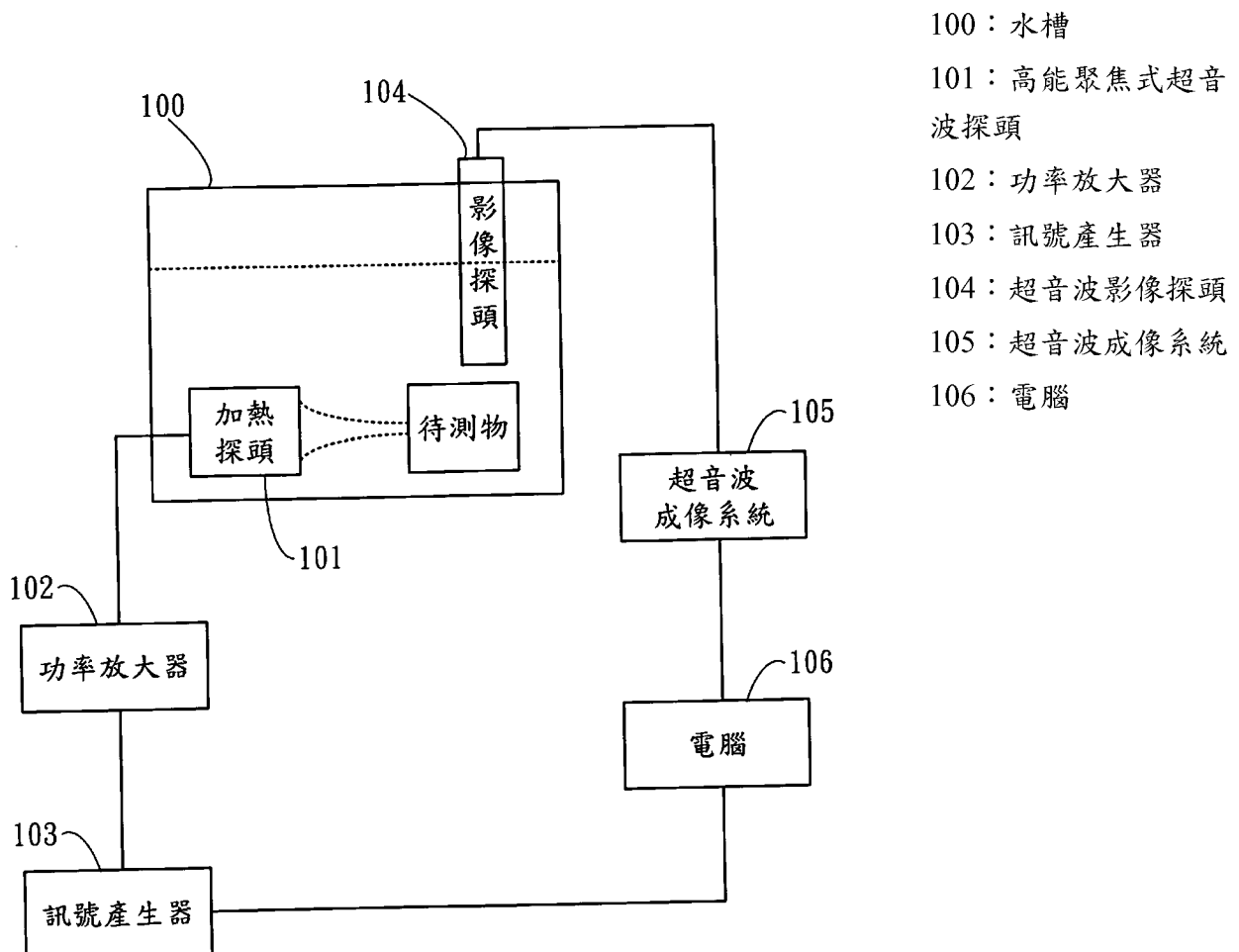
(54) 名稱

一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用方法

THE ULTRASONIC SYSTEM HAVING THE REAL-TIME MONITORED APPARATUS

(57) 摘要

本發明揭露一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用方法，藉由相同的聚焦式超音波探頭，可使用不同功率對於待測物進行熱燒灼，且可以超音波成像系統利用互相關分析法進行溫度及彈性估測。



## 六、發明說明：

### 【發明所屬之技術領域】

本發明係有關於一種高能聚焦式超音波裝置及其使用方法，特別是一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用方法。

### 【先前技術】

近年來，在臨床醫學的治療上已越來越重視非侵入式的治療方式，而又以「超音波熱治療(Ultrasound thermal therapy)」的技術趨近成熟，且因超音波在人體組織中具有相當良好之穿透性，可以將能量傳至深層部位，故可廣泛應用於組織燒灼以進行癌細胞的控制，以及腫瘤細胞抑制等非侵入式的醫療方式；而其中例如「高能聚焦超音波療法」(High-intensity focused ultrasound therapy，簡稱 HIFU)便是一種「超音波熱治療」技術，基本上係利用聚焦高能超聲波，將超聲波的能量集中後，瞬間將焦點區的組織溫度提高到 70°C 以上，細胞的蛋白質在此溫度會產生變性 (Denature)，故能燒灼腫瘤，從而將病態的組織殺死，達到殺滅癌細胞的目的。

在「超音波熱治療」的過程中，為能夠有效監控加熱程度以避免傷害細胞週遭的正常組織，且能夠了解加熱後所造成的焦斑大小以及相關位置，提供大面積的溫度變化的評估系統及加熱後的燒灼範圍，能夠進行估測的量測系統更顯得重要。倘若在無量測系統的情況下進行「熱治

療」，臨床醫生無法準確判斷組織內部的加熱位置與溫度變化，亦無法辨識加熱後組織燒灼所造成的焦斑，故而會增加醫療過程的危險度，更使得熱治療的應用在臨床上受到限制。

目前在有關「超音波熱治療」技術的量測系統中，已存有「超音波溫度影像技術」與「超音波彈性影像技術」等兩種技術已可做為「超音波熱治療」的量測系統。

其中「超音波溫度影像技術」係使用近似線性範圍內的超音波像為偏移量，進而估測溫度變化；但倘若溫差過大且物體發生形變時，則無法正確估測所燒灼的焦斑位置，且當組織進行熱膨脹時，聲速變化與溫度變化的變化並非屬於線性變化時，亦無法準確量測溫度。而使用回波時間位移的追蹤方式，可以動態且即時的取得「高能聚焦超音波療法」治療程序中的熱燒灼溫度變化。但限制條件是溫度不得超過聲速溫度的線性比率區（即小於  $50^{\circ}\text{C}$ ），當溫度越過臨界，伴隨而來的永久性組織破壞、聲熱透鏡效應等等許多物理特性都將導致溫度估測失去應有的準確性。

而「超音波彈性影像技術」係使用組織受擠壓或震盪，進而估測其組織內部彈性特性，故於量測時，組織週遭會產生較大的雜訊。而「超音波彈性影像技術」對於組織彈性變異偵測的高靈敏度，使得該技術非常適合標示經由熱燒灼後所產生的壞死區域；但受限於「超音波彈性影像技術」的抗雜訊能力較差，目前限制只能在確認組織已壞死

的情況下，比對壞死組織前後的彈性變化，且只能在硬度差異較明顯時才能估測出焦斑的位置與大小，並無法如溫度估測般具有在整個治療程序中持續監控的能力。

故而能夠提高溫度量測，且爲了能夠進行彈性量測，進而產生更有效率的超音波溫度與彈性量測，故極需要開發新式之超音波技術，藉以提高超音波溫度與彈性效率且能夠降低研發的時間與相關製造成本。

### ● 【發明內容】

本發明的目的在於提供一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用的方法，藉以提高顯影與量測的性能。

本發明使用超音波回波訊號溫度估測系統，以溫度造成超音波的聲速變化作互相關分析法與瞬時頻率量測技術。

● 本發明使用超音波彈性影像技術，在熱治療前後，以壓縮方式造成超音波在不同組織相位偏移量，作互相關分析法量測燒灼前後組織應變。

本發明使用整合超音波溫度影像和超音波彈性影像，評估組織初始加熱的溫升正確位置，在溫升超過估測範圍（近似線性區域以外），因組織被燒灼後變性且變應，可利用彈性影像進行加熱後被燒灼組織的焦斑範圍。

本發明使用可將溫度與彈性估測的結果，應用於臨床使用之影像超音波上，在進行熱手術中，不僅可得到目前技術可達成的組織斷層影像，亦可透過演算技術，使其同 [5]

時具有位置檢測、溫度監控與彈性估測的功能，並可大幅的增加超音波儀整合超音波溫度與彈性估測。

本發明一方面當加溫過程中，可知被燒灼的位置及初始溫升；另一方面在燒灼結束可估測燒灼焦斑；經整合該兩種技術後，可以提高估測燒灼焦斑大小的準確性。

本技術利用相同的一套演算技術核心，可進行超音波溫度估測與超音波彈性估測，並整合溫度與彈性估測的結果，增加被燒灼面積估測的準確性。

故而，關於本發明之優點與精神可以藉由以下發明詳述及附圖式解說來得到進一步的瞭解。

### 【實施方式】

本發明為一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用方法，係採用整合方式，故可提高超音波的溫度與彈性效果，進而可提昇量測效能。

本發明一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置如第 1 圖所示，其中主要分為加熱系統及量測系統兩部分，量測系統包含溫度影像資料擷取以及彈性影像擷取兩個部份。

