



(21)申請案號：108129138

(22)申請日：中華民國 108 (2019) 年 08 月 15 日

(51)Int. Cl.：

G06T1/40 (2006.01)

G06N3/08 (2006.01)

A61B6/03 (2006.01)

(30)優先權：2018/08/15 美國 62/764,742

2019/03/18 美國 62/820,119

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

美國

(72)發明人：唐桑利 TANG, SUNLI (CN)；莫申 薩利希 賽德 薩戴格 MOSHEN SALEHI, SEYED SADEGH (IR)；索夫卡 米夏爾 SOFKA, MICHAL (CZ)；羅斯柏格 強納森 M ROTHBERG, JONATHAN M. (US)；拉瑞露 卡羅勒 LAZARUS, CAROLE (FR)；孔杜 普蘭堤克 KUNDU, PRANTIK (US)；施倫佩爾 裘 SCHLEMPER, JO (NL)；迪沃恩 海德霖 A DYVORNE, HADRIEN A. (FR)；奧哈洛蘭 拉斐爾 O'HALLORAN, RAFAEL (US)；沙可里克 羅拉 SACOLICK, LAURA (US)；波爾 麥可 史蒂芬 POOLE, MICHAEL STEPHEN (GB)

(74)代理人：陳長文

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：24 項 圖式數：10 共 89 頁

(54)名稱

用於抑制磁共振影像中之假像之深度學習技術

(57)摘要

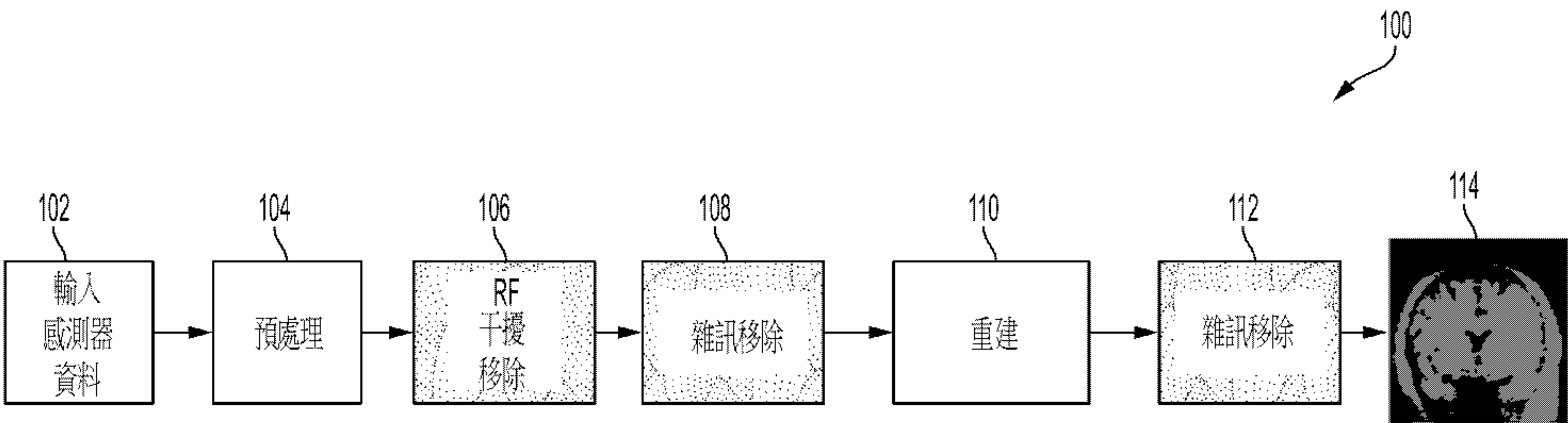
本發明揭示用於自磁共振資料移除諸如 RF 干擾及/或雜訊之假像之技術。該等技術包含：使用一磁共振成像(MRI)系統之至少一射頻(RF)線圈獲得輸入磁共振(MR)資料；及至少部分藉由使用一神經網路模型抑制輸入 MR 資料中之至少一假像而自該輸入 MR 資料產生一 MR 影像。

Techniques for removing artefacts, such as RF interference and/or noise, from magnetic resonance data. The techniques include: obtaining input magnetic resonance (MR) data using at least one radio-frequency (RF) coil of a magnetic resonance imaging (MRI) system; and generating an MR image from input MR data at least in part by using a neural network model to suppress at least one artefact in the input MR data.

指定代表圖：

符號簡單說明：

- 100:處理管線/資料處理管線/管線
- 102:輸入磁共振(MR)資料/輸入磁共振(MR)空間頻率資料/輸入感測器資料/資料/輸入資料
- 104:預處理階段



【圖1A】

- 106:階段/射頻(RF)干擾移除階段
- 108:階段/雜訊移除階段
- 110:重建階段/階段/影像重建階段
- 112:階段/雜訊移除階段
- 114:輸出磁共振(MR)影像/磁共振(MR)影像



202027028

【發明摘要】

【中文發明名稱】

用於抑制磁共振影像中之假像之深度學習技術

【英文發明名稱】

DEEP LEARNING TECHNIQUES FOR SUPPRESSING
ARTEFACTS IN MAGNETIC RESONANCE IMAGES

【中文】

本發明揭示用於自磁共振資料移除諸如RF干擾及/或雜訊之假像之技術。該等技術包含：使用一磁共振成像(MRI)系統之至少一射頻(RF)線圈獲得輸入磁共振(MR)資料；及至少部分藉由使用一神經網路模型抑制輸入MR資料中之至少一假像而自該輸入MR資料產生一MR影像。

【英文】

Techniques for removing artefacts, such as RF interference and/or noise, from magnetic resonance data. The techniques include: obtaining input magnetic resonance (MR) data using at least one radio-frequency (RF) coil of a magnetic resonance imaging (MRI) system; and generating an MR image from input MR data at least in part by using a neural network model to suppress at least one artefact in the input MR data.

【指定代表圖】

圖1A

【代表圖之符號簡單說明】

100 處理管線/資料處理管線/管線

102 輸入磁共振(MR)資料/輸入磁共振(MR)空間頻率資料/輸入

	感測器資料/資料/輸入資料
104	預處理階段
106	階段/射頻(RF)干擾移除階段
108	階段/雜訊移除階段
110	重建階段/階段/影像重建階段
112	階段/雜訊移除階段
114	輸出磁共振(MR)影像/磁共振(MR)影像

【發明說明書】

【中文發明名稱】

用於抑制磁共振影像中之假像之深度學習技術

【英文發明名稱】

DEEP LEARNING TECHNIQUES FOR SUPPRESSING
ARTEFACTS IN MAGNETIC RESONANCE IMAGES

【技術領域】

【先前技術】

【0001】 磁共振成像(MRI)對諸多應用提供一重要成像模態且在臨床及研究環境中廣泛用於產生人體內部之影像。MRI係基於偵測磁共振(MR)信號，該等MR信號係由原子回應於由所施加電磁場引起之狀態變化而發射之電磁波。例如，核磁共振(NMR)技術涉及在使經成像之一物件中之原子(例如，人體組織中之原子)之核自旋重新對準或弛緩之後，偵測自受激原子之核發射之MR信號。所偵測之MR信號可經處理以產生影像，此在醫學應用之背景中容許調查人體內之內部結構及/或生物程序以用於診斷、治療及/或研究目的。

【0002】 歸因於其在無需擔心其他模態之安全性(例如，無需使主體曝露於電離輻射(諸如x射線)或無需將放射性材料引入至人體)之情況下產生具有相對較高解析度及對比度之非侵入性影像的能力，MRI對生物成像提供一引人注目之成像模態。此外，MRI尤其適於提供軟組織對比度，其可用於使其他成像模態無法令人滿意地成像之標的物成像。而且，MR技術能夠擷取與其他模態無法獲取之結構及/或生物程序有關之資訊。然而，對於一給定成像應用，習知MRI技術存在許多缺點，該等缺點可包

含：設備之相對較高成本、有限可用性(例如，難以取得臨床MRI掃描器及取得臨床MRI掃描器之費用)及影像獲取程序之時長。

【0003】 為提高成像品質，臨床及研究MRI之趨勢已增加MRI掃描器之場強度以改良掃描時間、影像解析度及影像對比度之一或多個規格，此繼而驅高MRI成像之成本。絕大部分之所安裝MRI掃描器使用至少1.5或3特斯拉(T)操作，特斯拉係指掃描器之主磁場 B_0 之場強度。一臨床MRI掃描器之一粗略成本估計係約每特斯拉1百萬美元，其甚至並未將操作此等MRI掃描器所涉及之大量操作、維修及維護成本計算在內。此外，習知高場MRI系統通常需要大型超導磁鐵及相關聯電子器件來產生其中使一主體(例如，一患者)成像之一強均勻靜磁場(B_0)。超導磁鐵進一步需要冷凍設備以使導體保持於一超導狀態。此等系統之大小係相當大的，其中一典型MRI設施包含用於磁性組件、電子器件、熱管理系統及控制台區域之多個室，包含隔離MRI系統之磁性組件之一特殊屏蔽室。MRI系統之大小及費用一般使其等之用途限於諸如醫院及學術研究中心之場所(該等場所具有足夠空間及資源來購買及維護MRI系統)。高場MRI系統之高成本及大量空間要求導致MRI掃描器之有限可用性。因而，時常存在以下臨床情境：一MRI掃描係有益的，但歸因於上文所描述之限制而係不切實際或不可能的。

【發明內容】

【0004】 一些實施例係關於一種方法，其包括：使用一磁共振成像(MRI)系統之至少一射頻(RF)線圈獲得輸入磁共振(MR)資料；及至少部分藉由使用一神經網路模型抑制輸入MR資料中之至少一假像而自該輸入MR資料產生一MR影像。

【0005】 一些實施例係關於一種系統，其包括：至少一電腦硬體處理器；及至少一非暫時性電腦可讀儲存媒體，其儲存處理器可執行指令，該等處理器可執行指令在藉由該至少一電腦硬體處理器執行時引起該至少一電腦硬體處理器執行：使用一磁共振成像(MRI)系統之至少一射頻(RF)線圈獲得輸入磁共振(MR)資料；及至少部分藉由使用一神經網路模型抑制輸入MR資料中之至少一假像而自該輸入MR資料產生一MR影像。

【0006】 一些實施例係關於至少一種非暫時性電腦可讀儲存媒體，其儲存處理器可執行指令，該等處理器可執行指令在藉由至少一電腦硬體處理器執行時引起該至少一電腦硬體處理器執行：使用一磁共振成像(MRI)系統之至少一射頻(RF)線圈獲得輸入磁共振(MR)資料；及至少部分藉由使用一神經網路模型抑制輸入MR資料中之至少一假像而自該輸入MR資料產生一MR影像。

【0007】 一些實施例係關於一種磁共振成像(MRI)系統，其包括：一磁性系統，其包括：一 B_0 磁鐵，其經組態以提供用於該MRI系統之一 B_0 場；梯度線圈，其等經組態以提供用於該MRI系統之梯度場；及至少一RF線圈，其經組態以偵測磁共振(MR)信號；一控制器，其經組態以：控制該磁性系統以使用該至少一RF線圈獲取輸入MR；及至少部分藉由使用一神經網路模型抑制輸入MR資料中之至少一假像而自該輸入MR資料產生一MR影像。

【0008】 前文係由附屬技術方案定義之本發明之一非限制性概述。

【圖式簡單說明】

【0009】 將參考以下圖式來描述本發明技術之各項態樣及實施例。應瞭解，圖式並不一定按比例繪製。

【0010】 圖1A繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之使用一神經網路模型抑制輸入MR資料中之一或多個假像而自輸入MR產生MR影像的一實例性處理管線。

【0011】 圖1B繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之具有一「U形」結構及一平均池化層之一實例性卷積神經網路區塊的架構，該區塊可為用於抑制輸入MR資料中之假像之神經網路模型之部分。

【0012】 圖1C繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之圖1B中所展示之一實例性卷積神經網路區塊之架構的一特定實例。

【0013】 圖1D繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之具有一「U形」結構及一頻譜非池化層之一實例性卷積神經網路區塊的架構，該區塊可為用於抑制輸入MR資料中之假像之神經網路模型之部分。

【0014】 圖1E繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之一實例性頻譜非池化層的架構。

【0015】 圖2A繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之用於抑制輸入MR資料中之RF干擾之具有一頻譜非池化層之一實例性神經網路的架構。

【0016】 圖2B繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之圖2A中所展示之用以抑制MR資料中之RF干擾之實例性神經網路的應用。

【0017】 圖3係根據本文中所描述之技術之一些實施例之使用一神經網路模型抑制MR資料中之一或多個假像之一闡釋性程序300的一流程圖。

【0018】 圖4A繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之產生用於訓練抑制MR資料中之一或多個假像之一神經網路模型之訓練資料的技

術。

【0019】 圖4B展示根據本文中所描述之技術之一些實施例之產生用於訓練抑制MR資料中之一或多個假像之一神經網路模型之訓練資料之一闡釋性實例。

【0020】 圖5係根據本文中所描述之技術之一些實施例之一低場MRI系統的一示意性圖解。

【0021】 圖6及圖7繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之用於一B₀磁鐵的雙平面永久磁鐵組態。

【0022】 圖8A及圖8B繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之一可攜式MRI系統的視圖。

【0023】 圖9A繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之執行頭部之一掃描的一可攜式MRI系統。

【0024】 圖9B繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之執行膝蓋之一掃描的一可攜式MRI系統。

【0025】 圖10係其上可實施本文中所描述之實施例之一闡釋性電腦系統的一圖式。

【實施方式】

【0026】

相關申請案之交叉參考

本申請案根據35 U.S.C. § 119(e)規定主張於2018年8月15日申請且標題為「MAGNETIC RESONANCE IMAGE DENOISING USING K-SPACE DEEP LEARNING MODEL」之美國臨時申請案第62/764,742號(代理人檔案號碼O0354.70031US00)及於2019年3月18日申請且標題為

「END-TO-END LEARNABLE MR IMAGE RECONSTRUCTION」之美國臨時申請案第62/820,119號(代理人檔案號碼O0354.70039US00)之優先權，該等申請案之各者之全文以引用的方式併入。

【0027】 如上文所描述，需要將習知臨床MRI系統定位於特殊屏蔽室中以容許該等系統之正確操作，此(尤其)係造成當前可用臨床MRI系統之成本、缺乏可用性及不可攜帶性之原因之一。除了保護人員及其等設備免受一MRI系統所產生之磁場影響之外，屏蔽室亦防止假像(諸如藉由各種外部電子器件(例如，其他醫療器件)產生之RF干擾)影響MRI系統之操作及所得影像之品質。發明者已瞭解，為在一特殊屏蔽室外部操作，且更特定言之為容許通常可攜帶、可運載或可以其他方式運送之MRI，MRI系統必須能夠在相對不受控制電磁環境中(例如，在未屏蔽或部分屏蔽室中)操作且必須能夠考量及/或補償此等環境中經常出現之干擾、雜訊及/或其他假像之存在。

【0028】 發明者已開發用於減小或消除環境假像(諸如RF干擾及雜訊)對MRI系統之操作及MRI系統產生之影像之品質之影響的深度學習技術。由發明者開發之該等深度學習技術容許在特殊屏蔽室外部操作MRI系統，從而促進並不需要特殊屏蔽室之可攜式/可運送MRI以及固定MRI設施兩者。另外，雖然由發明者開發且在本文中描述之技術容許在特殊屏蔽室外操作MRI系統，但該等技術亦可用於減輕干擾、雜訊及/或其他假像對屏蔽環境(例如，較便宜、鬆散或特用屏蔽環境)中之一MRI系統之操作的影響，且可因此結合已裝配有有限屏蔽之一區域使用，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。

【0029】 例如，由發明者開發且在本文中描述之深度學習技術可用

於促進在各種環境(諸如急診室、手術室、重症監護室、辦公室及/或小診所)中部署MRI系統(例如，通常移動式、可運送或可運載系統)。此等環境特別容易受到假像(諸如RF干擾及雜訊)之存在的影響，許多習知MRI系統歸因於安裝於具有廣泛屏蔽之專用室中而很大程度倖免於該等假像存在的影響。然而，歸因於其等成本、缺乏可攜帶性、大小及屏蔽要求，儘管彼處明顯需要MR成像，但習知MRI系統無法簡單地在此等環境中使用。由發明者開發之技術對於促進在此等環境中部署MRI系統尤其有價值。

【0030】 由發明者開發之深度學習技術可用於抑制(例如，減少及/或消除)來自藉由任何合適類型之MR掃描器獲得之MR資料之假像。例如，由發明者開發之技術可用於減少及/或消除來自藉由「低場」MRI系統收集之MR資料之假像，該等「低場」MRI系統在低於主導MRI系統市場(尤其對於醫療或臨床MRI應用)之「高場」MRI系統之一場強度下操作。低場MRI系統之較低磁場強度使其等特別容易受到RF干擾、雜訊及/或其他假像(其等可對此等系統之效能產生不利影響)之存在的影響。例如，由發明者開發之深度學習技術可用於減少及/或消除來自藉由任何合適類型之MR掃描器獲得之MR資料之假像，該等MR掃描器描述於本文中及/或標題為「Portable Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus」之美國專利第10,222,434號中，該案之全文以引用的方式併入本文中且自2018年1月24日申請之美國專利申請案第15/879,254號成熟。應瞭解，本文中所描述之技術並不限於與低場MRI系統或任何特定類型之MRI系統一起使用，且可與高場及/或任何其他合適類型之MRI系統一起使用。應瞭解，在一些實施例中，可採用除深度學習技術以外之其他機器學習技術，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。

【0031】許多MRI系統(包含本文中所描述之MRI系統中之一些)利用電磁屏蔽來減小假像對MRI系統之操作及所得影像之品質的影響。此電磁屏蔽的安裝及維護成本可能很高，且電磁屏蔽中之任何錯誤或不完善可降低藉由MRI系統產生之MR影像之品質。由發明者開發且在本文中描述之技術可減少MRI系統所需之電磁屏蔽量，從而降低其成本，且可補償電磁屏蔽及/或MRI系統安裝中之任何錯誤或不完善。

【0032】如本文中所使用，「高場」一般係指目前用於一臨床環境中之MRI系統，且更特定言之，係指使用1.5 T或高於1.5 T之一主磁場(即， B_0 場)來操作之MRI系統，但在0.5 T與1.5 T之間操作之臨床系統通常亦被特性化為「高場」。約0.2 T與0.5 T之間的場強度已被特性化為「中場」，且隨著高場體系(regime)中之場強度已繼續增加，在0.5 T與1 T之間的範圍中之場強度亦已被特性化為中場。相比而言，「低場」一般係指使用小於或等於約0.2 T之一 B_0 場來操作之MRI系統，但具有0.2 T與約0.3 T之間之一 B_0 場之系統由於高場體系之高端處之經增加場強度有時已被特性化為低場。在低場體系內，使用小於0.1 T之一 B_0 場操作之低場MRI系統在本文中被稱為「極低場」且使用小於10 mT之一 B_0 場操作之低場MRI系統在本文中被稱為「超低場」。

【0033】在一些實施例中，由發明者開發之深度學習技術涉及使用一神經網路模型抑制輸入MR空間頻率資料中之一或多個假像(例如，減小或移除該一或多個假像之存在及/或影響)而處理該輸入MR資料。

【0034】在一些實施例中，可在多個階段中處理輸入MR資料，該多個階段之一或多者可涉及抑制輸入MR資料中之假像。例如，在一些實施例中，可使用不同處理階段以抑制不同類型之假像(例如，可在一個階

段中抑制來自MRI系統外部之一或多個器件之RF干擾且可在另一階段中抑制藉由MR接收器鏈產生之雜訊)。作為另一實例，在一些實施例中，可使用多個處理階段以抑制相同類型之假像(例如，可使用多個階段以抑制藉由MRI系統外部之一或多個器件產生之RF干擾)。

【0035】 在處理藉由至少一RF線圈記錄之信號時所涉及之電路可被稱為「MR接收器鏈」。MR接收器鏈可包含各種類型之電路，諸如類比電路(例如，一或多個放大器、一解耦電路、一RF傳輸/接收切換電路等)、數位電路(例如，一處理器)及/或其等之任何合適組合。MR接收器鏈電路之一些實例係描述於2019年5月21日申請之標題為「Radio-Frequency Coil Signal Chain For a Low-Field MRI System」之美國專利申請案第16/418,414號中，該案之全文以引用的方式併入本文中。

【0036】 在一些實施例中，用於抑制輸入MR資料中之一或多個假像之神經網路模型可包含多個部分且此等部分之各者可在一對應處理階段期間應用。例如，在一些實施例中，神經網路模型可包含兩個部分：一第一部分，其經組態以抑制藉由MRI系統外部之一器件產生之RF干擾(在本文中亦被稱為「外部RF干擾」)及/或藉由MRI系統之定位於其成像區域外部之一或多個組件產生之RF干擾(在本文中亦被稱為「內部RF干擾」)；及一第二部分，其經組態以抑制藉由MR接收器鏈中之電路產生之雜訊及/或藉由經成像之一主體(或物件)產生之雜訊。在此實例中，可在多個階段中處理輸入MR資料，該多個階段之一者涉及應用神經網路之該第一部分以抑制(外部及/或內部) RF干擾且該多個階段之另一者涉及應用神經網路之該第二部分以抑制藉由經成像之一主體/物件產生之雜訊。在下文參考圖1A中所展示之處理管線描述另一實例，其涉及具有在一(非連續)序列之

三個處理階段內應用之三個部分之一神經網路。

【0037】 應瞭解，雖然可在多個階段中處理輸入MR資料，但此等階段中並非每個階段皆涉及假像抑制處理，此係因為一或多個處理階段可用於執行除假像抑制以外之功能。例如，階段之一者(例如，圖1A中所展示之階段108)可涉及藉由使用任何合適重建技術自輸入MR資料產生一影像而執行一重建步驟。

【0038】 在一些實施例中，可使用不在影像域中(例如，在影像重建之前)之一或多個階段及使用影像域中(例如，在影像重建之後)之一或多個階段處理輸入MR資料。例如，在一些實施例中，一神經網路模型之一部分可應用於感測器域或空間頻率域中以抑制RF干擾(例如，在圖1A中所展示之階段106期間)且該神經網路模型之一不同部分可應用於影像域中以抑制RF干擾及/或藉由MR接收器鏈或經成像之主體(或物件)產生之雜訊(例如，在圖1A中所展示之階段112期間)。然而，並不需要假像抑制處理在影像重建之前及之後(例如，在感測器或空間頻率域中及在影像域中)應用。例如，在一些實施例中，可僅在影像重建之前或僅在影像域中執行假像抑制。

【0039】 此外，在一些實施例中，可在除感測器域、空間頻率域及影像域以外之一或多個域中執行假像抑制。在此等實施例中，可經由一合適可逆變換(例如，1D或2D或3D小波變換、1D或2D或3D傅立葉變換、1D或2D或3D短時間傅立葉變換及/或任何其他合適時頻及/或時標變換)將資料變換至另一域，其中可在將該合適逆變換應用於後處理資料之前執行假像抑制處理。

