

# 新型專利說明書

※申請案號：095201577

※IPC分類：

## 一、新型名稱：

構建成三維影像的裝置

Device for three-dimensional reconstructions of images

## 二、中文新型摘要：

## 三、英文新型摘要：

## 四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第一圖

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

10 . . . 影像造影器

11 . . . 二維影像傳送

20 . . . 主機

22 . . . 影像輸出

30 . . . 影像處理器

31 . . . 三維影像傳送

40 . . . 檢測軟體

50 . . . 顯示螢幕

60 . . . 構建成三維影像的裝置

## 五、新型說明：

### 【新型所屬之技術領域】

[0001] 本創作係有關一種由物體之二維影像以亮度灰階分析出其中特定部位建構三維影像的裝置。

### 【先前技術】

[0002] 在數位時代，醫學影像的重要性不應落後，影像數位化將成為一條必走之路，醫師只要在電腦前輸入病人之資料如病歷號碼，便可立即看到該病人所做的各種檢查影像，以做出診斷，利用影像數位化可減少病人等候時間，增進工作效率及大幅降低人力成本。在21世紀影像診斷發展目標即在於傳統X光攝影數位化、CT、US、MRI與PET等各種掃描技術的數位影像之多功能影像處理與速度之增進，以及醫學影像擷取傳輸系統之整合發展與應用。

[0003] 從影像診斷作業角度而言，醫學影像之診斷可解析成三個環節：(1)影像生成(Generation)；(2)影像認知(Perception)；(3)影像解讀及交流(Interpretation and Communication)。其中每一環節都會影響診斷質量。

[0004] 一般的醫學影像攝取的技術主要包含電腦斷層掃描(computed tomography, CT)、核磁共振造影(magnetic resonance imaging, MRI)、核子醫學影像(nuclear medicine, NM)及超音波影像(ultra-sound, US)。這些影像一般均為被攝影物體的某一橫斷面的影像，即二維(2 Dimensional, 2D)影像。

[0005] 而目前醫學影像攝取的技術在經過機器掃描後，事實上已可掌握大部分的病患資料，但是僅將二維的影像作為醫師診斷的依據，似乎不能完全符合醫師的需求，同時還可能導致一些前述盲點的產生，而增加一些不確定的因素。

[0006] 由於平面醫學影像尚未完全解決醫療上的問題，若能利用電腦，將一系列的電腦斷層掃描影像或核磁共振影像疊起來，經過一連串的電腦處理後，重建出原來三維的人體器官形態於電腦螢幕上，可使醫生直接觀察病人的立體器官，而不必再像以往只能憑想像猜測，

對醫療診斷、治療作業有深遠正面的影響。

[0007] 而目前現有之三維影像方法只能以單一畫面或單一顯示公式來呈現物體之外緣影像，或將二維之連續切割影像轉換為三維體積測定模式(3D-volumetric model)，以及增加時間因素分析而得之所謂四維動態影像(3D plus time)這些分析方式及其態樣固然增加了以二維影像分析為主之利用性，但在生成三維影像精密度及易判讀性仍然難以克服，進一步也限制了常規判讀自動化的效益。(K park et al., Volumetric heart model and analysis., Communications of the ACM Feb 2005/Vol. 48, No2. pps43-47)三維立體影像重建技術在實用上仍未臻完善，原因有以下數點：(1)取得高解析度(high resolution)二維掃描影像的限制；(2)掃描影像時移動受測物所造成之誤差及品質下降；(3)掃描磁場的不均勻性，造成同一組織中不同區域訊號強度誤差(見Aoki S., et. al Cerebral aneurysms: detection and delineation using 3-D-CT angiography. AJNR 13: 1115-1120, 1992)。

[0008] 因此依目前的醫學影像技術來看，藉由改進其三維影像的技術，以提供精確的原始資料(二維掃描影像)數據，使得借助於其他輔助運算法如電腦三維影像即時運算逐漸成為被接受的工具。如此一來以往醫學手段難以觸及的領域如分析活體腦型態或組織性質等，能擷取有效數據及選擇正確的演算函數，將能實際導入臨床之用。

