



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公告本

(11)證書號數：TW I667487 B

(45)公告日：中華民國 108 (2019) 年 08 月 01 日

(21)申請案號：106133470

(22)申請日：中華民國 106 (2017) 年 09 月 28 日

(51)Int. Cl.：

*G01R33/025 (2006.01)**G01R33/20 (2006.01)**G01R33/32 (2006.01)**G01R33/36 (2006.01)**G01R33/58 (2006.01)**H03J3/12 (2006.01)**H03J3/24 (2006.01)**H01F7/02 (2006.01)*

(30)優先權：2016/09/29

美國

62/401,657

(71)申請人：美商超精細研究股份有限公司 (美國) HYPERFINE RESEARCH, INC. (US)

其他

(72)發明人：里亞理克 桃德 REARICK, TODD (US)；喬登 傑若米 克里斯多佛 JORDAN, JEREMY CHRISTOPHER (US)；查爾貝特 葛瑞格理 L CHARVAT, GREGORY L. (US)；羅森 馬修 史考特 ROSEN, MATTHEW SCOT (US)

(74)代理人：陳長文

(56)參考文獻：

TW I484527

US 2013/0113484A1

審查人員：郭炎淋

申請專利範圍項數：9 項 圖式數：14 共 53 頁

(54)名稱

射頻線圈調諧方法及裝置

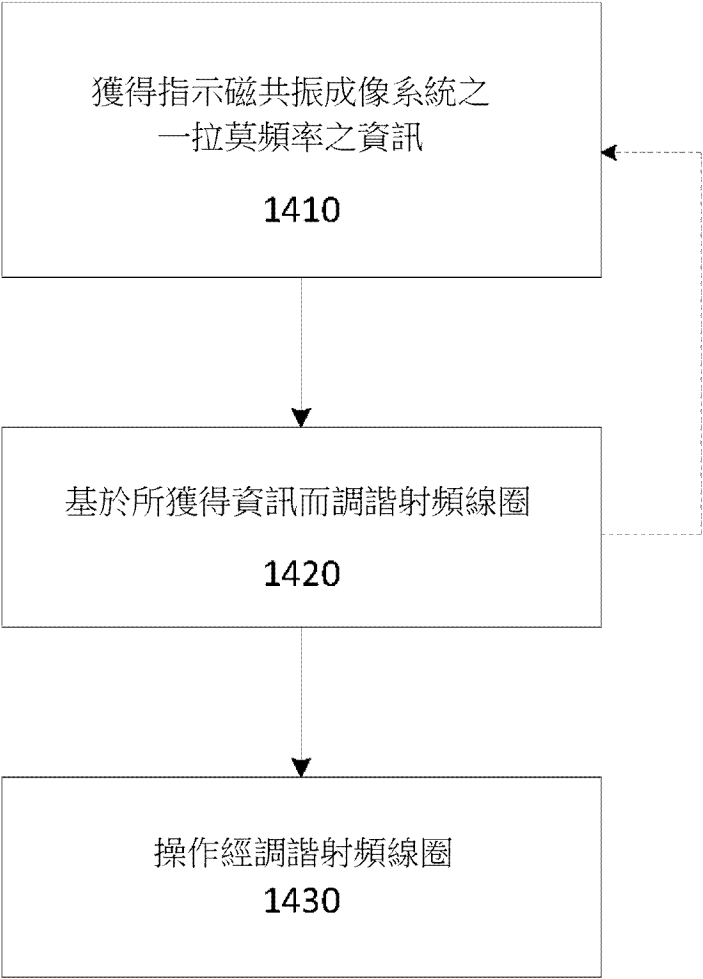
RADIO FREQUENCY COIL TUNING METHODS AND APPARATUS

(57)摘要

某些態樣包括一種調諧系統，該調諧系統經組態以調諧用於搭配一磁共振成像系統使用之一射頻線圈，該調諧系統包括：一調諧電路，其包含經組態以影響該射頻線圈共振之一頻率之至少一個調諧元件；及一控制器，其經組態以設定該調諧元件之至少一個值以致使該射頻線圈大致以由該調諧系統判定的該磁共振成像系統之一拉莫頻率共振。某些態樣包含一種自動調諧一射頻線圈之方法，該方法包括：判定指示該磁共振成像系統之一拉莫頻率之資訊；使用一控制器以基於該所判定資訊而自動設定一調諧電路之至少一個值以致使該射頻線圈大致以該拉莫頻率共振。

Some aspects comprise a tuning system configured to tune a radio frequency coil for use with a magnetic resonance imaging system comprising a tuning circuit including at least one tuning element configured to affect a frequency at which the radio frequency coil resonates, and a controller configured to set at least one value for the tuning element to cause the radio frequency coil to resonate at approximately a Larmor frequency of the magnetic resonance imaging system determined by the tuning system. Some aspects include a method of automatically tuning a radio frequency coil comprising determining information indicative of a Larmor frequency of the magnetic resonance imaging system, using a controller to automatically set at least one value of a tuning circuit to cause the radio frequency coil to resonate at approximately the Larmor frequency based on the determined information.

指定代表圖：



【圖 14】

【發明說明書】

【中文發明名稱】

射頻線圈調諧方法及裝置

【英文發明名稱】

RADIO FREQUENCY COIL TUNING METHODS AND
APPARATUS

【技術領域】

【先前技術】

磁共振成像(MRI)為眾多應用提供一重要成像模式且在臨床及研究環境中廣泛地利用以產生人體內部之影像。一般而言，MRI係基於偵測磁共振(MR)信號，該等磁共振信號係由原子回應於由所施加電磁場引起之狀態改變而發射之電磁波。舉例而言，核磁共振(NMR)技術涉及偵測在成像中之一對象中之原子(例如，人體組織中之原子)之核自旋之重新對準或鬆弛之後旋即自受激原子之核發射之MR信號。可處理所偵測到之MR信號以產生影像，此在醫療應用之背景下允許出於診斷、治療及/或研究目的而探查身體內之內部結構及/或生物程序。

MRI由於在不具有其他模式之安全問題之情況下(例如，在不需要使受試體曝露於離子化輻射(例如，x射線)或將放射性材料引入至身體之情況下)產生具有相對高解析度及對比度之無創影像的能力而為生物成像提供一有吸引力的成像模式。另外，MRI尤其很好地適合於提供軟組織對比度，可利用此使其他成像模式不能夠滿意地成像之標的物成像。此外，MR技術能夠擷取其他模式不能夠獲取之關於結構及/或生物程序之資訊。然而，對於MRI而言存在若干個缺點，針對一給定成像應用，該等缺點可

涉及設備成本相對較高、可用性有限及/或難以獲得對臨床MRI掃描機之使用權及/或影像獲取程序較長。

臨床MRI之趨勢係一直增加MRI掃描機之場強度以改良掃描時間、影像解析度及影像對比度中之一或多者，此又繼續抬高成本。絕大部分所裝設之MRI掃描機以1.5或3特士拉(T) (其係指主要磁場 B_0 之場強度)操作。對一臨床MRI掃描機之一粗略成本估計係大約一百萬美元/特士拉，此未將操作此等MRI掃描機中所涉及之實質性操作、服務及維護成本計算在內。

另外，習用高場MRI系統通常需要大超導磁鐵及相關聯電子器件來產生使一對象(例如，一患者)在其中成像之一強均勻靜磁場(B_0)。此等系統之大小係相當大的，其中一典型MRI裝設包含用於磁鐵、電子器件、熱管理系統及主控台區域之多個房間。MRI系統之大小及費用一般將其使用限制至諸如醫院及學術研究中心(其具有足以購置並維護MRI系統之空間及資源)之設施。高場MRI系統之高成本及大量空間要求導致MRI掃描機之有限可用性。如此，頻繁地存在其中一MRI掃描將為有益的但由於上文所論述之限制中之一或多者而不實際或不可能的臨床情景，如下文進一步詳細地論述。

【發明內容】

某些實施例包括一種使用連接至一射頻線圈之一調諧電路自動調諧用於搭配一磁共振成像系統使用之該射頻線圈之方法，該方法包括：判定指示該磁共振成像系統之一拉莫頻率之資訊；及使用一控制器以基於該所判定資訊而自動設定該調諧電路之至少一個值以致使該射頻線圈大致以該拉莫頻率共振。

某些實施例包括一種經組態以調諧用於搭配一磁共振成像系統使用之一射頻線圈之調諧系統，該調諧系統包括：一調諧電路，其包含經組態以影響該射頻線圈共振之一頻率之至少一個調諧元件；及一控制器，其經組態以設定該調諧元件之至少一個值以致使該射頻線圈大致以由該調諧系統判定的該磁共振成像系統之一拉莫頻率共振。

某些實施例包括一種磁共振成像系統，其包括：一 B_0 磁鐵，其經組態以提供一 B_0 場；至少一個射頻線圈；及一調諧系統，其經組態以調諧該至少一個射頻線圈，該調諧系統包括：一調諧電路，其包含經組態以影響該射頻線圈共振之一頻率之至少一個調諧元件；及一控制器，其經組態以設定該調諧元件之至少一個值以致使該射頻線圈大致以由該調諧系統判定的該磁共振成像系統之一拉莫頻率共振。

