

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

超高速磁振造影技術之研究：渦電流自動補償系統之設計與 應用

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC92-2218-E-002-018-

執行期間：92 年 08 月 01 日至 93 年 07 月 31 日

執行單位：國立臺灣大學醫學工程學研究所

計畫主持人：陳志宏

計畫參與人員：黃三照

報告類型：精簡報告

報告附件：出席國際會議研究心得報告及發表論文

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 93 年 12 月 21 日

超高速磁振造影技術之研究：
渦電流自動補償系統之設計與應用

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC - - - -

執行期間：92年8月1日至93年7月31日

計畫主持人：陳志宏

共同主持人：

計畫參與人員：黃三照、林佑昆

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)：☒ 精簡報告 ☐ 完整報告

本成果報告包括以下應繳交之附件：

- ☐ 赴國外出差或研習心得報告一份
- ☐ 赴大陸地區出差或研習心得報告一份
- ☐ 出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份
- ☐ 國際合作研究計畫國外研究報告書一份

處理方式：除產學合作研究計畫、提升產業技術及人才培育研究計畫、
列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢

☐ 涉及專利或其他智慧財產權，☐ 一年 ☐ 二年後可公開查詢

執行單位：國立台灣大學電機資訊學院電機所

中 華 民 國 93 年 8 月 13 日

(一) 中文摘要

關鍵詞：核磁共振影像、渦型電流、功能性磁振造影、擴散權重影像

功能性磁振造影目前使用的脈衝序列平面迴訊成像序列(Echo Planar Imaging; EPI)，其梯度磁場的切換速度需在 1kHz 以上，這樣的要求遠高於一般脈衝序列，所以其渦型電流也比一般的脈衝序列更強、影響更嚴重。擴散權重迴訊平面成像 (Diffusion Weighted Echo-Planar Imaging; DW-EPI)，因為需要強度非常大的擴散梯度，所以受到渦型電流的影響程度也是非常嚴重，影像會因此產生 $1/2 N$ 假影、變形及位移。利用 preemphasis 系統補償渦型電流可以有效解決渦型電流的影響，但若以手動調整則需要技術經驗而且耗時。為了改善上述手動耗時麻煩的缺點，我們發展一套新技術：當核磁共振儀擷取影像的同時，即時的量測實際梯度磁場大小與 K 空間軌跡，以了解渦型電流所出現的時間與強度。配合這些資訊，設計出一套自動調整 preemphasis 參數系統之方法，取得最佳之 preemphasis 系統參數，此方法的優點是不需要設計渦型電流模型來調整系統參數，避免為了建立模型時，需採用近似與假設而造成之誤差以及條件限制。

本研究已建立一套可自動校正 Preemphasis 參數之系統，並已確認可應用於 EPI 脈衝序列之上。本研究可自動執行 MRI 感應電流的補償校正，改進主磁場中梯度波形，取代傳統手動調節方式。將這項技術套用於超快速磁振造影之脈衝序列，即 EPI 與 DW-EPI 之上，預期將會對功能性磁振造影的研究與臨床診斷有所助益。

(二) 計畫英文摘要

Keywords : MRI、eddy current、pre-emphasis system、fMRI、EPI、genome study

Echo planar imaging (EPI) is a unique imaging method that can collect an MR image from a single free induction decay signal (FID). This rapid imaging technique is especially useful in the applications, which is performed MRI scanning repeatedly, such as function MRI (fMRI), diffusion weight MRI (DWI). During EPI acquisition, large field gradients have to be generated and switched quickly at the rate of about 1 kHz. In this situation, eddy currents are induced on the innermost conducting layer of the magnet significantly. It makes imaging geometric distortions that will consist of N/2 ghost, shearing, or shift. In order to compensate this eddy currents effects, the gradient waveform needs a preemphasis treatment. The preemphasis adjustment requires manual operation, needs considerable skill, and could be difficult to achieve. In contrast, automated preemphasis adjustments can be faster and more reliable, and can be applied without operator intervention.

We present a method for optimizing gradient preemphasis, suitable for fast fMRI sequences on a 3T scanner, by fully automated numerical control instead of manual adjustments. Downhill simplex method and k-space trajectory measurements are combined into an automated procedure of preemphasis adjustment that is simple to implement, and is found to be reliable and easy to use. The computations require no specific models relating actual gradient waveforms to preemphasis parameters. Expectably, it is very useful to MRI study and clinic diagnosis that applies this technique to fast MR imaging, such as EPI and DW-EPI.

