

醫用核磁共振

Principles of MRI

Barry R. Friedman, Jerome P. Jones, Ph.D. 真里德
German Chaves-Muñoz, Ann P. Salmon, M.D.
Christopher R. B. Merritt, M.D.

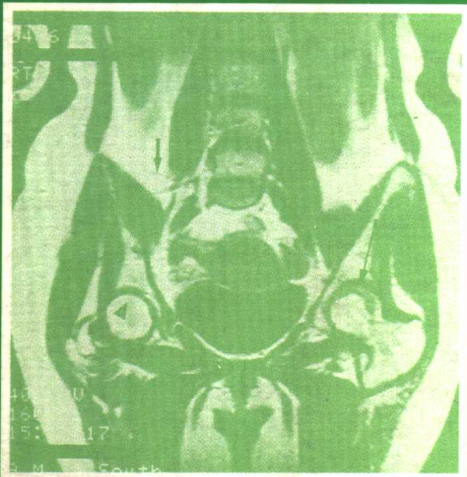
闕河新 · 陳紀勳 · 楊兆華

編 譯

Originally Published by

McGraw-Hill Publishing Company

HEALTH PROFESSIONS DIVISION



合記圖書出版社 發行

醫用核磁共振

闕河新 • 陳紀勳 • 楊兆華

編 譯

合記圖書出版社 發行

版權所有
翻印必究

著作權註冊臺內著字第 號
出版登記局版臺業字第〇六九八號

醫用核磁共振

定價：新台幣 元整

編譯者：闕河新 陳紀勳 楊兆華
發行人：吳 富 章
發行所：合記圖書出版社
總經理：合記書局

地址：台北市吳興街249號

電話：(02) 7227293, 7239404

分店：台北市石牌路二段120號

電話：(02) 8216045

分店：台北市羅斯福路4段12巷7號

電話：(02) 3651544, 3671444

分店：高雄市北平一街1號（自由路口）

電話：(07) 3226177

郵政劃撥：0006919-2 合記書局

排版打字：上統電腦排版事業有限公司

印刷者：建昇彩色印刷有限公司

中華民國八十年十一月 初版一刷

* ISBN 957-666-031-9

本書原名 " Principles of MRI " 專為醫學生、實習醫師、住院醫師、以及從事影像診斷人員提供綜觀性、基礎性與臨床基本概念來說明MRI如何運作，本書的特色是：公式很少，圖表較多，注重觀念的解說，編譯者同時補強了某些重要的物理觀念與臨床應用，期盼本書能有效率地傳達MRI世界。

編譯者簡介：

闕河新：中原大學醫學工程研究所畢
長庚醫學院學士後醫學系畢

陳紀勳：長庚醫學院學士後醫學系畢

楊兆華：中原大學醫學工程研究所畢
台大電機工程研究所博士畢

臨床MRE簡介

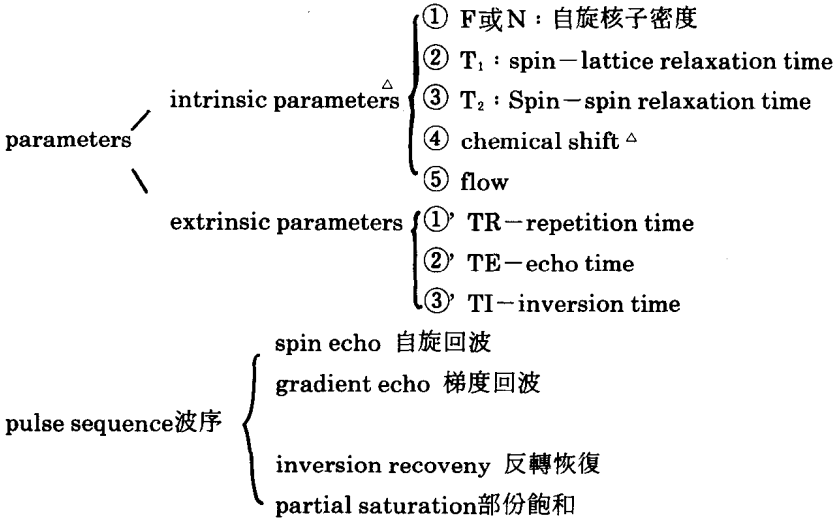
頁數

MRI的參數	1
MRI的診斷角色—組織對比	2
MRI的訊息內容	
其他特徵	
靈敏度與特殊性	
影像品質—TR、TE與影像對比	4
影像之訊號、雜訊、解析度與時間	
影像格式	
平均數	
TR與TE	
空間解析度	
造影體積	
時間解析度	
安全與危險處置—靜磁場	17