【圖式簡單說明】

將參考以下各圖闡述所揭示技術之各種態樣及實施例。應瞭解，各圖未必按比例繪製。出現在多個圖中之項目在其出現之所有圖中由同一元件符號指示。

圖1係根據某些實施例之包含可經調諧之一RF線圈之一低場MRI系統之一示意圖；

圖2係根據某些實施例之一RF線圈調諧電路之一示意圖；

圖3係根據某些實施例之可在圖2之RF線圈調諧電路中使用之一調諧網路之一示意圖；

圖4係根據某些實施例之圖3之調諧網路之一實施方案之一示意圖；

圖5係根據某些實施例之圖3之調諧網路之一替代實施方案之一示意圖；

圖6係根據某些實施例之圖3之調諧網路之一替代實施方案之一示意圖；

圖7係根據某些實施例之一替代RF線圈調諧電路之一示意圖；

圖8係根據某些實施例之一替代RF線圈調諧電路之一示意圖；

圖9係根據某些實施例之用於調諧僅接收RF線圈之一替代RF線圈調諧電路之一示意圖；

圖10A圖解說明在一MRI系統之環境中之一實例性電磁雜訊頻譜；

圖10B圖解說明根據某些實施例之如由一RF線圈偵測到之在圖10A中所圖解說明之實例性電磁雜訊頻譜；

圖11圖解說明根據某些實施例之調諧一RF線圈之一方法；

圖12A圖解說明根據某些實施例之藉助以多個頻率調諧之一RF線圈偵測到之一雜訊頻譜；

圖12B圖解說明圖12A之雜訊頻譜之一放大部分；

圖13圖解說明根據某些實施例之用於調諧一RF線圈之一差動雜訊量測；及

圖14圖解說明根據某些實施例之調諧一射頻線圈之一方法。

【實施方式】

MRI掃描機市場由高場系統壓倒性地主導，且尤其用於醫療或臨床MRI應用。如上文所論述，醫療成像之大體趨勢係一直產生具有愈來愈大場強度之MRI掃描機，其中絕大多數臨床MRI掃描機以1.5T或3T操作，其中7T及9T之較高場強度用在研究環境中。如本文中所使用，「高場」一般係指目前在一臨床環境中使用之MRI系統，且更特定而言，係指以處於或高於1.5T之一主磁場(亦即，一 B_0 場)操作之MRI系統，儘管在0.5T與

1.5T之間操作之臨床系統通常亦表徵為「高場」。介於大致0.2T與0.5T之間的場強度已表徵為「中場」，且隨著高場態中之場強度繼續增加，介於0.5T與1T之間的範圍中之場強度亦已表徵為中場。通過比較，「低場」一般係指以小於或等於大致0.2T之一 B_0 場操作之MRI系統，儘管具有介於0.2T與大致0.3T之間之一 B_0 場之系統由於高場態之高端處之場強度增加而有時已表徵為低場。在低場態內，以小於0.1T之一 B_0 場操作之低場MRI系統在本文中稱為「極低場」且以小於10mT之一 B_0 場操作之低場MRI系統在本文中稱為「超低場」。

高場MRI系統之吸引力包含與較低場系統相比較之經改良解析度及/或經減少掃描時間，從而激勵爭取愈來愈高場強度用於臨床及醫學MRI應用中。然而，如上文所論述，增加MRI系統之場強度會產生愈來愈昂貴且複雜之MRI掃描機，因此限制可用性且阻止其用作一般用途及/或一般可用成像解決方案。

如上文所論述，習用MRI系統需要專業設施。一經電磁屏蔽房間對於使MRI系統操作係必需的，且該房間之地板必須在結構上經加固。必須為高電力電子器件及掃描技術員之控制區域提供額外房間。亦必須提供進入場所之安全通道。另外，必須裝設一專用三相電連接以為又必須由一冷激水供應器冷卻之電子器件提供電力且必須提供額外HVAC能力。此等場所要求不僅代價高，而且顯著限制其中可部署MRI系統之位置。操作及維護習用臨床MRI掃描機皆亦需要實質上專業知識。此等高度訓練之技術人員及服務工程師對操作一MRI系統增添大的持續操作成本。因此，習用MRI係成本過高且可接達性嚴重受限，從而阻止MRI係能夠在需要的任何地方及任何時候實現寬廣範圍之臨床成像解決方案之一廣泛可用診斷工

具。患者必須在提前排程之一時間及地點訪問有限數目個設施中之一者，從而阻止MRI在眾多醫療應用中使用，因為MRI在輔助診斷、手術、患者監測及諸如此類方面唯一地有效。

如上文所論述，高場MRI系統需要經特殊調適設備以適應此等系統之大小、重量、電力消耗及屏蔽要求。舉例而言，一1.5T MRI系統通常重介於4噸至10噸之間且一3T MRI系統通常重介於8噸至20噸之間。另外，高場MRI系統一般需要顯著量之重且昂貴屏蔽物。諸多中場掃描機部分地由於使用極大永久磁鐵及/或軛而甚至更重，重介於10噸至20噸之間。可商購低場MRI系統(例如，以0.2T之一 B_0 磁場操作)由於用於產生 B_0 場之大量磁材料(在屏蔽物中具有額外噸位)而亦通常在10噸或更多之範圍內。為適應此重設備，房間(其通常具有30至50平方米之一最小大小)必須以加固地板(例如，混凝土地板)來建構，且必須經特殊屏蔽以阻止電磁輻射干擾MRI系統之操作。因此，可用臨床MRI系統係不動的且需要一醫院或設施內之一大專用空間之顯著費用，且除了準備用於操作之空間之相當大成本之外，亦進一步需要操作及維持系統之專業知識之額外持續成本。

另外，當前可用MRI系統通常消耗大量電力。舉例而言，常見1.5T及3T MRI系統在操作期間通常消耗介於20 kW至40 kW之間的電力，而可用0.5T及0.2T MRI系統通常消耗介於5 kW至20 kW之間的電力。當在本文中論述電力消耗時，在一所關注時間間隔內消耗之平均電力將被參考，除非以其他方式規定。舉例而言，上文提及之20 kW至40 kW指示由習用MRI系統在影像獲取過程期間消耗之平均電力，其可包含顯著超過平均電力消耗(例如，當在脈衝序列之相對短週期內加脈衝於梯度線圈及/或RF線圈時)之相對短週期之峰值電力消耗。峰值(或大)電力消耗之時間間

隔通常經由**MRI**系統自身之電力儲存元件(例如，電容器)來定址。因此，平均電力消耗係更相關性質，此乃因其一般判定操作器件所需要之電力連接類型。因此，可用臨床**MRI**系統亦必須具有專用電源，此通常需要與電網之一專用三相連接來操作**MRI**系統。然後需要額外電子器件來將三相電力轉化成由**MRI**系統利用之單相電力。部署習用臨床**MRI**系統之諸多實體要求產生一顯著可用性問題且嚴格地限制可利用**MRI**之臨床應用。

因此，高場**MRI**之諸多要求使裝設在諸多情景中係禁止的，從而限制其部署至大機構醫院或專業設施且一般將其使用限制於緊密排程之約定，此需要患者在提前排程之時間訪問專用設施。因此，對高場**MRI**之諸多限制阻止**MRI**完全用作一成像模式。儘管上文所提及之高場**MRI**具有缺點，但在較高場下**SNR**之顯著增加之吸引力繼續將工業驅動至愈來愈高之場強度以供在臨床及醫療**MRI**應用中使用，從而進一步增加**MRI**掃描機之成本及複雜度，且進一步限制其可用性且阻止其用作一般用途及/或一般可用成像解決方案。

在低場態中(尤其在極低場態中)產生之**MR**信號之低**SNR**已阻止一相對低成本、低電力及/或可攜式**MRI**系統之開發。習用「低場」**MRI**系統在通常表徵為低場範圍(例如，臨床可用低場系統具有大致**0.2T**之一本底)之高端操作以達成可用影像。儘管有些不如高場**MRI**系統那麼昂貴，但習用低場**MRI**系統共用相同缺點中之諸多缺點。特定而言，習用低場**MRI**系統係大的、固定且不動裝設，消耗實質電力(需要專用三相電力接線)且需要經特殊屏蔽房間及大的專用空間。低場**MRI**之挑戰已阻止可產生可用影像之相對低成本、低電力及/或可攜式**MRI**系統之開發。