#### 【發明內容】

[0009] 本創作的目的是希望醫師能在動手術打開病患體腔之前，醫師可利用個人電腦，透過滑鼠的移動及按鍵，即可對三維立體影像進行旋轉、放大、切割，或直接由不同之角度觀察病人體內器官的立體形態(亦即三維的器官形態)，除此還可以在個人電腦上進行各種不同的模擬手術。例如，在立體影像上將病人腦部切開，取出一部分放大仔細觀察，或再做進一步切割。若覺得切割取樣不好，則可再下刀重取。每一個動作均可連續操作，並立即看到結果，此系統同時也提供計算如腫瘤的體積大小、骨頭裂痕的長度等各種測量功能。這些都是在實際開刀過程中無法做到的，但卻可利用此系統事先進行手術模擬，提升醫師手術時的熟練度、正確度以及精準度。同時，藉由該裝置也可作為醫學院學生或臨床醫師教育訓練之用。如診斷更正確的病情，規劃適當的治療方法，將病患的部位完善處理，而不傷及鄰近的重要器官，並做好將來手術後之復健計畫等。

[0010] 目前市面上所使用的二維醫學影像技術，大致上有：核磁共振、正子斷層掃描、正子加電腦斷層掃描、超音波及電腦斷層掃描。本創作所使用的影像技術為具功能性的核磁共振，該核磁共振在腦外科手術前之評估扮演一定的角色，其他目前具有功能性影像的技術，如：正子電腦斷層攝影(PET)，因造價昂貴，只有一般大型醫學中心所能負擔，故此項檢查的普遍性並不高。相對地，具功能性的核磁共振的限制就少了許多，不但掃描時間短，也沒有游離輻射之安全顧慮而且又能得到高軟組織對比影像，這也為本創作使用核磁共振技術的原因所在。

[0011] 本創作之特色，在於以二維核磁共振影像，由其中亮度高低之不同灰階分離出各個不同結構，而達成區分不同組織部位，使實現分別標示出大腦皮質(灰質)、髓質(白質)、腦室、腦血管、出血、血管瘤、腦瘤、發炎、梗塞、壞死、空洞或小腦結構異常等之獨立三維立體影像。

[0012] 本創作係提供一種由人體器官之二維影像以灰階亮度分析出其中各組織，加以分別構建成三維影像的裝置(60)，包括(1)一影像造影器(10)，用以取得連續複數的人體器官二維影像，其中該三維影像的裝置(60)利用影像造影器(10)取得連續的複數的人體器官二維影像；及(2)一主機(20)，用以運算與重組各自不同組織之三維影像，完成影像分別成像之功用，其中，該主機(20)包括一影像處理器(30)；及一檢測軟體(40)，其中該影像處理器(30)，係用以決定影像之灰階亮度，以分析出三維影像之特定區域；其中該檢測軟體(40)係用以解析特定區域的影像在不同灰階亮度下分別作片斷切割，並重組成各自不同組織之三維影像，該三維影像的裝置(60)並將影像造影器(10)所取得的人體器官二維影像傳送(11)至主機(20)，並將所取得的二維影像藉由主機(20)上的影像處理器(30)決定影像之灰階亮度，藉此分析出三維影像之特定區域；及該主機(20)，將影像處理器(30)所分析出之特定區域之三維影像傳送(31)至檢測軟體(40)，用以依照將該影像之不同灰階亮度分別作片斷切割，以重組成各自不同組織之三維影像，而達到分別成像之功用。

[0013] 其中，本創作可另包括：一顯示螢幕(50)，用以顯示本創作所完成之成像圖案。其可將成像完成之影像輸出(22)在顯示螢幕(50)上。此外，在本創作之一較佳實施例中，影像中灰階亮度為2的九次冪至十一次冪之灰階層次。在一更佳實施例中，影像中灰階亮度係2的十次冪之灰階層次。

