



(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 I704903 B

(45)公告日：中華民國 109 (2020) 年 09 月 21 日

(21)申請案號：106140583

(22)申請日：中華民國 106 (2017) 年 11 月 22 日

(51)Int. Cl. : **A61B5/055 (2006.01)**

(30)優先權：2016/11/22 美國 62/425,569

(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：查爾貝特 葛瑞格理 L CHARVAT, GREGORY L. (US) ; 雷斯頓 泰勒 S
RALSTON, TYLER S. (US) ; 索夫卡 米雪兒 SOFKA, MICHAL (CZ) ; 羅斯伯格
強納森 M ROTHBERG, JONATHAN M. (US)

(74)代理人：陳長文

(56)參考文獻：

US 2012/0184840A1

US 2013/0204115A1

US 2013/0279784A1

US 2013/0296660A1

US 2016/0025832A1

US 2016/0140435A1

審查人員：賴冠宇

申請專利範圍項數：67 項 圖式數：16 共 132 頁

(54)名稱

用於偵測患者大腦中之改變之磁共振成像系統、方法、裝置及電腦可讀儲存媒體

(57)摘要

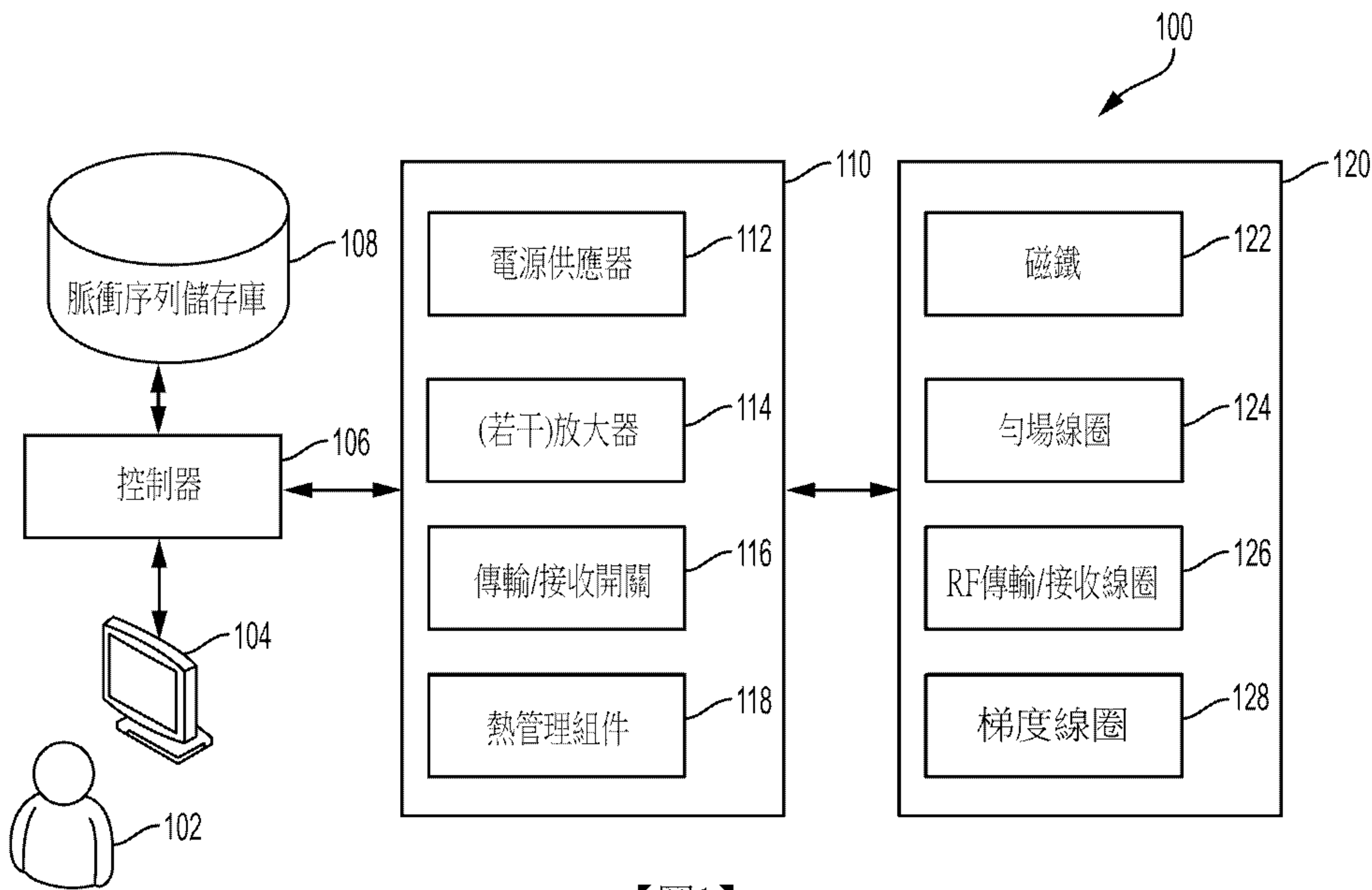
一些態樣包含一種偵測一患者之一大腦之中線偏移之程度改變的方法。該方法包括：當該患者保持定位於低場磁共振成像裝置內時：獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料及第二 MR 影像資料；將該第一 MR 資料及該第二 MR 資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出及第二輸出；自該第一輸出識別與該患者大腦之至少一中線結構相關聯之至少一界標之至少一初始位置；自該第二輸出識別該至少一界標之至少一更新位置；及使用該至少一界標之該至少一初始位置及該至少一界標之該至少一更新位置來判定該中線偏移之一改變程度。一些態樣包含一種判定定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之一異常之大小改變的方法。該方法包括：當該患者保持定位於該低場 MRI 裝置內時，獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料及第二 MR 影像資料；將該第一 MR 影像資料及該第二 MR 影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出及第二輸出；使用該第一輸出來識別指示該異常之一大小之至少一特徵之至少一初始值；使用該第二輸出來識別該至少一特徵之至少一更新值；使用該至少一特徵之該至少一初始值及該至少一特徵之該至少一更新值來判定該異常之該大小改變。一些態樣包含一種偵測定位於一低場磁共振成像裝置內之一患者之生物標的之改變的方法，該方法包括：當該患者保持定位於該低場磁共振裝置內時：獲取該患者之一部分之第一磁共振影像資料；在獲取該第一磁共振影像資料之後，獲取該患者之該部分之第二磁共振影像資料；使該第一磁共振影像資料及該第二磁共振影像資料對準；及比較經對準之該第一磁共振影像資料與該第二磁共振影像資料以偵測該患者之該部分之該生物標的之至少一改變。