發明人已開發了達成可攜式、低場、低電力及/或較低成本**MRI**系統

之技術，該等可攜式、低場、低電力及/或較低成本MRI系統可改良MRI技術在各種環境中之大規模可部署性(除當前MRI裝設在醫院及研究設施處以外)。因此，MRI可部署在急診室、小診所、醫生辦公室中、移動單元中、在現場等，且可被帶至患者(例如，床邊)以執行各種成像程序及協定。某些實施例包含促進可攜式低成本低電力MRI之極低場MRI系統(例如，0.1T、50mT、20mT等)，從而顯著增加MRI在一臨床環境中之可用性。發明人已開發了用於產生經改良品質、可攜式及/或較低成本低場MRI系統之技術，該等低場MRI系統可改良MRI技術在各種環境中之大規模可部署性(除大MRI裝設在醫院及研究設施處以外)。根據某些實施例，本文中所闡述之調諧技術促進具有較大精確度之RF線圈之自動調諧，從而改良MR信號獲取之SNR。

圖1係一低場MRI系統之例示性組件之一方塊圖。在圖1之說明性實例中，低場MRI系統包括工作站104、控制器106、脈衝序列儲存庫108、電力管理系統110及磁組件120。應瞭解，圖1之低場MRI系統係說明性的且一低場MRI系統可具有任一適合類型之一或多個其他組件(除了或替代圖1中所圖解說明之組件)。

如圖1中所圖解說明，磁組件120包括磁鐵122、墊片線圈124、RF傳輸/接收線圈126及梯度線圈128。磁鐵122可用於產生主要磁場 B_0 。磁鐵122可係可產生具有低場強度之一主要磁場(亦即，具有0.2特士拉或更少之一強度之一磁場)之任一適合類型之磁鐵。墊片線圈124可用於貢獻磁場以改良由磁鐵122產生之 B_0 場之均質性。梯度線圈128可經配置以提供梯度場，且舉例而言可經配置以在三個實質上正交方向(X, Y, Z)上產生磁場之梯度。

RF傳輸/接收線圈126包括可用於產生RF脈衝以感應一振盪磁場 B_1 之一或多個傳輸線圈。該(等)傳輸線圈可經組態以產生可用於執行低場MR成像之任何適合類型之RF脈衝。

磁組件120中之每一者可以任一適合方式來構造。舉例而言，在某些實施例中，磁組件120中之一或多者(例如，所有)可使用標題為「Low-field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus」且2014年之9月5日提出申請之第62/046,814號美國臨時專利申請案中所闡述之層壓技術來製作，該美國臨時專利申請案以全文引用方式併入本文中。

電力管理系統110包含電子器件以將操作電力提供至低場MRI系統之一或多個組件。舉例而言，如下文更詳細地論述，電力管理系統110可包含一或多個電源供應器、梯度功率放大器、傳輸線圈放大器及/或提供適合操作電力以供能量給且操作低場MRI系統之組件所需要之任何其他適合電力電子器件。

如圖1中所圖解說明，電力管理系統110包括電源供應器112、放大器114、傳輸/接收開關116及熱管理組件118。電源供應器112包含電子器件以將操作電力提供至低場MRI系統之磁組件120。舉例而言，電源供應器112可包含電子器件以將操作電力提供至一或多個 B_0 線圈(例如， B_0 磁鐵122)以產生低場MRI系統之主要磁場。在某些實施例中，電源供應器112係一單極連續波(CW)電源供應器，然而，可使用任何適合電源供應器。傳輸/接收開關116可用於選擇操作RF傳輸線圈還是RF接收線圈。

放大器114可包含放大由一或多個RF接收線圈(例如，線圈124)偵測到之MR信號之一或多個RF接收(Rx)預放大器、經組態以將電力提供至一或多個RF傳輸線圈(例如，線圈126)之一或多個RF傳輸(Tx)放大器、經組

態以將電力提供至一或多個梯度線圈(例如，梯度線圈128)之一或多個梯度功率放大器、經組態以將電力提供至一或多個墊片線圈(例如，墊片線圈124)之墊片放大器。

熱管理組件118為低場MRI系統之組件提供冷卻且可經組態以藉由促進將由低場MRI系統之一或多個組件產生之熱能傳遞遠離那些組件而如此操作。熱管理組件118可不具限制地包含用以執行基於水或基於空氣冷卻之組件，該等組件可與產生熱之MRI組件(包含但不限於B₀線圈、梯度線圈、墊片線圈及/或傳輸/接收線圈)整合在一起或緊密接近於產生熱之MRI組件而配置。熱管理組件118可包含任何適合熱傳遞介質(包含但不限於空氣及水)以將熱傳遞遠離低場MRI系統之組件。

如圖1中所圖解說明，低場MRI系統包含控制器106 (亦在本文中稱為一「主控台」)，控制器106具有控制電子器件以將指令發送至電力管理系統110且自電力管理系統110接收資訊。控制器106可經組態以實施一或多個脈衝序列，該一或多個脈衝序列用於判定發送至電力管理系統110之指令從而以一所要序列操作磁組件120中之一或多者。控制器106可實施為硬體、軟體或硬體與軟體之任一適合組合，此乃因本文中所提供之本發明之態樣在此方面不受限制。

在某些實施例中，控制器106可經組態以藉由自脈衝序列儲存庫108獲得關於一脈衝序列之資訊而實施該脈衝序列，脈衝序列儲存庫108針對一或多個脈衝序列中之每一者儲存資訊。由脈衝序列儲存庫108針對一特定脈衝序列儲存之資訊可係允許控制器106實施該特定脈衝序列之任何適合資訊。舉例而言，針對一脈衝序列儲存於脈衝序列儲存庫108中之資訊可包含用於根據該脈衝序列操作磁組件120之一或多個參數(例如，用於操

作RF傳輸/接收線圈126之參數、用於操作梯度線圈128之參數等)、用於根據該脈衝序列操作電力管理系統110之一或多個參數、包括在由控制器106執行時致使控制器106控制系統100根據該脈衝序列操作之指令的一或多個程式及/或任何其他適合資訊。儲存於脈衝序列儲存庫108中之資訊可儲存於一或多個非暫時性儲存媒體上。

如圖1中所圖解說明，控制器106亦與經程式化以處理所接收MR資料之運算器件104互動。舉例而言，運算器件104可處理所接收MR資料以使用任何適合影像重建程序產生一或多個MR影像。控制器106可將關於一或多個脈衝序列之資訊提供至運算器件104以促進由該運算器件處理MR資料。舉例而言，控制器106可將關於一或多個脈衝序列之資訊提供至運算器件104且該運算器件可至少部分地基於所提供資訊而執行一影像重建程序。

運算器件104可係經組態以處理所獲取MR資料且產生成像中之一受試體之一或多個影像的任何電子器件。在某些實施例中，運算器件104可係一固定電子器件，諸如一桌上型電腦、一伺服器、一機架安裝電腦或可經組態以處理MR資料且產生成像中之受試體之一或多個影像的任何其他適合固定電子器件。替代地，運算器件104可係一可攜式器件，諸如一智慧型電話、一個人數位助理、一膝上型電腦、一平板電腦或可經組態以處理MR資料且產生成像中之受試體之一或多個影像的任何其他可攜式器件。在某些實施例中，運算器件104可包括任一適合類型之多個運算器件，此乃因本文中所提供之本發明之態樣在此方面不受限制。一使用者102可與運算器件104互動以控制低場MR系統之態樣(例如，程式化該系統以根據一特定脈衝序列操作、調整該系統之一或多個參數等)及/或由低

場MR系統獲得之查看影像。

簡而言之，MRI涉及將待成像之一對象(例如，一患者之全部或部分)放置在一靜態均質磁場 B_0 中以便在 B_0 場之方向上對準原子之原子自旋。對於高場MRI系統，一般需要由超導線之線圈製成之超導磁鐵在高場MRI中所採用之場強度下達成 B_0 之均質性。超導磁鐵不僅自身代價高，而且其一般在操作期間需要低溫冷卻，從而增加高場MRI掃描機之成本及複雜度。除 B_0 磁組件之外，亦提供梯度線圈以在空間上編碼來自對象之MR信號，且亦提供傳輸及接收線圈以產生在與磁場 B_0 之場強度有關之一頻率下之一磁場 B_1 ，以分別致使原子自旋改變定向且偵測到在原子自旋與磁場 B_0 之重新對準之後旋即自對象發射之MR信號。在高場強度及相關聯高頻率下，此等磁組件亦係相對複雜及昂貴的。

如上文所論述，MRI系統分別使用傳輸及接收線圈(例如，RF Tx/Rx線圈126) (通常稱為射頻(RF)線圈)模擬且偵測所發射MR信號。傳輸/接收線圈之組態隨實施方案變化且可包含既用於傳輸又用於接收之一單個線圈、用於傳輸及接收之單獨線圈、用於傳輸及/或接收之多個線圈或用以達成單通道或並行MRI系統之任何組合。因此，傳輸/接收磁組件通常稱為Tx/Rx或Tx/Rx線圈以屬類上係指一MRI系統之傳輸及接收組件之各種組態。