- [0014] 本創作中，決定影像之灰階亮度係測量組織所求得特定灰階層次區間。在一較佳實施例中，灰階亮度係根據測量正常或病理組織所求得。
- [0015] 在一實施例中，本創作所指之正常組織係腦部、心臟、腎臟、肺臟、骨骼、肌肉、脊髓、消化器官、泌尿器官、耳鼻喉器官、視覺系統或循環血管系統。在一較佳實施例中，本創作所指之腦部組織係皮質(灰質)、髓質(白質)、腦室、腦血管。在另一較佳實施例中，本創作所指之病理組織係腫瘤、出血、血管瘤、腦瘤、發炎、梗塞、壞死、空洞或鈣化等結構異常。
- [0016] 在本創作之實施例中，其中二維影像來源可來自電腦斷層、核磁共振(MRI)、正子電腦斷層攝影(PET)、超音波、病理切片或染色片。在另一較佳實施例中，本創作所指之該特定區域係組織輪廓或組織浸潤，可以分別成像。在另一最佳實施例中，本創作所指之組織輪廓或組織浸潤係選自腫瘤、脂肪、淋巴、結蒂組織、纖維、血凝塊(hemorrhage)、創傷(trauma)、骨折、中風(infarction of Stroke patient)、硬腦膜下血腫(subdural hematoma)、出血性腦中風(hemorrhagic stroke)、栓塞性腦中風(ischemic stroke)、動靜脈畸形之腦出血AVM hemorrhage、腦內動脈瘤(intracranial aneurysm)、腦瘤、腦膜瘤(meningioma)、惡性腦瘤及膿瘍。
- [0017] 其他可應用本創作之方法的其他診斷影像來源技術說明：電腦斷層(CT)在放射診斷學之領域中，最早數位化的就是CT，於1972年由G. N. Hounsfield所發展之技術，當時叫做computerized axial transverse scanning，是利用一個點射源與單一偵檢器，來偵測穿透病人之加馬射線總量，稱為投影量(projection)，在取得每一個角度與位置的投影量之後，即可利用電腦進行反投影而重組影像，以得到切面影像。整個CT的發展，便是如何以最少的時間而得到更好的影像為出發點。隨著電腦速度的增進，處理的運算也就越複雜，在目前螺旋式CT中所取得的資料就已經不再是一個橫斷面的資料，而是具有體積特性之資料，利用電腦進行重組可取得任意一個切面的影像。在影像的顯示方面也以透過三維空間重建(three-dimensional reconstruction)得到三維立體影像，亦可透過假彩色(pseudo-color)的處理，使得灰階影像變為彩色影像，增加色階解析度以方便診斷。透過以上之影像處理所得到的影像資訊已經大大地增加診斷之正確性。
- [0018] 現今所使用之超音波掃描儀皆為實時掃描儀(real-time scanner)。其探頭或換能器(transducer)內之晶片具有壓電效應，可為傳播器及接受器並將機械能(音波)與電能相互轉換。超音波探頭之晶片受電擊所發射出之音波在介質中行經，當音波經過兩個不同音波阻抗物質形成的介面時，部分音波即會反射回探頭。此反射波或回音經收訊晶片轉換成電子訊號，再經儀器數位化處理後形成影像。US在下一世紀臨床上之最新發展包括超音波顯影劑之使用、US三度空間立體成像、調波式(harmonic)影像、輕便型US掃描儀(類似手提式筆記型電腦)將發揮如同聽筒的作用。以提昇服務、檢查及診斷品質。
- [0019] 在CT、MRI與US數位影像發展中，提供解析度更高、掃描速度更快以及增加病人之舒適度，同時將影像由二維發展至三維，以更清楚了解組織或器官間相關位置。
- [0020] 單光子放射電腦斷層掃描術(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT)一基本原理與一般核子醫學掃描大致相同，不同處乃是針對特定組織或器官做360度、三度空間靜態的造影掃描，所得影像為包含立體及三個斷層切面的影像，且所提供的主要也是人體特定組織或器官功能性方面的資訊，而有時亦能提供類似人體中有關生理、生化和代謝活動及定量分析的訊息。
- [0021] 正子斷層造影(Positron Emission Tomography, PET)一是近幾年來核子醫學中一門發展相當快速且嶄新的影像診斷技術。其方法乃是將經由正子放射核種標化(Labeled)的核子醫學藥劑，以靜脈注射或吸入的途徑注入人體，等待一段特定的時間後，再使用正子斷層掃描儀予以測定，藉以了解該放射性追蹤劑在人體內的分佈狀況或新陳代謝是否異常。PET所使用的核子醫學藥劑多屬具有高度專一性的生命基質或其衍生物之標化物，可以針對特定組織或器官，以定量的方式測定其單位體積內的放射性濃度，藉以了解該特定組織或器官對特定藥劑的代謝情形，進而探討出疾病的致病機轉，因此，PET所能提供的是有關人體中特定組織或器官的生理、生化和代謝活動方面的資訊，以及解剖結構的相對位置。由於絕大多數人類疾病在發生初期，其生理、生化和代謝活動方面的變化皆在解剖結構變化之先，使PET能在疾病初期便精確地提供多方面定性與定量的資訊。PET是屬於三度空間的造影掃描，所得影像為包含立體及三個斷層切面的影像，其影像品質與解析度皆優於一般核子醫學掃描及SPECT。且除了核子醫學藥劑及儀器本身有些許的放射性外，整個檢查過程對病人本身並不會造成任何傷害，可以達到『早期診斷，早期治療』的功效。

