

國立交通大學

生醫工程研究所

碩 士 論 文

斷層掃描重建 Artifacts 產生之模擬系統實作

Implementation of the Simulation System for Artifacts
Produced While Tomographic Reconstruction

研 究 生：林政宇

指導教授：荊宇泰 教授

中 華 民 國 九 十 九 年 十 二 月

斷層掃描重建 Artifacts 產生之模擬系統實作
Implementation of the Simulation System for Artifacts Produced While
Tomographic Reconstruction

研究生：林政宇

Student：Cheng-Yu Lin

指導教授：荊宇泰

Advisor：Yu-Tai Ching

國立交通大學
生醫工程研究所
碩士論文



Submitted to Institute of Biomedical Engineering

College of Computer Science

National Chiao Tung University

in partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of

Master

in

Computer Science

June 2010

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國九十九年十二月

斷層掃描重建 Artifacts 產生之模擬系統實作

學生：林政宇

指導教授：荊宇泰 博士

國立交通大學生醫工程研究所

摘 要



電腦斷層掃描技術應用在生活中許多領域，而電腦斷層掃描器的發明是將其實作出來。依照不同類型物體作掃描，發展出不同的掃描器。在電腦斷層影像的重建技術中，影響重建結果的品質有許多原因，所以要如何提升影像品質是重要的。

本論文主要實作一個電腦斷層掃描器系統，並加入一些可控制因素，這些因素現實上會造成重建影像的 artifact。本系統除了模擬產生的 artifact 外，能提供方便驗證解的途徑，來驗證能減少重建後 artifact 產生的方法是否成功，而不需要實際操作掃描器去驗證。我們使用直接立體渲染法中，texture-based 立體渲染法來實作我們的系統，並運用三維空間的座標轉換實作各個控制因素，達到擬真的掃描系統。

Implementation of the Simulation System for Artifacts Produced While Tomographic Reconstruction

Student: Cheng-Yu Lin

Advisor: Yu-Tai Ching

Institute of Biomedical Engineering
National Chiao Tung University

ABSTRACT

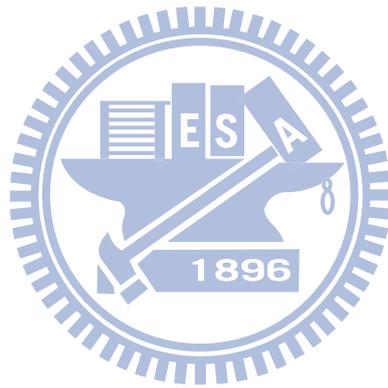
Computerized Tomography (CT) be applied in many fields, and it is implemented by the invention of computerized tomography scanner. According to different types of scanning objects, we developed different kinds of scanners. There are several facts that affect the quality of the results of reconstruction in the scope of CT image reconstruction method, and the image enhancement is important.

In this thesis, we bulid a CT scanner system with some configurable factors for the artifact construction, which would occur in reality. The system in this thesis not only simulates the artifact by some configurable factors, but also provides a solution for other verification methods to verify the quilty of the results of CT reconstruction without the requirement of the real CT scanner.

This study implement texture-based volume rendering technique to build the system, due to texture-based method is well-known in the scope of direct volume rendering. In addition, the study utilized three dimension geometry transformations to implement the configurable factors. These techniques make the system to be realism.

致謝

感謝指導教授荊宇泰博士在這兩年細心的指導，讓我自由的選擇有興趣的研究領域，讓我學習到研究應有的態度與知識，並協助我完成碩士論文。感謝昌杰學長教導我許多程式的觀念，讓我對於論文題目從不甚了解，到現在能夠寫出像樣的成果，並學到許多寶貴的知識與技術。感謝秉璋與宗澤學長，在我向他們提問題時能適時給我指點，幫我解決困難。感謝 MIP 的全體夥伴們與 VBM 一些夥伴，讓我在這兩年的生活時常充滿歡樂，讓我的研究生活並不孤單，謝謝大家。感謝雅雯這段日子一直替我打氣加油，讓我有前進的動力。最後感謝我的父母與家人，在這兩年的日子默默的支持與包容我，並且給我鼓勵，讓我能專心的完成我的碩士論文。



目錄

第一章 序論	1
第二章 相關背景與理論基礎	3
2.1 前言	3
2.2 影像重建理論基礎	3
2.3 重建演算法	4
2.4 CT 掃描器的演進	6
2.5 三維顯示技術	10
2.6 著色器	14
第三章 實作方法	15
3.1 鏡頭與物體的相對關係	15
3.2 視點位置計算	16
3.3 3D texture-based volume rendering	21
3.4 2D texture mapping	24
第四章 實作與成果	25
4.1 系統介紹	25
4.2 CT 影像重建的流程圖	26
4.3 實驗成果	28
第五章 結論與未來展望	59
參考文獻	60

圖表目錄

圖 2-1 : sinogram.....	4
圖 2-2 : 重建後的切面.....	4
圖 2-3 : 以數學描述電腦斷層掃描.....	5
圖 2-4 : 第一代 CT 掃描器運作.....	6
圖 2-5 : 第二代 CT 掃描器運作.....	7
圖 2-6 : 第三代 CT 掃描器運作.....	8
圖 2-7 : 第四代 CT 掃描器運作.....	8
圖 2-8 : 穿透式 X 光顯微鏡圖示架構.....	9
圖 2-9 : 2D texture mapping.....	11
圖 2-10 : 相同立體資料，使用不同切面方向儲存.....	12
圖 2-11 : XY 方向 slices 的立體資料，某些視點位置無法顯示正確的結果.....	12
圖 2-12 : Viewport-aligned，兩 slices 與視點方向垂直.....	13
圖 3-1 : 鏡頭與物體相對關係.....	15
圖 3-2 : 觀測物與轉軸無偏移.....	18
圖 3-3 : 觀測物偏移，轉軸無偏移.....	19
圖 3-4 : 觀測物中心偏移，旋轉軸偏移.....	20
圖 3-5 : 觀測物、轉軸無偏移，觀測物震動.....	21
圖 3-6 : texture-based volume rendering 流程.....	22
圖 4-1 : 本系統的使用者介面.....	26
圖 4-2 : 影像重建流程圖.....	27
圖 4-3 : 觀測物與轉軸無偏移，觀測物無震動的投影資料.....	28
圖 4-4 : 觀測物與轉軸無偏移，觀測物無震動時，所得到的投影資料使用濾波反 投影演算法重建.....	30
圖 4-5 : 觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物無震動的投影資料.....	31

圖 4-6：觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物無震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建.....	32
圖 4-7：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物無震動的投影資料.....	33
圖 4-8：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物無震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建.....	35
圖 4-9：觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物震動的投影資料.....	36
圖 4-10：觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建.....	37
圖 4-11：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物震動的投影資料.....	38
圖 4-12：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建.....	40
圖 4-13：觀測物、轉軸無偏移，觀測物震動的投影資料.....	41
圖 4-14：觀測物、轉軸無偏移，觀測物震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建.....	42
圖 4-15：觀測物與轉軸無偏移，觀測物無震動的投影資料.....	44
圖 4-16：觀測物與轉軸無偏移，觀測物無震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建.....	45
圖 4-17：觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物無震動的投影資料.....	46
圖 4-18：觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物無震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建.....	48
圖 4-19：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物無震動的投影資料.....	49
圖 4-20：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物無震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建.....	50
圖 4-21：觀測物偏移轉軸無偏移，觀測物震動的投影資料.....	51
圖 4-22：觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物震動時，所得到的投影資料使用濾波	

反投影演算法重建.....	53
圖 4-23：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物震動的投影資料.....	54
圖 4-24：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物震動時，所得到的投影資料使用 濾波反投影演算法重建.....	55
圖 4-25：觀測物、轉軸無偏移，觀測物震動的投影資料.....	56
圖 4-26：觀測物、轉軸無偏移，觀測物震動時，所得到的投影資料使用濾波反投 影演算法重建.....	58



第一章 序論

電腦斷層掃描(Computed tomography 或 Computerized tomography, 簡稱 CT) 技術自發明以來經過許多的改良與演進, 其主要應用在於醫學上提供非入侵方式透視人體內部器官或組織的型態; 在其他非破壞性的檢測也是仰賴此技術, 例如機場的行李檢測。目前 CT 主要使用的影像重建演算法相當多, 其中濾波反投影法(Filter Back Projection)[1]它的優點為能花費較短的時間重建影像。

電腦斷層掃描器的發明將 CT 技術實作於現實生活上, 其中也歷經許多代的改良才逐漸的被使用, 但各領域中依觀測物的不同所衍生的 CT 掃描器也不盡相同。在醫學診斷上觀測物是以人為主體類型; 近年來因為技術的發展, 使得觀測物不再以人體這類大型種類為主, 取而代之的是以動物的組織或是細微的物體。國家同步輻射研究中心擁有對微小物斷層掃描技術並達到奈米等級, 與傳統 CT 掃描器最大的不同點在於掃描時, 旋轉的觀測物而 X 光射線與偵測器皆不動。無論哪一類型的掃描器, 重建的結果越少 artifact 越能得知觀測物的內部細節。Artifact 的產生有很多因素, 以國家同步輻射研究中心使用的掃描器來說, 其因素: 乘載觀測物平台的旋轉軸取得過程非全自動化, 故有所偏差; 此外因為乘載平台旋轉造成觀測物些微的震動, 因為觀測物可達奈米等級, 故這些震動在攝影後是相當明顯, 進而產生 artifact。這些都是該研究中心所面臨的問題。若能提出有效的方法解決這些問題, 使得 artifact 減少, 重建結果的品質必能提升。

CT 此三維醫學攝影技術可將物體的三維資料轉換成一張一張的影像, 即產生一組序列影像建構出物體的三維資訊。三維影像能提供的資訊非常多, 因此如何讓三維影像的顯示能更迅速且增加影像品質是重要的議題。常見的顯示技術為立體渲染法(Volume rendering)[2]。目前立體渲染法的技術有很多種, 其中的

texture-based 立體渲染法是很常見的方法，其優點為圖形處理器技術(GPGPU)支援可加速運算能達成快速顯示影像。本篇論文主要為利用 texture-based 原理的立體渲染法來模擬國家同步輻射研究中心的 CT 掃描器，並加入可能產生 artifact 的因素：觀測物的偏移、乘載平台轉軸的偏移、因轉動而造成觀測物震動。產生的 CT 影像再藉由濾波反投影演算法快速產生重建影像。除了模擬 artifact 的產生外，最終希望能透過此系統來驗證能針對上述產生 artifact 原因的方法，而不需要實際去使用國家同步輻射研究中心的掃描器作驗證，提供方便且擬真的系統。

本篇論文內容分為五章，分別簡述如下：

第一章為序論介紹本篇論文的動機與介紹相關研究發展。

第二章介紹研究相關背景及理論基礎的文獻回顧。

第三章介紹實作方式。

第四章為實作細節與結果討論。

最後第五章為結論以及未來展望。



第二章 相關背景與理論基礎

2.1 前言

CT 是根據物體或是生物體的投影來重建特定切面的影像。它是利用 X 射線當作光源，對觀測物從不同的角度進行照射，因為 X 射線對不同觀測物的內部組織的衰減而不同，而另一側的偵測器因為衰減特性，接收到不同的衰減訊號。將這些接收的訊號透過數學運算後便重建出該物體切面影像。

2.2 影像重建理論基礎

CT 掃描器中的偵測器接收到的訊號稱為投影資料(Projection data)，將這些不同角度的投影資料可重建出觀測物的切面圖。影像重建的問題主要是如何利用投影資料來計算出觀測物的切面上各點的線性衰減係數。以 X 射線對觀測物進行投影時，另一側的偵測器所得的衰減量，就是相對應的 X 射線穿透觀測物所經過的衰減係數總和，即 X 射線經過觀測物路徑的線性積分。

在實作當中，投影資料會轉換成 sinogram 表示，sinogram 的編排方式是按照投影角度和投影資料對應的方式排成一張影像。即垂直方向為投影角度；水平方向為該投影角度下的投影資料。故影像重建是藉由 sinogram 重建該觀測物的切面影像。如圖 2-1 接收到的 sinogram，圖 2-2 為圖 2-1 重建後的切面圖

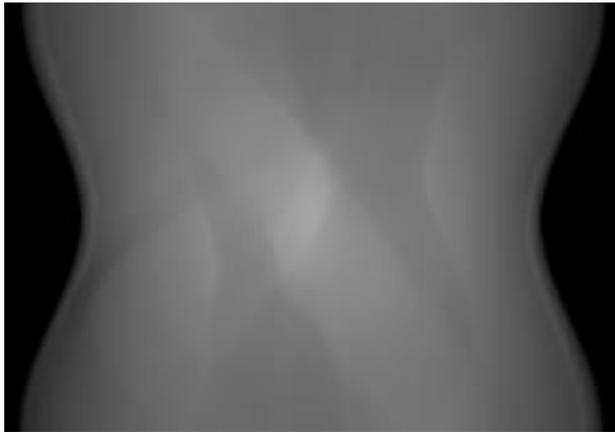


圖 2-1：sinogram

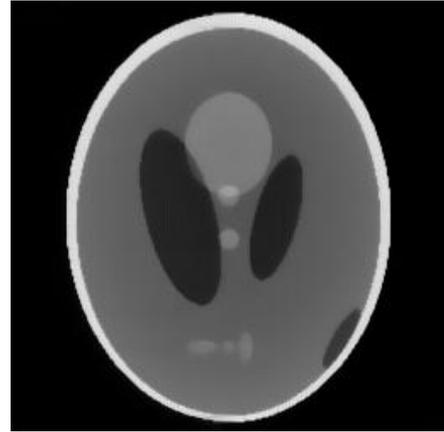


圖 2-2：重建後的切面

2-3 重建演算法

濾波反投影理論基礎包含 Radon Transform、Fourier Slice Theorem。如圖 2-3，將直角座標 $\{(x,y)\}$ 以極座標 $\{(t, \theta)\}$ 表示：

$$t = x \cos \theta + y \sin \theta \quad (2.1)$$

$$s = -x \sin \theta + y \cos \theta$$

以線性積分 $p(t, \theta)$ 代表 θ 角距離原點 t 對應的 X 射線，則對觀測物投影的總合：

$$p(t, \theta) = \int_{(t,\theta)} f(x, y) ds \quad (2.2)$$

將公式(2.2)加上脈衝函數：

$$p(t, \theta) = \iint f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy \quad (2.3)$$

公式(2.3)是觀測物的 Radon Transform function，收集所有同一角度 θ 的 $p(t, \theta)$ 值即為 θ 角度的投影資料。

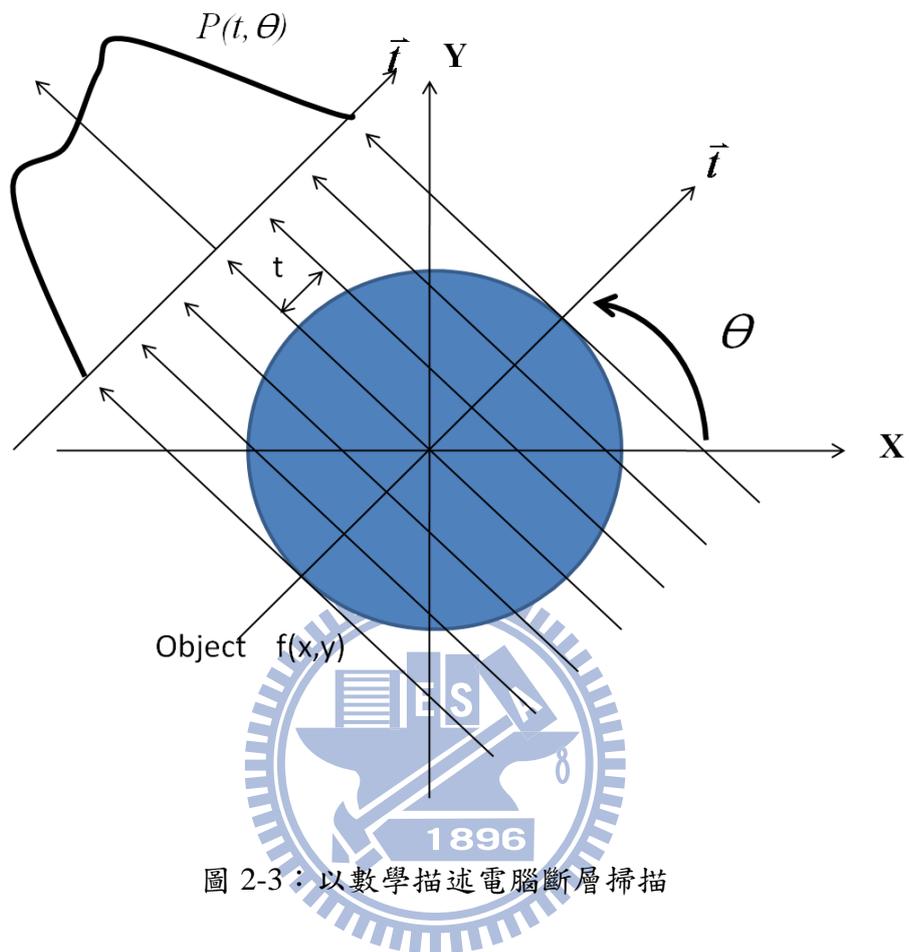


圖 2-3：以數學描述電腦斷層掃描

濾波反投影法是藉由 Fourier Slice Theorem 與投影資料計算出封閉解，再求得影像切面。Fourier Slice Theorem 是連結影像切面跟 Fourier Transform 的理論。投影資料經由一維 Fourier Transform：

$$p(\omega, \theta) = F^{1D}[p(t, \theta)] \quad (2.4)$$

由(2.4)做二維 Inverse Fourier Transform，再經由公式推導化簡得到方程式如下：

$$f(x, y) = \int_0^\infty Q_\theta(x \cos \theta + y \sin \theta) d\theta \quad (2.5)$$

其中

$$Q_\theta(x \cos \theta + y \sin \theta) = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^\infty |\omega| p(\omega, \theta) e^{i\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} d\omega \quad (2.6)$$

2-4 CT 掃描器的演進

本小節簡介 CT 掃描器發展[3]。

2-4-1 第一代 CT 掃描器

第一台商用的 CT 掃描器是 1972 年由 Godfrey Hounsfield 所製造，這台掃描器也稱為 EMI 掃描器。此掃描器的 X 射線管(x-ray tube)跟偵測器(detector)是相連分別只有單一個，位置分別在觀測物的兩側，射線管跟偵測器在掃描觀測物是一起移動。在進行掃描時，射線管跟偵測器是對觀測物進行線性的橫向掃描，這個動作也被稱作 translation，完成一次的 translation，則射線管與偵測器以觀測物為軸心旋轉一度，將上述運作合稱：translate-rotate 運作。圖 2-4 為第一代掃描器運作的示意圖。

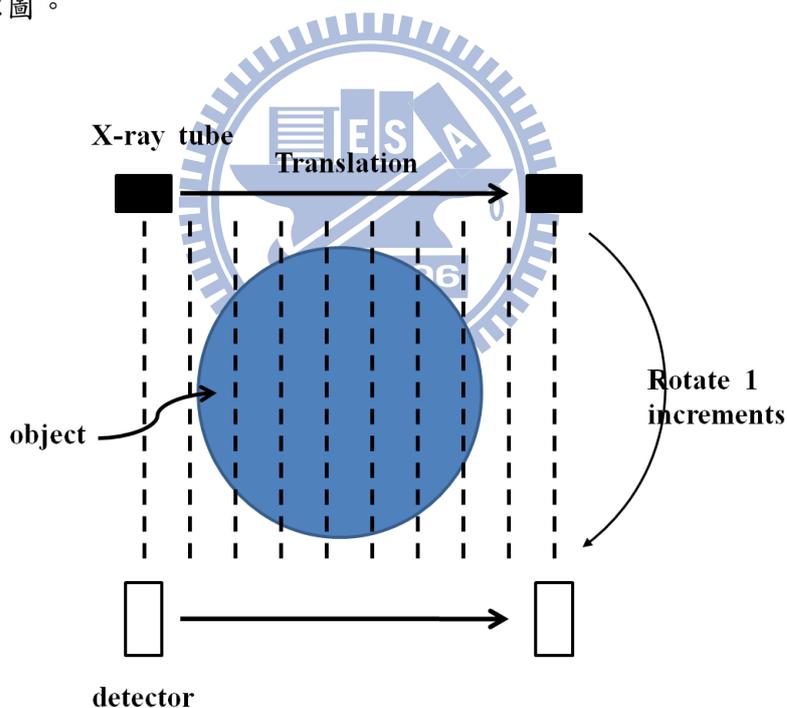


圖 2-4：第一代 CT 掃描器運作

2-4-2 第二代 CT 掃描器

第二代 CT 掃描器是因為要縮短掃描時間的需求而誕生。從單一的射線管跟

單一的偵測器改良為多個射線管跟多個偵測器，但是運作的方式還是跟第一代一樣是 translate-rotate 運作。一般來說，第二代 CT 可降低成原來 N 分之一的掃描時間，其中 N 是偵測器的個數。圖 2-5 為第二代掃描器運作示意圖。

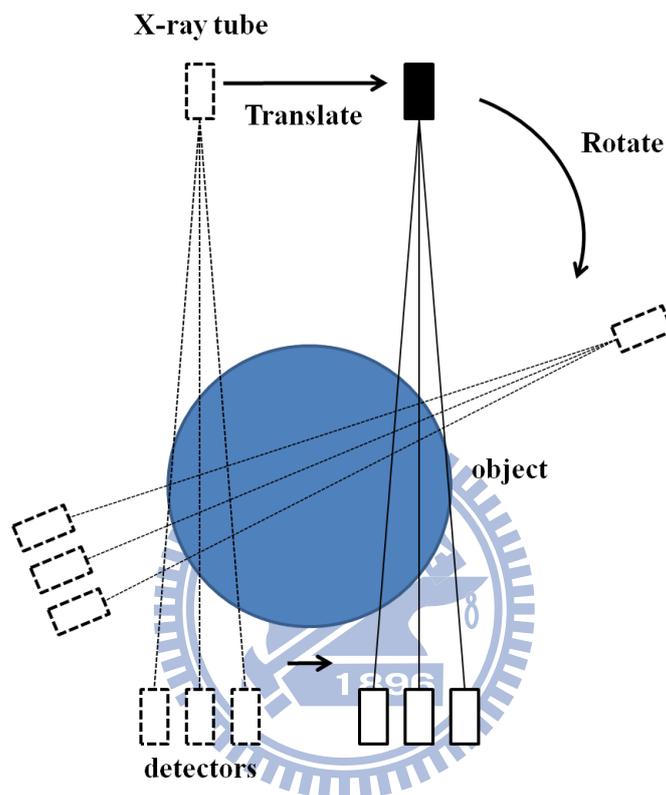


圖 2-5：第二代 CT 掃描器運作。這裡假設 $N=3$ 的偵測器。

2-4-3 第三代 CT 掃描器

想要掃描的速度在加快，就需要把 translate 這個動作移除，只保留下旋轉動作。為了達成這個目的，將原本 X 射線增加寬度變成扇形光束，此扇形光束的投影可把病患完全包覆；偵測訊號改用陣列型的偵測器。射線管與陣列型偵測器是相連的，所以當兩者是一起繞著病患旋轉，此特性與前兩代類似。X 射線管與陣列型偵測器純粹只有旋轉動作，即為第三代 CT 掃描器的特徵。圖 2-6 為第三代掃描器運作示意圖。