組態為傳輸線圈之RF線圈產生在與磁場 B_0 之場強度有關之一特定頻率下之一磁場 B_1 。另外，接收線圈經組態以在該特定頻率下接收MR信號。為最佳地操作，RF線圈(例如，僅Tx、僅Rx或Tx/Rx)通常經調諧以儘可能接近於稱作拉莫頻率之一特定頻率而共振。拉莫頻率(ω)根據以下關係與 B_0 場之強度相關： $\omega = \gamma B$ ，其中 γ 係MHz/T中之經成像同位素(例

如， ^1H)之旋磁比，且 B 係以特士拉為單位之 B_0 場之強度。高場MRI中所使用之常用拉莫頻率之實例針對一1.5T MRI系統係大致64 MHz且針對一3T MRI系統係大致128 MHz。低場MRI系統之拉莫頻率實質上低於高場MRI系統之拉莫頻率。舉例而言，一6.5mT MRI系統之拉莫頻率係大致277 kHz，一50mT MRI系統之拉莫頻率係大致2.1 MHz 且一0.1T MRI系統之拉莫頻率係大致4.2 MHz。

與高場MRI系統一起使用之大多數可商購RF線圈通常由製造商調諧以用於搭配具有一特定場強度之一系統使用，且此等線圈經常僅提供使終端使用者進一步調諧場中之RF線圈之有限能力或不提供此項能力。實際上，通常不必對高場MRI系統中用於傳輸RF能量及/或接收MR信號之大多數RF線圈進行精確調諧，此歸因於所接收信號之強度與由因對線圈進行最佳調諧所致的小波動而對線圈引入之雜訊位準的相對關係。然而，發明人已認識到且瞭解，經設計以用於搭配一低場MRI系統(例如，產生小於或等於0.2T、0.1T、50mT、20mT、10mT等之一 B_0 場之一系統)使用之RF線圈偵測到小得多之信號，因此更加重視RF線圈之精確調諧。由於場強度進一步減小(例如，至極低場範圍中)，因此隨場強度而變之SNR之減小變得愈來愈顯著，從而使RF線圈之精確調諧甚至更重要。

另外，可根據某些實施例使用之某些低場MRI系統提供用於針對不同成像應用改變 B_0 場之強度之功能性及/或最小化外部雜訊源。如應自前文論述瞭解，改變 B_0 場強度會改變使RF線圈最佳地操作應調諧至之拉莫頻率。因此，本文中所闡述之RF調諧方法及裝置可用於基於低場MRI系統之當前 B_0 場強度自動調諧一RF線圈。在其中RF線圈由製造商調諧之習用系統中，對 B_0 場之此等改變一般係不可能的，此乃因如此操作會導致

RF線圈不再經調諧而以正確頻率共振。

RF線圈可由包含一或多個電感元件及一或多個電容元件之一電感器電容器電路形成。該等RF線圈之共振頻率經判定為 $\nu = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$ ，其中 L 及 C 表示線圈電路之電感及電容。因此，將一RF線圈調諧至一特定共振頻率可藉由修改電路之電感及/或電容而達成。下文更加詳細地論述之某些實施例藉由改變RF線圈之串聯電容而調諧用於低場MRI之一RF線圈。

圖2圖解說明根據某些實施例之可用於調諧供在一低場MRI系統中使用一Tx/Rx RF線圈之一調諧電路200。調諧電路200包含可在一傳輸操作期間與RF線圈之其他組件組合使用以產生 B_1 場之一電流源202。可使用任何適合電流源202，且實施例在此方面不受限制。舉例而言，在某些實施例中，電流源202包括連接至一電流源(諸如一信號產生器、一網路分析器或另一電流源)之一50 Ω 同軸電纜。調諧電路200亦包含連接在電流源202與調諧網路206之輸入之間的平衡-不平衡轉換器204。

調諧網路206包含可經組態以調諧一RF線圈之共振頻率之一或多個可控制電路組件。下文更詳細地闡述可根據某些實施例使用之調諧網路206之實例。如所展示，調諧電路200亦包含經組態以與將使用調諧電路200調諧之一RF線圈之線圈連接器210連接之輸出連接器208。可使用任何適合輸出連接器208及線圈連接器210，且實施例在此方面不受限制。舉例而言，在某些實施方案中，一個三接腳微型插孔連接器可用作輸出連接器208，其中三個接腳中之兩個接腳對應於來自調諧器網路206之平衡輸出，且第三接腳(未展示)經組態以連接至線圈連接器210中之一平衡屏蔽線(未展示)之一屏蔽物，如下文更詳細地論述。

如所展示，線圈連接器210連接至RF線圈212，如上文所論述，RF線

圈212形成可根據本文中所闡述之技術調諧之一LC電路。在某些實施例中，線圈連接器210可使用一經屏蔽平衡饋送線連接至RF線圈212，且連接器208可經組態以支撐一平衡電纜連接。RF線圈212可包括用於低場MRI之任一適合類型及數目之RF線圈，包含但不限於一或多個頭線圈、一或多個體線圈、一或多個表面線圈及前述各項之任一組合。

在某些實施例中，線圈連接器210可包含經組態以儲存關於線圈之資訊之至少一個儲存器件(例如，一EEPROM)，該至少一個儲存器件可用於在附接至調諧電路時促進線圈之調諧。舉例而言，儲存於該至少一個儲存器件上之資訊可包含但不限於線圈類型之一識別符及線圈之一或多個調諧參數。當連接至輸出連接器208時，儲存於至少一個儲存器件上之與線圈連接器相關聯之資訊中之至少某些資訊可傳送至經組態以控制調諧電路之特性以調諧所連接RF線圈之一控制器。

調諧電路200包含經組態以調諧具有傳輸及接收功能性兩者之RF線圈之組件。替代地，調諧電路200可經組態以調諧具有僅傳輸功能性或僅接收功能性之RF線圈。當組態調諧電路200以調諧僅接收RF線圈時，調諧電路200之某些組件包含但不限於電流源202，且可不需要調諧網路206之一或多個組件，以提供更簡單調諧電路設計，如下文更詳細地論述。

圖3圖解說明根據某些實施例之可用於調諧一RF線圈之一調諧網路300。如所展示，調諧網路300包含以一平衡組態配置之複數個調諧元件，該複數個調諧元件在經調整時調諧連接至調諧電路200之一RF線圈。如所展示，調諧網路300包含配置在調諧網路300之一第一輸入與一第一輸出之間的一耦合調諧元件302及配置在調諧網路300之一第二輸入與一第二輸出之間的一耦合調諧元件304。耦合調諧元件302及304之值可經調

整以改良調諧電路與一所連接RF線圈之間的阻抗匹配。調諧網路300亦包含配置在調諧網路300之第一輸出與第二輸出之間的一共振調諧元件306。當調諧電路300連接至一RF線圈時，共振調諧元件306與RF線圈電路串聯配置，從而提供用於控制線圈電路之串聯電容以將線圈調諧至一所要頻率之一機構。

發明人已認識到且瞭解，將調諧網路300中之調諧元件之值手動設定至精確值以提供一所要共振頻率且一RF線圈之阻抗匹配特性具挑戰性且繁瑣。因此，某些實施例包含控制器310，控制器310經組態以至少部分地基於低場MRI系統之 B_0 場強度或其他適合參數而將調諧元件302、304及306中之一或多者之值自動調整至一所要值以調諧RF電路。在某些實施例中，控制器310可至少部分地基於儲存於與控制器310相關聯之一查找表中之值而設定調諧元件302、304、306中之一或多者之值。舉例而言，查找表可儲存拉莫頻率與調諧元件302、304及/或306之電容值之間的一對應性。控制器310可經組態以基於查找表中之所儲存值而設定調諧元件302、304及/或306之初始值，且可調整該等初始值，如下文更詳細地論述，直至達到RF線圈之一最佳調諧為止。

控制器310可以任一適合方式判定低場MRI系統之一所要 B_0 場強度。在某些實施例中，關於 B_0 場強度之資訊可自與低場MRI系統相關聯之主控台106提供至控制器310。在其他實施例中，關於 B_0 場強度之資訊可回應於線圈連接器210連接至輸出連接器208而自線圈連接器210提供至控制器310。舉例而言，如上文所論述，線圈連接器210可包含儲存線圈之調諧資訊(包含但不限於 B_0 場強度資訊)之一EEPROM或其他儲存器件，且所儲存調諧資訊可回應於RF線圈212連接至調諧電路200而傳輸至控制器310。

如上文所論述，為了在經判定以具有足夠低之電磁干擾之一頻帶中操作低場MRI系統或出於任何其他原因，期望操作一低場MRI系統之 B_0 場強度可係可變的，舉例而言，以執行奧佛豪瑟磁共振成像(OMRI)。如此，控制器310可經組態以動態判定調諧元件之值以將RF線圈調諧至所要頻率。