[0022] 其基本原理係為係用含單數質子的原子核，例如人體內廣泛存在的氫原子核，其質子有自旋運動，帶正電，產生磁矩，有如一個小磁體。小磁體自旋軸的排列無一定規律。但如在均勻的強磁場中，則小磁體的自旋軸將按磁場磁力線的方向重新排列)。在這種狀態下，用特定頻率的射頻脈衝進行激發，作為小磁體的氫原子核吸收一定量的能而共振，即發生了磁共振現象。停止發射射頻脈衝，則被激發的氫原子核把所吸收的能逐步釋放出來，相位和能級都恢復到激發前的狀態。這一恢復過程稱為弛豫過程，而恢復到原來平衡狀態所需的時間則稱之為弛豫時間。有兩種弛豫時間，一種是自旋—晶格弛豫時間又稱縱向弛豫時間反映自旋核把吸收的能傳給周圍晶格所需要的時間，也是 $90^\circ$ 射頻脈衝質子由縱向磁化轉到橫向磁化之後再恢復到縱向磁化激發前狀態所需時間，稱T1。另一種是自旋—自旋弛豫時間，又稱橫向弛豫時間反映橫向磁化衰減、喪失的過程，也即是橫向磁化所維持的時間，稱T2。T2衰減是由共振質子之間相互磁化作用所引起，與T1不同，它引起相位的變化。

[0023] 人體不同器官的正常組織與病理組織的T1是相對固定的，而且它們之間有一定的差別，T2也是如此(表1-1a、b)。這種組織間弛豫時間上的差別，是核磁共振的成像基礎。

[0024] 核磁共振的成像方法也與電腦斷層相似。其中，核磁共振的影像雖然也以不同灰度顯示，但反映的是MR信號強度的不同或弛豫時間T1與T2的長短，而不像電腦斷層影像，灰度反映的是組織密度。

[0025] 而核磁共振的成像方法有如把檢查層面分成Nx, Ny, Nz一定數量的小體積，該體積稱之為體素，用接收器收集信息，數字化後輸入計算機處理，獲得每個體素的T1值(或T2值)，進行空間編碼。用轉換器將每個T值轉為模擬灰度，而重建圖像。核磁共振設備中的數據採集、處理和圖像顯示，除圖像重建由Fourier變換代替了反投影以外，與電腦斷層非常相似。