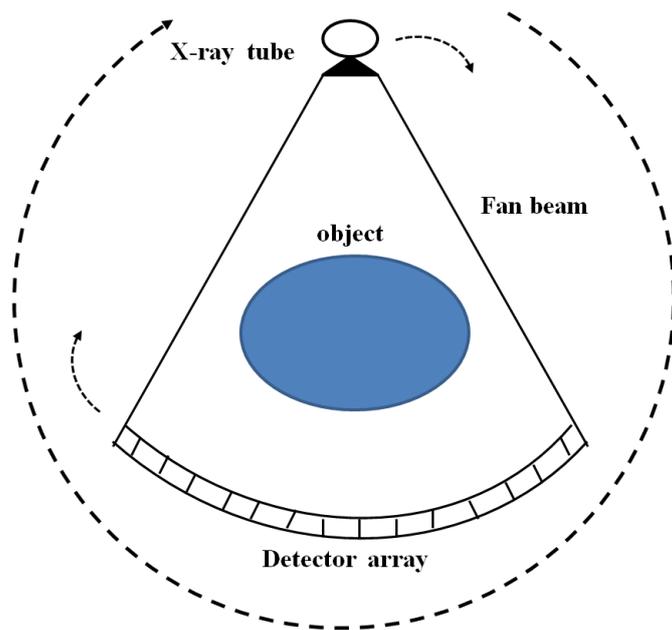


圖 2-6：第三代 CT 掃描器運作

2-4-4 第四代 CT 掃描器

第四代的掃描器跟第三代一樣，只有旋轉的動作；其差異在於，第四代是採用大型且不移動的環形偵測器。圖 2-7 為第四代掃描器運作示意圖。

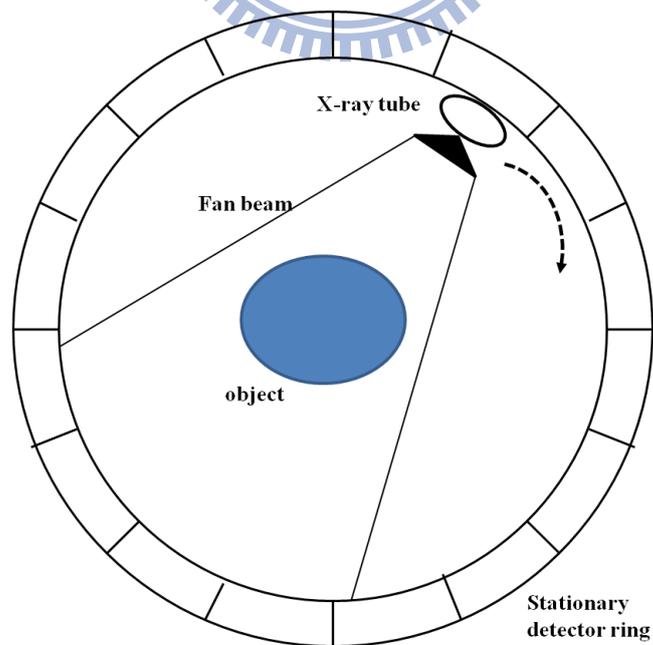


圖 2-7：第四代 CT 掃描器運作

2-4-5 第五代 CT 掃描器

與前面幾代最大的不同，它移除了機械式的旋轉。X 射線管在偵測器外圍，從單一變成陣列型態，且使用通電的方式控制，以不同的位置對觀測物進行投影，取代原本旋轉的動作。

2-4-6 奈米等級的斷層掃描

近年來，斷層掃描可達到奈米等級，即觀測物可小到奈米單位，因為觀測物與醫學上有很大的不同，所使用的機器也有很大的差異。國家同步輻射研究中心擁有此類型儀器，稱為穿透式 X 光顯微鏡[4]，以下簡介該儀器。

攝影流程大致如下：X 光線經過一濾波器，得到特定波長的光線，再經過 condenser 讓射線能聚焦在觀測物上，再經過 zone plate objective 讓射線能集中使得進入 CCD camera 進行儲存。架構的圖示如圖 2-8。

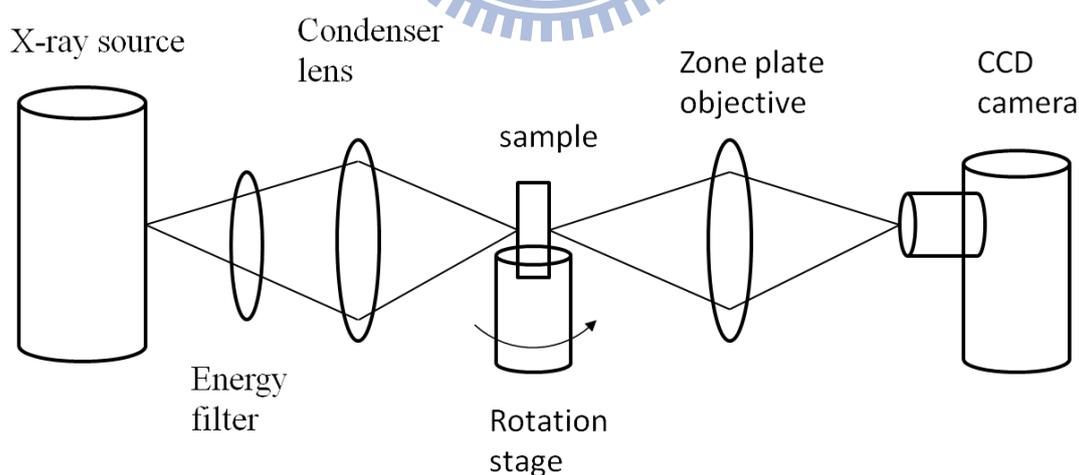


圖 2-8：穿透式 X 光顯微鏡圖示架構

對物體做斷層掃描前，需要得知乘載平台的旋轉軸位置，在取得這個資訊過

程並非全自動，最後經由電腦算出轉軸位置。非全自動就有誤差的存在，且電腦的計算總是有誤差，故以得出的轉軸作旋轉進行斷層攝影，會有轉軸偏移的存在。此外在旋轉物體時，因為乘載平台旋轉是由機械控制，再轉動後會有些許震動，這些震動再對於傳統斷層掃描是可忽略的，因為物體是比較大型的；在此物體都是細微的，甚至可達到奈米大小，故震動對斷層攝影可明顯的發現。上述這兩種情況得到的投影資料，再經由重建演算法後有嚴重的 artifact 產生。

上述是操作穿透式 X 光顯微鏡可能面臨到的問題。

2-5 三維顯示技術

近年來大量的立體渲染演算法被提出，這些演算法大致能分為兩大類。一類為直接立體渲染法(direct volume rendering)，另一類為間接立體渲染法(indirect volume rendering)。

間接立體渲染法的做法是從立體資料(volume data)根據某些性質將特定區域的數值取出，這些特定區域因為符合平面的幾何性所以被認為是相同的，然後再將這些區域顯示出來。代表此類型的演算法有 marching cube[5]。

直接渲染法是不考慮表面直接使用立體資料產生影像，近年來許多演算法使用 GPGPU 提供的 texture mapping 來加速及實作。代表此類型的演算法有 ray casting[6]、texture-based。其中以 texture-based 與本論文相關，以下簡介此演算法。

2-5-1 2D texture-based

現今許多顯示卡支援 2D texture mapping。此過程可以想像成，一個平面的圖檔放置到一個平面的幾何物體表面。如圖 2-9

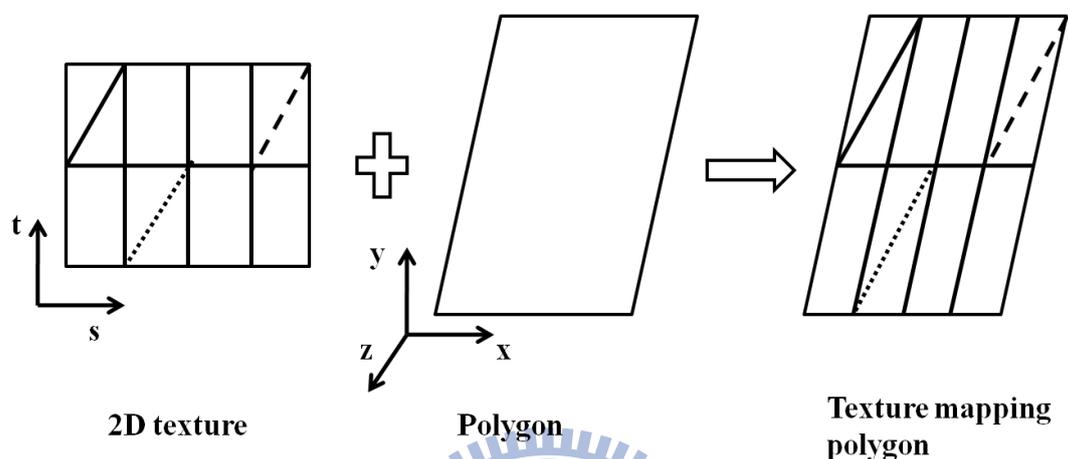


圖 2-9：2D texture mapping

2D texture-based volume rendering 流程大致如下：

- 一、將輸入立體資料中的二維切片當作 texture，儲存在 GPU。
- 二、將 texture mapping 到 proxy polygon(又稱 slice)，形成一組 proxy geometry。
- 三、將這組 proxy polygon 從視點最遠到視點最近做混合(blend)並顯示結果。

使用 2D texture-based 來執行立體渲染是相當簡單的，但需要準備三組不同切片方向的相同立體資料，如圖 2-10。假設只有一組 xy 方向的切片，當改變視角使得視點方向與切片平行就無法顯示正確的結果，如圖 2-11。

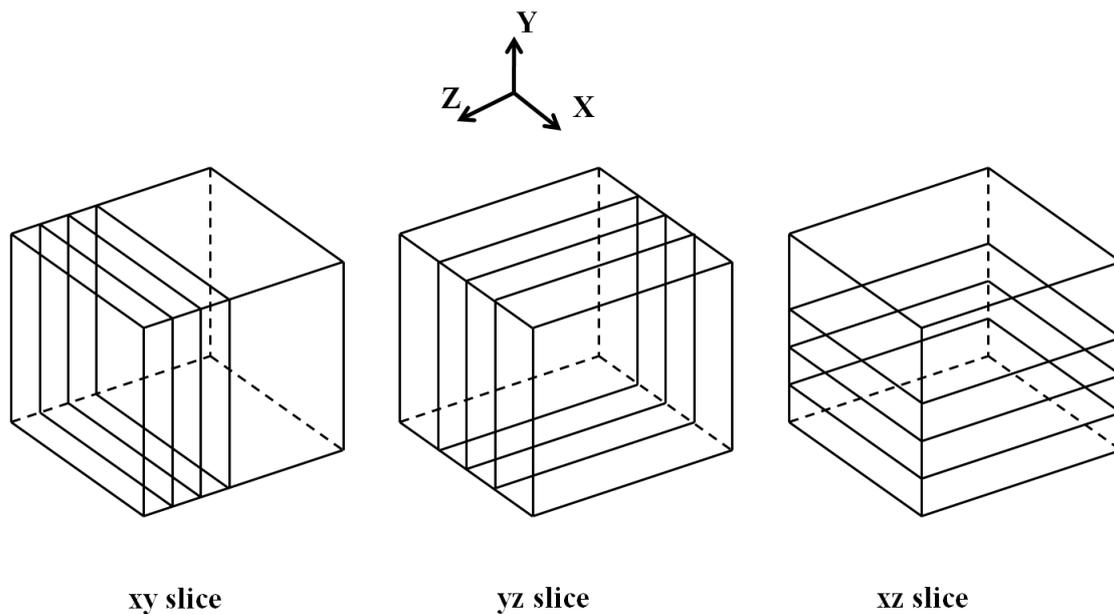


圖 2-10：相同立體資料，使用不同切面方向儲存

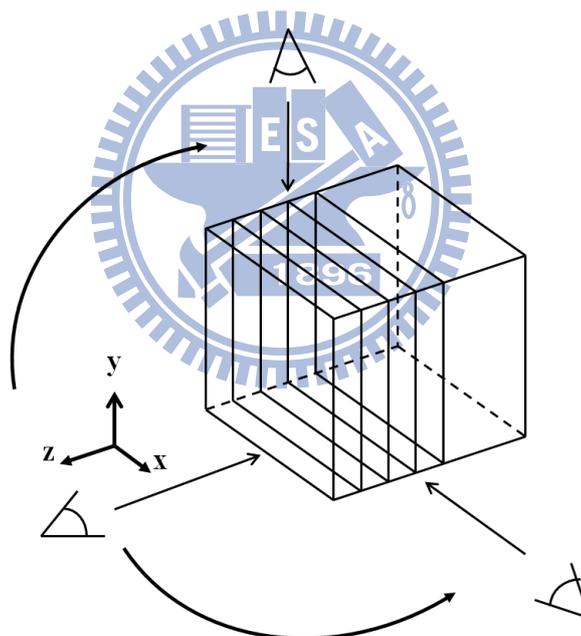


圖 2-11：XY 方向 slices 的立體資料，當視點從 Z 軸上轉變到 X 軸或是 Y 軸上，無法顯示正確的結果。

依照不同的視點方向，選擇不同的切片方向當作 texture。這個方法也稱為 object-aligned 方法。Object-aligned 會造成立體渲染的結果產生 artifact，因為取樣的間距不固定。

總結 2D texture-based 方法：

優點：2D texture 有較高的效能、2D texture 容易操作

缺點：需要較多的記憶體容納三組立體資料、取樣間距不固定產生 artifact、重新載入新的 texture 需要花時間

2-5-2 3D texture-based

近幾年的顯示卡才慢慢支援 3D texture，此 3D texture 像是從醫學影像而來的一層一層截面的資料集合。當這些資料集合被當作 texture 時，將這些 texture mapping 到對應的 proxy geometry 的 proxy polygon(又稱 slice)。顯示的過程，使用 GPU 提供的 trilinear interpolation，就可以把對應的立體資料快速內插到 polygon 上。

3D texture-based volume rendering 流程大致如下：

- 一、將整個立體資料當作 3D texture，儲存在 GPU。
- 二、為這組立體資料建立一個 bounding box。
- 三、計算出想要的 slices，這些 slices 的組成是與 bounding box 相交而產生，且每個 slice 都與視點方向垂直，這方法稱為 Viewport-aligned。如圖 2-12。
- 四、將 slices 從視點最遠到視點最近混合(blend)並顯示。

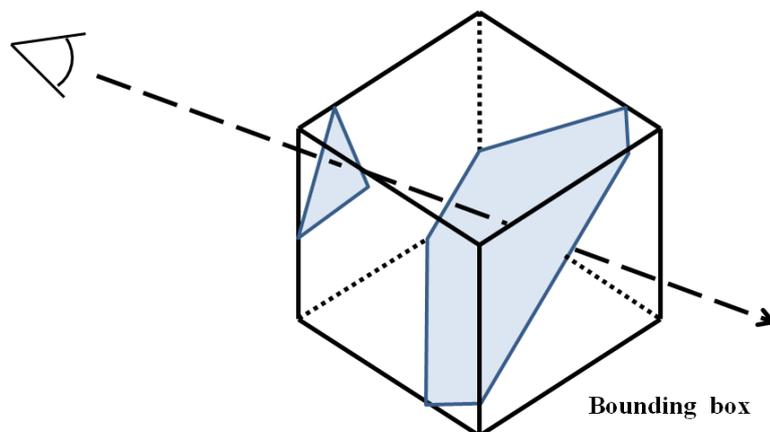


圖 2-12：Viewport-aligned，圖中的兩 slices 與視點方向垂直

使用 3D texture-based 來執行立體渲染最複雜的地方就是每次改變視點方向，就要重新計算與 bounding box 相交的 slices。

總結 3D texture-based 方法：

優點：不會有 artifact 產生、只需要一組立體資料。

缺點：視點轉換需要重新計算 slices、不像 2D texture 容易使用。

2-6 著色器

GPU(Graphics Process Unit)，繪圖處理晶片，即顯示晶片。

在早期繪圖晶片還沒有進化到著色器(shader)之前，GPU 的所有功能都是預先設定好，程式設計師只能使用固定的流程來繪圖，要畫出特定效果是相當困難。為了解決這個問題，GPU 轉變成可程式化(programming)，意思是可以讓程式設計者自行撰寫程式控制繪圖的流程，如同寫 C++，或是 JAVA 等程式語言給 CPU 執行，這就是著色器的功能。所使用的語言稱為著色語言(shading language)。目前常用著色語言有兩種：DirectX 的 HLSL(High Level Shading Language)，OpenGL 的 GLSL(OpenGL Shading Language) [7]。

著色器是由 GPU 來執行，著色器的輸入資料是經由 CPU 準備好再傳送進來使用。與一般程式語言最大的不同在於，著色器是屬於被動的程式，要透過 CPU 把著色器載入 GPU 中，GPU 才會執行。

常見的著色器有兩種，一種是頂點著色器(vertex shader)，另一個是像素著色器(pixel shader)。3D 繪圖的第一階段會把所有頂點轉換到螢幕座標系上，再來第二階段轉換後的幾何圖案著色。使用著色器時，第一階段是由頂點著色器執行，第二階段是由像素著色器執行。

第三章 實作方式

3-1 相機與物體的相對關係

假設鏡頭對一物體攝影，當鏡頭相對於物體以 Y 軸旋轉 90 度，所拍攝的結果，在不考慮背景時，與物體相對於鏡頭以 Y 軸旋轉 -90 度照射的結果是相同的，如圖 3-1。反之亦然。

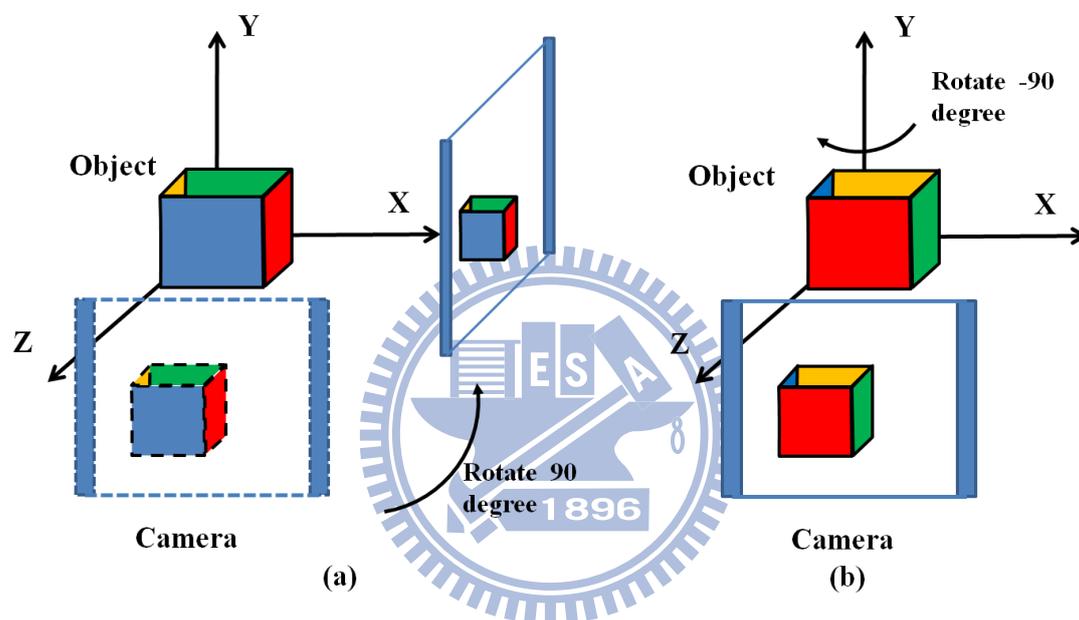


圖 3-1：鏡頭與物體相對關係：(a)鏡頭相對於物體旋轉 90 度所得到的影像。(b)物體相對於鏡頭旋轉-90 度所得影像。

進一步得知，當鏡頭相對於物體作一系列的旋轉攝影的結果，與物體作這一系列反序的相反旋轉結果相同。

從這裡得知物體與鏡頭有相對關係，當物體跟鏡頭各有旋轉，所得到的攝影結果，可由第一種：物體旋轉鏡頭不動；第二種：鏡頭旋轉物體不動這兩種情況得到。在模擬 CT 掃描器時會有掃描器與觀測物各自的旋轉，在實作中我們採用第二種類型。

3-2 視點位置計算

在模擬 CT 掃描器時，初始設定為觀測物放置於原點，掃描器放置於正 Z 軸上，當掃描器進行掃描以 Y 軸為軸心作逆時針旋轉。由於採用掃描器旋轉，觀測物不動的方法。必須先將掃描器放置指定的座標，再決定以哪個單位向量當作軸心旋轉，其中牽涉三維旋轉及平移。

在三維空間中，常見齊次座標系統(homogenous coordinate system)來描述座標，例如：一座標點(x, y, z)在齊次座標系統為(hx, hy, hz, h)，其中第四個座標值 h 為齊次座標，h 的值不等於零。換句話說齊次座標系上的點(x, y, z, w)代表三維空間點(x/w, y/w, z/w)，通常 w 值設為 1。如果不用齊次座標系統，則無法使用矩陣表示物體的移動，下列介紹旋轉、平移的數學公式。

繞著 X 軸旋轉 θ 角的旋轉矩陣：

$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

繞著 Y 軸旋轉 θ 角的旋轉矩陣：

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

繞著 Z 軸旋轉 θ 角的旋轉矩陣：

$$R_z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

給定一單位向量 $\vec{u} = (u_x, u_y, u_z, 1)$ ，以此向量當轉軸旋轉 θ 角的旋轉矩陣

$R_u(\theta) =$

$$\begin{bmatrix} \cos \theta + u_x^2(1 - \cos \theta) & u_x u_y(1 - \cos \theta) - u_z \sin \theta & u_x u_z(1 - \cos \theta) - u_y \sin \theta & 0 \\ u_y u_x(1 - \cos \theta) + u_z \sin \theta & \cos \theta + u_y^2(1 - \cos \theta) & u_y u_z(1 - \cos \theta) - u_x \sin \theta & 0 \\ u_z u_x(1 - \cos \theta) - u_y \sin \theta & u_z u_y(1 - \cos \theta) + u_x \sin \theta & \cos \theta + u_z^2(1 - \cos \theta) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

物體對 X、Y、Z 軸分別移動 a、b、c 距離的平移矩陣：

$$T(a, b, c) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a \\ 0 & 1 & 0 & b \\ 0 & 0 & 1 & c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

所以三維空間中的座標旋轉、平移可由對應的矩陣相乘得到。矩陣的乘法不具交換性，所以順序不能隨意更改；由上述的公式可知視點的任何轉換，可用對應的矩陣相乘來代表。

下列敘述實作時，模擬掃描器可調整的環境變因：

情況一、觀測物正確擺放乘載平台的軸心上，且轉軸無偏移：

視點位置不改變，以 Y 軸作旋轉，如圖 3-2

例子：假設物體無任何偏移，視點繞 Y 軸旋轉，起始視點位於(0,0,100)。如圖 3-2。

下列以數學方式說明作法：

以 Y 軸為旋轉 θ 角，利用公式(3.2)：

$$R_y(\theta) \cdot [0 \ 0 \ 100 \ 1]^T$$

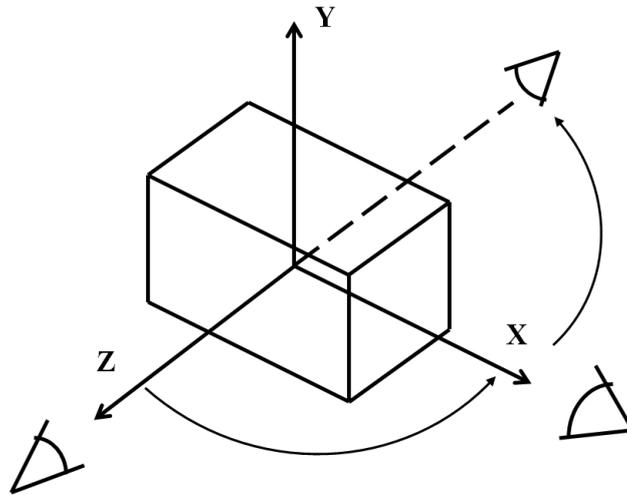


圖 3-2：觀測物與轉軸無偏移，視點繞 Y 軸旋轉。

情況二、觀測物偏移，轉軸無偏移：

視點經過的偏移反序反旋轉決定起始位置。因為視點改變，與旋轉軸的相對關係改變，故須重新計算，再以新轉軸進行旋轉。

例子：假設物體先以 X 軸作 90 度旋轉，視點再繞 Y 軸旋轉，起始視點位於 (0, 0, 100)。如圖 3-3(a)。

下列以數學方式說明作法：

新轉軸的計算 \bar{w} ：

$$\bar{w} = R_x\left(-\frac{\pi}{2}\right) \cdot [0 \ 1 \ 0 \ 1]^T$$

視點起點：

$$R_x\left(-\frac{\pi}{2}\right) \cdot [0 \ 0 \ 100 \ 1]^T$$

以 \bar{w} 為轉軸旋轉 θ 角：

\bar{w} 帶入公式(3.4)得到 $R_w(\theta)$

最後：

$$R_w(\theta)R_x\left(-\frac{\pi}{2}\right) \cdot [0 \ 0 \ 100 \ 1]^T$$

結果如圖 3-3(b)