本發明一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置如第 1 圖所示，其具有水槽 100，高能聚焦式超音波(High intensity focused ultrasound, HIFU)探頭 101，功率放大器 (Power Amplifier) 102，訊號產生器 (Function Generator) 103，超音波影像探頭 104，

超音波成像系統 (Ultrasound Image System) 105，以及電腦 106。其中高能聚焦式超音波探頭 101 連接功率放大器 (Power Amplifier) 102，再連接訊號產生器 (Function Generator) 103 而形成加熱系統。而超音波影像探頭 104，連接超音波成像系統 (Ultrasound Image System) 105，再連接電腦 106 以形成量測系統，該量測系統與該加熱系統相互連接；前述之超音波加熱探頭 101 與超音波影像探頭 104 皆置放於水槽 100 中以供使用。

● 本發明之水槽 100 內需放入經處理過的去氣水以避免發生空穴效應而影響結果，並將水溫控制在 30°C 左右。且本發明係將所產生的弦波能量累積至聚焦點處，以達到加熱效果。

● 本發明之連接係使用介面匯流排 (GPIB) 傳輸裝置連接高能聚焦式超音波探頭 101，其中該探頭的中心頻率為 2MHz，探頭聚焦深度為 5 nm；功率放大器 102，訊號產生器 103，電腦 106，超音波成像系統 105 與超音波影像探頭 104；且以裝設於電腦 106 內的「Matlab 電腦程式」軟體控制訊號產生器 103 以產生訊號，該訊號經過功率放大器 102 後以驅動高能聚焦式超音波探頭 101，故可以進行調整超音波之輸出功率，而使高能聚焦式超音波探頭 101 之聚焦點產生高溫而對水槽 100 內之「待測物」進行加熱。

本發明之「超音波影像系統」係以具有 128 個陣元 (Elements) 的線性影像探頭 104，即以超音波影像探頭 104 結合搭配超音波成像系統 (Terason T3000 image

system)105，故可精確量測超音波熱治療時之燒灼位置（即待測物）的「斷層影像」與「回波訊號」，經分別取得橫向切面之超音波影像，並取得影像的各條訊號，在每個溫度時間下加以分析，以各影像所對應之「A-line」訊號所造成之相位偏移，進而得到二維溫度影像的估測，故可進行訊號的垂直壓縮，其中可達到最小壓縮刻度為 0.01 毫米（mm），故可以準確地控制壓縮位移量以進行彈性量測。

當本發明使用高性能聚焦式超音波探頭 101（簡稱為加熱探頭）進行局部加熱的同時，該高性能聚焦式超音波探頭 101 的超音波訊號會與前述「超音波影像系統」所產生的訊號，在兩者同時進行運作時，產生互相間之射頻訊號干擾，故為避免加熱時與資料存取時的干擾，須以間斷加溫的方式，分別啟動高性能聚焦式超音波探頭 101 與超音波影像探頭 104 兩個超音波源，使得待測物能達到加熱的效果，同時能得到每個溫度點所回傳之超音波回波資訊。

本發明之使用方法如第 1 圖所示，首先使用電腦 106 控制訊號產生器 103 以產生叢集波，經由功率放大器 102 將叢集波能量放大，傳送至高性能聚焦式超音波探頭 101 以對「待測物」進行聚焦加溫，且在聚焦加溫的燒灼後，壓縮超音波影像探頭 104（此時時間約 5 秒鐘，水槽 100 內之水溫固定於 30°C）以收取影像訊號，再傳至超音波成像系統 105 以傳回電腦 106 進行影像處理。

本發明之間斷加熱存取資料的方法如第 2 圖所示，首先進行系統初始化 201；接著進行加熱 202，其時間約 1.8

秒；繼續進行存取資料 203，其時間約 1.2 秒，此時加熱會停止；然後到達加熱時間 204，以上之步驟為加熱探頭之運作步驟。

仍如第 2 圖所示，繼續進行存取資料 205，其時間約 3 秒；接著到達冷卻時間 206；進行壓縮以存取資料 207，其時間約 5 秒；最後為系統停止的步驟 208，以上之步驟為影像探頭之運作步驟。

如第 3 圖所示之本發明間斷加溫存取資料方法的詳細實施例說明，即在進行加熱 1.8 秒後，接著停止 1.2 秒，成為一個循環。於停止加熱時進行擷取影像，共計進行 20 個循環，故而總時間為 60 秒。降溫時間為每 3 秒擷取一筆資料；總流程包含加熱與降溫，總共有 60 個循環。

而本發明之數學計算原理詳述於下列說明：

因於傳統技術上，已知應力會造成超音波回波訊號偏移，故可定義超音波傳遞時間與應力的關係式：

$$t(z) = 2 \int_0^z \frac{d\xi}{c(\xi, F(\xi))} \quad (\text{式 2})$$

其中  $F(\xi) = F_0 + \delta F(\xi)$  表示在深度  $\xi$  時所受到的應力， $F_0$  為初始所受到的應力、 $\delta F(\xi)$  則為深度  $\xi$  時所受到的應力； $c(\xi, F(\xi))$  即為在深度  $\xi$  和  $F(\xi)$  時之聲速； $z$  則為傳導路徑之長度。然而在 (式 2) 中的路徑  $z$  並未考慮由於應力而產生出之  $\Delta z$  位移，為了修正產生的差距，因而假設介質對於應力會呈現一種線性關係，於是將 (式 2) 中的  $d\xi$  重

[S]



新修正為  $(1 + \alpha(\xi) \delta F(\xi)) d\xi$ ，其中  $\alpha(\xi)$  被定義為在深度  $\xi$  時介質對於軸向應力之線性係數。故將此修正之  $d\xi$  代入(式 2)後得到：

$$t(z) = 2 \int_0^z \frac{1 + \alpha(\xi) \delta F(\xi)}{c(\xi, F(\xi))} d\xi \quad (\text{式 3})$$

已知當介質中的因應力產生變化，在軸向深度  $z$  上便可觀察到被散射體的回波訊號產生時間位移。於是可以根據(式 3)來找出時間的偏移量為：

$$\begin{aligned} \delta t(z) &= t(z) - t_0(z) \\ &= 2 \int_0^z \left[ \frac{1 + \alpha(\xi) \delta F(\xi)}{c(\xi, F(\xi))} - \frac{1}{c(\xi, F_0)} \right] d\xi \end{aligned} \quad (\text{式 4})$$

若將式(式 4)在深度為  $z$  之條件下，將等式兩邊同時對  $z$  作一次微分，則可以得到：

$$\frac{\partial}{\partial z} (\delta t(z)) = 2 \left[ \frac{1 + \alpha(z) \delta F(z)}{c(z, F(z))} - \frac{1}{c(z, F_0)} \right] \quad (\text{式 5})$$

當已知時間偏移量後，從式 2.5 中可知尚有應力與超音波傳播速度之間的關係式為未知，因此定義(式 5)中的聲速為：

$$c(z, F(z)) = c_0(z) (1 + \beta(z) \delta F(z)) \quad (\text{式 6})$$

其中  $\beta(z)$  為聲速受應力變化係數，最後將(式 6)代回(式 5)後可推導出：

$$\frac{\partial}{\partial z} (\delta t(z)) = 2 \left[ \frac{1 + \alpha(z) \delta F(z)}{c(z, F(z))} - \frac{1}{c(z, F_0)} \right] \quad [S]$$

$$\begin{aligned}
&= 2 \left[ \frac{1 + \alpha(z) \delta F(z)}{c_0(z)(1 + \beta(z) \delta F(z))} - \frac{1}{c_0(z)} \right] \\
&= 2 \left[ \frac{(\alpha(z) - \beta(z)) \delta F(z)}{c_0(z)(1 + \beta(z) \delta F(z))} \right] \\
\frac{\delta F(z)}{(1 + \beta(z) \delta F(z))} &= \frac{c_0(z)}{2} \cdot \frac{1}{\alpha(z) - \beta(z)} \cdot \frac{\delta}{\partial z} (\delta t(z)) \\
\delta F(z) &\approx \frac{c_0(z)}{2} \cdot K(z) \cdot \frac{\delta}{\partial z} (\delta t(z)) \quad (\text{式 7})
\end{aligned}$$

由(式 7)中可看出應變與超音波傳遞時間的變化成正比，利用時間偏移量來計算應變在物理意義上變得很有價值。例如：在溫度估測方面量視同為組織溫度升高時波速改變所造成超音波訊號偏移量，兩者在物理意義上都是代表著回波訊號之時間差，可將應力 (F) 造成超音波時間偏移等效於溫度 (T) 造成時間偏移，壓縮效應等效於熱膨脹 (熱收縮) 效應，於是可將式(式 4)改寫成(式 8)所示，將(式 7)改寫成(式 9)；

$$t(z) = 2 \int_0^z \frac{d\xi}{c(\xi, T(\xi))} \quad (\text{式 8})$$

$$\delta T(z) \approx \frac{c_0(z)}{2} \cdot K(z) \cdot \frac{\delta}{\partial z} (\delta t(z)) \quad (\text{式 9})$$

其中  $T(\xi)$  為深度  $\xi$  時的溫度，由於  $|\beta(z) \delta T(z)| \ll 1$  因此可被忽略，而在此將  $\frac{1}{\alpha(z) - \beta(z)}$  用  $K(z)$  替換以簡化方程式， $K(z)$  之意義為熱膨脹與溫度造成之聲速變化交互作用。熱膨脹效應會造成回波訊號之延遲，而相反的，溫度上升卻會造成聲速加快，造成回波訊號提前。故  $K$  值便可代表兩者拉距