[0026] 表 1-1a 人體正常與病變組織的 T1 值 (ms)

肝	140~170	腦 膜 瘤	200~300
胰	180~200	肝 癌	300~450
腎	300~340	肝 血 管 瘤	340~370
膽 汁	250~300	胰 腺 癌	275~400
血 液	340~370	腎 癌	400~450
脂 肪	60~80	肺 膿 腫	400~500

肌 肉	120~140	膀 胱 癌	200~240
-----	---------	-------	---------

表 1-1b 正常顱腦的 T1 與 T2 值 (ms)

組 織	T1	T2
胛 胝 體	380	80
橋 腦	445	75
延 髓	475	100
小 腦	585	90
大 腦	600	100
腦 脊 液	1155	145
頭 皮	235	60
骨 髓	320	80

(<http://www.esaote.com.cn/yingyong7.htm>)

#### 【實施方式】

[0028] 本創作之具體實施例係為構建成三維影像的裝置(60)以核磁共振為所運用之二維影像如第1圖所示，其說明本創作之構建成三維影像的裝置(60)，其說明本創作之運作模式：構建成三維影像的裝置(60)利用影像造影器(10)取得連續的複數的人體器官二維影像，並將影像造影器(10)所取得的人體器官二維影像傳送(11)至主機(20)，接著再將所取得的二維影像藉由主機(20)上的影像處理器(30)決定影像之灰階亮度，藉此分析出三維影像之特定區域；主機(20)上之檢測軟體再利用影像處理器(30)所分析出之特定區域之三維影像傳送(31)至檢測軟體(40)，以依照將該影像之不同灰階亮度分別作片斷切割，以重組成各自不同組織之三維影像，而達到分別成像之功用。而成像完成之影像，可藉由影像輸出(22)將成像完成之影像顯示在顯示螢幕(50)上，以此顯示以分別重組成像之圖像。

[0029] 腦部MRI影像掃描參數(scanning parameters)病患位置：supiae線圈；頭部T1加權像：3D破壞性穩態梯度回聚回波(SPGR)解析TR=33毫秒回波時間(echo time)=3.0毫秒轉置角度(flip angle)=35度頻寬(bandwidth)=15.63 NEX(number of excitations):1 Matria:256\*192 Zip512視野(FOV):22公分影像切割厚度(slice thickness):1.5公厘掃描區域：全腦

#### 【圖式簡單說明】

[0039] 圖1說明本創作之實施方式；圖2說明本創作之三維立體影像重建處理前電腦輔助斷層掃描之連續二維影像；圖3說明本創作之大腦皮質二維電腦輔助斷層掃描影像的三維立體影像重建圖，上圖為異常病歷，下圖為該部分正常之對照組；圖4說明本創作之大腦髓質二維電腦輔助斷層掃描影像的三維立體影像重建圖，上圖為異常病歷，下圖為該部分正常之對照組；圖5說明本創作之腦室二維電腦輔助斷層掃描影像的三維立體影像重建圖，上圖為異常病歷，下圖為該部分正常之對照組。