MRI原理

MRI如何運作—建立病人的磁場	23
旋轉病人之磁場	
測量病人磁場	
遲退效應 (Relaxation)	
回波產生	
空間編碼與解碼	
波序—簡介	48
基本型式	
舉例說明	
空間編碼例子	
遲退效應	64
波序的對比表現	65
流動—Category I 效應	72
Category II 效應	
頻譜圖	85
自我測驗	89
臨床病例討論	99
索引	165

MRI參數簡介



Δintrinsic parameters—指組織本身所具有，無法由外控制。

Δchemical shift—以¹H為例，在化合物中，由於鄰近原子種類和距離不同，使得每個¹H的核子裸露程度不同（電子遮蔽效應不一樣）⇒chemical shift

臨床 MRI(MAGNETIC RESONANCE IMAGING)—簡介

不像傳統X光或電腦斷層使用簡單而容易了解的原理，MRI應用了多個互相作用的參數以確定最終臨床影像。本章目的在介紹MRI之基本觀念，以及如何運用在臨床MRI上。

在開講之前，有三個主要課題，先想想：

- 1.MRI在診斷上的角色：MRI在醫學上所能獲取的有效訊息之型態與品質。
- 2.影像品質之決定因素，以及為取得診斷訊息，所必須付出的代價。
- 3.MRI的危險性，危險處理及病人的選擇。

MRI的診斷角色

MRI以多種貢獻而成爲醫學影像的重要角色：(1)強烈的組織對比。(2)特殊的訊息內容，(3)多種影像切面。(4)不具游離性或侵襲性。

組織對比

在MRI的特殊貢獻中，以適當的造影波序（Pulse sequence）來達到強烈的組織對比是臨床上最重要的。不同於影像亮度與組織對X光吸收有關的電腦斷層，或者影像亮度正比於反射波強度的超音波，MRI的影像亮度取決於組織放出的射頻（Radio-frequency）訊號強度，組織對比取決於組織間不等的核磁共振（Magnetic resonance）訊號，因此，MRI影像的亮度差異代表核磁共振訊號強度的差異，而核磁共振訊號強度又和正常或異常組織中，產生核磁共振訊號— T_1, T_2 relaxation特性—之原子型態的量及流動（flow）有關。每個決定因子對影像對比的貢獻又受MRI影像擷取方式的影響，易言之，受造影波序的影響。經由適當造影波序，很多正常組織的辨別，或包埋在正常組織之異常結構的辨別都成爲可能，MRI的一個臨床挑戰是熟悉各種控制組織對比的變數，以擷取最有用的影像。

MRI影像的訊息內容

由於MRI影像顯示的訊號是某種原子密度， T_1 與 T_2 特性，以及流動（flow）的綜合函數，所以MRI影像的訊息內容相當特殊，此與X光片，電腦斷層，超音波或核醫所表達的訊息大不相同，目前MRI最廣爲運用的原子是氫（ ^1H ）。幾乎身體所有組織都含有氫，幾乎所有組織皆可造影，主要例外是緻密骨，肺臟及腸道內空氣。由於臨床設備不可能預測病人體內有什麼病變，所以大部份MRI都以偵測組織之 T_1 與 T_2 組合特性的波序來造影，因此在一定範圍內的病理變化皆可被確認！

其它特徵：

另一個影響MRI在臨床角色之重要貢獻是它提供多樣變化的造影切面。

固定病人，以電子作用來旋轉造影切面到任何方向，提供比CT更多的變通性。MRI的斷層掃描允許小於1mm到幾公分大的切面厚度選擇，同時MRI不具侵蝕性，不使用游離輻射，期望臨床MRI的暴露會有生物效應是不必的。

敏感度與特異性 (sensitivity and specificity)

