

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：98133815

※申請日：98 10 6

※IPC 分類：G06K 1/16(2006.01)

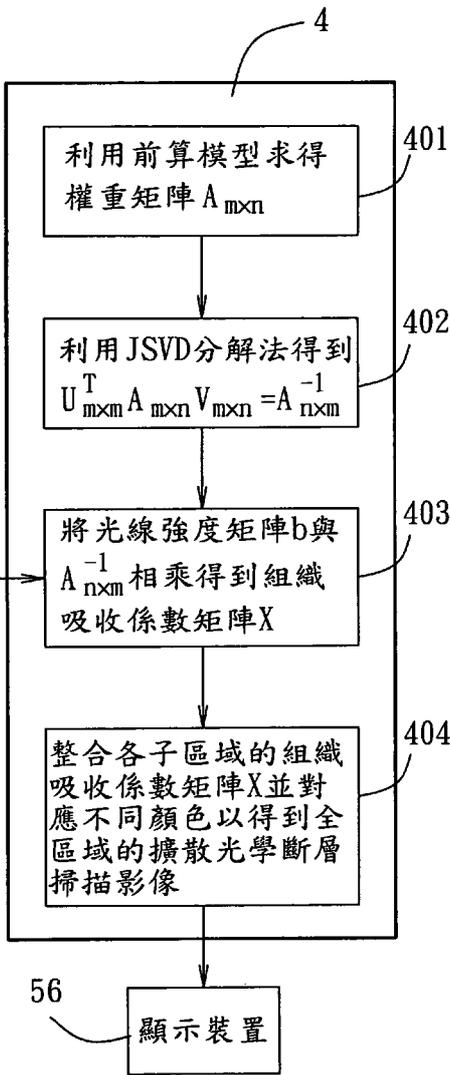
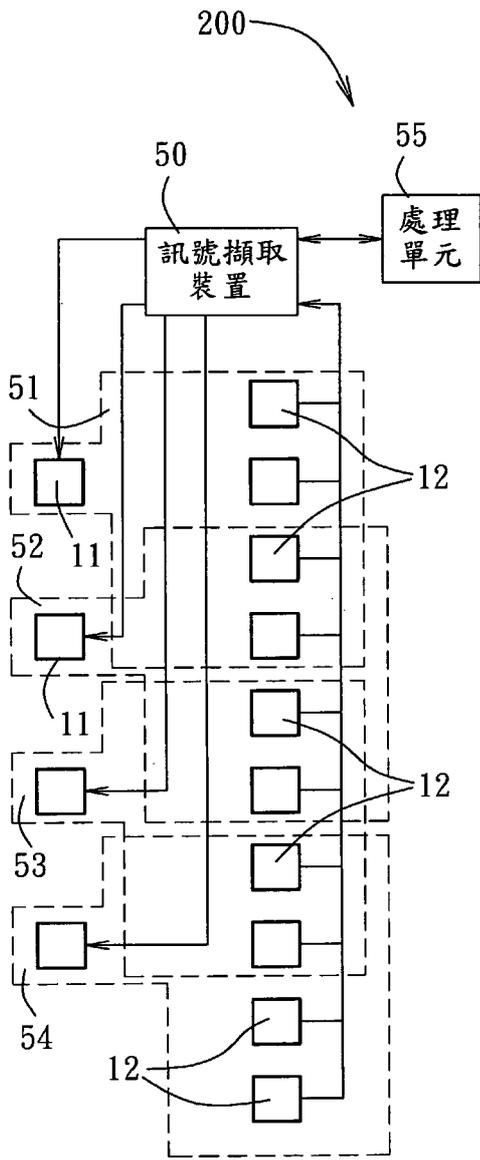
一、發明名稱：(中文/英文)

擴散光學斷層掃描之影像重建方法、裝置及電腦程式產品

二、中文發明摘要：

一種擴散光學斷層掃描之影像重建方法，包含下述步驟：(a)利用一前算模型求得一權重矩陣；(b)利用奇異分解法得到該權重矩陣的逆矩陣；(c)利用待測物的一子區域取得的接收光線訊號計算一光線強度矩陣，並將光線強度矩陣與權重矩陣之逆矩陣相乘得到組織吸收係數矩陣；(d)運算構成一全區域的各子區域之組織吸收係數矩陣；及(e)整合各子區域的組織吸收係數矩陣並對應不同顏色以得到全區域的擴散光學斷層掃描影像。本發明之功效在於使用子區域用來縮小矩陣而可減少運算量，並使用奇異分解法用於逆求解運算，有利於硬體設計以及可攜式裝置的應用。

三、英文發明摘要：



- 4：運算單元
- 11：光源
- 12：接收器
- 50：訊號擷取裝置
- 51~54：取像單元
- 55：處理單元
- 56：顯示裝置
- 200：影像重建裝置
- 401~404：第一~第四
計算器

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：98133815

※申請日：98 10 6

※IPC 分類：G06K 1/16(2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

擴散光學斷層掃描之影像重建方法、裝置及電腦程式產品

二、中文發明摘要：

一種擴散光學斷層掃描之影像重建方法，包含下述步驟：(a)利用一前算模型求得一權重矩陣；(b)利用奇異分解法得到該權重矩陣的逆矩陣；(c)利用待測物的一子區域取得的接收光線訊號計算一光線強度矩陣，並將光線強度矩陣與權重矩陣之逆矩陣相乘得到組織吸收係數矩陣；(d)運算構成一全區域的各子區域之組織吸收係數矩陣；及(e)整合各子區域的組織吸收係數矩陣並對應不同顏色以得到全區域的擴散光學斷層掃描影像。本發明之功效在於使用子區域用來縮小矩陣而可減少運算量，並使用奇異分解法用於逆求解運算，有利於硬體設計以及可攜式裝置的應用。

三、英文發明摘要：

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：圖（ 4 ）。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

11·····光源	50·····訊號擷取裝置
12·····接收器	51~54···取像單元
200·····影像重建裝置	55·····處理單元
4·····運算單元	56·····顯示裝置
401~404·第一~第四計算器	

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明是有關於一種影像重建方法及裝置，特別是指一種擴散光學斷層掃描(Diffuse Optical Tomography；簡稱DOT)之影像重建方法及裝置。

【先前技術】

擴散光學斷層掃描係利用為 700 - 900nm 的近紅外光波段之光源，利用光子進入不規則之高散射物質如人體組織，光子會受到吸收與散射的作用因而消失或減弱，而利用偵測光子性質的改變去求得體內組織的變化，如含氧血紅素與非含氧血紅素，藉由量測受測者由於血紅素影響而改變的吸收係數，使用不同方式的擴散光量測影像共區分為三類：連續波(Continuous Wave；CW)、頻域及時域之影像系統。

其中，連續波影像系統如 A. Bozkurt 等之文獻("A portable near infrared spectroscopy system for bedside monitoring of newborn brain," BioMedical Engineering OnLine, vol. 4, pp. 29, 2005.)提及具有低成本、容易攜帶、低功耗及低運算亮等優點。

然而，為了重建連續波影像系統感測到的影像，必須在重建二維/三維影像之前，利用擴散方程式以模擬光子的路徑、建立不同深度、不同組織所形成之權重函數；此外，醫學影像技術大多講求準確與高解析度，然而若要取得高解析度的影像，目前習知技術的計算量會隨著解析度的提高而增加龐大的運算量，在影像重建逆求解的計算過程中會需要做

大矩陣之逆矩陣運算，例如 D. Boas 等之文獻 ("Imaging the body with diffuse optical tomography," Signal Processing Magazine, IEEE, vol. 18, pp.57-75, 2001.)或 M. Schweiger 之文獻 ("Computational aspects of diffuse optical tomography," Computing in Science & Engineering, vol. 5, pp. 33-41, 2003.)所提出的線性逆運算求解 (solution of a linear inverse problem) 方案。

另外，組織中的不同吸收(absorption coefficients)及散射係數(scattering coefficients)導致其難以實現高解析度及高精確度之影像，這是擴散光學重建影像技術最顯著的困難；如何在保持影像品質的同時，實現一套能降低運算量及低成本的影像重建的硬體裝置，也是亟待解決的課題。

【發明內容】

因此，本發明之目的，即在提供一種擴散光學斷層掃描之影像重建方法、裝置及電腦程式產品。

於是，本發明擴散光學斷層掃描之影像重建方法係配合至少一取像單元並分次驅動該取像單元以近紅外光對一待測物發射/接收光線，且該取像單元對應構成一全區域的各子區域取得一接收光線訊號。

該方法包含下述步驟：(a)利用一前算模型求得一權重矩陣；(b)利用奇異分解法得到該權重矩陣的逆矩陣；(c)利用該子區域取得的接收光線訊號計算一光線強度矩陣，並將該光線強度矩陣與該權重矩陣之逆矩陣相乘得到組織吸收係數矩陣；(d)運算每一子區域之組織吸收係數矩陣；及

(e)整合各子區域的組織吸收係數矩陣並對應不同顏色以得到全區域的擴散光學斷層掃描影像。

本發明擴散光學斷層掃描之影像重建裝置包括一主控協調各元件運作之處理單元、至少一受控分次以近紅外光對一待測物發射/接收光線且對應構成一全區域的各子區域取得一接收光線訊號之取像單元及一運算單元。

運算單元具有一利用一前算模型求得一權重矩陣之第一計算器、一利用奇異分解法得到該權重矩陣的逆矩陣之第二計算器、一利用該子區域取得的接收光線訊號計算一光線強度矩陣並將該光線強度矩陣與該權重矩陣之逆矩陣相乘得到組織吸收係數矩陣之第三計算器，及一運算每一子區域之組織吸收係數矩陣且整合各子區域的組織吸收係數矩陣並對應不同顏色以得到全區域的擴散光學斷層掃描影像之第四計算器。

本發明之功效在於：重建過程中使用子區域的重建模式用來縮小矩陣大小減少運算量，並使用奇異分解法用於影像重建的反向解之運算過程中，有利於硬體設計以及可攜式裝置的應用。

【實施方式】

有關本發明之前述及其他技術內容、特點與功效，在以下配合參考圖式之較佳實施例的詳細說明中，將可清楚的呈現。需事先說明的是，本發明擴散光學斷層掃描之影像重建方法及裝置在近紅外線斷層掃描 (Near Infrared Spectroscopy; 簡稱 NIRS) 成像系統中，亦可用於其他擴散

光源之斷層掃描成像系統，茲將本發明擴散光學斷層掃描之影像重建方法及裝置之原理及技術說明如下。

理論

參閱圖 1，假設一光源 11 發射一近紅外光照射一待測物 3，待測物 3 為一預定區域的人體組織(如：腦部)時，且藉由一接收器 12 接收經過該人體組織反射後的光線。

參閱圖 2，由於人體組織是由不同吸收係數的組織細胞或血管等組成，欲得到該人體組織於預定區域下的一截面 2 構成的體素(Voxels)的吸收係數矩陣時，本較佳實施例的系統是採用多組光源 11 及接收器 12 構成的一取像陣列 100，且各個光源 11 周圍都圍繞有四個接收器 12，在此稱為一個取像單元，六個光源 11 就有六組取像單元，且本較佳實施例採用分時取像方式，亦即，逐一驅動取像陣列 100 的各組取像單元發射/接收光線。

假設一取像單元接收到的光線強度為光線強度矩陣 b ，不同位置的權重矩陣 A ，及該組織的吸收係數矩陣 X ，三者的關係式係表示為 $b=AX$ ，而光線強度矩陣 b 已知，及依據預定數學模型如：前算模型(Forward model)運算法可求出截面 2 不同位置的權重矩陣 A ，因此未知的截面 2 的組織吸收係數矩陣 $X=A^{-1}b$ ，

依據前述公式，由於接收到的光線強度為矩陣 b 為已知，且矩陣 A 是依據預定數學模型建立的不同位置的權重矩陣亦為已知，若解出虛擬反矩陣 A^{-1} ，即可得到該組織的吸收係數矩陣 X ，此種虛擬反運算(Pseudo inverse)處理即稱為

逆求解(Inverse solution)。

由於影像重建中逆求解是難解之問題，因此如何選擇逆求解方案是關鍵的，為了處理此問題以得到穩定及可信的解，本發明利用 Jacobi Singular Value Decomposition (以下簡稱 JSVD 演算法)以解決逆運算之問題，JSVD 演算法同時具有能夠平行運算及易於實現在超大型積體電路的優點。利用 JSVD 演算法得到權重矩陣 A 之逆求解矩陣 A^{-1} 後，加上光線強度矩陣 b 為已知，因此組織吸收係數矩陣 X 可以利用 $X = A^{-1}b$ 求得。

參閱圖 3，若將組織吸收係數矩陣 X 依據矩陣中各元素的數值(如 0.1~0.6)對應不同顏色(如 0-0.1 為藍色，0.5-0.6 為紅色等)之對照表 31，即可得到代表的截面 2 不同位置的吸收係數差異的一擴散光學斷層掃描影像 32；若某一區域的組織為均值介質，將對應呈現單一顏色，若該區域的細胞為非均質介質，將對應產生不同顏色的變化，便可推知該處可能有異常的狀況。

參閱圖 4，影像重建裝置 200 具有四組近紅外光之取像單元 51~54，各組取像單元 51~54 包括一光源 11 及四個接收器 12，並配合一運算單元 4、一訊號擷取(DAQ)裝置 50、一處理單元 55，以及一顯示裝置 56。

處理單元 55 用以控制訊號擷取裝置 50 逐一驅動取像陣列 100 的各組取像單元 51~54 對一待測物發射/接收光線，亦即採用分時取像方式，本發明的特點就在於利用子區域(Sub-Frame)的影像重建技術來實現降低運算量及低成本的

影像重建技術；然後，處理單元 55 利用取得的接收光線訊號計算一光線強度矩陣 b 並輸出給運算單元 4。

運算單元 4 可以是以程式軟體或製成硬體的方式實現其功能，程式軟體的形式是例如一種內儲用於擴散光學斷層掃描之影像重建方法之電腦程式產品，當電腦載入該電腦程式並執行後，可完成擴散光學斷層掃描之影像重建方法。

硬體的方式是分別以第一~第四計算器 401~404 分別實現其功能；首先，第一計算器 401 利用前算模型求得權重矩陣 $A_{m \times n}$ ；第二計算器 402 利用 JSVD 分解法得到 $A_{m \times n} = U_{m \times m} D_{m \times n} V_{n \times n}^T$ ，再利用 $U_{m \times m}^T A_{m \times n} V_{n \times n} = A_{n \times m}^{-1}$ ；接著，第三計算器 403 將光線強度矩陣 b 與 $A_{n \times m}^{-1}$ 相乘得到組織吸收係數矩陣 X ；第四計算器 404 整合各子區域的組織吸收係數矩陣 X 並對應不同顏色以得到全區域的擴散光學斷層掃描影像；最後，利用顯示裝置 56 顯示全區域的擴散光學斷層掃描影像。

前述的前算模型運算法及利用 JSVD 分解法之逆求解分別介紹如下。

前算模型運算法

在求解權重矩陣 A 方面，依據前算模型可建立不同位置的權重矩陣 A ，假設系統包括 i 個光源及 j 個偵測器，多對光源-偵測器組合可表示為如公式 1，其中，符號 " Φ " 函數代表響應第 i 波源而透過第 j 偵測器所測量的光學密度，變數 " S " 和 " D " 分別是第 i 波源與第 j 偵測器的位置，符號 " $\Delta \mu$ " 函數是表示在第 n 體素的吸收係數變化的組織光學置換，參數 " M " 和 " N " 分別是測量次數與重建的體素值，且 a_{mn} 代表