發明人已進一步瞭解基於 B_0 磁場(例如，當前由MRI系統產生之實際 B_0 場)之實際拉莫頻率及/或實際磁場強度而調諧一或多個RF線圈之益處。特定而言，在低場態中，拉莫頻率與調諧(若干) RF線圈之共振頻率之間的偏差引起可顯著影響影像獲取及品質之經減少SNR。因此，藉由判定指示在當前 B_0 磁場下之拉莫頻率之資訊(例如，估計或量測實際拉莫頻率)，(若干)RF線圈可因此經調諧以儘可能接近於拉莫頻率而共振，因此改良MR信號獲取之SNR。拉莫頻率可以若干種方式來估計，包含但不限於自所偵測到之MR信號導出拉莫頻率、自雜訊量測導出拉莫頻率、量測 B_0 磁場等(下文進一步詳細地闡述其之某些實例)。

基於用於設定調諧元件302、304及306之值之電路組件，該等調諧元件中之每一者之值可個別地或一起經調整，且實施例不受限制。在某些實施例中，控制器310獲得指示MRI系統之一拉莫頻率之資訊。舉例而言，控制器310可判定或接收關於一所要 B_0 磁場強度之資訊或可接收與當前 B_0 場強度相關聯之資訊(例如，自主控台106、線圈連接器210、一或多個MR量測、量測當前 B_0 場強度之一或多個感測器或任何其他適合源)且發送控制指令以調整調諧元件302、304及/或306中之一或多者之值以將一所連接RF線圈調諧至接近於與所要或當前 B_0 場強度相關聯之拉莫頻率之一共振頻率。

儘管在圖3中所展示之調諧網路300中圖解說明僅三個調諧元件，但

應瞭解替代地可使用更多或更少調諧元件，且圖3中所展示之電路組態僅僅係一適合組態之一項實例。舉例而言，當用於調諧一僅接收RF線圈時，可僅需要跨越RF線圈之端子配置之一單個調諧元件(例如，調諧元件306)以將RF線圈調諧至一所要共振頻率。

圖4圖解說明調諧網路400之一實施方案，其中使用一可變電容器實施調諧元件302、304及306中之每一者。舉例而言，使用耦合電容器402及耦合電容器404實施耦合調諧元件302及304，且使用共振電容器406實施共振調諧元件306。在圖4之實施方案中，控制器310可包含一或多個處理器，該一或多個處理器經程式化以發送控制指令以驅動一或多個馬達(例如，伺服步進馬達)，該一或多個馬達經調適以改變電容器402、404及406中之一或多者之值以達成調諧網路400之所要調諧特性。

圖5圖解說明調諧網路500之一替代實施方案，其中使用固定值電容器之一開關網路實施調諧元件302、304及306中之每一者。舉例而言，使用與開關S1...S4連接之固定值電容器C1...C4之一網路實施耦合調諧元件302，使用與開關S5...S8連接之固定值電容器C5...C8之一網路實施耦合調諧元件304，且使用與開關S9...S12連接之固定值電容器C9...C12之一網路實施共振調諧元件306。在圖5之實施方案中，控制器310可經組態以控制開關S1...S12之狀態以選擇性地切入或切出對應於調諧元件302、304及306之固定值電容器網路中之每一者之電容器分支以產生調諧網路之一所要總體電容。使用固定值電容器達成不依賴於機械器件(例如，伺服步進馬達)來在調諧期間調整RF線圈電路之電容的調諧網路500之一固態實施方案。開關S1...S12可使用包含但不限於電晶體、二極體(例如，PIN二極體)、基於MEMS之開關及中繼器之任何適合電路組件來實施。

電容器C1...C12可具有任何適合電容值以提供在一所要調諧範圍內之一組可能電容值。在某些實施例中，對應於一調諧元件之一網路中之每一電容器具有一不同電容值以達成在所要動態範圍內之最大數目個電容組合。儘管針對圖5中所展示之電容器網路中之每一者展示四個電容器，但應瞭解，替代地可使用任一適合數目個電容器，且每一調諧元件可包括相同或不同數目個電容器，此乃因實施例在此方面不受限制。

圖6圖解說明調諧網路600之一實施方案，其中使用固定值電容器之一開關網路實施調諧元件302、304及306中之每一者，其中用多通道類比開關替換圖5之數位開關。舉例而言，使用連接至多通道類比開關610之固定值電容器C1...C4之一網路實施耦合調諧元件302，使用連接至多通道類比開關612之固定值電容器C5...C8之一網路實施耦合調諧元件304，且使用連接至多通道類比開關614之固定值電容器C9...C12之一網路實施共振調諧元件306。在圖6之實施方案中，控制器310可經組態以控制類比開關610、612及/或614之狀態以選擇性地切入或切出對應於調諧元件302、304及306之固定值電容器網路中之每一者之電容器分支以產生調諧網路之一所要總體電容。藉由使用多通道開關減少將由控制器310控制之開關之數目可藉由使用更少組件而簡化共振電路之佈局。

發明人已認識到且瞭解，使用調諧電路200精確地調諧具有高品質(Q)值之RF線圈係困難的，此乃因線圈之共振之頻寬太窄。因此，根據某些實施例之一調諧電路200可包含一或多個額外組件以增加線圈之頻寬。在某些實施例中，RF線圈之串連電阻可藉由插入與RF線圈迴圈串聯之一或多個電阻器而增加。此技術有時稱為Q突變，此乃因其藉由增加線圈之串連電阻而減小RF線圈之品質因數(Q)。

其他實施例可使用無損或不如增加線圈之串連電阻損耗大之技術來促進高Q RF線圈之調諧。舉例而言，一高阻抗運算放大器可與電容器並聯配置。在其他實施例中，調諧電路200可包含一第二調諧網路以執行「頻率曳移」以改良調諧。在又其他實施例中，調諧電路200可包含插置在平衡-不平衡轉換器204與調諧網路600之輸入之間的一變壓器。該變壓器可使用一適合降壓變壓器(舉例而言，一個四對一降壓變壓器、一個二對一降壓變壓器等)來實施。藉由在輸入處使用此一變壓器，共振電路600可載入有一較低電阻。在又其他實施例中，可在平衡-不平衡轉換器204之前插入一雙向耦合器710以量測輸入埠電壓反射係數(S11)，如圖7中所展示。替代地，雙向耦合器710可與RF信號鏈中之傳輸路徑同線路地插入以便不增添插入損耗(其導致接收雜訊本底之一增加)。在又其他實施例中，一熔絲810同線路地配置在平衡-不平衡轉換器204之前以限制RF傳輸電流。替代地，熔絲810可配置在RF信號鏈中之Tx/Rx開關116之前，使得熔絲810不與接收路徑同線路，藉此減少插入損耗且增加接收雜訊本底。

圖9展示根據某些實施例之可用於調諧僅接收RF線圈之一替代調諧電路900。當調諧電路經組態以用於搭配僅接收RF線圈使用時，可使用電壓低於Tx/Rx線圈之調諧電路的組件。另外，不需要包含一Tx/Rx開關，從而進一步簡化電路設計。

根據某些實施例，調諧電路900包含一調諧網路。調諧電路900包含八個電容分支C1...C8，可自RF線圈電路之總體電容選擇性地切入或切出該八個電容分支以將一RF線圈調諧至一所要共振頻率。如所展示，調諧電路900之頂部及底部半體中之每一者包含可經控制以切入或切出調諧電路之每一電容分支之多通道類比開關902、904。調諧電路900連接至一放

大器910，放大器910放大所接收MR信號。儘管圖9中展示八個電容器分支，但應瞭解可使用任何其他適合數目個分支。在某些實施例中，可在調諧電路900之每一側上使用相等數目個開關，如所展示，以平衡由每一開關產生之寄生電容。在其他實施例中，可使用一不平衡調諧電路。

根據某些實施例之調諧電路可經組態以回應於一系列差動量測自動調諧一所附接RF線圈。舉例而言，可最初設定初始調諧參數(例如，基於與控制器310相關聯之一查找表中之值及/或自與一所附接線圈相關聯之一儲存器件接收之值)，且可使用該等初始調諧參數收集雜訊量測。可自該等雜訊量測產生一第一平均雜訊頻譜。可然後改變該調諧電路中之該等調諧元件中之一或多者之值，且可使用新調諧參數收集額外雜訊量測。可自第二雜訊量測集合產生一第二平均雜訊頻譜，且可比較該第一平均雜訊頻譜與該第二平均雜訊頻譜以估計平均雜訊頻譜改變多少。可繼續執行一系列差動量測以判定調諧元件值之最佳組合以最佳地調諧RF線圈。

上文所闡述之調諧系統圖解說明可藉以修改一RF線圈之共振頻率之若干項技術。然而，將一RF線圈調諧至一特定頻率之精確度係相對有限的，除非RF線圈當前經組態以共振之頻率係判定的。發明人已開發了在一RF線圈之一環境中使用電磁雜訊來判定RF線圈之當前共振頻率之一技術。在習用MRI中，包含RF線圈之MRI系統在經組態以使電磁雜訊衰減至可忽略位準(例如，使電磁雜訊基本上衰減至零)之一經特殊屏蔽房間中操作。因此，下文所闡述之技術迄今為止未預期到。如上文所論述，發明人已開發了可經組態以在經特殊屏蔽房間外部操作之低場MRI系統。舉例而言，標題為「Noise Suppression Methods and Apparatus」之第9625543號美國專利(其以全文引用方式併入本文中)中所闡述之雜訊抑制

