

電腦斷層攝影譯叢①

腦部電腦斷層攝影

Computerized
Tomography
of the Brain

西德柏林自由大學醫師

Sebastian Lange

Thomas Grumme

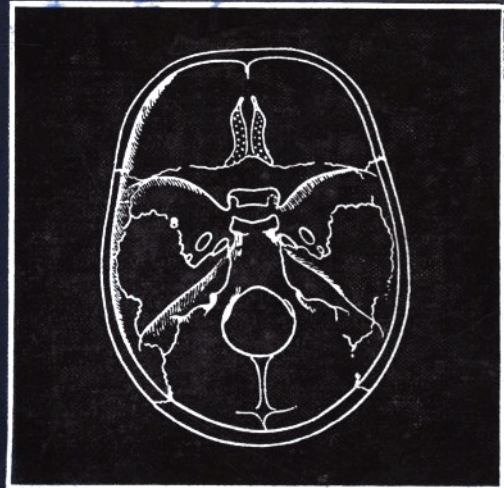
Wolfgang Meese

原著

放射線診斷科醫師

鄭慶明 譯

Z Z Z Z Z Z
Z Z Z Z Z Z
Z Z Z Z Z Z
Z Z Z Z Z Z



電腦斷層攝影譯叢 ①

腦部電腦斷層攝影

Computerized Tomography of the Brain

西德柏林自由大學醫師

Sebastian Lange

Thomas Grumme

Wolfgang Meese

原著

放射線診斷科醫師

鄭慶明 譯

合記圖書出版社

1982年

出版登記證局版台業字第0698號

著作權註冊台內著字第 號

版權所有翻印必究

中華民國七十一年八月初版

腦部電腦斷層攝影

實價新台幣：300元正

編譯者：鄭 慶 明

發行人：吳 富 幸

發行所：合記圖書出版社

總經理：合記書局(台北醫學院對面)

地址：台北市吳興街249號(電話7019404)

打字部：3012065

香港總代理：藝文圖書公司

地址：香港·九龍·塘尾道66~68號15樓1號

電話：3-966266

譯 序

「電腦斷層攝影掃描機」於1971年首次作臨床試用。臺北市榮民總醫院於1978年10月引進國內首部全身型電腦斷層攝影掃描機，長庚紀念醫院則於1979年7月啓用國內首部頭部型掃描機，是爲目前國內約十七部掃描機中之第二部設置者。

首次將影像重建技術成功地運用在醫學上的美國塔弗斯大學物理學教授艾倫·柯麥克，以及將這個概念付諸實施的英國電子音樂儀器公司電子工程師高佛烈·霍斯斐德，以其劃時代的貢獻，共同獲頒1979年度諾貝爾醫學獎。

鑒於目前論述「電腦斷層攝影術」之中文書籍不多，茲選譯數冊有關著作，輯爲叢書，期求拋磚引玉之效。

本書譯自西德柏林自由大學 Sebastian Lange、Thomas Grumme 與 Wolfgang Meese 三位醫師原著之 *Zerebrale Computer-Tomographie* 英文版。其內文言簡意賅，插圖精緻；按圖索驥，當能一目瞭然。

荷蒙 合記書局吳富章先生惠予出版，特此誌謝。

鄭 慶 明

謹識於長庚紀念醫院

放射線診斷科

1982年

* 譯者之其他譯作：

1. 實用頭部電腦斷層攝影判讀入門
2. 腹部超音波大全

著作：

1. 電腦斷層攝影對腦膜炎的診斷 中華放射醫誌 5:169-176, 1980
2. 經皮穿管血管造形術 當代醫學 8:300-304, 1981

目 錄

	頁數
譯序.....	0
前言.....	1
第一章 電腦斷層攝影術的物理與技術原理 Physical and technical principles of computerized tomography	2
原理。數學影像重組。影像的特性	
第二章 正常腦部 The normal brain	9
檢查技術。電腦斷層圖上的腦部解剖。對比劑的應用。人為跡象	
第三章 腦顱損傷 Cerebro-cranial injuries	31
閉合性腦部傷害。開放性腦部傷害	
第四章 小兒神經疾病 Neuropaediatric diseases	42
畸形。產周腦損傷。嬰兒硬腦膜下水瘤	
第五章 腦血管病變 Cerebro-vascular lesions	57
腦梗塞。腦出血。血管畸形	
第六章 退行性疾病 Degenerative diseases	69
大腦萎縮。脫髓鞘病	
第七章 炎症 Inflammations	77
廣泛性腦炎。局部性腦炎。特異性肉芽腫。腦炎後腦部變化。硬腦膜下積膿	
第八章 贅瘤 Neoplasms	81
特性、分類與電腦斷層圖之評斷標準。腦膜瘤。星形細胞瘤。間膠質瘤。多形性神經膠質母細胞瘤。膠質母細胞瘤。髓質母細胞瘤。神經纖維瘤。垂體腺瘤。顱咽管瘤。轉移癌。罕見型腦瘤	
第九章 鑑別診斷表 Differential diagnostic tables	111
參考文獻.....	127
索引.....	131