從第 i 波源到目標區域內某點的機率，然後由偵測器偵測。

$$b = \begin{bmatrix} \Phi_{(scat,1)}(r_{s1}, r_{d1}) \\ \Phi_{(scat,2)}(r_{s2}, r_{d2}) \\ \vdots \\ \Phi_{(scat,m)}(r_{si}, r_{dj}) \end{bmatrix} = AX = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdots & a_{1n} \\ a_{21} & a_{22} & \cdots & a_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{m1} & \cdots & \cdots & a_{mn} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta\mu_a(r_1) \\ \Delta\mu_a(r_2) \\ \vdots \\ \Delta\mu_a(r_n) \end{bmatrix} \quad \text{公式 1}$$

其中，矩陣 A 的各元素 a_{mn} 是代表不同位置的權重函數如公式 2。

$$a_{mn} = \frac{\Phi_n(r_s, r_n) G_n(r_n, r_d) \nu l^3}{D\Phi_{(in,m)}(r_s, r_d)} \quad \text{公式 2}$$

本較佳實施例利用前算模型建立不同位置的權重矩陣 A ，採用的是光子擴散方程式的 Rytov 簡化近似值求解，如 T. J. Farrell 等提出之文獻("A diffusion theory model of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the noninvasive determination of tissue optical properties in vivo," Med. Phys., vol. 19, pp. 879, 1992)對 Rytov 簡化近似值求解得到權重矩陣 $A_{m \times n}$ 已有相關說明，在此不重複說明。

逆求解

在逆求解方面，奇異分解(Singular Value Decomposition; 簡稱 SVD)法有許多技術用來作矩陣因子分析，奇異值分解的原理是矩陣 A 經由奇異值分解轉換可得到 $A = UWW^T$ ，經奇異值分解轉換後可得到已知的一個 M 乘 N 的行正交矩陣 U (column-orthogonal matrix)、一個 N 乘 N 的對角矩陣 W (diagonal matrix)，以及一個 N 乘 N 的正交轉移(transpose)

矩陣 V^T ；矩陣 U 、 V^T 稱為特徵向量(eigen-vector)，而矩陣 W 則稱為特徵值(eigen-value)，因此，權重矩陣 $A_{m \times n}$ 可表示為公式 3。

$$A_{m \times n} = U_{m \times m} D_{m \times n} V_{n \times n}^T ;$$

$$A_{n \times m}^{-1} = U_{m \times m}^T A_{m \times n} V_{n \times n} = D_{m \times n} \quad \text{公式 3}$$

硬體方面，本發明採用 JSVD 演算法作為影像重建的基礎演算法，例如 W. Ma, M. Kaye 等之文獻 ("An FPGA-based singular value decomposition processor," in Electrical and Computer Engineering, Canadian Conference on, 2006, pp. 1047-1050) 提出利用 JSVD 演算法能平行運算且被選為以兩面旋轉法實現心臟收縮陣列電路 (Systolic array circuits with the two-sides rotation method) 的技術。

另外，座標旋轉運算數位電腦 (COordinate Rotation Digital Computer；以下簡稱 CORDIC) 是 1959 年由 Jack E. Volder 提出的一種交互演算法，可利用向量旋轉計算三角函數，且是在卡式平面 (Cartesian plane) 以角度 θ 旋轉向量的產生旋轉轉換，類似的硬體設計概念如 J. Cavallaro 等之文獻 ("CORDIC Arithmetic for an SVD Processor" Journal of parallel and distributed computing, vol. 5, pp. 271-290, 1988.) 提出，亦適用於本發明 JSVD 演算法求解。

參考 M. Rahmati 等之 ("FPGA Based Singular Value Decomposition for Image Processing Application") 文獻，可得到公式 4~7。

將輸入矩陣 A_i 代入公式 4 可得到輸出矩陣 A_{i+1} ，且輸出

矩陣 A_{i+1} 可再當作輸入矩陣，如公式 5，如此可得到不同的矩陣 A_i 。

$$(J'_i)^T A_i J'_i = A_{i+1} \quad \text{公式 4}$$

$$D_i = A_i = (J'_i)^T (J'_{i-1})^T \cdots (J'_0)^T A_0 J'_0 \cdots J'_{i-1} J'_i \quad \text{公式 5}$$

公式 6 配合前述公式 3 界定之 $A_{n \times m}^{-1} = U_{m \times m}^T A_{m \times n} V_{n \times n} = D_{m \times n}$ ，其

中的矩陣 $A_{m \times n}$ 兩邊的矩陣 $U_{m \times m}^T = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}^T$ 及矩陣

$V_{n \times n} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix}$ ，矩陣 $A_{m \times n}$ 即是 $\begin{bmatrix} a_{pp} & a_{pq} \\ a_{qp} & a_{qq} \end{bmatrix}$ ，如此即可得到

$$A_{n \times m}^{-1} = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 \\ 0 & \sigma_2 \end{bmatrix}。$$

$$\begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} a_{pp} & a_{pq} \\ a_{qp} & a_{qq} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 \\ 0 & \sigma_2 \end{bmatrix} \quad \text{公式 6}$$

公式 7 顯示的是 $V_{n \times n} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix}$ 擴展後的結果。

$$J(p, q, \theta) = \begin{bmatrix} 1 & \cdots & 0 & \cdots & 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots & & \vdots & & \vdots \\ 0 & \cdots & \cos \theta_{pp} & \cdots & \sin \theta_{pq} & \cdots & 0 \\ \vdots & & \vdots & \ddots & \vdots & & \vdots \\ 0 & \cdots & -\sin \theta_{qp} & \cdots & \cos \theta_{qq} & \cdots & 0 \\ \vdots & & \vdots & & \vdots & & \vdots \\ 0 & \cdots & 0 & \cdots & 0 & \cdots & 1 \end{bmatrix} \quad \text{公式 7}$$

逆矩陣求解處理模組之硬體設計

參閱圖 5，逆矩陣求解處理模組 6 包括一記憶單元控制器 61、一運算控制器 62、二組 CORDIC 計算引擎 631、632、三組記憶單元 641~643 及一輸入/輸出介面 65，各組記憶單元 641~643 均是雙埠記憶體以配合 CORDIC 計算引擎 631、632 的平行計算處理。

輸入/輸出介面 65 是輸入權重矩陣 A 予記憶單元控制器 61 供其儲存，以及輸出最後的運算結果；記憶單元控制器 61 是可將權重矩陣 A 取出 $set(p,q)$ 予運算控制器 62；運算控制器 62 是配合接收 $set(p,q)$ 給 CORDIC 控制引擎 631、632 並控制其進行平行運算處理；記憶單元 641~643 是用於暫存輸入的權重矩陣 A ，及分別儲存 CORDIC 計算引擎 631、632 的平行計算處理後得到的分解矩陣 $U_{m \times m}^T$ 、 $V_{n \times n}$ 及 $D_{n \times n}$ 。

假設取得權重矩陣 A 為
$$\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} \end{bmatrix}$$
 先取其中一組

$set(p,q) = set(2,3) = \begin{bmatrix} a_{22} & a_{23} \\ a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}$ 代入如表 1 的四階段演算法以求得

$\cos\theta_r$ 、 $\sin\theta_r$ 、 $\cos\theta_l$ 、 $\sin\theta_l$ ，並代入公式 6 而可解出 σ_1 、 σ_2 ，再

依據公式 4~5 反覆疊代直到收斂至趨近於 $\begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 \\ 0 & \sigma_2 \end{bmatrix}$ ，然後，

即可輸出對應的矩陣 $U_{m \times m}^T$ 、矩陣 $V_{n \times n}$ 及矩陣 $D_{n \times n}$ 。

表 1

階段		CORDIC 引擎 1	CORDIC 引擎 2
第一	輸入	$x = d - a; y = b + c; z = 0$ 向量模式	$x = d + a; y = b - c; z = 0$ 向量模式
	輸出	$z_n = \theta_{sum} = \tan^{-1}(d - a / b + c)$	$z_n = \theta_{diff} = \tan^{-1}(d + a / c - b)$
第二	輸入	$x = a; y = b; z = \theta_r = (\theta_{sum} + \theta_{diff}) / 2$ 旋轉模式	$x = c; y = d; z = \theta_r = (\theta_{sum} + \theta_{diff}) / 2$ 旋轉模式
	輸出	$A_1 = A \times R(\theta_r) = \begin{bmatrix} a_1 & b_1 \\ c_1 & d_1 \end{bmatrix}, R(\theta_r)$ 是旋轉矩陣	
第三	輸入	$x = a; y = b; z = \theta_r = (\theta_{sum} + \theta_{diff}) / 2$ 旋轉模式	$x = b_1; y = d_1; z = \theta_l = (\theta_{sum} - \theta_{diff}) / 2$ 旋轉模式
	輸出	$R^T(\theta_l) \times M_1 = \begin{bmatrix} \phi_1 & 0 \\ 0 & \phi_3 \end{bmatrix}, R(\theta_l)$ 是旋轉矩陣	
第四	輸入	$x = 1; y = 0; z = \theta_r$ 旋轉模式	$x = 1; y = 0; z = \theta_r$ 旋轉模式
	輸出	$x_n = \cos(\theta_r), y_n = \sin(\theta_r)$	$x_n = \cos(\theta_l), y_n = \sin(\theta_l)$

經過四階段演算法求出 $\cos\theta_r$ 、 $\sin\theta_r$ 、 $\cos\theta_l$ 、 $\sin\theta_l$ 之解後，

代入 $\cos\theta_r$ 、 $\sin\theta_r$ 、 $\cos\theta_l$ 、 $\sin\theta_l$ 之解於矩陣 $A_{m \times n}$ 兩邊的矩陣

$U_{m \times m}^T = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}^T$ 及矩陣 $V_{n \times n} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix}$ ，又矩陣 $A_{m \times n}$ 即是

$\begin{bmatrix} a_{pp} & a_{pq} \\ a_{qp} & a_{qq} \end{bmatrix}$ ，如此即可求解 $A_{n \times m}^{-1} = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 \\ 0 & \sigma_2 \end{bmatrix}$

運算控制器 62 的電路是使用 Verilog 硬體描述語言實現，雖說處理器目標並非速度，但處理速度須超過 200MHz，所有的細胞區域(Cell area)是 248180 且使用 UMC 90nm 製造程式庫。

CORDIC 控制引擎 631、632 進行平行運算的平行對角 SVD 演算法如下：

```

Begin
Parallel do : b+c, c-b, d-a, d+a
Parallel do begin
Find  $\theta_{sum} = (\theta_r + \theta_l)$  ;
Find  $\theta_{diff} = (\theta_r - \theta_l)$  ;
End
Parallel do separate  $\theta_r, \theta_l$ 
Parallel find sine/cosine of  $\theta_r, \theta_l$  using CORDIC engine
End

```

結合電路區域是 102804 個及非結合區域是 145376 個，合成的結果是利用 Synopsys 的 ncverilog，JSVD 固定點(fix-point)可分解為 16x16 矩陣並採用 14 位元精確度的 CORDIC 引擎，亦提供了反覆執行次數(Iteration times)的限

制，處理一次的 4x16 矩陣只需花費 160 μ s。

效能評估

本發明用來估測「全區域模式」(Frame mode)及「子區域模式」(Sub-Frame mode)的影像重建效能，主要採用截斷(Truncated)的 TSVD 演算法，截面 TSVD 演算法是保留如公式 8 的數量 t 的最大非零奇異值， t 也就是截去參數(truncated parameter)，可增加截去運算以簡化運算，因為對角元素的其他部分可被設為零，同時，並非所有奇異值都是重要的，也能簡化複雜的運算。

$$A_{m \times n} = U_{m \times m} \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_t & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} V_{n \times n}^T \quad \text{公式 8}$$

「全區域模式」下，例如矩陣 A^{Frame} 的尺寸為 72x96，包含異質介質及均質介質的 96 個像素資料，亦即組織吸收係數矩陣 X 需一次被解出，因此需要一個大的逆換算；「子區域模式」下，將全區域被分割為 6 個子區域，每個子區域為包含 4x4 個體素，因此矩陣 $A^{Sub-Frame}$ 的尺寸可被降低為 4x16，如此一來，六個較小逆換算被解出，而非一個大的逆換算，將可降低運算成本，兩種模式的模擬結果如後。

對於一包含 96 個體素的全區域為面積 4cmx6cm 的擴散光學斷層掃描影像，在「全區域模式」下，包含 96 像素之全區域一次全部計算處理以得到重建的擴散光學斷層掃描影像，在「子區域模式」下，將 96 像素區分為小區域處理以得到重建的擴散光學斷層掃描影像。

參閱圖 6 至圖 9，說明具有一第一介質(左側)及一第二介質(右側)的(a)全區域/(b)子區域以不同截面參數 t 的測試結果，截面參數 t 在「全區域模式」是 6,12,18,24，在「子區域模式」則是 1,2,3,4，在某些情況，較大的截面參數 t 具有較高品質的影像，雖然如此，較高品質意味增加運算成本。

如公式 9，對第一介質及第二介質的重建後的準確度以均方差表示來評估重建效能。

$$MSE = \text{mean}_{i \in \Omega} \left(\left(\mu_a^{true}(i) - \mu_a^{recon}(i) \right)^2 \right) \quad \text{公式 9}$$

如表 2 及表 3，對第一介質的大多數情況，「子區域模式」的均方差大於區域模式的均方差，然而，可視的品質並未顯著改善，尤其是截面數設定為 4；另外，「全區域模式」的計算時間是比「子區域模式」多出 200 倍。

表 2

「全區域模式」 截面數	第一介質		第二介質	
	計算時間 (秒)	均方差 ($\times 10^{-4}$)	計算時間 (秒)	均方差 ($\times 10^{-4}$)
24	5.780064	86	6.326128	176
18	5.687689	80	5.507522	129
12	5.456757	66	5.318873	81
6	5.421226	178	5.372787	81

表 3

「全區域模式」 截面數	第一介質		第二介質	
	計算時間 (秒)	均方差 ($\times 10^{-4}$)	計算時間 (秒)	均方差 ($\times 10^{-4}$)
4	0.034519	99	0.034079	78
3	0.034326	149	0.040209	78
2	0.034536	202	0.033942	78
1	0.034241	252	0.040864	78

「全區域模式」的時間消耗的最大成本，是因為以反覆 JSVD 演算法解而需要較大的矩陣，可觀察到截面參數降低降低會導致較少的運算時間，以第二介質為例，「子區域模式」的均方差優於「全區域模式」，顯示「子區域模式」的影像品質較佳，且能大幅節省計算成本且亦維持合理的重建品質。

綜上所述，本發明之功效在於重建過程中使用子區域的重建模式用來縮小矩陣大小減少運算量，並使用奇異分解法用於影像重建的反向解之運算過程中，有利於硬體設計以及可攜式裝置的應用，故確實能達成本發明之目的。

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

【圖式簡單說明】

圖 1 是一示意圖，說明以光源發射近紅外光照射待測物並藉由接收器接收經過該待測物反射後的光線；

圖 2 是一示意圖，說明本較佳實施例欲得到預定區域下的一截面構成的吸收係數矩陣時，是採用多組光源及接收器構成的取像陣列；

圖 3 是一示意圖，說明對應不同顏色對照表得到代表不同位置的吸收係數差異的擴散光學斷層掃描影像；

圖 4 是一系統方塊圖，說明本發明擴散光學斷層掃描之影像重建裝置之較佳實施例；

圖 5 是一電路方塊圖，說明該較佳實施例之逆矩陣求解處理模組；

圖 6(a)及 6(b)是示意圖，分別說明在「全區域模式」截面參數 t 是 6，及在「子區域模式」截面參數 t 是 1 的輸出結果；

圖 7(a)及 7(b)是示意圖，分別說明「全區域模式」之截面參數 t 是 12，及「子區域模式」之截面參數 t 是 2 的輸出結果；

圖 8(a)及 8(b)是示意圖，分別說明「全區域模式」之截面參數 t 是 18，及「子區域模式」之截面參數 t 是 3 的輸出結果；及

圖 9(a)及 9(b)是示意圖，分別說明「全區域模式」之截面參數 t 是 24，及「子區域模式」之截面參數 t 是 4 的輸出結果。

【主要元件符號說明】

11	光源	51~54	取像單元
12	接收器	55	處理單元
100	取像陣列	56	顯示裝置
2	截面	6	逆矩陣求解處理 模組
200	影像重建裝置	61	記憶單元控制器
3	待測物	62	運算控制器
31	顏色對照表	631、632	CORDIC 計算引 擎
32	擴散光學斷層掃 描影像	641~643	記憶單元
4	運算單元	65	輸入/輸出介面
401~404	第一~第四計算 器		
50	訊號擷取裝置		