一、 前言:

磁振造影(magnetic resonance imaging; MRI) 是自一世紀前 X 光發明後,醫學影像上的一大突破。在諸多的磁振造影技術中,功能性磁振造影(fMRI)由於具有顯現腦功能活化區域,與探索人類最深層認知機制的潛力,被視為是在腦的生理、心理與病理的研究上,最具影響力的技術之一[1-9]。然而,由於技術發展上的限制,目前的功能性磁振造影研究,其影像品質仍需更進一步的提升,無論是在後處理程序或者是在硬體方面,都還有很大改進的空間。

其中 EPI(Echo Planar Imaging) 是磁振造影技術當中,使用率日漸升高的一種脈衝序列(Pulse Sequence)。使用 EPI 的好處是:掃描時間較短,可以在短時間內掃描整個腦部,所以除了臨床診斷上之外,在 fMRI 或臨床研究上,EPI 序列已是不可或缺之技術。快速切換磁場會由於冷次定律(Lenz's Law)而產生渦型電流和反向感應磁場,根據冷次定律,由於梯度線圈產生隨時間變化的梯度磁場,使得主磁鐵中的導體,如梯度線圈本身、冷卻系統等部分受到感應而產生渦型電流(eddy current)。而渦型電流會產生與脈衝梯度(pulse gradient)相擱抗的磁場,在梯度磁場關閉之後,仍會持續存在數百毫秒(milliseconds)之久,以多指數函數的形式衰減。這樣的結果會造成梯度磁場與預定的理想磁場波形不符。抵消梯度磁場,使得電路受限於 Slew Rate,梯度無法瞬間達到預定強度。

而除了 EPI 脈衝序列與 fMRI 會受到渦型電流的影響之外;DWI(Diffusion Weighted Image),因為需要強度非常大,且時間控制需要十分精確的擴散梯度,所以受到渦型電流的影響程度也是非常嚴重,因此設計出一套能夠減少渦型電流及其對影像影響程度的系統,是進行高解析度腦功能性影像研究的先決條件。

二、 研究目的:

為了改善手動調整 preemphasis 系統補償渦型電流耗時麻煩的缺點,我們建立一套可自動校正 Preemphasis 參數之系統。當核磁共振儀擷取影像的同時,即時的量測實際梯度磁場大小與 K 空間軌跡,配合這些資訊,設計出一套自動調整 preemphasis 參數系統之方法,取得最佳之 preemphasis 系統參數,獲得最佳之梯度磁場。將這項技術套用於超快速磁振造影之脈衝序列,即 EPI 與擴散權重迴訊平面成像(Diffusion Weighted Echo-Planar Imaging;DW-EPI)之上,預期將會對功能性磁振造影(functional MRI;fMRI)的研究與臨床診斷有所助益。

三、 文獻探討

有一些方法被用來消除 EPI 與 DWI 的影像變形:對有扭曲的 DW-EPI 資料作影像後處理[1][2][3];還有在擷取資料時加入調整的掃描[4][5][6]。這些方法都承認有渦型電流的存在,而把重點集中在縮小渦型電流對影像的影響,而不是在消除渦型電流本身。某些另外的方法則牽涉到修改 DW-EPI 的脈衝序列來減少渦型電流對其之影響,但是這樣的缺點是信雜比會降低,且有時不容易執行[7][8]。

在多數的商用 preemphasis 系統中，渦型電流的補償牽涉到一段相當長的遞迴步驟。已有許多種數學技巧被提出，以從測量到的渦型電流來計算時間常數與振幅 [9][10]。除此之外，有許多種方法可以同時量測梯度與 preemphasis 系統的效果，並包含調整的功能，像是使用 pick-up coil [9]，還有一個方法是多重 free-induction decays (FIDs) 的量測 [10]。還有量測在磁鐵中不同位置樣本的 FID 的方法 [11][12]。