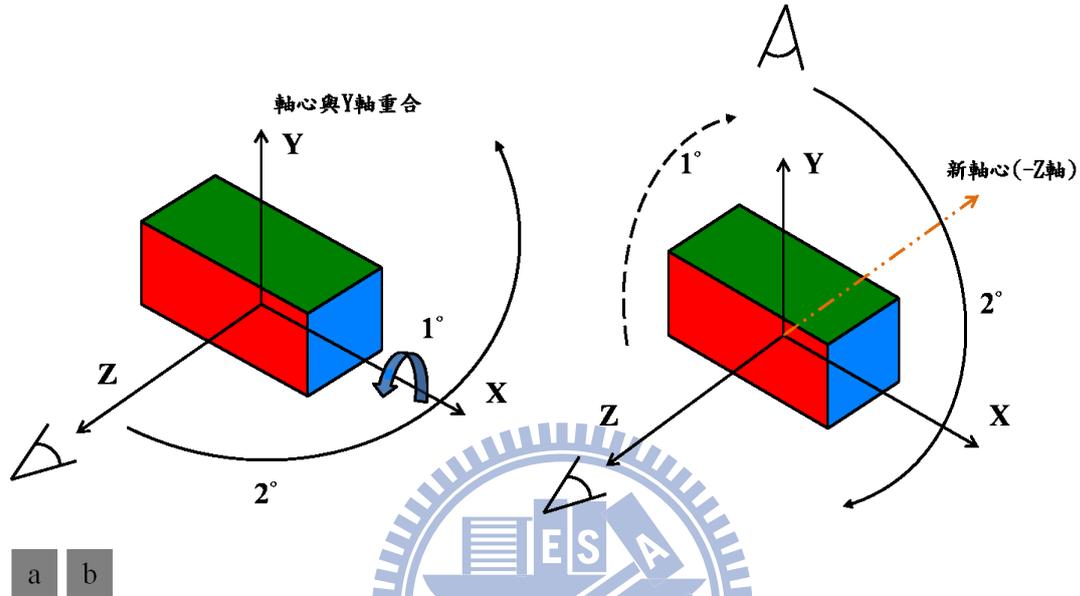


圖 3-3：觀測物偏移，轉軸無偏移：(a)物體先以 X 軸作 90 度旋轉，視點再繞 Y 軸旋轉。(b)視點先以 X 軸作-90 度旋轉，因為轉軸與視點相對位置改變，轉軸也需以 X 軸作-90 度旋轉，再以新轉軸(-Z 軸)旋轉。

情況三、觀測物中心偏移，旋轉軸偏移：

視點先經過相反平移量，再以任意軸旋轉

例子：物體平移到(10, 5, -23)位置，視點以新轉軸旋轉，起始視點位於(0, 0, 100)，如圖 3-4(a)。

下列以數學方式說明作法：

視點作反平移：

$$T(-10, -5, 23) \cdot [0 \ 0 \ 100 \ 1]^T$$

最後：

$$R_y(\theta) \cdot T(-10, -5, 23) \cdot [0 \ 0 \ 100 \ 1]^T$$

結果如圖 3-4(b)

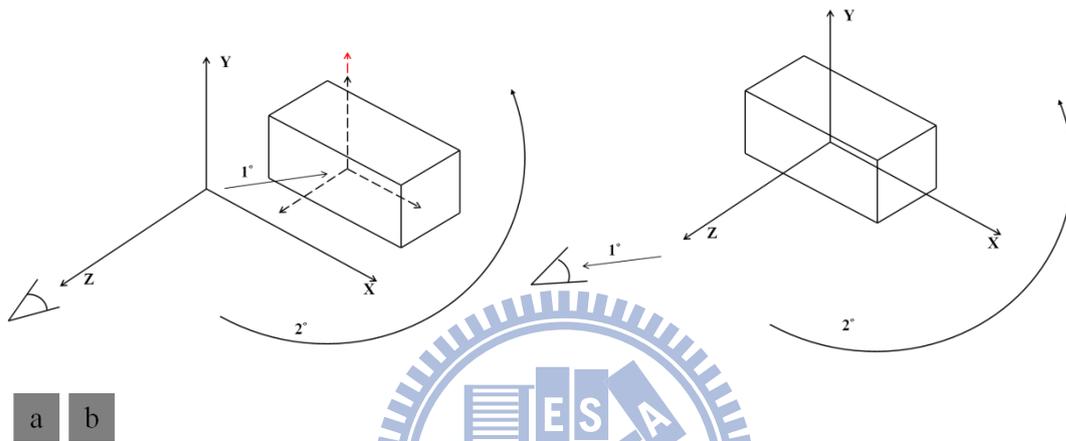


圖 3-4：觀測物中心偏移，旋轉軸偏移。(a)物體平移到(10, 5, -23)，轉軸繞 Z 軸 -90 度，視點以偏移後的轉軸旋轉。(b)視點平移到(-10, -5, 123)，繞 Z 軸 90 度，再以新轉軸旋轉。

情況四、觀測物、轉軸無偏移，觀測物震動：

視點在最後對 X、Y 軸作些許平移。

例子：視點繞物體旋轉，物體對 X、Y 軸作些許平移，起始視點位於(0, 0, 100)。

下列以數學方式說明作法：

對 X、Y 軸移動 a、b 距離：

套用公式(3.4)

最後

$$T(-a, -b, 0) \cdot R_y(\theta) \cdot [0 \ 0 \ 100 \ 1]^T$$

結果如圖 3-5。

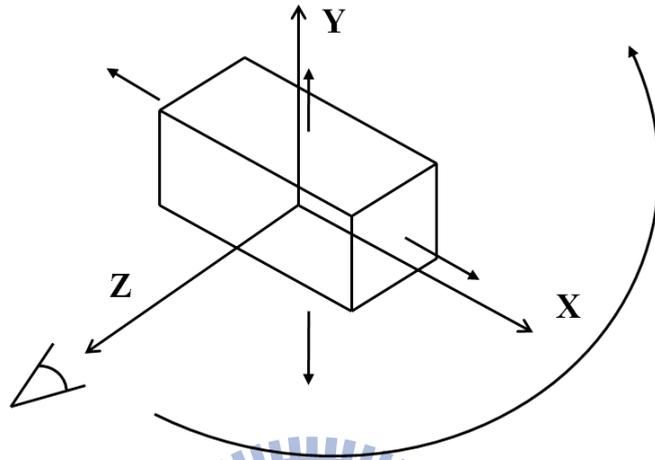


圖 3-5：觀測物、轉軸無偏移，觀測物震動

總合上述情況可組成六種情況，分別為：

- 一、物體、轉軸皆無偏移，物體無震動。
- 二、物體偏移，轉軸無偏移，物體無震動。
- 三、物體中心偏移，以新軸旋轉，物體無震動。
- 四、物體偏移，轉軸無偏移，物體震動。
- 五、物體中心偏移，以新軸旋轉，物體震動。
- 六、物體、轉軸無偏移，物體震動。

3-3 3D texture-based volume rendering

從第二章介紹得知，把輸入的立體資料存在 GPU 時，可以當作一系列 2D texture 或是一個 3D texture，不同的儲存方使，所對應的 texture-based 立體渲染也不同。

在 2D texture-based 與 3D texture-based 立體渲染介紹中，知道兩種方法的優缺點。實作上，我們以影像品質為主要考量，即不產生 artifact，所以選擇 3D texture-based volume rendering。

在典型實作上立體渲染的步驟，可分為三大步驟第一部分是初始化、第二部分是更新、第三部分是繪圖，並由一些使用者給的參數來控制個步驟的結果，如圖 3-6。本論文是模擬 CT 影像，所以流程上有些許不同：

- 一、因為影像不需要不同顏色表示，所以省略 transfer function 設定。
- 二、也不需要光影明暗的效果，光影效果需要計算梯度(gradient)，省略梯度計算。
- 三、立體渲染在顯示一組 proxy geometry 會混合所有的 slices，常見的混合為 alpha blending。在此我們不選用這方法，而是使用取平均的方式，呈現通過 slices 越多影像有較亮情況。

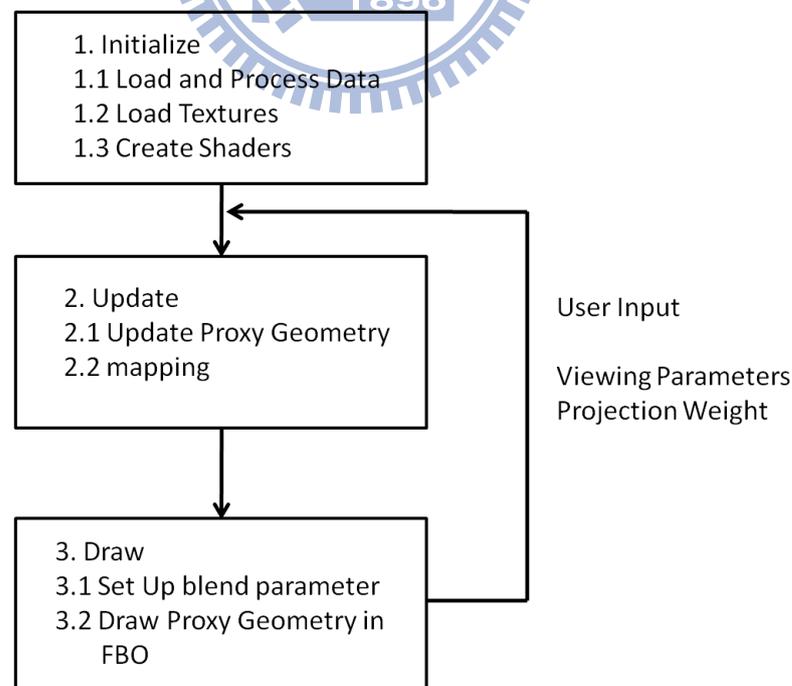


圖 3-6：texture-based volume rendering 流程

3-3-1 初始化實作

將立體資料載入，當立體資料要當作 texture 存入 GPU 的條件為立體資料的大小必須是二的次方。如果輸入的資料不為二的次方，我們使用填補(padding)將資料擴增為二的次方，擴增部分的值填零。

將寫好的著色器載入。這裡我們是使用 OpenGL 提供的 GLSL 來撰寫。這邊著色器主要的工作是讓繪圖的像素值與透明度呈現我們所指定的值，目的在第三階段的混合。

在初始化中所作的事情，只會執行一次，之後就不會再執行，以提高程式執行效率。

3-3-2 更新實作

視點位置的決定，由前面所描述以公式(3.1)~(3.4)與鏡頭與物體相對關係計算出來。

替這組立體資料建立 bounding box，從 bounding box 計算出與視點方向垂直的 slices，這些 slices 組成是與 bounding box 相交的點集合。由於視點方向必通過 bounding box 的中心，此中心點與視點連線形成一向量；一向量跟一點可決定一個平面，將此平面與 bounding box 的交點計算出來；計算出來的交點以逆時針排序儲存，因為 OpenGL 利用繪圖的順序來定義圖形的正反面，預設情況是以逆時針方向的面當作正面。當排序完後，即形成一個 slice。其他 slices 由此中心遠離視點或是接近視點，間隔為中心點與視點連線的單位向量，計算此平面與 bounding box 的交點，再逆時針排序，即成為另一個 slice。

最後將 GPU 中的 texture mapping 到這些 slices 上形成一組 proxy geometry。

3-3-3 繪圖實作

剛剛所算出來的一組 proxy geometry，從距離視點最遠到距離視點最近做混合，下列為混合的公式，其中 \vec{I} 為最後影像結果， \vec{C}_i 為第 i 張影像顏色， α 為影像透明度。

$$\vec{I} = w \times \sum_i \vec{C}_i \times \frac{1}{\alpha} \quad (3.5)$$

其中 w 為影像的權重，再混合的過程，我們讓使用者以喜好去調整影像的明暗度。而 α 值是取擴增後立體資料長寬高的最大值。我們將 α 值當作輸入傳遞給著色器，再由 GPU 執行著色器繪出影像。

混合後的結果利用 OpenGL 提供的 FBO(Frame Buffer Object) 畫在此物件上。相對於一般的 PBO(Pixel Buffer Object)，FBO 對每個像素提供 32 bits 浮點數，而原本的 PBO 每個像素只提供 8 bits 浮點數。如果用預設的 PBO 會失真造成顯示的結果不正確，所以採用 FBO 而不用預設的 PBO。

3-4 2D texture-mapping

除了將輸入的立體資料當作 3D texture 外，我們也將它視為一系列的 2D texture，應用 texture mapping 技術，可以很方便的顯示立體資料的每層切面影像。

第四章 實作與成果

4.1 系統介紹

本系統是以 QT 平台開發使用者介面，立體渲染的部分是透過 OpenGL[8]開發與 GLSL。本系統介面主要有顯像區、環境控制區、自動撥放區。如圖 4-1

顯像區：

一個是顯示輸入立體資料的每一層 2D 的切面。

一個是顯示模擬 X 光掃描機所得到的影像。

使用者控制區：

掃描器角度控制：控制掃描器到特定的角度作立體渲染，除了用捲軸(scroll bar)也可以輸入指定的角度。

透明度的權重值控制：預設是 100%，使用者可選擇調高或是調低使整體透明度改變。

物體或轉軸偏移型態：預設是物體偏移轉軸無偏移型態，可選擇物體與轉軸偏移型態。

物體或轉軸的偏移量控制：這邊的控制依照偏移的型態，而有不同的解釋。如果目前為物體偏移型態，則這邊控制的是物體沿著各軸作轉動；如果目前為物體與轉軸偏移型態，則這邊控制的是轉軸沿著各軸作轉動。

物體位移控制：這邊讓使用者分別對 X 軸 Y 軸輸入一段區間，以此區間隨機選擇一個值當作位移值，

自動撥放區：

這邊可以讓使用者輸入掃描器起始角度到終止角度，每個角度的間隔，則會

自動以間隔角度，重複的顯示起始到終止角度內的立體渲染影像。

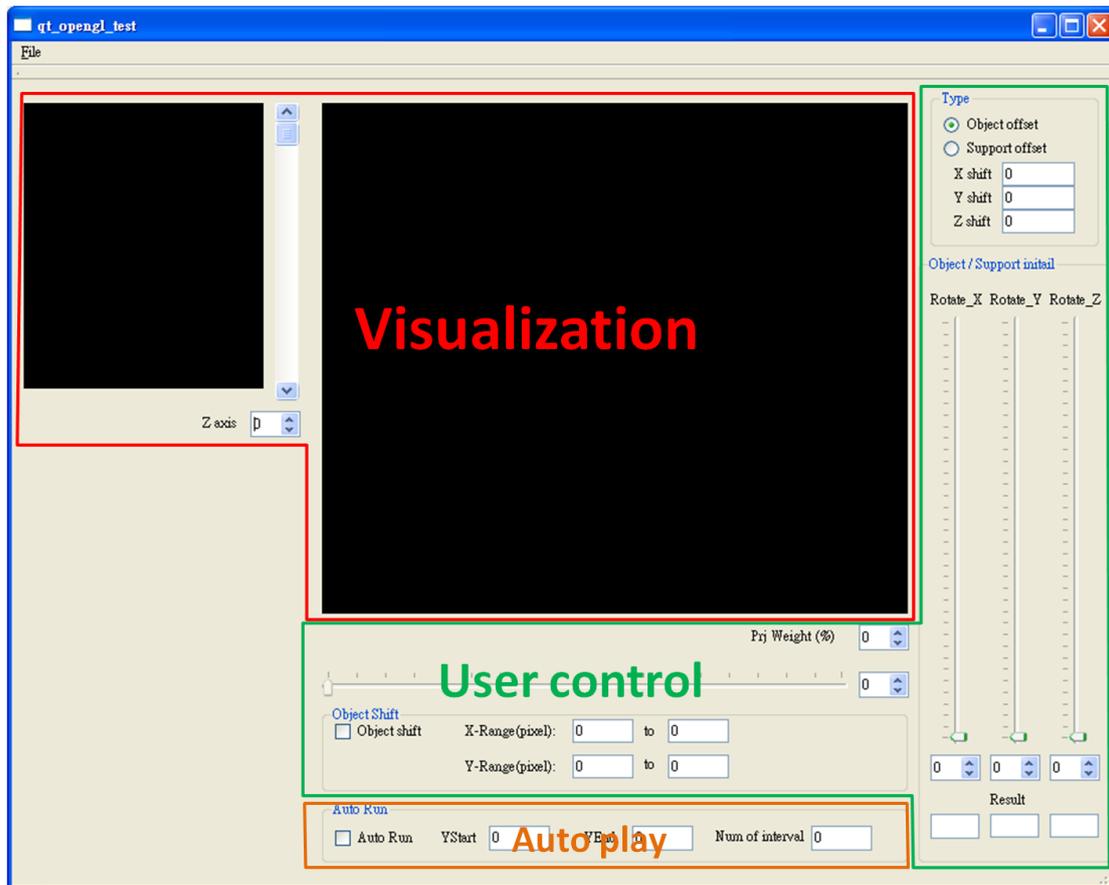


圖 4-1：本系統的使用者介面

4.2 CT 影像重建的流程圖

在 CT 影像重建的流程中，可分為兩大部分。第一部分是取得物體的各角度的投影；第二部分是將這些投影使用重建演算法重建影像。本論文主要是著重在第一部分，第二部分則使用現有的濾波反投影演算法重建影像。如圖 4-2