七、申請專利範圍：

1. 一種擴散光學斷層掃描之影像重建方法，係配合至少一取像單元並分次驅動該取像單元以近紅外光對一待測物發射/接收光線，且該取像單元對應構成一全區域的各子區域取得一接收光線訊號，該方法包含下述步驟：
 - (a)利用一前算模型求得一權重矩陣；
 - (b)利用奇異分解法得到該權重矩陣的逆矩陣；
 - (c)利用該子區域取得的接收光線訊號計算一光線強度矩陣，並將該光線強度矩陣與該權重矩陣之逆矩陣相乘得到組織吸收係數矩陣；
 - (d)運算每一子區域之組織吸收係數矩陣；及
 - (e)整合各子區域的組織吸收係數矩陣並對應不同顏色以得到全區域的擴散光學斷層掃描影像。
2. 依據申請專利範圍第 1 項所述之擴散光學斷層掃描之影像重建方法，其中，該權重矩陣之逆矩陣計算是使用 Jacobi 奇異分解法。
3. 一種內儲用於擴散光學斷層掃描之影像重建方法之電腦程式產品，當電腦載入該電腦程式並執行後，可完成請求項 1 或 2 所述之方法。
4. 一種擴散光學斷層掃描之影像重建裝置，包括：
 - 一處理單元，主控協調各元件運作；
 - 至少一取像單元，受控分次以近紅外光對一待測物發射/接收光線，且該取像單元對應構成一全區域的各子區域取得一接收光線訊號；及

一 運算單元，具有：

第一計算器，利用一前算模型求得一權重矩陣；

第二計算器，利用奇異分解法得到該權重矩陣的逆矩陣；

第三計算器，利用該子區域取得的接收光線訊號計算一光線強度矩陣，並將該光線強度矩陣與該權重矩陣之逆矩陣相乘得到組織吸收係數矩陣；及

第四計算器，運算每一子區域之組織吸收係數矩陣並整合各子區域的組織吸收係數矩陣並對應不同顏色以得到全區域的擴散光學斷層掃描影像。

5. 依據申請專利範圍第 4 項所述之擴散光學斷層掃描之影像重建裝置，其中，該第三計算器具有一逆矩陣求解處理模組，包括：

一輸入/輸出介面，供輸入一權重矩陣以及輸出一運算結果；

一記憶單元模組，儲存該權重矩陣以及該運算結果；

一記憶單元控制器，控制該記憶單元模組之運作，並將該權重矩陣予該運算控制器；

至少一座標旋轉運算數位電腦計算引擎，用以利用奇異分解法得到該權重矩陣的逆矩陣；及

一運算控制器，配合接收該權重矩陣給該座標旋轉運算數位電腦控制引擎並控制其進行奇異分解法之運算處理。

6. 依據申請專利範圍第 5 項所述之擴散光學斷層掃描之影像

重建裝置，其中，該座標旋轉運算數位電腦計算引擎具有多個。

7. 依據申請專利範圍第 6 項所述之擴散光學斷層掃描之影像重建裝置，其中，該記憶單元模組具有多組記憶單元，以分別儲存該運算控制器利用該等座標旋轉運算數位電腦計算引擎以奇異分解法平行計算處理後得到的分解矩陣。
8. 依據申請專利範圍第 5 至 7 任一項所述之擴散光學斷層掃描之影像重建裝置，其中，該座標旋轉運算數位電腦計算引擎對於權重矩陣之逆矩陣計算是使用 Jacobi 奇異分解法。