四、 研究方法

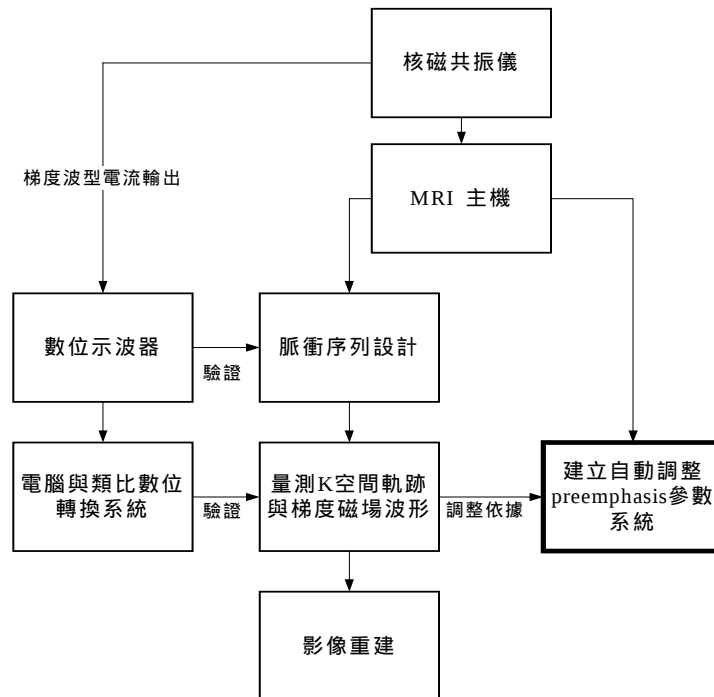


圖 1. 自動調整 preemphasis 參數系統流程。

1. 建立一維 K 空間軌跡量測脈衝序列：

參考國外學術單位的著作，修改實驗用的 EPI 脈衝序列，設計出可量測 K 空間軌跡與梯度磁場強度的脈衝序列。採用的脈衝序列是 1998 年史丹佛大學的 Alley, Glover, Pelc 等人所發表在 MRM 之上的成果 [14]

2. 根據所取得之梯度磁場波形，設計一個能自動反向回饋、且無須渦型電流模型之程式調整 preemphasis 系統之參數：

根據先前所取得之梯度磁場強度波形資料，將其輸入程式中，用數值方法計算出 preemphasis 系統參數之最佳理想值後，將此結果寫入系統參數中，再次測量其梯度磁場強度之波形，再依據新取得之資料來調整出新的系統參數。使用 simplex 法找出最佳之 preemphasis 系統參數值，得到最理想之梯度磁場強度波形，將渦型電流降到最低。

3. 視覺 fMRI 實驗：

，採用的圖形是 checkboard，設計刺激 30 秒，休息 45 秒，用 Off-On-Off-On-Off-On-Off 的 pattern，其掃描的影像一共是 90 張，TR 設為 3 秒，分析的軟體是本實驗室自行研發的 FACT 軟體。

五、 結果與討論

以前述方法找出最佳之 preemphasis 系統參數值，將渦型電流降到最低得到最理想之梯度磁場強度波形。以自動調整所得之參數，與以手動調整方式得到的參數，分別量測波形，以觀察參數對梯度波形的影響程度以及自動調整的方法是否能夠得到最接近目標波形的結果。結果發現以自動調整的方式得到的波形，在梯形的上下底部分之平坦度良好（圖 2、3），且不會比以花費很多時間與精力所手動調整的結果差。