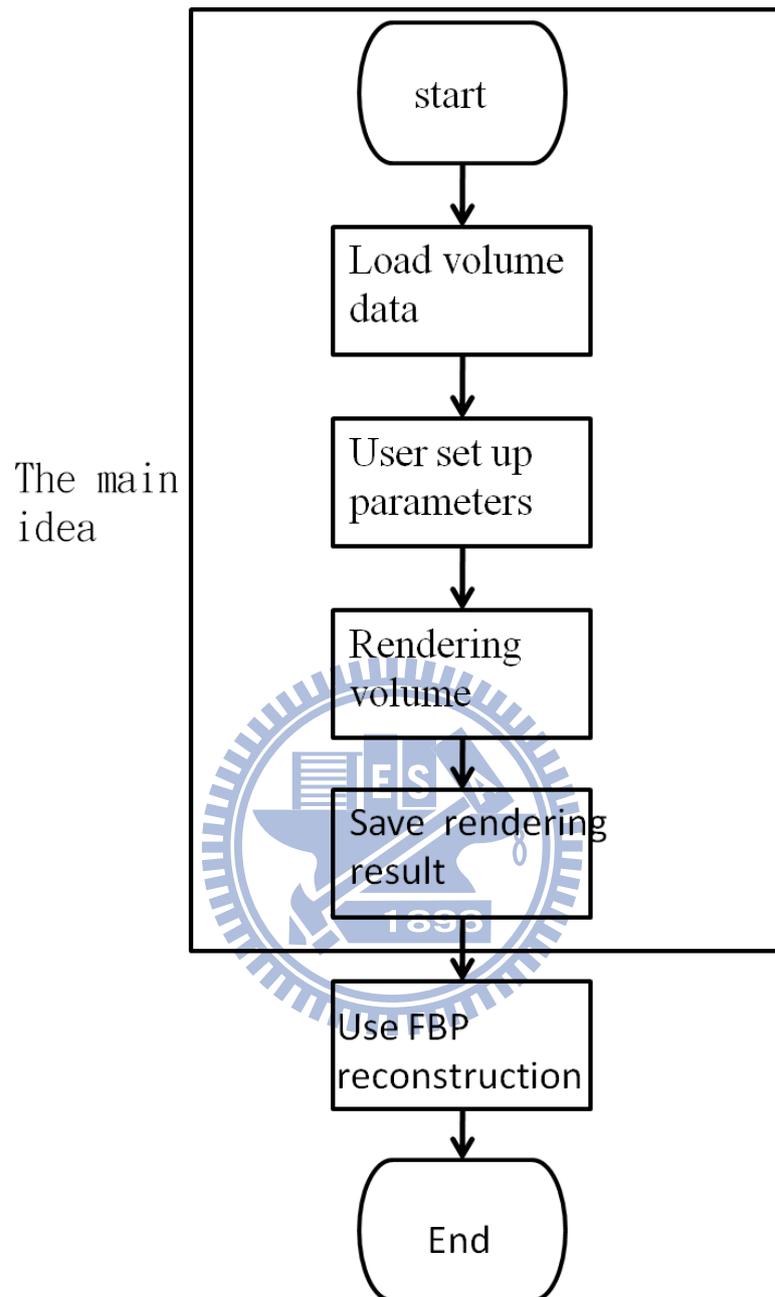


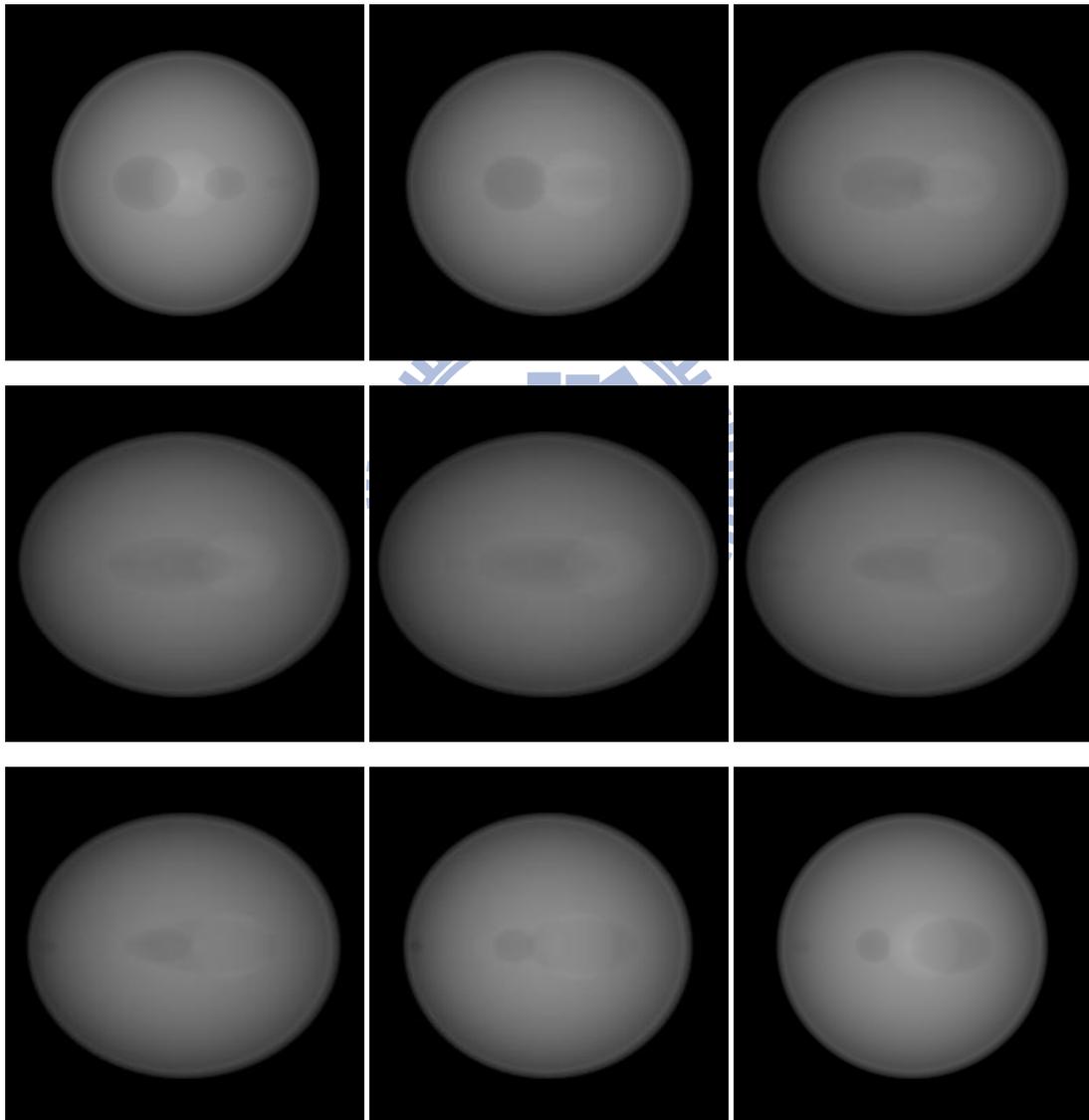
圖 4-2：影像重建流程圖

4-3 實驗成果

4-3-1 實驗一

本小節中所輸入的立體資料為 Shepp-Logan phantom，大小為 256*256*256

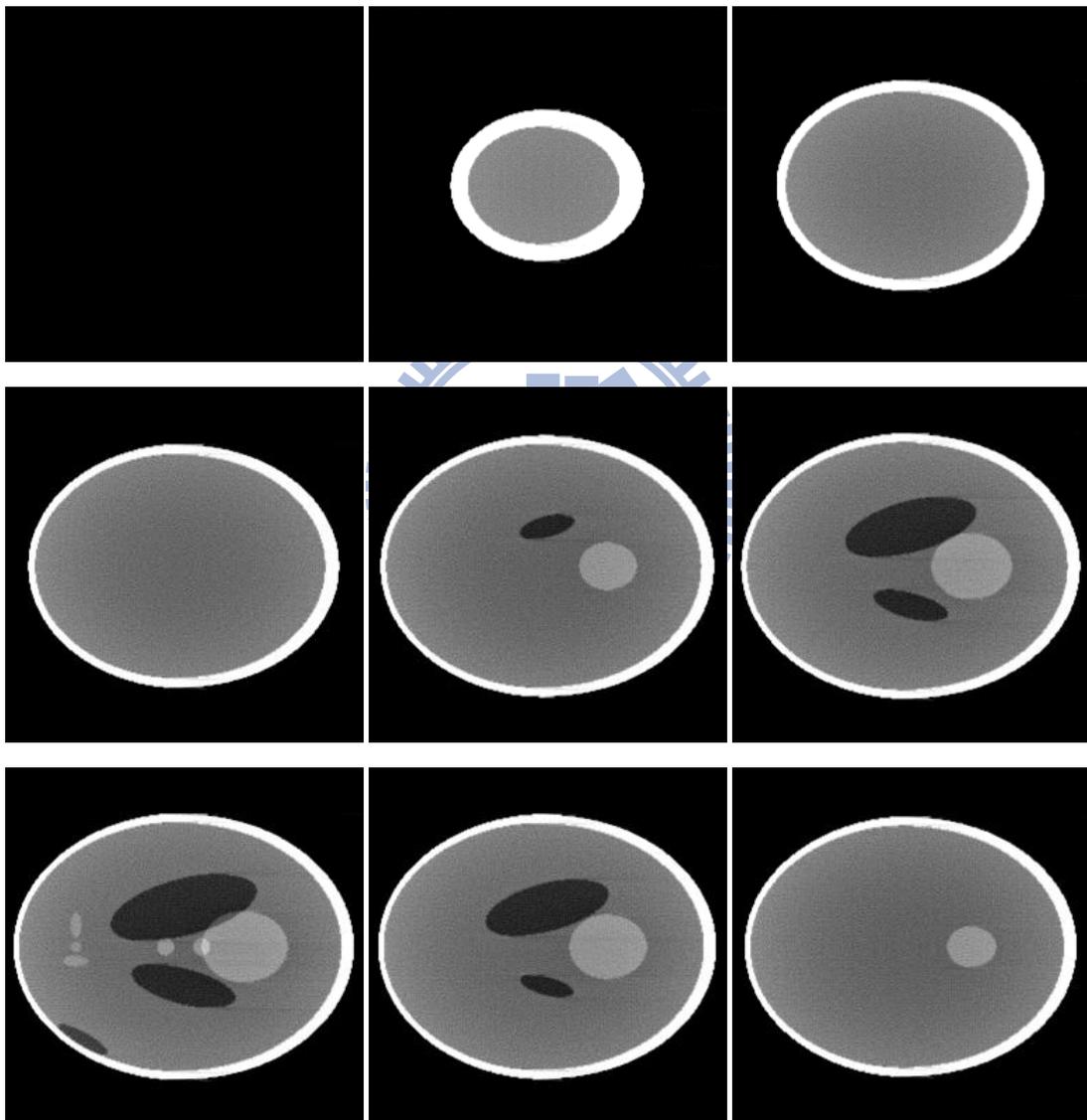
4-3-1-1 觀測物與轉軸無偏移，觀測物無震動



a	b	c
d	e	f
g	h	i

圖 4-3：觀測物與轉軸無偏移、無震動的投影資料：(a) 0 度角投影。(b) 29 度角投影。(c) 49 度角投影。(d) 69 度角投影。(e) 89 度角投影。(f) 109 度角投影。(g) 129 度角投影。(h) 149 度角投影。(i) 169 度角投影。

將 4-3-1-1 狀態的投影資料使用濾波反投影法重建後，切面圖如下：



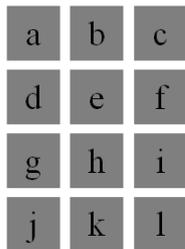
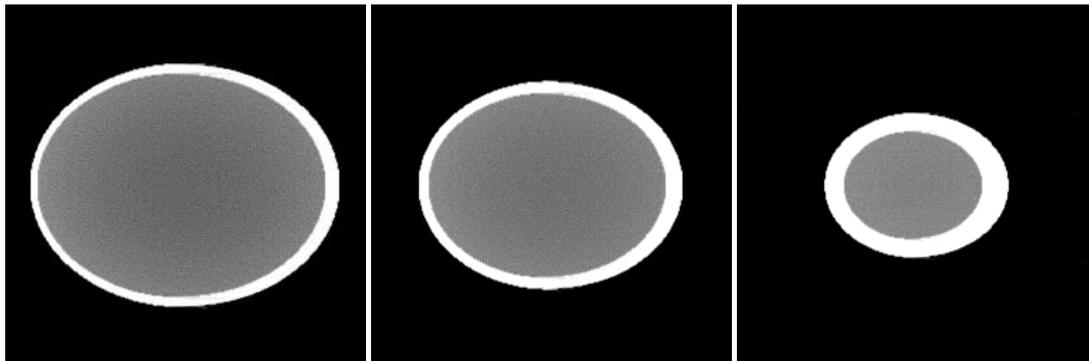
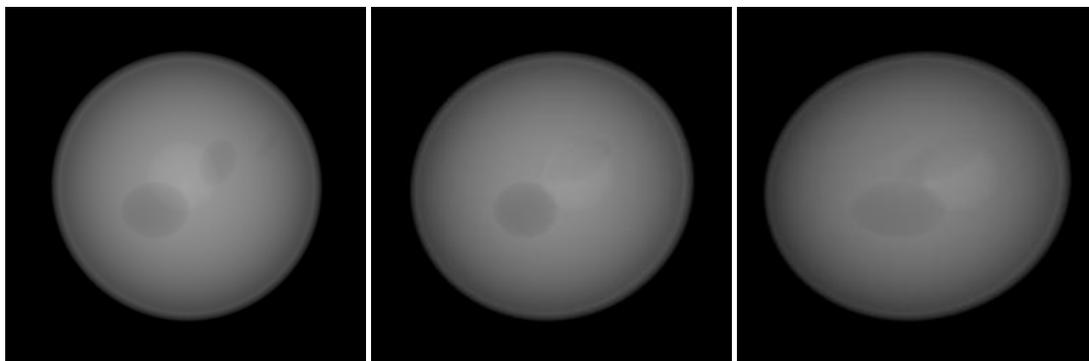


圖 4-4：觀測物與轉軸無偏移，觀測物無震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建：(a)第 29 張切面。(b) 第 49 張切面。(c) 第 69 張切面。(d) 第 89 張切面。(e) 第 109 張切面。(f) 第 119 張切面。(g) 第 129 張切面。(h) 第 139 張切面。(i) 第 149 張切面。(j) 第 169 張切面。(k) 第 189 張切面。(l) 第 209 張切面。

4-3-1-2 觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物無震動：

物體繞 Y 軸旋轉 15 度，繞 X 軸旋轉 10 度，繞 Z 軸旋轉 23 度：



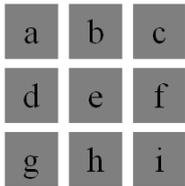
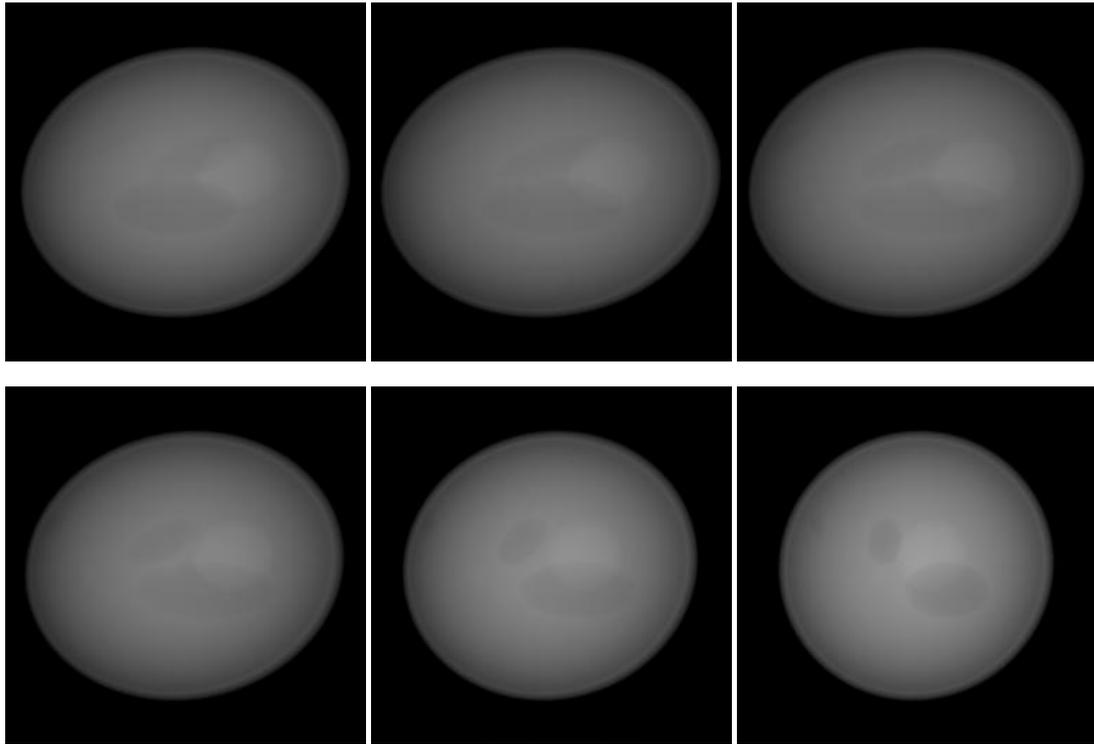
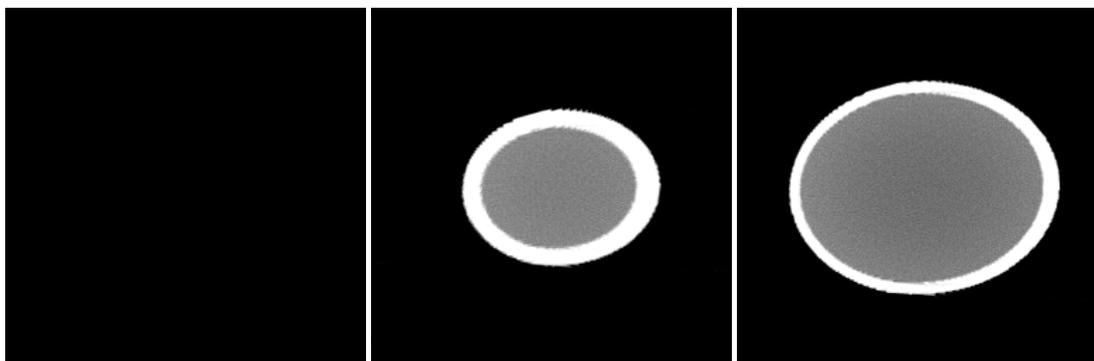


圖 4-5：觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物無震動的投影資料：(a) 0 度角投影。(b) 29 度角投影。(c) 49 度角投影。(d) 69 度角投影。(e) 89 度角投影。(f) 109 度角投影。(g) 129 度角投影。(h) 149 度角投影。(i) 169 度角投影。

將 4-3-1-2 狀態的投影資料使用濾波反投影法重建後，切面圖如下：



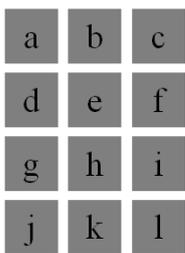
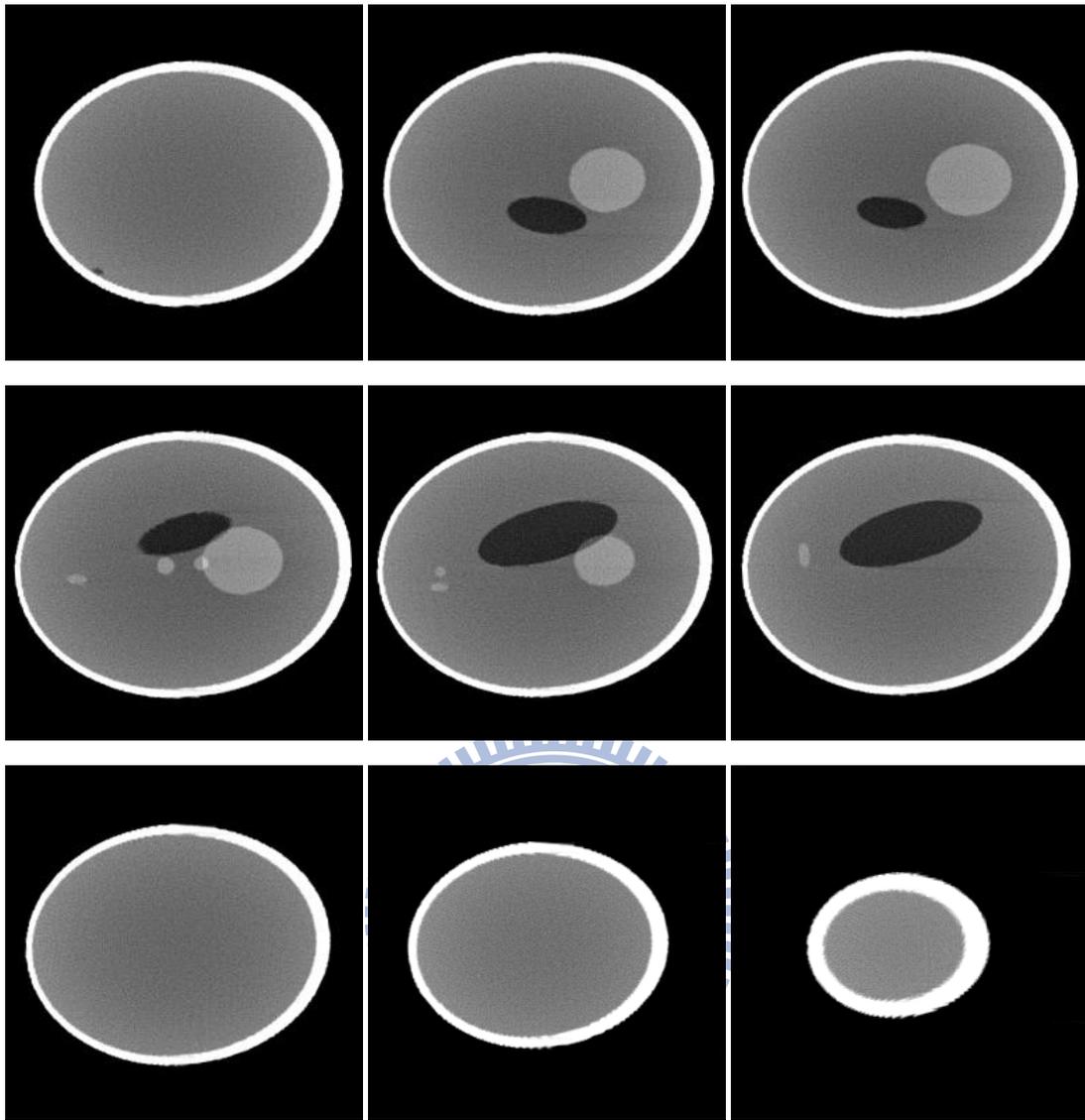


圖 4-6：觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物無震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建：(a)第 29 張切面。(b) 第 49 張切面。(c) 第 69 張切面。(d) 第 89 張切面。(e) 第 109 張切面。(f) 第 119 張切面。(g) 第 129 張切面。(h) 第 139 張切面。(i) 第 149 張切面。(j) 第 169 張切面。(k) 第 189 張切面。(l) 第 209 張切面。

4-3-1-3 觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物無震動：

觀測物位移到(120, -8, -30)位置

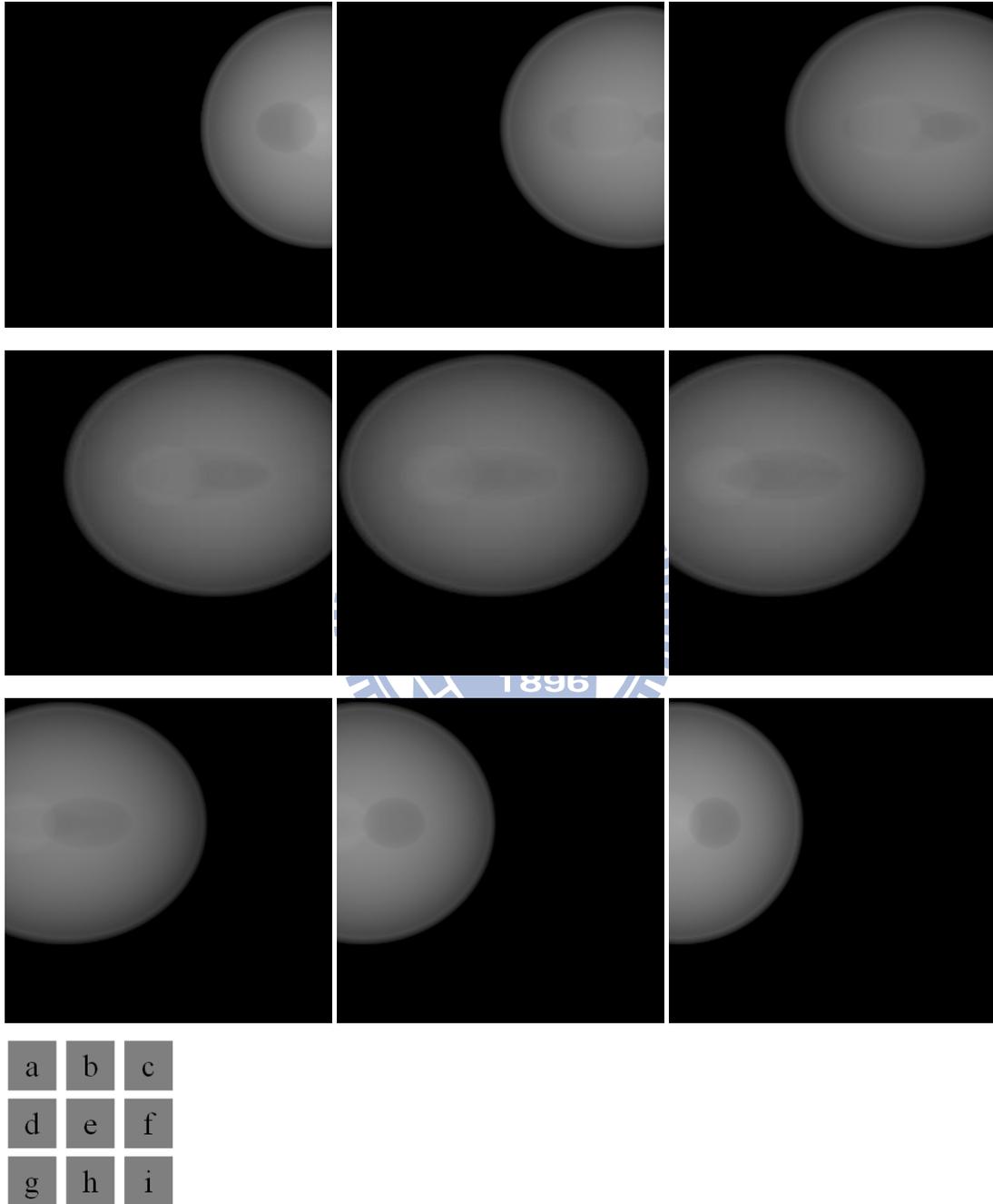
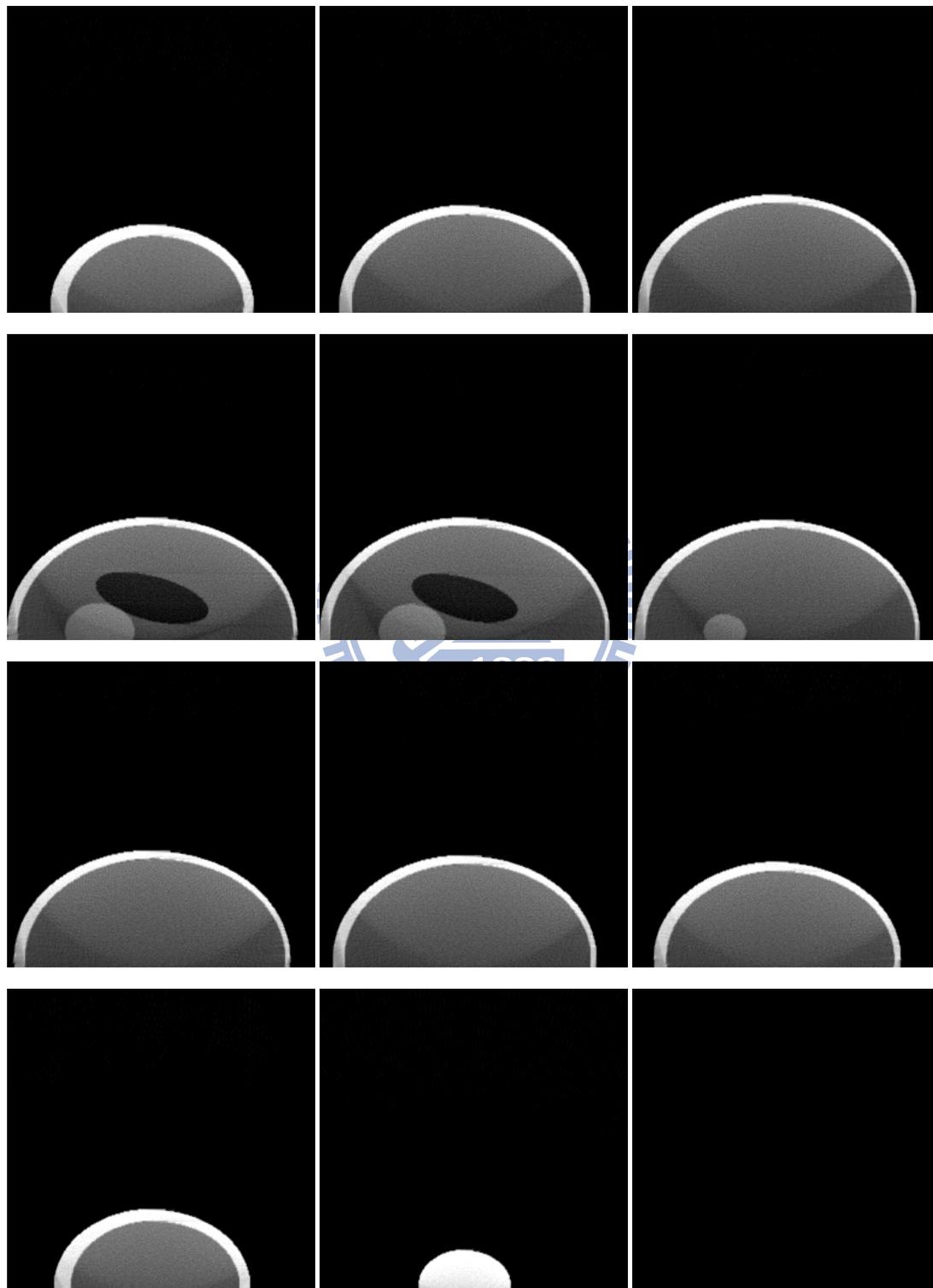