八、圖式：

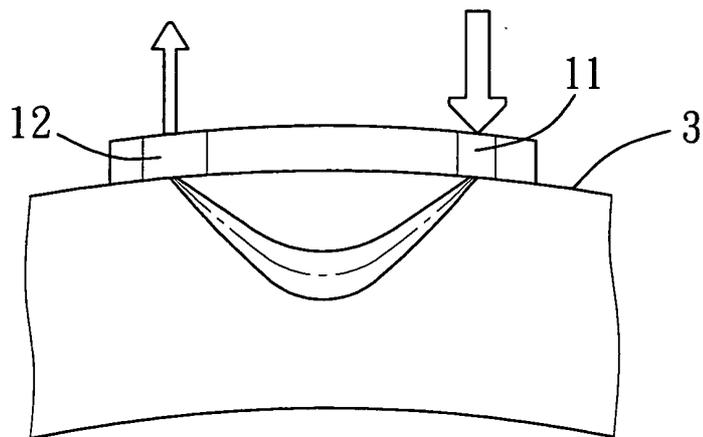


圖1

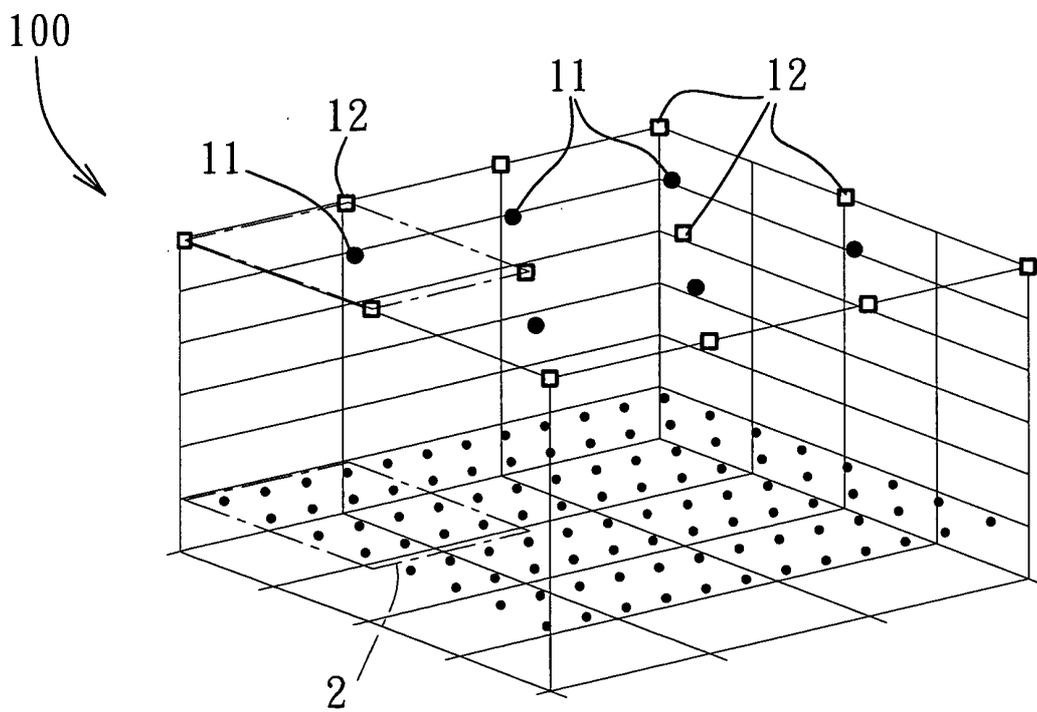


圖2

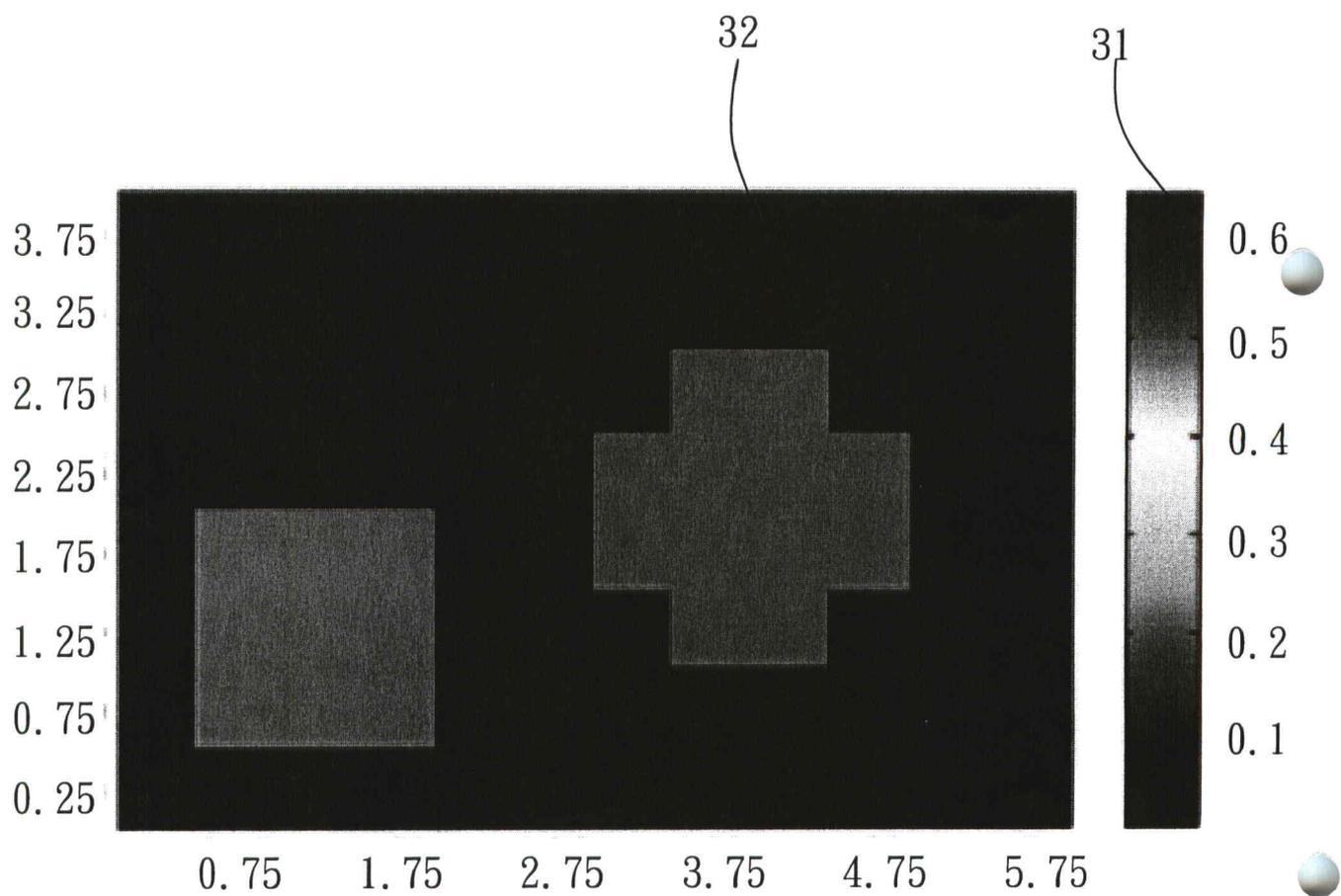


圖3

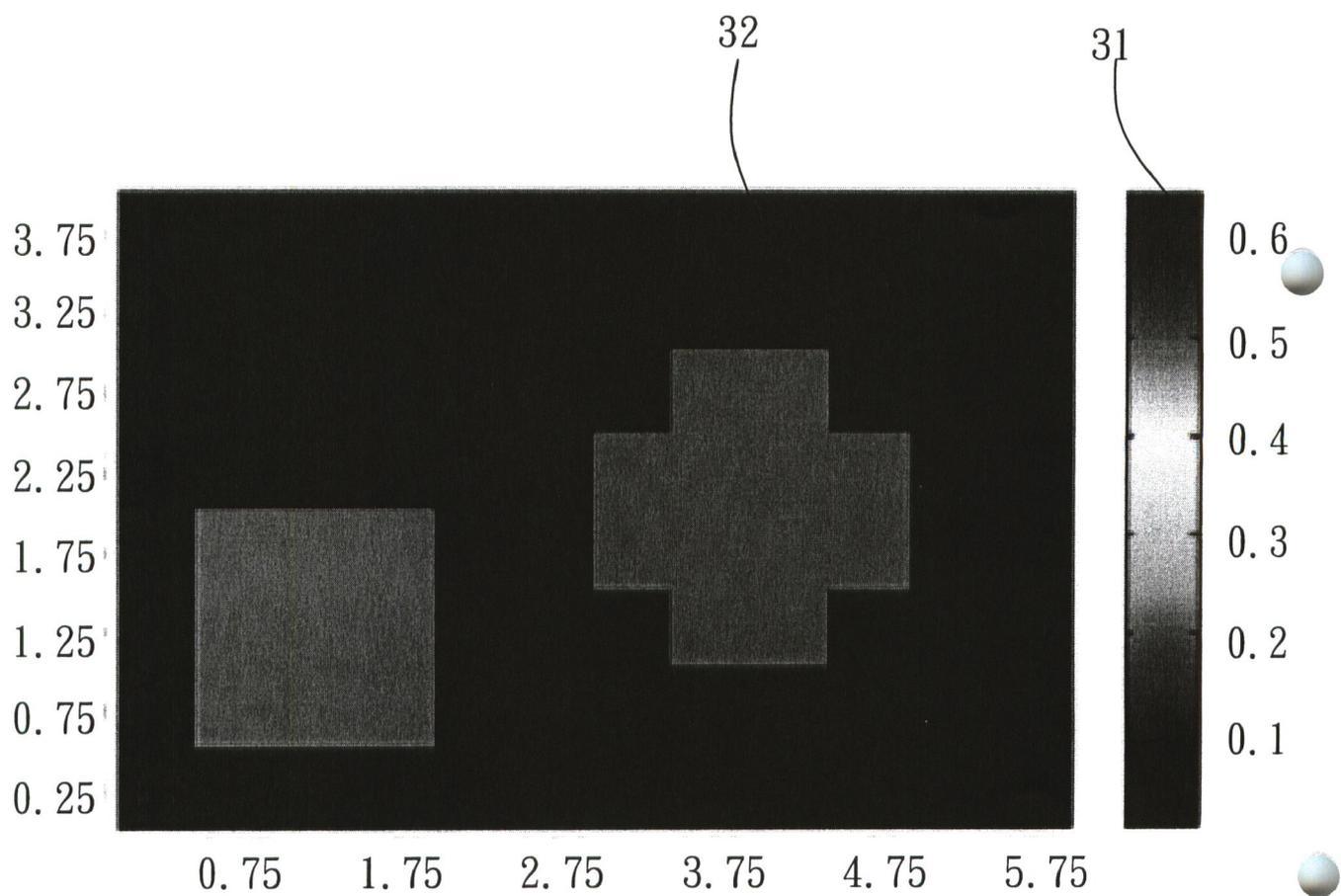


圖3

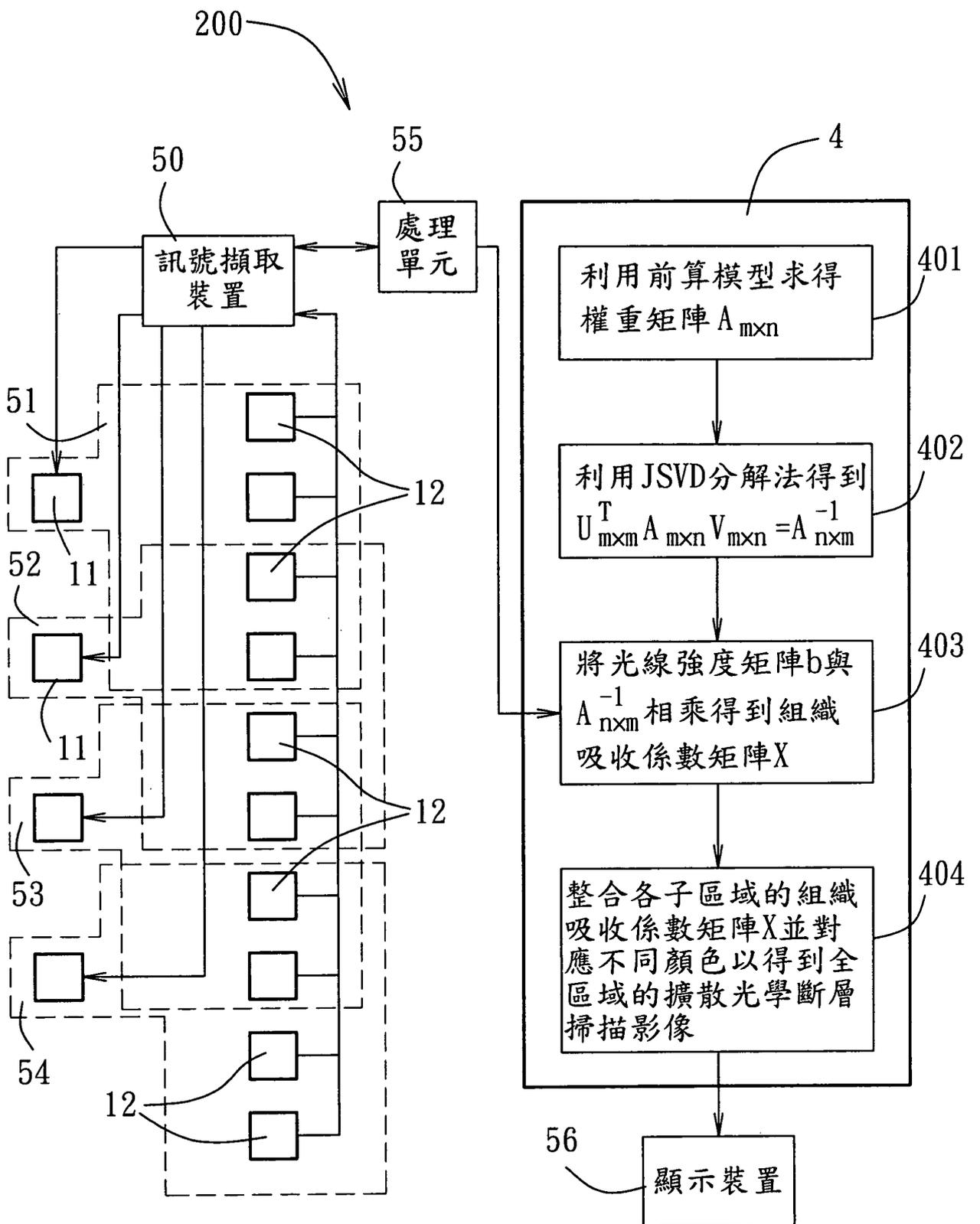


圖 4

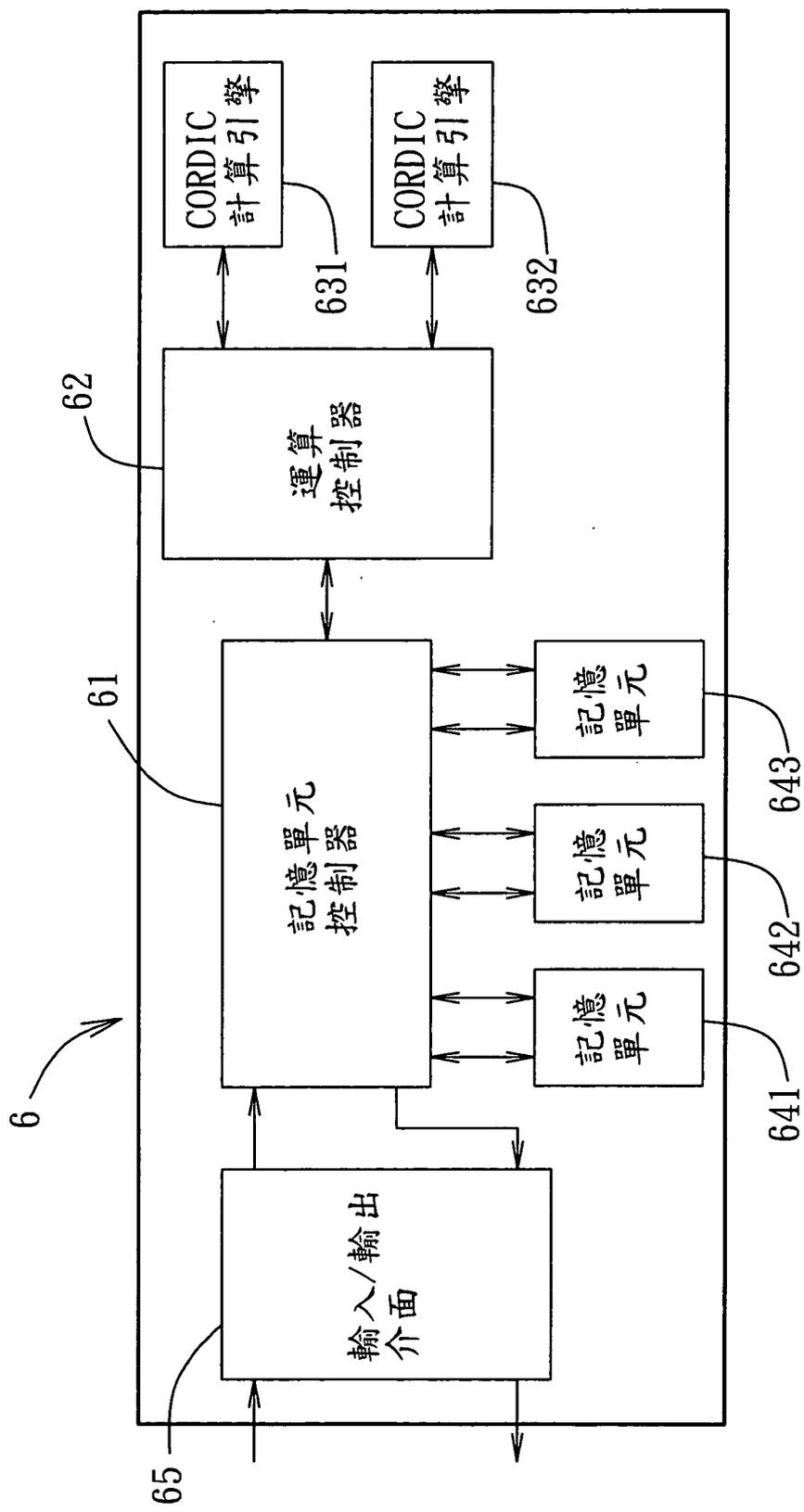


圖5

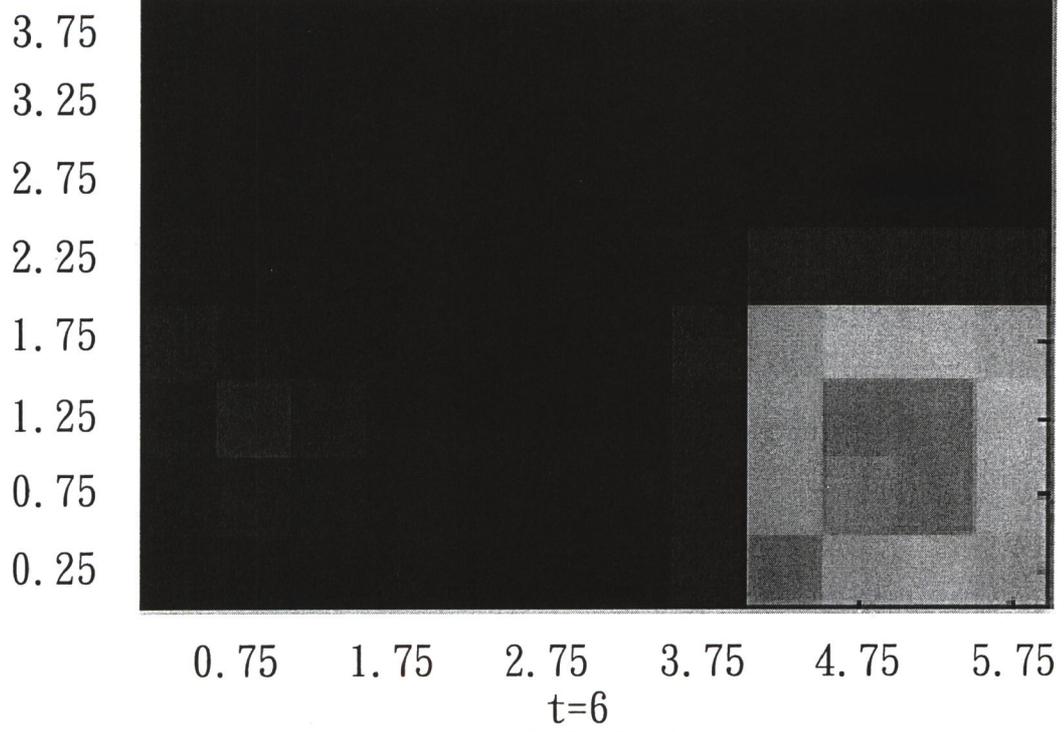


圖 6(a)

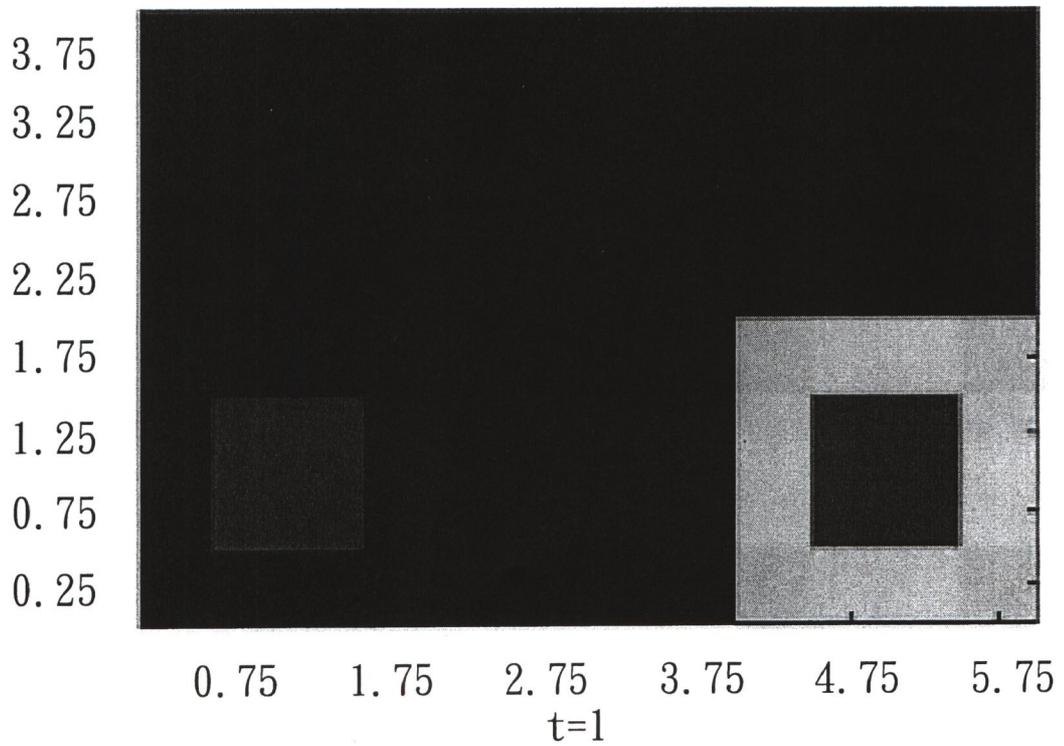


圖 6(b)

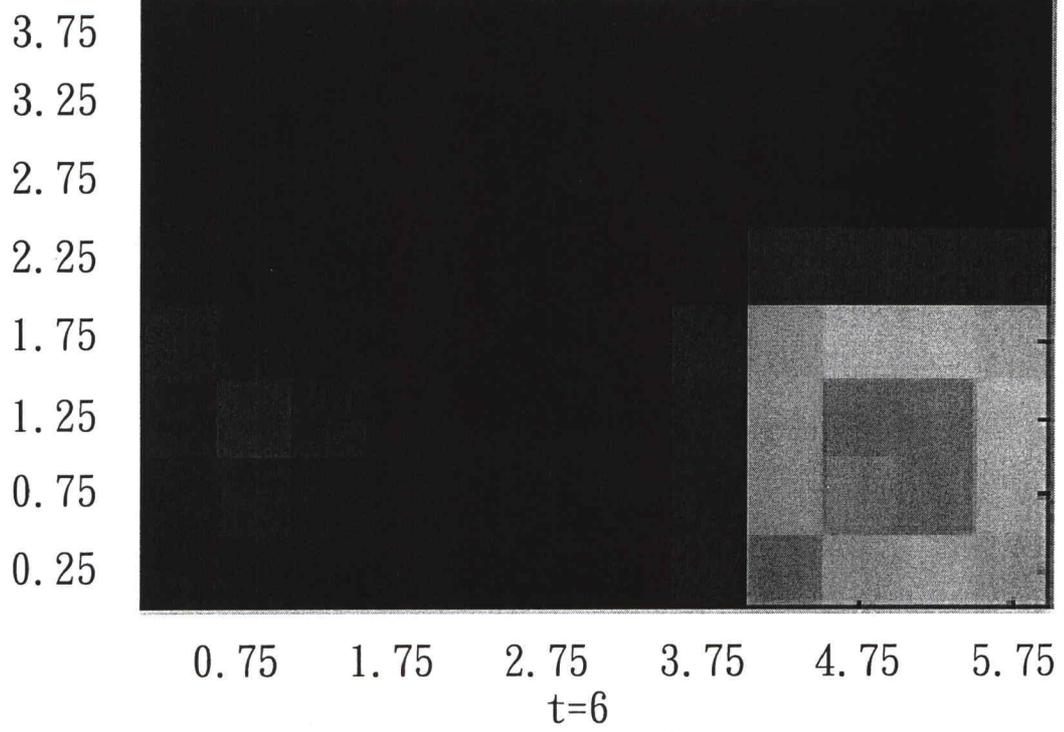


圖 6(a)