【0040】 「感測器域」中之資料可包括藉由一MRI系統獲得之原始

感測器量測值。感測器域資料可包含針對藉由一取樣型樣指定之一組座標逐行獲取之量測值。一量測值行可被稱為一「讀出」行。各量測值可為一空間頻率。因而，感測器域資料可包含多個讀出行。例如，若量測 p 個讀出行且各讀出行包含 m 個樣本，則感測器域資料可組織成一 $m \times p$ 矩陣。知道與 $m \times p$ 個樣本之各者相關聯之 k 空間座標，可將感測器域資料重新組織成對應 k 空間資料，且接著可將其視為空間頻率域資料。可藉由對 k 空間資料應用一逆傅立葉變換(例如，若樣本落在一網格上，則應用一逆快速傅立葉變換)而獲得影像域資料。

【0041】 因此，一些實施例提供一深度學習假像抑制技術，其涉及：(1)存取使用一MRI系統之至少一射頻(RF)線圈獲得之MR資料；及(2)至少部分藉由使用一神經網路模型(例如，包括一或多個卷積層之一模型)抑制輸入MR資料中之至少一假像而自該輸入MR資料產生一MR影像。在一些實施例中，深度學習假像抑制技術之第一動作可涉及使用至少一RF線圈獲得輸入MR資料(而非僅存取先前使用至少一RF線圈獲得之資料)。

【0042】 在一些實施例中，至少一假像包含RF干擾且產生MR影像包括使用神經網路模型抑制RF干擾。在一些實施例中，RF干擾可包含藉由MRI系統外部之一器件產生之外部RF干擾。該器件可定位於與MRI系統相同之一室中及/或充分靠近MRI系統(例如，在MRI系統之一臨限距離內)，使得可藉由MRI系統偵測藉由器件產生之電磁波。器件可為與MRI系統在同一室中及/或充分靠近MRI系統之一醫療器件，舉例而言，心臟監護儀、脈搏血氧儀、輸液泵或其他電設備(例如，變壓器、馬達)。

【0043】 在一些實施例中，RF干擾可包含藉由MRI系統之定位於

MRI系統之成像區域外部之一或多個組件產生之內部**RF**干擾。例如，可藉由**MRI**系統之一或多個磁性組件(例如，梯度線圈、磁鐵等)及/或一或多個電力組件(例如，一或多個梯度功率放大器、一或多個電力分配單元、一或多個電源供應器、一或多個切換器、一或多個熱管理組件等)產生內部**RF**干擾。但應瞭解，除上文列出之組件以外，可藉由**MRI**系統之在其成像區域外部之任何其他組件產生內部**RF**干擾，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。

【0044】 在一些實施例中，至少一假像可包含藉由**MR**接收器鏈產生之雜訊及/或藉由經成像之一主體或物件產生之雜訊。在一些實施例中，**MRI**系統可包含經組態以偵測**MRI**系統之成像區域中之**MR**信號之至少一**RF**線圈。

【0045】 發明者已瞭解，在除影像域之外之一域(例如，感測器域或空間頻率域(有時被稱為「**k**空間」))中可更有效地抑制特定類型之假像。特定言之，發明者已認識到，在感測器域或空間頻率域中可有效地抑制外部**RF**干擾，此係因為在此等域中，外部**RF**干擾有時表現為疊加於經偵測**MR**信號上之一組複指數分量。發明者已認識到，抑制此等類型之外部**RF**干擾在感測器或空間頻率域中比在影像域中可更有效地執行。

【0046】 因此，在一些實施例中，用於假像抑制之神經網路模型包括經組態以處理在一感測器或空間頻率域中之資料之一第一神經網路部分，且其中使用神經網路模型抑制輸入**MR**空間頻率域資料中之至少一假像包括藉由該第一神經網路部分處理自輸入**MR**資料獲得之感測器或空間頻率域資料。第一神經網路部分之一實例在圖1D中展示為神經網路部分150，其在本文中更詳細描述。

【0047】 在一些實施例中，第一神經網路部分包括一「U形」結構，其中將卷積層應用於沿著「減少取樣路徑」之資料之連續更低之解析度版本，且接著應用於沿著一「增加取樣路徑」之資料之連續更高之解析度版本。在一些實施例中，可使用一或多個池化層(例如，沿著減少取樣路徑)減小資料之解析度且使用一或多個對應非池化層(例如，沿著增加取樣路徑)增加資料之解析度。

【0048】 如上文所描述，第一神經網路部分可經組態以處理感測器或空間頻率域中之資料。在一些實施例中，第一神經網路部分可包含感測器或空間頻率域中之資料且可經組態以使用由發明者開發之一頻譜非池化層處理感測器或空間頻率域中之資料。在一些實施例中，應用頻譜非池化層包括應用用於組合具有經由一跳躍連接(skip connection)提供之一第一解析度之第一特徵與具有低於第二解析度之一第二解析度之第二特徵的一逐點乘法層。在一些實施例中，應用頻譜非池化層包括在使用該逐點乘法層組合第一特徵與第二特徵之前零填補第二特徵。圖1E中繪示頻譜池化層之一闡釋性實例。在一些實施例中，當第一神經網路部分包含一頻譜非池化層時，其亦包含一對應頻譜池化層。另外，第一神經網路部分可包含複數個卷積層及至少一跳躍連接。

【0049】 如上文所描述，一神經網路模型可包含用於在處理MR資料之不同階段之假像抑制之多個部分。在一些實施例中，該神經網路模型包括：(1)一第一神經網路部分，其經組態以抑制RF干擾(例如，外部及/或內部RF干擾)；及(2)一第二神經網路部分，其經組態以抑制雜訊(例如，藉由MR接收器鏈及/或藉由經成像之主體(或物件)產生之雜訊)。此等部分之各者可包括一或多個卷積層、一或多個池化層及/或一或多個跳躍

連接，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。例如，在一些實施例中，神經網路可包含：一第一部分，其經組態以作為圖1A之闡釋性實例中所展示之處理管線100之階段106之部分抑制RF干擾；及一第二部分，其經組態以作為相同處理管線之階段108或階段112之部分抑制RF干擾。

【0050】 在一些實施例中，神經網路模型進一步包括經組態以抑制來自使用輸入MR空間頻率資料獲得之影像域資料之雜訊的一第三神經網路部分。例如，神經網路可包含一第三部分作為圖1A之闡釋性實例中所展示之處理管線100之階段112之部分。

【0051】 發明者亦已開發用於訓練用於MR資料中之假像抑制之神經網路模型之技術。該等技術包含藉由以下操作產生訓練資料：(1)合成及/或量測RF假像量測值；(2)合成及/或量測MR量測值；及(3)組合該等所獲得之RF假像量測值與MR量測值以獲得假像損壞之MR資料。繼而，該假像損壞之MR資料(及對應分離假像及MR資料分量)可用於訓練用於抑制MR資料中之假像之一或多個神經網路模型。

【0052】 因此，在一些實施例中，用於訓練用於抑制MR資料中之假像之神經網路之技術包含：在一第一時間段期間使用MRI系統之至少一RF線圈獲得RF假像量測值(例如，在MRI系統之一成像區域中不存在MR信號時)，其中該等RF假像量測值包含RF干擾及/或雜訊之量測值；在不同於該第一時間段之一第二時間段期間獲得MRI系統之該成像區域中之一主體之MR量測值；藉由組合該等RF假像量測值與該主體之該等MR量測值而產生假像損壞之MR資料；及使用該假像損壞之MR資料訓練神經網路模型。

【0053】 在一些實施例中，用於訓練用於抑制MR資料中之假像之神經網路之技術包含：合成RF假像量測值，其中該等RF假像量測值包含RF干擾及/或雜訊之經合成量測值；獲得MRI系統之成像區域中之一主體之MR量測值；藉由組合該等經合成RF假像量測值與該主體之該等MR量測值而產生假像損壞之MR資料；及使用該假像損壞之MR資料訓練神經網路模型。

【0054】 在一些實施例中，用於訓練用於抑制MR資料中之假像之神經網路之技術包含：使用MRI系統之至少一RF線圈獲得RF假像量測值(例如，在MRI系統之一成像區域中不存在MR信號時)，其中該等RF假像量測值包含RF干擾及/或雜訊之量測值；合成一主體MRI系統之MR量測值；藉由組合該等所獲得之RF假像量測值與該主體之該等經合成MR量測值而產生假像損壞之MR資料；及使用該假像損壞之MR資料訓練神經網路模型。

【0055】 在一些實施例中，可使用一MRI系統量測經量測之RF假像量測值及/或經量測之MR量測值以訓練用於抑制隨後藉由相同MRI系統獲得之MR資料中之假像之一神經網路。此外，當MRI系統被放置於其中其將隨後用於成像之環境中時，可使用MRI系統獲得RF假像量測值及/或MR量測值。以此方式，訓練資料將精確地反映將有可能在MRI系統之後續操作期間出現之干擾之類型。

【0056】 例如，在一些實施例中，一MRI系統可藉由以下操作進行校準以用於後續假像抑制：(1)將該MRI系統放置於其中MRI系統將用於成像之一環境(例如，一急診室、一辦公室、一手術室、一患者病房、一重症監護室等)中；(2)獲得此環境中之RF假像(例如，藉由其中已放置

MRI系統之醫療場所中之醫療器件產生之外部RF干擾之量測值)及/或MR資料之一或多個量測值；(3)使用此等量測值以產生用於訓練用於假像抑制之一神經網路之訓練資料；(4)使用此等訓練資料訓練該神經網路(例如，藉由學習神經網路之至少一些參數，從頭開始僅使用環境中獲得之訓練資料或藉由更新/調適神經網路參數至環境中獲得之訓練資料)；及(5)使用經訓練之神經網路以抑制隨後藉由MRI系統在環境中收集之MR資料中之假像。以此方式，神經網路可學習抑制及/或可經調適以精確地抑制在成像期間在環境中存在之干擾之類型。

【0057】 下文係與用於使用神經網路抑制MR資料中之假像之方法及裝置有關之各種概念及該等方法及裝置之實施例之更詳細描述。應瞭解，可依諸多方式之任一者實施本文中所描述之各項態樣。特定實施方案之實例在本文中僅為闡釋性目的而提供。另外，下文實施例中所描述之各項態樣可被單獨使用或以任何組合使用，且並不限於本文中明確描述之組合。

【0058】 圖1A繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之使用一神經網路模型抑制輸入MR資料中之一或多個假像而自輸入MR資料產生MR影像的一實例性資料處理管線100。

【0059】 如圖1A中所展示，資料處理管線100包含用於處理輸入MR資料102之多個階段，包含：預處理階段104、RF干擾移除階段106、雜訊移除階段108、重建階段110及雜訊移除階段112。將此等處理階段應用於輸入MR空間頻率資料102產生一輸出MR影像114。

【0060】 在圖1A之實例中，對三個階段(即，階段106、108及112)加陰影，從而指示此等階段執行假像抑制處理。在圖1A之實例中，階段

106及108在空間頻率域中執行處理，而階段112在影像域中執行假像抑制處理。如上文所描述，在一些實施例中，可在任何其他合適域中執行此等階段之任一或多者。例如，在一些實施例中，階段106及108之一或兩者可在感測器域中而非在空間頻率域中執行假像抑制。在此等實施例中，可將來自感測器域之資料變換至空間頻率域之預處理階段104可被放置於階段108與階段110之間而非如圖1A中所展示在階段106之前。

【0061】 在圖1A之實例中，階段106、108及112之各者使用一各自神經網路部分抑制作為輸入提供至該階段之資料中之假像。在此實例中，總神經網路模型包括三個部分：一第一神經網路部分，其經組態以作為在階段106期間執行之處理之部分抑制MR資料中之RF干擾；一第二神經網路部分，其經組態以作為在階段108期間執行之處理之部分抑制MR資料中之雜訊；及一第三神經網路部分，其經組態以作為在階段112期間執行之處理之部分抑制來自MR資料之雜訊。在一些實施例中，可共同訓練神經網路模型之該三個部分(例如，一個神經網路部分之輸出可影響至另一神經網路部分之輸入)。

【0062】 儘管此實例涉及使用具有三個假像抑制階段之一資料處理管線，但此並非本文中所描述之技術之一限制。在一些實施例中，該資料處理管線可與階段106、108及112之任一或兩者而非全部三者一起使用。此外，除了圖1A之實例性資料處理管線100中所繪示之階段之任一或兩者或所有者之外及/或替代該等階段之任一或兩者或所有者，可使用一或多個假像抑制階段。

【0063】 資料處理管線100可應用於任何合適類型之輸入感測器資料102。可藉由一MRI系統之一或多個RF線圈收集資料102。可使用一笛

卡爾取樣軌跡或任何合適類型之非笛卡爾取樣軌跡(例如，徑向、螺旋形、玫瑰花形(rosette)、可變密度、李沙育圖形(Lissajou)等)來收集資料102。資料102可為完全取樣之資料(藉由取樣空間頻率空間收集之資料，使得不違反對應奈奎斯特(Nyquist)準則)。資料102可為減少取樣之資料(含有少於空間奈奎斯特準則所需之點之點之資料)。在一些實施例中，資料102可歸因於存在外部RF干擾、內部RF干擾及/或藉由MR接收器鏈及/或經成像之一主體(或物件)產生之雜訊而展現假像。

【0064】最初，作為預處理階段104之部分，可將一或多個預處理步驟應用於輸入MR資料102。例如，在一些實施例中，輸入MR資料102可為感測器域資料且預處理階段可變換該感測器域資料(例如，藉由沿著讀出行執行1D傅立葉變換)。作為另一實例，在一些實施例中，預處理階段104可涉及移除輸入資料102之一些。例如，可在判定資料損壞之後(例如，歸因於指示資料不可靠之一感測器讀數)移除資料102之一些。

【0065】接著，作為資料處理管線100在階段106中之部分，應用神經網路模型之一第一部分以抑制作為輸入提供至階段106之資料中之(外部及/或內部) RF干擾。

【0066】在一些實施例中，在階段106期間應用之神經網路可具有一「U形」結構，其中首先將卷積層應用於資料之一序列連續更低之解析度版本(沿著減少取樣路徑)且其次應用於資料之一序列連續更高之解析度版本(沿著增加取樣路徑)。

【0067】例如，神經網路模型之第一部分可具有圖1B中所展示之架構130。如圖1B中所展示，在減少取樣路徑中，將卷積層132a及132b應用於輸入131。接著將一平均池化層133應用於卷積層132b之輸出，且將卷

積層134a及134b應用於藉由平均池化層133產生之較低解析度資料。接著，將另一平均池化層135應用於卷積層134b之輸出且將卷積層136a、136b及136c應用於平均池化層135之輸出。

【0068】 接著，在增加取樣路徑中，藉由平均非池化層137處理卷積層136c之輸出。藉由卷積層138a及138b處理平均非池化層137之輸出。藉由平均非池化層139處理卷積層138b之輸出且藉由卷積層140a至140c處理平均非池化層139之輸出以產生輸出145。

【0069】 架構130亦包含跳躍連接141及142，此指示至平均非池化層之輸入由藉由緊接前置之卷積層之輸出及藉由另一(非緊接)前置之卷積層產生之具有一較高解析度之輸出組成。例如，至平均非池化層137之輸入係卷積層134b (如藉由跳躍連接142指示)及136c之輸出。卷積層134b之輸出具有高於層136c之解析度之一解析度。作為另一實例，至平均非池化層139之輸入係卷積層132b (如藉由跳躍連接142指示)及138b之輸出。卷積層132b之輸出具有高於層138b之解析度之一解析度。以此方式，透過沿著減少取樣路徑應用池化層而丟失之高頻率資訊係作為輸入沿著增加取樣路徑重新引入至非池化層(且未丟失)。

【0070】 儘管圖1B中未明確展示，但可在架構130中所展示之一或多個層之後應用一非線性度層(例如，一修正線性單元或ReLU、S型等)。例如，可在圖1B中所展示之卷積層之一或多者(或各者)之後應用一非線性度層。另外，可在沿著架構130之一或多個點處(例如，在輸入層處)應用批量正規化。

【0071】 圖1C繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之圖1B中所展示之一實例性卷積神經網路區塊之架構的一特定實例。如圖1C中

所展示，所有卷積層應用一 3×3 核。在減少取樣路徑中，藉由重複應用具有 3×3 核之兩個(或在底部層級處三個)卷積來處理各層級處之輸入，各卷積後接著應用一非線性度、用於減少取樣之按步幅2之一平均 2×2 池化操作。在各減少取樣步驟，將特徵頻道之數目自64加倍至128至256。亦在底層處將特徵頻道之數目自256加倍至512。在增加取樣路徑中，藉由使用將特徵頻道之數目減半(例如，自256至128至64)之一平均非池化步驟、與來自減少取樣路徑之對應特徵圖串接，及一或多個卷積層(使用 3×3 核)(各卷積後接著應用一非線性度)對特徵圖進行重複增加取樣而處理資料。最後卷積層140c將特徵圖之數目減少至2。

【0072】 如上文所描述，發明者已開發一新類型之非池化層(在本文中被稱為一「頻譜非池化層」)以用於可應用於感測器或空間頻率域中(例如)以抑制輸入MR資料中之假像之神經網路模型。例如，圖1D繪示具有一「U形」結構及一頻譜非池化層之一卷積神經網路區塊之架構150。架構150係與圖1B中所展示之架構130相同，然而，平均非池化層係用頻譜非池化層替換。

【0073】 如圖1D中所展示，在減少取樣路徑中，將卷積層152a及152b應用於輸入151。接著將一頻譜池化層153應用於卷積層152b之輸出，且將卷積層154a及154b應用於藉由頻譜池化層153產生之較低解析度資料。將另一頻譜池化層155應用於卷積層154b之輸出且將卷積層136a、136b及136c應用於頻譜池化層155之輸出。在增加取樣路徑中，藉由頻譜非池化層157處理卷積層156c之輸出，繼而藉由卷積層158a及158b處理頻譜非池化層157之輸出。藉由頻譜非池化層159處理卷積層158b之輸出，藉由卷積層160a至160c處理頻譜非池化層159之輸出以產生輸出165。

【0074】 在一些實施例中，可藉由裁切(cropping)資料來實施頻譜池化層。此類似於僅自資料丟棄較高空間頻率內容且因為資料已在空間頻率域中而非常有效地實施，使得不必應用一離散傅立葉變換來實施頻譜池化層。頻譜池化之態樣係描述於Rippel, O.、Snoek, J.及Adams, R. P.之「Spectral representations for convolutional neural networks」，In Advances in Neural Information Processing Systems，第2449頁至2457頁，2015年，其之全文以引用的方式併入本文中。

【0075】 如圖1D中所展示，架構150亦包含跳躍連接161及162。因此，至頻譜非池化層157之輸入係卷積層154b及156c之輸出(其中層154b之輸出包含高於層156c之輸出之頻率內容)。至頻譜非池化層159之輸入係卷積層152b及158b之輸出(其中層152b之輸出包含高於層158b之輸出之頻率內容)。

【0076】 在一些實施例中，架構150可以類似於如圖1C中所展示之架構130之實施方案之一方式來實施。例如，可使用3x3核且特徵頻道之數目可沿著減少取樣路徑自64增加至128至256至512且沿著增加取樣路徑自512減少至256至128至64及至2。然而，應瞭解，可使用任何其他合適實施方案(例如，特徵頻道之數目、核大小等)，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。

【0077】 圖1E繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之一實例性頻譜非池化層的架構。特定言之，圖1E繪示圖1D中所展示之架構150之頻譜非池化層157部分之架構。如圖1E中所展示，頻譜非池化層157之輸出180係自以下兩個輸入產生：(1)經由跳躍連接162提供之高解析度特徵170 (來自如圖1D中所展示之卷積層152b之輸出)；及(2)作為來自如圖1D

中所展示之卷積層158b之輸出提供之低解析度特徵174。高解析度特徵170被如此命名，因為其等包含高於低解析度特徵174之(空間)頻率內容。

【0078】 在所繪示實施例中，頻譜非池化層157藉由以下操作組合高解析度特徵與低解析度特徵174：(1)使用零填補區塊176零填補低解析度特徵174；及(2)運算經零填補之低解析度特徵(使用權重178加權)與高解析度特徵(藉由權重172加權)之一經加權組合。在一些實施例中，權重172及178係自資料學習而非經預先設定。然而，在其他實施例中，至少一些權重可經手動設定而非自資料學習。

【0079】 作為使用頻譜池化層之一特定實例，低解析度特徵174可包含各包括64x64個複值之一或多個(例如，128個)特徵頻道且高解析度特徵可包含各包括128x128個複值之一或多個(例如，64個)特徵頻道。一高解析度128x128特徵頻道及一對應低解析度64x64特徵頻道可藉由以下操作組合：(1)零填補該64x64特徵頻道以獲得一128x128零填補之值集；及(2)將該高解析度128x128特徵頻道(藉由權重172加權)添加至該128x128零填補之值集(藉由權重178加權)。

【0080】 如上文所描述，用於假像抑制之一些神經網路架構可使用平均池化(及非池化)或頻譜池化(及非池化)層。在其他實施例中，可使用最大池化(及非池化)層。又在其他實施例中，可完全省略池化層且可使用較長核步幅以有效地對資料進行減少取樣，其中轉置卷積層用於對資料進行增加取樣。

【0081】 返回參考如圖1A中所展示之資料處理管線100，雜訊移除階段108在RF干擾移除階段106之後。作為階段108之部分，應用神經網路模型之一第二部分以抑制作為輸入提供至階段108之資料中之雜訊。例

如，神經網路模型之該第二部分可用於抑制在輸入MR資料之收集期間藉由MR接收器鏈產生之雜訊。作為另一實例，神經網路模型之第二部分可用於抑制藉由經成像之主體(或物件)產生之雜訊。

【0082】 在一些實施例中，神經網路模型之第二部分可具有與第一部分(用作階段106之部分)之架構相同或相似之架構。例如，第二部分可具有如參考圖1B至圖1E所描述之架構130及150一樣之一「U形」結構化架構。但應瞭解，可使用一或多個其他架構，舉例而言，諸如包括具有殘餘連接之卷積區塊之一ResNet架構，如He K、Zhang X、Ren S、Sun J.之「Deep residual learning for image recognition」，In Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition，2016年(第770頁至778頁)中所描述。

【0083】 如圖1A之實例中所展示，雜訊移除階段108係在空間頻率域中應用。然而，在其他實施例中，雜訊移除階段可在合適變換之後在另一域(例如，感測器域、對數譜域、時間域、頻譜域等)中應用，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。

【0084】 在一些實施例中，神經網路模型之第二部分可與神經網路模型之第一部分共同被訓練。例如，可產生訓練資料，使得至神經網路模型之第二部分之輸入可為神經網路模型之第一部分之輸出。作為一特定實例，由RF干擾及MR接收器鏈雜訊兩者損壞之訓練資料可作為輸入提供至神經網路模型之第一部分且輸出(其中RF干擾中之至少一些已藉由第一部分抑制)係作為輸入提供至神經網路模型之第二部分。在其他實施例中，第一部分與第二部分可彼此獨立地被訓練。作為一特定實例，藉由雜訊(例如，MR接收器鏈雜訊)而非RF干擾損壞之訓練資料可用於訓練神經網