圖 4-7：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物無震動的投影資料：(a) 0 度角投影。(b) 29 度角投影。(c) 49 度角投影。(d) 69 度角投影。(e) 89 度角投影。(f) 109 度角投影。(g) 129 度角投影。(h) 149 度角投影。(i) 169 度角投影。

將 4-3-1-3 狀態的投影資料使用濾波反投影法重建後，切面圖如下：



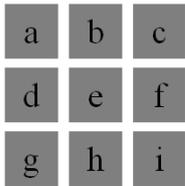
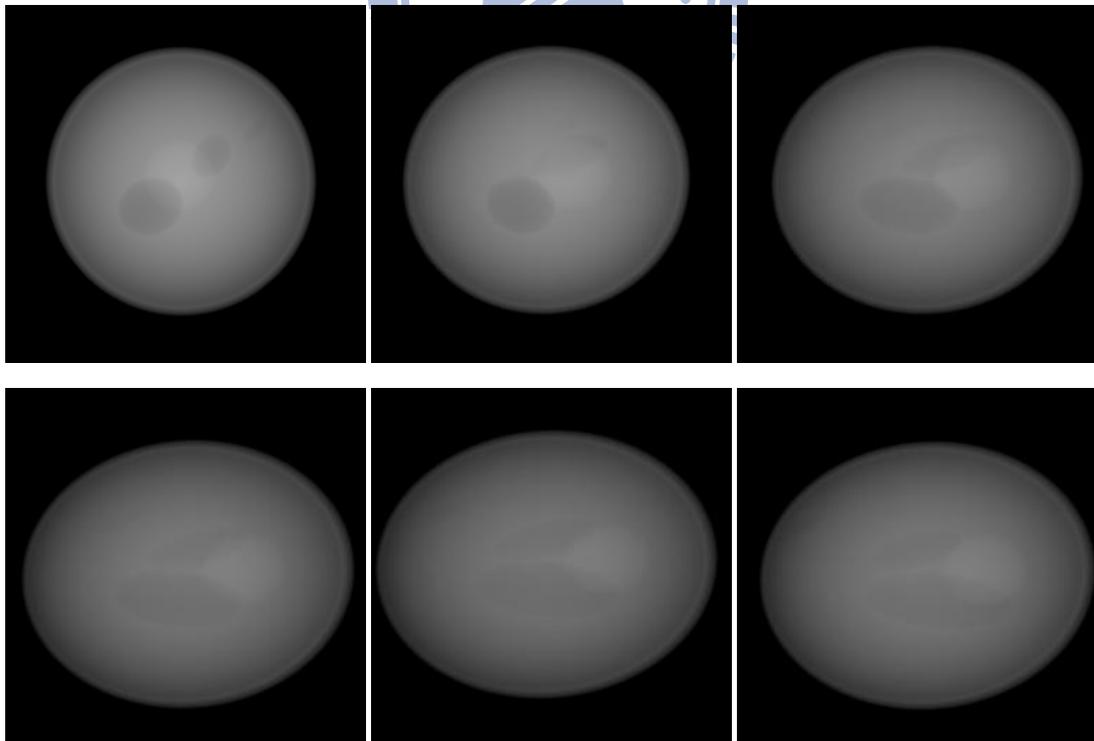


圖 4-8：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物無震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建：(a)第 29 張切面。(b) 第 49 張切面。(c) 第 69 張切面。(d) 第 89 張切面。(e) 第 109 張切面。(f) 第 119 張切面。(g) 第 129 張切面。(h) 第 139 張切面。(i) 第 149 張切面。(j) 第 169 張切面。(k) 第 189 張切面。(l) 第 209 張切面。

4-3-1-4 觀測物偏移、轉軸無偏移，觀測物震動：

觀測物旋轉軸繞 Y 軸旋轉 26 度，繞 X 軸旋轉 5 度，繞 Z 軸旋轉 14 度

觀測物震動：X 軸 -6 到 10 像素之間，Y 軸-10 到 4 像素之間



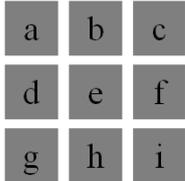
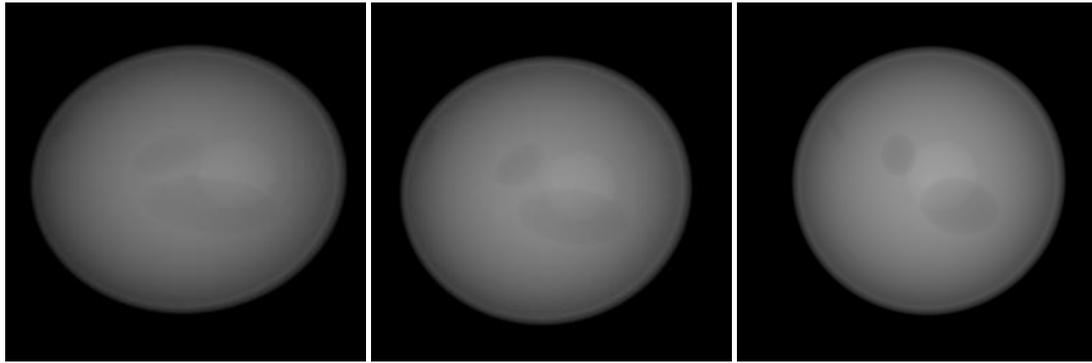
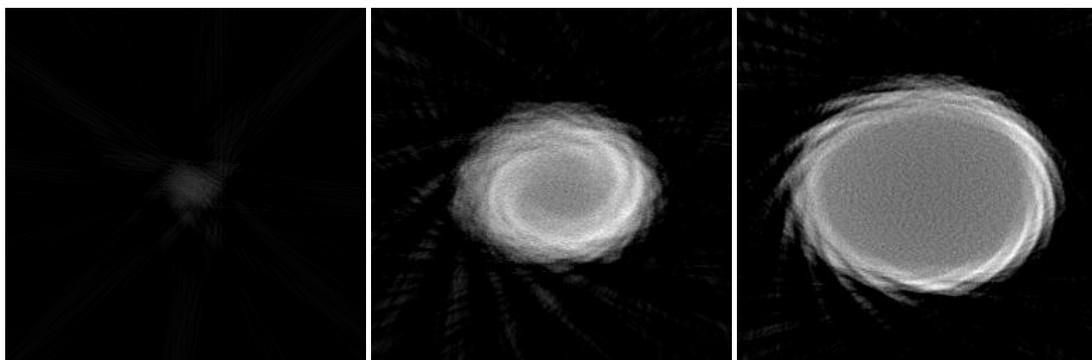


圖 4-9：觀測物偏移、轉軸無偏移，觀測物震動的投影資料：(a) 0 度角投影；X 軸位移-4 個像素，Y 軸位移 2 個像素。(b) 29 度角投影；X 軸位移-4 個像素，Y 軸位移 3 個像素。(c) 49 度角投影；X 軸位移 7 個像素，Y 軸位移 3 個像素。(d) 69 度角投影；X 軸位移 2 個像素，Y 軸位移-5 個像素。(e) 89 度角投影；X 軸位移-3 個像素，Y 軸位移 2 個像素。(f) 109 度角投影；X 軸位移 8 個像素，Y 軸位移-6 個像素。(g) 129 度角投影；X 軸位移 3 個像素，Y 軸位移 2 個像素。(h) 149 度角投影；X 軸位移-3 個像素，Y 軸位移-6 個像素。(i) 169 度角投影；X 軸位移 9 個像素，Y 軸位移 1 個像素。

將 4-3-1-4 狀態的投影資料使用濾波反投影法重建後，切面圖如下：



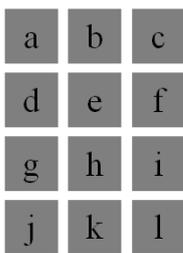
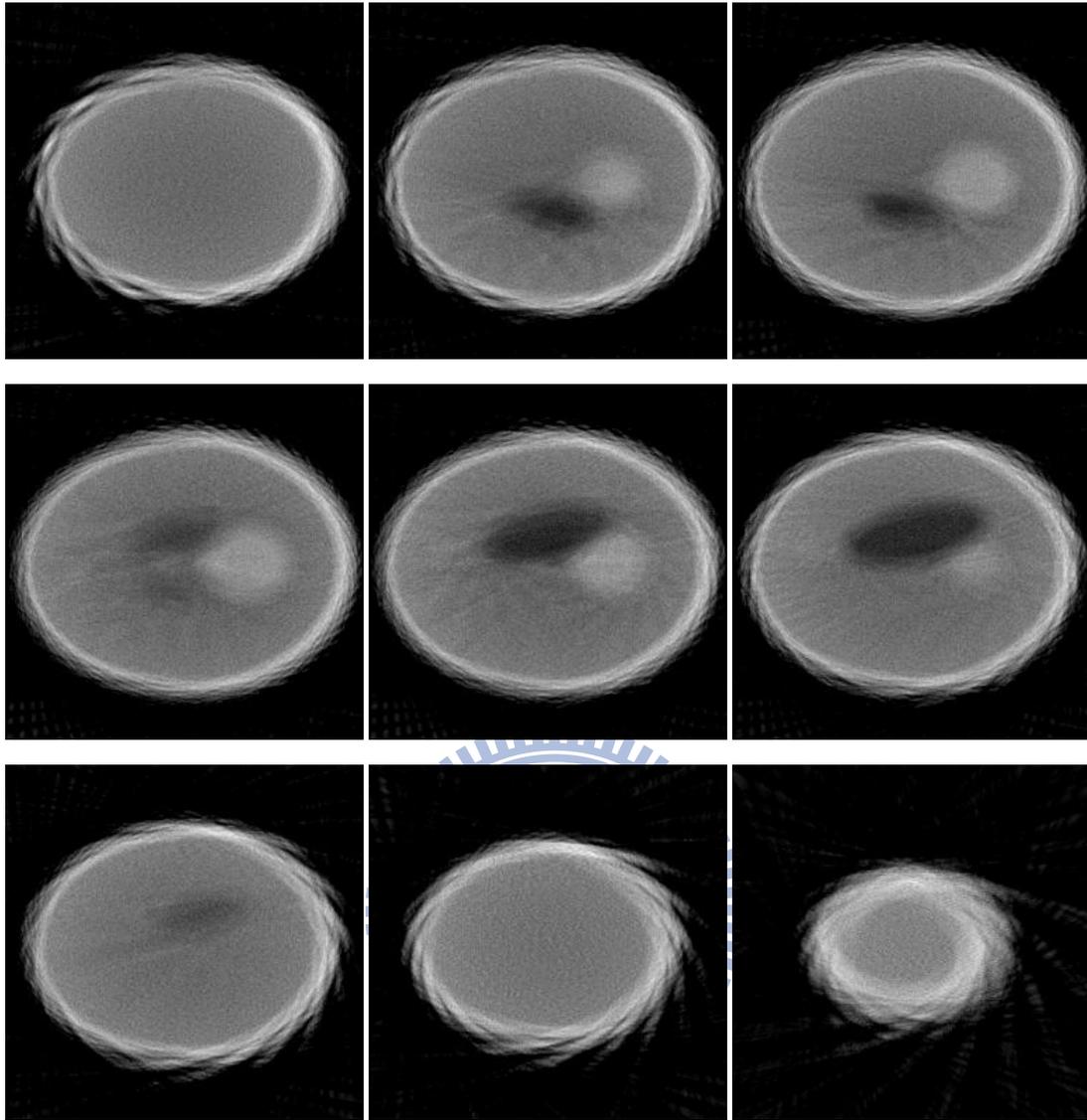


圖 4-10：觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建：(a)第 29 張切面。(b) 第 49 張切面。(c) 第 69 張切面。(d) 第 89 張切面。(e) 第 109 張切面。(f) 第 119 張切面。(g) 第 129 張切面。(h) 第 139 張切面。(i) 第 149 張切面。(j) 第 169 張切面。(k) 第 189 張切面。(l) 第 209 張切面。

4-3-1-5 觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物震動：

觀測物位移到(-100, 45, -60)位置。將新軸以 X 軸旋轉 90 度

觀測物震動：X 軸 -6 到 5 像素之間，Y 軸-3 到 7 像素之間

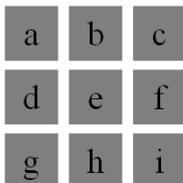
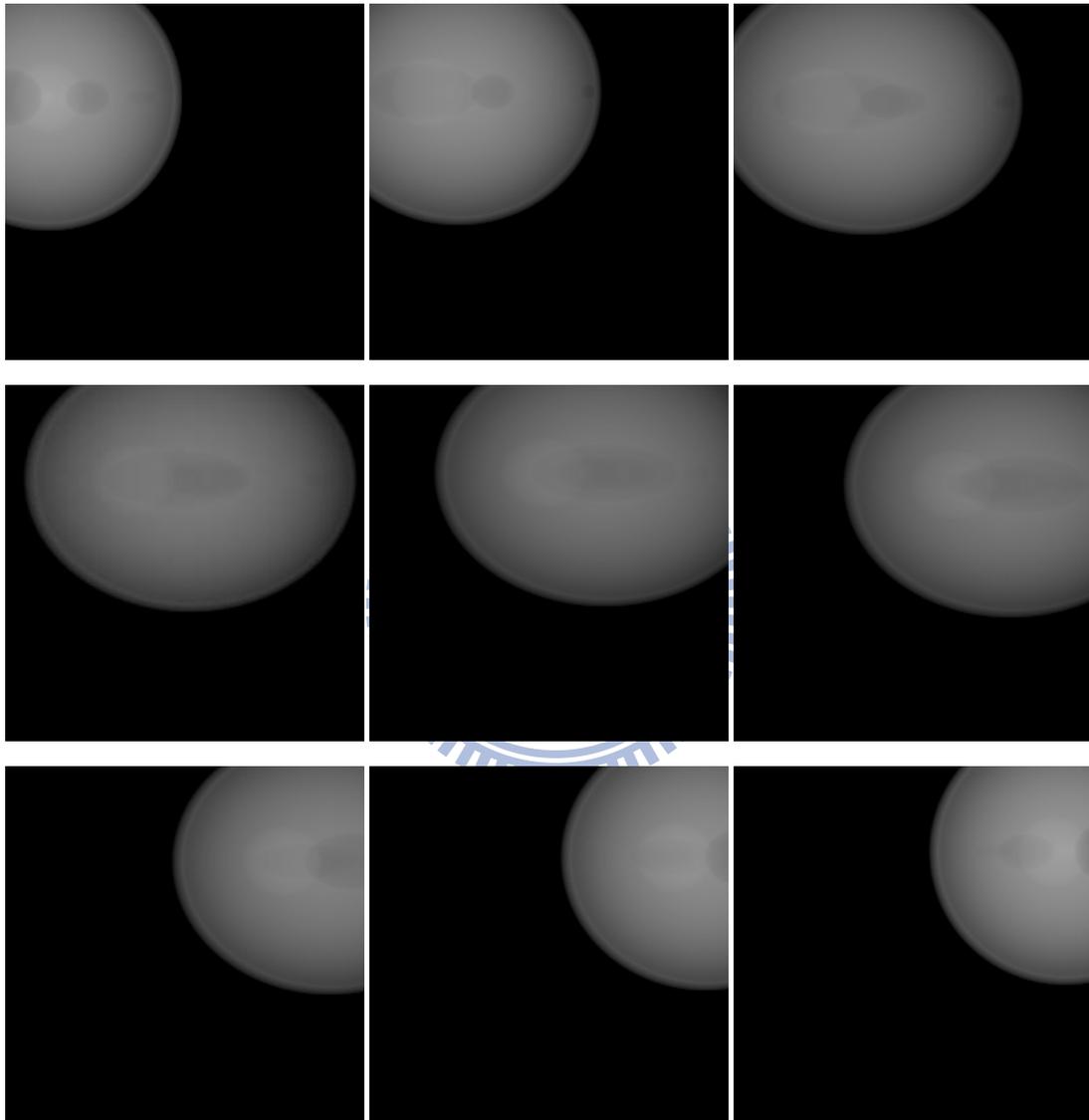
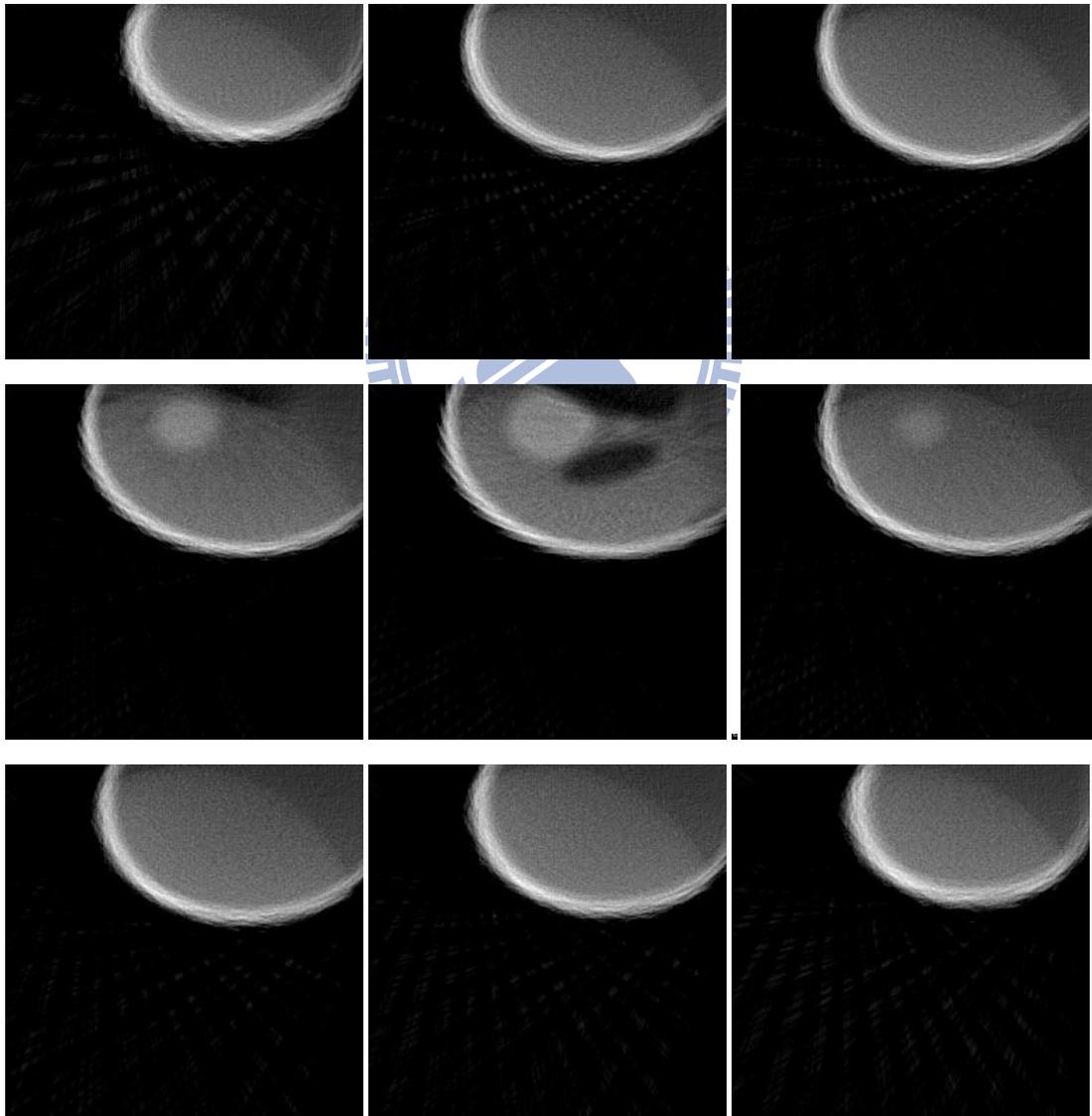


圖 4-11：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物震動的投影資料：(a) 0 度角投影；X 軸位移 2 個像素，Y 軸位移 1 個像素。(b) 29 度角投影；X 軸位移 0 個像

素，Y 軸位移 5 個像素。(c) 49 度角投影；X 軸位移-2 個像素，Y 軸位移-2 個像素。(d) 69 度角投影；X 軸位移-3 個像素，Y 軸位移 1 個像素。(e) 89 度角投影；X 軸位移-4 個像素，Y 軸位移 5 個像素。(f) 109 度角投影；X 軸位移-6 個像素，Y 軸位移-3 個像素。(g) 129 度角投影；X 軸位移 5 個像素，Y 軸位移 0 個像素。(h) 149 度角投影；X 軸位移 3 個像素，Y 軸位移 3 個像素。(i) 169 度角投影；X 軸位移 2 個像素，Y 軸位移 7 個像素。

將 4-3-1-5 狀態的投影資料使用濾波反投影法重建後，切面圖如下：



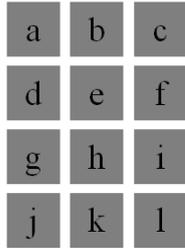
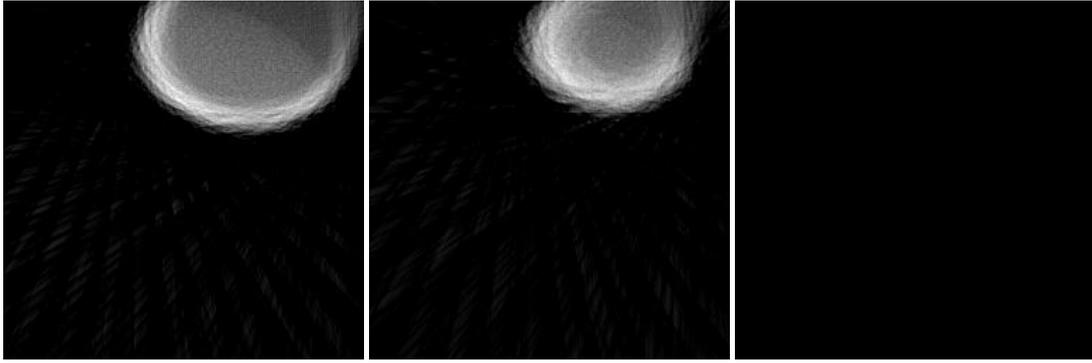
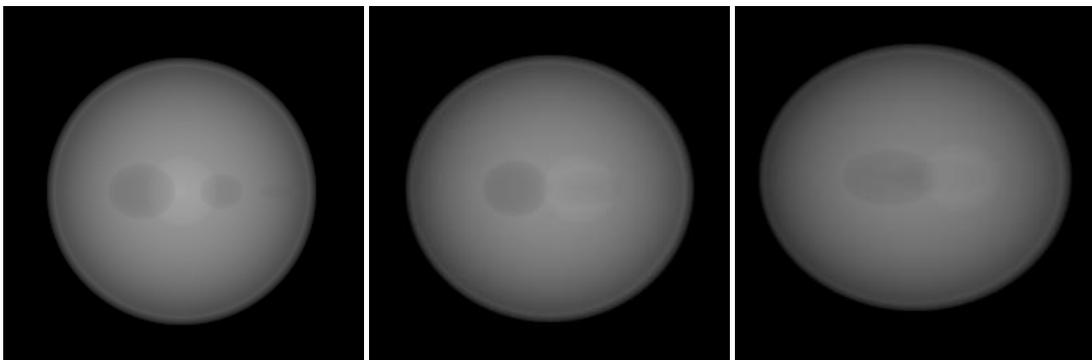