#### 【主要元件符號說明】

[0030] 10 . . . 影像造影器

[0031] 11 . . . 二維影像傳送

[0032] 20 . . . 主機

[0033] 22 . . . 影像輸出

[0034] 30 . . . 影像處理器

[0035] 31 . . . 三維影像傳送

[0036] 40 . . . 檢測軟體

[0037] 50 . . . 顯示螢幕

[0038] 60 . . . 構建成三維影像的裝置

## 六、申請專利範圍：

1. 一種由人體器官之二維影像以灰階亮度分析出其中各組織，加以分別構建成三維影像的裝置，包括：(1)一影像造影器，用以取得連續複數的人體器官二維影像，其中該三維影像的裝置利用影像造影器取得連續的複數的人體器官二維影像；及(2)一主機，用以運算與重組各自不同組織之三維影像，完成影像分別成像之功用，其中，該主機包括一影像處理器；及一檢測軟體，其中該影像處理器，係用以決定影像之灰階亮度，以分析出三維影像之特定區域；其中該檢測軟體係用以解析特定區域的影像在不同灰階亮度下分別作片斷切割，並重組成各自不同組織之三維影像，其中該三維影像的裝置並將影像造影器所取得的人體器官二維影像傳送至主機，並將所取得的二維影像藉由主機上的影像處理器決定影像之灰階亮度，藉此分析出三維影像之特定區域；及該主機，將影像處理器所分析出之特定區域之三維影像傳送至檢測軟體，用以依照將該影像之不同灰階亮度分別作片斷切割，以重組成各自不同組織之三維影像，而達到分別成像之功用。
2. 根據申請專利範圍第1項之三維影像的裝置，其中該灰階亮度為介於2的九次冪至十一次冪之灰階層次。
3. 根據申請專利範圍第2項之三維影像的裝置，其中該灰階亮度係2的十次冪之灰階層次。
4. 根據申請專利範圍第4項之三維影像的裝置，其中該決定影像之灰階亮度係測量組織所求得特定灰階層次區間。
5. 根據申請專利範圍第1項之三維影像的裝置，其中該組織係正常或病理組織。
6. 根據申請專利範圍第5項之三維影像的裝置，其中正常組織係腦部、心臟、腎臟、肺臟、骨骼、肌肉、脊髓、消化器官、泌尿器官、耳鼻喉器官、視覺系統或循環血管系統。
7. 根據申請專利範圍第6項之三維影像的裝置，其中該腦部組織係皮質(灰質)、髓質(白質)、腦室、腦血管。
8. 根據申請專利範圍第5項之三維影像的裝置，其中病理組織係腫瘤、出血、血管瘤、腦瘤、發炎、梗塞、壞死、空洞或鈣化等結構異常。
9. 根據申請專利範圍第1項之三維影像的裝置，其中該影像係來自電腦斷層、核磁共振(MRI)、正子電腦斷層攝影(PET)、超音波、病理切片或染色片。
10. 根據申請專利範圍第1項之三維影像的裝置，其中該特定區域是組織輪廓或組織浸潤，可以分別成像。
11. 根據申請專利範圍第10項之三維影像的裝置，其中組織輪廓或組織浸潤係選自腫瘤、脂肪、淋巴、結蒂組織、纖維、血凝塊、創傷、骨折、中風、硬腦膜下血腫、出血性腦中風、栓塞性腦中風、動靜脈畸形之腦出血、腦內動脈瘤、腦瘤、腦膜瘤、惡性腦瘤及膿瘍。
12. 根據申請專利範圍第1項之三維影像的裝置，另包括：一顯示螢幕，用以顯示申請專利範圍第1項所完成之成像圖案。