路模型之第二部分。訓練第一神經網路模型部分及第二神經網路模型部分之態樣在下文進一步描述。

【0085】如圖1A中所展示，影像重建階段110在雜訊抑制階段108之後。在影像重建階段110期間，將藉由階段108輸出之空間域頻率資料變換至影像域以產生影像域資料。影像重建可依任何合適方式執行。例如，當沿著一笛卡爾網格對MR資料進行取樣時，可使用一逆2D (或3D) 傅立葉變換(例如，使用逆2D或3D快速傅立葉變換)將資料變換至影像域。作為另一實例，當對MR資料進行減少取樣時，可使用一網格化操作，其後接著為一逆傅立葉變換、一逆非均勻傅立葉變換，使用用於自非笛卡爾 k 空間資料重建影像資料之一神經網路模型，使用壓縮感測及/或任何其他合適方法變換資料，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。

【0086】作為一特定實例，在一些實施例中，在使用一非笛卡爾取樣軌跡之情況下，可將MR資料映射至空間頻率域中之一規則網格(此有時被稱為「網格化」資料)且可使用一逆2D快速傅立葉變換將經網格化資料變換至影像域以獲得一對應影像。 k 空間中之一規則網格係指點在 k 空間中之一規則間隔之網格，使得在可索引之各 k 空間座標之間存在一固定距離 Δ 。在一些實施例中，可藉由對資料應用一內插矩陣變換來執行網格化。在一些實施例中，內插權重矩陣之條目可使用一最佳化方法運算，舉例而言，諸如 Fessler, J.A.、Sutton B.P. 之 Non-uniform fast Fourier transforms using min-max interpolation, IEEE Transactions on Signal Processing 51(2), 第560頁至第574頁(2003年)中所描述之方法，其之全文以引用的方式併入本文中。非笛卡爾設定中之影像重建之態樣係描述於

2019年7月30日申請之標題為「Deep Learning Techniques for Magnetic Resonance Image Reconstruction」之美國專利申請案第16/524,598號中，該案之全文以引用的方式併入本文中。

【0087】如圖1A中所展示，雜訊移除階段112在重建階段110之後。作為雜訊移除階段112之部分，應用神經網路模型之一第三部分以抑制影像域MR資料中之雜訊。然而，在此實例中，不同於在空間頻率域中應用之第一神經網路模型部分及第二神經網路模型部分，神經網路模型之第三部分係在影像域中應用。第三神經網路部分可具有與第一部分或第二部分之架構相同或類似之一架構，且(例如)可具有如圖1B至圖1E中所描述之架構一樣之一架構(其中在採用頻譜池化及非池化層時，採用適當傅立葉變換以執行此等層)。神經網路模型之第三部分可與第一神經網路模型部分及第二神經網路模型部分共同地或獨立地被訓練，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。訓練第三部分之態樣在下文進一步描述。

【0088】如圖1A中所展示，雜訊移除階段之輸出係一MR影像114。應瞭解，圖1A中所展示之資料處理管線100係闡釋性的且存在變動。如所描述，在一些實施例中可省略假像抑制階段(106、108及112)之一或多者。作為另一實例，一或多個額外處理階段可添加至用於假像抑制之管線或執行任何其他功能性。作為上文已描述之另一實例，階段106及108可在感測器域而非空間頻率域中應用。

【0089】接下來為用於假像抑制之神經網路模型(諸如接著圖1A至圖1E中所繪示之神經網路模型)之進一步態樣及細節之一論述。應注意，儘管吾人在上文結合神經網路處理描述一單個網路模型之三個神經網路部

分作為階段106、108及112之部分，但在下文吾人可將神經網路部分僅稱為神經網路。

【0090】

首先，介紹一些表示法。一MRI系統可具有經組態以偵測MR系統之成像區域中之MR信號之一或多個RF線圈。使此等RF線圈之數目藉由 N_c 表示。對於經組態以偵測成像區域中之MR信號之各RF線圈 c ，使 s_c 表示經偵測信號。此經偵測信號含有如下三個不同分量：(1)用於線圈 c 之目標MR信號資料 x_c ；(2)損壞信號之雜訊 n_c （例如，藉由用於線圈 c 之MR接收器鏈產生之雜訊，藉由經成像之主體(或物件)產生之雜訊)；及(3)外部及/或內部RF干擾 i_c 。因此， $s_c = x_c + n_c + i_c$ 。此外，藉由將 N_p 個接收器線圈定位於系統外部，吾人可獲取被稱為 s_p^{nz} 之在系統外部觀察之雜訊(其係與 s_c 相關)。所觀察信號可因此如下撰寫：

$$s_c = x_c + n_c + i_c = s_c^{\text{NI}} + i_c。$$

【0091】 如上文所描述，在一些實施例中，一神經網路模型可用於抑制RF干擾 i_c 。例如，用作階段106之部分之一神經網路模型之第一部分可用於抑制RF干擾 i_c 以便產生用於各線圈 c 之 s_c^{NI} 。用於抑制RF干擾之神經網路模型可與資料處理管線之任何其他神經網路部分共同地或獨立地被訓練。在一些實施例中，為訓練一模型以抑制 i_c ，產生單獨包含 s_c 之所有分量之訓練資料，使得實況可用。此可依如本文中所描述之任何合適方式進行。例如，可使用一基於電腦之模擬合成地產生及/或使用一MRI系統觀察 x_c 、 n_c 及 i_c 之各者。例如，為產生 i_c ，吾人可在無物件定位於系統內部時將結構化雜訊行合成地添加至 s_c 或獲取 s_c 。作為另一實例，一MRI系統可具有在成像區域外部之可用於觀察成像區域外部之假像(亦無

需偵測MR信號)之一或多個RF線圈且此(或此等)線圈可用於量測RF干擾。

【0092】 在一些實施例中，用於移除RF干擾之神經網路之架構可為如參考圖1B至圖1E所描述之架構130及150一樣之一「U形」架構。替代性地，可使用其中卷積區塊具有殘餘連接之一ResNet類型構。至網路之輸入可為：(1)用於各線圈之信號 $\mathbf{s}_c$ ，使得神經網路分別抑制各線圈之RF干擾；(2)作為單獨頻道之用於所有線圈之信號 $\mathbf{s}_c$ ，使得神經網路同時抑制所有線圈之RF干擾；或(3)作為單獨頻道之用於各線圈之信號 $\mathbf{s}_c$ ，以及作為其他頻道中之額外資訊之信號 $\mathbf{s}_c^{nz}$ (將不會被抑制，而是抑制信號 $\mathbf{s}_c$ 中之RF干擾)。藉由神經網路產生之對應於輸入之輸出可為：(1)分別用於各線圈 c 之 $\mathbf{s}_c^{NI}$ ；或(2)作為單獨頻道之所有 $\mathbf{s}_c^{NI}$ (當輸入係在後兩種情況中時)。此外，在一些實施例中，至此區塊之輸入可為全部所有 N_{avg} 個平均值之 $\mathbf{s}_c$ 以併入甚至更多資訊。在此情況中，輸出將為用於全部所有平均值之所有去雜訊線圈資料。當由各線圈進行多次觀察時，此可為有幫助的。

【0093】

諸多類型之損失函數之任一者可用於訓練用於抑制RF干擾之一神經網路，且在本文中提供損失函數之各項實例。作為一實例，對於訓練用於抑制使用一單一線圈獲取之資料中之RF干擾之一神經網路，可採用以下損失函數：

$$\begin{aligned} \mathcal{L}(\theta) = & \|F(\mathbf{s}_c^{NI}) - f_{CNN}(F(\mathbf{s}_c)|\theta)\|_2^2 \\ & + \|f_{CNN}(\nabla F(\mathbf{s}_c)|\theta)\|_1 \\ & + \left\| W \left(\mathbf{s}_c^{NI} - f_{CNN}(\mathbf{s}_c|\theta) \right) \right\| \end{aligned}$$

其中 $\mathbf{W}$ 係加權矩陣， $\mathbf{F}$ 係ID傅立葉變換， ∇ 係一影像梯度， θ 表示卷積神經網路 f_{CNN} 之參數。

【0094】

在多頻道設定中，可採用以下損失函數：

$$\begin{aligned} \mathcal{L}(\theta) = & \sum_{c=1}^{N_{\text{coil}}} (\|F(\mathbf{s}_c^{\text{NI}}) - f_{\text{CNN}}(F(\mathbf{s})|\theta)_c\|_2^2 \\ & + \|f_{\text{CNN}}(\nabla F(\mathbf{s})|\theta)_c\|_1 \\ & + \|\mathbf{W}(\mathbf{s}_c^{\text{NI}} - f_{\text{CNN}}(\mathbf{s}|\theta)_c)\|) \end{aligned}$$

其中 N_{coil} 係線圈之數目且 $f_{\text{CNN}}(\mathbf{s})_c$ 係用於線圈 c 之去雜訊之感測器資料。

【0095】 如上文所描述，在一些實施例中，一神經網路可用於抑制RF干擾 $\mathbf{l}_c$ (例如，作為管線100之階段106之部分)且另一神經網路可用於抑制雜訊 $\mathbf{n}_c$ (例如，作為管線100之階段108之部分)。如本文中所描述，用於抑制 $\mathbf{n}_c$ 之神經網路之架構可與用於抑制RF干擾 $\mathbf{l}_c$ 之神經網路之架構相同或類似(例如，一「U形」結構化網路、一ResNet結構化網路及/或參考圖1B至圖1E所描述之架構之任一者)。

【0096】 在一些實施例中，至雜訊移除神經網路之輸入可為：(1)用於分別抑制來自各線圈 c 之雜訊之 $\mathbf{s}_c$ ；(2)作為單獨頻道之用於同時抑制所有線圈中之雜訊之所有 $\mathbf{s}_c$ ；(3)作為單獨頻道之所有 $\mathbf{s}_c$ 以及作為用於去雜訊之一額外資訊之藉由成像區域外部之線圈偵測之資料($(\mathbf{s}_p^{\text{nz}})$)。在一些實施例中，經訓練神經網路之輸出可為：(1) $\mathbf{x}_c$ ；或(2)用於多個線圈之所有 $\mathbf{x}_c$ 。

【0097】

諸多類型之損失函數之任一者可用於訓練用於抑制雜訊之一神經網路，且在本文中提供損失函數之各項實例。作為一實例，對於訓練用於抑制使用一單一線圈獲取之資料中之雜訊之一神經網路，可採用以下損失函數：

$$\begin{aligned}\mathcal{L}(\theta) = & \|F(x) - f_{\text{CNN}}(F(s_c)|\theta)\|_2^2 \\ & + \|f_{\text{CNN}}(\nabla F(s_c)|\theta)\|_1 \\ & + \|W(x_c - f_{\text{CNN}}(s_c|\theta))\|\end{aligned}$$

【0098】

在一些實施例中，當訓練用於抑制使用多個線圈獲取之資料中之雜訊之一神經網路時，可採用以下損失函數：

$$\begin{aligned}\mathcal{L}(\theta) = & \sum_{c=1}^{N_{\text{coil}}} (\|F(x_c) - f_{\text{CNN}}(F(s)|\theta)_c\|_2^2 \\ & + \|f_{\text{CNN}}(\nabla F(s)|\theta)\|_1 \\ & + \|W(x_c - f_{\text{CNN}}(s|\theta)_c)\|)\end{aligned}$$

【0099】 如上文所描述，在一些實施例中，一神經網路可用於抑制影像域中之假像(例如，作為管線100之階段112之部分)。如本文中所描述，此神經網路之架構可與本文中所描述之其他神經網路之架構相同或類似(例如，一「U形」結構化網路、一ResNet結構化網路及/或參考圖1B至圖1E所描述之架構之任一者)。

【0100】 抑制影像域中之假像可促進減少或移除藉由獲取系統(例如，MR接收器鏈)產生之雜訊。此雜訊之效應在低場MRI系統中更顯著，從而導致一較低信雜比。用於抑制MR影像中之雜訊之習知技術涉及使用

參數濾波技術，諸如各向異性漫射或非局部均值濾波。此等參數濾波技術之目的係移除均勻影像區域中之雜訊同時保持圍繞解剖結構之邊緣之清晰度。當雜訊位準為高(如在低場系統中)時，應用參數濾波器通常導致丟失低對比度影像區域中之細節之外觀平滑影像。相比而言，使用深度學習以使用由發明者開發之技術抑制影像域中之假像(例如，雜訊)導致外觀清晰影像同時保持甚至在低對比度區域中之結構。

【0101】 用於抑制影像域中之假像之神經網路架構可為本文中所描述之架構之任一者，且(例如)可為具有擁有殘餘連接之卷積區塊之一卷積神經網路(如在ResNet架構中)、如參考圖1B至圖1E所描述之一「U形」結構或任何其他合適結構。

【0102】 在一些實施例中，可產生訓練資料以反映雜訊對MR影像之效應。雜訊可經量測(例如，使用一MRI系統)或合成。例如，一合成雜訊信號 $\mathbf{e}_c$ 可如下般添加至影像 $\mathbf{x}_c$ ： $\mathbf{x}_c^n = \mathbf{x}_c + \mathbf{e}_c$ ，其中雜訊可自一高斯 $\mathbf{e}_c \sim N(0, \sigma_c)$ 或萊斯分佈得到，(假定為簡潔起見在線圈中無相關性)。

【0103】

在一些實施例中，給定一資料集 $\mathcal{D}$ ，可使用藉由以下給出之內容損失(結構相似性指數(SSIM)損失或均方誤差損失)及一對抗損失訓練用於抑制影像域中之假像之神經網路：

$$\mathcal{L}(\theta_G, \theta_D) = \sum_{i=1}^{|\mathcal{D}|} -D_{\theta_D}(G_{\theta_G}(\mathbf{x}_c), \mathbf{x}_c^n) + \lambda(1 - SSIM(\mathbf{x}_c, \mathbf{x}_c^n))。$$

【0104】 在對於損失之以上表述中，產生器 G 係濾波網路且鑑別器 D 經訓練以最佳區分用網路 G 濾波之影像與原始無雜訊影像(實況)。在一些實施例中，可藉由建置產生器神經網路與鑑別器神經網路之間的一極小

極大博弈而最佳化產生器(θ_G)神經網路及鑑別器(θ_D)神經網路之參數。產生器網路可經訓練以產生儘可能接近實況之經濾波影像且因此矇騙鑑別器神經網路。另一方面，鑑別器網路可經訓練以將輸入影像分類為經濾波影像或實況。使用如上文所描述之對抗損失一樣之一對抗損失，有助於達成外觀清晰經濾波影像同時保持甚至在低對比度區域中之結構。

【0105】 在一些實施例中，用於抑制影像域中之假像之神經網路可與任何其他假像抑制網路共同地或獨立地被訓練。在前者情況中，至神經網路中之輸入可為最終經重建影像(例如，藉由重建階段110產生)且可使用目標影像 x 訓練網路。在一些實施例中，可在重新設定大小之前使用目標 x_0 訓練網路。以此方式，濾波將學習依一最佳方式對影像進行增加取樣。

【0106】 接著，吾人論述根據本文中所描述之技術之一些實施例之應用一神經網路以抑制空間頻率域中之RF干擾之一闡釋性實例。

【0107】 發明者已瞭解，在一些例項中，RF干擾可自行表現為沿著相位編碼方向之影像中之一或多個明亮、拉鏈狀刮痕，此係因為在空間頻率域中擷取之干擾與干擾之頻率分量在掃描期間通常係一致的。藉由拉鏈狀假像損壞之區域之影像復原係具挑戰性的，此係因為其等之外觀具有通常可使影像域中之基礎影像顯著劣化之複雜結構。然而，在 k 空間域中，儘管雜訊並未局部化為在影像域中且因此更多區域受影響，但因為具有小振幅之雜訊頻率分量疊加至具有大得多的振幅之信號資料上，所以損壞並非為破壞性的。

【0108】 圖2A繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之用於抑制MR資料中之RF干擾之具有一頻譜非池化層之一實例性神經網路的架

構。圖2A之該神經網路實施參考圖1D及圖1E所描述之架構之一版本。

【0109】 特定言之，圖2A之神經網路包含用作經學習內插濾波器之多個卷積殘餘區塊(例如， $n=8$)。在減少取樣路徑中，在每兩個卷積區塊之後，應用一頻譜池化操作以將資料投射至一較低維度頻率基礎上。在增加取樣路徑中，一頻譜非池化層係用於對較低層級 k 空間特徵進行增加取樣且使其等與(來自跳躍連接之)較高層級特徵組合。在此實例中，該頻譜非池化層對較低層級特徵及較高層級特徵(跳躍)兩者應用卷積、批量正規化、ReLU及逐點乘法層(具有經學習係數)。接著零填補較低層級特徵且將其等添加至經處理跳躍。

【0110】 在圖2A之特定實施方案中，將輸入影像重新設定大小成 128×128 個區塊。在減少取樣路徑中，頻譜池化將各激活之高度及寬度減少達2；卷積層利用分別具有輸出尺寸16 (在第一頻譜池化之前)、32 (在第一頻譜池化與第二頻譜池化之間)、48 (在第二頻譜池化與最後頻譜池化之間)及64 (在最後頻譜池化之後)之 3×3 核。在增加取樣路徑部分中，卷積核之大小係 1×1 且輸出尺寸係與輸入尺寸相同。

【0111】 在此實例中，使用由 k 空間損失(k 空間MSE及共軛對稱損失)與影像域損失(結構相似性指數)組成之一損失函數(在一些例項中，使用具有學習率0.001之Adam最佳化器)訓練圖2A之神經網路。明確言之，吾人將損失定義為 $L(y, \hat{y}) = ||F(y) - F(\hat{y})||^2 + \lambda_c L_{conj}(F(\hat{y})) + \lambda_s (1 - SSIM(y, \hat{y}))$ ，其中 y 係目標影像， $\hat{y}$ 係經去雜訊影像， F 係傅立葉變換， L_{conj} 係共軛對稱損失且 $SSIM$ 係以與Wang, Z.、Bovik, A.C.、Sheikh, H.R.、Simoncelli, E.P.之「Image quality assessment: from error visibility to structural similarity」，IEEE

Transactions on Image Processing 13(4)，第600頁至第612頁(2004年)中相同之方式予以定義。使用此類型之 k 空間損失有助於抑制拉鏈狀假像而結構相似性指數確保影像係清晰的。

【0112】 在圖2A及圖2B之實例中，使用與作為目標實況之無干擾資料配對之用於輸入之經干擾損壞之影像之一資料庫來訓練圖2A之神經網路。無干擾影像係由使用一產生式統計模型合成之RF干擾損壞。在此實例中，發明者已瞭解，RF干擾具有可藉由等式 $\hat{f}(k_x, k_y) = \sum_{m=0}^M \alpha_m e^{-2\pi i \beta_m k_y} + \epsilon(k_x, k_y)$ 模型化之一特定結構，其中 α_m 係干擾強度， β_m 判定干擾雜訊在影像空間中之位置且 ϵ 係一額外高斯雜訊。接著使用經損壞之影像及原始無干擾影像來訓練神經網路。

【0113】 圖2B繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之圖2A中所展示之用以抑制MR影像中之RF干擾之實例性神經網路的應用。圖2A之網路係用損失函數中之 $\lambda_c = 1e - 5$ 、 $\lambda_s = 1e - 2$ 及劣化函數中之 $M \sim Uniform(0,60)$ 、 $\alpha_m \sim Uniform(0,1)$ 及 $\beta_m \sim Uniform(0,1)$ 來訓練。訓練神經網路達1000個時期(epoch)，其中每時期8192個體積且具有批量大小64。

【0114】 圖2B對於兩個不同MR影像之各者展示以下三個影像：(1)實況(無干擾之原始影像)；(2)經干擾損壞之MR影像；及(3)藉由使用圖2A之模型抑制RF干擾獲得之一經淨化影像。結果展示模型抑制經損壞影像中之拉鏈狀線且同時保持其他大腦特徵。對於圖2B中所展示之兩個切片，總SSIM係分別自0.862增強至0.919及自0.884增強至0.918；對於藉由干擾雜訊影響之區域(在垂直方向上最靠近干擾線之20個像素)，SSIM係自0.377顯著改良至0.744及自0.472改良至0.743。

【0115】圖3係根據本文中所描述之技術之一些實施例之使用一神經網路模型抑制存在於輸入MR資料中之一或多個假像之一闡釋性程序300的一流程圖。可使用任何合適運算器件執行程序300。例如，在一些實施例中，可藉由與藉由對一主體(或物件)進行成像獲得MR資料之一MRI系統共同定位(例如，在相同室中)之一運算器件來執行程序300。作為另一實例，在一些實施例中，可藉由自獲得輸入MR資料之MRI系統遠端定位之(例如，作為一雲端運算環境之部分之一或多個處理器來執行程序300。

【0116】程序300以其中獲得輸入MR資料之動作302開始。在一些實施例中，該輸入MR資料先前已藉由一MRI系統獲得且經儲存以供後續分析，使得其在動作302被存取。在其他實施例中，作為程序300之部分，可藉由一MRI系統(包含本文中所描述之MRI系統之任一者)獲得輸入MR資料。在一些實施例中，可已使用一笛卡爾取樣軌跡獲得資料。在其他實施例中，可已使用一非笛卡爾取樣軌跡(其之實例在本文中提供)獲得資料。

【0117】在如上文所描述之一或多個預處理步驟(其或其等可為選用的且可涉及將來自感測器域之輸入MR資料變換至空間頻率域)之後，程序300移至動作304，其中使用一神經網路模型抑制空間頻率域中之至少一假像。

【0118】在一些實施例中，在兩個階段中執行空間頻率域處理。例如，在一個階段期間，可使用神經網路模型之一第一部分來抑制空間頻率域中之RF干擾，如本文中包含參考處理管線100之階段106及圖1A至圖1E以及圖2A至圖2B所描述。接著，在另一(在一些實施例中，緊接其後之)

階段期間，可抑制空間頻率域中之MR資料中之雜訊，如本文中包含參考處理管線100之階段108及圖1A至圖1E所描述。然而，在其他實施例中，可使用不同數目個(例如，一個、三個、四個、五個等)假像抑制階段，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。例如，在一些實施例中，可在動作304使用一單個假像抑制階段以同時抑制空間頻率域中之RF干擾及雜訊。

【0119】 接著，程序300移至動作306，其中執行影像重建以將空間域MR資料變換至影像域資料。可以任何合適方式執行重建。例如，當空間頻率域資料在一笛卡爾網格上間隔時，可使用一逆2D傅立葉變換(例如，使用逆2D快速傅立葉變換)變換資料。作為另一實例，當對空間頻率域資料進行減少取樣時，可使用一逆非均勻傅立葉變換，使用用於自非笛卡爾 k 空間資料重建影像資料之一神經網路模型，使用壓縮感測及/或任何其他合適方法來變換資料，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。