圖 4-12：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建。(a)第 0 張切面。(b) 第 19 張切面。(c) 第 29 張切面。(d) 第 49 張切面。(e) 第 69 張切面。(f) 第 89 張切面。(g) 第 109 張切面。(h) 第 119 張切面。(i) 第 129 張切面。(j) 第 139 張切面。(k) 第 149 張切面。(l) 第 169 張切面。

4-3-1-6 觀測物、轉軸無偏移，觀測物震動：

物體震動：X 軸 -4 到 8 像素之間，Y 軸-9 到 7 像素之間



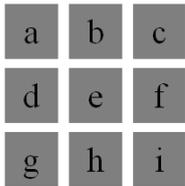
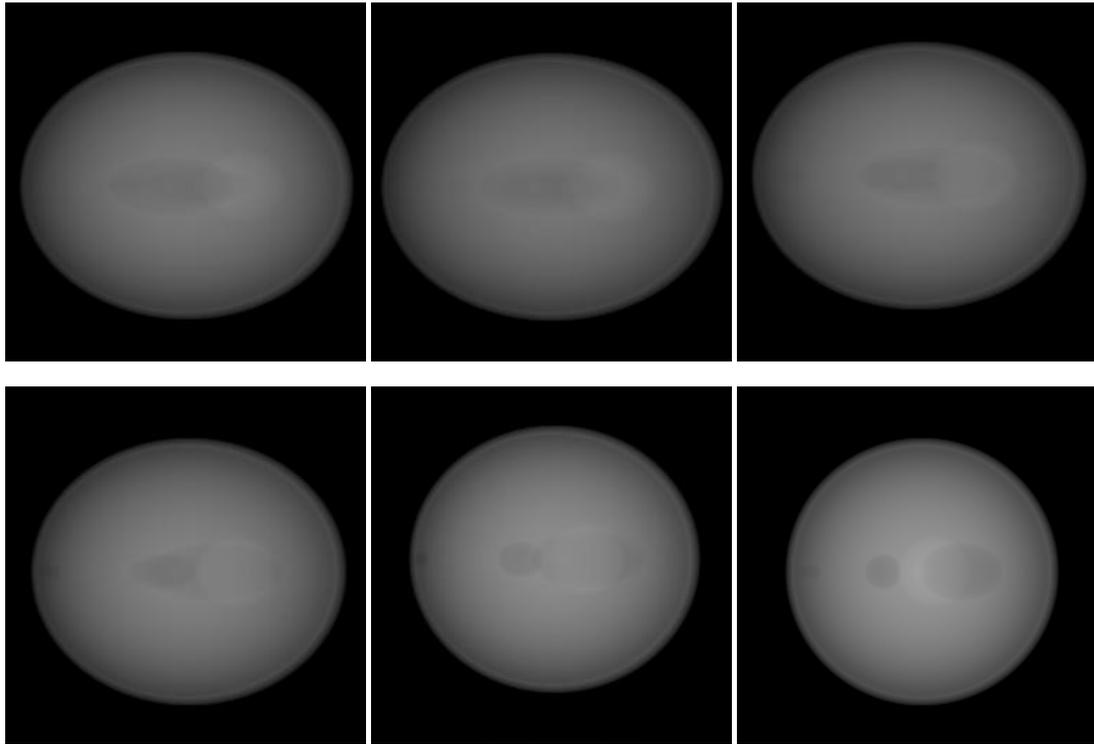
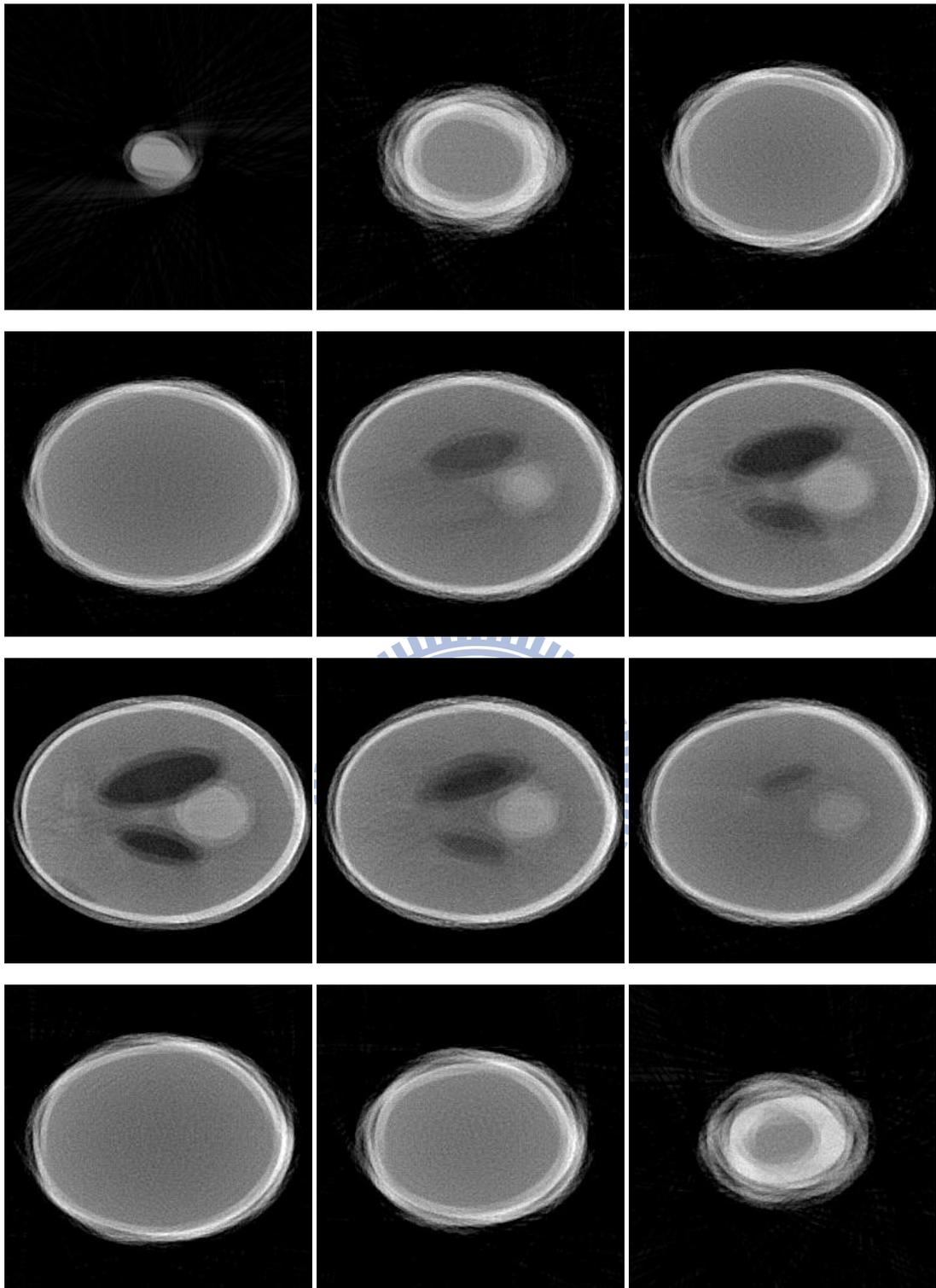


圖 4-13：觀測物、轉軸無偏移，觀測物震動的投影資料。(a) 0 度角投影；X 軸位移-2 個像素，Y 軸位移-4 個像素。(b) 29 度角投影；X 軸位移 0 個像素，Y 軸位移-2 個像素。(c) 49 度角投影；X 軸位移 0 個像素，Y 軸位移 6 個像素。(d) 69 度角投影；X 軸位移 1 個像素，Y 軸位移-2 個像素。(e) 89 度角投影；X 軸位移 1 個像素，Y 軸位移-3 個像素。(f) 109 度角投影；X 軸位移 2 個像素，Y 軸位移 5 個像素。(g) 129 度角投影；X 軸位移 3 個像素，Y 軸位移-4 個像素。(h) 149 度角投影；X 軸位移 3 個像素，Y 軸位移 5 個像素。(i) 169 度角投影；X 軸位移 4 個像素，Y 軸位移-4 個像素。

將 4-3-1-6 狀態的投影資料使用濾波反投影法重建後，切面圖如下：



a	b	c
d	e	f
g	h	i
j	k	l

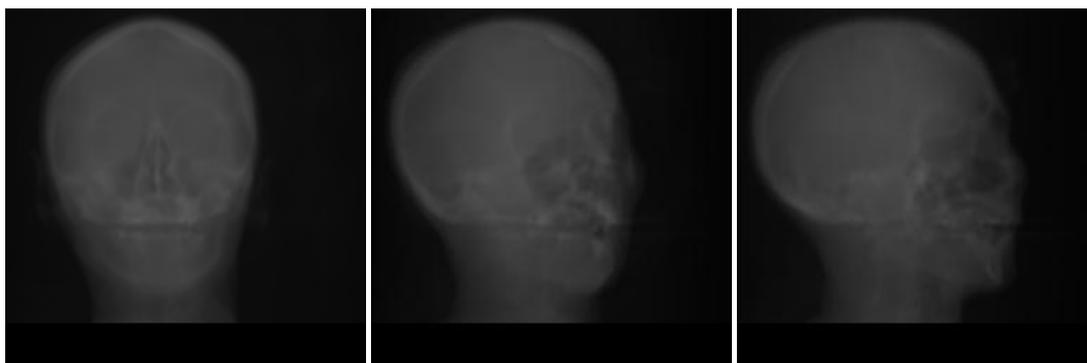
圖 4-14：觀測物、轉軸無偏移，觀測物震動時，使用濾波反投影演算法重建。(a) 第 29 張切面。(b) 第 49 張切面。(c) 第 69 張切面。(d) 第 89 張切面。(e) 第 109 張切面。(f) 第 119 張切面。(g) 第 129 張切面。(h) 第 139 張切面。(i) 第 149 張切面。(j) 第 169 張切面。(k) 第 189 張切面。(l) 第 209 張切面。

4-3-2 實驗二

本小節中所輸入的立體資料為頭的 CT 影像，大小為 256*256*256，可從此 URL 下載：

<http://wwwvis.informatik.uni-stuttgart.de/~engel/pre-integrated/head256.zip>

4-3-2-1 觀測物與轉軸無偏移，觀測物無震動



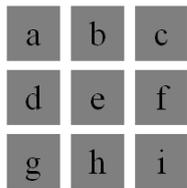
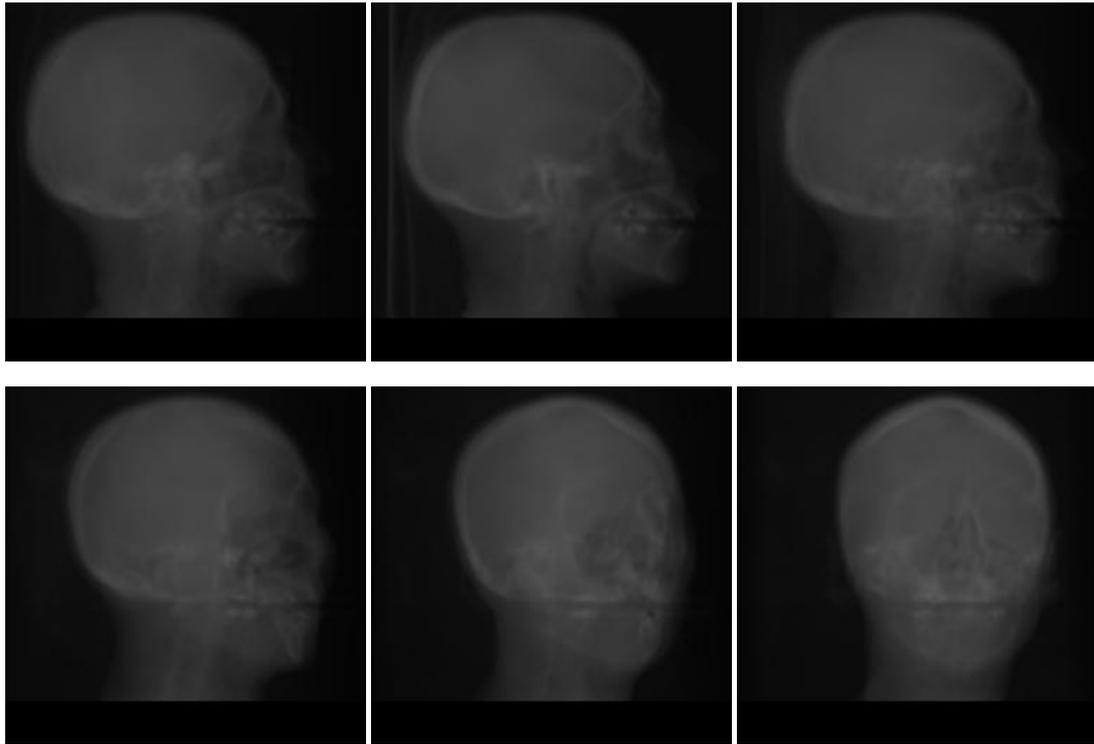
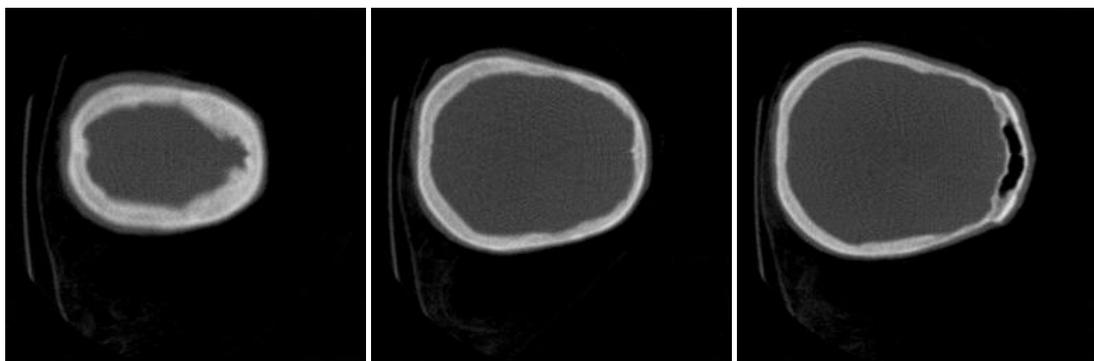
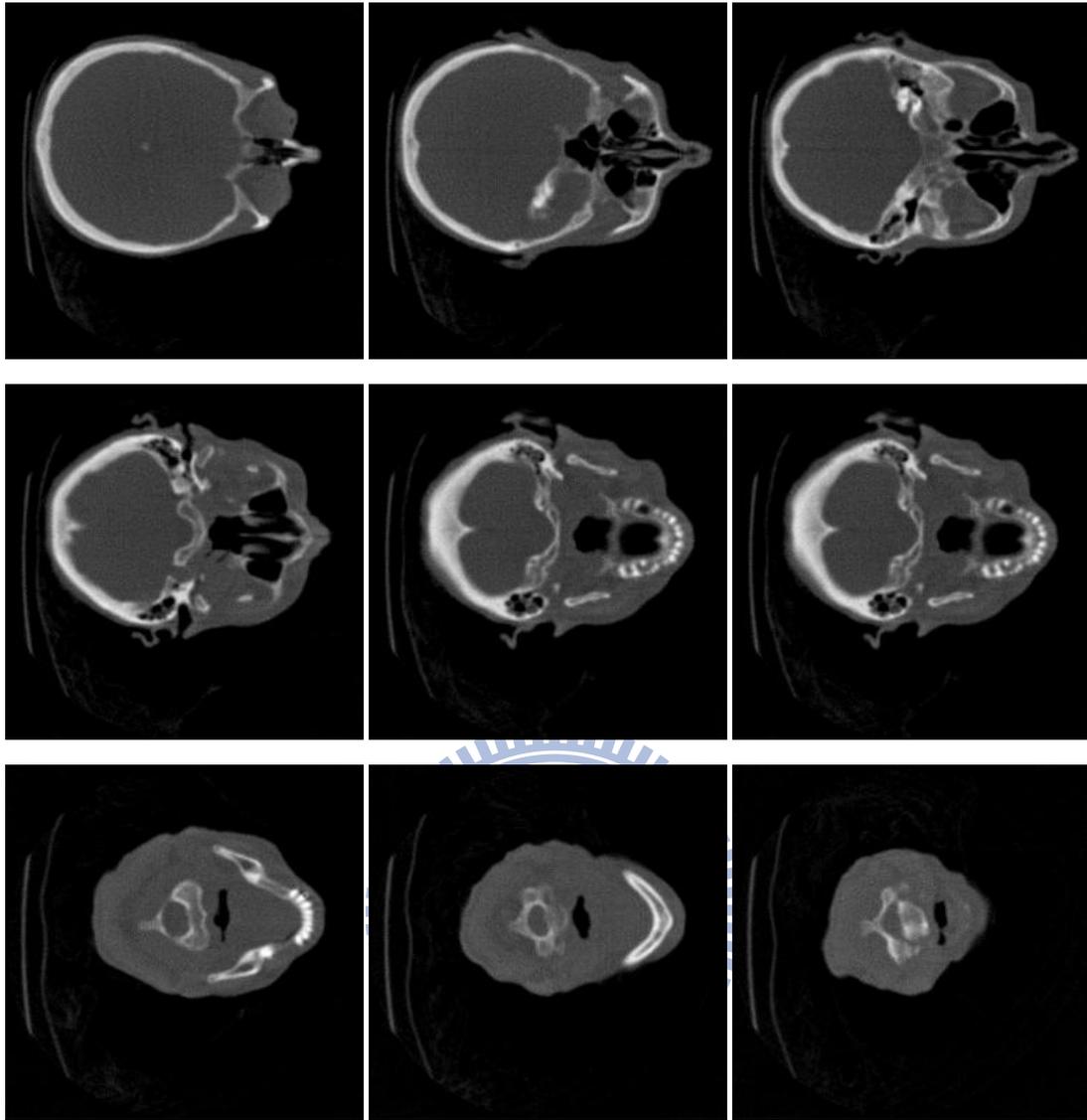


圖 4-15：觀測物與轉軸無偏移、無震動的投影資料：(a) 0 度角投影。(b) 29 度角投影。(c) 49 度角投影。(d) 69 度角投影。(e) 89 度角投影。(f) 109 度角投影。(g) 129 度角投影。(h) 149 度角投影。(i) 169 度角投影。

將 4-3-2-1 狀態的投影資料使用濾波反投影法重建後，切面圖如下：





a	b	c
d	e	f
g	h	i
j	k	l

圖 4-16：觀測物與轉軸無偏移，觀測物無震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建：(a)第 29 張切面。(b) 第 49 張切面。(c) 第 69 張切面。(d) 第 89 張切面。(e) 第 109 張切面。(f) 第 119 張切面。(g) 第 129 張切面。(h) 第 139 張切面。(i) 第 149 張切面。(j) 第 169 張切面。(k) 第 189 張切面。(l) 第 209 張切面。

4-3-2-2 觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物無震動：

物體繞 Y 軸旋轉 12 度，繞 X 軸旋轉 5 度，繞 Z 軸旋轉 6 度：

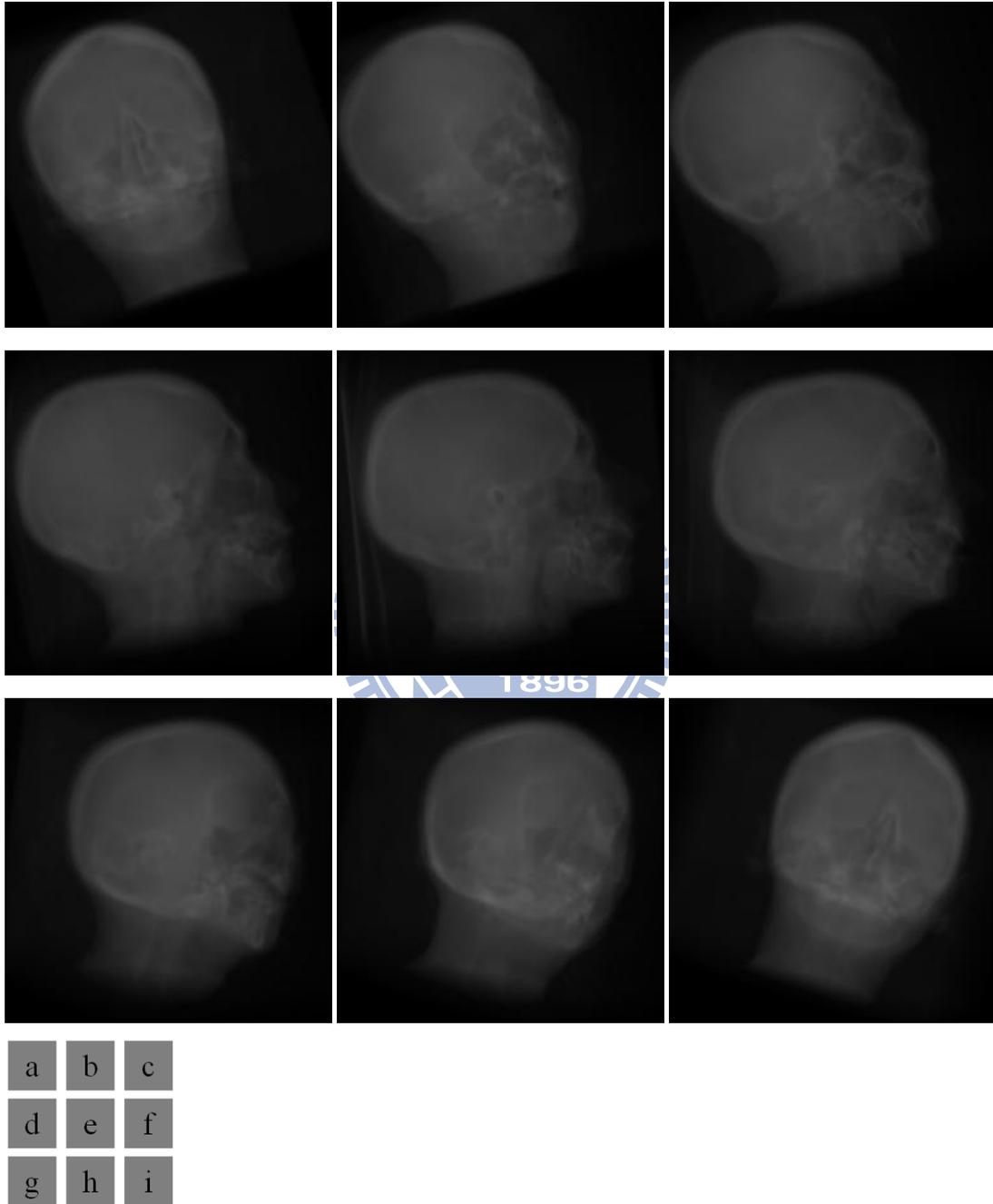
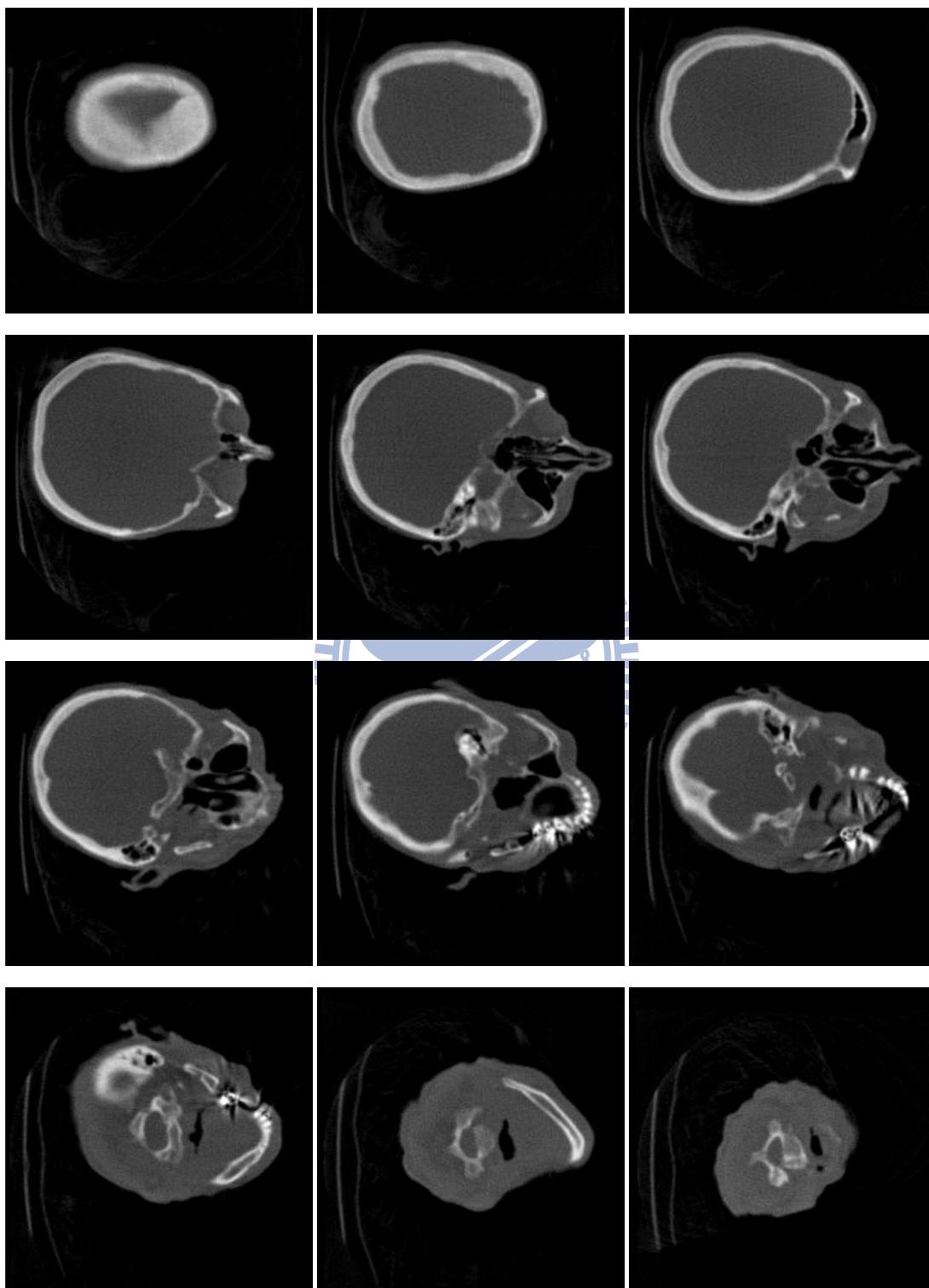