假設選擇正確的造影技巧，則MRI提供的診斷訊息，相當具特異性及敏感性，由於MRI的高度對比與解析度，MRI對某些異常組織 (eg, 在多發性硬化病人的髓鞘脫失) 的偵測具高度敏感性，同時，也提供高度的特異性，此由於MRI在顯露細部解剖的超高空間解析度，Fig.1a圖示懷疑有多發性硬化病人的矢狀切面，雖然在大腦與脊髓看不出疑點，但在頸椎發現有訊號下降的區域，表示脊髓空洞症的存在，其它切面顯示小腦扁桃體脫出的chiaria malformation典型變化。

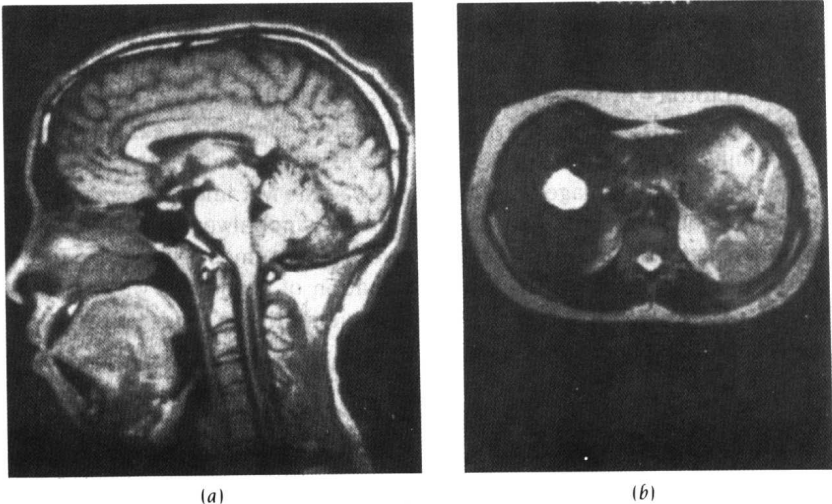


Fig1. (a)懷疑有多發性硬化病人的T1矢狀切面以及 (b)肝部海綿狀血管瘤的T2影像。

現在，MRI證明了對脊髓空洞症與髓鞘脫失的高敏感性與解剖精確度，並排除Multiple sclerosis的可能，因此以MRI來正確評估病人是可行的，Fig.1b顯示肝臟海綿狀血管瘤的T₂-weighted影像，來自腫塊的訊號非常明亮且均勻，並帶有清晰邊緣，因此，型態特色（邊緣，內部質地），與訊號特徵允許MRI提供相當準確的診斷。毫無疑問的，MRI對具有高度對比的正常與異常組織將是最敏感的，可惜的是，很多常發生的異常組織（如腫瘤、感染）有類似的對比改變，幸好MRI的特異性（specificity）常取決於特殊解剖的改變，而不單是對比的改變。因此，完美的MRI造影模式應該提供一流的解剖訊息，與正常或異常組織間的高對比。MRI波序（Pulse sequence）、時間參數，切面厚度，切面方向，切面間隔（section gap），以及對比劑的選擇—換言之，整個造影模式—，對MRI的敏感度與特異性都有重大影響

影像品質

MRI的目標為提供臨床上有用的影像，以及美學上愉悅的影像，如果影像有高的空間與對比解析度，有高訊號低雜訊，沒有假影，就能達到大部份品質要求。由於對比關係與訊號強度對影像品質有主要影響，確實了解每個點如何產生訊號是必須的，組織特性與造影波序均和影像有關聯（強訊號產生亮點，弱訊號產生暗點），決定MRI訊號強度之最重要參數列在表 I

表一 影響訊號強度的因素
(Factors Affecting Signal Strength in the MR Image)

Tissue properties	Imaging sequence properties
Hydrogen density	The type of sequence (spin echo, inversion recovery, etc.)
T1 relaxation time	TR, TE (and other timing parameters)
T2 relaxation time	Slice thickness, gap, and orientation
Flow through the pixel	Zoom and number of averages Orientation of readout/phase gradient directions Motion compensation using gradient switching