【0120】 接著，程序300移至動作308，其中應用一神經網路模型以抑制存在於在動作306獲得之影像中之假像。該神經網路模型可在影像域中應用且可具有包含本文中所描述之架構之任一者之任何合適架構。在一些實施例中，動作308之處理可如本文中包含參考處理管線100之階段112及圖1A至圖1E所描述般執行。在動作308完成之後，程序300移至動作310，其中輸出所得MR影像(例如，經保存以供後續存取、經由一網路傳輸至一接收端等)。

【0121】 在一些實施例中，作為程序300之部分，可採用具有三個部分之一神經網路模型。第一部分可經組態以抑制空間頻率域中之RF干

擾。第二部分可經組態以抑制空間頻率域中之雜訊。第三部分可經組態以抑制影像域中之雜訊。此等部分可彼此共同地或獨立地被訓練。在一些實施例中，使用全部三個部分，但在其他實施例中，可省略此等部分之一或兩者。

【0122】 在圖3之闡釋性實例中，動作304涉及抑制空間頻率域中之MR資料中之假像。然而，在其他實施例中，可抑制感測器域或任何其他合適域中之假像，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。

【0123】 接下來論述訓練上文所描述之神經網路模型之額外態樣。

【0124】 在一些實施例中，可採用一殘餘訓練策略以訓練神經網路以抑制來自由假像損壞之訓練資料之假像。作為此一殘餘訓練策略之部分，輸入資料可包含一所關注信號(例如，一MR信號)與損壞該所關注信號之非所要假像(例如，RF干擾、雜訊等)之疊加。目標資料可為非所要假像資料(例如，添加至一MR所關注信號以產生輸入資料之RF干擾信號)。輸出資料接著為非所要假像(例如，RF干擾信號)，因此目標為估計非所要假像資料而非乾淨MR信號。此方法有時被稱為「殘餘訓練」。以此方式訓練之一神經網路模型集中於學習具有及不具有假像之資料間之差異而非集中於學習產生無假像資料，此有助於訓練期間之收斂。

【0125】

在一些實施例中，可採用多個損失函數之一者或一線性組合以訓練本文中所描述之神經網路模型：

- 輸出資料與目標資料之間的L2損失
- 輸出資料與目標資料之間的L1損失

- 輸出資料與目標資料之間的L2加權損失。權重可基於 k 空間座標來計算。空間頻率愈高(離 k 空間之中心愈遠)，權重愈高。使用此等權重引起所得模型保持比低頻率具有更多雜訊之高空間頻率
- 對輸出之L1加權規則化。可藉由視需要在加權之後使用 l_1 範數對神經網路之輸出強制執行一稀疏先驗。權重可基於 k 空間座標來計算。空間頻率愈高(遠離 k 空間之中心)，權重愈小。此鼓勵稀疏性。
- 產生式對抗淨損失
- 結構相似性指數損失
- 本文中包含結合圖1A至圖1E及圖2A至圖2B所描述之其他損失函數之任一者。

【0126】 應瞭解，無關於神經網路操作所處之域，可在任何合適域(例如，感測器域、 k 空間域、影像域)或任何表示(例如，在加權之後)中運算本文中所描述之損失函數。例如，經設計以對空間頻率資料操作之一神經網路可將空間頻率資料視為輸入且產生空間頻率資料作為輸出，但在訓練期間其損失函數可在影像域中計算(例如，在藉由一傅立葉變換對資料進行一合適變換之後)。此係有幫助的，因為一些損失函數可能並不簡單直接或無法在一個域中運算，但在另一域中可能更容易運算(例如，自然地計算影像域中之SSIM損失)。因此，可在應用一神經網路之前使用任何合適變換(例如，藉由網格化成 k 空間及/或執行傅立葉變換)變換輸入資料。

【0127】 任何合適最佳化技術可用於自資料估計神經網路參數。例如，可使用以下最佳化技術之一或多者：隨機梯度下降(SGD)、迷你批量

梯度下降、動量SGD、Nesterov加速梯度、Adagrad、Adadelta、RMSprop、自適應矩估計(Adam)、AdaMax、Nesterov加速自適應矩估計(Nadam)、AMSGrad。

【0128】 在一些實施例中，用於訓練本文中所描述之神經網路模型之訓練資料可藉由以下操作獲得：(1)合成及/或量測RF假像量測值；(2)合成及/或量測MR量測值；及(3)組合該等所獲得之RF假像量測值與MR量測值以獲得假像損壞之MR資料。繼而，該假像損壞之MR資料(及對應分離假像及MR資料分量)可用於訓練用於抑制MR資料中之假像之一或多個神經網路模型。

【0129】 在一些實施例中，經合成及/或量測之RF假像量測值可表示各種干擾源及/或雜訊源。例如，經合成及/或量測之RF假像量測值可表示藉由一或多個電子器件產生之外部RF干擾，該一或多個電子器件包含(但不限於)電腦、監視器、蜂巢式電話、藍芽器件、醫療器件(例如，EEG、ECG、脈搏血氧儀、心臟監護儀、壓脈帶(blood pressure cuff)等)、變壓器、馬達、泵、風扇及通風機。作為另一實例，經合成及/或量測之RF假像量測值可表示藉由一MRI系統之電力組件及/或磁性組件(例如，梯度線圈、功率放大器等)產生之內部RF干擾。此干擾可以一可預測方式自行表現為依據用於成像之脈衝序列而變化。此干擾可在MRI系統之操作期間使用一或多個脈衝序列有效地量測。作為另一實例，經合成及/或量測之RF假像量測值可表示藉由MR接收器鏈或經成像之主體(或物件)產生之雜訊。

【0130】 在一些實施例中，可使用經組態以直接或間接地擷取存在於一MRI系統之環境中之任何RF假像之任何感測器來獲得RF假像量測

值。此感測器可包含MRI系統感測器自身(例如，一或多個RF線圈)及/或可靠近MRI系統或甚至在其他位置(例如，醫院之其他室)中之任何輔助感測器。

【0131】 在一些實施例中，當MRI系統在具有存在於成像區域中之一主體(或物件)或不具有存在於MRI系統之成像區域中之一主體(或物件)之情況下之一MR獲取期間執行一或多個脈衝序列時，可藉由一或多個感測器獲得RF假像量測值。例如，在一些實施例中，可藉由一或多個感測器在無需發送出任何RF激發脈衝之情況下(此避免產生一MR信號)量測RF假像。

【0132】 在一些實施例中，獲得RF假像量測值之方式可基於一脈衝序列之一或多個特性(例如，取樣率、讀出持續時間、重複時間等)。例如，在一些實施例中，可藉由一或多個感測器以與一所關注脈衝序列一致之一取樣率及讀出持續時間來獲取RF假像量測值。在一些實施例中，連續假像量測之間的重複時間可與該脈衝序列一致且可匹配該脈衝序列之重複時間(TR)。

【0133】 圖4A繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之產生用於訓練抑制MR資料中之假像之一神經網路模型之訓練資料的技術。

【0134】 如圖4A中所展示，產生訓練資料420可包含：產生RF假像量測值、產生MR量測值及使用組合區塊416組合RF假像量測值與MR量測值以獲得訓練資料420。

【0135】 在一些實施例中，產生RF假像量測值可包含合成RF假像量測值412 (例如，使用一或多個產生式統計模型、一或多個基於物理之模型等)。在一些實施例中，產生RF假像量測值可包含使用一或多個感測

器402以獲得RF假像量測值408。

【0136】 在一些實施例中，產生MR量測值可包含合成MR量測值410（例如，使用一或多個產生式統計模型、一或多個基於物理之模型等）。在一些實施例中，產生MR量測值可包含使用一或多個感測器402以獲得乾淨RF MR量測值406及/或假像損壞之量測值404。量測值可為一實際主體（例如，一患者）及/或一物件（例如，一幻影）之量測值。

【0137】 在一些實施例中，使用感測器402獲得之任何量測值可經預處理。例如，可依任何其他合適方式對量測值進行重新取樣、壓縮、預去雜訊、預白化、濾波、放大及/或預處理。

【0138】 在一些實施例中，可經由域變換418將MR量測值及RF假像量測值變換至任何合適域。例如，可使用分析或學習變換（例如，傅立葉變換、小波變換等）將量測值變換成任何其他域。

【0139】 在一些實施例中，在收集訓練資料之後，假像損壞之資料（輸入）係與其乾淨版本（目標）配對且用於使用上述最佳化演算法之任一者估計一神經網路模型之參數。

【0140】 圖4B展示根據本文中所描述之技術之一些實施例之產生用於訓練抑制MR資料中之假像之一神經網路模型之訓練資料的一闡釋性實例。

【0141】 圖5係一MRI系統500之例示性組件的一方塊圖。在圖5之闡釋性實例中，MRI系統500包括工作站504、控制器506、脈衝序列儲存器508、電力管理系統510及磁性組件520。應瞭解，系統500係闡釋性的，且除圖5中所繪示之組件之外或代替圖5中所繪示之組件，一MRI系統亦可具有任何合適類型之一或多個其他組件。

【0142】 如圖5中所繪示，磁性組件520包括 B_0 磁鐵522、勻場線圈524、RF傳輸及接收線圈526以及梯度線圈528。 B_0 磁鐵522可用於至少部分產生主磁場 B_0 。 B_0 磁鐵522可為可產生一主磁場(例如，大約0.2 T或更小之一低場強度)之任何合適類型之磁鐵，且可包含一或多個 B_0 線圈、校正線圈等。勻場線圈524可用於促進(若干)磁場以改良藉由磁鐵522產生之 B_0 場之均勻性。梯度線圈528可經配置以提供梯度場且(例如)可經配置以在三個實質上正交方向(X、Y、Z)上產生磁場之梯度以定位引發MR信號之處。

【0143】 RF傳輸及接收線圈526可包括可用於產生RF脈衝以引發一磁場 B_1 之一或多個傳輸線圈。該(等)傳輸/接收線圈可經組態以產生經組態以激發一主體中之一MR回應之任何合適類型之RF脈衝且偵測經發射之所得MR信號。RF傳輸及接收線圈526可包含一或多個傳輸線圈及一或多個接收線圈。傳輸/接收線圈之組態隨實施方案而改變且可包含用於傳輸及接收兩者之一單一線圈、用於傳輸及接收之分離線圈、用於傳輸及/或接收之多個線圈或任何組合以達成單通道或平行MRI系統。因此，傳輸/接收磁性組件通常被稱為Tx/Rx或Tx/Rx線圈以大體上係指用於一MRI系統之傳輸及接收組件之各種組態。

【0144】 磁性組件520之各者可具有任何合適類型且可依任何合適方式建構。例如，在一些實施例中， B_0 磁鐵522可為一電磁鐵或一永久磁鐵(例如，如下文參考圖6、圖7及圖8A至圖8B所描述)。作為另一實例，在一些實施例中，一或多個磁性組件520(例如，勻場線圈524及/或梯度線圈528)可使用層壓技術製造。

【0145】 電力管理系統510包含用以將操作電力提供至低場MRI系

統500之一或多個組件之電子器件。例如，電力管理系統510可包含提供合適操作電力以供能給低場MRI系統500之組件且操作該等組件所需之一或多個電源供應器、梯度功率放大器、傳輸線圈放大器及/或任何其他合適功率電子器件。

【0146】 如圖5中所繪示，電力管理系統510包括電源供應器512、(若干)放大器514、傳輸/接收切換器516及熱管理組件518。電源供應器512包含用以將操作電力提供至低場MRI系統500之磁性組件520之電子器件。例如，在一些實施例中，電源供應器512可包含用以將操作電力提供至產生用於低場MRI系統之主磁場之一或多個 B_0 線圈(例如， B_0 磁鐵522)、一或多個勻場線圈524及/或一或多個梯度線圈528的電子器件。在一些實施例中，電源供應器512可為一單極、連續波(CW)電源供應器，然而，可使用任何合適電源供應器。傳輸/接收切換器516可用於選擇是否操作RF傳輸線圈或RF接收線圈。

【0147】 在一些實施例中，(若干)放大器514可包含：一或多個RF接收(Rx)前置放大器，其或其等放大藉由一或多個RF接收線圈(例如，線圈524)偵測之MR信號；一或多個RF傳輸(Tx)放大器，其或其等經組態以將電力提供至一或多個RF傳輸線圈(例如，線圈526)；一或多個梯度功率放大器，其或其等經組態以將電力提供至一或多個梯度線圈(例如，梯度線圈528)；及一或多個勻場放大器，其或其等經組態以將電力提供至一或多個勻場線圈(例如，勻場線圈524)。

【0148】 在一些實施例中，熱管理組件518對低場MRI系統500之組件提供冷卻且可經組態以藉由促進將藉由低場MRI系統500之一或多個組件產生之熱能傳送遠離該等組件而完成此。熱管理組件518可包含(但不限

於)執行基於水或基於空氣之冷卻之組件，其等可與產生熱量之MRI組件(包含但不限於， B_0 線圈、梯度線圈、勻場線圈及/或傳輸/接收線圈)整合或緊鄰配置。熱管理組件518可包含任何合適熱量傳送介質(包含但不限於空氣及水)以將熱量傳送遠離低場MRI系統500之組件。

【0149】如圖5中所繪示，低場MRI系統500包含控制器506(亦被稱為一控制台)，其具有用於將指令發送至電力管理系統510及自電力管理系統510接收資訊之控制電子器件。控制器506可經組態以實施一或多個脈衝序列，該一或多個脈衝序列係用於判定發送至電力管理系統510以依一所要序列操作磁性組件520之指令。例如，控制器506可經組態以控制電力管理系統510以根據一平衡穩態自由進動(bSSFP)脈衝序列、一低場梯度回波脈衝序列、一低場自旋回波脈衝序列、一低場反轉恢復脈衝序列、動脈自旋標記、漫射加權成像(DWI)及/或任何其他合適脈衝序列操作磁性組件520。控制器506可實施為硬體、軟體或硬體與軟體之任何合適組合，此係因為本文中所提供之本發明之態樣在此方面不受限制。

【0150】在一些實施例中，控制器506可經組態以藉由獲得關於來自脈衝序列儲存庫508之脈衝序列之資訊而實施一脈衝序列，該脈衝序列儲存庫508儲存一或多個脈衝序列之各者之資訊。藉由脈衝序列儲存庫508儲存之用於一特定脈衝序列之資訊可為容許控制器506實施該特定脈衝序列之任何合適資訊。例如，儲存於脈衝序列儲存庫508中之用於一脈衝序列之資訊可包含用於根據該脈衝序列操作磁性組件520之一或多個參數(例如，用於操作RF傳輸及接收線圈526之參數、用於操作梯度線圈528之參數等)、根據該脈衝序列操作電力管理系統510之一或多個參數、包括在藉由控制器506執行時引起控制器506控制系統500以根據脈衝序列操作

之指令之一或多個程式，及/或任何其他合適資訊。儲存於脈衝序列儲存庫508中之資訊可儲存於一或多個非暫時性儲存媒體上。

【0151】如圖5中所繪示，在一些實施例中，控制器506可與經程式化以處理經接收之MR資料(在一些實施例中，其可為感測器或空間頻率域MR資料)之運算器件504互動。例如，運算器件504可處理經接收之MR資料以使用任何合適(若干)影像重建程序(包含使用本文中所描述之利用神經網路模型以自輸入MR資料產生MR影像之技術之任一者)來產生一或多個MR影像。例如，運算器件504可執行本文中參考圖3所描述之程序之任一者。控制器506可將關於一或多個脈衝序列之資訊提供至運算器件504以藉由該運算器件處理資料。例如，控制器506可將關於一或多個脈衝序列之資訊提供至運算器件504且該運算器件可至少部分基於該經提供之資訊而執行一影像重建程序。

【0152】在一些實施例中，運算器件504可為經組態以處理所獲取之MR資料且產生經成像之主體之一或多個影像的任何電子器件或若干電子器件。在一些實施例中，運算器件504可包含一固定電子器件，諸如一桌上型電腦、一伺服器、一機架安裝電腦或任何其他合適固定電子器件(其可經組態以處理MR資料且產生經成像之主體之一或多個影像)。替代性地，運算器件504可為一可攜式器件，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資料且產生經成像之主體之一或多個影像之任何其他可攜式器件。在一些實施例中，運算器件504可包括任何合適類型之多個運算器件，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。

【0153】在一些實施例中，一使用者502可與運算器件504互動以控

制低場MR系統500之態樣(例如，程式化系統500以根據一特定脈衝序列操作，調整系統500之一或多個參數等)及/或觀看藉由低場MR系統500獲得之影像。根據一些實施例，運算器件504與控制器506形成一單個控制器，而在其他實施例中，運算器件504及控制器506各包括一或多個控制器。應瞭解，藉由運算器件504及控制器506執行之功能性可依任何方式分佈遍及一或多個控制器之任何組合，此係因為本文中所描述之技術之態樣並不限於與任何特定實施方案或架構一起使用。

【0154】 圖6及圖7繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之一 B_0 磁鐵的雙平面永久磁鐵組態。圖6繪示根據一些實施例之一永久 B_0 磁鐵600。在所繪示之實施例中， B_0 磁鐵600係藉由配置成一雙平面幾何形狀之永久磁鐵610a及610b以及一軛620形成，該軛620擷取藉由該等永久磁鐵產生之電磁通量且將通量傳送至相對永久磁鐵以增加永久磁鐵610a與610b之間的通量密度。永久磁鐵610a及610b之各者係由複數個同心永久磁環形成。特定言之，如圖6中可見，永久磁鐵610b包括永久磁鐵之一外環614a、永久磁鐵之一中環614b、永久磁鐵之一內環614c及處於中心之一永久磁盤614d。儘管展示具有四個同心永久磁環，然永久磁鐵610b (及永久磁鐵610a)可具有任何合適數目個永久磁環，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。永久磁鐵610a可實質上與永久磁鐵610b相同地形成且(例如)包括與永久磁鐵610b相同之永久磁環組。

【0155】 可取決於系統之設計要求來選擇所使用之永久磁鐵材料。例如，根據一些實施例，永久磁鐵(或其等之某一部分)可由NdFeB製成，NdFeB一旦經磁化便產生具有每單位體積之材料之一相對較高磁場之一磁場。在一些實施例中，使用SmCo材料以形成永久磁鐵或其等之某一部

分。雖然NdFeB產生較高場強度(且一般而言比SmCo便宜)，但SmCo展現較少熱漂移且因此在面對溫度波動時提供更穩定磁場。亦可使用其他類型之(若干)永久磁鐵材料，此係因為本文中所描述之技術之態樣在此方面不受限制。一般而言，所利用之類型或若干類型之永久磁鐵材料將至少部分取決於一給定 B_0 磁鐵實施方案之場強度、溫度穩定性、重量、成本及/或使用便利性要求。

【0156】 在一些實施例中，永久磁環係經設定大小及配置以在永久磁鐵610a與610b之間的成像區域(視場)中產生具有一所要強度之一均勻場。在圖6A中所繪示之例示性實施例中，各永久磁環包括複數個區段，各區段使用在徑向方向上堆疊之複數個永久磁塊形成且圍繞周邊彼此相鄰定位以形成各自環。發明者已瞭解，藉由(在切向於環之方向上)改變各永久磁鐵之寬度，可達成有用空間之較少浪費同時使用較少材料。例如，可藉由(例如)依據塊體之徑向位置而改變塊體之寬度來減少堆疊之間不產生有用磁場之空間，從而容許更緊密裝配以減少浪費空間且最大化可在一給定空間中產生之磁場量。亦可以任何所要方式改變塊體之尺寸以促進產生具有所要強度及均勻性之一磁場。例如，在一些實施例中，不同環之塊體之高度可彼此不同及/或一特定環內之一或多個塊體之高度可彼此不同以便達成具有所要強度及均勻性之一磁場。

【0157】 如圖6中所展示， B_0 磁鐵600進一步包括軛620，該軛620經組態及配置以擷取藉由永久磁鐵610a及610b產生之磁通量且將該磁通量引導至 B_0 磁鐵之相對側以增加永久磁鐵610a與610b之間的通量密度，從而增加 B_0 磁鐵之視場內之場強度。藉由擷取磁通量及將其引導至永久磁鐵610a與610b之間的區域，可使用較少永久磁鐵材料來達成一所要場強

度，藉此減小 B_0 磁鐵600之大小、重量及成本。替代性地，對於給定永久磁鐵，可增加場強度，因此在不使用增加量之永久磁鐵材料之情況下改良系統之SNR。對於例示性 B_0 磁鐵600，軛620包括一框架622以及板624a及624b。板624a及624b可擷取藉由永久磁鐵610a及610b產生之磁通量且將該磁通量引導至框架622以經由該軛之磁返回路徑(magnetic return path)循環以增加 B_0 磁鐵之視場中之通量密度。軛620可由任何所要鐵磁材料(例如，低碳鋼、CoFe及/或矽鋼等)構成以針對軛提供所要磁性性質。在一些實施例中，板624a及624b (及/或框架622或其之部分)可在其中梯度線圈可最普遍引發渦流之區域中由矽鋼或類似者構成。

【0158】 例示性框架622包括分別附接至板624a及624b之臂623a及623b，及針對藉由永久磁鐵產生之通量提供磁返回路徑之支撐件625a及625b。該等臂通常經設計以減少支撐永久磁鐵所需之材料量同時針對用於藉由永久磁鐵產生之磁通量之返回路徑提供足夠橫截面。框架622具有在用於藉由 B_0 磁鐵產生之 B_0 場之一磁返回路徑內之兩個支撐件。支撐件625a及625b經產生為具有在其等之間形成之一間隙627，從而提供框架之穩定性及/或結構之輕度之一量度同時對藉由永久磁鐵產生之磁通量提供足夠橫截面。例如，磁通量之返回路徑所需之橫截面可在兩個支撐結構之間劃分，因此提供一足夠返回路徑同時增加框架之結構完整性。

【0159】 圖7繪示根據一些實施例之一 B_0 磁鐵700。 B_0 磁鐵2200可與圖6中所繪示之 B_0 磁鐵600共用設計組件。特定言之， B_0 磁鐵700係藉由配置成一雙平面幾何形狀之永久磁鐵710a及710b與一軛720形成，該軛720耦合至永久磁鐵710a及710b以擷取藉由該等永久磁鐵產生之電磁通量且將該通量傳送至相對永久磁鐵以增加永久磁鐵710a與710b之間的通量密

度。永久磁鐵710a及710b之各者係由複數個同心永久磁鐵形成，如藉由包括永久磁鐵之一外環714a、永久磁鐵之一中環714b、永久磁鐵之一內環714c及處於中心之一永久磁盤714d之永久磁鐵710b所展示。永久磁鐵710a可包括與永久磁鐵710b相同之永久磁鐵元件組。可取決於系統之設計要求來選擇所使用之永久磁鐵材料(例如，取決於所要性質之NdFeB、SmCo等)。