結果，表示回波訊號提前或延後之總量；而不同之介質對於熱膨脹效應與聲速變化皆不同，固  $K$  值也不同，但是在介質材料為均勻材質的情況下  $K$  值是可由實驗獲得。如此在有  $K$  值及初始聲速下(式 9)便可表示溫差與回波訊號時間差之間的關係，進而推導出溫度分布。

根據(式 9)，若假設在單位長度  $L$  下的溫度改變為常數，即在  $L$  的範圍下每一深度溫度的改變量相同，則(式 9)便可改寫為：

$$\delta T = \frac{c_0}{2} \cdot K \cdot \frac{\partial}{\partial x} (\delta t(x)) \quad (\text{式 10})$$

此時由於溫度升高造成超音波回波訊號在穿越單位長  $L$  時的傳遞時間變短了  $\Delta t$ ，則  $\frac{\partial}{\partial x} (\delta t(x))$  與  $\Delta t$  間的關係式便可以以下式表示：

$$\int_0^L \frac{\partial (\delta t(x))}{\partial x} dx = \Delta t \quad (\text{式 11})$$

觀察(式 11)可以發現其中  $\delta t(x)$  為單位長  $L$  時所量得之超音波回波訊號偏移量，因此  $\frac{\partial (\delta t(x))}{\partial x}$  便表示為超音波回波訊號的單位偏移速率，若將總偏移量  $\Delta t$  除以單位長  $L$  亦為單位偏移速率即  $\frac{\partial (\delta t(x))}{\partial x} = \frac{\Delta t}{L}$ 。而(式 11)便可改寫為：

$$\delta T = \frac{c_0}{2} \cdot K \cdot \frac{\Delta t}{L} \quad (\text{式 12})$$

其中  $K$ 、 $c_0$  皆為常數，可透過實驗方式取得，再配合互

相關分析法分析所量得之超音波回波訊號便可得到 $\Delta t$ ，如此一來便可求得溫差，進而推算出溫度分布。

本發明之結果統計如第 4 圖所示，實燒灼範圍估測方面使用圈選燒灼區域進行面積估測，並與溫度影像、彈性影像、整合影像三者進行比較，整合後影像與切片影像近似，其 R2 係數為 0.8084。實驗後並將組織做樣本切片，並將燒灼後變性的區域大小，經量測後與兩種技術所估測面積作比較。實驗數據顯示，整合超音波溫度影像及超音波彈性影像，能夠降低面積估測的誤差。

當「高能聚焦超音波療法」啟動後，倘若使用超音波溫度估測作為監控方式，即可取得加熱過程中的即時溫度影像；而當溫度超過線性估測範圍以及手術結束後，可利用超音波彈性影像提供壞死組織區域的確認範圍和壞死組織區域的體積估計。

而在彈性影像的分析方面，因為組織壓縮前後所造成的硬度不同，會造成組織型變的位移量的差異，亦代表著物理意義上的回波訊號時間差。而超音波時間偏移量的計算方式，以時間偏移前後的超音波的 A-line 進行互相關分析，相關分析主要是經過傅立葉理論估測時間位移量；首先擷取相對應的線性片段，以迴旋積分 (Convolution) 進行互相關分析，由最大峰值的位移可估測兩函數的時間位移量。

以上所述僅為本發明之較佳實施例而已，並非用以限定本發明之申請專利範圍；凡其它未脫離本發明所揭示之

精神下所完成之等效改變或修飾，均應包含在下述之申請專利範圍內。

**【圖式簡單說明】**

第 1 圖所示為本發明之一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置。

第 2 圖所示為本發明之間斷加熱存取資料的方法。

第 3 圖所示為本發明間斷加溫存取資料方法的詳細實施例說明。

第 4 圖所示為本發明之統計結果。

**【主要元件符號說明】**

100 水槽

101 高能聚焦式超音波探頭

102 功率放大器

103 訊號產生器

104 超音波影像探頭

105 超音波成像系統

106 電腦

# 發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號： P P 118654

※申請日： 99. 6. 09

※IPC 分類：A61N 7(02(2006.01)

## 一、發明名稱：(中文/英文)

一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用方法/The ultrasonic system having the real-time monitored apparatus

## 二、中文發明摘要：

本發明揭露一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用方法，藉由相同的聚焦式超音波探頭，可使用不同功率對於待測物進行熱燒灼，且可以超音波成像系統利用互相關分析法進行溫度及彈性估測。

## 三、英文發明摘要：

The invention is disclosed to integrate of ultrasonic temperature-change and elasticity-change to monitor high-intensity focused ultrasound thermal ablation process. A 2-MHz focused ultrasound transducer is employed to produce the thermal lesion ex-vivo. An ultrasound imaging system is employed to acquire RF data for post-processing based on a cross-correlation analysis technique. Estimated thermal lesion size is then quantified and then compared histologically. Preliminary results demonstrate that temperature estimation is beneficial in the monitoring of the entire heating

process and improve the specificity of thermal lesion detection.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 1 圖

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

100 水槽

101 高能聚焦式超音波探頭

102 功率放大器

103 訊號產生器

104 超音波影像探頭

105 超音波成像系統

106 電腦

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

無

## 七、申請專利範圍：

1. 一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置，至少包含：

一高能聚焦式超音波探頭；

一功率放大器；

一訊號產生器；

一超音波影像探頭；

一超音波成像系統；以及

一電腦，其中該高能聚焦式超音波探頭連接該功率放大器，連接該訊號產生器而形成一加熱系統，該超音波影像探頭，連接該超音波成像系統，連接該電腦以形成一量測系統，該量測系統與該加熱系統相互連接，該超音波加熱探頭與該超音波影像探頭置放於一水槽中以供使用。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置，其中該電腦內至少包含一 Matlab 電腦程式軟體以控制該訊號產生器。

3. 如申請專利範圍第 1 項所述之具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置，其中該連接至少包含使用一介面匯流排傳輸裝置以進行連接。

4. 如申請專利範圍第 1 項所述之具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置，其中該水槽至少包含一去氣水。

5. 如申請專利範圍第 4 項所述之具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置，其中該去氣水之水溫



約在 30°C。

6. 一種使用具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置的方法，至少包含：

使用一電腦控制一訊號產生器以產生一叢集波；

經由一功率放大器放大該叢集波並傳送至一高性能聚焦式超音波探頭；

使用該高性能聚焦式超音波探頭以對一待測物進行聚焦加溫；

壓縮一超音波影像探頭以收取一影像訊號；

傳送該影像訊號至一超音波成像系統；以及

傳回該影像訊號至該電腦以進行影像處理。

7. 如申請專利範圍第 6 項所述之使用具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置的方法，其中該電腦內至少包含一 Matlab 電腦程式軟體以控制該訊號產生器。

8. 如申請專利範圍第 6 項所述之使用具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置的方法，其中該壓縮超音波影像探頭的時間至少包含約 5 秒鐘。