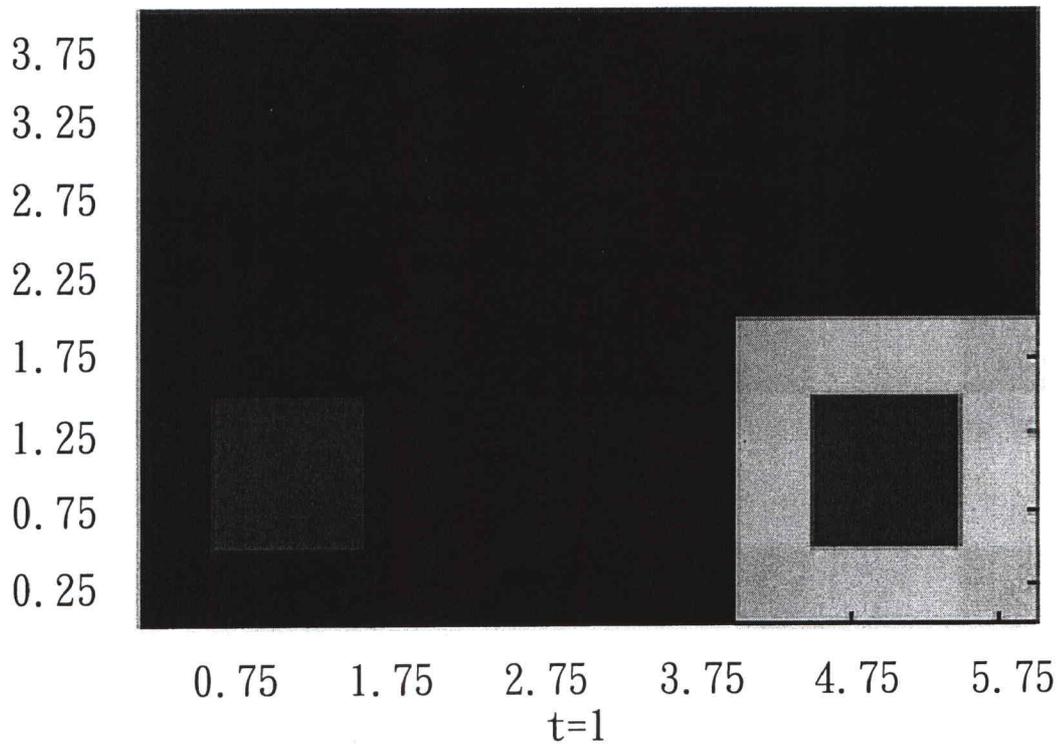


圖 6(b)

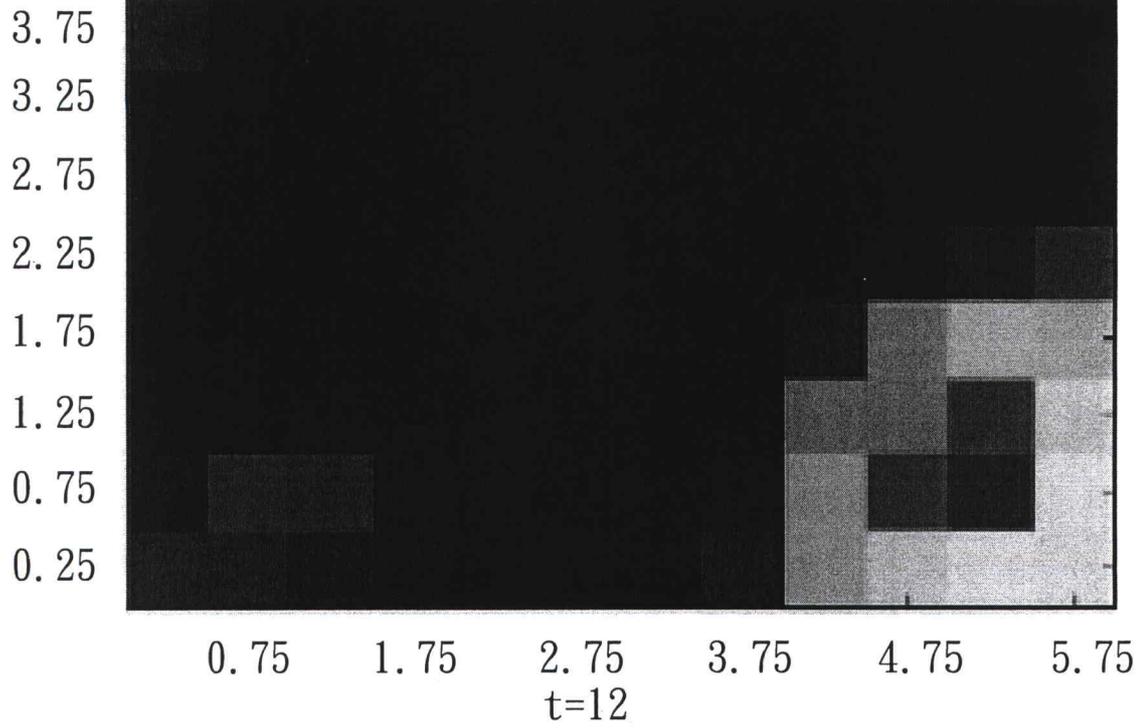


圖 7(a)

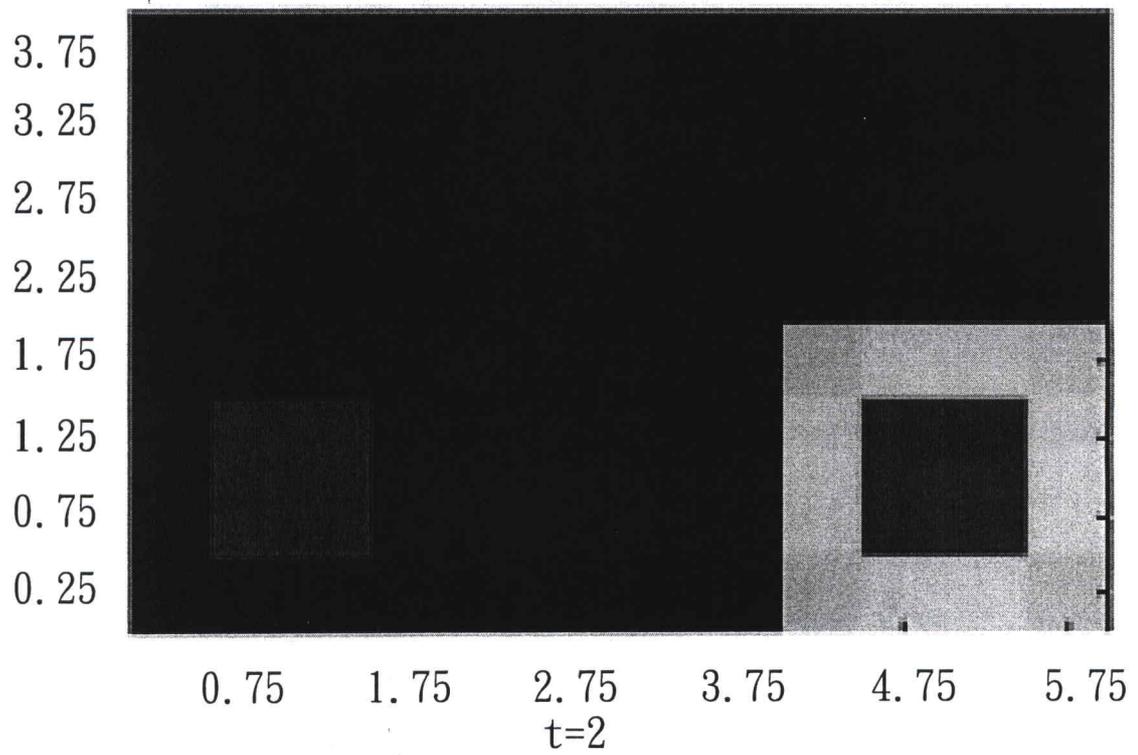


圖 7(b)

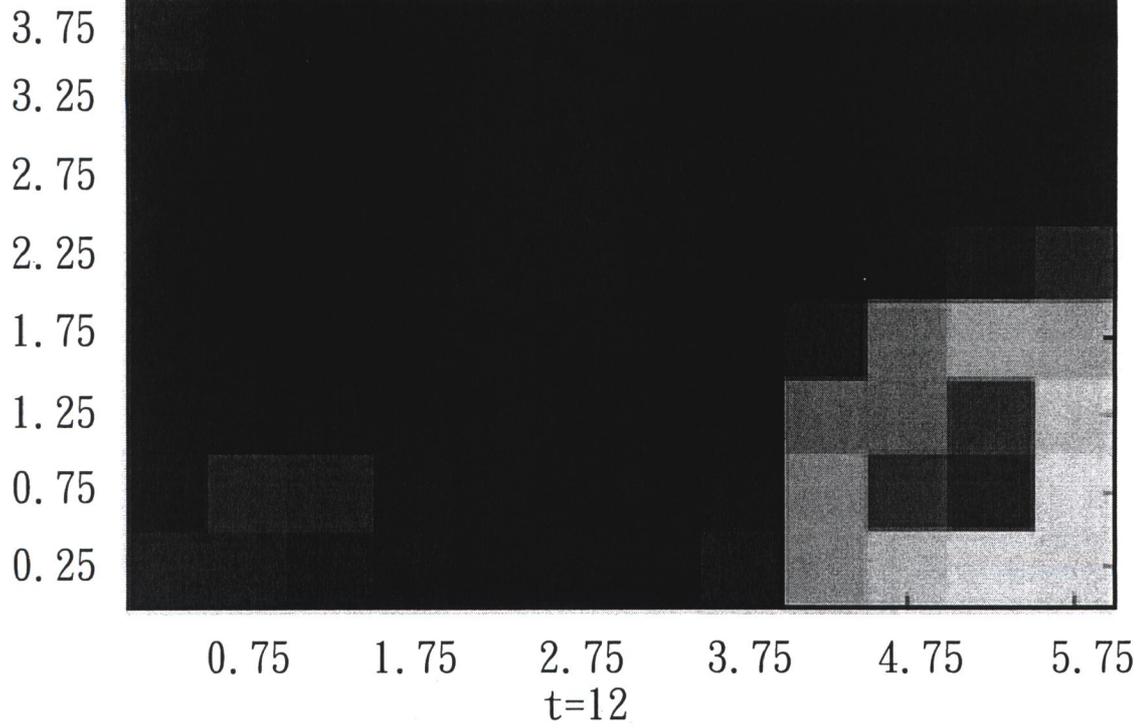


圖 7(a)

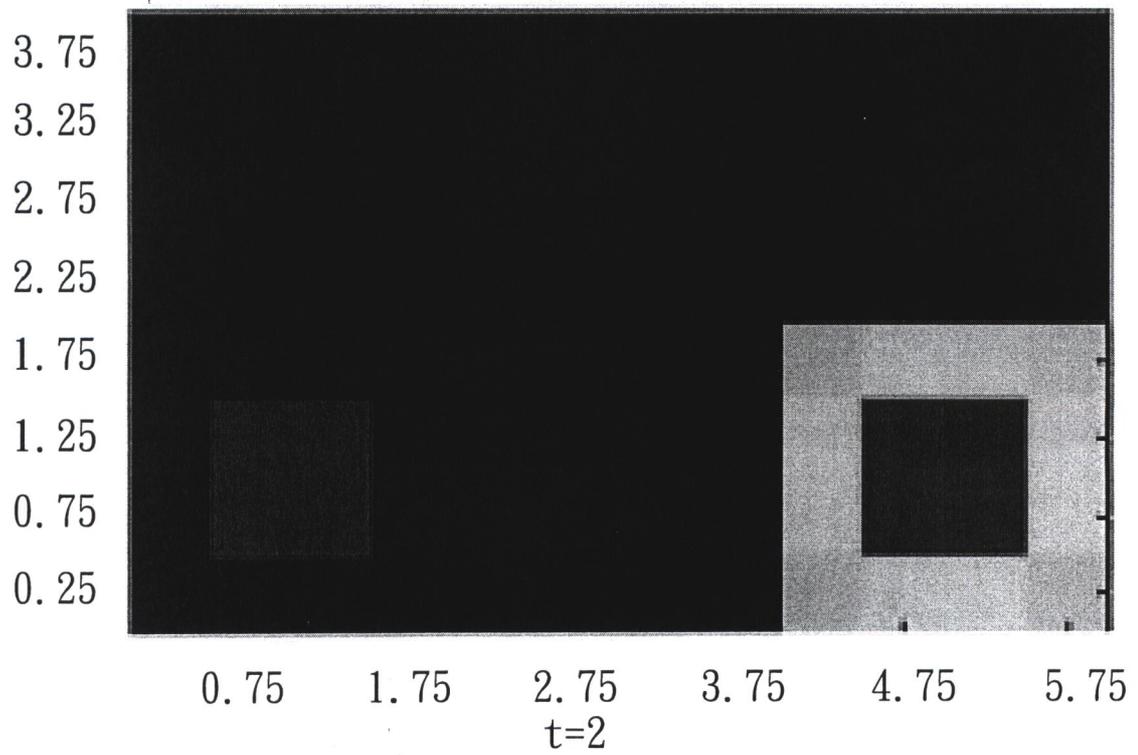


圖 7(b)

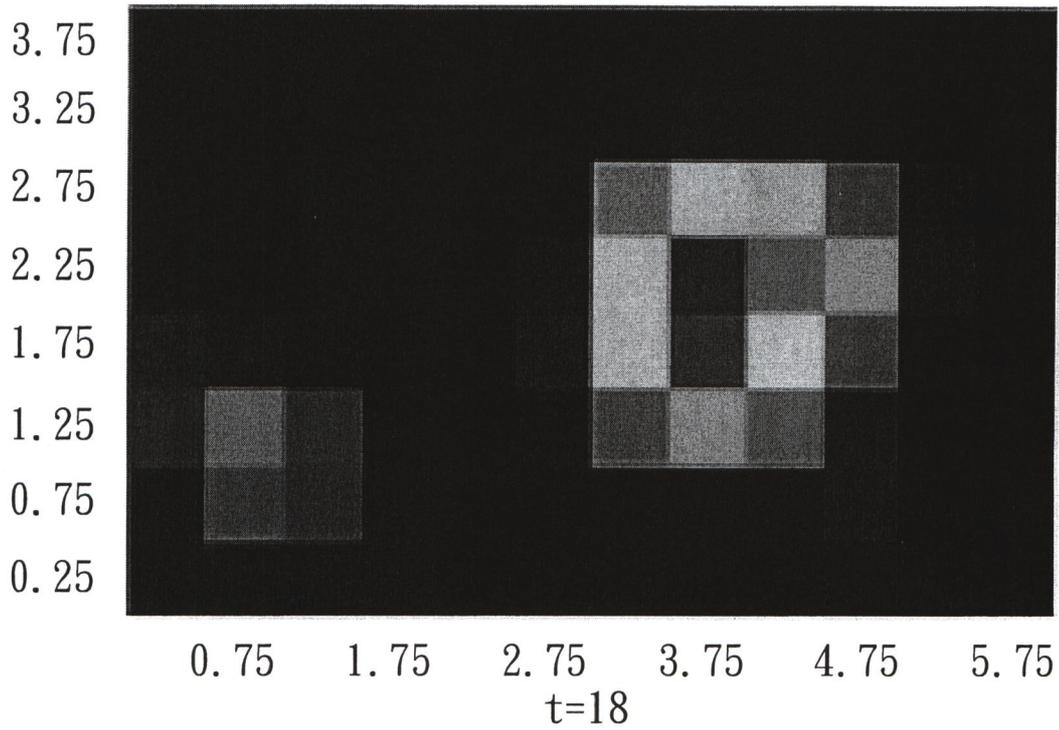


圖8(a)