技術可用於允許一MRI系統在經特殊屏蔽房間外部操作。

發明人認識到，存在於環境中之電磁雜訊可用於判定一RF線圈之一當前共振頻率，使得RF線圈可更精確地匹配至拉莫頻率，下文進一步詳細地論述其實例。舉例而言，圖10A圖解說明一MRI系統(例如，在諸如一急診室、醫生辦公室等之一經屏蔽房間外部操作之一MRI系統)之環境之一實例性電磁雜訊頻譜。圖10B圖解說明如由經調諧至一給定頻率(例如，經調諧而以735 kHz共振)之一RF線圈偵測到的圖10A中所圖解說明之實例性電磁雜訊頻譜。如所展示，存在在共振頻率下之雜訊頻譜之一峰值，此乃因RF線圈在其共振頻率下對雜訊做出最強烈反應。可利用此性質來判定調諧一RF線圈之當前共振頻率。舉例而言，可分析由一RF線圈偵測到之電磁雜訊頻譜以識別RF線圈具有一峰值回應之頻率，藉此判定RF線圈之當前共振頻率。藉由判定一RF線圈當前共振之頻率，其後可調諧RF線圈從而以較大精確度匹配拉莫頻率，下文進一步詳細地闡述其實例。

圖11圖解說明根據某些實施例之用於將一RF線圈調諧為以一所要或實際拉莫頻率共振之一方法1100。在動作1110中，獲得一拉莫頻率。根據某些實施例，所獲得之拉莫頻率係對應於一所要 B_0 磁場之一拉莫頻率。根據某些實施例，該拉莫頻率係(例如)由RF線圈估計或量測之一實際拉莫頻率。舉例而言，可藉由以下操作判定拉莫頻率：激發且偵測自一樣本發射之MR信號以判定MR信號之頻率。根據某些實施例，一控制器經組態以判定實際拉莫頻率(例如，包括一或多個處理器之一控制器可經組態以操作RF線圈以激發一MR回應且分析所偵測到之MR信號以判定拉莫頻率)。以此方式，可由控制器自動執行動作1110。

根據某些實施例，分析RF線圈對所發射MR信號之回應以識別回應衰變之頻率以判定對應拉莫頻率。然而，可使用任一適合技術判定實際拉莫頻率。在動作1120中，使用RF線圈偵測環境中之電磁雜訊頻譜，且在動作1130中，分析所偵測到之雜訊頻譜以識別RF線圈展現一最大回應之頻率以判定RF線圈之當前共振頻率。根據某些實施例，控制器經組態以操作RF線圈以偵測電磁雜訊頻譜且經組態以分析雜訊頻譜以識別共振頻率(例如，經由一或多個處理器，該一或多個處理器經組態以控制RF線圈及/或處理所得電磁雜訊頻譜以識別在RF線圈之峰值回應下之頻率)。在動作1135中，比較所判定共振頻率與所獲得拉莫頻率(動作1135)，且若存在一匹配(例如，所判定共振頻率等於或充分接近於拉莫頻率)，則以充足精確度將RF線圈調諧為以拉莫頻率共振。

若不存在一匹配，則在動作1140中調諧RF線圈以修改共振頻率。舉例而言，本文中所闡述之調諧系統中之任一者可用於組態一或多個調諧元件以修改RF線圈之共振頻率。根據某些實施例，耦合至一調諧電路之控制器可經組態以致使一或多個調諧元件基於RF線圈之共振頻率(例如，藉由執行動作1120及1130而判定)與所獲得拉莫頻率(例如，藉由執行動作1110而獲得)之間的差而修改。在調諧RF線圈之後(例如，在調整耦合至RF線圈之一調諧電路之後)，使用如藉由執行動作1140而調諧之RF線圈重複動作1120及1130。可重複此程序直至RF線圈之共振頻率匹配所獲得拉莫頻率(例如，可反覆地重複動作1120、1130、1135及1140，直至在動作1120及1130中在當前RF線圈調諧時所判定之共振頻率等於或充分接近於拉莫頻率)。根據某些實施例，一控制器經組態以執行方法1100以促進將一RF自動調諧至一規定頻率(例如，一所要或實際拉莫頻率)。

圖12A、圖12B及圖13圖解說明使用差動量測判定一RF線圈之一共振頻率之一方法。圖12A圖解說明以三個不同調諧頻率(例如，標稱地732 kHz、736 kHz及740 kHz)調諧之一RF線圈之一實例性雜訊頻譜。然而，精確共振頻率可能並非精確已知的。以不同頻率調諧RF線圈引起經調諧雜訊頻譜之差接近調諧頻率，如圖12B中更清晰地展示。圖12B展示被放大至調諧頻率周圍之區域以揭露由以不同頻率調諧RF線圈產生之差異的圖12A之雜訊頻譜。亦展示表示三個標稱調諧頻率(732 kHz、736 kHz及740 kHz)之虛線。

如上文所論述，在某些實施例中可使用差動調諧量測來調諧一RF線圈。舉例而言，調諧至不同頻率之雜訊頻譜之比率可經判定且用於將一RF線圈調諧至一所要頻率。圖13展示來自圖12B之調諧至不同頻率之雜訊頻譜比率之一曲線圖以圖解說明使用差動調諧量測來調諧一RF線圈之概念。圖13中之一第一跡線對應於標稱地調諧至736 kHz之雜訊頻譜除以標稱地調諧至740 kHz之雜訊頻譜，且圖13中之一第二跡線對應於標稱地調諧至732 kHz之雜訊頻譜除以標稱地調諧至736 kHz之雜訊頻譜。在模擬中，由於針對多個調諧頻率中之每一者調諧相同雜訊頻譜，因此調諧至不同頻率之雜訊頻譜之比率反映用於不同調諧之共同雜訊結構之一取消。如所展示，圖13中標繪之兩個比率之一比較揭露RF線圈之實際調諧，如由兩個比率之跡線之交叉點處之頻率所指示。亦即，跡線之交叉點可用於判定在標稱地調諧至736 kHz時RF線圈之實際共振頻率。

在使用差動量測進行調諧以調諧上文結合圖12A、圖12B及圖13所闡述之一RF線圈之實例中，使用2 kHz之一頻率間隔。然而，應瞭解，任何適合頻率間隔可用於執行差動量測，且實施例在此方面不受限制。另外，

可使用任一或任何適合因素判定頻率間隔。舉例而言，可至少部分地基於待調諧之RF線圈之頻寬而判定頻率間隔，其中一較小頻率間隔用於調諧具有較窄頻寬之RF線圈且一較大頻率間隔用於調諧具有較寬頻寬之RF線圈。在某些實施例中，基於RF線圈之品質(Q)因數之一度量可用於判定針對差動量測使用以調諧線圈之頻率間隔。舉例而言，在一個實施方案中，可根據關係 $Q/10$ 判定頻率間隔。

圖14圖解說明根據某些實施例之調諧一或多個RF線圈以搭配一MRI系統操作之一方法。可(舉例而言)使用圖2至圖9中所圖解說明且隨附說明中所闡述之調諧系統執行方法1400以將一或多個RF線圈自動調諧為以一所要拉莫頻率共振。在動作1410中，獲得指示一MRI系統之一拉莫頻率之資訊。可以若干種方式獲得指示一拉莫頻率之資訊，包含接收指示一所要拉莫頻率之資訊(例如，接收一所要拉莫頻率及/或一所要 B_0 磁場強度)及/或判定關於一實際拉莫頻率之資訊(例如，依據量測MR信號估計或量測一實際拉莫頻率、量測當前由MRI系統之 B_0 磁鐵產生之實際 B_0 磁場等)。亦即，可藉由接收關於一所要拉莫頻率之資訊、判定關於由當前由 B_0 磁鐵產生之實際 B_0 磁場產生之一實際拉莫頻率之資訊或兩者(下文論述其進一步細節)而獲得指示一拉莫頻率之資訊。

根據某些實施例，藉由以一適合方式接收資訊而獲得指示一拉莫頻率之資訊(動作1410)。舉例而言，可自系統主控台(例如，取決於待執行之一所要成像協定)、自與一給定RF線圈相關聯地儲存之資料或以任一其他適合方式接收指示一拉莫頻率之資訊(例如，一所要拉莫頻率、一所要 B_0 磁場強度等)。應瞭解，在某些實施例中，可在不獲得拉莫頻率及/或 B_0 磁場強度之一明確值之情況下執行動作1400。替代地，可獲得與拉莫頻

率及/或 B_0 磁場強度有關之一或多個值、調諧電路之參數之一或多個值或促進以適當方式調諧RF線圈之任何其他適合值(例如，替代明確頻率及/或場強度值)。亦即，接收指示一拉莫頻率之資訊包含接收用於將RF線圈調諧為大致以拉莫頻率(例如與一所要 B_0 磁場強度相關聯之拉莫頻率)共振之資訊。