前 言

物理學家高佛烈·霍斯斐德 (Godfrey Hounsfield) 與神經放射線學家占士·安布羅斯 (James Ambrose) 於1972年引進電腦斷層攝影術後，徹底地改變了腦部疾病的診斷方式。電腦斷層攝影術已經成為最重要和最常用的神經放射線學設備。

本書期望能引導醫師們，讓他們能够辨識、判讀及評斷電腦斷層圖。腦部之正常與病理形態皆以精簡詞句說明，其電腦斷層圖之描述則引用許多例子並以繪圖輔助之。書末附加之鑑別診斷表用以強調影像中各個別構造所代表的多種意義，並指出此種檢查方法所受限制。

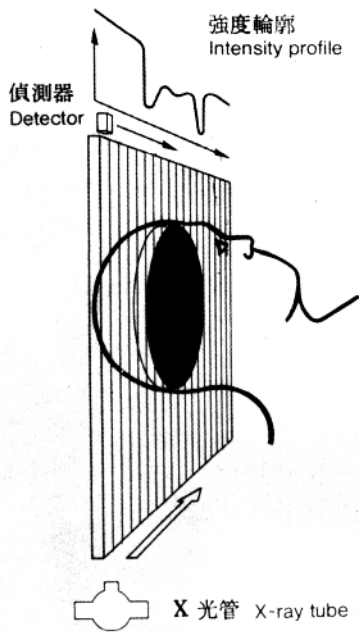
第一章 電腦斷層攝影的物理與技術原理

Physical and technical principles of
computerized tomography

原 理

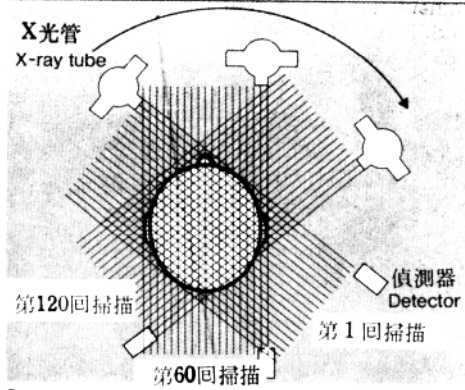
英國物理學家霍斯斐德 (Hounsfield)
(38. 39) 於1968 年以其專利說明書詳細描述電腦斷層攝影術原理：將調節過的X光線依切面方向掃描橫置身體之斷層片；通過斷層片以後，X光線的強度輪廓由偵測器接收（圖1）。若由多個角度重覆這種直線掃描，則目標橫斷片對X光吸收值的空間分佈 (Spatial distribution) 經過計算可轉變為影像。由於這種數學運算十分複雜，只有仰賴現代電腦技術才能進行。

電腦斷層攝影術超越傳統放射線技術之處在於它的高對比解像力 (High contrast resolution)。傳統X光片上，身體受輻射層面的影子皆互相重疊；相反的，電腦斷層攝影術所橫斷的影像則不會被鄰接的身體斷層片的影子曲解 (Falsified)。即使目標內極度小量的吸收差別也探查得到；舉例言之，顱內軟組織構造也能顯影。由於具有這樣良好的對比解像力，電腦斷層攝影術值得讚譽為自從發現X光以來，放射線診斷學上最重要的進步。