【0160】 永久磁環係經設定大小及配置以在永久磁鐵710a與710b之間的中心區域(視場)中產生具有一所要強度之一均勻場。在圖7之例示性實施例中，各永久磁環包括經設定大小及定位以產生一所要 B_0 磁場之複數個圓弧區段。以類似於圖6中所繪示之軛620之一方式，軛720經組態及配置以擷取藉由永久磁鐵710a及710b產生之磁通量且將該磁通量引導至 B_0 磁鐵之相對側以增加永久磁鐵710a與710b之間的通量密度。軛720藉此在較少永久磁鐵材料的情況下增加 B_0 磁鐵之視場內之場強度，從而減小 B_0 磁鐵之大小、重量及成本。軛720亦包括一框架722以及板724a及724b，此以類似於上文結合軛720所描述之方式之一方式擷取藉由永久磁鐵710a產生之磁通量且經由軛之磁返回路徑使該磁通量循環以增加 B_0 磁鐵之視場中之通量密度。軛720之結構可類似於上文所描述之結構以提供足以適應藉由永久磁鐵產生之磁通量之材料且提供足夠穩定性，同時最小化用於(例如)降低 B_0 磁鐵之成本及重量之材料量。

【0161】 因為永久 B_0 磁鐵一旦被磁化便將產生其自身之持久磁場，所以並不需要電力來操作該永久 B_0 磁鐵以產生其磁場。因此，透過使用一永久磁鐵(例如，如與需要電力之一電磁鐵相反)而消除一MRI系統之總電力消耗之一重要(通常主導)貢獻者，從而促進可使用市電(例如，經由一

標準壁式插座或常見大型家用電器插座)供電之一MRI系統之開發。如上文所描述，發明者已開發可部署於幾乎任何環境中且可被帶至將經歷一成像程序之患者之低功率、可攜式低場MRI系統。以此方式，急診室、重症監護室、手術室及眾多其他位置中之患者可在其中MRI習知不可用之境況中受益於MRI。

【0162】圖8A及圖8B繪示根據本文中所描述之技術之一些實施例之一可攜式MRI系統800的視圖。可攜式MRI系統800包括部分藉由一上磁鐵810a及一下磁鐵810b形成之一 B_0 磁鐵810，該 B_0 磁鐵810具有耦合至其以增加成像區域內之通量密度之一軛820。 B_0 磁鐵810可連同梯度線圈815(例如，描述於標題為「Low Field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus」且於2015年9月4日申請之美國申請案第14/845,652號中之梯度線圈之任一者，該案之全文以引用的方式併入本文中)一起容置於磁鐵外殼812中。在一些實施例中， B_0 磁鐵810包括一電磁鐵。在一些實施例中， B_0 磁鐵810包括一永久磁鐵(例如，描述於標題為「LOW-FIELD MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHODS AND APPARATUS」、於2017年6月30日申請之美國申請案第15/640,369號中之任何永久磁鐵，該案之全文以引用的方式併入本文中)。例如，在一些實施例中， B_0 磁鐵810可為參考圖6所描述之永久磁鐵600或參考圖7所描述之永久磁鐵700。

【0163】闡釋性可攜式MRI系統800進一步包括容置操作該MRI系統之電子器件之一基座850。例如，基座850可容置電子器件，包含(但不限於)一或多個梯度功率放大器、一系統上電腦、一電力分佈單元、一或多個電源供應器，及/或經組態以使用市電(例如，經由至一標準壁式插座

及/或一大型電器插座之一連接件)操作MRI系統之任何其他電源組件。例如，基座870可容置低功率組件(諸如本文中所描述之低功率組件)，從而使可攜式MRI系統至少部分能夠自現成的壁式插座供電。因此，可攜式MRI系統800可被帶至患者且插入至他或她附近之一壁式插座中。

【0164】 可攜式MRI系統800進一步包括可敞開及閉合且可以各種組態定位之可移動滑動件860。滑動件860包含電磁屏蔽865 (其可由任何合適導電或磁性材料製成)，該電磁屏蔽865用以形成使在可攜式MRI系統之操作環境中之電磁雜訊衰減以屏蔽成像區域使之免受至少一些電磁雜訊影響之一可移動屏蔽件。如本文中所使用，術語電磁屏蔽係指經組態以使所關注之一頻譜中之電磁場衰減且經定位或配置以屏蔽所關注之一空間、物件及/或組件之導電或磁性材料。在一MRI系統之背景中，電磁屏蔽可用於屏蔽MRI系統之電子組件(例如，電源組件、電纜等)，屏蔽MRI系統之成像區域(例如，視場)或兩者。

【0165】 由電磁屏蔽達成之衰減程度取決於許多因素，包含所使用之材料之類型、材料厚度、期望或需要電磁屏蔽之頻譜、電磁屏蔽中之孔隙之大小及形狀(例如，一導電網中之空間的大小、未屏蔽部分或屏蔽之間隙之大小等)及/或孔隙相對於一入射電磁場之定向。因此，電磁屏蔽一般係指用以使至少某一電磁輻射衰減且經定位以藉由使至少某一電磁輻射衰減而至少部分屏蔽一給定空間、物件或組件之任何導電或磁性障壁。

【0166】 應瞭解，期望屏蔽(電磁場之衰減)之頻譜可取決於所屏蔽之內容而不同。例如，用於特定電子組件之電磁屏蔽可經組態以使不同於用於MRI系統之成像區域之電磁屏蔽之頻率衰減。關於成像區域，所關注之頻譜包含影響(influence、impact) 及/或劣化MRI系統激發及偵測一MR

回應之能力之頻率。一般而言，用於一MRI系統之成像區域之所關注頻譜對應於約為接收系統經組態以偵測或能夠偵測之一給定 B_0 磁場強度下之標稱操作頻率(即，拉莫頻率)之頻率。此頻譜在本文中被稱為MRI系統之操作頻譜。因此，對操作頻譜提供屏蔽之電磁屏蔽係指經配置或定位以使至少在用於MRI系統之一成像區域之至少一部分之操作頻譜內之頻率衰減之導電或磁性材料。

【0167】 在圖8A及圖8B中所繪示之可攜式MRI系統800中，可移動屏蔽件因此可經組態以依不同配置提供屏蔽，該等配置可視需要調整以適應患者、接近患者，及/或根據一給定成像協定。例如，對於一成像程序(例如，一大腦掃描)，一旦患者已定位，便可(例如)使用握把862閉合滑動件860以在成像區域周圍(惟容納患者之上部軀幹之開口除外)提供電磁屏蔽865。作為另一實例，對於一成像程序(諸如一膝蓋掃描)，滑動件860可經配置以在兩側上具有容納患者之單腿或雙腿之開口。因此，可移動屏蔽件容許屏蔽組態成適用於成像程序之配置且促進將患者適當地定位於成像區域內。

【0168】 在一些實施例中，可執行包括一或多個雜訊降低及/或補償技術之一雜訊降低系統以抑制未藉由屏蔽865阻擋或充分衰減之至少一些電磁雜訊。特定言之，發明者已開發經組態以抑制、避免及/或拒斥在MRI系統所處之操作環境中之電磁雜訊之雜訊降低系統。根據一些實施例，此等雜訊抑制技術結合可移動屏蔽件一起運作以促進其中可配置滑動件之各種屏蔽組態中之操作。例如，當滑動件960敞開時，增加之電磁雜訊位準將有可能經由開口進入成像區域。因此，雜訊抑制組件將偵測增加之電磁雜訊位準且相應地調適雜訊抑制及/或避免回應。歸因於本文中所

描述之雜訊抑制及/或避免技術之動態本質，雜訊降低系統經組態以回應於變化雜訊條件(包含由可移動屏蔽件之不同配置所引起之雜訊條件)。因此，根據一些實施例之一雜訊降低系統可經組態以與可移動屏蔽件一起操作以依可利用之屏蔽組態之任一者抑制在MRI系統之操作環境中之電磁雜訊，該等屏蔽組態包含實質上無屏蔽之組態(例如，不具有可移動屏蔽件之組態)。

【0169】 為確保可移動屏蔽件無關於其中放置滑動件之配置而提供屏蔽，電墊圈可經配置以提供沿著可移動屏蔽件之周邊之連續屏蔽。例如，如圖8B中所展示，電墊圈867a及867b可提供於滑動件860與磁鐵外殼之間的介面處以維持提供沿著此介面之連續屏蔽。根據一些實施例，電墊圈係鉍指狀件或鉍銅指狀件或類似者(例如，鋁墊圈)，其等在滑動件860移動至圍繞成像區域之所要位置期間及之後維持屏蔽件865與接地之間的電連接。

【0170】 為促進運送，提供一機動組件880以容許(例如)使用提供於MRI系統上或遠離MRI系統之一控制件(諸如一操縱桿或其他控制機構)在不同位置之間驅動可攜式MRI系統。以此方式，可將可攜式MRI系統800運送至患者且操縱至床邊以執行成像。

【0171】 本文中所描述之可攜式MRI系統可自一可攜式電子器件(諸如一筆記本電腦、平板電腦、智慧型電話等)操作。例如，平板電腦875可用於操作可攜式MRI系統以運行所要成像協定及觀看所得影像。平板電腦875可連接至一安全雲端以傳送影像以用於資料共用、遠距醫學及/或對資料集之深度學習。在2015年9月4日申請之標題為「Automatic Configuration of a Low Field Magnetic Resonance Imaging System」之

美國申請案第14/846158號(該案之全文以引用的方式併入本文中)中描述之利用網路連接能力之技術之任一者可結合本文中所描述之可攜式MRI系統一起使用。

【0172】 如上文所描述，圖9A繪示已被運送至一患者之床邊以執行一大腦掃描之一可攜式MRI系統900。圖9B繪示已被運送至一患者之床邊以執行患者之膝蓋之一掃描之可攜式MRI系統900。如圖9B中所展示，滑動件960具有電墊圈867c。

【0173】 應瞭解，圖8A至圖8B及圖9A至圖9B中所繪示之電磁屏蔽件係例示性的且對一MRI系統提供屏蔽並不限於本文中所描述之實例性電磁屏蔽。可使用任何合適材料以任何合適方式實施電磁屏蔽。例如，可使用可提供屏蔽成像區域之一可移動「簾」之導電網、織物等形成電磁屏蔽。可使用作為一固定、可移動或可組態組件耦合至MRI系統以屏蔽成像區域使之免受電磁干擾影響之一或多個導電帶(例如，一或多個導電材料條)形成電磁屏蔽，在下文進一步詳細描述該等導電帶之一些實例。可藉由在外殼之門、滑動件或任何可移動或固定部分中嵌入材料來提供電磁屏蔽。電磁屏蔽件可部署為固定或可移動組件，此係因為態樣在此方面不受限制。

【0174】 圖10係其上可實施本文中所描述之實施例之一闡釋性電腦系統的一圖式。圖10中展示可結合本文中所提供之本發明之實施例之任一者一起使用之一電腦系統1000的一闡釋性實施方案。例如，參考圖3及圖4A所描述之程序可在電腦系統1000上實施及/或使用電腦系統1000實施。作為另一實例，電腦系統1000可用於訓練及/或使用本文中所描述之神經網路統計模型之任一者。電腦系統1000可包含一或多個處理器1002及包

括非暫時性電腦可讀儲存媒體(例如，記憶體1004及一或多個非揮發性儲存媒體1006)之一或多個製品。處理器1002可依任何合適方式控制將資料寫入至記憶體1004及非揮發性儲存器件1006及自記憶體1004及非揮發性儲存器件1006讀取資料，此係因為本文中所提供之本發明之態樣在此方面不受限制。為執行本文中所描述之功能性之任一者，處理器1002可執行儲存於一或多個非暫時性電腦可讀儲存媒體(例如，記憶體1004)中之一或多個處理器可執行指令，該一或多個非暫時性電腦可讀儲存媒體可用作儲存藉由處理器1002執行之處理器可執行指令之非暫時性電腦可讀儲存媒體。

【0175】 因此，在已描述本發明中所闡述之技術之若干態樣及實施例的情況下，應瞭解，熟習此項技術者將易於想到各種變更、修改及改良。此等變更、修改及改良意欲落於本文中所描述之技術之精神及範疇內。例如，一般技術者將易於設想用於執行功能及/或獲得結果及/或本文所描述之優點之一或多者之各種其他構件及/或結構，且此等變動及/或修改之各者被認為落於本文中所描述之實施例之範疇內。熟習此項技術者將認識到或能夠確定僅使用常規實驗、本文中所描述之特定實施例之諸多等效物。因此，應瞭解，上述實施例僅藉由實例呈現，且在隨附發明申請專利範圍及其等效物之範疇內可依除特定所描述之方式之外之方式實踐發明實施例。另外，若本文中所描述之兩個或兩個以上特徵、系統、物件、材料、套組及/或方法不相互矛盾，則此等特徵、系統、物件、材料、套組及/或方法之任何組合包含於本發明之範疇內。

【0176】 可依諸多方式之任一者實施上文描述之實施例。涉及程序或方法之效能之本發明之一或多個態樣及實施例可利用可藉由一器件(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控制該等程序或方法之效能的程式指令。就此而言，各種發明概念可體現為使用一或多個程式來編碼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、光碟、光學光碟、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、或其他有形電腦儲存媒體)，該一或多個程式在一或多個電腦或其他處理器上執行時執行實施上文所描述之各項實施例之一或多者之方法。該或該等電腦可讀媒體可為可運送的，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描述之各項態樣。在一些實施例中，電腦可讀媒體可為非暫時性媒體。

【0177】術語「程式」或「軟體」在本文中一般用於指代任何類型之電腦程式碼或電腦可執行指令集，其等可用於程式化一電腦或其他處理器以實施如上所述之各項態樣。此外，應瞭解，根據一態樣，在被執行時執行本發明之方法之一或多個電腦程式無需駐存於一單個電腦或處理器上，而是可依一模組化方式分佈於諸多不同電腦或處理器中以實施本發明之各項態樣。

【0178】電腦可執行指令可呈藉由一或多個電腦或其他器件執行之諸多形式，諸如程式模組。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、物件、組件、資料結構等。通常，可在各項實施例中視需要組合或分佈程式模組之功能性。

【0179】又，可將資料結構以任何合適形式儲存於電腦可讀媒體中。為簡化圖解說明，可將資料結構展示為具有透過資料結構中之位置而相關之欄位。同樣地，可藉由使用一電腦可讀媒體中之位置(該等位置傳

達欄位之間的關係)來將儲存器指派給欄位而達成此等關係。然而，任何合適機構可用於建置一資料結構之欄位中之資訊之間的一關係，包含透過使用建置資料元素之間的關係之指針、標籤或其他機構。

【0180】 在實施於軟體中時，軟體程式碼可執行於任何合適處理器或處理器集合上，而無論其係提供於一單個電腦中或分佈於多個電腦中。

【0181】 此外，應瞭解，一電腦可體現為諸多形式之任一者，諸如(舉非限制性實例)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。此外，一電腦可嵌入於一般不被視為一電腦但具有合適處理能力之一器件(其包含一個人數位助理(PDA)、一智慧型電話或任何其他合適之可攜式或固定電子器件)中。

【0182】 又，一電腦可具有一或多個輸入及輸出器件。此等器件可尤其用於呈現一使用者介面。可用於提供一使用者介面之輸出器件之實例包含用於輸出之視覺呈現之印表機或顯示螢幕及用於輸出之聽覺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標器件，諸如滑鼠、觸控板及數位化輸入板。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。

【0183】 此等電腦可由呈任何合適形式之一或多個網路(其包含一區域網路或一廣域網路，諸如一企業內部網路及智慧型網路(IN)或網際網路)互連。此等網路可基於任何合適技術且可根據任何合適協定而操作，且可包含無線網路、有線網路或光纖網路。

【0184】 又，如所描述，一些態樣可體現為一或多個方法。可使作為方法之部分執行之動作依任何合適方式排序。因此，可建構其中依不同於所繪示之順序的一順序執行動作之實施例，該順序可包含同時執行一些

動作，即使該等動作在闡釋性實施例中被展示為循序動作。

【0185】 如本文中所定義及所使用，所有定義應被理解為控制字典定義、以引用之方式併入之文件中之定義、及/或定義術語之普通含義。

【0186】 除非明確相反指示，否則如本文在說明書及發明申請專利範圍中所使用，不定冠詞「一」及「一個」應被理解為意謂「至少一個」。

【0187】 如本文在說明書及發明申請專利範圍中所使用，片語「及/或」應被理解為意謂所結合元件之「任一者或兩者」，即，在一些情況中結合地呈現且在其他情況中分離地呈現之元件。應依相同方式解釋使用「及/或」列出之多個元件，即，所結合元件之「一或多者」。可視需要存在除由「及/或」子句特定識別之元件之外之其他元件，無論其是否與該等特定識別之元件相關或無關。因此，舉一非限制性實例，涉及「A及/或B」在與開放式用語(諸如「包括」)一起使用時可係指：在一項實施例中，僅A(視需要包含除B之外之元件)；在另一實施例中，僅B(視需要包含除A之外之元件)；在又另一實施例中，A及B兩者(視需要包含其他元件)；等。

【0188】 如本文在說明書及發明申請專利範圍中所使用，涉及一或多個元件之一清單之片語「至少一者」應被理解為意謂選自該元件清單中之元件之任一或多者的至少一元件，但未必包含該元件清單內特定列出之每一元件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：可視需要存在除片語「至少一者」所涉及之該元件清單內特定識別之元件之外之元件，無論其是否與該等特定識別元件相關或無關。因此，舉一非限制性實例，「A及B之至少一者」(或等效地，「A或B之至少一

者」，或等效地，「A及/或B之至少一者」)在一實施例中，可係指至少一(視需要包含一個以上) A，但不存在B (且視需要包含除B之外之元件)；在另一實施例中，可係指至少一(視需要包含一個以上) B，但不存在A (且視需要包含除A之外之元件)；在又另一實施例中，可係指至少一(視需要包含一個以上) A及至少一(視需要包含一個以上) B (且視需要包含其他元件)；等。

【0189】 在發明申請專利範圍以及上文說明書中，所有連接詞(諸如「包括」、「包含」、「攜載」、「具有」、「含有」、「涉及」、「持有」、「組成」及其類似者)應被理解為開放式的，即，意謂「包含(但不限於)」。

僅連接詞「由...組成」及「基本上由...組成」應分別為封閉式或半封閉式連接詞。

【0190】 術語「近似」及「大約」可用於意謂在一些實施例中在一目標值之 $\pm 20\%$ 內，在一些實施例中在一目標值之 $\pm 10\%$ 內，在一些實施例中在一目標值之 $\pm 5\%$ 內，在一些實施例中在一目標值之 $\pm 2\%$ 內。術語「近似」及「大約」可包含該目標值。

【符號說明】

【0191】

100	處理管線/資料處理管線/管線
102	輸入磁共振(MR)資料/輸入磁共振(MR)空間頻率資料/輸入感測器資料/資料/輸入資料
104	預處理階段
106	階段/射頻(RF)干擾移除階段
108	階段/雜訊移除階段

110	重建階段/階段/影像重建階段
112	階段/雜訊移除階段
114	輸出磁共振(MR)影像/磁共振(MR)影像
130	架構
131	輸入
132a	卷積層
132b	卷積層
133	平均池化層
134a	卷積層
134b	卷積層
135	平均池化層
136a	卷積層
136b	卷積層
136c	卷積層/層
137	平均非池化層
138a	卷積層
138b	卷積層/層
139	平均非池化層
140a	卷積層
140b	卷積層
140c	卷積層
141	跳躍連接
142	跳躍連接

145	輸出
150	神經網路部分/架構
151	輸入
152a	卷積層
152b	卷積層/層
153	頻譜池化層
154a	卷積層
154b	卷積層/層
155	頻譜池化層
156a	卷積層
156b	卷積層
156c	卷積層/層
157	頻譜非池化層
158a	卷積層
158b	卷積層/層
159	頻譜非池化層
160a	卷積層
160b	卷積層
160c	卷積層
161	跳躍連接
162	跳躍連接
165	輸出
170	高解析度特徵

172	權重
174	低解析度特徵
176	零填補區塊
178	權重
180	輸出
300	程序
302	動作
304	動作
306	動作
308	動作
310	動作
402	感測器
404	假像損壞之量測值
406	乾淨射頻(RF) 磁共振(MR)量測值
408	射頻(RF)假像量測值
410	磁共振(MR)量測值
412	射頻(RF)假像量測值
416	組合區塊
418	域變換
420	訓練資料
500	磁共振成像(MRI)系統/系統/低場磁共振成像(MRI)系統/低 場磁共振(MR)系統
502	使用者

504	工作站/運算器件
506	控制器
508	脈衝序列儲存器/脈衝序列儲存庫
510	電力管理系統
512	電源供應器
514	放大器
516	傳輸/接收切換器
518	熱管理組件
520	磁性組件
522	B ₀ 磁鐵
524	勻場線圈/線圈
526	RF傳輸及接收線圈/線圈
528	梯度線圈
600	永久B ₀ 磁鐵/B ₀ 磁鐵/永久磁鐵
610a	永久磁鐵
610b	永久磁鐵
614a	永久磁鐵之外環
614b	永久磁鐵之中環
614c	永久磁鐵之內環
614d	永久磁盤
620	軛
622	框架
623a	臂

623b	臂
624a	板
624b	板
625a	支撐件
625b	支撐件
627	間隙
700	B ₀ 磁鐵/永久磁鐵
710a	永久磁鐵
710b	永久磁鐵
714a	永久磁鐵之外環
714b	永久磁鐵之中環
714c	永久磁鐵之內環
714d	永久磁盤
720	軛
722	框架
724a	板
724b	板
800	可攜式磁共振成像(MRI)系統
810	B ₀ 磁鐵
810a	上磁鐵
810b	下磁鐵
812	磁鐵外殼
815	梯度線圈

820	軛
850	基座
860	可移動滑動件/滑動件
862	握把
865	電磁屏蔽/屏蔽/屏蔽件
867a	電墊圈
867b	電墊圈
867c	電墊圈
870	基座
875	平板電腦
880	機動組件
900	可攜式磁共振成像(MRI)系統
960	滑動件
1000	電腦系統
1002	處理器
1004	記憶體
1006	非揮發性儲存媒體/非揮發性儲存器件