根據某些實施例，藉由判定(例如，量測、計算等)指示由當前由 B_0 磁鐵產生之實際 B_0 磁場產生之一實際拉莫頻率之資訊而獲得指示一拉莫頻率之資訊(動作1410)。可使用任何適合技術執行判定指示實際拉莫頻率之資訊，包含但不限於依據所量測MR信號估計當前拉莫頻率、量測一當前 B_0 磁場強度等。以此方式，可將一或多個RF線圈調諧至MRI系統之實際操作參數。舉例而言，實際拉莫頻率可由於實際 B_0 場強度之偏差(例如，由偏移引起之偏差、不均質性、磁鐵漂移、環境因素等)而偏離對應於標稱 B_0 場之拉莫頻率，MRI系統打算以該拉莫頻率操作。藉由估計、量測、計算或以其他方式判定實際拉莫頻率(例如，藉由依據實際MR量測估計MR信號衰變之頻率)，MRI系統之RF線圈可經調諧以更緊密地匹配實際拉莫頻率以改良SNR。類似地，用於估計及/或量測MRI系統之實際操作參數以促進將RF線圈調諧為以實際拉莫頻率更精確地共振的其他技術可用於增加MR信號獲取之SNR。

在動作1420中，至少部分地基於在動作1410中獲得之資訊而調諧一或多個RF線圈。舉例而言，在動作1410中獲得之資訊可由一控制器使用以自動調諧一或多個RF線圈。根據某些實施例，圖11中所圖解說明且隨附說明中所闡述之方法1100可用於將一或多個RF線圈調諧至所指示拉莫頻率。然而，可使用將一RF線圈調諧至一規定共振頻率之其他方法，此

乃因態樣在此方面不受限制。應瞭解，本文中所闡述之調諧系統中之任一者可用於促進將一或多個RF線圈自動調諧為以一所要頻率共振，或可使用任何其他適合調諧系統，此乃因態樣在此方面不受限制。一旦因此調諧一MRI系統之RF線圈，便可連同MRI系統之其他組件操作經調諧RF線圈以獲取一或多個影像(動作1430)。

因此，可執行方法1400以在若干個不同情況下調諧RF線圈。舉例而言，可執行方法1400以將一MRI系統之RF線圈自動調諧為以對應於MRI系統之一標稱或既定 B_0 場強度之拉莫頻率共振。舉例而言，藉由以下操作，一或多個RF線圈可經調諧以搭配具有50mT之一標稱 B_0 場強度之一MRI系統操作且亦可經調諧以搭配具有0.1T之一標稱 B_0 場強度之一不同MRI系統操作：接收在標稱 B_0 場強度下之拉莫頻率或接收標稱 B_0 場強度自身且因此調諧RF線圈。以此方式，RF線圈可經調諧以在不需RF線圈之代價高手動調諧之情況下搭配不同MRI系統或一單個MRI系統操作。作為另一實例，可執行方法1400以將一或多個RF線圈調諧為搭配經組態以在不同 B_0 場強度下操作之一MRI系統操作。舉例而言，一MRI系統可經組態以在不同場強度下產生一 B_0 磁場以(舉例而言)執行不同成像協定。特定而言，一MRI系統可經組態以在根據一第一對比類型(例如，T1、T2等)獲取影像時以一第一 B_0 磁場強度操作，經組態以在使用一第二對比類型(例如，擴散加權成像(DWI))獲取影像時以一第二 B_0 磁場強度操作及/或經組態以在使用一第三對比類型(例如，OMRI)獲取影像時以一第三 B_0 磁場強度操作。作為另一實例，一MRI系統可經組態而以不同 B_0 磁場強度操作以避免一特定RF頻譜中之雜訊，且可執行方法1400以將RF線圈調諧至一MRI系統，該MRI系統已動態地經組態以在展現少於另一頻率之電磁雜訊

之一RF頻譜中操作。因此，可執行方法1400以將RF線圈自動調諧為以與可組態以產生多個 B_0 磁場強度之一MRI系統之一所要 B_0 磁場強度對應之一頻率共振。

如上文所論述，亦可執行方法1400以將RF線圈調諧至一MRI系統之實際操作參數，使得(舉例而言) RF線圈以與由當前由MRI系統之 B_0 磁鐵產生之實際 B_0 磁場產生之實際拉莫頻率更緊密地匹配之一頻率共振。因此，可執行方法1400以將RF線圈更精確地調諧至MRI系統以改良SNR。應瞭解，可單獨或與用於將RF線圈調諧至MRI系統之標稱(例如，既定或目標)操作參數(例如，在一所要 B_0 磁場強度下之拉莫頻率)之技術組合使用藉由估計或量測MRI系統之實際操作參數(例如，估計一實際拉莫頻率及/或量測一實際 B_0 磁場強度)而調諧RF線圈之技術。舉例而言，可將RF線圈調諧為大致以對應於一所要 B_0 磁場強度之拉莫頻率共振作為一第一約計(例如，藉由執行動作1410及1420)，後續接著將RF線圈調諧為大致以由當前由MRI系統之 B_0 磁鐵產生之實際 B_0 磁場產生之實際拉莫頻率共振以使RF線圈之共振頻率與實際拉莫頻率更緊密地匹配(例如，藉由再次執行動作1410及1420，如圖14中之選用虛線所展示)。

應瞭解，在其中對標稱之調諧後續接著對實際之調諧之實施例中，可暫時分開調諧操作(例如，可在工廠或在部署或安裝時執行對標稱之調諧且可剛好在影像獲取之前執行對實際之調諧)及/或可時間上緊密接連地執行該等調諧操作(例如，可剛好在影像獲取之前執行兩個調諧操作)。應進一步瞭解，一個或其他調諧操作可在不執行其他調諧操作之情況下執行。舉例而言，根據某些實施例，在不基於MRI系統之所估計及/或所量測操作參數執行進一步調諧之情況下將RF線圈調諧至標稱(例如，調諧至

一所要 B_0 場強度之拉莫頻率)。類似地，可在不基於拉莫頻率及/或 B_0 磁場強度之所接收標稱值而執行一調諧操作之情況下將RF線圈調諧至MRI系統之實際操作參數(例如，調諧至由一實際 B_0 場產生之實際拉莫頻率)，此乃因態樣在此方面不受限制。

在如此闡述本發明中所陳述之技術之之數個態樣及實施例之後，應瞭解，熟習此項技術者將容易地想到各種變更、修改及改良。此等變更、修改及改良意欲在本文中所闡述之技術之精神及範疇內。舉例而言，熟習此項技術者將容易想像用於執行本文中所闡述之功能及/或獲得本文中所闡述之結果及/或優點中之一或多者之各種其他構件及/或結構，且此等變化及/或修改中之每一者皆被認為係在本文中所闡述之實施例之範疇內。熟習此項技術者僅使用常規實驗將認識到或能夠斷定本文中所闡述之特定實施例之諸多等效內容。因此，應理解，前述實施例係僅以實例方式呈現，且在隨附申請專利範圍及其等效物之範疇內可以除所特定闡述以外之方式來實施發明性實施例。另外，若本文中所闡述之兩個或多於兩個特徵、系統、物品、材料、套組及/或方法不相互矛盾，則該等特徵、系統、物品、材料、套組及/或方法之任一組合包含於本發明之範疇內。

可以數種方式中之任一者實施上文所闡述之實施例。涉及程序或方法之執行之本發明之一或多個態樣及實施例可利用可由一器件(例如，一電腦、一處理器或其他器件)執行以執行該等程序或方法或者控制該等程序或方法之執行之程式指令。舉例而言，一控制器可包括一或多個運算器件以執行用以執行本文中所闡述之其任何方法或部分之程式指令。在此方面，各種發明性概念可體現為編碼有一或多個程式之一電腦可讀儲存媒體(或多個電腦可讀儲存媒體)(例如，一電腦記憶體、一或多個軟碟、緊致

光碟、光碟、磁帶、快閃記憶體、場可程式化閘陣列或其他半導體器件中之電路組態或者其他有形電腦儲存媒體)，該一或多個程式在於一或多個電腦或其他處理器上執行時執行實施上文所闡述之各種實施例中之一或多者之方法。該或該等電腦可讀媒體可係可運輸的，使得儲存於其上之該或該等程式可載入至一或多個不同電腦或其他處理器上以實施上文所闡述之態樣中之各種態樣。在某些實施例中，電腦可讀媒體可為非暫時性媒體。

電腦可執行指令可呈諸多形式，諸如由一或多個電腦或其他器件執行之程式模組。一般而言，程式模組包含執行特定任務或實施特定抽象資料類型之常式、程式、對象、組件、資料結構等。通常，程式模組之功能性可在各種實施例中視需要組合或分佈。