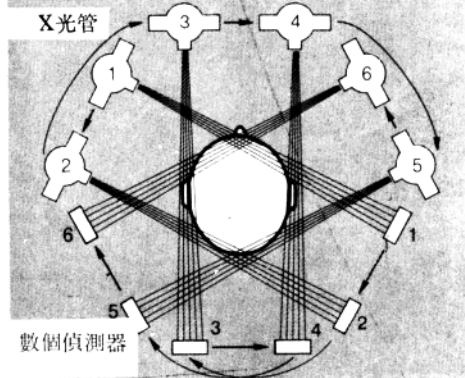
1
圖 1. 以X光管及偵測器對頭顯斷層片作直線掃描

Single degree rotation steps 單角度旋轉步驟



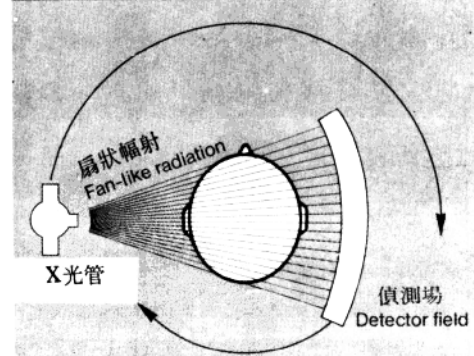
2 a

Multi-degree rotation steps 多角度旋轉步驟



2 b

Continuous rotation 連續旋轉



2 c

圖 2. 不同方法的掃描—a) 針狀輻射。直線掃描與單一偵測器組合的旋轉步驟—b) 扇狀輻射。由數個偵測器來測量衰減強度；旋轉步驟加大使偵測較快。—c) 廣角扇狀輻射（與偵測場）之組合。偵測場改進了直線掃描，使得X光管與偵測器祇須旋轉，（譯按：不必再作 a, b 中之平移）。

數學影像重組

(Mathematical image reconstruction)

電腦斷層攝影術所應用到的數學影像重組對傳統放射線學而言是陌生的。為了便於瞭解起見，吾人應當先將身體上的目標橫斷片設想為可以分割成 $n \times n$ 個互相鄰接而大小相等的立方塊（即目標元素 Object element）（圖 3）。若一道 X 光線穿透一系列 n 個目標元素，則根據吸收定律（Laws of absorption）應用下列公式：

$$\ln \frac{I_0}{I} = \sum_{i=1}^n \mu_i$$

（ I_0 = 進入之強度， I = 出去之強度， μ = 受輻射空間元素的吸收係數）

由於 I_0 與 I 皆由偵測器測量，方程式左邊就具有一個數值，右邊則為尚未知的吸收係數總和。

若目標斷層片受到超過 $n \times n$ 個方向的輻射，則形成多過 $n \times n$ 個方程式，此時欲求出 $n \times n$ 個目標元素的未知吸收值的數學解答，按理說是可能的。然而實際運用時，密度分佈並未以方程式系統的複雜解題來計算。適合電腦操作的近似程序已經發展（8），回旋曲線對數（Convolution algorithm）（圖 4）就是新一代電腦斷層攝影術中最常用的近似程序。