【發明申請專利範圍】

【第1項】

一種方法，其包括：

使用一磁共振成像(MRI)系統之至少一射頻(RF)線圈獲得輸入磁共振(MR)資料；及

至少部分藉由使用一神經網路模型抑制輸入MR資料中之至少一假像而自該輸入MR資料產生一MR影像。

【第2項】

如請求項1之方法，其中該至少一假像包括RF干擾，且其中該產生包括使用該神經網路模型抑制該RF干擾。

【第3項】

如請求項2之方法，其中該RF干擾包括藉由該MRI系統外部之一器件產生之外部RF干擾。

【第4項】

如請求項3之方法，其中該MRI系統外部之該器件包含定位於與該MRI系統相同之一室中之一醫療器件。

【第5項】

如請求項2之方法，其中該MRI系統包含一成像區域，且其中該RF干擾包括藉由該MRI系統之定位於該成像區域外部之至少一組件產生之內部RF干擾。

【第6項】

如請求項5之方法，其中該MRI系統之該至少一組件包含該MRI系統之一或多個磁性組件。

【第7項】

如請求項6之方法，其中該MRI系統之該一或多個磁性組件包含該MRI系統之一梯度線圈。

【第8項】

如請求項1或2之方法，其中該至少一假像包含藉由一MR接收器鏈中之電路產生之雜訊及/或藉由經成像之一主體或物件產生之雜訊。

【第9項】

如請求項1或2之方法，

其中該神經網路模型包括經組態以處理一空間頻率域中之資料之一第一神經網路部分；且

其中使用該神經網路模型抑制該輸入MR資料中之該至少一假像包括用該第一神經網路部分處理自該輸入MR資料獲得之空間頻率域資料。

【第10項】

如請求項1或2之方法，

其中該輸入MR資料係在一感測器域中；

其中該神經網路模型包括經組態以處理該感測器域中之資料之一第一神經網路部分；且

其中使用該神經網路模型抑制該輸入MR資料中之該至少一假像包括用該第一神經網路部分處理該輸入MR資料。

【第11項】

如請求項1或2之方法，其中該神經網路模型包括經組態以處理在除該影像域之外之一域中之該輸入MR資料之一第一神經網路部分。

【第12項】

如請求項11之方法，

其中該第一神經網路部分包括一頻譜非池化層，且

其中用該第一神經網路處理該輸入MR資料包括應用該頻譜非池化層。

【第13項】

如請求項12之方法，其中該第一神經網路部分進一步包括一頻譜池化層、複數個卷積層及一跳躍連接。

【第14項】

如請求項10之方法，其中應用該頻譜非池化層包括應用用於組合具有經由一跳躍連接提供之一第一解析度之第一特徵與具有低於該第二解析度之一第二解析度之第二特徵的一逐點乘法層。

【第15項】

如請求項14之方法，其中應用該頻譜非池化層包括在使用該逐點乘法層組合該等第一特徵與該等第二特徵之前零填補該等第二特徵。

【第16項】

如請求項1或2之方法，其中該神經網路模型包括：

一第一神經網路部分，其經組態以抑制RF干擾，該第一神經網路部分包括一或多個卷積層；及

一第二神經網路部分，其經組態以抑制雜訊，該第二神經網路部分包括一或多個卷積層。

【第17項】

如請求項16之方法，其中該神經網路模型進一步包括：

一第三神經網路部分，其經組態以抑制來自使用該輸入MR資料獲得

之影像域資料之雜訊。

【第18項】

如請求項1或2之方法，其中該神經網路包含至少一卷積層。

【第19項】

如請求項1或2之方法，其進一步包括：

在一第一時間段期間使用該MRI系統之該至少一RF線圈獲得RF假像量測值，其中該等RF假像量測值包含RF干擾及/或雜訊之量測值；

在不同於該第一時間段之一第二時間段期間獲得該MRI系統之該成像區域中之一主體之MR量測值；

藉由組合該等RF假像量測值與該主體之該等MR量測值而產生假像損壞之MR資料；及

使用該假像損壞之MR資料訓練該神經網路模型。

【第20項】

如請求項1或2之方法，其進一步包括：

合成RF假像量測值，其中該等RF假像量測值包含RF干擾及/或雜訊之經合成量測值；

獲得該MRI系統之該成像區域中之一主體之MR量測值；

藉由組合該等經合成RF假像量測值與該主體之該等MR量測值而產生假像損壞之MR資料；及

使用該假像損壞之MR資料訓練該神經網路模型。

【第21項】

如請求項1或2之方法，其進一步包括：

使用該MRI系統之該至少一RF線圈獲得RF假像量測值，其中該等RF

假像量測值包含RF干擾及/或雜訊之量測值；

合成一主體MRI系統之MR量測值；

藉由組合該等所獲得之RF假像量測值與該主體之該等經合成MR量測值而產生假像損壞之MR資料；及

使用該假像損壞之MR資料訓練該神經網路模型。

【第22項】

一種系統，其包括：

至少一電腦硬體處理器；及

至少一非暫時性電腦可讀儲存媒體，其儲存處理器可執行指令，該等處理器可執行指令在藉由該至少一電腦硬體處理器執行時引起該至少一電腦硬體處理器執行：

使用一磁共振成像(MRI)系統之至少一射頻(RF)線圈獲得輸入磁共振(MR)資料；及

至少部分藉由使用一神經網路模型抑制輸入MR資料中之至少一假像而自該輸入MR資料產生一MR影像。

【第23項】

至少一種非暫時性電腦可讀儲存媒體，其儲存處理器可執行指令，該等處理器可執行指令在藉由至少一電腦硬體處理器執行時引起該至少一電腦硬體處理器執行：

使用一磁共振成像(MRI)系統之至少一射頻(RF)線圈獲得輸入磁共振(MR)資料；及

至少部分藉由使用一神經網路模型抑制輸入MR資料中之至少一假像而自該輸入MR資料產生一MR影像。

【第24項】

一種磁共振成像(MRI)系統，其包括：

一磁性系統，其包括：

一 B_0 磁鐵，其經組態以提供用於該MRI系統之一 B_0 場；

梯度線圈，其等經組態以提供用於該MRI系統之梯度場；及

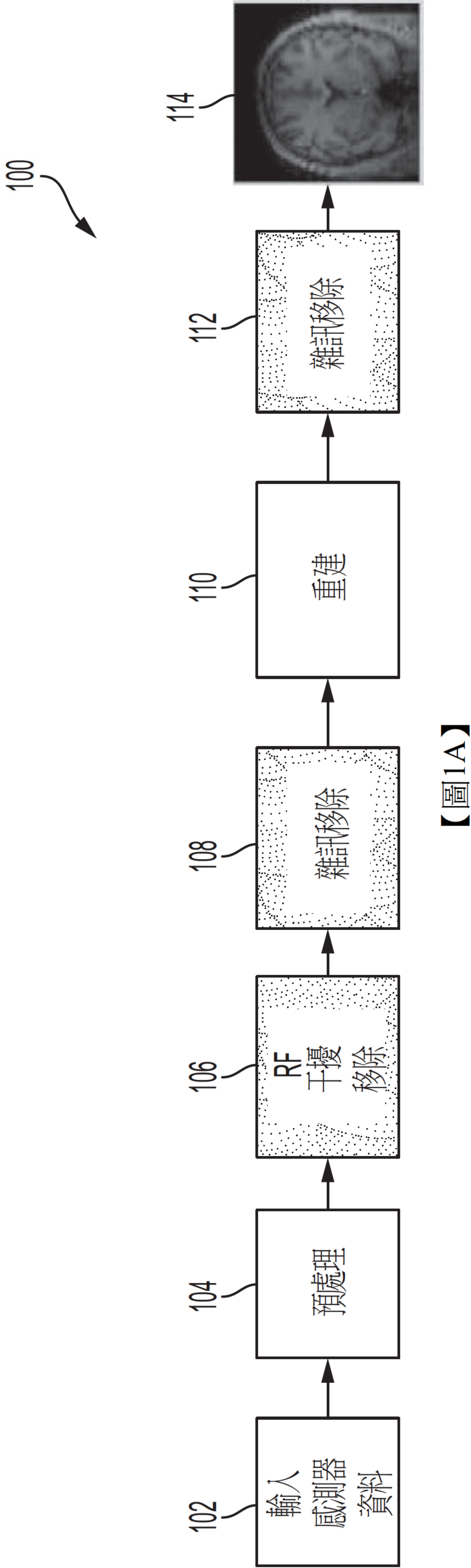
至少一RF線圈，其經組態以偵測磁共振(MR)信號；

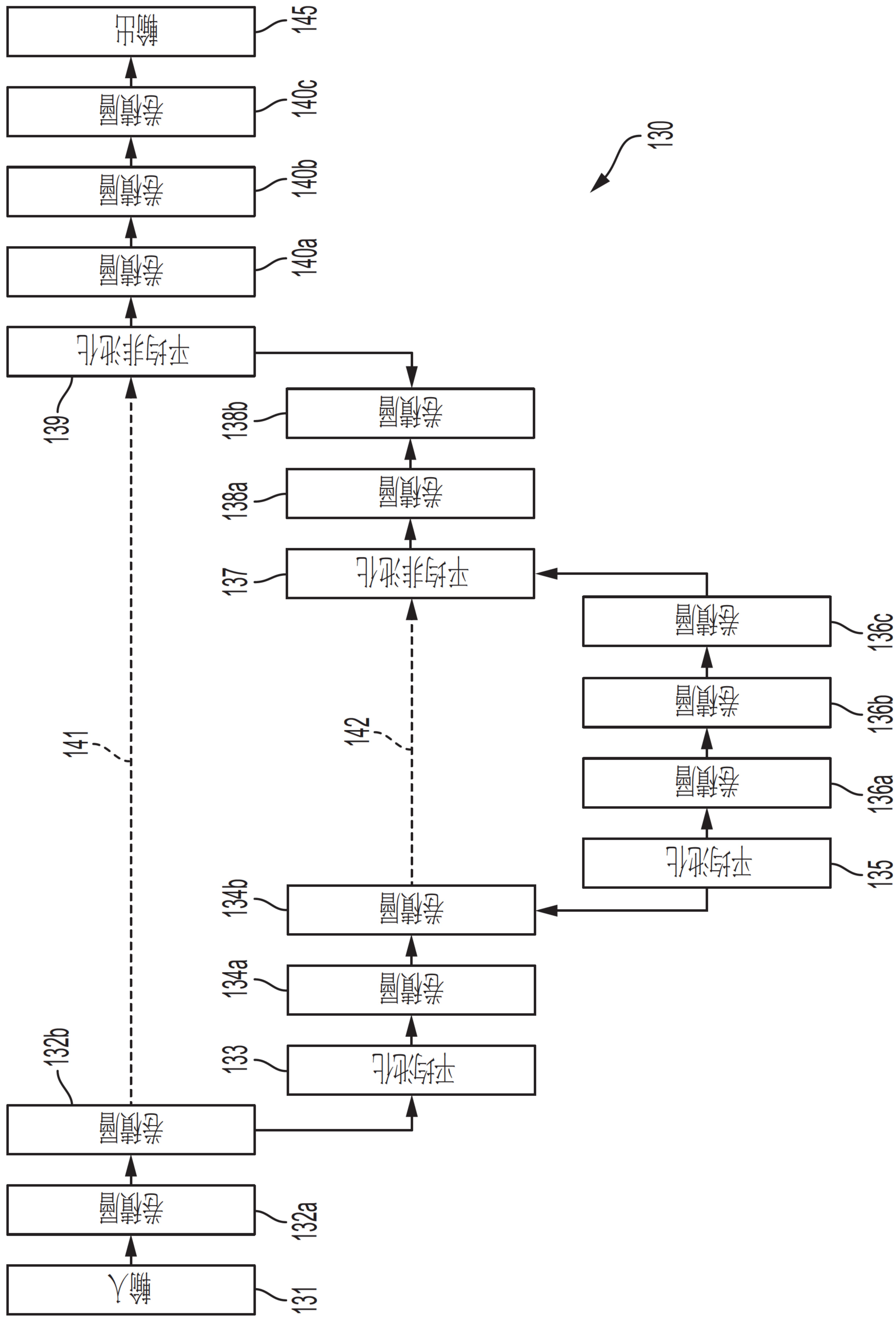
一控制器，其經組態以：

控制該磁性系統以使用該至少一RF線圈獲取輸入MR；及

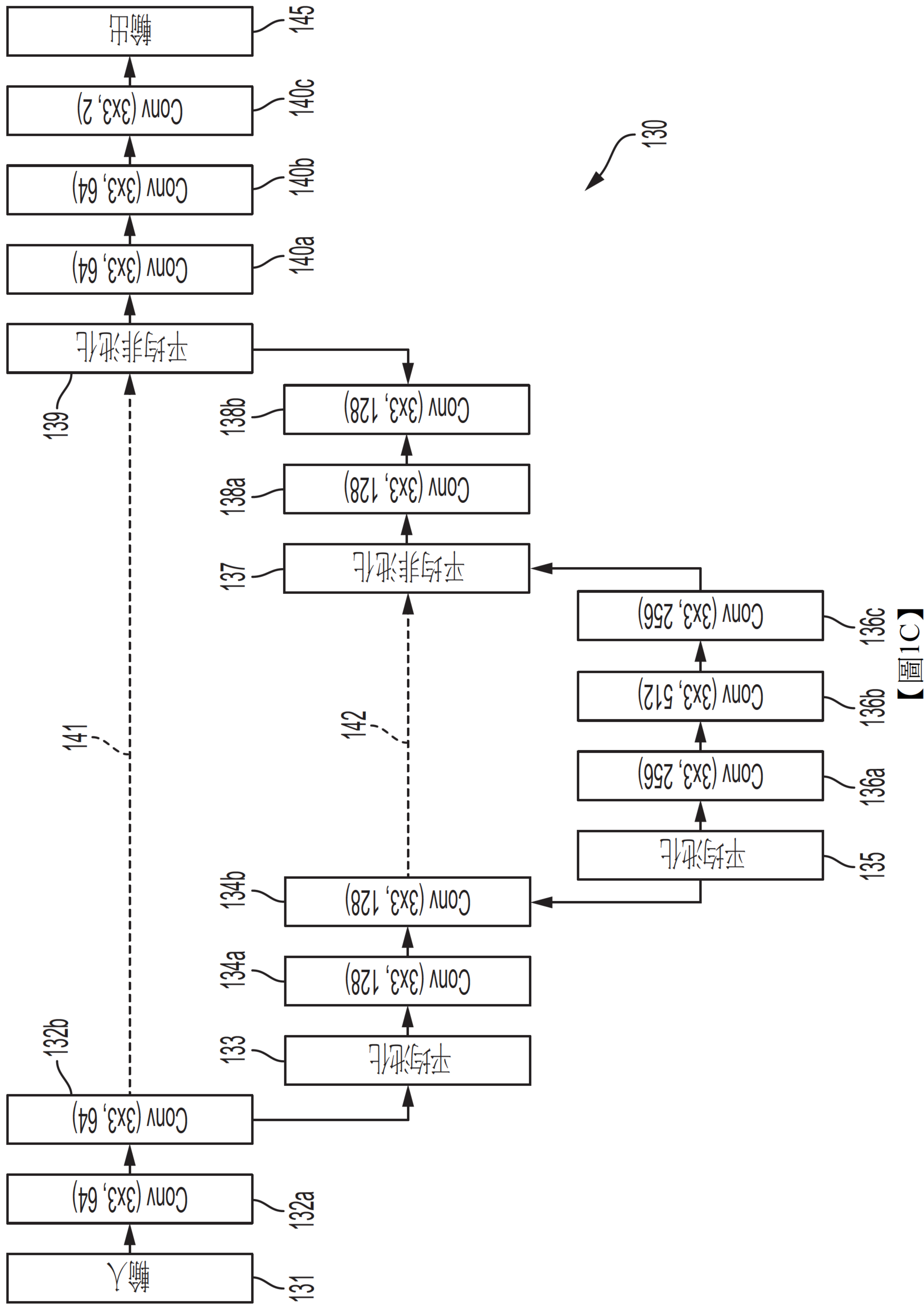
至少部分藉由使用一神經網路模型抑制輸入MR資料中之至少一假像而自該輸入MR資料產生一MR影像。