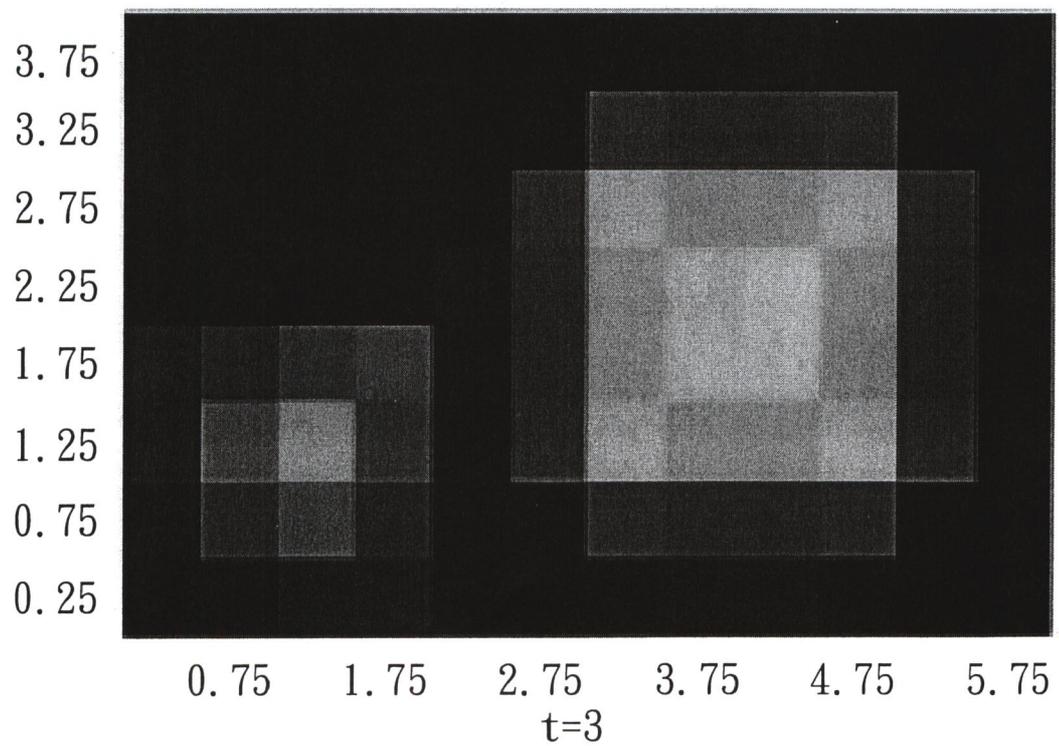


圖8(b)

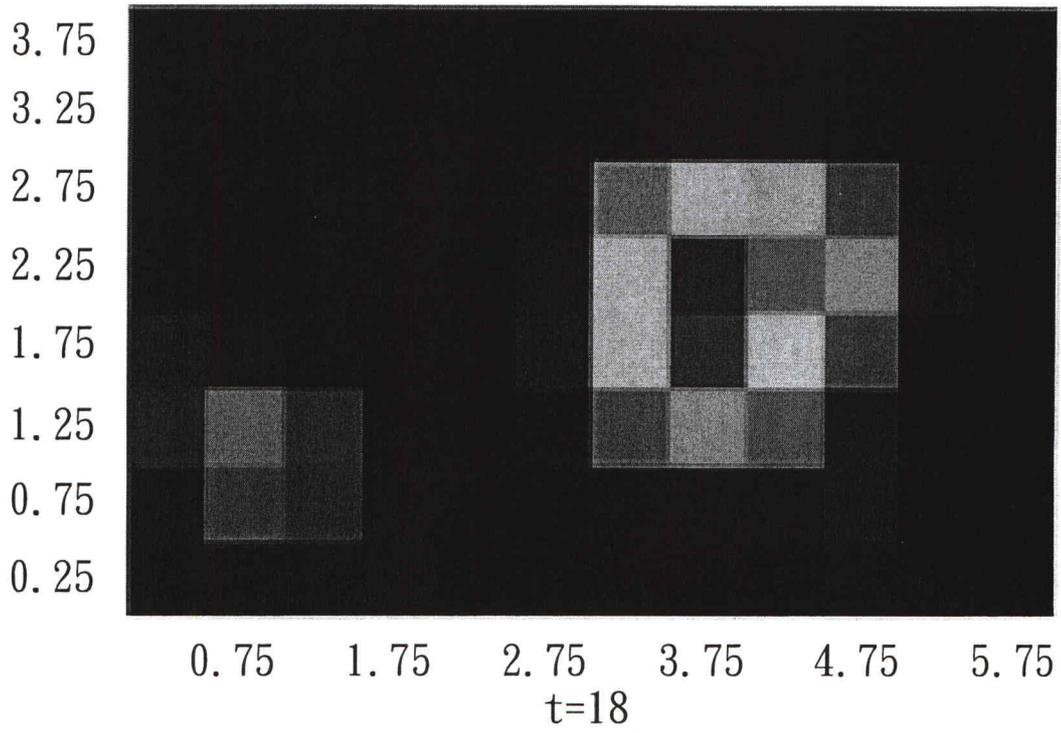


圖8(a)

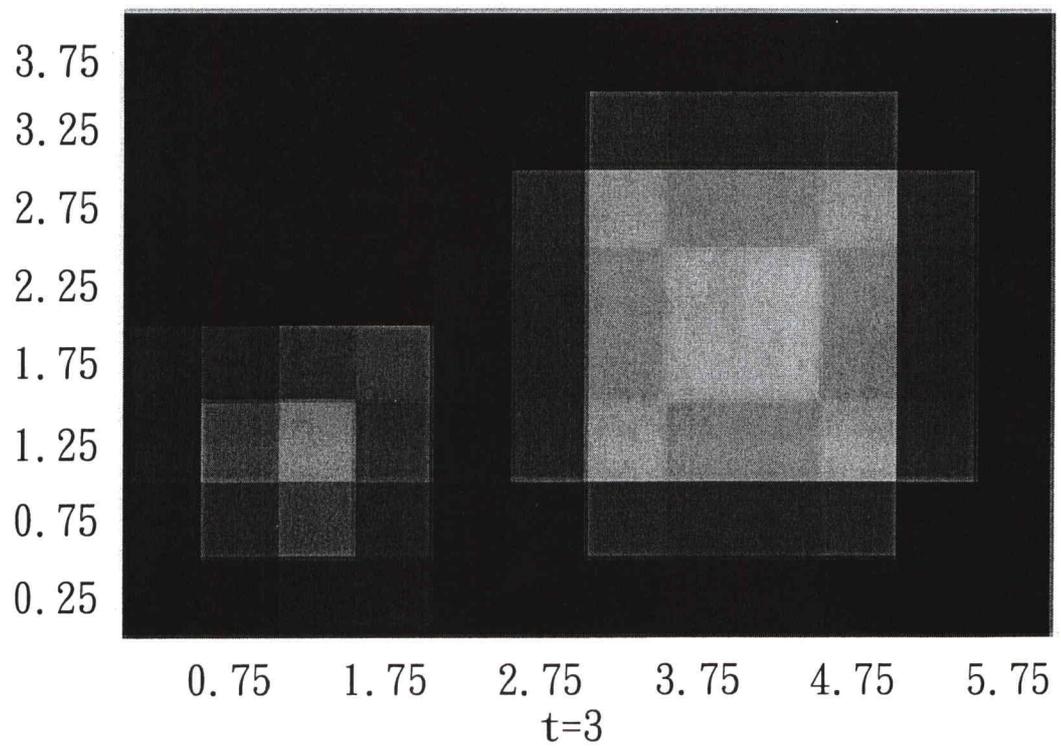


圖8(b)

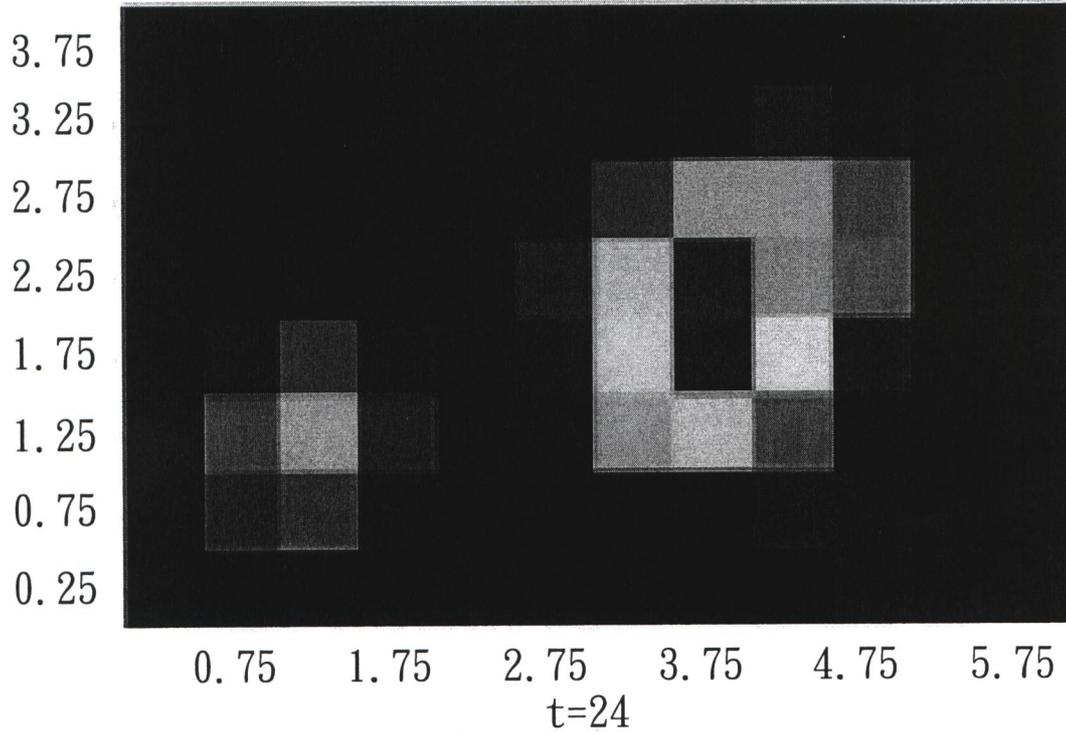


圖9(a)

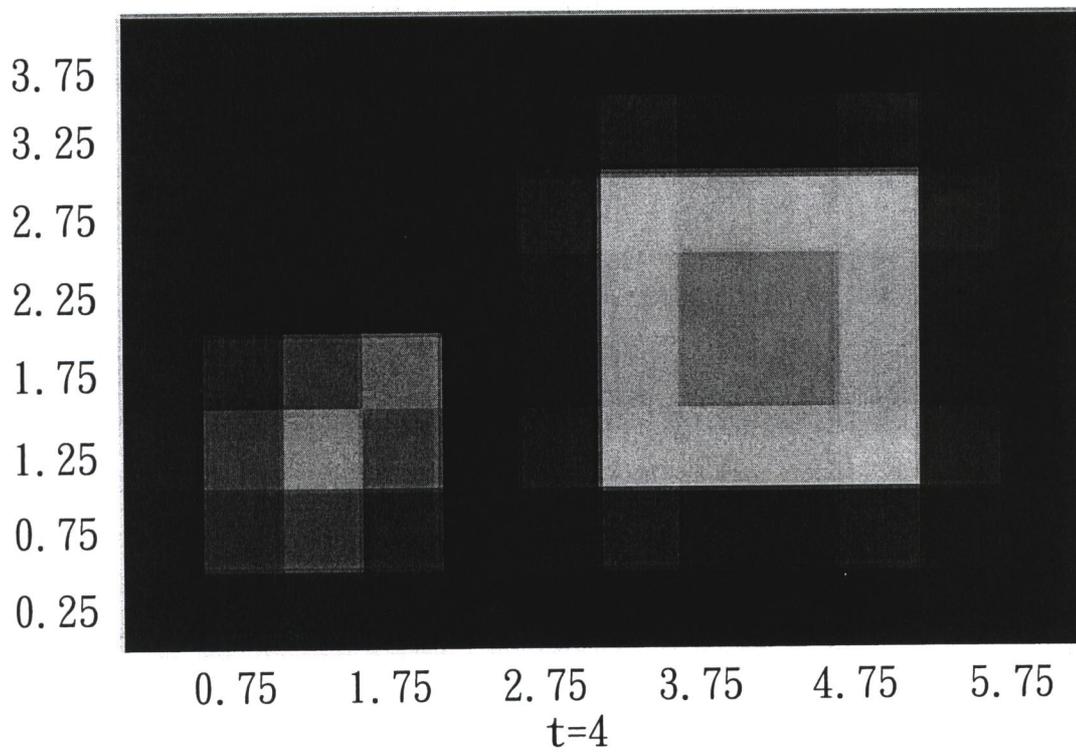


圖9(b)

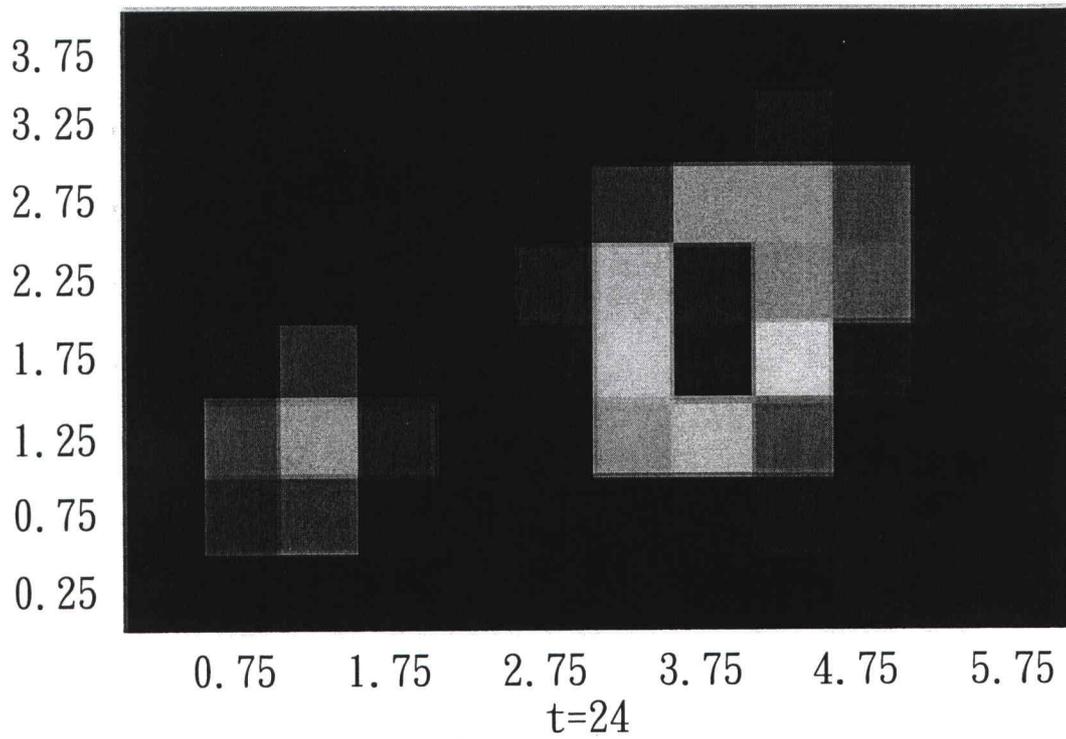


圖9(a)

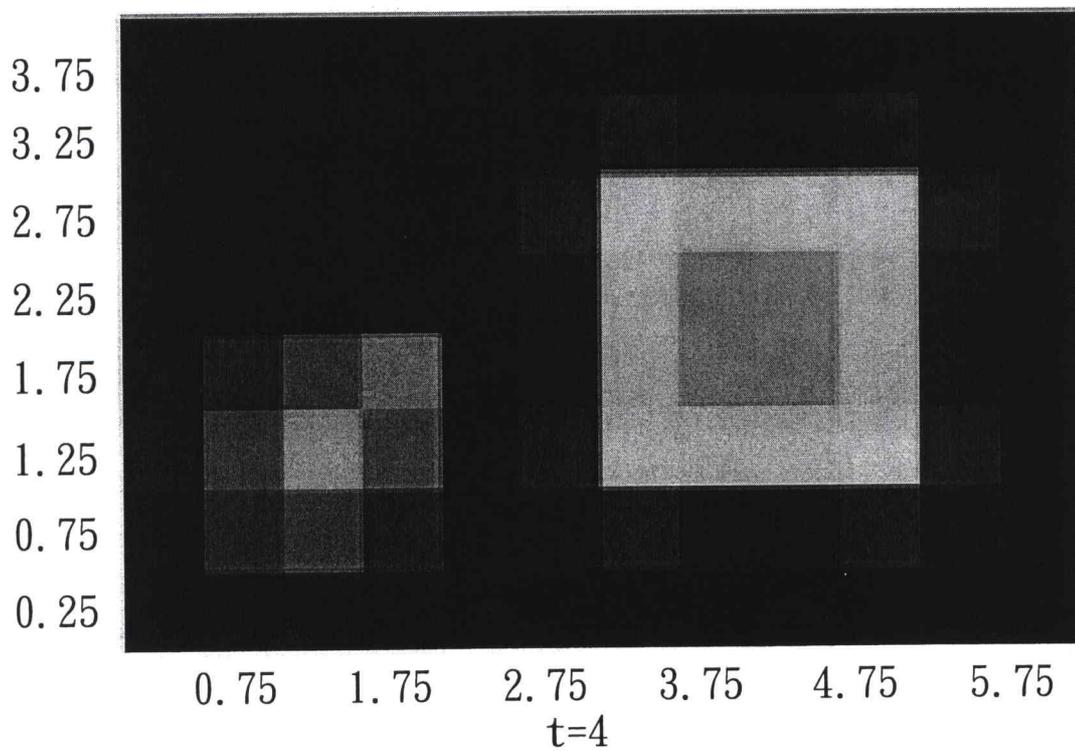


圖9(b)