影像的特性

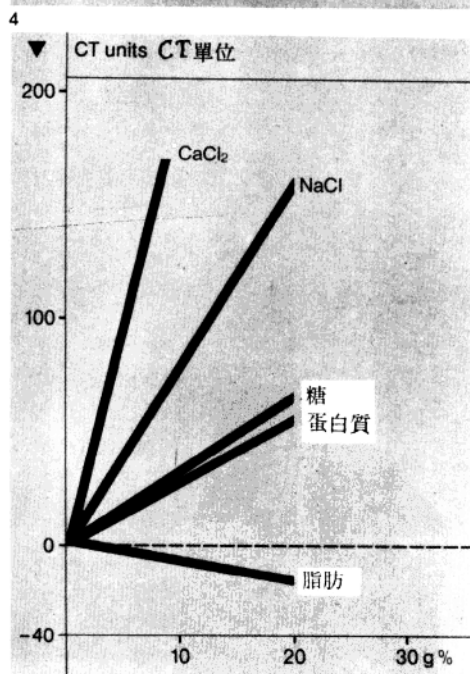
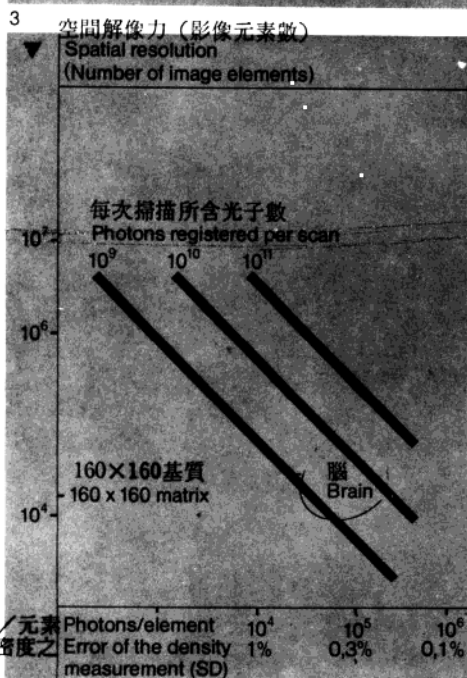
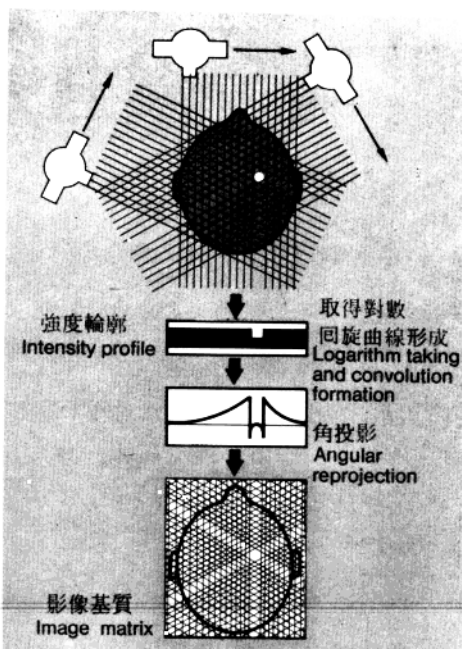
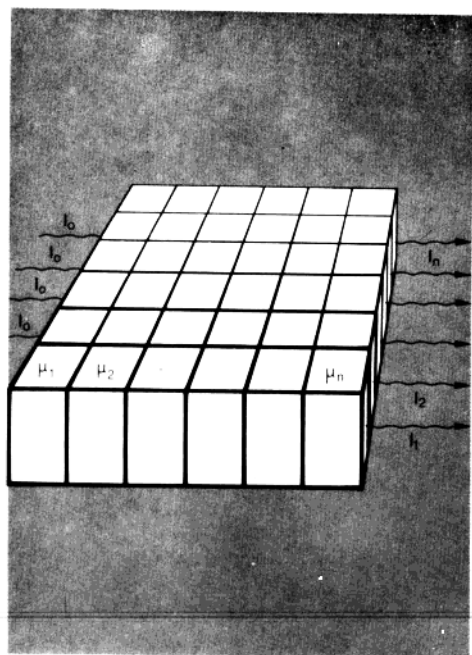
●電腦斷層攝影所得的訊息內容依偵測器所接收之光子（photons）數目而定。訊息一方面由掃描元素，即空間解像力（spatial resolution）傳遞；另一方面則由可區別的密度值，即對比解像力（contrast resolution）來傳遞。由於病人能安全接受的輻射劑量限制了光子數目，因此密度解像力的任何改進都連帶使掃描場（scanning field）變得粗糙（coarsening）；而空間解像力的任何改進則牽連密度解像力的變壞（圖 5）。

圖 3. 目標基質 I_0 = 進入之強度， I = 出去之強度， μ = 基質元素之平均吸收係數。

圖 4. 回旋曲線圖方法之圖解。先取得強度輪廓（Intensity profile）之對數，附上修正函數（Correction function）後產生回旋曲線（Convolution）。然後，強度輪廓作角投影（Angular projectin）於影像基質上。由不同角度所得各投影之總和乃產生影像。

圖 5. 以某數目光子作一次掃描（ Δ 輻射劑量）時，空間與密度解像力間的關係。所累積的訊息，依比例再生成為空間解像力與密度解像力。依 Mc Atamney (60) 者修正。

圖 6. 不同有機化合物與鹽的吸收值與其濃度間之關係。（蛋白質 = 人類白蛋白溶液，脂肪 = 花生油懸浮液）。



每個目標細部 (object detail) 的密度或其吸收特性都以一個隨意訂定的單位 (CT 值) 來估量；此單位與物理所定義的直線吸收係數成正比。CT 單位的度量依艾美 (EMI) 掃描器所採用者為準；即訂空氣值為-1000，水值為0，骨值約1000 (圖7)。在創造一個影像時，這些數值皆被轉換為適當的灰色陰影。