而且，資料結構可以任一適合形式儲存於電腦可讀媒體中。為了圖解說明簡單，資料結構可經展示為具有透過資料結構中之位置相關之欄位。可藉由為具有在一電腦可讀媒體中傳達欄位之間的關係之位置之欄位指派儲存區而同樣達成此等關係。然而，任一適合機制可用於建立一資料結構之欄位中之資訊之間的一關係，包含透過使用建立資料元素之間的關係之指針、標籤或其他機制。

當在軟體中實施時，軟體碼可在任一適合處理器或處理器集合上經執行，無論提供於一單個電腦中還是分佈在多個電腦當中。

進一步地，應瞭解，一電腦可以若干個形式中之任一者體現，諸如作為非限制性實例之一機架安裝電腦、一桌上型電腦、一膝上型電腦或一平板電腦。另外，一電腦可嵌入於一般不被視為一電腦但具有適合處理能力之一器件(包含一個人數位助理(PDA)、一智慧型電話或任一其他適合可攜式或固定電子器件)中。

而且，一電腦可具有一或多個輸入及輸出器件。除其他器件以外，亦可使用此等器件來呈現一使用者介面。可用於提供一使用者介面之輸出器件之實例包含用於視覺輸出呈現之印表機或顯示螢幕以及用於聽覺輸出呈現之揚聲器或其他聲音產生器件。可用於一使用者介面之輸入器件之實例包含鍵盤及指向器件，諸如滑鼠、觸控墊及數位化平板。作為另一實例，一電腦可透過語音辨識或以其他可聽格式接收輸入資訊。

此等電腦可由呈任一適合形式之一或多個網路(包含一區域網路或一廣域網路(諸如一企業網路)及智慧網路(IN)或網際網路)互連。此等網路可基於任一適合技術且可根據任一適合協定操作且可包含無線網路、有線網路或光纖網路。

而且，如所闡述，某些態樣可體現為一或多個方法。作為方法之一部分執行之動作可以任一適合方式排序。因此，實施例可經構造，其中以不同於所圖解說明之一次序執行動作，其可包含同時執行某些動作，即使在說明性實施例中展示為順序動作。

如本文中所定義及使用之所有定義應理解為控制在辭典定義、以引用方式併入之文檔中之定義及/或所定義術語之普遍意義以內。

除非明確指示相反情形，否則如本文中在說明書中及在申請專利範圍中所使用之不定冠詞「一(a及an)」應理解為意指「至少一個」。

如本文中在說明書中且在申請專利範圍中所使用之片語「及/或」應理解為意指如此結合之元件中之「任一者或兩者」，亦即，在某些情形中以結合方式存在且在其他情形中以分離方式存在之元件。以「及/或」列示之多個元件應視為呈相同方式，亦即，如此結合之元件中之「一或多者」。可視情況存在除由「及/或」從句特定識別之元件以外的其他元

件，無論與特定識別之彼等元件相關還是不相關。因此，作為一非限制性實例，當結合諸如「包括」之開放式語言使用時，對「A及/或B」之一提及在一項實施例中可係指僅A（視情況包含除B以外之元件）；在另一實施例中，係指僅B（視情況包含除A以外之元件）；在再一實施例中，係指A及B兩者（視情況包含其他元件）；等等。

如本文中在說明書中且在申請專利範圍中所使用，在提及一或多個元件之一清單時之片語「至少一者」應理解為意指選自該元件清單中之該等元件中之任何一或多者之至少一個元件，但未必包含該元件清單內所特定列出之每一元件中之至少一者，且不排除該元件清單中之元件之任何組合。此定義亦容許可視情況存在除片語「至少一個」所指之元件清單內特定識別之元件之外之元件，無論與特定識別之彼等元件相關還是不相關。因此，作為一非限制性實例，在一項實施例中，「A及B中之至少一者」（或等效地，「A或B中之至少一者」，或等效地，「A及/或B中之至少一者」）可係指至少一個（視情況包含一個以上）A，而不存在B（且視情況包含除B以外之元件）；在另一實施例中，係指至少一個（視情況包含一個以上）B，而不存在A（且視情況包含除A以外之元件）；在又一實施例中，係指至少一個（視情況包含一個以上）A及至少一個（視情況包括一個以上）B（且視情況包含其他元件）；等等。

而且，本文中所使用之措辭及術語係出於闡述目的且不應視為具限制性。本文中使用「包含」、「包括」或「具有」、「含有」、「涉及」及其變化形式意欲囊括其後所列示之項目及其等效物以及額外項目。

在申請專利範圍中而且上文在說明書中，所有過渡性片語（諸如「包括」、「包含」、「攜載」、「具有」、「含有」、「涉及」、「固

持」、「由...構成」及諸如此類)應理解為係開放式，亦即，意指包含但
不限於。僅過渡性片語「由...組成」及「基本上由...組成」應分別係封閉
或半封閉式過渡性片語。

【符號說明】

102	使用者
104	工作站/運算器件
106	控制器/主控台
108	脈衝序列儲存庫
110	電力管理系統
112	電源供應器
114	放大器
116	傳輸/接收開關
118	熱管理組件
120	磁組件
122	B ₀ 磁鐵/磁鐵
124	墊片線圈/線圈
126	射頻傳輸/接收線圈/線圈
128	梯度線圈
200	調諧電路
202	電流源
204	平衡-不平衡轉換器
206	調諧網路/調諧器網路
208	輸出連接器/連接器

210	線圈連接器
212	射頻線圈
300	調諧網路
302	耦合調諧元件/調諧元件
304	耦合調諧元件/調諧元件
306	共振調諧元件/調諧元件
310	控制器
400	調諧網路
402	耦合電容器/電容器
404	耦合電容器/電容器
406	共振電容器/電容器
500	調諧網路
600	共振網路
610	多通道類比開關/類比開關
612	多通道類比開關/類比開關
614	多通道類比開關/類比開關
710	雙向耦合器
810	熔絲
900	調諧電路
902	多通道類比開關
904	多通道類比開關
910	放大器
C1	固定值電容器/電容器/電容器分支

C2	固定值電容器/電容器/電容器分支
C3	固定值電容器/電容器/電容器分支
C4	固定值電容器/電容器/電容器分支
C5	固定值電容器/電容器分支
C6	固定值電容器/電容器分支
C7	固定值電容器/電容器分支
C8	固定值電容器/電容器分支
C9	固定值電容器
C10	固定值電容器
C11	固定值電容器
C12	固定值電容器
S1	開關
S2	開關
S3	開關
S4	開關
S5	開關
S6	開關
S7	開關
S8	開關
S9	開關
S10	開關
S11	開關
S12	開關

system determined by the tuning system. Some aspects include a method of automatically tuning a radio frequency coil comprising determining information indicative of a Larmor frequency of the magnetic resonance imaging system, using a controller to automatically set at least one value of a tuning circuit to cause the radio frequency coil to resonate at approximately the Larmor frequency based on the determined information.

【指定代表圖】

圖14

【代表圖之符號簡單說明】

無

【發明申請專利範圍】

【第1項】

一種使用一調諧電路自動調諧用於搭配一磁共振成像系統使用之一射頻線圈之方法，該調諧電路連接至一射頻線圈，該調諧電路具有一調諧元件，該方法包括：

判定指示該磁共振成像系統之一拉莫頻率之資訊；

將該調諧元件之至少一個值設定至一初始值；

當將該調諧元件設定至該初始值時收集第一雜訊量測；

將該調諧元件之該值設定至一新值；

當將該調諧元件設定至該新值時收集第二雜訊量測；及

使用該磁共振成像系統之至少一個控制器以基於該所判定資訊及該第一雜訊量測及該第二雜訊量測之一比較的結果，而自動設定該調諧電路之該調諧元件之該至少一個值以致使該射頻線圈大致以該拉莫頻率共振。

【第2項】

如請求項1之方法，其中判定指示該拉莫頻率之資訊包括：估計該磁共振系統之一實際拉莫頻率。

【第3項】

如請求項2之方法，其中估計一實際拉莫頻率包括：量測自一樣本發射之磁共振信號。

【第4項】

如請求項1之方法，其中判定指示一拉莫頻率之資訊包括：量測由該磁共振成像系統產生之一當前 B_0 磁場強度。

【第5項】

如請求項1之方法，其中判定指示該拉莫頻率之資訊包括：接收指示一所要拉莫頻率及/或由該磁共振成像系統之一 B_0 磁鐵產生之一所要 B_0 磁場強度之資訊。

【第6項】

如請求項5之方法，其中自該射頻線圈之一線圈連接器接收指示該所要拉莫頻率及/或由該 B_0 磁鐵產生之該所要 B_0 磁場強度之該資訊。

【第7項】

如請求項5之方法，其中自該磁共振成像系統之一主控台接收指示該所要拉莫頻率及/或由該 B_0 磁鐵產生之該所要 B_0 磁場強度之該資訊。

【第8項】

如請求項1之方法，其進一步包括：

基於該第一雜訊量測而判定該射頻線圈之一當前共振頻率。

【第9項】

如請求項8之方法，其中判定該射頻線圈之該當前共振頻率包括：識別該第一雜訊量測中之一頻率。