TR,TE與影像對比

先將病人移入靜磁場（Static magnetic field），質子受靜磁場影響而排列有序，接著讓病人接受一系列短暫重排體內質子方向的射頻波（Radio frequency pulse），然後質子會回復到原來在靜磁場內排列的方向，同時釋放出用來產生影像的射頻訊號。發射射頻波的時刻取決於波序，臨床上最常使用的是自旋回波序（spin echo sequence），典型自旋回波序裡的射頻波重覆很多次，波與波之間稱之為repetition time（TR,）由終止射頻波到取得MRI訊息之間叫做echotime〔回波時間（TE）〕，TR與TE是用來控制顯像對比的主要參數，選擇適當的TE與TR組合，影像會顯示與質子密度差異， T_1 relaxton time或 T_2 relaxation time有關的對比，TR控制與 T_1 差異有關的對比，TE控制與 T_2 差異有關的對比，如果選擇某一TR或TE導致影像對比主要是由 T_1 差異所致，此影像稱之為 T_1 -weighted影像如果選擇某一TR或TE導致影像對比主要是由 T_2 差異所致，此影像稱之為 T_2 -weighted影像，如果選擇某一TE與TR導致 T_1 與 T_2 效應極微，則此影像稱之為spin-density or proton-density weighted.這些weighted總結在Fig2.其他類型的波序，例如inversion recovery（IR），或gradieat echo sequence，TR與TE均

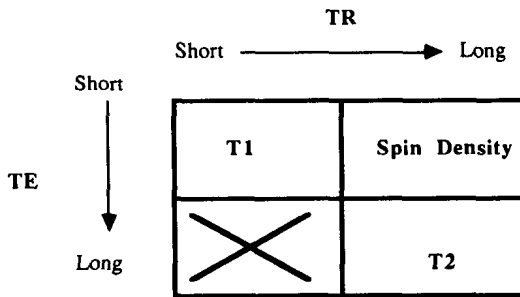
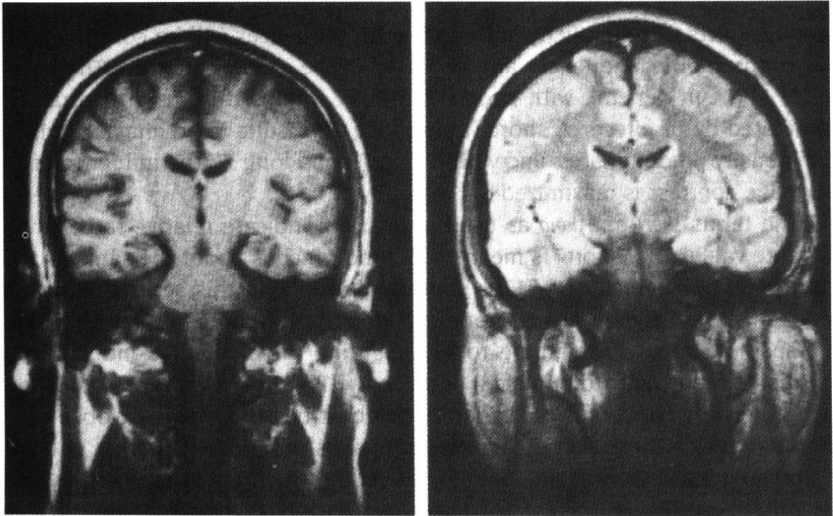