●對比解像力，即目標細部與其周圍物之間可從影像上辨別的最小密度差。它受到數個因素的影響 (圖8及9)。以顱內構造的情形而言，我們假定當目標細部與其周圍物間有 6CT 單位的平均密度差時，已足以辨認出目標細部。對較大且均勻的目標細部，甚至更小的密度差也能加以探查。(52, 54, 61)

遇到非常小的結構時，務必記得，所有目標元素 (object element) 都有一定體積 (例如： $1.5 \times 1.5 \times 13\text{mm}^3$)，而 CT 值就是此體積內所有顆粒的密度平均值。若一個顱內結構僅部份充填了元素體積 (例如：微鈣化)，則它對該體積的平均密度只有些微影響，乃會躲過探測 (圖10)。

●與傳統X光片對照之下，電腦斷層圖的空間解像力是不良的。這主要歸咎於掃描場的粗糙。此外，目標的所有邊緣皆具有一界限不明的光暈 (Halo)；它可能擴展多達三個影像元素 (Picture element)。(54)

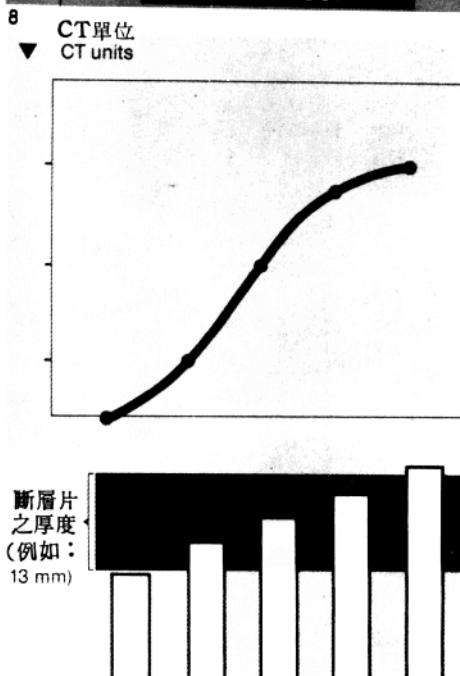
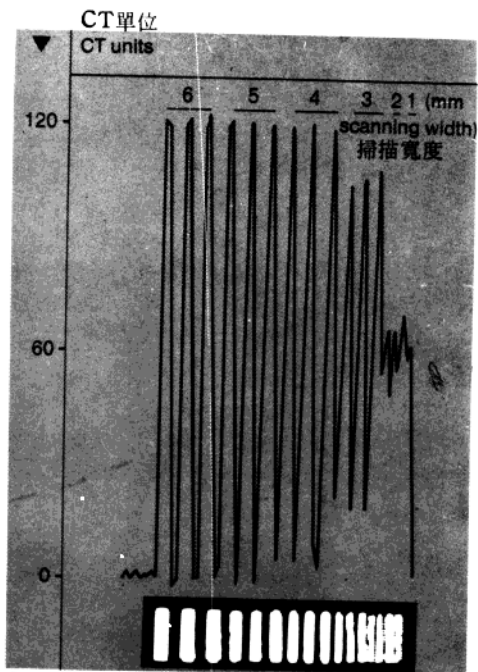
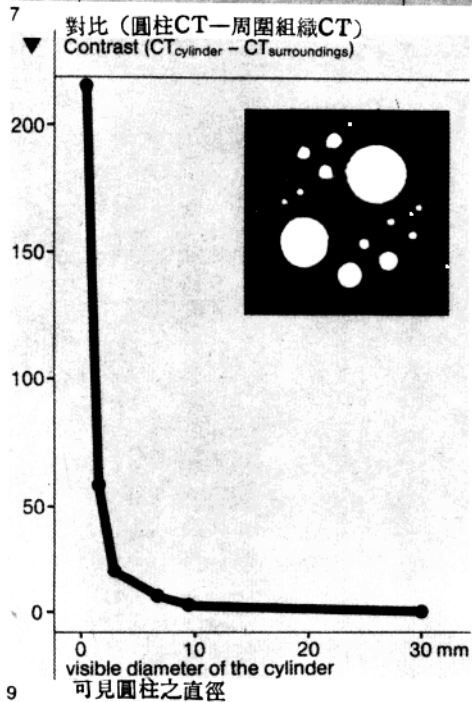
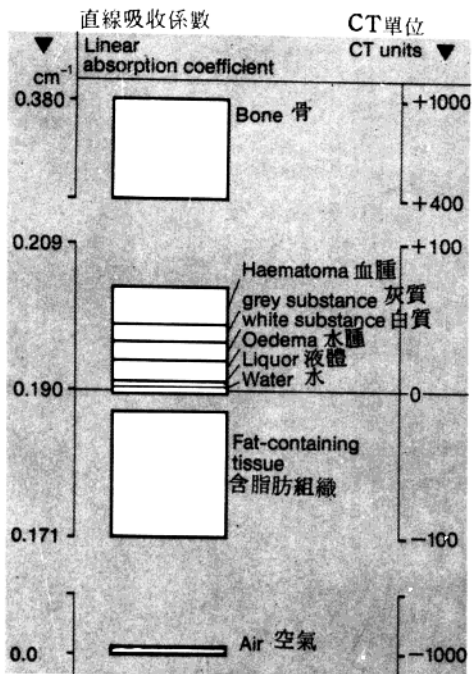
對比與細部解像力互相影響。一般言之，目標內之密度差別愈大，則細部解像力愈高，而目標細部愈大，則對比解像力愈良好 (圖9)。