9. 一種以具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置進行間斷加熱存取資料的方法，至少包含：

進行一加熱，該加熱之一加熱時間約 1.8 秒；

進行一存取資料且停止該加熱，該存取資料之第一存取資料時間約 1.2 秒；

進行該加熱以達到該加熱時間；

進行該存取資料，該存取資料之第二存取資料時間約  
3 秒；

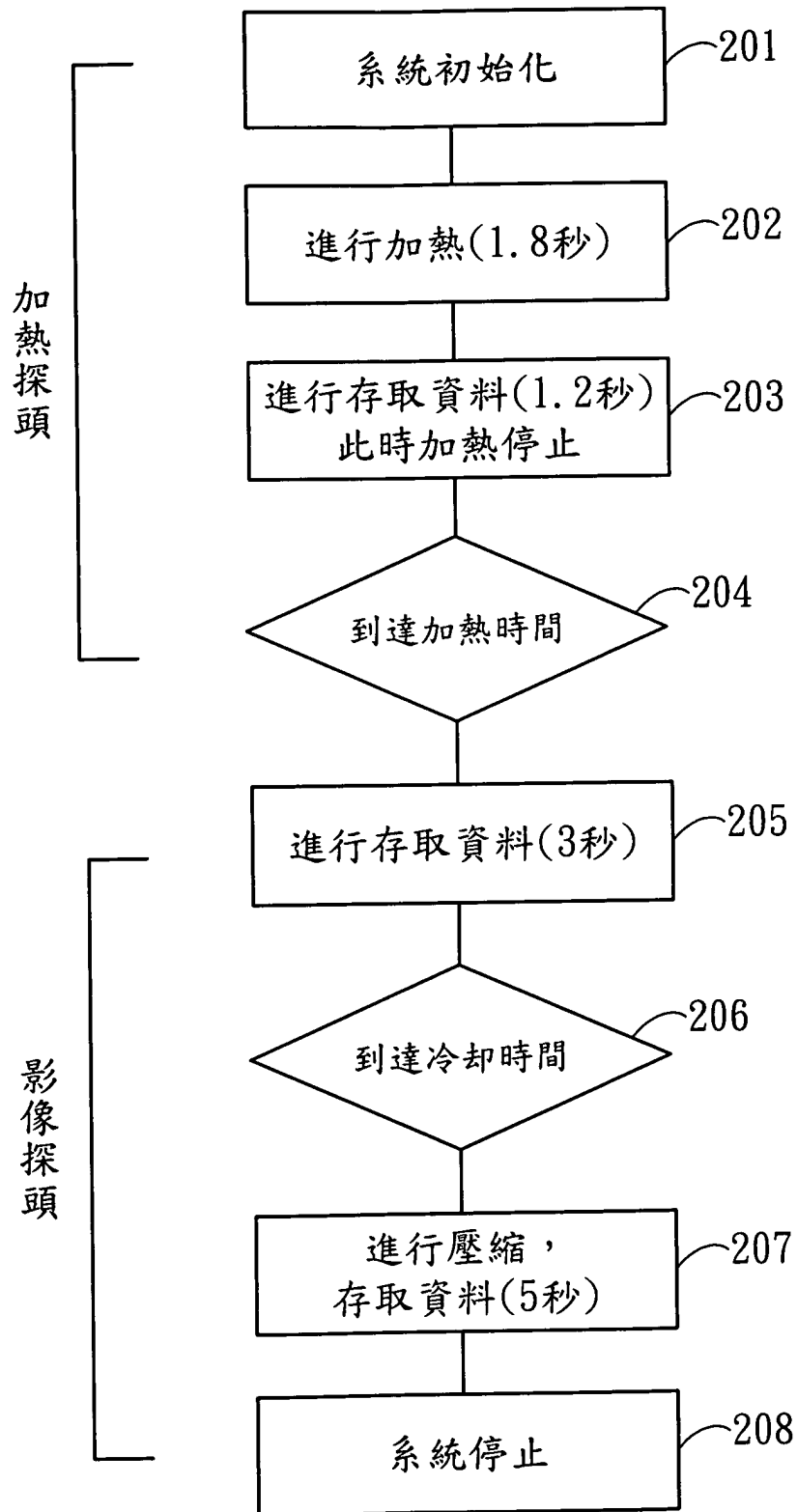
進行冷卻以達到該冷卻時間；

進行一壓縮以存取一影像資料；

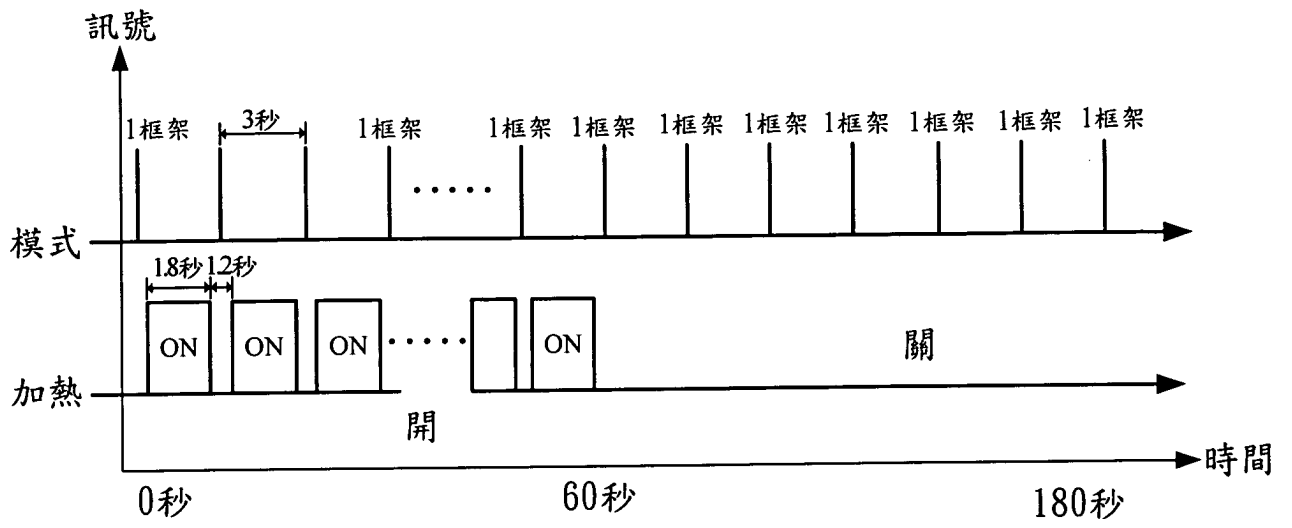
進行一系統停止的步驟，藉以完成該種間斷加熱存取  
資料的方法。

10. 如申請專利範圍第 9 項所述之間斷加熱存取資料的方  
法，其中該進行壓縮以存取影像資料的時間至少包含約  
5 秒鐘。

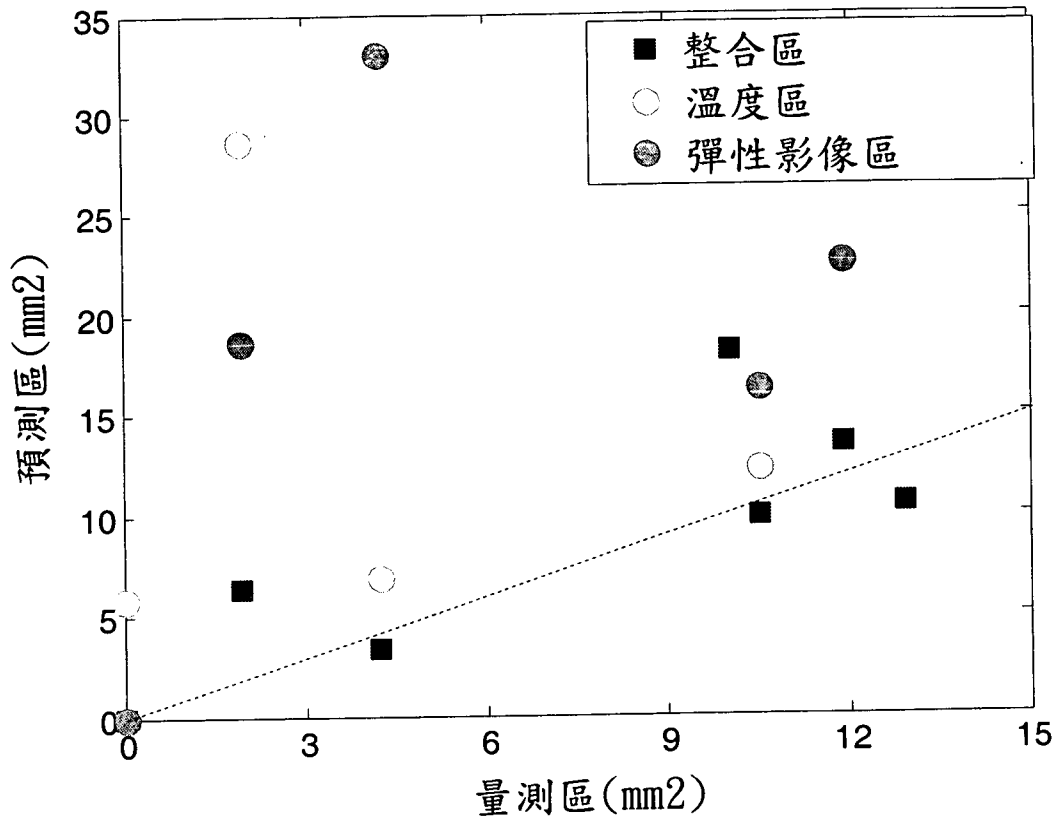




第 2 圖



第 3 圖



第 4 圖

process and improve the specificity of thermal lesion detection.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 1 圖

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

100 水槽

101 高能聚焦式超音波探頭

102 功率放大器

103 訊號產生器

104 超音波影像探頭

105 超音波成像系統

106 電腦

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

無

# 發明專利說明書

99.9.24

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號：99118654

※申請日：99.6.9

※IPC 分類：

## 一、發明名稱：(中文/英文)

一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用方法/The ultrasonic system having the real-time monitored apparatus

## 二、中文發明摘要：

本發明揭露一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用方法，藉由相同的聚焦式超音波探頭，可使用不同功率對於待測物進行熱燒灼，且可以超音波成像系統利用互相關分析法進行溫度及彈性估測。

## 三、英文發明摘要：

The invention is disclosed to integrate of ultrasonic temperature-change and elasticity-change to monitor high-intensity focused ultrasound thermal ablation process. A 2-MHz focused ultrasound transducer is employed to produce the thermal lesion ex-vivo. An ultrasound imaging system is employed to acquire RF data for post-processing based on a cross-correlation analysis technique. Estimated thermal lesion size is then quantified and then compared histologically. Preliminary results demonstrate that temperature estimation is beneficial in the monitoring of the entire heating



## 六、發明說明：

### 【發明所屬之技術領域】

本發明係有關於一種高能聚焦式超音波裝置及其使用方法，特別是一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用方法。

### 【先前技術】

近年來，在臨床醫學的治療上已越來越重視非侵入式的治療方式，而又以「超音波熱治療(Ultrasound thermal therapy)」的技術趨近成熟，且因超音波在人體組織中具有相當良好之穿透性，可以將能量傳至深層部位，故可廣泛應用於組織燒灼以進行癌細胞的控制，以及腫瘤細胞抑制等非侵入式的醫療方式；而其中例如「高能聚焦超音波療法」(High-intensity focused ultrasound therapy, 簡稱 HIFU)便是一種「超音波熱治療」技術，基本上係利用聚焦高能超聲波，將超聲波的能量集中後，瞬間將焦點區的組織溫度提高到 70°C 以上，細胞的蛋白質在此溫度會產生變性 (Denature)，故能燒灼腫瘤，從而將病態的組織殺死，達到殺滅癌細胞的目的。

在「超音波熱治療」的過程中，為能夠有效監控加熱程度以避免傷害細胞週遭的正常組織，且能夠了解加熱後所造成的焦斑大小以及相關位置，提供大面積的溫度變化的評估系統及加熱後的燒灼範圍，能夠進行估測的量測系統更顯得重要。倘若在無量測系統的情況下進行「熱治