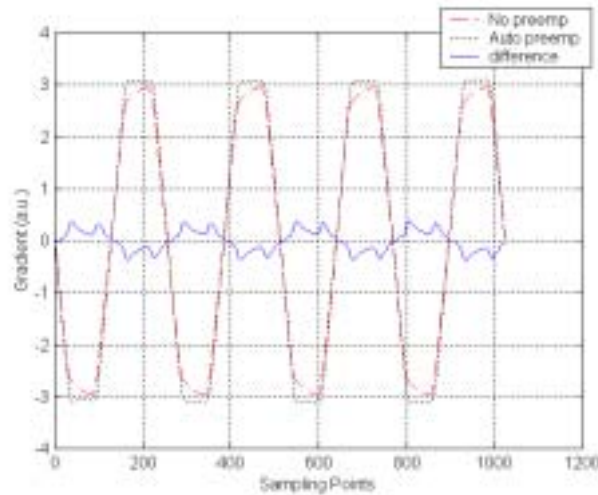


圖 2. 自動調整得到的 preemphasis 參數所得到的頻率編碼方向梯度波形，與關閉系統時的梯度波形之比較。

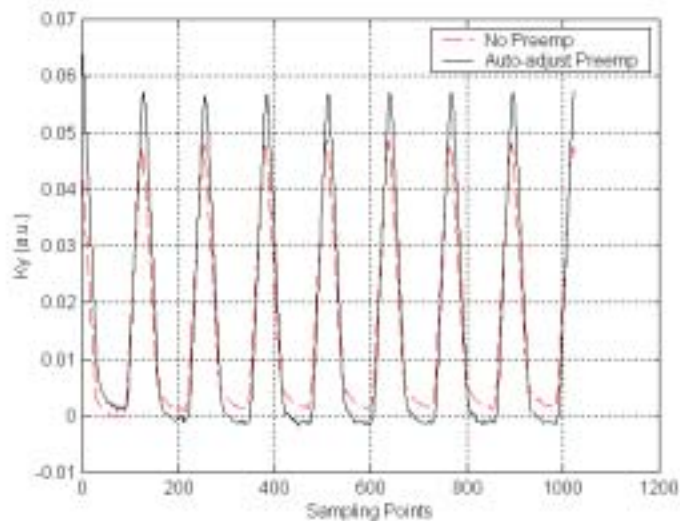


圖 3 自動調整得到的 preemphasis 參數所得到的相位編碼方向梯度波形，與關閉 preemphasis 系統時的梯度波形之比較。

以自動調整得到的 preemphasis 系統參數值，進行實際影像的擷取，並且與以原廠設定之 preemphasis 值所得到的影像進行比較，其結果影像如圖 4. 所示：為了評估自動調整參數對影像的影響，吾人將真正的影像強度與上下的 N/2 假影強度比值作為評估影像好壞的參數。根據這個參數，可發現圖 4. 當中自動調整 X 方向參數所得到的影像，其影像對假影的比值比以出廠預設值得到的影像更為提昇不少(表 1.)。

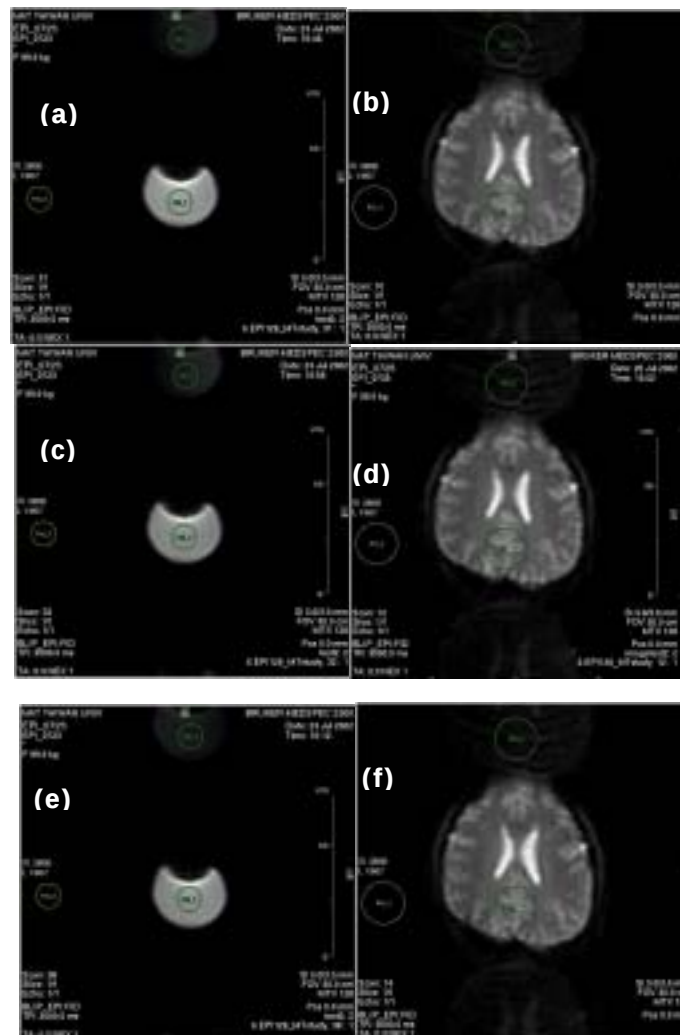


圖 4. 不同參數值得到的影像: 原廠預設值得到的假體影像。(b) 原廠預設值得到的腦部影像。(c) 自動調整 X 方向參數得到的假體影像 (d)自動調整 X 方向參數得到的腦部影像。(e) 自動調整 X 與 Y 方向參數得到的假體影像 (f)自動調整 X 與 Y 方向參數得到的腦部影像。

影像強度比/ 假影強度比	原廠預設值 得到影像	自動調整 X 方向 參數得到影像	自動調整 Y 方向 參數得到影像	自動調整 X、Y 方 向參數得到影像
6cm 假體影 像	40.95	60.64	48.7	53.4
人腦影像	8.89	14.14	6.59	5.34