圖7. X光管電壓達 120 KV 時，頭部斷層片所含構造的吸收值

圖8. 直線掃描電腦斷層攝影時一直線之密度輪廓。(雖然目標物的對比是固定的) 影像對比隨線間距離之減少而降。

圖9. 圖示對比與細部目標與周圍組織之密度相差約 4 CT 單位時，直徑小至30mm 之圓柱即變成可見。直徑更小的圓柱需要有更高度的目標對比，才能呈在影像上。

圖10. 以幻像模型 (Phantom) 定量之部份體積效應圓柱之密度只有當它填充斷層片整個厚度時，才能正確地由電腦斷層攝影來估量。若圓柱僅有部分填充斷層片，則測得值應依比例分屬於圓柱材料與其周圍組織。



第二章 正常腦部

The normal brain

檢查技術

Examination technique

一般檢查包括對頭顱掃描一系列在眼眶耳道線 (Orbitomeatal line) 以上而與之平行的橫斷片。每一橫斷片厚達13毫米，因此通常以 6 到 8 個橫斷片就足夠顯示所欲檢查的顱內構造。當然，偶而需要掃描額外的橫斷片或居間的橫斷片。經靜脈注射對比劑 (Contrast medium) 後重複同樣的檢查也可能是需要的；對某些多血管構造而言，例如：腫瘤，這是使它們清晰顯影的唯一途徑。(1, 2, 70)