療」，臨床醫生無法準確判斷組織內部的加熱位置與溫度變化，亦無法辨識加熱後組織燒灼所造成的焦斑，故而會增加醫療過程的危險度，更使得熱治療的應用在臨床上受到限制。

目前在有關「超音波熱治療」技術的量測系統中，已存有「超音波溫度影像技術」與「超音波彈性影像技術」等兩種技術已可做為「超音波熱治療」的量測系統。

其中「超音波溫度影像技術」係使用近似線性範圍內的超音波像為偏移量，進而估測溫度變化；但倘若溫差過大且物體發生形變時，則無法正確估測所燒灼的焦斑位置，且當組織進行熱膨脹時，聲速變化與溫度變化的變化並非屬於線性變化時，亦無法準確量測溫度。而使用回波時間位移的追蹤方式，可以動態且即時的取得「高能聚焦超音波療法」治療程序中的熱燒灼溫度變化。但限制條件是溫度不得超過聲速溫度的線性比率區(即小於 $50^{\circ}\text{C}$ )，當溫度越過臨界，伴隨而來的永久性組織破壞、聲熱透鏡效應等等許多物理特性都將導致溫度估測失去應有的準確性。

而「超音波彈性影像技術」係使用組織受擠壓或震盪，進而估測其組織內部彈性特性，故於量測時，組織週遭會產生較大的雜訊。而「超音波彈性影像技術」對於組織彈性變異偵測的高靈敏度，使得該技術非常適合標示經由熱燒灼後所產生的壞死區域；但受限於「超音波彈性影像技術」的抗雜訊能力較差，目前限制只能在確認組織已壞死

的情況下，比對壞死組織前後的彈性變化，且只能在硬度差異較明顯時才能估測出焦斑的位置與大小，並無法如溫度估測般具有在整個治療程序中持續監控的能力。

故而能夠提高溫度量測，且為了能夠進行彈性量測，進而產生更有效率的超音波溫度與彈性量測，故極需要開發新式之超音波技術，藉以提高超音波溫度與彈性效率且能夠降低研發的時間與相關製造成本。

### 【發明內容】

本發明的目的在於提供一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用的方法，藉以提高顯影與量測的性能。

本發明使用超音波回波訊號溫度估測系統，以溫度造成超音波的聲速變化作互相關分析法與瞬時頻率量測技術。

本發明使用超音波彈性影像技術，在熱治療前後，以壓縮方式造成超音波在不同組織相位偏移量，作互相關分析法量測燒灼前後組織應變。

本發明使用整合超音波溫度影像和超音波彈性影像，評估組織初始加熱的溫升正確位置，在溫升超過估測範圍（近似線性區域以外），因組織被燒灼後變性且變應，可利用彈性影像進行加熱後被燒灼組織的焦斑範圍。

本發明使用可將溫度與彈性估測的結果，應用於臨床使用之影像超音波上，在進行熱手術中，不僅可得到目前技術可達成的組織斷層影像，亦可透過演算技術，使其同

時具有位置檢測、溫度監控與彈性估測的功能，並可大幅的增加超音波儀整合超音波溫度與彈性估測。

本發明一方面當加溫過程中，可知被燒灼的位置及初始溫升；另一方面在燒灼結束可估測燒灼焦斑；經整合該兩種技術後，可以提高估測燒灼焦斑大小的準確性。

本技術利用相同的一套演算技術核心，可進行超音波溫度估測與超音波彈性估測，並整合溫度與彈性估測的結果，增加被燒灼面積估測的準確性。

故而，關於本發明之優點與精神可以藉由以下發明詳述及附圖式解說來得到進一步的瞭解。

#### 【實施方式】

本發明為一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用方法，係採用整合方式，故可提高超音波的溫度與彈性效果，進而可提昇量測效能。

本發明一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置如第 1 圖所示，其中主要分為加熱系統及量測系統兩部分，量測系統包含溫度影像資料擷取以及彈性影像擷取兩個部份。

本發明一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置如第 1 圖所示，其具有水槽 100，高能聚焦式超音波(High intensity focused ultrasound, HIFU)探頭 101，功率放大器 (Power Amplifier) 102，訊號產生器 (Function Generator) 103，超音波影像探頭 104，

超音波成像系統 (Ultrasound Image System) 105，以及電腦 106。其中高能聚焦式超音波探頭 101 連接功率放大器 (Power Amplifier) 102，再連接訊號產生器 (Function Generator) 103 而形成加熱系統。而超音波影像探頭 104，連接超音波成像系統 (Ultrasound Image System) 105，再連接電腦 106 以形成量測系統，該量測系統與該加熱系統相互連接；前述之超音波加熱探頭 101 與超音波影像探頭 104 皆置放於水槽 100 中以供使用。

本發明之水槽 100 內需放入經處理過的去氣水以避免發生空穴效應而影響結果，並將水溫控制在 30°C 左右。且本發明係將所產生的弦波能量累積至聚焦點處，以達到加熱效果。

本發明之連接係使用介面匯流排 (GPIB) 傳輸裝置連接高能聚焦式超音波探頭 101，其中該探頭的中心頻率為 2MHz，探頭聚焦深度為 5 nm；功率放大器 102，訊號產生器 103，電腦 106，超音波成像系統 105 與超音波影像探頭 104；且以裝設於電腦 106 內的「Matlab 電腦程式」軟體控制訊號產生器 103 以產生訊號，該訊號經過功率放大器 102 後以驅動高能聚焦式超音波探頭 101，故可以進行調整超音波之輸出功率，而使高能聚焦式超音波探頭 101 之聚焦點產生高溫而對水槽 100 內之「待測物」進行加熱。

本發明之「超音波影像系統」係以具有 128 個陣元 (Elements) 的線性影像探頭 104，即以超音波影像探頭 104 結合搭配超音波成像系統 (Terason T3000 image

system)105，故可精確量測超音波熱治療時之燒灼位置(即待測物)的「斷層影像」與「回波訊號」，經分別取得橫向切面之超音波影像，並取得影像的各條訊號，在每個溫度時間下加以分析，以各影像所對應之「A-line」訊號所造成之相位偏移，進而得到二維溫度影像的估測，故可進行訊號的垂直壓縮，其中可達到最小壓縮刻度為 0.01 毫米 (mm)，故可以準確地控制壓縮位移量以進行彈性量測。

當本發明使用高性能聚焦式超音波探頭 101 (簡稱為加熱探頭) 進行局部加熱的同時，該高性能聚焦式超音波探頭 101 的超音波訊號會與前述「超音波影像系統」所產生的訊號，在兩者同時進行運作時，產生互相間之射頻訊號干擾，故為避免加熱時與資料存取時的干擾，須以間斷加溫的方式，分別啟動高性能聚焦式超音波探頭 101 與超音波影像探頭 104 兩個超音波源，使得待測物能達到加熱的效果，同時能得到每個溫度點所回傳之超音波回波資訊。

本發明之使用方法如第 1 圖所示，首先使用電腦 106 控制訊號產生器 103 以產生叢集波，經由功率放大器 102 將叢集波能量放大，傳送至高性能聚焦式超音波探頭 101 以對「待測物」進行聚焦加溫，且在聚焦加溫的燒灼後，壓縮超音波影像探頭 104 (此時時間約 5 秒鐘，水槽 100 內之水溫固定於 30°C) 以收取影像訊號，再傳至超音波成像系統 105 以傳回電腦 106 進行影像處理。

本發明之間斷加熱存取資料的方法如第 2 圖所示，首先進行系統初始化 201；接著進行加熱 202，其時間約 1.8

秒；繼續進行存取資料 203，其時間約 1.2 秒，此時加熱會停止；然後到達加熱時間 204，以上之步驟為加熱探頭之運作步驟。

仍如第 2 圖所示，繼續進行存取資料 205，其時間約 3 秒；接著到達冷卻時間 206；進行壓縮以存取資料 207，其時間約 5 秒；最後為系統停止的步驟 208，以上之步驟為影像探頭之運作步驟。

如第 3 圖所示之本發明間斷加溫存取資料方法的詳細實施例說明，即在進行加熱 1.8 秒後，接著停止 1.2 秒，成為一個循環。於停止加熱時進行擷取影像，共計進行 20 個循環，故而總時間為 60 秒。降溫時間為每 3 秒擷取一筆資料；總流程包含加熱與降溫，總共有 60 個循環。

而本發明之數學計算原理詳述於下列說明：

超音波行進時產生反射現象，但實際超音波的路徑為往返一次，因此我們定義超音波的傳遞時間與波速的關係如下：

$$t(z) = 2 \int_0^z \frac{d\xi}{c(\xi)} \quad (\text{式 1})$$

其中  $t(z)$  代表超音波波速傳遞時間， $z$  則為傳導路徑之長度， $\xi$  為深度， $c(\xi)$  代表深度  $\xi$  時的傳遞速度；因此超音波可量測深度。