Fig2. 在spin echo影像中，以TR及TE決定影像加權。

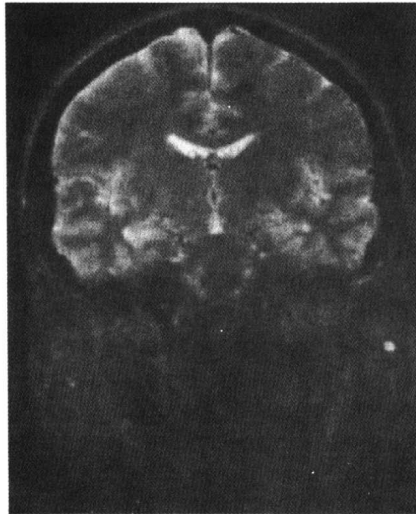
有上述之效應，但通常有影響 T_1 、 T_2 與spin density效應的另外一些參數。在Fig.2的short或long是相對的，short TR約等於最短 T_1 ，short TE則是儘可能地短，而long約為short的3倍。由 T_1 -weighted過渡到 T_2 -weighted的區域要特別注意（中長度的TR與TE），此區因為 T_1 與 T_2 效應互相抵消，所以對比大大地下降。觀察因子改變所造成的影像變化，可以了解這些因子的效應，以0.5T（Tesla）造影的腦部影像在Fig3· Fig3a以最大 T_1 效應的短TR（500ms），與最小 T_2 效應的短TE（15ms）來造成 T_1 -weighted影像，腦脊髓液（CSF）的長 T_1 導致弱訊號，使得腦室在影像中成為暗區，相反地，頭皮組織的短 T_1 導致強訊號。雖然訊號強度取決於 T_1 ，在Fig3a尚有影響組織對比的其他因子，例如，顱骨岩部缺少訊號是由於低的自旋核子密度（spin density）。Fig3b的長TR（2500ms），短TE（17ms）導致以自旋核子密度為主的影像。因為長TR導致最小 T_1 效應，短TE導致最小 T_2 效應，於是自旋核子密度的效應就凸顯出來。在Fig.3a與Fig.3b，腦灰質及白質具有完全相反的明暗度，請細瞧灰質與白質的訊號差異，也注意在spin-density-weighted影像中（Fig.3b）較強訊號的CSF使用長TR長TE，產生 T_2 -weighted影像，長TR導致最小 T_1 效應，而長TE導致最大 T_2 效應。在Fig3C一張 T_2 -weighted影像與spin-density weighted影像相比較（Fig 3b）。在 T_2 影像中長TR（2500ms）配合長TE（100ms），恰好與具相同TR，但較短TE（17ms）的spin-density影像成對照。因此，長 T_2 的CSF在 T_2 -weighted影像是亮的，而短 T_2 的腦灰質與白質則出現暗的。

由TR與TE變化導致對比改變的一個重要結果圖示在Fig4在Fig4a一個肝臟的長TR（1.6s），短TE（35ms）影像顯露在右葉後段因轉移所致之訊號強度增強的結節性區域，在Fig4b，TR與TE兩者均短（0.5及35ms），在同一切面看不到病理變化，在此短TR，TE序列中，正常肝組織與腫瘤之間沒有足夠的對比來偵測。比例子說明促成最大對比之波序的重要，遺憾的是，無法正確預知何種波序最適用於一未知病理，所以大部份檢查都建議做 T_1 weighted與 T_2 weighted影像



(a)

(b)

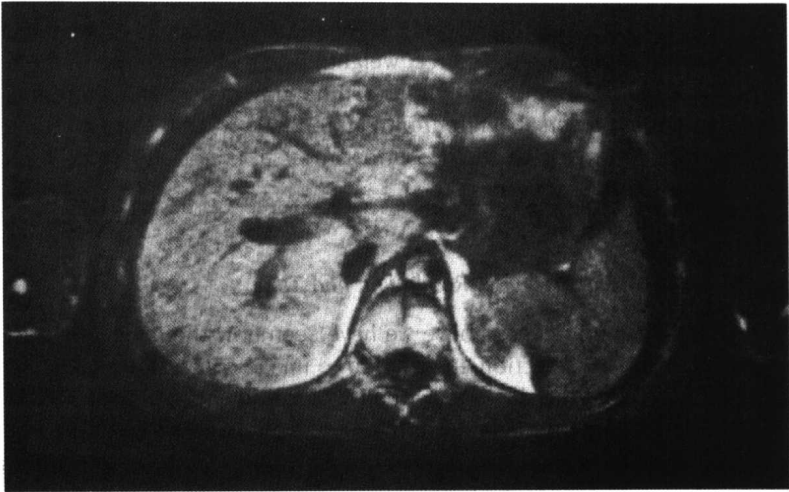


(c)

Fig3. 變動TR與TE的效應(a)TR=0.5s, TE=15ms, (b)TR=2.5s, TE=17ms, (c)TR=2.5s, TE=100ms。



(a)



(b)

Fig4. 轉移性肝部疾病的兩張影像(a)long TR, short TE (TR=1.6s, TE=35 ms), (b)short TR, short TE (TR=0.5s, TE=35ms) 注意在(b)看不到(a)所能看到的病變。

影像之訊號、雜訊、解析度與時間。

在前幾節，我們看到影像對比如何受到TR與TE的影響。除了影響影像診斷品質最重要的對比外，尚須考慮影響訊號對雜訊比、空間解析度、時間解析度，假影，以及造影所須時間的各種因子，這些因子包括影像格式的小大、平均樣數、TR與TE時間、視野、切面厚度、切面方向與間隔，以及流動（flow）。在MRI的造影波序要考慮這些因子的一系列折衝，以備擷取有效的檢查。