後顱窩內構造的顯影，經以修飾橫斷平面而獲得改進。使頭部向前屈，則斷層平面與眼眶耳道線間構成15度角。通常採用 8 毫米厚的橫斷片來顯示後顱窩。

病人的頭部若在檢查進行中移動，就會大大影響電腦斷層圖的影像品質。正因為如此，為了使病人在檢查中保持安靜不動，鎮靜藥物或有時甚至採取麻醉措施是免不了的。

電腦斷層圖上的腦部解剖

Anatomy of the brain in the computerized tomogram

6 到 8 個橫斷片的每一張都各顯示腦部的特徵性構造。本章利用圖解來描述這些構造。由於腦部的生理差異，即使經常採取正

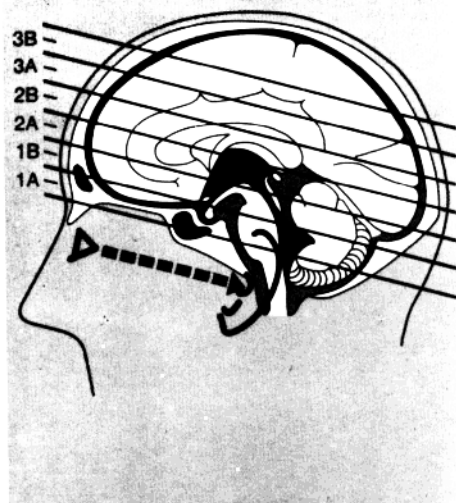
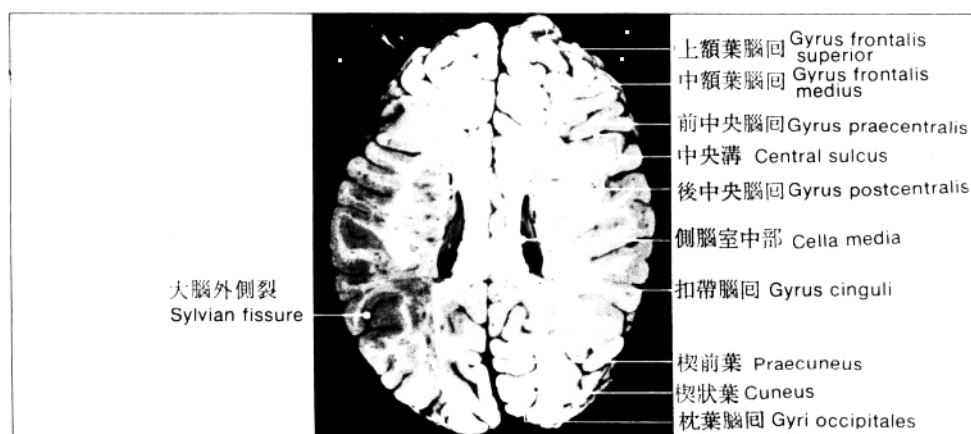
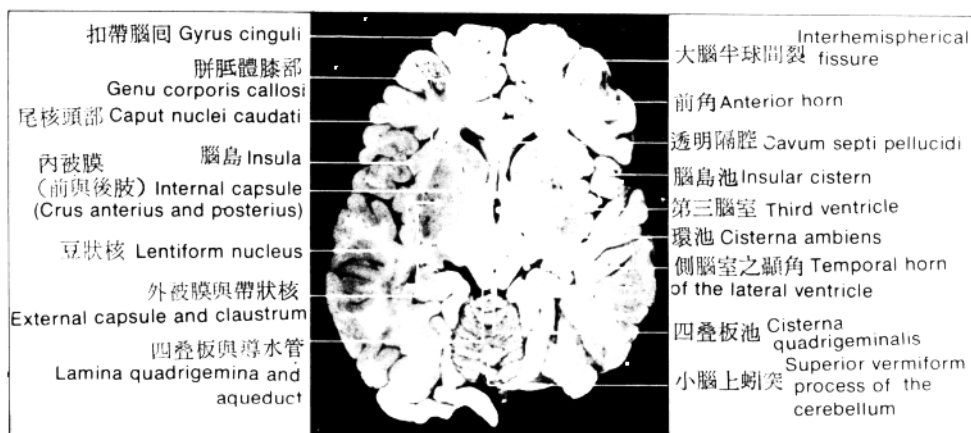
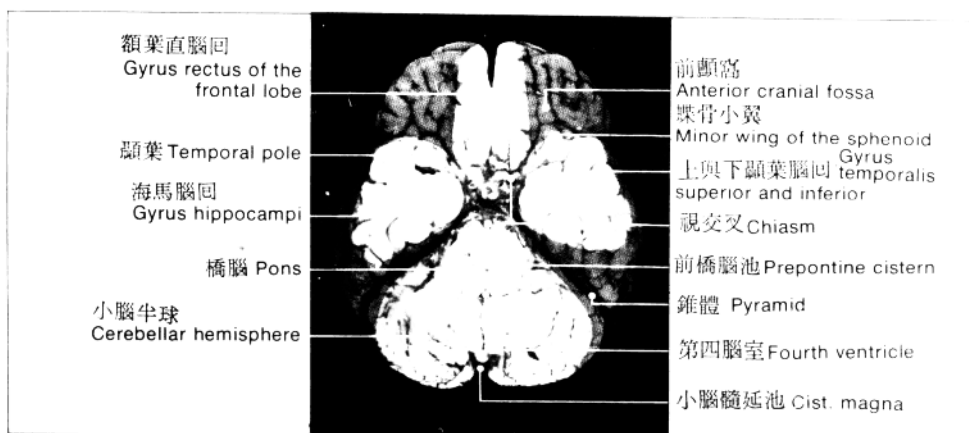


圖11. 與眼眶耳道連線 (Orbitomeatal line) 平行之六個標準斷層面之位置

確的調整來修飾橫斷平面的位置，欲使任何一位患者都能顯現以下提到的所有構造通常是不太可能的 (斷層圖 1/1-7)。幸好，由於它們各有不同的吸收特性，乃能將一個健康的頭顱劃分為七種主要特質：顱骨及顱內鈣化、大腦灰質、白質、液體、脂肪及空氣。血管及循環途徑，則在靜脈注射對比劑增加密度後，才顯影出來 (圖 7)。



斷層圖 I/1 腦部解剖標本橫斷面