## 七、圖式：

圖 1

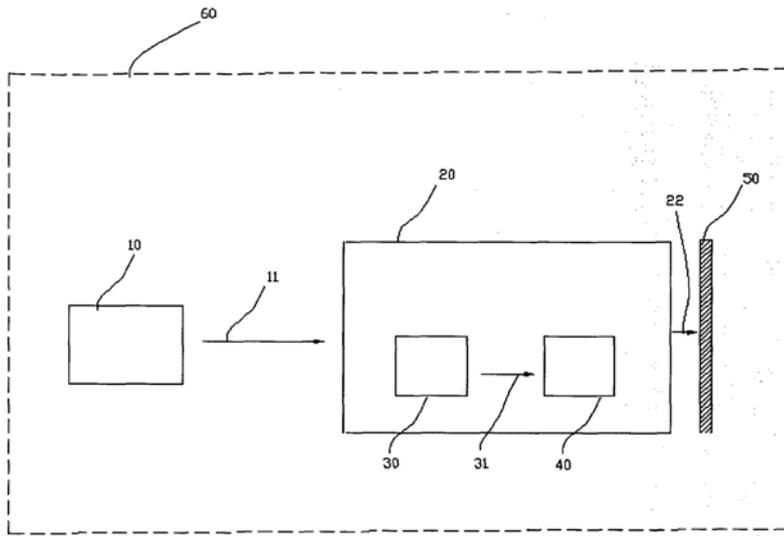


圖 1

圖 2

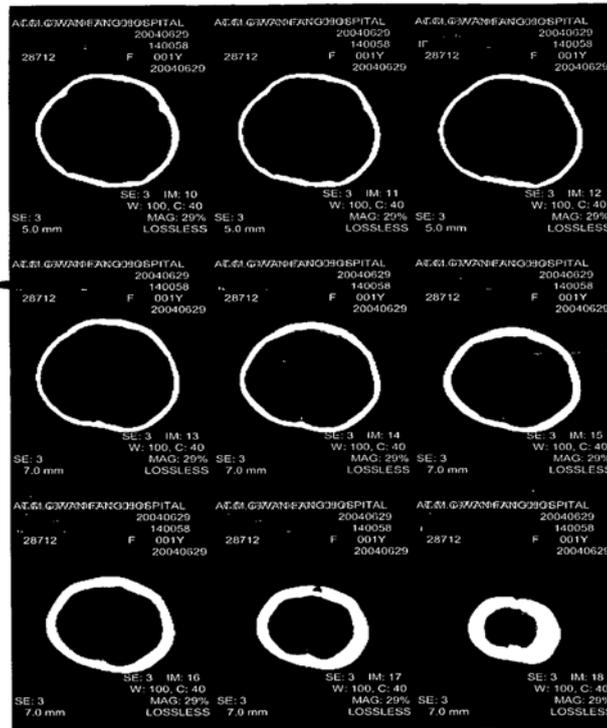


圖 2