影像格式（Imaging Matrix）

在影像擷取時間、訊號對雜訊比（S/N ratio），以及解析度之間常需取得妥協（Compromise）。評估一個組織體積所需時間（擷取時間）是各種參數的函數，包括影像格式的大小、TR與造影的平均樣數。在典型造影波序，製造 256×256 格式所要的資料需花費256個TR。一個TR兩秒鐘，使用的平均樣數為2，則總擷取時間約17分鐘（ $2 \times 256 \times 2 / 60$ ）如果格式增加（例如Pixel數目增加），因為每個Pixel更小，使得空間解析度增加，但因Pixel的訊號量下降，導致訊號對雜訊比值的惡化，同時多出的Pixel數目需要額外的擷取時間。反之，使用較小的格式會減少擷取時間，改善訊號對雜訊比，但空間解析度較差

平均數（Averaging number）

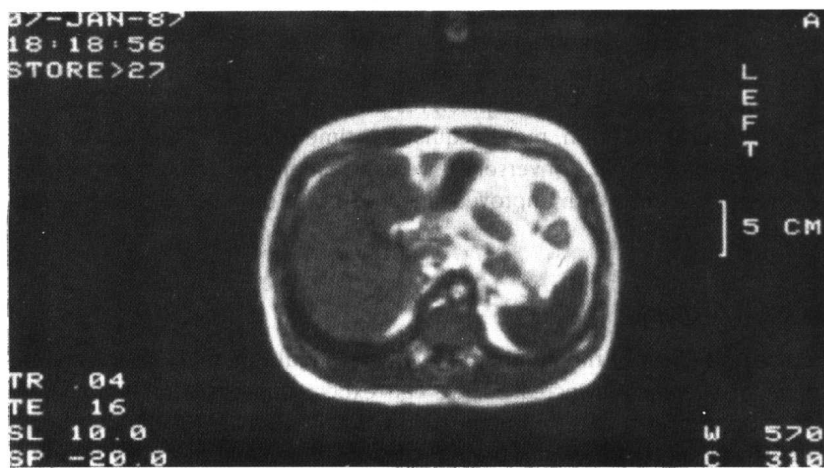
同樣地，平均樣數的效應很容易了解，如果平均樣數增加，訊號對雜訊比會提高，但要花更長掃描時間，不過，訊號對雜訊比的改善只正比於平均樣數的平方根，因此，增加平均樣數不是改善訊號對雜訊比很有效的途徑，增加平均樣數的效果顯示在Fig5。請注意高的平均樣數的優點（Fig5c,5d）：減少呼吸運動造成的假影。

TR 與 TE

用來造影的TR與TE也對影像品質有重要效應，如果TR增加，訊號對雜訊比值會改善，但花更長時間來擷取資料。同時，因為可擷取更多切

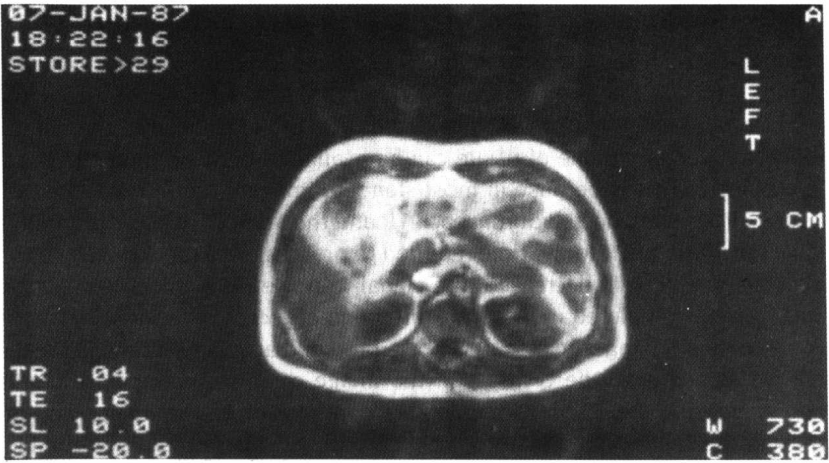


(a)