因於傳統技術上，已知應力會造成超音波回波訊號偏

移，故可定義超音波傳遞時間與應力的關係式：

$$t(z) = 2 \int_0^z \frac{d\xi}{c(\xi, F(\xi))} \quad (\text{式 2})$$

其中  $F(\xi) = F_0 + \delta F(\xi)$  表示在深度  $\xi$  時所受到的應力， $F_0$  為初始所受到的應力、 $\delta F(\xi)$  則為深度  $\xi$  時所受到的應力； $c(\xi, F(\xi))$  即為在深度  $\xi$  和  $F(\xi)$  時之聲速； $z$  則為傳導路徑之長度。然而在 (式 2) 中的路徑  $z$  並未考慮由於應力而產生出之  $\Delta z$  位移，為了修正產生的差距，因而假設介質對於應力會呈現一種線性關係，於是將 (式 2) 中的  $d\xi$  重新修正為  $(1 + \alpha(\xi)\delta F(\xi))d\xi$ ，其中  $\alpha(\xi)$  被定義為在深度  $\xi$  時介質對於軸向應力之線性係數。故將此修正之  $d\xi$  代入 (式 2) 後得到：

$$t(z) = 2 \int_0^z \frac{1 + \alpha(\xi)\delta F(\xi)}{c(\xi, F(\xi))} d\xi \quad (\text{式 3})$$

已知當介質中的因應力產生變化，在軸向深度  $z$  上便可觀察到被散射體的回波訊號產生時間位移。於是可以根據 (式 3) 來找出時間的偏移量為：

$$\begin{aligned} \delta t(z) &= t(z) - t_0(z) \\ &= 2 \int_0^z \left[ \frac{1 + \alpha(\xi)\delta F(\xi)}{c(\xi, F(\xi))} - \frac{1}{c(\xi, F_0)} \right] d\xi \end{aligned} \quad (\text{式 4})$$

若將式 (式 4) 在深度為  $z$  之條件下，將等式兩邊同時對  $z$  作一次微分，則可以得到：



$$\frac{\partial}{\partial z}(\delta t(z)) = 2 \left[ \frac{1 + \alpha(z) \delta F(z)}{c(z, F(z))} - \frac{1}{c(z, F_0)} \right] \quad (\text{式 5})$$

當已知時間偏移量後，從式 2.5 中可知尚有應力與超音波傳播速度之間的關係式為未知，因此定義(式 5)中的聲速為：

$$c(z, F(z)) = c_0(z)(1 + \beta(z) \delta F(z)) \quad (\text{式 6})$$

其中  $\beta(z)$  為聲速受應力變化係數，最後將(式 6)代回(式 5)後可推導出：

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial z}(\delta t(z)) &= 2 \left[ \frac{1 + \alpha(z) \delta F(z)}{c(z, F(z))} - \frac{1}{c(z, F_0)} \right] \\ &= 2 \left[ \frac{1 + \alpha(z) \delta F(z)}{c_0(z)(1 + \beta(z) \delta F(z))} - \frac{1}{c_0(z)} \right] \\ &= 2 \left[ \frac{(\alpha(z) - \beta(z)) \delta F(z)}{c_0(z)(1 + \beta(z) \delta F(z))} \right] \\ \frac{\delta F(z)}{(1 + \beta(z) \delta F(z))} &= \frac{c_0(z)}{2} \cdot \frac{1}{\alpha(z) - \beta(z)} \cdot \frac{\partial}{\partial z}(\delta t(z)) \\ \delta F(z) &\approx \frac{c_0(z)}{2} \cdot K(z) \cdot \frac{\partial}{\partial z}(\delta t(z)) \quad (\text{式 7}) \end{aligned}$$

由(式 7)中可看出應變與超音波傳遞時間的變化成正比，利用時間偏移量來計算應變在物理意義上變得很有價值。例如：在溫度估測方面量視同為組織溫度升高時波速改變所造成超音波訊號偏移量，兩者在物理意義上都是代表著回波訊號之時間差，可將應力(F)造成超音波時間偏

移等效於溫度 (T) 造成時間偏移，壓縮效應等效於熱膨脹 (熱收縮) 效應，於是可將式(式 4)改寫成(式 8)所示，將(式 7)改寫成(式 9)；

$$t(z) = 2 \int_0^z \frac{d\xi}{c(\xi, T(\xi))} \quad (\text{式 8})$$

$$\delta T(z) \approx \frac{c_0(z)}{2} \cdot K(z) \cdot \frac{\partial}{\partial z} (\delta t(z)) \quad (\text{式 9})$$

其中  $T(\xi)$  為深度  $\xi$  時的溫度，由於  $|\beta(z) \delta T(z)| \ll 1$  因此可被忽略，而在此將  $\frac{1}{c(z) - \beta(z)}$  用  $K(z)$  替換以簡化方程式， $K(z)$  之意義為熱膨脹與溫度造成之聲速變化交互作用。熱膨脹效應會造成回波訊號之延遲，而相反的，溫度上升卻會造成聲速加快，造成回波訊號提前。故  $K$  值便可代表兩者拉距結果，表示回波訊號提前或延後之總量；而不同之介質對於熱膨脹效應與聲速變化皆不同，固  $K$  值也不同，但是在介質材料為均勻材質的情況下  $K$  值是可由實驗獲得。如此在有  $K$  值及初始聲速下(式 9)便可表示溫差與回波訊號時間差之間的關係，進而推導出溫度分布。

根據(式 9)，若假設在單位長度  $L$  下的溫度改變為常數，即在  $L$  的範圍下每一深度溫度的改變量相同，則(式 9)便可改寫為：

$$\delta T = \frac{c_0}{2} \cdot K \cdot \frac{\partial}{\partial x} (\delta t(x)) \quad (\text{式 10})$$

此時由於溫度升高造成超音波回波訊號在穿越單位

長  $L$  時的傳遞時間變短了  $\Delta t$ ，則  $\frac{\partial}{\partial x}(\delta t(x))$  與  $\Delta t$  間的關係式便可以以下式表示：

$$\int_0^L \frac{\partial(\delta t(x))}{\partial x} dx = \Delta t \quad (\text{式 11})$$

觀察(式 11)可以發現其中  $\delta t(x)$  為單位長  $L$  時所量得之超音波回波訊號偏移量，因此  $\frac{\partial(\delta t(x))}{\partial x}$  便表示為超音波回波訊號的單位偏移速率，若將總偏移量  $\Delta t$  除以單位長  $L$  亦為單位偏移速率即  $\frac{\partial(\delta t(x))}{\partial x} = \frac{\Delta t}{L}$ 。而(式 11)便可改寫為：

$$\delta T = \frac{c_0}{2} \cdot K \cdot \frac{\Delta t}{L} \quad (\text{式 12})$$

其中  $K$ 、 $c_0$  皆為常數，可透過實驗方式取得，再配合互相關分析法，分析所量得之超音波回波訊號，便可得到  $\Delta t$ ，如此一來便可求得溫差，進而推算出溫度分布。

故而歸納整理前述之演算法技術，係為一種以具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置整合超音波溫度影像與彈性影像的方法，詳細說明於下列的步驟：

1. 將所得的超音波資料重建成原始資料(Raw data)，該超音波資料包含由溫度所造成的應力來源以及壓力所造成的應力來源。
2. 所重建後的原始資料中，共有 128 條訊號，將該 128 條訊號切割為複數個小片段，使用一超音波相位偏移量，計算該每個小片段的偏移量以得到該應力來源。

3. 使用互相關分析法，比較受應力前、後的每個該小片段的偏移量，得到超音波相位偏移量(echo time shift)，而該超音波相位偏移量在溫度影像方面，表示一區域受到加熱所造成的時間偏移，該超音波相位偏移量在彈性影像方面，表示一區域受到壓縮所造成的位移。
4. 使用該溫度影像的一遮罩以隔絕該彈性影像中的一雜訊，將前段與後段超音波相位偏移量進行相減，即為斜率(也就是一次微分的結果)，表示相鄰兩片段的變化量，並帶入校正係數，可得到所造成的應變影像，包括超音波溫度應變影像及超音波彈性應變影像。溫度應變影像表示該相鄰兩片段的升溫反應，而彈性應變影像表示受力所造成的應變。

本發明之結果統計如第 4 圖所示，實燒灼範圍估測方面使用圈選燒灼區域進行面積估測，並與溫度影像、彈性影像、整合影像三者進行比較，整合後影像與切片影像近似，其 R2 係數為 0.8084。實驗後並將組織做樣本切片，並將燒灼後變性的區域大小，經量測後與兩種技術所估測面積作比較。實驗數據顯示，整合超音波溫度影像及超音波彈性影像，能夠降低面積估測的誤差。

當「高能聚焦超音波療法」啟動後，倘若使用超音波溫度估測作為監控方式，即可取得加熱過程中的即時溫度影像；而當溫度超過線性估測範圍以及手術結束後，可利用超音波彈性影像提供壞死組織區域的確認範圍和壞死組織區域的體積估計。

而在彈性影像的分析方面，因為組織壓縮前後所造成的硬度不同，會造成組織型變的位移量的差異，亦代表著物理意義上的回波訊號時間差。而超音波時間偏移量的計算方式，以時間偏移前後的超音波的 A-line 進行互相關分析，相關分析主要是經過傅立葉理論估測時間位移量；首先擷取相對應的線性片段，以迴旋積分 (Convolution) 進行互相關分析，由最大峰值的位移可估測兩函數的時間位移量。

以上所述僅為本發明之較佳實施例而已，並非用以限定本發明之申請專利範圍；凡其它未脫離本發明所揭示之精神下所完成之等效改變或修飾，均應包含在下述之申請專利範圍內。

### 【圖式簡單說明】

第 1 圖所示為本發明之一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置。

第 2 圖所示為本發明之間斷加熱存取資料的方法。

第 3 圖所示為本發明間斷加溫存取資料方法的詳細實施例說明。

第 4 圖所示為本發明之統計結果。

### 【主要元件符號說明】

100 水槽

101 高能聚焦式超音波探頭

201143842

102 功率放大器

103 訊號產生器

104 超音波影像探頭

105 超音波成像系統

106 電腦



# 發明專利說明書

99.9.24

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號：99118654

※申請日：99.6.9

※IPC 分類：

## 一、發明名稱：(中文/英文)

一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用方法/The ultrasonic system having the real-time monitored apparatus