圖 4-17：觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物無震動的投影資料：(a) 0 度角投影。
(b) 29 度角投影。(c) 49 度角投影。(d) 69 度角投影。(e) 89 度角投影。(f) 109 度
角投影。(g) 129 度角投影。(h) 149 度角投影。(i) 169 度角投影。

將 4-3-2-2 狀態的投影資料使用濾波反投影法重建後，切面圖如下：



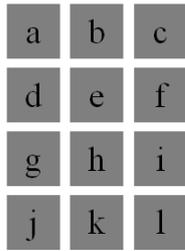
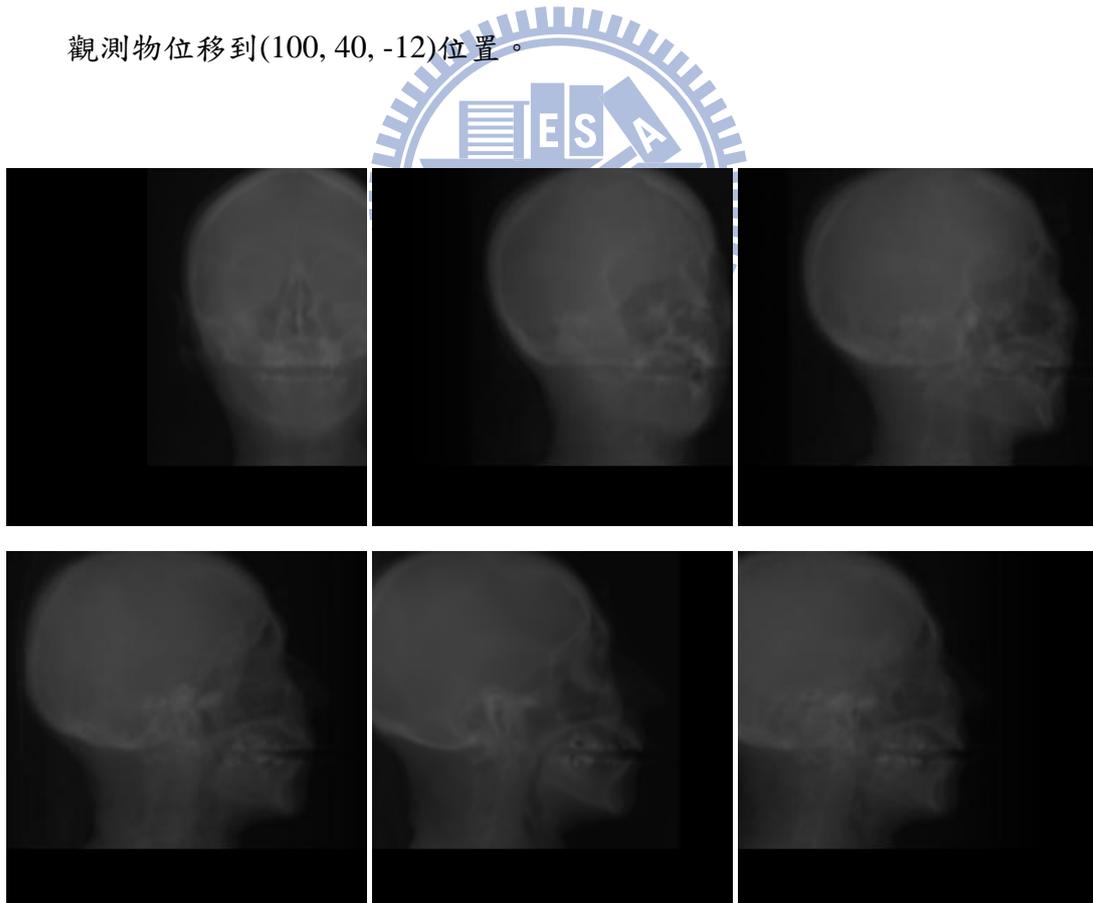


圖 4-18：觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物無震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建：(a)第 29 張切面。(b) 第 49 張切面。(c) 第 69 張切面。(d) 第 89 張切面。(e) 第 109 張切面。(f) 第 119 張切面。(g) 第 129 張切面。(h) 第 139 張切面。(i) 第 149 張切面。(j) 第 169 張切面。(k) 第 189 張切面。(l) 第 209 張切面。

4-3-2-3 觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物無震動：

觀測物位移到(100, 40, -12)位置。



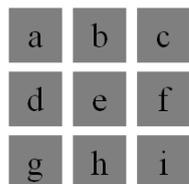
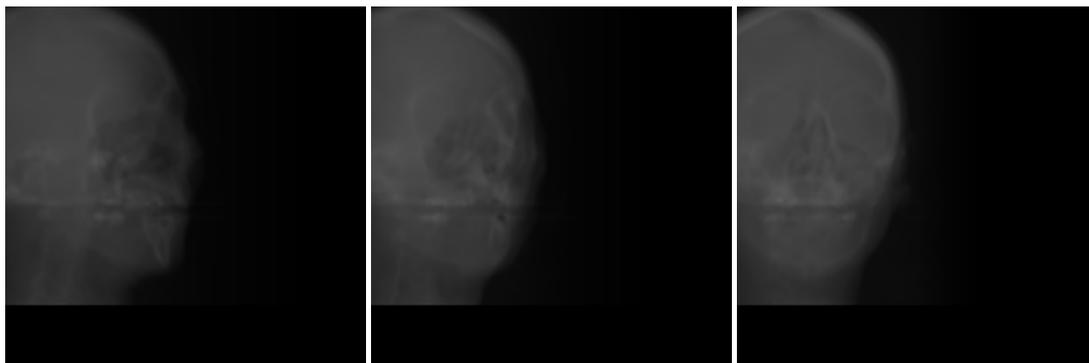
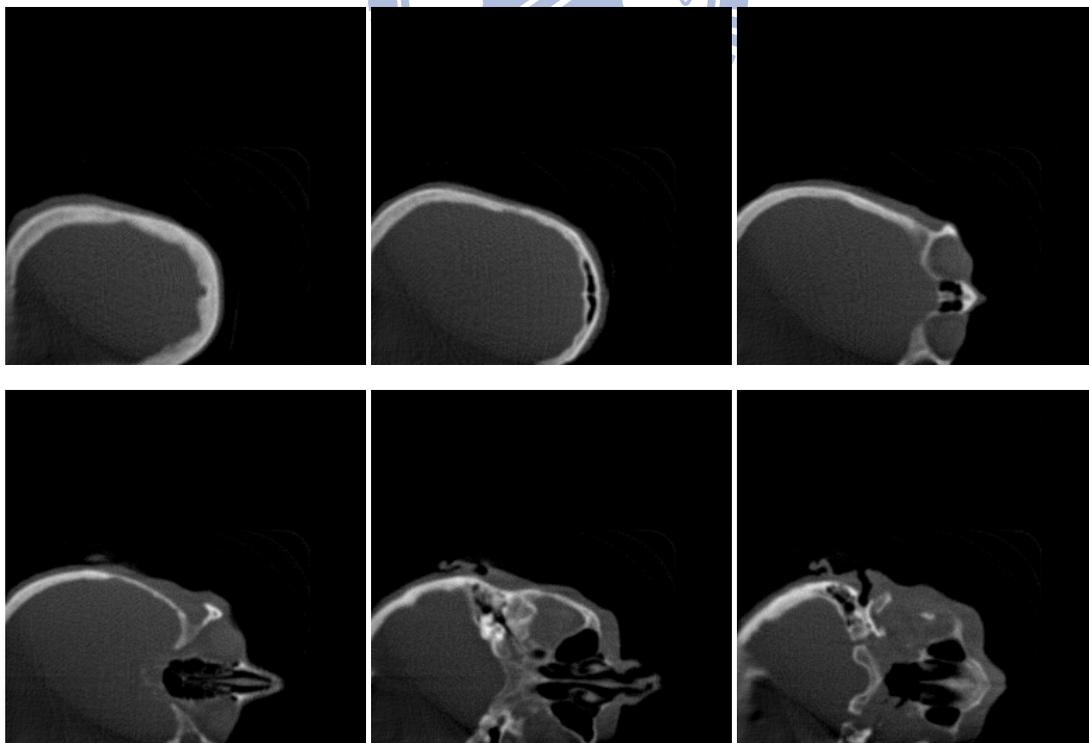
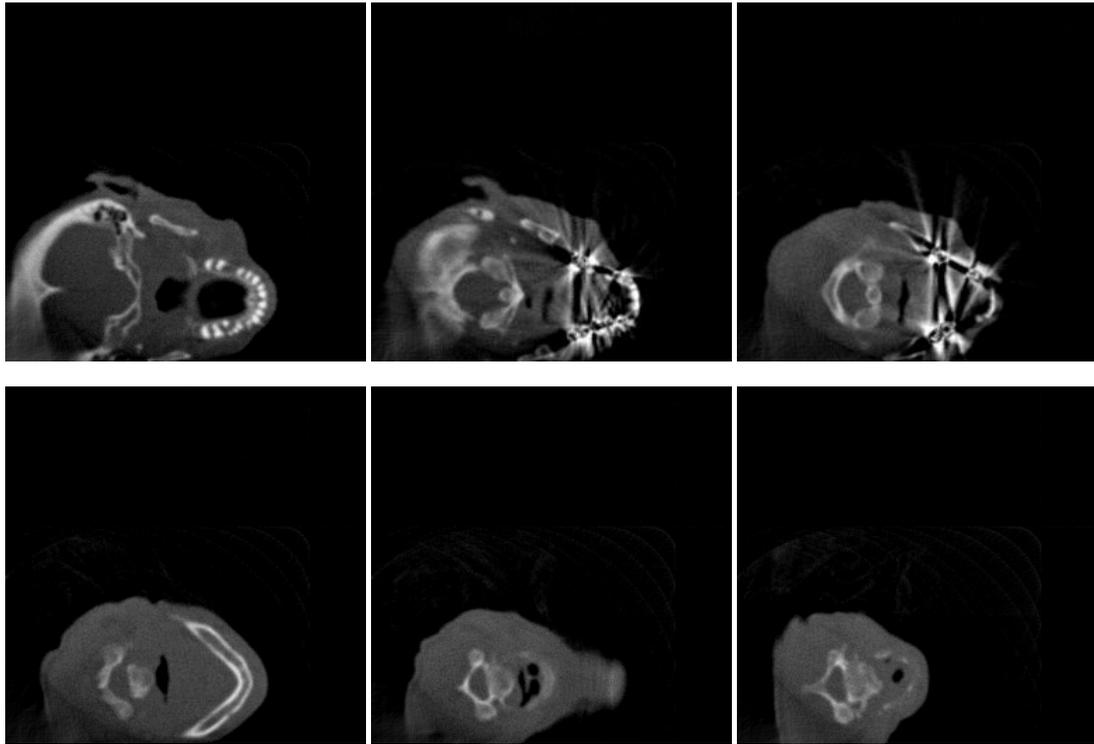


圖 4-19：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物無震動的投影資料：(a) 0 度角投影。(b) 29 度角投影。(c) 49 度角投影。(d) 69 度角投影。(e) 89 度角投影。(f) 109 度角投影。(g) 129 度角投影。(h) 149 度角投影。(i) 169 度角投影。

將 4-3-2-3 狀態的投影資料使用濾波反投影法重建後，切面圖如下：





a	b	c
d	e	f
g	h	i
j	k	l

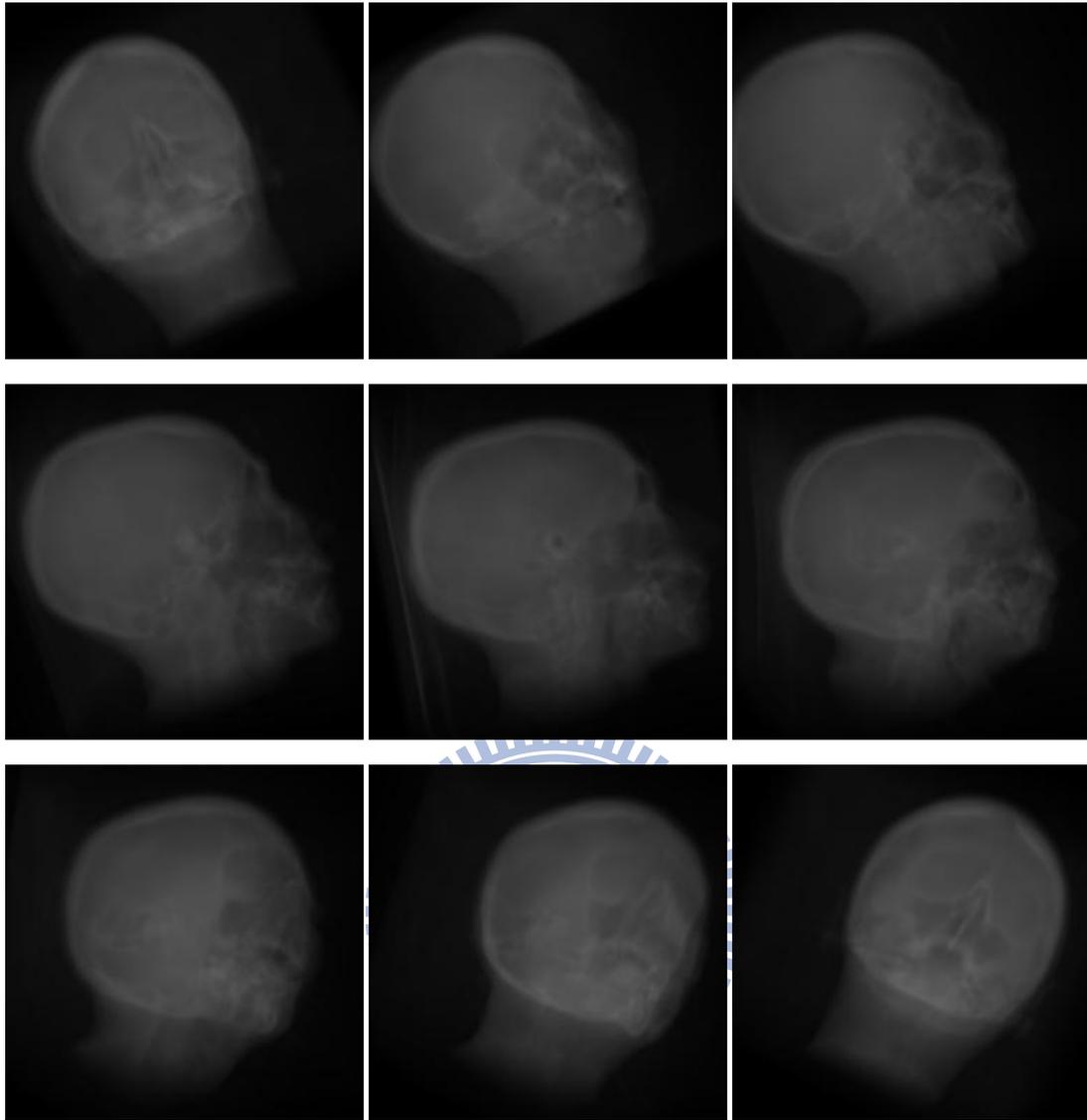


圖 4-20：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物無震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建：(a)第 29 張切面。(b) 第 49 張切面。(c) 第 69 張切面。(d) 第 89 張切面。(e) 第 109 張切面。(f) 第 119 張切面。(g) 第 129 張切面。(h) 第 139 張切面。(i) 第 149 張切面。(j) 第 169 張切面。(k) 第 189 張切面。(l) 第 209 張切面。

4-3-2-4 觀測物偏移、轉軸無偏移，觀測物震動：

觀測物旋轉軸繞 Y 軸旋轉 17 度，繞 X 軸旋轉 10 度，繞 Z 軸旋轉 9 度

觀測物震動：X 軸 -6 到 11 像素之間，Y 軸-9 到 13 像素之間

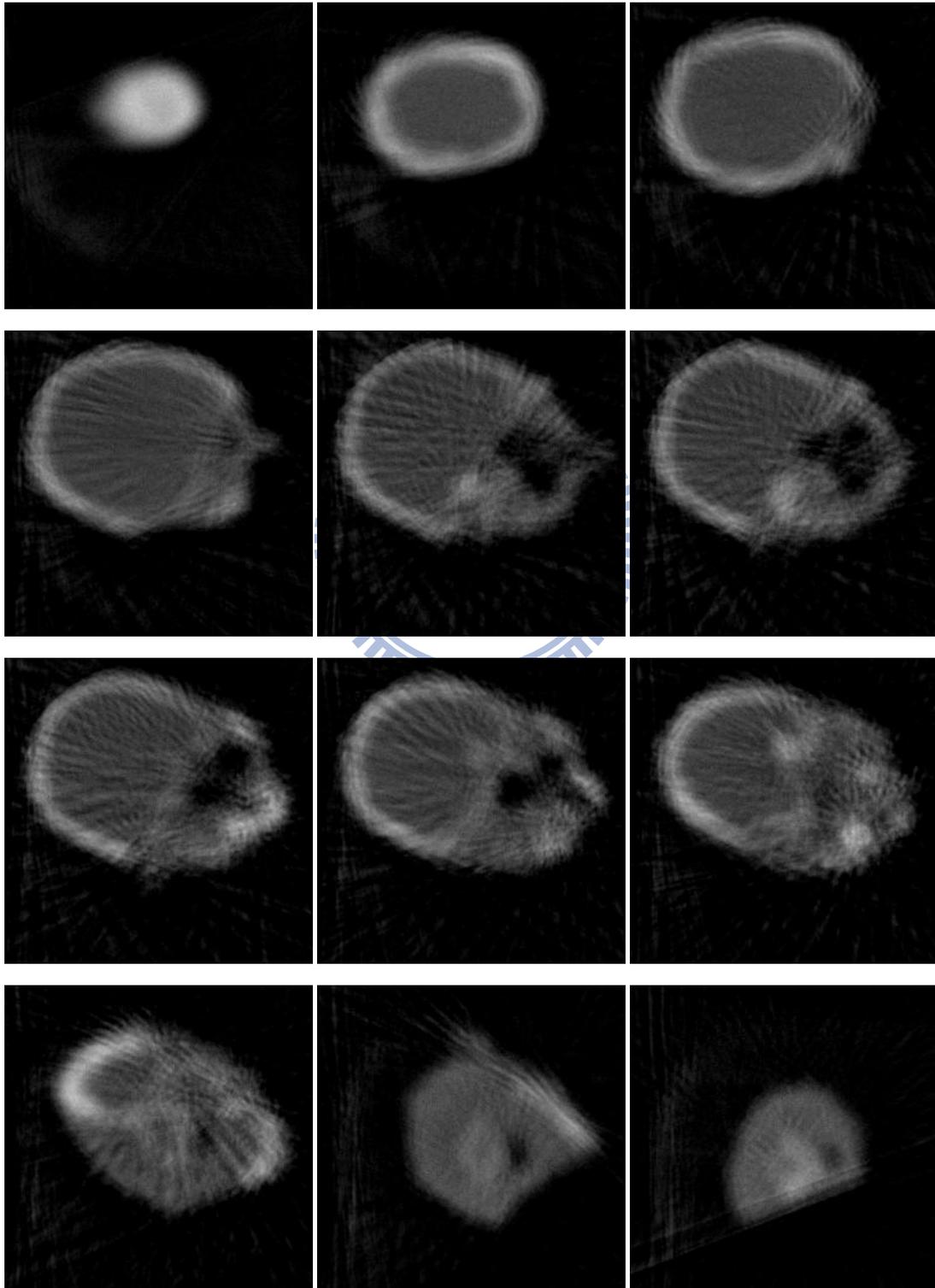


a	b	c
d	e	f
g	h	i

圖 4-21：觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物震動的投影資料：(a) 0 度角投影；X 軸位移 4 個像素，Y 軸位移 7 個像素。(b) 29 度角投影；X 軸位移 4 個像素，Y 軸位移 0 個像素。(c) 49 度角投影；X 軸位移-1 個像素，Y 軸位移-8 個像素。(d) 69 度角投影；X 軸位移 10 個像素，Y 軸位移-3 個像素。(e) 89 度角投影；X 軸位移 5 個像素，Y 軸位移 11 個像素。(f) 109 度角投影；X 軸位移 0 個像素，Y 軸位移 3 個像素。(g) 129 度角投影；X 軸位移-6 個像素，Y 軸位移-5 個像素。