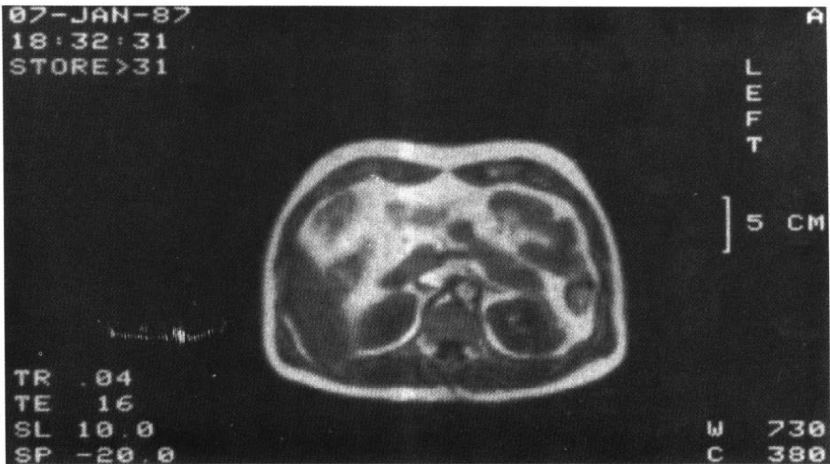


(b)

Fig5. 增加平均擷取樣數的效應，(a)1次擷取，(b)8次擷取，受試者握住呼吸，注意訊號對雜訊比的改善以及主動脈脈波動假影的減少。



(c)



(d)

Fig5. (繼續) (c)32次擷取, (d)128次擷取, 受試者摒住呼吸, 注意影像的差異表現, 即便32次擷取也不能掩飾呼吸假影, 但128次掩飾得很好。擷取時間是(a)=5s, (b)=41s, (c)=2.75min, (d)=11min。

面，所以可計估更大體積的組織，（這是因為在大多數標準造影序波，每個TR收集多個切面的資料，而可擷取的切面數目等於TR與取得每個切面所須時間的比值）同樣地，如果TR減少，S / N比值會下降，但可在較短時間完成造影，當我們控制TR，也同時改變影像的對比：增加TR會減少影像之 T_1 -weighted，會增加 T_2 -weighted。Fig6舉例說明操作TR導致的變化型態。

在Fig6a及6b的TE固定在100ms，在Fig6a，TR是500ms.在fig6b，TR是1500ms，因此，Fig6a的擷取時間是Fig6b的1 / 3，這些影像間的S / N比值差異相當明顯，Fig6a有相當低的S / N比值，也注意伴隨TR改變而來的戲劇性對比變化。

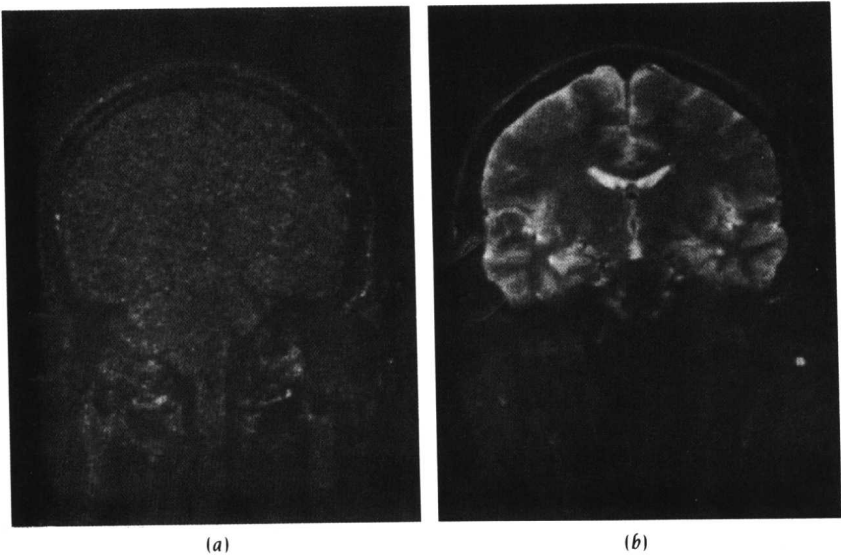


Fig6. TE固定在100ms，TR由(a)=0.5s增加到(b)=1.5s的效應，注意其對比與訊號對雜訊比的驚人差異。