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： 98133815

※ 申請日： 98-10-6 ※IPC 分類： G06K 17/16 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

擴散光學斷層掃描之影像重建方法、裝置及電腦程式產品

二、中文發明摘要：

一種擴散光學斷層掃描之影像重建方法，包含下述步驟：(a)利用一前算模型求得一權重矩陣；(b)利用奇異分解法得到該權重矩陣的逆矩陣；(c)利用待測物的一子區域取得的接收光線訊號計算一光線強度矩陣，並將光線強度矩陣與權重矩陣之逆矩陣相乘得到組織吸收係數矩陣；(d)運算構成一全區域的各子區域之組織吸收係數矩陣；及(e)整合各子區域的組織吸收係數矩陣並對應不同顏色以得到全區域的擴散光學斷層掃描影像。本發明之功效在於使用子區域用來縮小矩陣而可減少運算量，並使用奇異分解法用於逆求解運算，有利於硬體設計以及可攜式裝置的應用。

三、英文發明摘要：

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：圖 (4)。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

11 ……光源	50 ……訊號擷取裝置
12 ……接收器	51~54 ……取像單元
200 ……影像重建裝置	55 ……處理單元
4 ……運算單元	56 ……顯示裝置
401~404 · 第一~第四計算器	

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明是有關於一種影像重建方法及裝置，特別是指一種擴散光學斷層掃描(Diffuse Optical Tomography ;簡稱 DOT)之影像重建方法及裝置。

【先前技術】

擴散光學斷層掃描係利用為 700 - 900nm 的近紅外光波段之光源，利用光子進入不規則之高散射物質如人體組織，光子會受到吸收與散射的作用因而消失或減弱，而利用偵測光子性質的改變去求得體內組織的變化，如含氧血紅素與非含氧血紅素，藉由量測受測者由於血紅素影響而改變的吸收係數，使用不同方式的擴散光量測影像共區分為三類：連續波(Continuous Wave ; CW)、頻域及時域之影像系統。

其中，連續波影像系統如 A. Bozkurt 等之文獻("A portable near infrared spectroscopy system for bedside monitoring of newborn brain," BioMedical Engineering OnLine, vol. 4, pp. 29, 2005.)提及具有低成本、容易攜帶、低功耗及低運算亮等優點。

然而，為了重建連續波影像系統感測到的影像，必須在重建二維/三維影像之前，利用擴散方程式以模擬光子的路徑、建立不同深度、不同組織所形成之權重函數；此外，醫學影像技術大多講求準確與高解析度，然而若要取得高解析度的影像，目前習知技術的計算量會隨著解析度的提高而增加龐大的運算量，在影像重建逆求解的計算過程中會需要做

大矩陣之逆矩陣運算, 例如 D. Boas 等之文獻 ("Imaging the body with diffuse optical tomography," Signal Processing Magazine, IEEE, vol. 18, pp.57-75, 2001.) 或 M. Schweiger 之文獻 ("Computational aspects of diffuse optical tomography," Computing in Science & Engineering, vol. 5, pp. 33-41, 2003.) 所提出的線性逆運算求解 (solution of a linear inverse problem) 方案。

另外, 組織中的不同吸收 (absorption coefficients) 及散射係數 (scattering coefficients) 導致其難以實現高解析度及高精確度之影像, 這是擴散光學重建影像技術最顯著的困難; 如何在保持影像品質的同時, 實現一套能降低運算量及低成本的影像重建的硬體裝置, 也是亟待解決的課題。

【發明內容】

因此, 本發明之目的, 即在提供一種擴散光學斷層掃描之影像重建方法、裝置及電腦程式產品。

於是, 本發明擴散光學斷層掃描之影像重建方法係配合至少一取像單元並分次驅動該取像單元以近紅外光對一待測物發射/接收光線, 且該取像單元對應構成一全區域的各子區域取得一接收光線訊號。

該方法包含下述步驟: (a) 利用一前算模型求得一權重矩陣; (b) 利用奇異分解法得到該權重矩陣的逆矩陣; (c) 利用該子區域取得的接收光線訊號計算一光線強度矩陣, 並將該光線強度矩陣與該權重矩陣之逆矩陣相乘得到組織吸收係數矩陣; (d) 運算每一子區域之組織吸收係數矩陣; 及

(e)整合各子區域的組織吸收係數矩陣並對應不同顏色以得到全區域的擴散光學斷層掃描影像。

本發明擴散光學斷層掃描之影像重建裝置包括一主控協調各元件運作之處理單元、至少一受控分次以近紅外光對一待測物發射/接收光線且對應構成一全區域的各子區域取得一接收光線訊號之取像單元及一運算單元。

運算單元具有一利用一前算模型求得一權重矩陣之第一計算器、一利用奇異分解法得到該權重矩陣的逆矩陣之第二計算器、一利用該子區域取得的接收光線訊號計算一光線強度矩陣並將該光線強度矩陣與該權重矩陣之逆矩陣相乘得到組織吸收係數矩陣之第三計算器，及一運算每一子區域之組織吸收係數矩陣且整合各子區域的組織吸收係數矩陣並對應不同顏色以得到全區域的擴散光學斷層掃描影像之第四計算器。

本發明之功效在於：重建過程中使用子區域的重建模式用來縮小矩陣大小減少運算量，並使用奇異分解法用於影像重建的反向解之運算過程中，有利於硬體設計以及可攜式裝置的應用。

【實施方式】

有關本發明之前述及其他技術內容、特點與功效，在以下配合參考圖式之較佳實施例的詳細說明中，將可清楚的呈現。需事先說明的是，本發明擴散光學斷層掃描之影像重建方法及裝置在近紅外線斷層掃描 (Near Infrared Spectroscopy; 簡稱 NIRS) 成像系統中，亦可用於其他擴散

光源之斷層掃描成像系統，茲將本發明擴散光學斷層掃描之影像重建方法及裝置之原理及技術說明如下。

I. 理論

參閱圖 1，假設一光源 11 發射一近紅外光照射一待測物 3，待測物 3 為一預定區域的人體組織(如：腦部)時，且藉由一接收器 12 接收經過該人體組織反射後的光線。

參閱圖 2，由於人體組織是由不同吸收係數的組織細胞或血管等組成，欲得到該人體組織於預定區域下的一截面 2 構成的體素(Voxels)的吸收係數矩陣時，本較佳實施例的系統是採用多組光源 11 及接收器 12 構成的一取像陣列 100，且各個光源 11 周圍都圍繞有四個接收器 12，在此稱為一個取像單元，六個光源 11 就有六組取像單元，且本較佳實施例採用分時取像方式，亦即，逐一驅動取像陣列 100 的各組取像單元發射/接收光線。

假設一取像單元接收到的光線強度為光線強度矩陣 b ，不同位置的權重矩陣 A ，及該組織的吸收係數矩陣 X ，三者的關係式係表示為 $b=AX$ ，而光線強度矩陣 b 已知，及依據預定數學模型如：前算模型(Forward model)運算法可求出截面 2 不同位置的權重矩陣 A ，因此未知的截面 2 的組織吸收係數矩陣 $X=A^{-1}b$ ，

依據前述公式，由於接收到的光線強度為矩陣 b 為已知，且矩陣 A 是依據預定數學模型建立的不同位置的權重矩陣亦為已知，若解出虛擬反矩陣 A^{-1} ，即可得到該組織的吸收係數矩陣 X ，此種虛擬反運算(Pseudo inverse)處理即稱為

逆求解(Inverse solution)。

由於影像重建中逆求解是難解之問題，因此如何選擇逆求解方案是關鍵的，為了處理此問題以得到穩定及可信的解，本發明利用 Jacobi Singular Value Decomposition (以下簡稱 JSVD 演算法)以解決逆運算之問題，JSVD 演算法同時具有能夠平行運算及易於實現在超大型積體電路的優點。利用 JSVD 演算法得到權重矩陣 A 之逆求解矩陣 A^{-1} 後，加上光線強度矩陣 b 為已知，因此組織吸收係數矩陣 X 可以利用 $X = A^{-1}b$ 求得。

參閱圖 3，若將組織吸收係數矩陣 X 依據矩陣中各元素的數值(如 0.1~0.6)對應不同顏色(如 0-0.1 為藍色，0.5-0.6 為紅色等)之對照表 31，即可得到代表的截面 2 不同位置的吸收係數差異的一擴散光學斷層掃描影像 32；若某一區域的組織為均值介質，將對應呈現單一顏色，若該區域的細胞為非均質介質，將對應產生不同顏色的變化，便可推知該處可能有異常的狀況。

參閱圖 4，影像重建裝置 200 具有四組近紅外光之取像單元 51~54，各組取像單元 51~54 包括一光源 11 及四個接收器 12，並配合一運算單元 4、一訊號擷取(DAQ)裝置 50、一處理單元 55，以及一顯示裝置 56。

處理單元 55 用以控制訊號擷取裝置 50 逐一驅動取像陣列 100 的各組取像單元 51~54 對一待測物發射/接收光線，亦即採用分時取像方式，本發明的特點就在於利用子區域(Sub-Frame)的影像重建技術來實現降低運算量及低成本的

影像重建技術；然後，處理單元 55 利用取得的接收光線訊號計算一光線強度矩陣 b 並輸出給運算單元 4。

運算單元 4 可以是以程式軟體或製成硬體的方式實現其功能，程式軟體的形式是例如一種內儲用於擴散光學斷層掃描之影像重建方法之電腦程式產品，當電腦載入該電腦程式並執行後，可完成擴散光學斷層掃描之影像重建方法。

硬體的方式是分別以第一~第四計算器 401~404 分別實現其功能；首先，第一計算器 401 利用前算模型求得權重矩陣 $A_{m \times n}$ ；第二計算器 402 利用 JSVD 分解法得到 $A_{m \times n} = U_{m \times m} D_{m \times n} V_{n \times n}^T$ ，再利用 $U_{m \times m}^T A_{m \times n} V_{n \times n} = A_{n \times m}^{-1}$ ；接著，第三計算器 403 將光線強度矩陣 b 與 $A_{n \times m}^{-1}$ 相乘得到組織吸收係數矩陣 X ；第四計算器 404 整合各子區域的組織吸收係數矩陣 X 並對應不同顏色以得到全區域的擴散光學斷層掃描影像；最後，利用顯示裝置 56 顯示全區域的擴散光學斷層掃描影像。

前述的前算模型運算法及利用 JSVD 分解法之逆求解分別介紹如下。

II. 前算模型運算法

在求解權重矩陣 A 方面，依據前算模型可建立不同位置的權重矩陣 A ，假設系統包括 i 個光源及 j 個偵測器，多對光源-偵測器組合可表示為如公式 1，其中，符號 " Φ " 函數代表響應第 i 波源而透過第 j 偵測器所測量的光學密度，變數 " S " 和 " D " 分別是第 i 波源與第 j 偵測器的位置，符號 " $\Delta \mu$ " 函數是表示在第 n 體素的吸收係數變化的組織光學置換，參數 " M " 和 " N " 分別是測量次數與重建的體素值，且 a_{mn} 代表

從第 i 波源到目標區域內某點的機率，然後由偵測器偵測。

$$b = \begin{bmatrix} \Phi_{(scat,1)}(r_{s1}, r_{d1}) \\ \Phi_{(scat,2)}(r_{s2}, r_{d2}) \\ \vdots \\ \Phi_{(scat,m)}(r_{si}, r_{dj}) \end{bmatrix} = AX = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdots & a_{1n} \\ a_{21} & a_{22} & \cdots & a_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{m1} & \cdots & \cdots & a_{mn} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta\mu_a(r_1) \\ \Delta\mu_a(r_2) \\ \vdots \\ \Delta\mu_a(r_n) \end{bmatrix} \quad \text{公式 1}$$

其中，矩陣 A 的各元素 a_{mn} 是代表不同位置的權重函數如公式 2。

$$a_{mn} = \frac{\Phi_n(r_s, r_n) G_n(r_n, r_d) \nu l^3}{D\Phi_{(in,m)}(r_s, r_d)} \quad \text{公式 2}$$

本較佳實施例利用前算模型建立不同位置的權重矩陣 A ，採用的是光子擴散方程式的 Rytov 簡化近似值求解，如 T. J. Farrell 等提出之文獻("A diffusion theory model of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the noninvasive determination of tissue optical properties in vivo," Med. Phys., vol. 19, pp. 879, 1992)對 Rytov 簡化近似值求解得到權重矩陣 $A_{m \times n}$ 已有相關說明，在此不重複說明。

III. 逆求解

在逆求解方面，奇異分解(Singular Value Decomposition; 簡稱 SVD)法有許多技術用來作矩陣因子分析，奇異值分解的原理是矩陣 A 經由奇異值分解轉換可得到 $A = UWW^T$ ，經奇異值分解轉換後可得到已知的一個 M 乘 N 的行正交矩陣 U (column-orthogonal matrix)、一個 N 乘 N 的對角矩陣 W (diagonal matrix)，以及一個 N 乘 N 的正交轉移(transpose)

矩陣 V^T ; 矩陣 U 、 V^T 稱為特徵向量(eigen-vector), 而矩陣 W 則稱為特徵值(eigen-value), 因此, 權重矩陣 $A_{m \times n}$ 可表示為公式 3。

$$\begin{aligned} A_{m \times n} &= U_{m \times m} D_{m \times n} V_{n \times n}^T ; \\ A_{n \times m}^{-1} &= U_{m \times m}^T A_{m \times n} V_{n \times n} = D_{m \times n} \end{aligned} \quad \text{公式 3}$$

硬體方面, 本發明採用 JSVD 演算法作為影像重建的基礎演算法, 例如 W. Ma, M. Kaye 等之文獻 ("An FPGA-based singular value decomposition processor," in Electrical and Computer Engineering, Canadian Conference on, 2006, pp. 1047-1050) 提出利用 JSVD 演算法能平行運算且被選為以兩面旋轉法實現心臟收縮陣列電路 (Systolic array circuits with the two-sides rotation method) 的技術。

另外, 座標旋轉運算數位電腦 (COordinate Rotation Digital Computer; 以下簡稱 CORDIC) 是 1959 年由 Jack E. Volder 提出的一種交互演算法, 可利用向量旋轉計算三角函數, 且是在卡式平面 (Cartesian plane) 以角度 θ 旋轉向量的產生旋轉轉換, 類似的硬體設計概念如 J. Cavallaro 等之文獻 ("CORDIC Arithmetic for an SVD Processor" Journal of parallel and distributed computing, vol. 5, pp. 271-290, 1988.) 提出, 亦適用於本發明 JSVD 演算法求解。

參考 M. Rahmati 等之 ("FPGA Based Singular Value Decomposition for Image Processing Application") 文獻, 可得到公式 4~7。