表 1. 影像對假影的比值

我們以自動調整得到的 preemphasis 系統參數值，進行 fMRI 實驗，並且與以原廠設定之 preemphasis 值所得到的影像進行比較(圖 5、6)。在一樣的分析條件下，其視覺反應區的信號變化從 3.91% 提高到 4.46%。預設值得到的結果顯得雜訊較多，有反應的反應區分布較為雜亂。但以自動調整參數後得到的影像其反應區域則較為集中在大腦視覺皮質區。

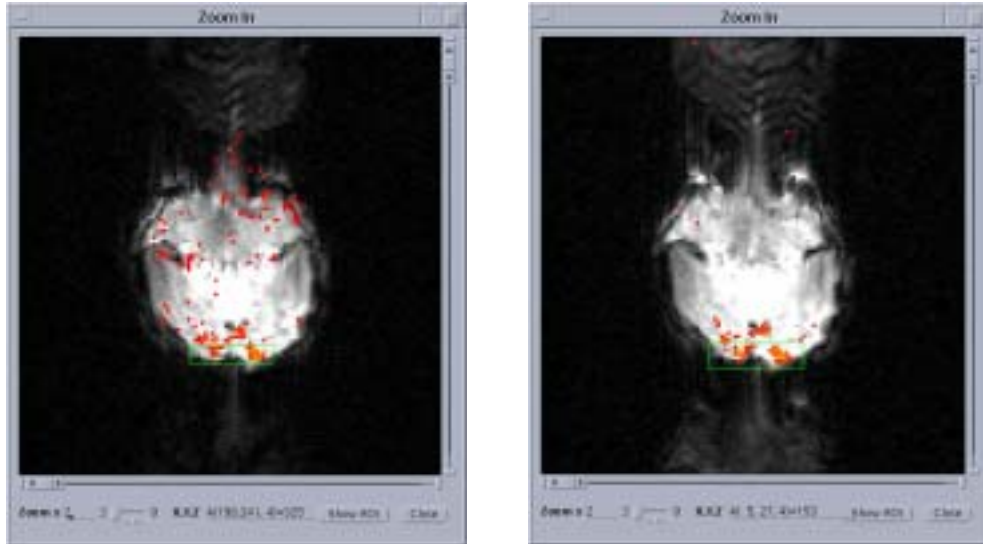


圖 5. (a)原廠預設值得到的結果 (b)自動調整參數得到的結果。



圖 6. 視覺反應區的信號變化情況 (a)原廠預設值得到之影像，其視覺反應區的信號變化是 3.91%。(b).自動調整參數得到之影像，其視覺反應區的信號變化是 4.46%，且波形也比較接近完整的方波。

六、 可獲得下列成果：

- 已可量測到 EPI 脈衝序列之 K 空間軌跡與梯度波形。
- 本研究已建立一套可自動校正 Preemphasis 參數之系統，並已確認可應用於 EPI 脈衝序列之上。
- 本研究可自動執行 MRI 感應電流的補償校正，改進主磁場 中梯度波形，取代傳統手動調節方式。
- 由於以迴路多次回饋補償校正，影像假影降低，畫質較以原廠預設初始值良好。
- 對於 fMRI 初步研究，由於可降低假影強度，提升影像品質，可改善 fMRI 之分析結果。
- 對於 DW-EPI 影像，已進行初步的自動調整工作。