【發明圖式】

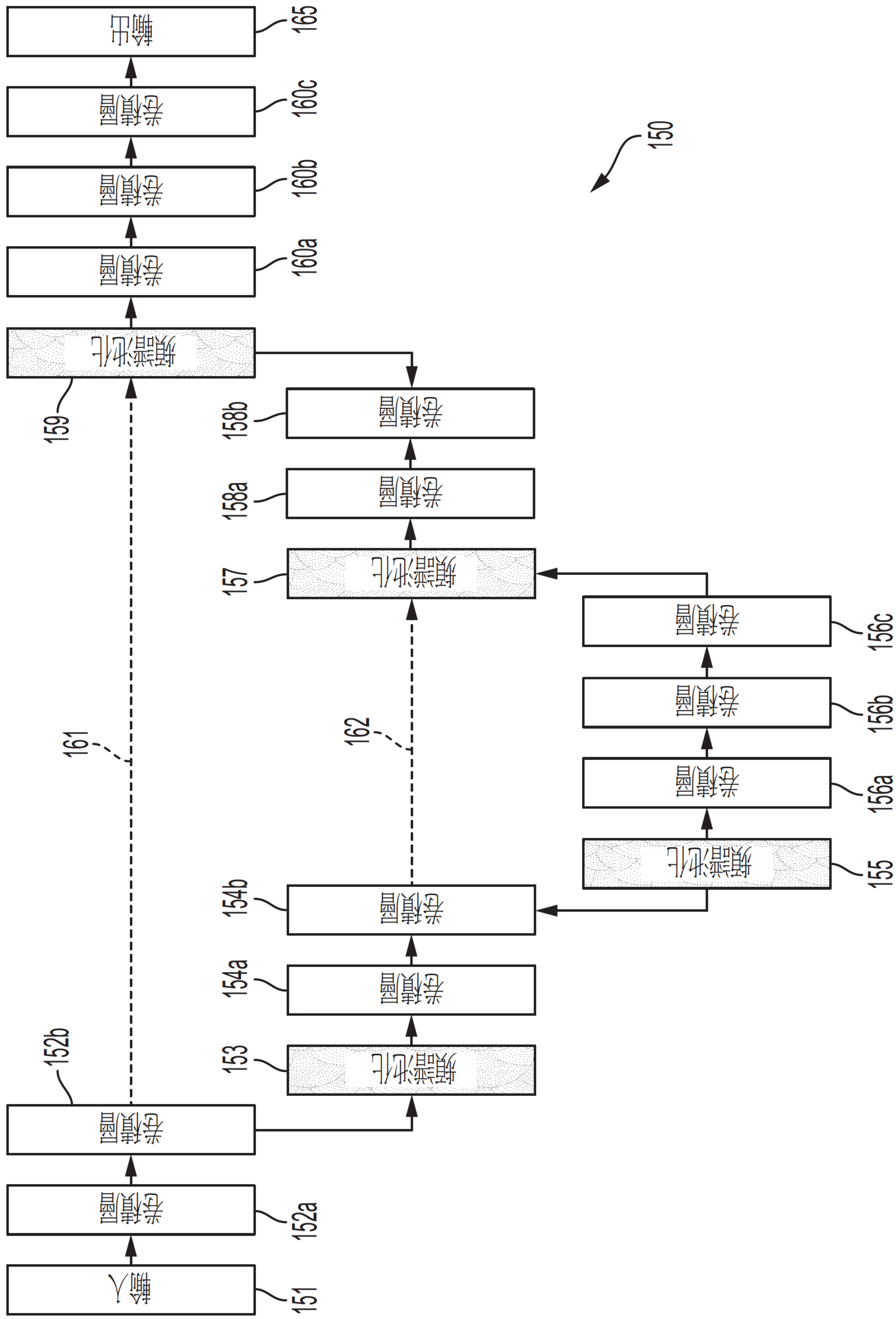




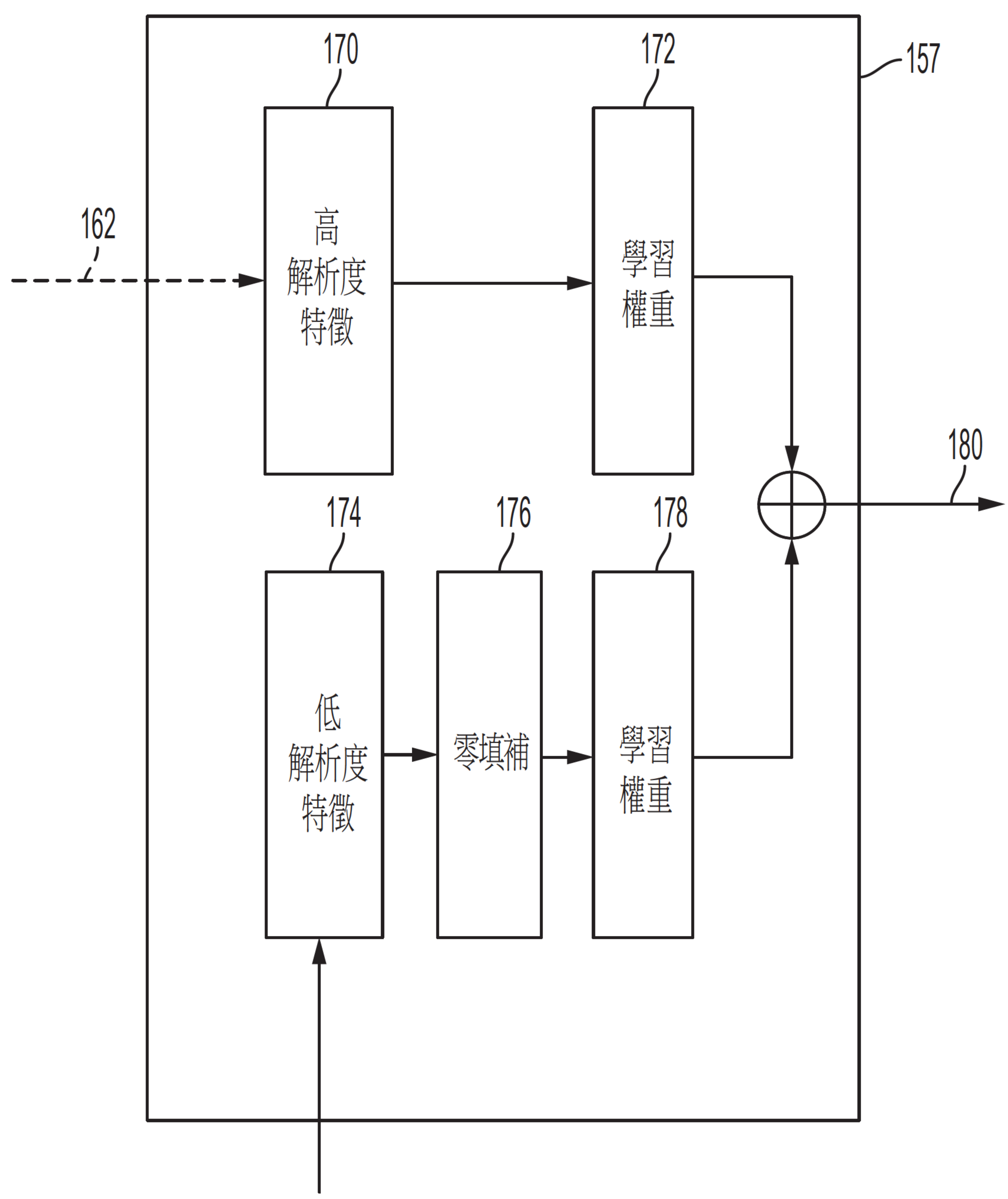
【圖1B】



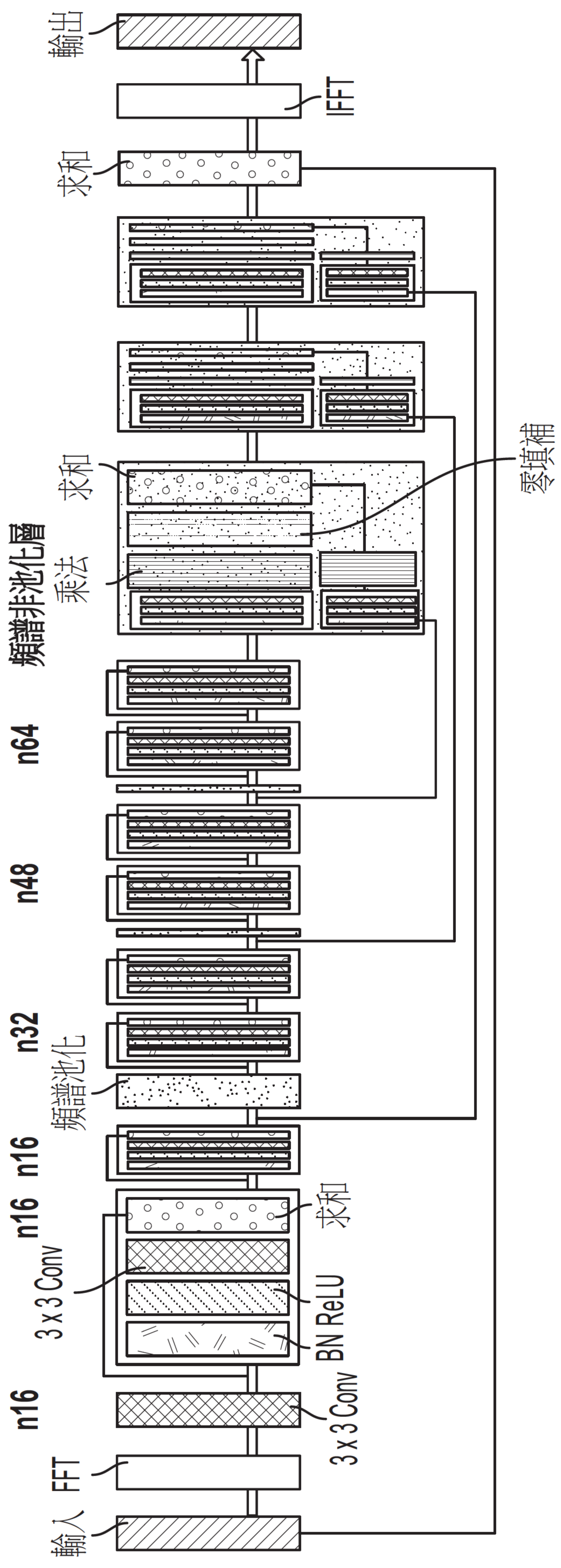
【圖1C】



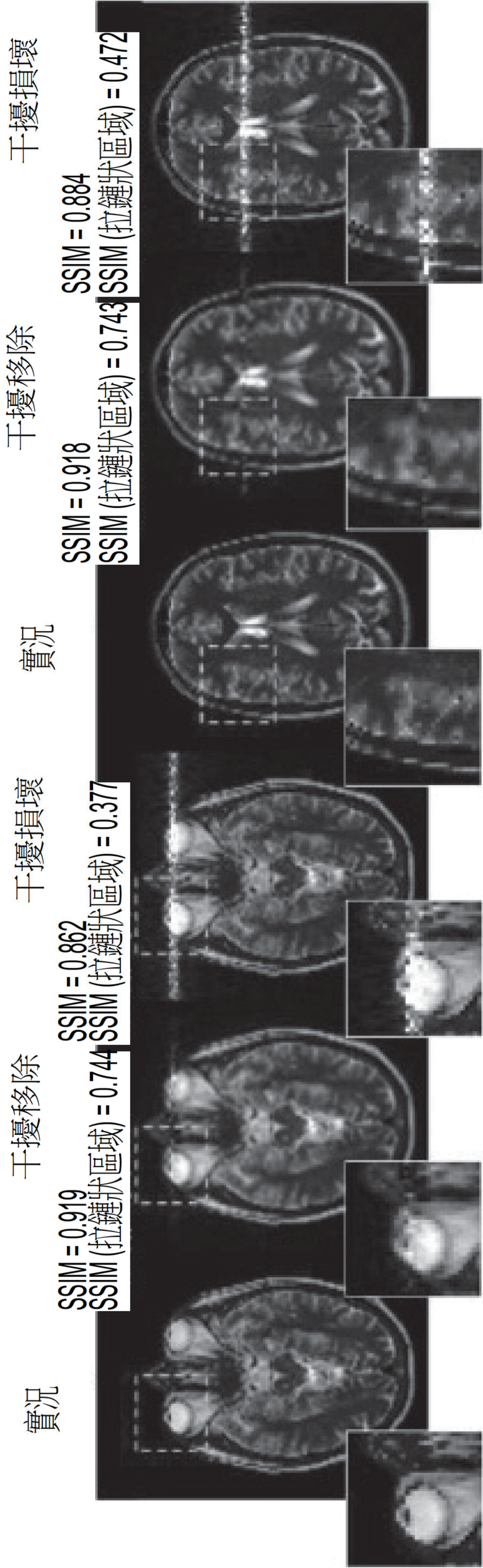
【圖1D】



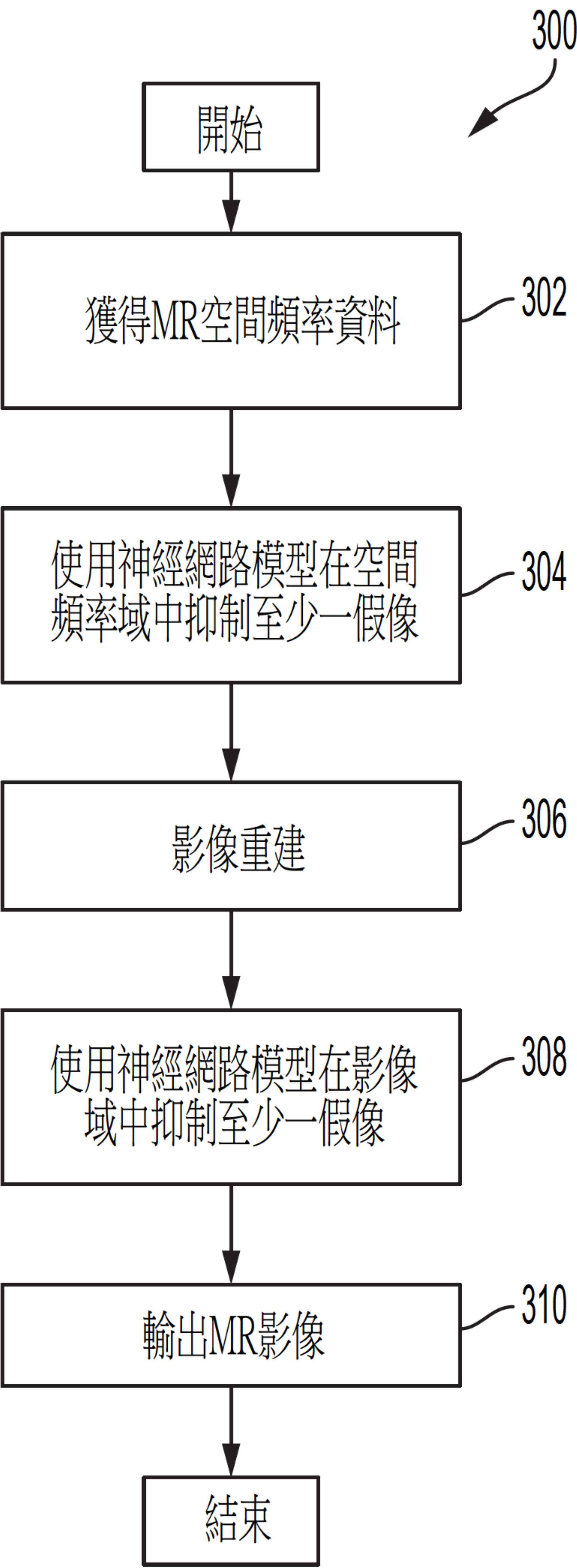
【圖1E】



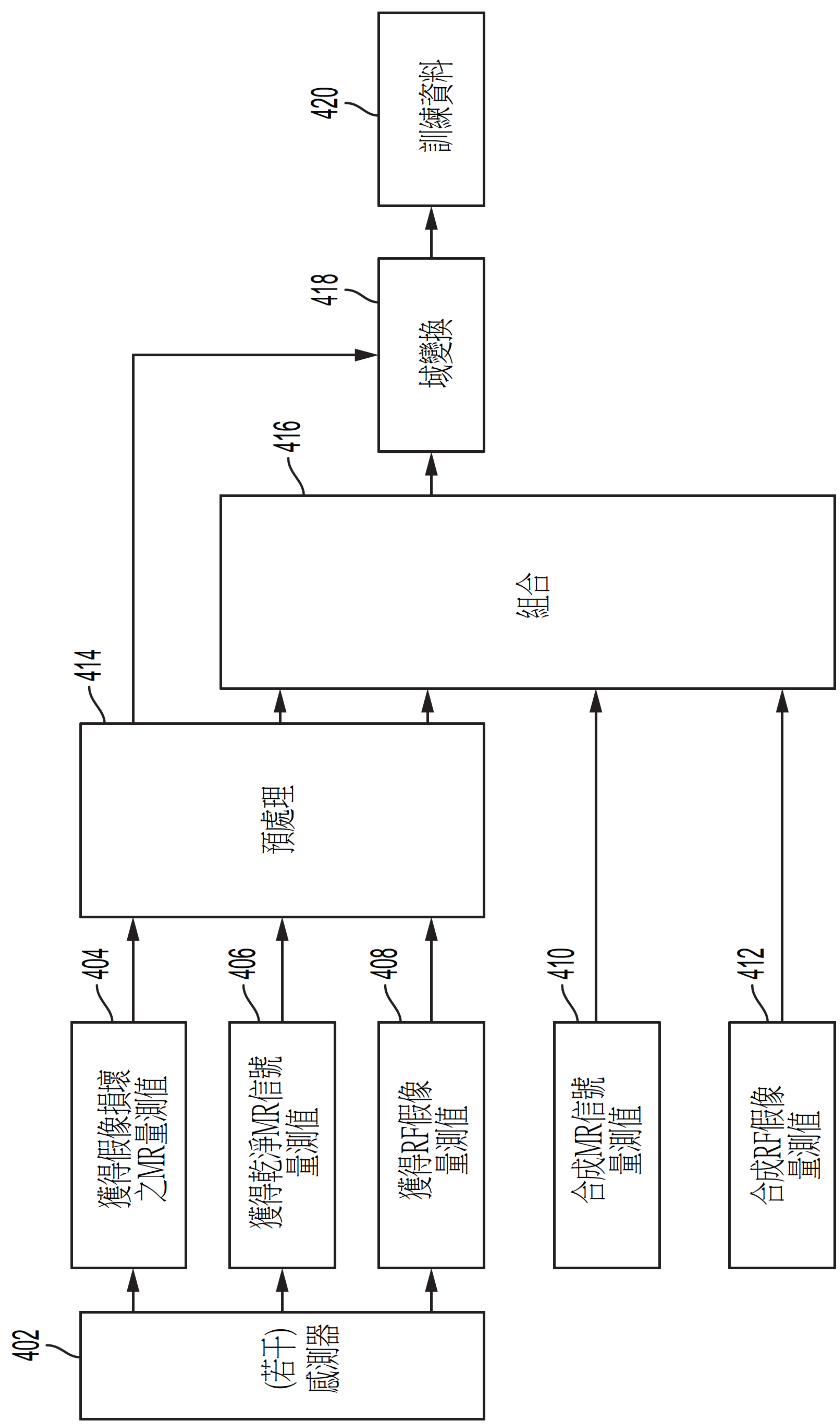
【圖2A】



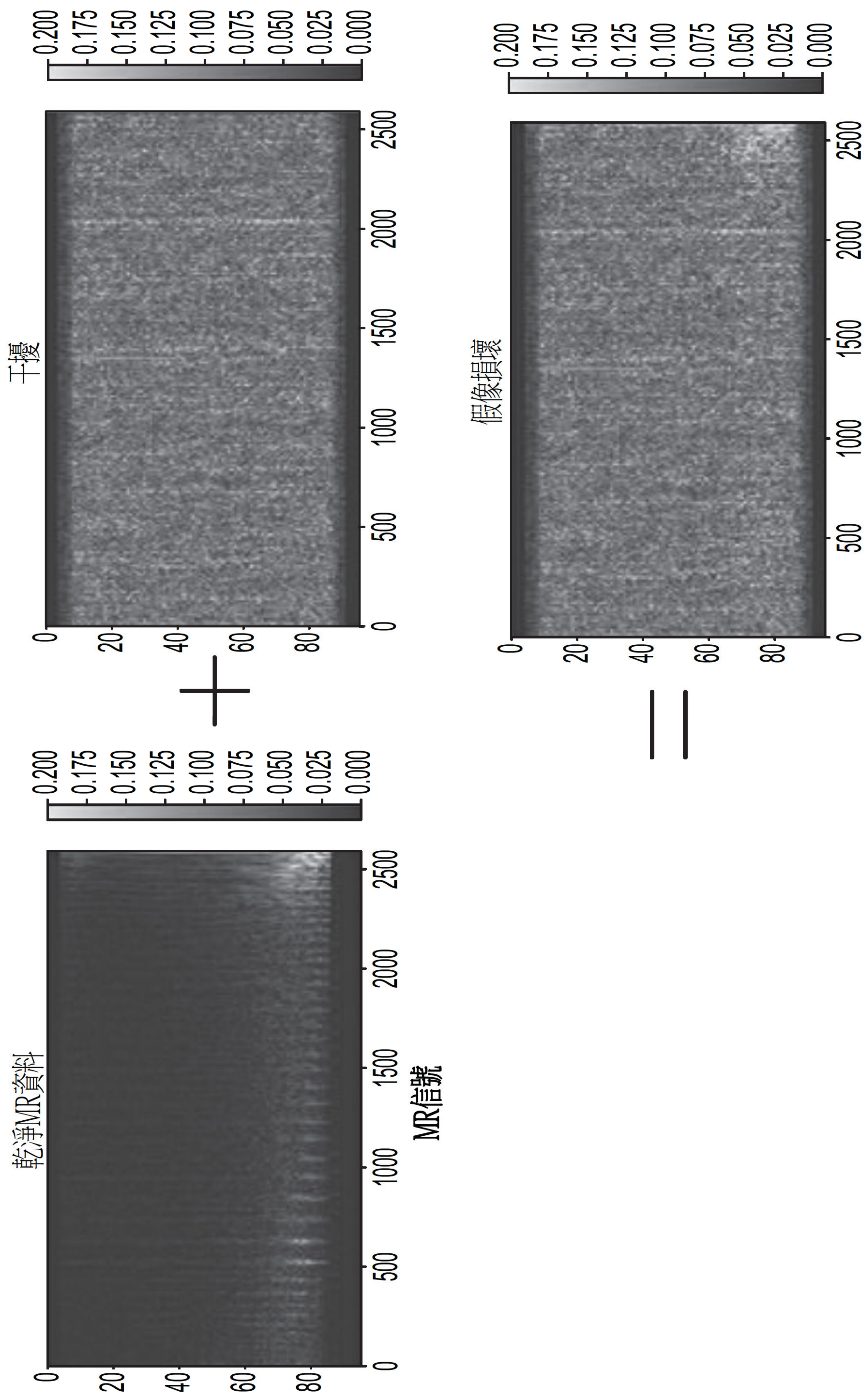
【圖2B】



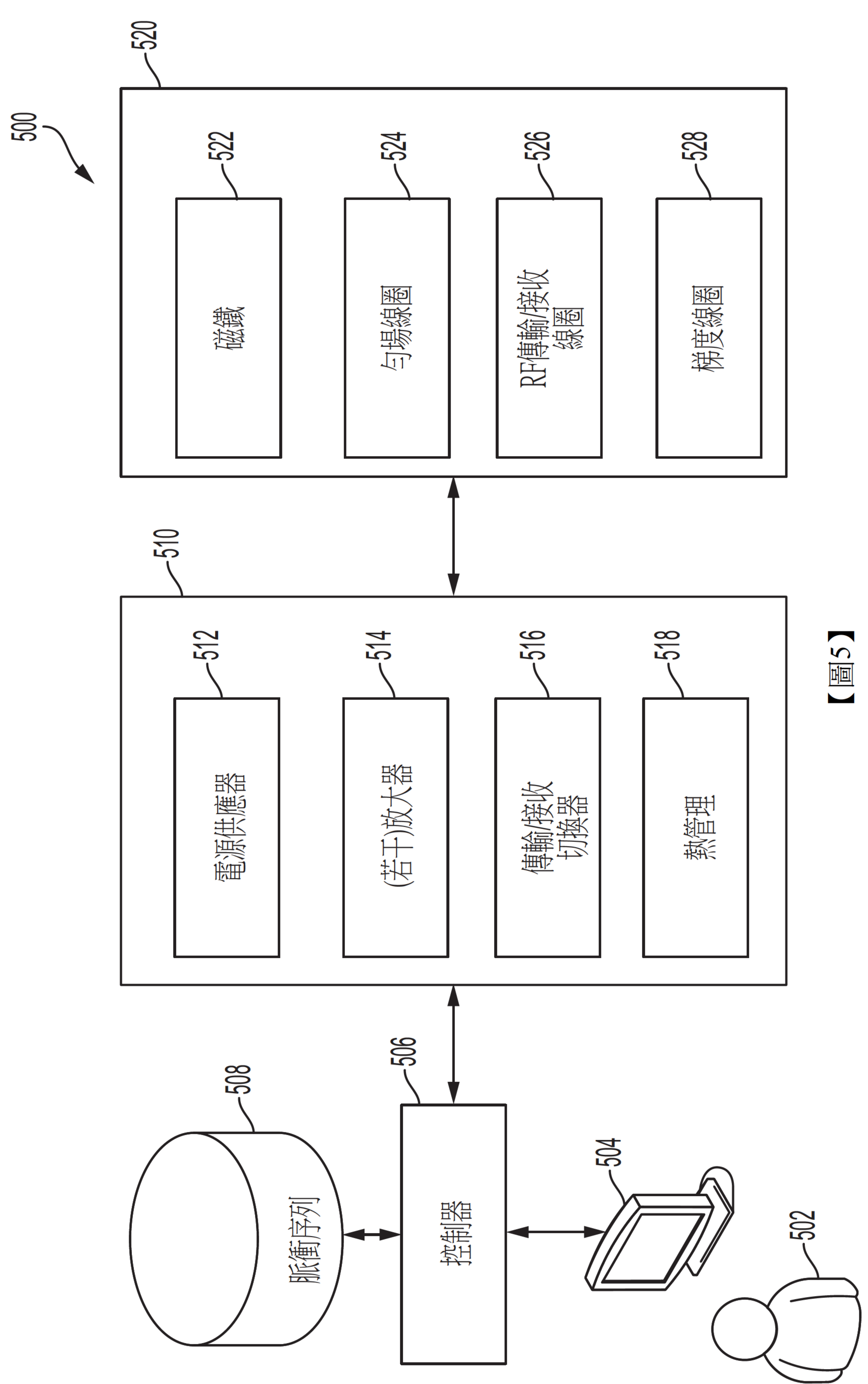