## 二、中文發明摘要：

本發明揭露一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置及其使用方法，藉由相同的聚焦式超音波探頭，可使用不同功率對於待測物進行熱燒灼，且可以超音波成像系統利用互相關分析法進行溫度及彈性估測。

## 三、英文發明摘要：

The invention is disclosed to integrate of ultrasonic temperature-change and elasticity-change to monitor high-intensity focused ultrasound thermal ablation process. A 2-MHz focused ultrasound transducer is employed to produce the thermal lesion ex-vivo. An ultrasound imaging system is employed to acquire RF data for post-processing based on a cross-correlation analysis technique. Estimated thermal lesion size is then quantified and then compared histologically. Preliminary results demonstrate that temperature estimation is beneficial in the monitoring of the entire heating

process and improve the specificity of thermal lesion detection.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 1 圖

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

100 水槽

101 高能聚焦式超音波探頭

102 功率放大器

103 訊號產生器

104 超音波影像探頭

105 超音波成像系統

106 電腦

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

無



## 七、申請專利範圍：

1. 一種具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置，至少包含：

一高能聚焦式超音波探頭；

一功率放大器；

一訊號產生器；

一超音波影像探頭；

一超音波成像系統；以及

一電腦，其中該高能聚焦式超音波探頭連接該功率放大器，連接該訊號產生器而形成一加熱系統，該超音波影像探頭，連接該超音波成像系統，連接該電腦以形成一量測系統，該量測系統與該加熱系統相互連接，該超音波加熱探頭與該超音波影像探頭置放於一水槽中以供使用。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置，其中該電腦內至少包含一 Matlab 電腦程式軟體以控制該訊號產生器。

3. 如申請專利範圍第 1 項所述之具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置，其中該連接至少包含使用一介面匯流排傳輸裝置以進行連接。

4. 如申請專利範圍第 1 項所述之具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置，其中該水槽至少包含一去氣水。

5. 如申請專利範圍第 4 項所述之具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置，其中該去氣水之水溫

約在 30°C。

6. 一種使用具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置的方法，至少包含：

使用一電腦控制一訊號產生器以產生一叢集波；

經由一功率放大器放大該叢集波並傳送至一高性能聚焦式超音波探頭；

使用該高性能聚焦式超音波探頭以對一待測物進行聚焦加溫；

壓縮一超音波影像探頭以收取一影像訊號；

傳送該影像訊號至一超音波成像系統；以及

傳回該影像訊號至該電腦以進行影像處理。

7. 如申請專利範圍第 6 項所述之使用具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置的方法，其中該電腦內至少包含一 Matlab 電腦程式軟體以控制該訊號產生器。

8. 如申請專利範圍第 6 項所述之使用具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置的方法，其中該壓縮超音波影像探頭的時間至少包含約 5 秒鐘。

9. 一種以具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置進行間斷加熱存取資料的方法，至少包含：

進行一加熱，該加熱之一加熱時間約 1.8 秒；

進行一存取資料且停止該加熱，該存取資料之第一存取資料時間約 1.2 秒；

進行該加熱以達到該加熱時間；

進行該存取資料，該存取資料之第二存取資料時間約 3 秒；

進行冷卻以達到該冷卻時間；

進行一壓縮以存取一影像資料；

進行一系統停止的步驟，藉以完成該種間斷加熱存取資料的方法。

10. 如申請專利範圍第 9 項所述之間斷加熱存取資料的方法，其中該進行壓縮以存取影像資料的時間至少包含約 5 秒鐘。

11. 一種以具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置整合超音波溫度影像與彈性影像的方法，至少包含：

重建一超音波資料成為一原始資料，其中該超音波資料包含一應力來源；

切割該原始資料為複數個片段，使用一超音波相位偏移量，計算該每個片段的一偏移量以得到該應力來源；

使用一互相關分析法以比較該每個片段的該偏移量，以取得一溫度影像和一彈性影像；

使用該溫度影像的一遮罩以隔絕該彈性影像中的一雜訊，進行相減一前段超音波相位偏移量與一後段超音波相位偏移量以產生一溫度應變影像與一彈性應變影像，藉以形成具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置整合超音波溫度影像與彈性影像的方法。

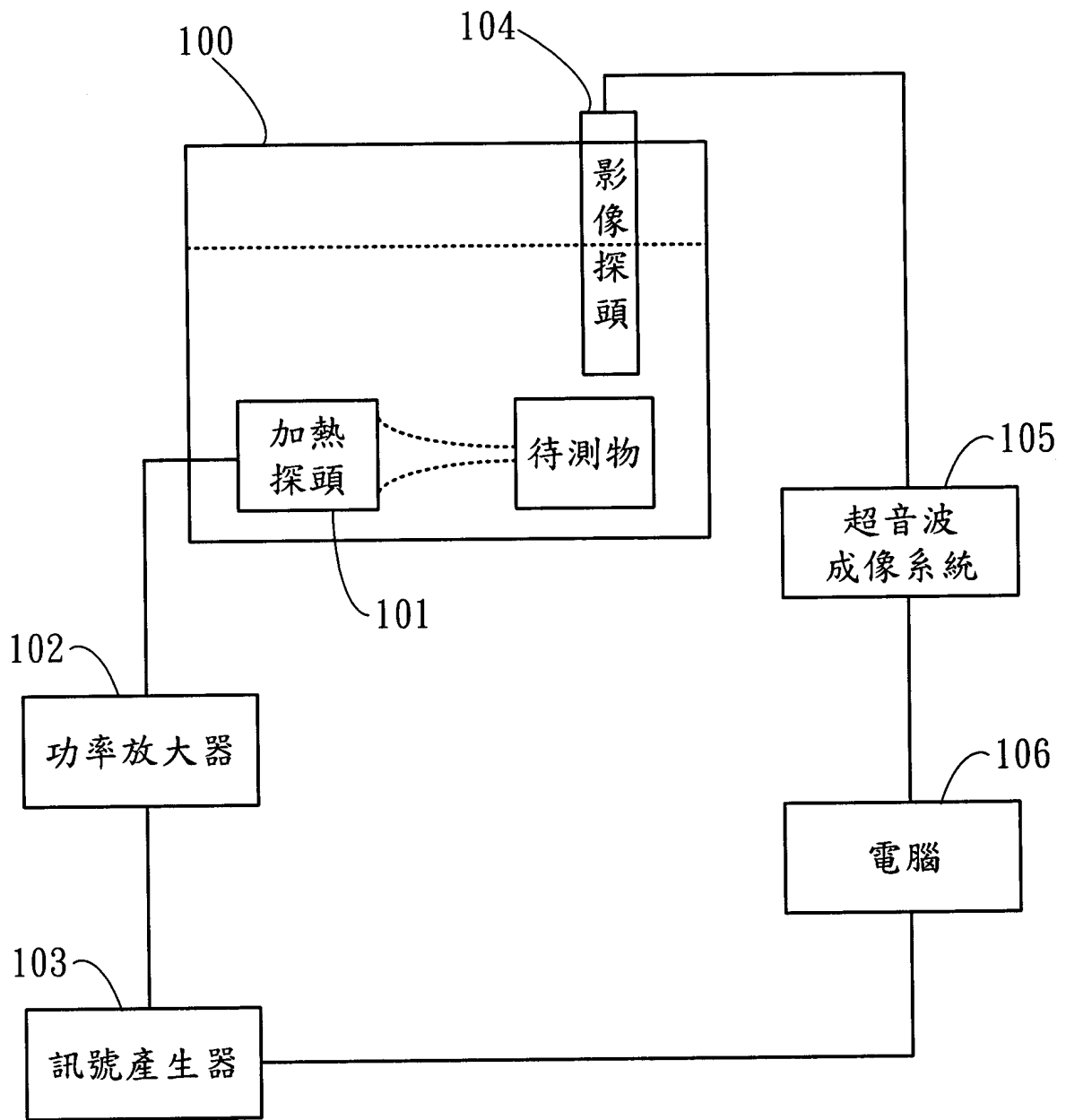
12. 如申請專利範圍第 11 項所述之以具有超音波溫度影像

及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置整合超音波溫度影像與彈性影像的方法，其中該應力來源包含一溫度所造成的應力來源。