七、 參考文獻：

1. J.C. Haselgrove and J.R. Moore, "Correction for distortions of echo-planar images used to calculate apparent diffusion coefficient", *Magn. Reson. Med.*, 36:960-964, 1996.
2. P. Jezzard, A.S. Barnett, and C. Pierpaoli, "Characterization of and correction for eddy current artifacts in echo planar diffusion imaging," *Magn. Reson. Med.*, 39:801-812, 1998.
3. M.A. Horsfield, "Warp correcting diffusion-weighted echo-planar images by mapping eddy current induced fields," *Proc. ISMRM 7th Scientific Meeting*, Philadelphia, 1999, p.560.
4. M.E. Bastin and P.A. Armitage, "On the use of water phantom images to calibrate and correct eddy current induced artifacts in MR diffusion tensor imaging," *Magn. Reson. Imag.*, 18:681-687, 2000.
5. F. Calamante, D.A. Porter, D.G. Gadian, and A. Connolly, "Correction for eddy current induced B0 shifts in diffusion-weighted echo-planar imaging," *Magn. Reson. Med.*, 41:95-102, 1999.
6. M.A. Horsfield, "Mapping eddy current induced fields for the correction of diffusion-weighted echo planar images", *Magn. Reson. Imag.*, 17:1335-1345, 1999.
7. A.L. Alexander, J.S. Tsuruda, and D.L. Parker, "Elimination of eddy current artifacts in diffusion-weighted echo planar images: the use of bipolar gradients", *Magn. Reson. Med.*, 38:1016-1021, 1997.
8. M. Cercignani, M.A. Horsfield, "An optimized pulse sequence for isotropically weighted diffusion imaging", *J. Magn. Reson.* 140:58-68, 1999.
9. P. Jehenson, M. Westphal, and N. Schuff, "Analytical method for the compensation of eddy-current effects induced by pulsed magnetic fields gradients in NMR systems," *J. Magn. Reson.*, 90:264-278, 1990.
10. J.J. van Vaals, and A.H. Bergman, "Optimization of eddy-current compensation," *J. Magn. Reson.*, 90:52-70, 1990 . (11)D.J. Jensen, W.W. Brey, J.L Delayre, and P.A. Narayana, "Reduction of pulsed gradient settling time in the superconducting magnet of a magnetic resonance instrument," *Med. Phys.*, 14:859-862, 1987.
11. R.E. Wysonog, and I.J.Lowe, "A simple method of measuring gradient induced eddy currents to set compensation network," *Magn. Reson. Med.*, 29:119-121, 1993.

12. Q. Liu, D.G. Hyghes, and P.S. Allen, "Quantitative characterization of eddy current fields in a 40-cm bore superconducting magnet," *Magn. Reson. Med.*, 31:73-76, 1994.
13. S. Robertson, D.G. Hughes, Q. Liu, and P.S. Allen, "Analysis of temporal and spatial dependence of eddy current fields in a 40-cm bore magnet," *Mag. Reson. Med.*, 25:158-166, 1992.
14. M.T. Alley, G.H. Glover, and N.J. Pelc, "Gradient Characterization Using a Fourier Transform Technique," *Magn. Reson. Med.*, 39:581-587, 1998.

可供推廣之研發成果資料表

☐ 可申請專利

☐ 可技術移轉

日期：93 年 8 月 13 日

國科會補助計畫	計畫名稱：超高速磁振造影技術之研究：渦電流自動補償系統之設計與應用 計畫主持人：陳志宏 計畫編號：學門領域：
技術/創作名稱	超高速磁振造影之渦電流自動補償系統
發明人/創作人	陳志宏
技術說明	中文： 功能性磁振造影目前使用的脈衝序列平面迴訊成像序列(Echo Planar Imaging; EPI)，其梯度磁場的切換速度需在 1kHz 以上，這樣的要求遠高於一般脈衝序列，所以其渦型電流也比一般的脈衝序列更強、影響更嚴重。影像會因此產生假影、變形及位移。 本研究已建立一套可自動校正 Preemphasis 參數之系統，並已確認可應用於 EPI 脈衝序列之上。本研究可自動執行 MRI 感應電流的補償校正，改進主磁場中梯度波形，取代傳統手動調節方式。將這項技術套用於超快速磁振造影之脈衝序列，即 EPI 與 DW-EPI 之上，預期將會對功能性磁振造影的研究與臨床診斷有所助益。

	英文： Echo planar imaging (EPI) is a unique imaging method that can collect an MR image from a single free induction decay signal (FID). It have to be generated and switched quickly at the rate of about 1 kHz. In this situation, eddy currents are induced on the innermost conducting layer of the magnet significantly. It makes imaging geometric distortions that will consist of N/2 ghost, shearing, or shift. In order to compensate this eddy currents effects, the gradient waveform needs a preemphasis treatment. The preemphasis adjustment requires manual operation, needs considerable skill, and could be difficult to achieve. In contrast, automated preemphasis adjustments can be faster and more reliable, and can be applied without operator intervention. We present a method for optimizing gradient preemphasis, suitable for fast fMRI sequences on a 3T scanner, by fully automated numerical control instead of manual adjustments. Downhill simplex method and k-space trajectory measurements are combined into an automated procedure of preemphasis adjustment that is simple to implement, and is found to be reliable and easy to use. It is very useful to MRI study and clinic diagnosis that applies this technique to fast MR imaging, such as EPI and diffusion weight MRI (DWI).
可利用之產業 及 可開發之產品	臨床醫學影像/磁振造影
技術特點	可自動化執行高速磁振造影的參數調整與最佳化。
推廣及運用的價值	可改善高速磁振造影產生的假影、變形及位移，對功能性磁振造影的研究與臨床診斷有所助益。