【圖3】



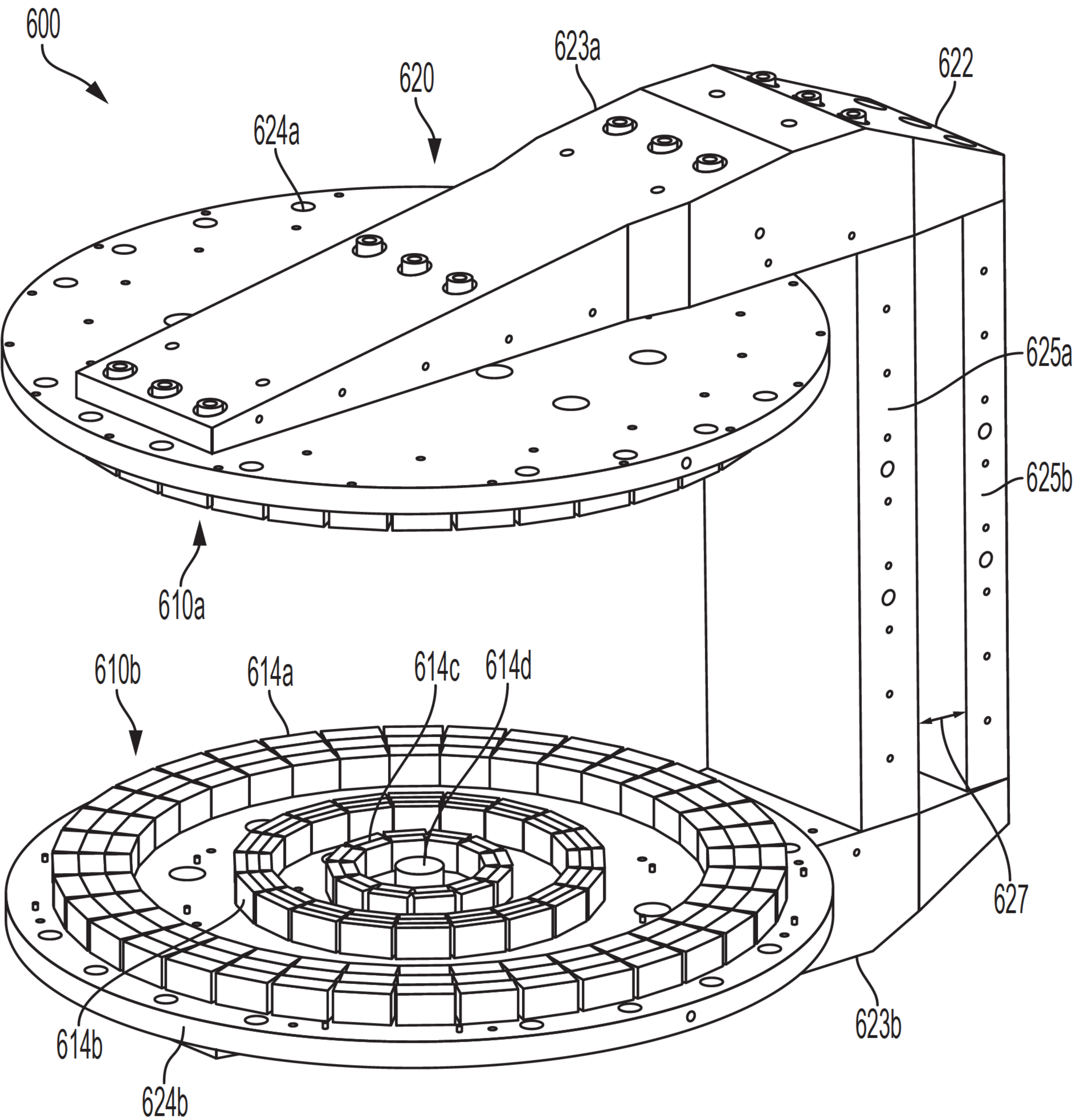
【圖4A】



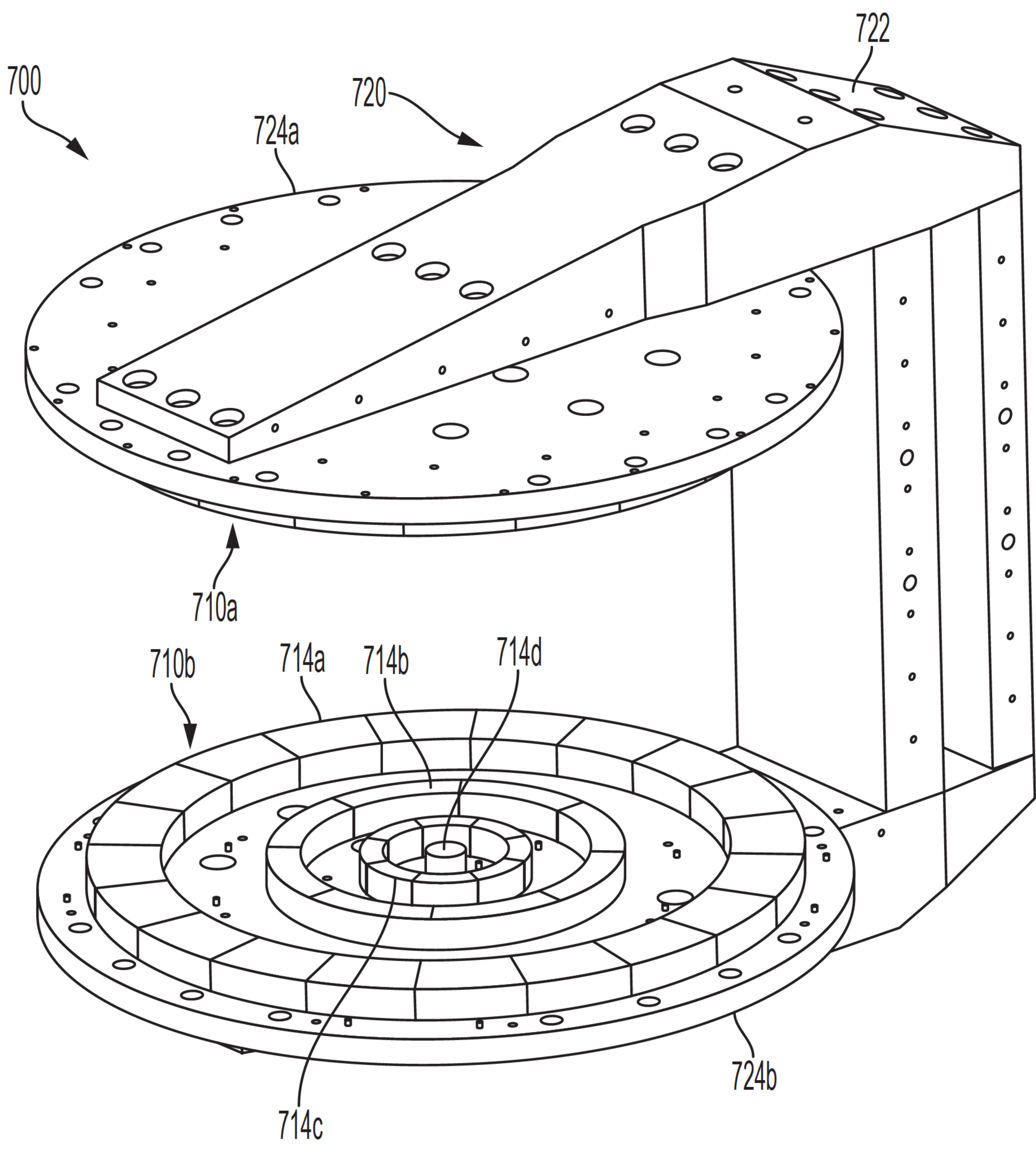
【圖4B】



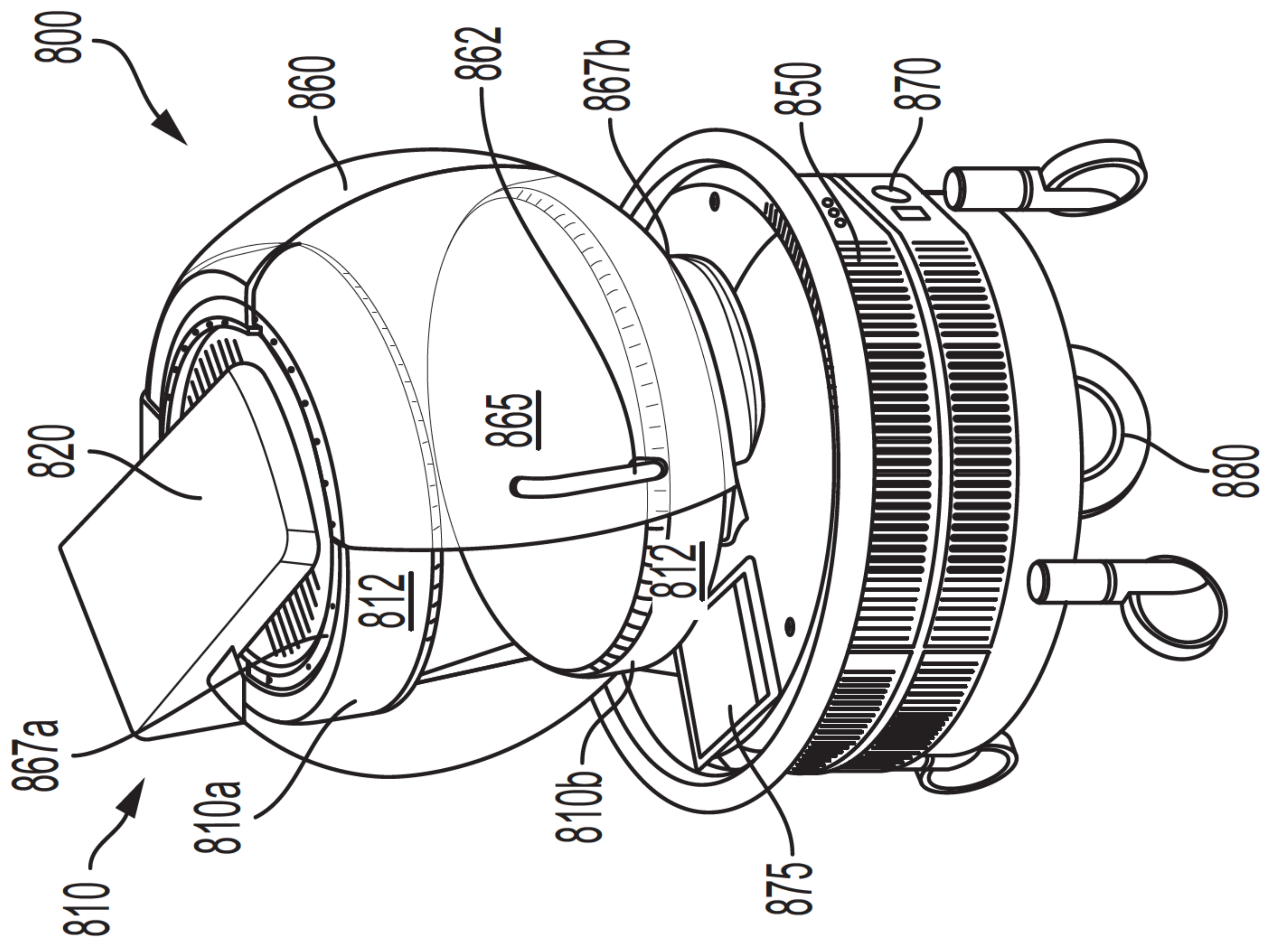
【圖5】



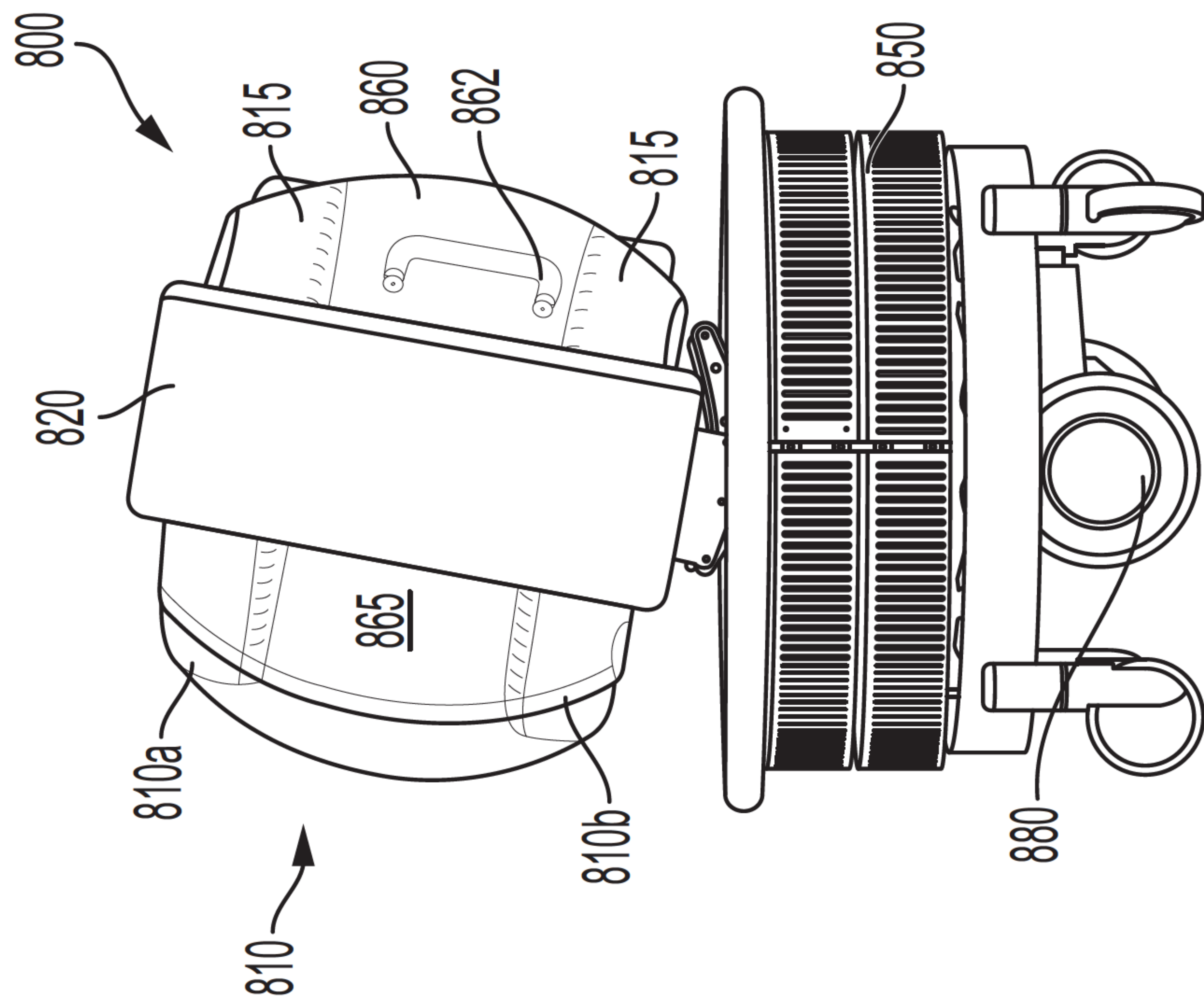
【圖6】



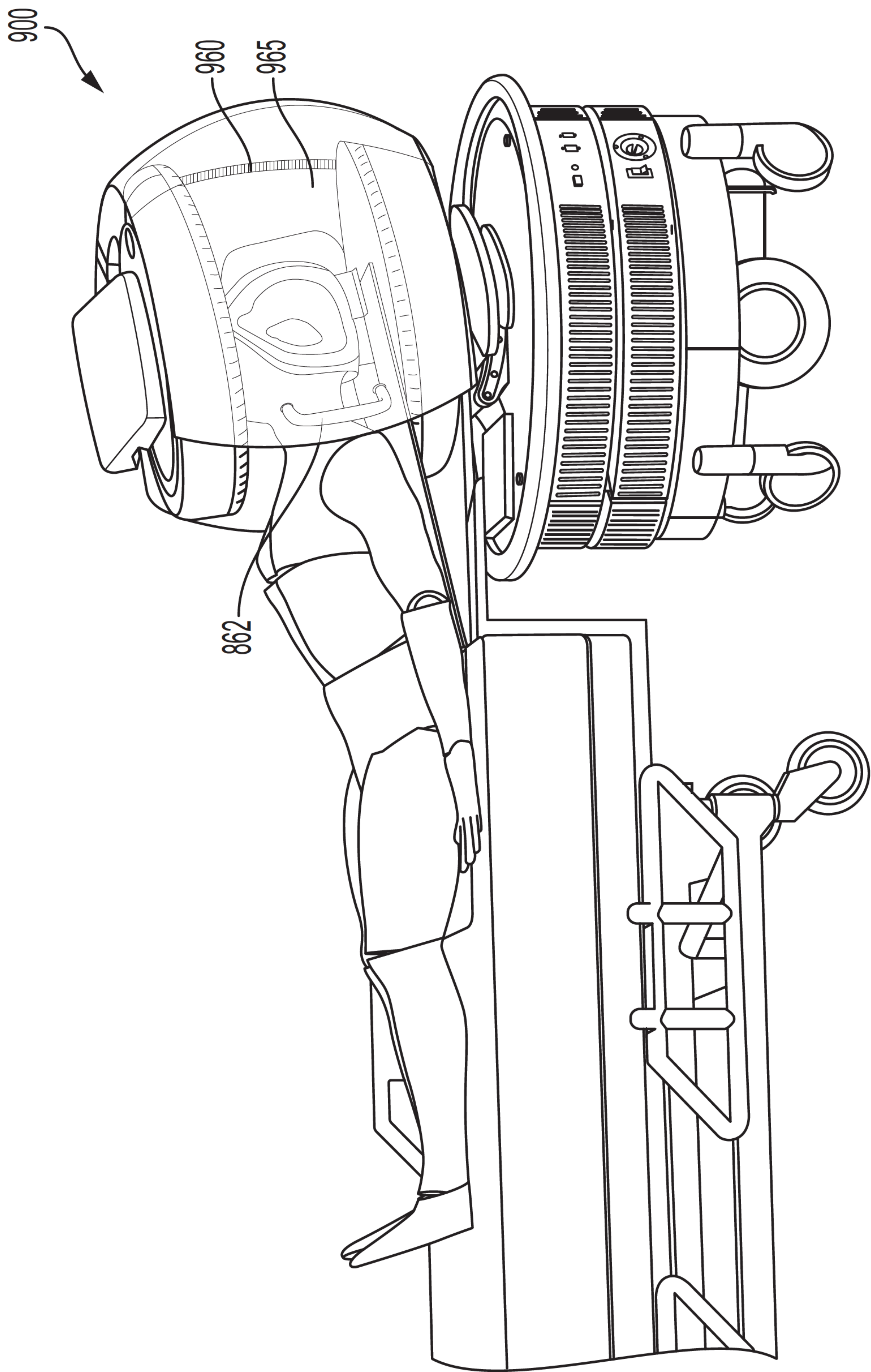
【圖7】



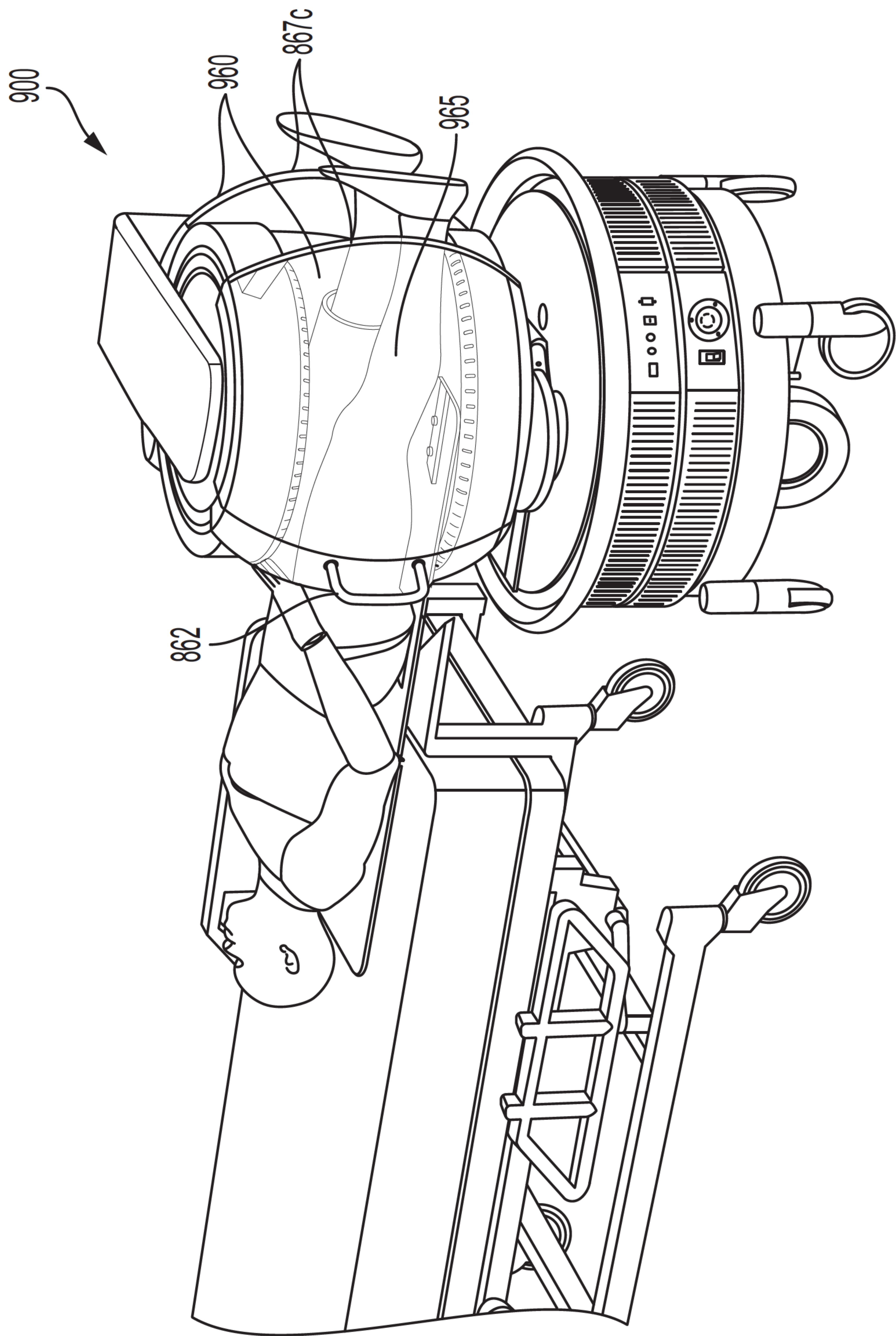
【圖8B】



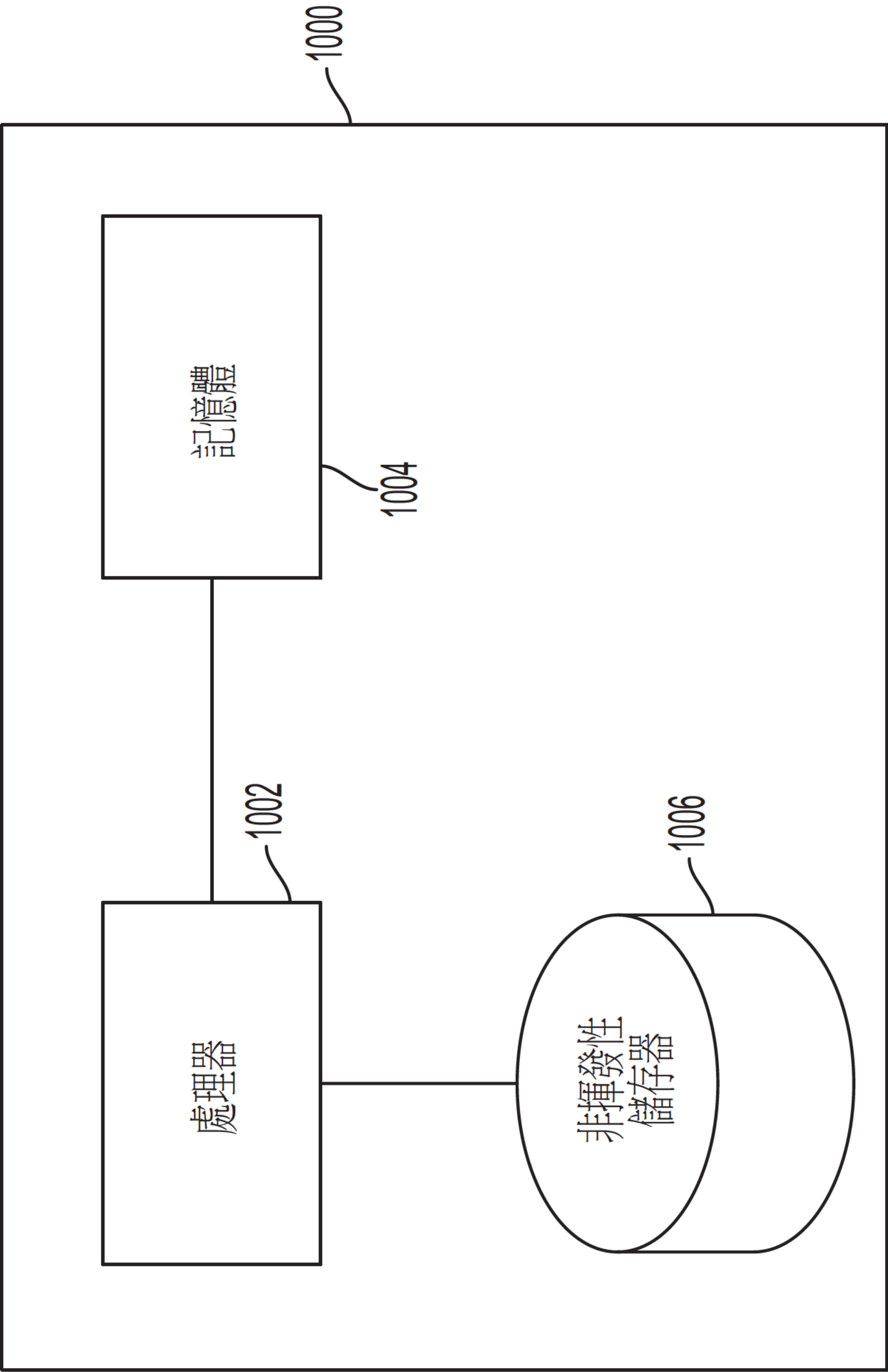
【圖8A】



【圖9A】



【圖9B】



【圖10】