(h) 149 度角投影；X 軸位移 6 個像素，Y 軸位移 10 個像素。(i) 169 度角投影；X 軸位移 0 個像素，Y 軸位移 2 個像素。

將 4-3-2-4 狀態的投影資料使用濾波反投影法重建後，切面圖如下：



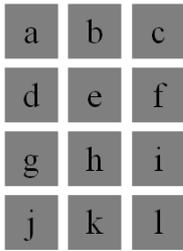
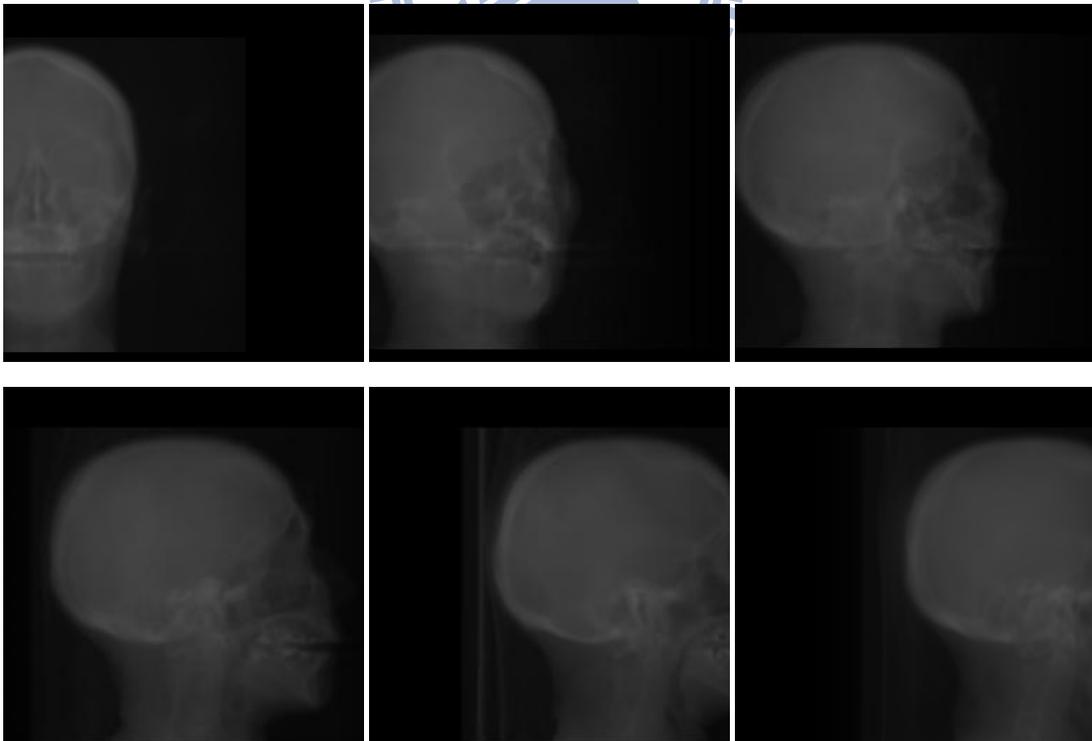


圖 4-22：觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建：(a)第 29 張切面。(b) 第 49 張切面。(c) 第 69 張切面。(d) 第 89 張切面。(e) 第 109 張切面。(f) 第 119 張切面。(g) 第 129 張切面。(h) 第 139 張切面。(i) 第 149 張切面。(j) 第 169 張切面。(k) 第 189 張切面。(l) 第 209 張切面。

4-3-2-5 觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物震動：

觀測物旋位移到(-90, -60, 24)位置。

觀測物震動：X 軸 -6 到 10 像素之間，Y 軸-9 到 3 像素之間



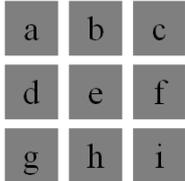
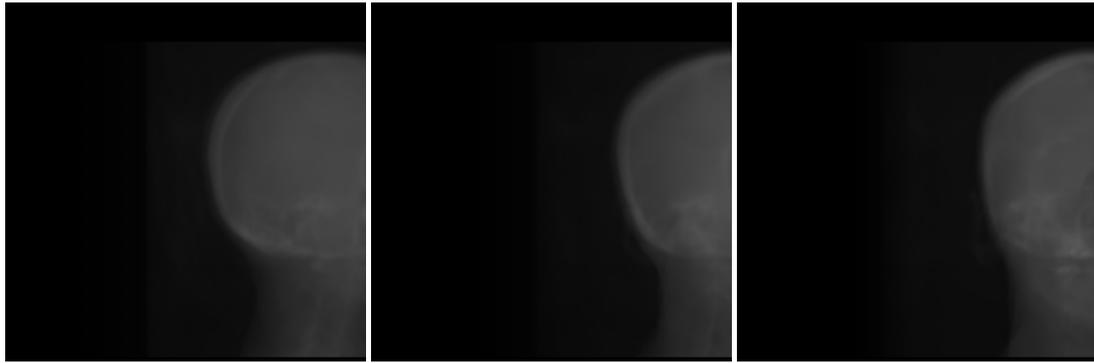


圖 4-23：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物震動的投影資料：(a) 0 度角投影；X 軸位移 6 個像素，Y 軸位移 0 個像素。(b) 29 度角投影；X 軸位移 6 個像素，Y 軸位移 2 個像素。(c) 49 度角投影；X 軸位移 1 個像素，Y 軸位移 3 個像素。(d) 69 度角投影；X 軸位移-5 個像素，Y 軸位移-5 個像素。(e) 89 度角投影；X 軸位移 7 個像素，Y 軸位移-5 個像素。(f) 109 度角投影；X 軸位移 2 個像素，Y 軸位移-5 個像素。(g) 129 度角投影；X 軸位移-4 個像素，Y 軸位移-4 個像素。(h) 149 度角投影；X 軸位移 8 個像素，Y 軸位移-4 個像素。(i) 169 度角投影；X 軸位移 2 個像素，Y 軸位移-4 個像素。

將 4-3-2-5 狀態的投影資料使用濾波反投影法重建後，切面圖如下：



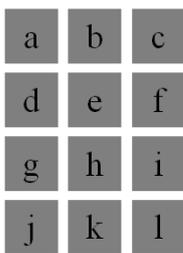
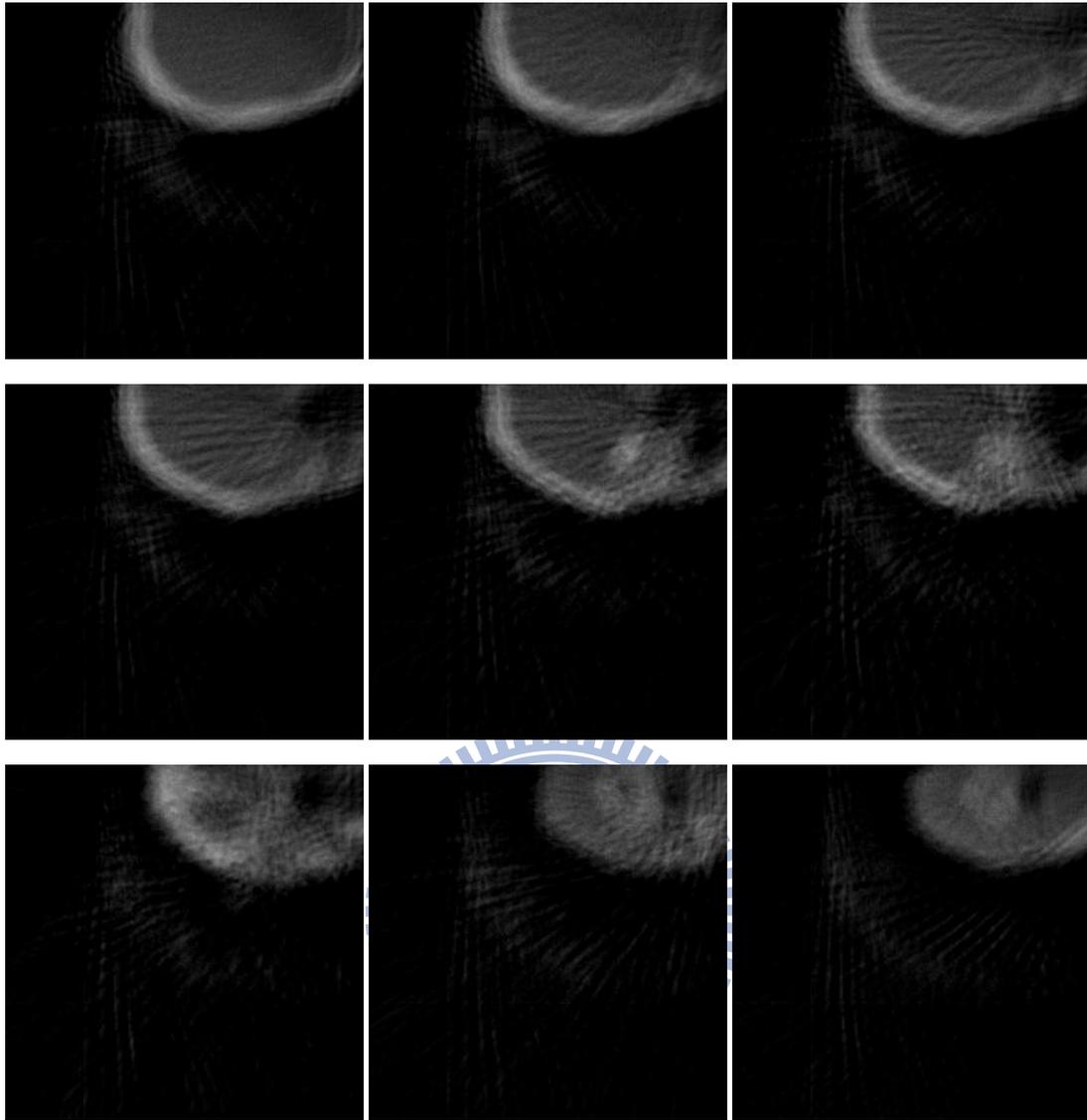


圖 4-24：觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物震動時，所得到的投影資料使用濾波反投影演算法重建。(a)第 29 張切面。(b) 第 49 張切面。(c) 第 69 張切面。(d) 第 89 張切面。(e) 第 109 張切面。(f) 第 119 張切面。(g) 第 129 張切面。(h) 第 139 張切面。(i) 第 149 張切面。(j) 第 169 張切面。(k) 第 189 張切面。(l) 第 209 張切面。

4-3-1-6 觀測物、轉軸無偏移，觀測物震動：

物體震動：X 軸 -5 到 7 像素之間，Y 軸-2 到 4 像素之間

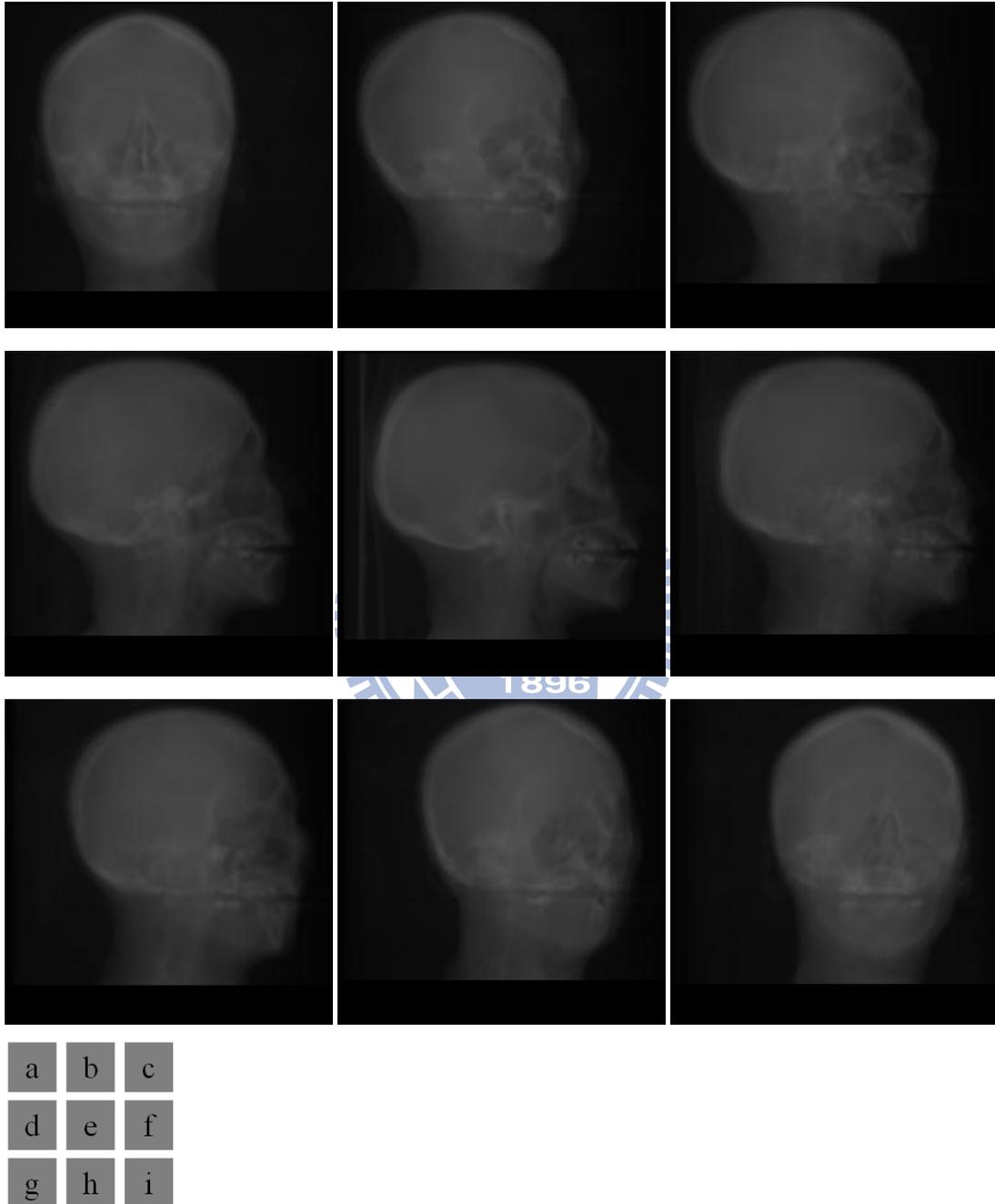
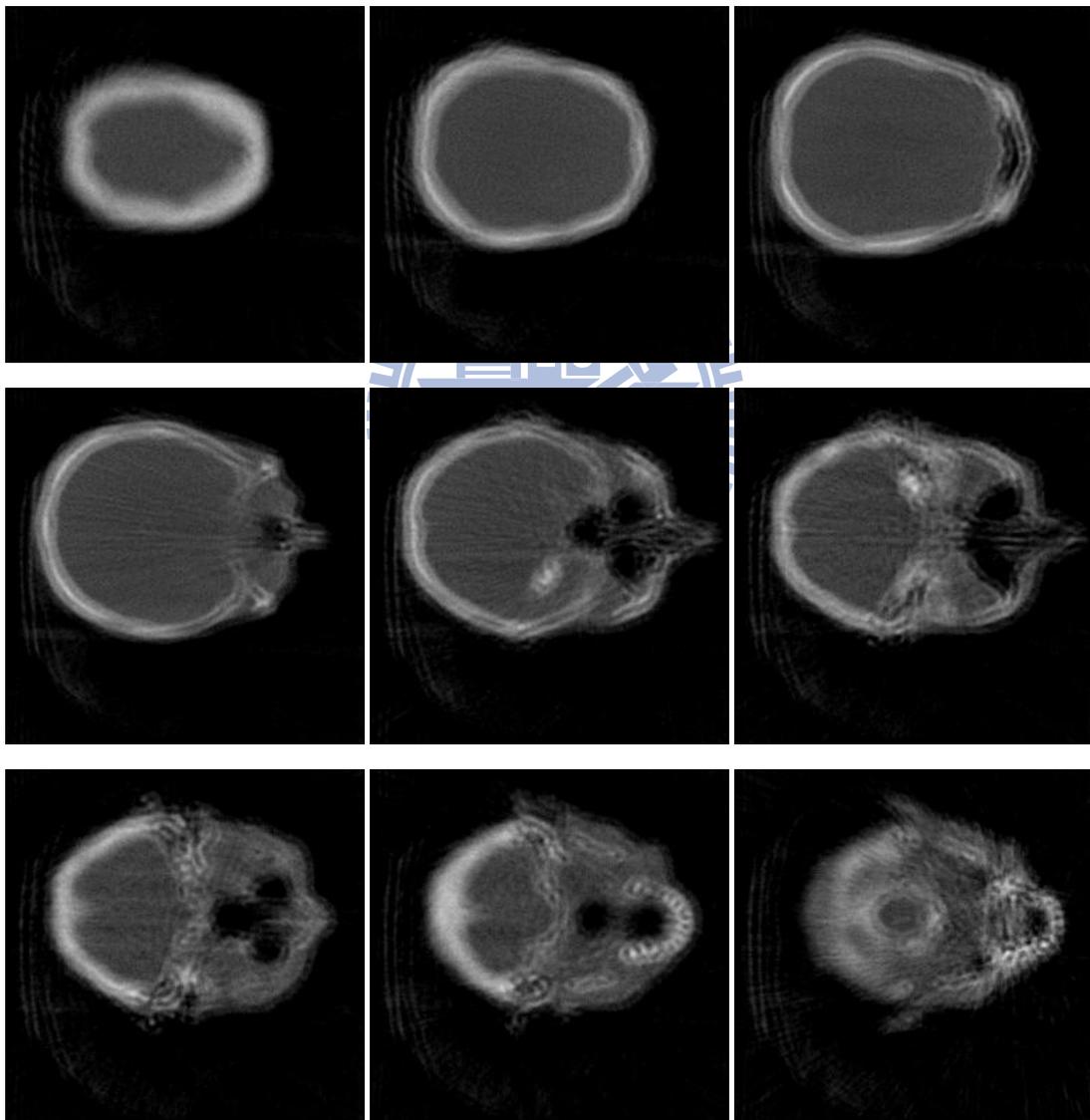


圖 4-25：觀測物、轉軸無偏移，觀測物震動的投影資料。(a) 0 度角投影；X 軸位移 1 個像素，Y 軸位移-2 個像素。(b) 29 度角投影；X 軸位移 3 個像素，Y 軸位移-1 個像素。(c) 49 度角投影；X 軸位移 4 個像素，Y 軸位移 4 個像素。(d) 69

度角投影；X 軸位移 4 個像素，Y 軸位移 1 個像素。(e) 89 度角投影；X 軸位移 5 個像素，Y 軸位移-2 個像素。(f) 109 度角投影；X 軸位移 5 個像素，Y 軸位移 2 個像素。(g) 129 度角投影；X 軸位移 6 個像素，Y 軸位移 0 個像素。(h) 149 度角投影；X 軸位移 7 個像素，Y 軸位移 4 個像素。(i) 169 度角投影；X 軸位移 7 個像素，Y 軸位移 1 個像素。

將 4-3-2-6 狀態的投影資料使用濾波反投影法重建後，切面圖如下：



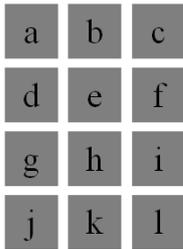
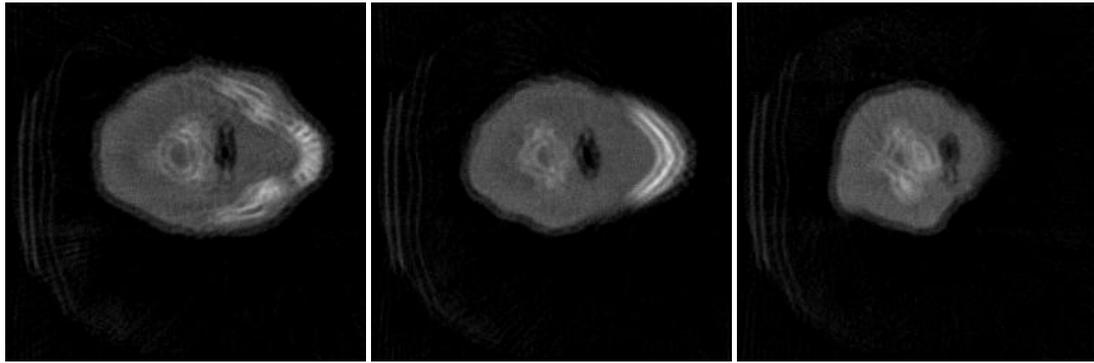
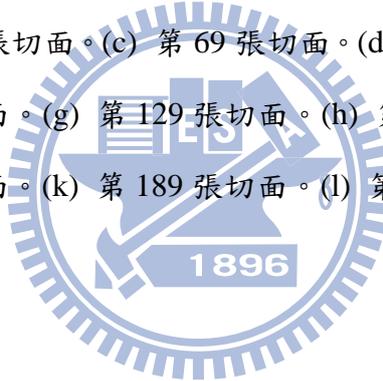


圖 4-26：觀測物、轉軸無偏移，觀測物震動時，使用濾波反投影演算法重建。(a) 第 29 張切面。(b) 第 49 張切面。(c) 第 69 張切面。(d) 第 89 張切面。(e) 第 109 張切面。(f) 第 119 張切面。(g) 第 129 張切面。(h) 第 139 張切面。(i) 第 149 張切面。(j) 第 169 張切面。(k) 第 189 張切面。(l) 第 209 張切面。



由上述的實驗結果分別以先前提的六種情況：觀測物與轉軸無偏移、無震動；觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物無震動；觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物無震動；觀測物偏移，轉軸無偏移，觀測物震動；觀測物中心偏移，以新軸旋轉，觀測物震動；觀測物震動。測試重建後 artifact 影響。單純只有物體偏移與物體中心偏移情況下，重建並無明顯的 artifact 產生，與皆無偏移震動的重建結果相比，只是顯示物體位置偏移，影像品質是相同。物體的震動造成重建後 artifact 最為明顯。震動造成的 artifact 重建後無法得知物體細節。若能對震動的影響提出改善的方法，則能增加重建後結果正確性與可讀性。

第五章 結論與未來展望

本篇論文說明如何模擬 CT 掃描器系統。本系統應用矩陣進行三維空間視點座標的轉換，使用 3D texture-based 立體渲染來顯示影像，使用 2D texture mapping 顯示立體資料的切面影像，最後利用著色器讓 GPU 執行指定的程式。藉由輸入立體資料整合上述的方法，讓使用者模擬操作 CT 掃描器，產生的投影資料經由反濾波演算法能成功的重建影像。對於不同因素下，重建結果所產生的 artifact 有所不同。

在未來，可把濾波反投影演算法導入本系統，使得影像重建的流程能完整。以及考慮光學的性質的影像，例如光線的折射、光線的遠近衰減；加入雜訊和背景的影響，射影的鏡頭可能會有灰塵的影響、對物體投影時可能會有背景等等；觀測物是活體時，可能會發生變形的情況，這些都是現實會發生的情況，將這些情況都考慮進去，相信此系統會更加的完善與擬真。最終是希望能透過此系統，對於任何能改善國家同步輻射研究中心產生 artifact 的方法，提供一個方便驗證的系統，而不需要實際去操作掃描器驗證，這是發展本系統的最主要目的。

參考文獻

- [1] R.H. Bracewell and A.C. Riddle, “Inversion of fan beam scans in radio astronomy”, Astrophysics Journal, vol.150, pp.427-434, 1967.
- [2] M. Ikits, J. Kniss, A. Lefohn, and C. Hansen, “Volume Rendering Techniques”, chapter 39, pages 667-692. GPU Games: Programming Techniques, Tips, and Tricks for Real-Time Graphics. Addison Wesley, 2004.
- [3] Lee W. Goldman, “Principles of CT and CT Technology”, Journal of Nuclear Medicine Technology, Vol. 35, Number 3, pp.115-128, 2007.
- [4] Gung-Chian Yin, “Phase Imaging in Transmission X-ray Microscope”, National Chiao Tung University, A Dissertation Submitted in partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Doctor of Philosophy in The Institute of Electro-Optical Engineering College.
- [5] W. E. Lorensen and H. E. Cline, “Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm”, SIGGRAPH '87 Proceedings, pp.163-169, 1987.
- [6] H. Ray, H. Pfister, D. Silver, and T. Cook, “Ray-casting architectures for volume visualization”, IEEE Transactions Visualization and Computer Graphics, Vol. 5, No. 3, pp. 210-223, 1999.
- [7] R. J. Rost, “OpenGL Shading Language, 2nd edition”, Addison Wesley, 2006.
- [8] Richard S. Wright, Jr., Michael Sweet, “OpenGL SuperBible, 2nd edition”, Waite Group Press, 1999.