將輸入矩陣 A_i 代入公式 4 可得到輸出矩陣 A_{i+1} , 且輸出

矩陣 A_{i+1} 可再當作輸入矩陣, 如公式 5, 如此可得到不同的矩陣 A_i 。

$$(J_i^l)^T A_i J_i^r = A_{i+1} \quad \text{公式 4}$$

$$D_i = A_i = (J_i^l)^T (J_{i-1}^l)^T \dots (J_0^l)^T A_0 J_0^r \dots J_{i-1}^r J_i^r \quad \text{公式 5}$$

公式 6 配合前述公式 3 界定之 $A_{n \times m}^{-1} = U_{m \times m}^T A_{m \times n} V_{n \times n} = D_{m \times n}$, 其

中的矩陣 $A_{m \times n}$ 兩邊的矩陣 $U_{m \times m}^T = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}^T$ 及矩陣

$V_{n \times n} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix}$, 矩陣 $A_{m \times n}$ 即是 $\begin{bmatrix} a_{pp} & a_{pq} \\ a_{qp} & a_{qq} \end{bmatrix}$, 如此即可得到

$$A_{n \times m}^{-1} = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 \\ 0 & \sigma_2 \end{bmatrix}。$$

$$\begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} a_{pp} & a_{pq} \\ a_{qp} & a_{qq} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 \\ 0 & \sigma_2 \end{bmatrix} \quad \text{公式 6}$$

公式 7 顯示的是 $V_{n \times n} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix}$ 擴展後的結果。

$$J(p, q, \theta) = \begin{bmatrix} 1 & \dots & 0 & \dots & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots & & \vdots & & \vdots \\ 0 & \dots & \cos \theta_{pp} & \dots & \sin \theta_{pq} & \dots & 0 \\ \vdots & & \vdots & \ddots & \vdots & & \vdots \\ 0 & \dots & -\sin \theta_{qp} & \dots & \cos \theta_{qq} & \dots & 0 \\ \vdots & & \vdots & & \vdots & & \vdots \\ 0 & \dots & 0 & \dots & 0 & \dots & 1 \end{bmatrix} \quad \text{公式 7}$$

III. 逆矩陣求解處理模組之硬體設計

參閱圖 5，逆矩陣求解處理模組 6 包括一記憶單元控制器 61、一運算控制器 62、二組 CORDIC 計算引擎 631、632、三組記憶單元 641~643 及一輸入/輸出介面 65，各組記憶單元 641~643 均是雙埠記憶體以配合 CORDIC 計算引擎 631、632 的平行計算處理。

輸入/輸出介面 65 是輸入權重矩陣 A 予記憶單元控制器 61 供其儲存，以及輸出最後的運算結果；記憶單元控制器 61 是可將權重矩陣 A 取出 $set(p,q)$ 予運算控制器 62；運算控制器 62 是配合接收 $set(p,q)$ 給 CORDIC 控制引擎 631、632 並控制其進行平行運算處理；記憶單元 641~643 是用於暫存輸入的權重矩陣 A ，及分別儲存 CORDIC 計算引擎 631、632 的平行計算處理後得到的分解矩陣 $U_{m \times m}^T$ 、 $V_{n \times n}$ 及 $D_{n \times n}$ 。

假設取得權重矩陣 A 為
$$\begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} \end{bmatrix}$$
 先取其中一組

$set(p,q) = set(2,3) = \begin{bmatrix} a_{22} & a_{23} \\ a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}$ 代入如表 1 的四階段演算法以求得

$\cos\theta_r$ 、 $\sin\theta_r$ 、 $\cos\theta_l$ 、 $\sin\theta_l$ ，並代入公式 6 而可解出 σ_1 、 σ_2 ，再

依據公式 4~5 反覆疊代直到收斂至趨近於 $\begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 \\ 0 & \sigma_2 \end{bmatrix}$ ，然後，

即可輸出對應的矩陣 $U_{m \times m}^T$ 、矩陣 $V_{n \times n}$ 及矩陣 $D_{n \times n}$ 。

表 1

階段		CORDIC 引擎 1	CORDIC 引擎 2
第一	輸入	$x = d - a; y = b + c; z = 0$ 向量模式	$x = d + a; y = b - c; z = 0$ 向量模式
	輸出	$z_n = \theta_{sum} = \tan^{-1}(d - a / b + c)$	$z_n = \theta_{diff} = \tan^{-1}(d + a / c - b)$
第二	輸入	$x = a; y = b; z = \theta_r = (\theta_{sum} + \theta_{diff}) / 2$ 旋轉模式	$x = c; y = d; z = \theta_r = (\theta_{sum} + \theta_{diff}) / 2$ 旋轉模式
	輸出	$A_1 = A \times R(\theta_r) = \begin{bmatrix} a_1 & b_1 \\ c_1 & d_1 \end{bmatrix}, R(\theta_r)$ 是旋轉矩陣	
第三	輸入	$x = a; y = b; z = \theta_r = (\theta_{sum} + \theta_{diff}) / 2$ 旋轉模式	$x = b_1; y = d_1; z = \theta_l = (\theta_{sum} - \theta_{diff}) / 2$ 旋轉模式
	輸出	$R^T(\theta_l) \times M_1 = \begin{bmatrix} \varphi_1 & 0 \\ 0 & \varphi_3 \end{bmatrix}, R(\theta_l)$ 是旋轉矩陣	
第四	輸入	$x = 1; y = 0; z = \theta_r$ 旋轉模式	$x = 1; y = 0; z = \theta_r$ 旋轉模式
	輸出	$x_n = \cos(\theta_r), y_n = \sin(\theta_r)$	$x_n = \cos(\theta_l), y_n = \sin(\theta_l)$

經過四階段演算法求出 $\cos\theta_r$ 、 $\sin\theta_r$ 、 $\cos\theta_l$ 、 $\sin\theta_l$ 之解後，

代入 $\cos\theta_r$ 、 $\sin\theta_r$ 、 $\cos\theta_l$ 、 $\sin\theta_l$ 之解於矩陣 $A_{m \times n}$ 兩邊的矩陣

$U_{m \times n}^T = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}^T$ 及矩陣 $V_{n \times n} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix}$ ，又矩陣 $A_{m \times n}$ 即是

$\begin{bmatrix} a_{pp} & a_{pq} \\ a_{qp} & a_{qq} \end{bmatrix}$ ，如此即可求解 $A_{n \times m}^{-1} = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 \\ 0 & \sigma_2 \end{bmatrix}$

運算控制器 62 的電路是使用 Verilog 硬體描述語言實現，雖說處理器目標並非速度，但處理速度須超過 200MHz，所有的細胞區域(Cell area)是 248180 且使用 UMC 90nm 製造程式庫。

CORDIC 控制引擎 631、632 進行平行運算的平行對角 SVD 演算法如下：

Begin

Parallel do : b+c, c-b, d-a, d+a

Parallel do begin

Find $\theta_{sum} = (\theta_r + \theta_l)$;

Find $\theta_{diff} = (\theta_r - \theta_l)$;

End

Parallel do separate θ_r, θ_l

Parallel find sine/cosine of θ_r, θ_l using CORDIC engine

End

結合電路區域是 102804 個及非結合區域是 145376 個，合成的結果是利用 Synopsys 的 ncverilog，JSVD 固定點(fix-point)可分解為 16x16 矩陣並採用 14 位元精確度的 CORDIC 引擎，亦提供了反覆執行次數(Iteration times)的限

制，處理一次的 4x16 矩陣只需花費 160 μ s。

V. 效能評估

本發明用來估測「全區域模式」(Frame mode)及「子區域模式」(Sub-Frame mode)的影像重建效能，主要採用截斷(Truncated)的 TSVD 演算法，截面 TSVD 演算法是保留如公式 8 的數量 t 的最大非零奇異值， t 也就是截去參數(truncated parameter)，可增加截去運算以簡化運算，因為對角元素的其他部分可被設為零，同時，並非所有奇異值都是重要的，也能簡化複雜的運算。

$$A_{m \times n} = U_{m \times m} \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_t & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} V_{n \times n}^T \quad \text{公式 8}$$

「全區域模式」下，例如矩陣 A^{Frame} 的尺寸為 72x96，包含異質介質及均質介質的 96 個像素資料，亦即組織吸收係數矩陣 X 需一次被解出，因此需要一個大的逆換算；「子區域模式」下，將全區域被分割為 6 個子區域，每個子區域為包含 4x4 個體素，因此矩陣 $A^{Sub-Frame}$ 的尺寸可被降低為 4x16，如此一來，六個較小逆換算被解出，而非一個大的逆換算，將可降低運算成本，兩種模式的模擬結果如後。

對於一包含 96 個體素的全區域為面積 4cmx6cm 的擴散光學斷層掃描影像，在「全區域模式」下，包含 96 像素之全區域一次全部計算處理以得到重建的擴散光學斷層掃描影像，在「子區域模式」下，將 96 像素區分為小區域處理以得到重建的擴散光學斷層掃描影像。

參閱附件的圖 6 至圖 9，說明具有一第一介質(左側)及一第二介質(右側)的(a)全區域/(b)子區域以不同截面參數 t 的測試結果，截面參數 t 在「全區域模式」是 6,12,18,24，在「子區域模式」則是 1,2,3,4，在某些情況，較大的截面參數 t 具有較高品質的影像，雖然如此，較高品質意味增加運算成本。

如公式 9，對第一介質及第二介質的重建後的準確度以均方差表示來評估重建效能。

$$\text{MSE} = \text{mean}_{i \in \Omega} \left(\left(\mu_a^{\text{true}}(i) - \mu_a^{\text{recon}}(i) \right)^2 \right) \quad \text{公式 9}$$

如表 2 及表 3，對第一介質的大多數情況，「子區域模式」的均方差大於區域模式的均方差，然而，可視的品質並未顯著改善，尤其是截面數設定為 4；另外，「全區域模式」的計算時間是比「子區域模式」多出 200 倍。

表 2

「全區域模式」 截面數	第一介質		第二介質	
	計算時間 (秒)	均方差 ($\times 10^{-4}$)	計算時間 (秒)	均方差 ($\times 10^{-4}$)
24	5.780064	86	6.326128	176
18	5.687689	80	5.507522	129
12	5.456757	66	5.318873	81
6	5.421226	178	5.372787	81

表 3

「全區域模式」 截面數	第一介質		第二介質	
	計算時間 (秒)	均方差 ($\times 10^{-4}$)	計算時間 (秒)	均方差 ($\times 10^{-4}$)
4	0.034519	99	0.034079	78
3	0.034326	149	0.040209	78
2	0.034536	202	0.033942	78
1	0.034241	252	0.040864	78

「全區域模式」的時間消耗的最大成本，是因為以反覆 JSVD 演算法解而需要較大的矩陣，可觀察到截面參數降低降低會導致較少的運算時間，以第二介質為例，「子區域模式」的均方差優於「全區域模式」，顯示「子區域模式」的影像品質較佳，且能大幅節省計算成本且亦維持合理的重建品質。

綜上所述，本發明之功效在於重建過程中使用子區域的重建模式用來縮小矩陣大小減少運算量，並使用奇異分解法用於影像重建的反向解之運算過程中，有利於硬體設計以及可攜式裝置的應用，故確實能達成本發明之目的。

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

【圖式簡單說明】

圖 1 是一示意圖, 說明以光源發射近紅外光照射待測物並藉由接收器接收經過該待測物反射後的光線;

圖 2 是一示意圖, 說明本較佳實施例欲得到預定區域下的一截面構成的吸收係數矩陣時, 是採用多組光源及接收器構成的取像陣列;

圖 3 是一示意圖, 說明對應不同顏色對照表得到代表不同位置的吸收係數差異的擴散光學斷層掃描影像;

圖 4 是一系統方塊圖, 說明本發明擴散光學斷層掃描之影像重建裝置之較佳實施例; 及

圖 5 是一電路方塊圖, 說明該較佳實施例之逆矩陣求解處理模組。

【主要元件符號說明】

11·····	光源	51~54·····	取像單元
12·····	接收器	55·····	處理單元
100·····	取像陣列	56·····	顯示裝置
2·····	截面	6·····	逆矩陣求解處理 模組
200·····	影像重建裝置	61·····	記憶單元控制器
3·····	待測物	62·····	運算控制器
31·····	顏色對照表	631、632	CORDIC 計算引 擎
32·····	擴散光學斷層掃 描影像	641~643	記憶單元
4·····	運算單元	65·····	輸入/輸出介面
401~404	第一~第四計算 器		
50·····	訊號擷取裝置		

七、申請專利範圍：

1. 一種擴散光學斷層掃描之影像重建方法，係配合至少一取像單元並分次驅動該取像單元以近紅外光對一待測物發射/接收光線，且該取像單元對應構成一全區域的各子區域取得一接收光線訊號，該方法包含下述步驟：
 - (a) 利用一前算模型求得一權重矩陣；
 - (b) 利用奇異分解法得到該權重矩陣的逆矩陣；
 - (c) 利用該子區域取得的接收光線訊號計算一光線強度矩陣，並將該光線強度矩陣與該權重矩陣之逆矩陣相乘得到組織吸收係數矩陣；
 - (d) 運算每一子區域之組織吸收係數矩陣；及
 - (e) 整合各子區域的組織吸收係數矩陣並對應不同顏色以得到全區域的擴散光學斷層掃描影像。
2. 依據申請專利範圍第 1 項所述之擴散光學斷層掃描之影像重建方法，其中，該權重矩陣之逆矩陣計算是使用 Jacobi 奇異分解法。
3. 一種內儲用於擴散光學斷層掃描之影像重建方法之電腦程式產品，當電腦載入該電腦程式並執行後，可完成請求項 1 或 2 所述之方法。
4. 一種擴散光學斷層掃描之影像重建裝置，包括：
 - 一處理單元，主控協調各元件運作；
 - 至少一取像單元，受控分次以近紅外光對一待測物發射/接收光線，且該取像單元對應構成一全區域的各子區域取得一接收光線訊號；及

一 運算單元，具有：

第一計算器，利用一前算模型求得一權重矩陣；

第二計算器，利用奇異分解法得到該權重矩陣的逆矩陣；

第三計算器，利用該子區域取得的接收光線訊號計算一光線強度矩陣，並將該光線強度矩陣與該權重矩陣之逆矩陣相乘得到組織吸收係數矩陣；及

第四計算器，運算每一子區域之組織吸收係數矩陣並整合各子區域的組織吸收係數矩陣並對應不同顏色以得到全區域的擴散光學斷層掃描影像。

5. 依據申請專利範圍第 4 項所述之擴散光學斷層掃描之影像重建裝置，其中，該第三計算器具有一逆矩陣求解處理模組，包括：

一輸入/輸出介面，供輸入一權重矩陣以及輸出一運算結果；

一記憶單元模組，儲存該權重矩陣以及該運算結果；

一記憶單元控制器，控制該記憶單元模組之運作，並將該權重矩陣予該運算控制器；

至少一座標旋轉運算數位電腦計算引擎，用以利用奇異分解法得到該權重矩陣的逆矩陣；及

一運算控制器，配合接收該權重矩陣給該座標旋轉運算數位電腦控制引擎並控制其進行奇異分解法之運算處理。

6. 依據申請專利範圍第 5 項所述之擴散光學斷層掃描之影像

重建裝置，其中，該座標旋轉運算數位電腦計算引擎具有多數個。

7. 依據申請專利範圍第 6 項所述之擴散光學斷層掃描之影像重建裝置，其中，該記憶單元模組具有多組記憶單元，以分別儲存該運算控制器利用該等座標旋轉運算數位電腦計算引擎以奇異分解法平行計算處理後得到的分解矩陣。
8. 依據申請專利範圍第 5 至 7 任一項所述之擴散光學斷層掃描之影像重建裝置，其中，該座標旋轉運算數位電腦計算引擎對於權重矩陣之逆矩陣計算是使用 Jacobi 奇異分解法。