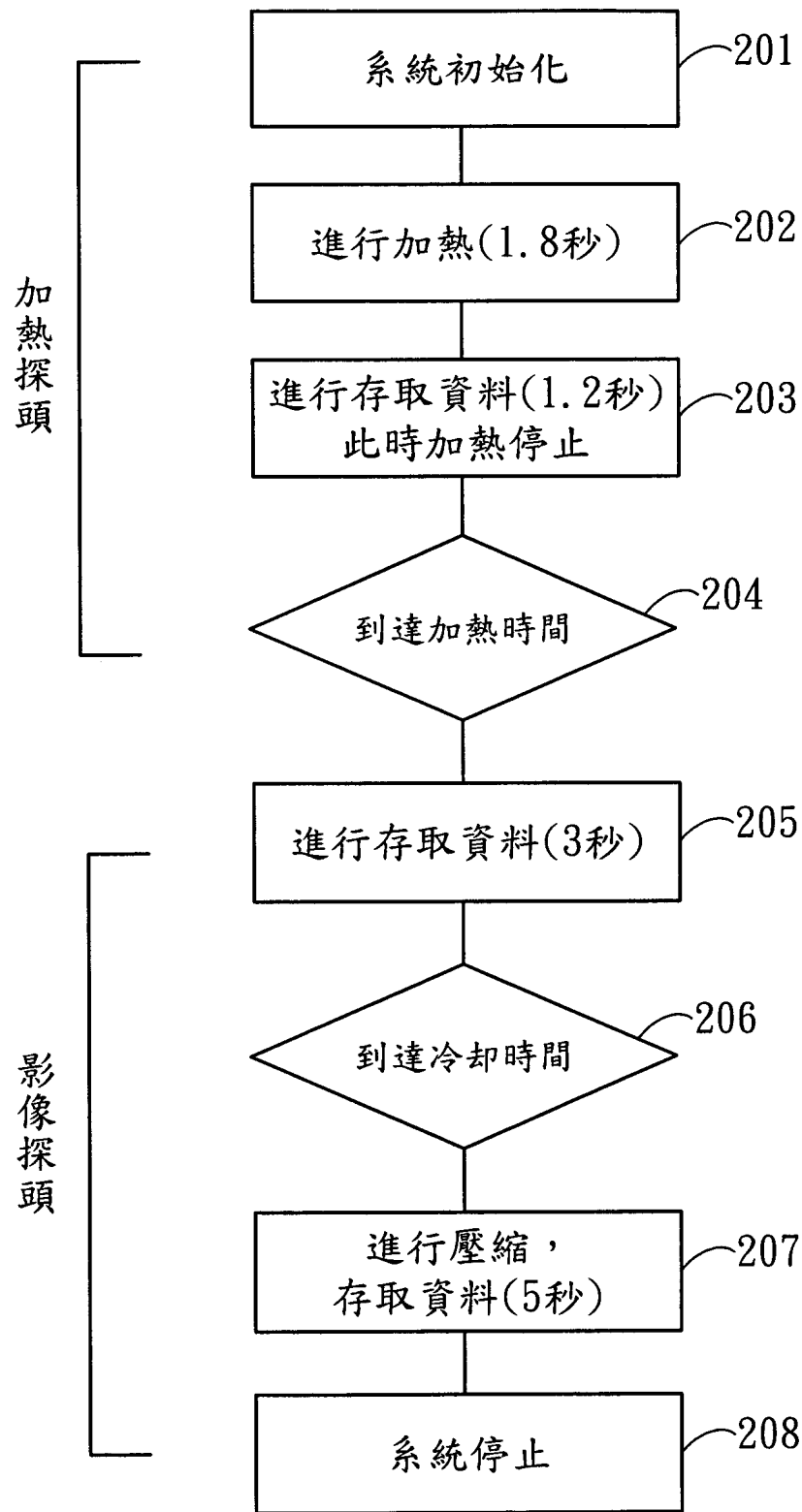
13. 如申請專利範圍第 11 項所述之以具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置整合超音波溫度影像與彈性影像的方法，其中該應力來源包含一壓力所造成的應力來源。
14. 如申請專利範圍第 11 項所述之以具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置整合超音波溫度影像與彈性影像的方法，其中該原始資料包含 128 條訊號。
15. 如申請專利範圍第 11 項所述之以具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置整合超音波溫度影像與彈性影像的方法，其中該溫度影像包含一區域受到加熱所造成的一時間偏移。
16. 如申請專利範圍第 11 項所述之以具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置整合超音波溫度影像與彈性影像的方法，其中該彈性影像包含一區域受到壓縮所造成的一位移。
17. 如申請專利範圍第 11 項所述之以具有超音波溫度影像及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置整合超音波溫度影像與彈性影像的方法，其中該溫度應變影像包含一升溫反應。
18. 如申請專利範圍第 11 項所述之以具有超音波溫度影像

及彈性影像之高能聚焦式超音波裝置整合超音波溫度影像與彈性影像的方法，其中該彈性應變影像包含受力所造成的一應變。

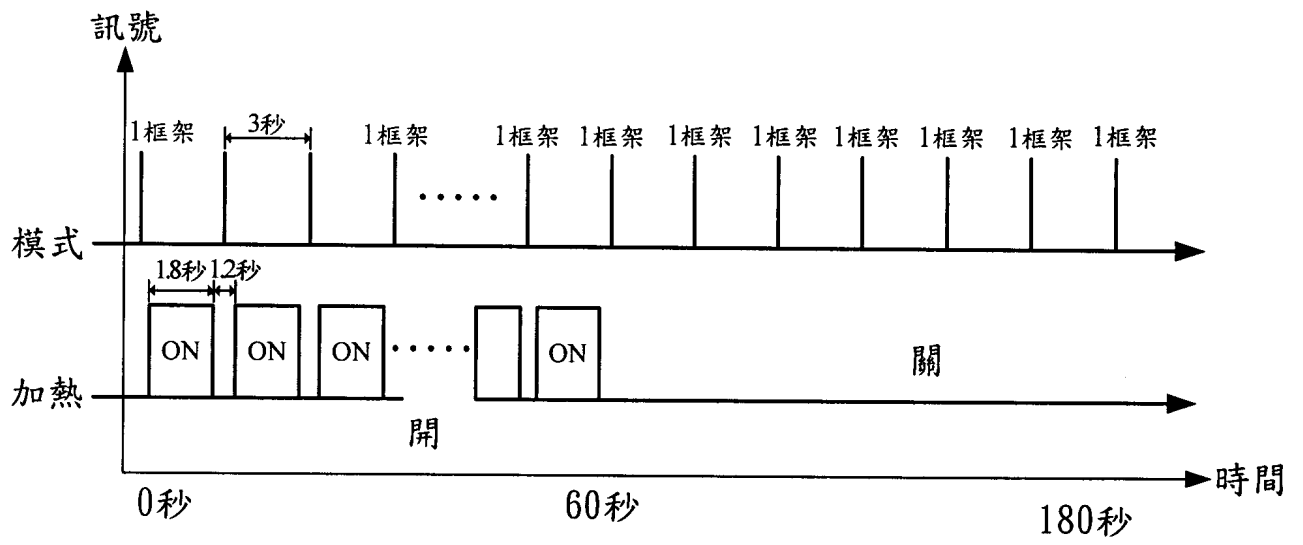
八、圖式：



第 1 圖

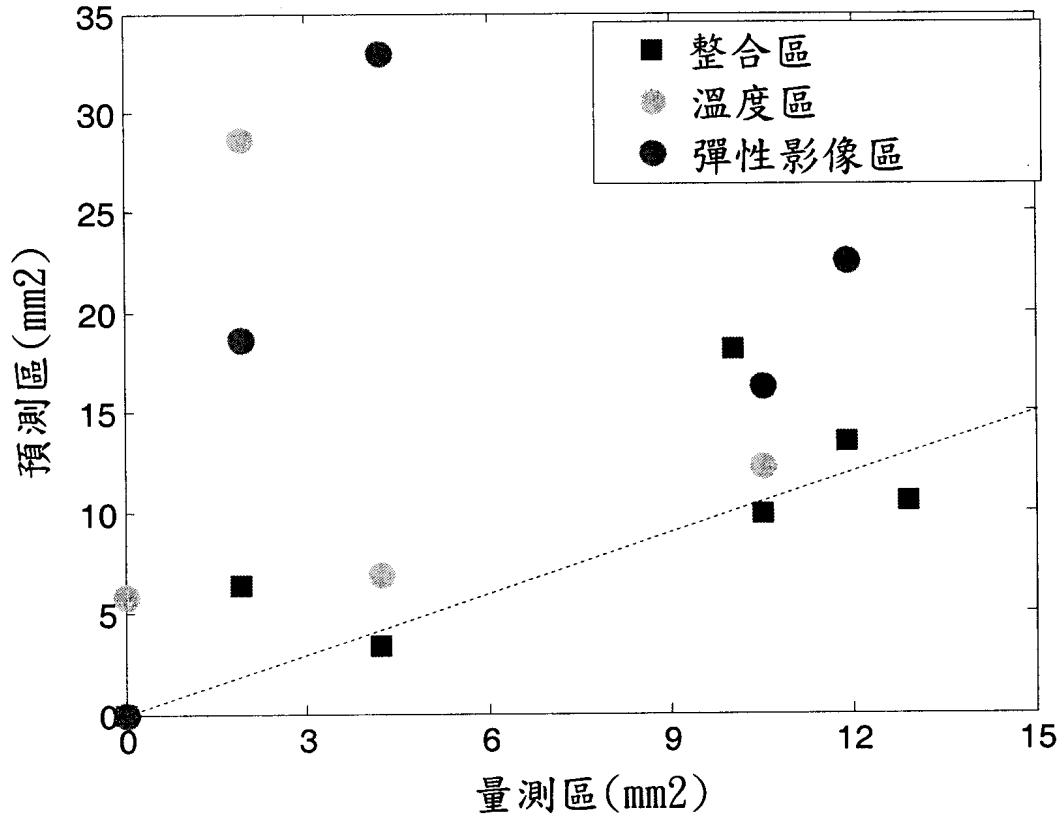


第 2 圖



第 3 圖





第4圖

process and improve the specificity of thermal lesion detection.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 1 圖

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

100 水槽

101 高能聚焦式超音波探頭

102 功率放大器

103 訊號產生器

104 超音波影像探頭

105 超音波成像系統

106 電腦

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

無