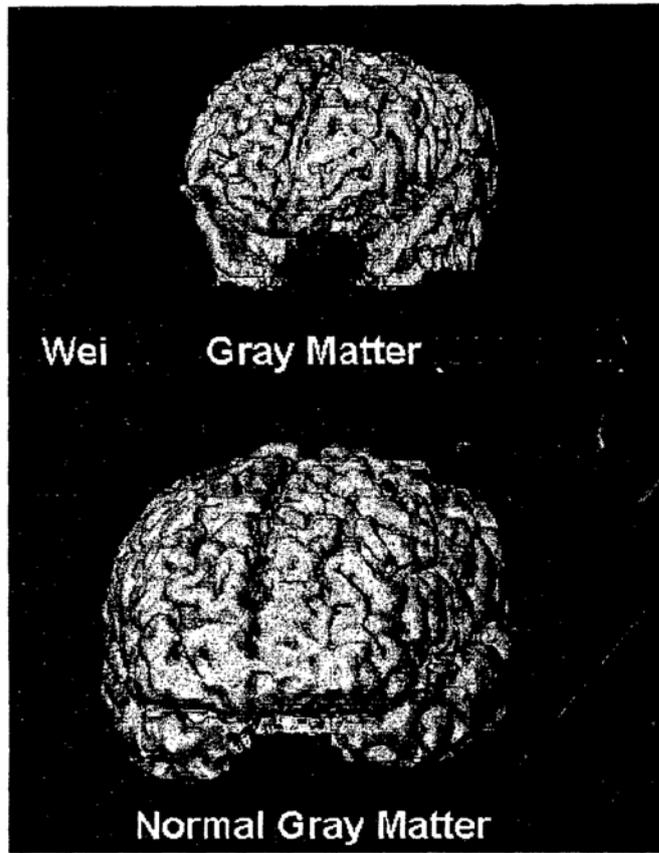


圖3

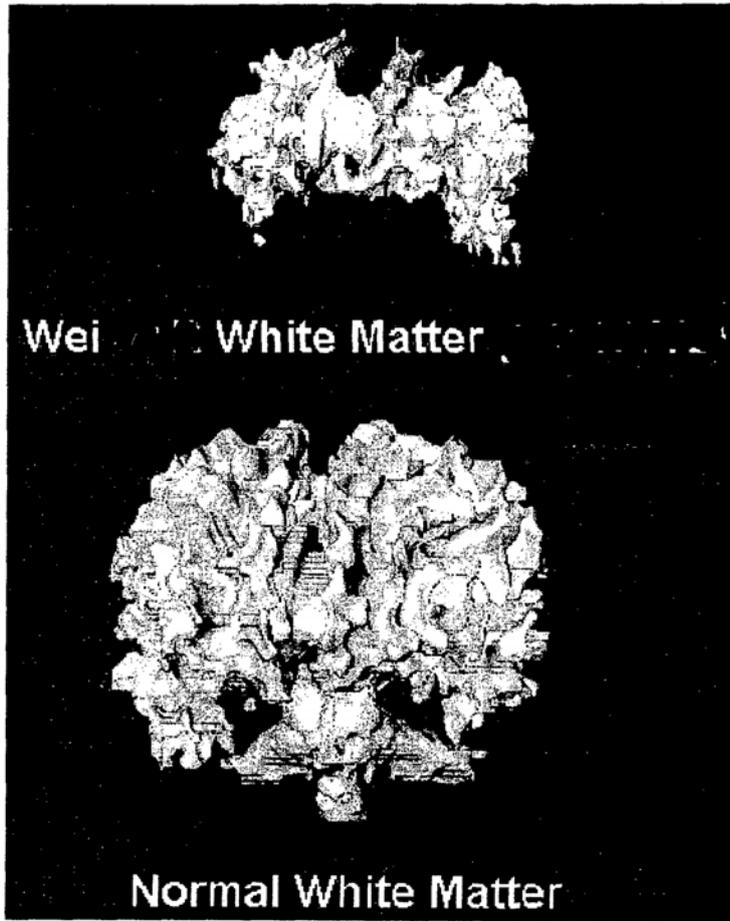


圖4

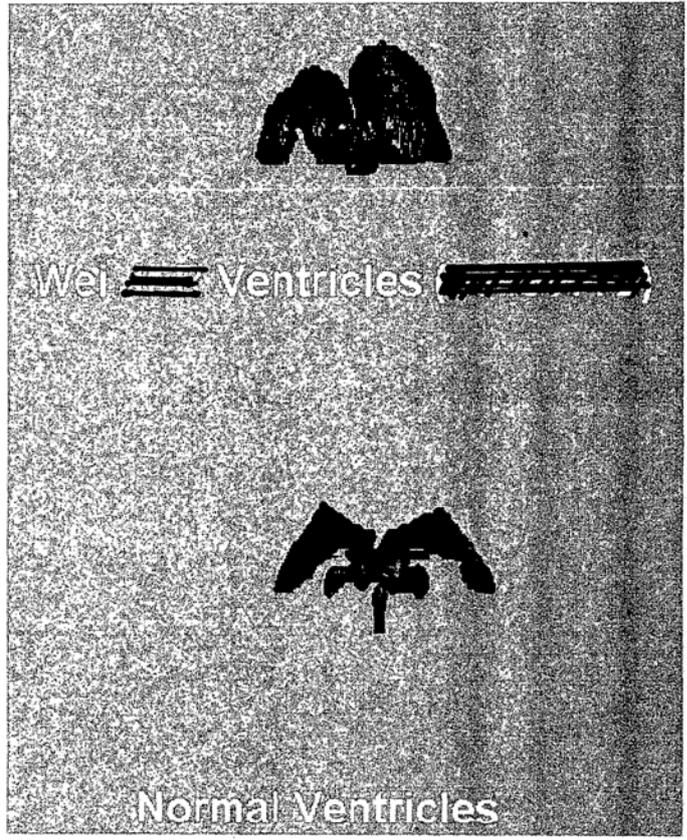


圖5