Some aspects include a method of detecting change in degree of midline shift in a brain of a patient. The method comprises, while the patient remains positioned within the low-field magnetic resonance

imaging device, acquiring first magnetic resonance (MR) image data and second MR image data of the patient's brain; providing the first and second MR data as input to a trained statistical classifier to obtain corresponding first and second output, identifying, from the first output, at least one initial location of at least one landmark associated with at least one midline structure of the patient's brain; identifying, from the second output, at least one updated location of the at least one landmark; and determining a degree of change in the midline shift using the at least one initial location of the at least one landmark and the at least one updated location of the at least one landmark. Some aspects include a method of determining change in size of an abnormality in a brain of a patient positioned within a low-field magnetic resonance imaging (MRI) device. The method comprises, while the patient remains positioned within the low-field MRI device, acquiring first and second magnetic resonance (MR) image data of the patient's brain; providing the first and second MR image data as input to a trained statistical classifier to obtain corresponding first and second output; identifying, using the first output, at least one initial value of at least one feature indicative of a size of the abnormality; identifying, using the second output, at least one updated value of the at least one feature; determining the change in the size of the abnormality using the at least one initial value of the at least one feature and the at least one updated value of the at least one feature. Some aspects include a method of detecting change in biological subject matter of a patient positioned within a low-field magnetic resonance imaging device, the method comprising: while the patient remains positioned within the low-field magnetic resonance device: acquiring first magnetic resonance image data of a portion of the patient; acquiring second magnetic resonance image data of the portion of the patient subsequent to acquiring the first magnetic resonance image data; aligning the first magnetic resonance image data and the second magnetic resonance image data; and comparing the aligned first magnetic resonance image data and second magnetic resonance image data to detect at least one change in the biological subject matter of the portion of the patient.

指定代表圖：

符號簡單說明：



【圖1】

100:低場磁共振成像 (MRI)系統

102:使用者

104:工作站/運算裝置

106:控制器

108:脈衝序列儲存器/
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:磁性組件

122:B₀ 磁鐵

124:勻場線圈

I704903

TW I704903 B

126:RF 傳輸及接收線
圈

128:梯度線圈



I704903

【發明摘要】

【中文發明名稱】

用於偵測患者大腦中之改變之磁共振成像系統、方法、裝置及電腦可讀儲存媒體

【英文發明名稱】

MAGNETIC RESONANCE IMAGING SYSTEMS, METHODS, DEVICES, AND COMPUTER-READABLE STORAGE MEDIA FOR DETECTING CHANGE IN A BRAIN OF A PATIENT

【中文】

一些態樣包含一種偵測一患者之一大腦之中線偏移之程度改變的方法。該方法包括：當該患者保持定位於低場磁共振成像裝置內時：獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料及第二MR影像資料；將該第一MR資料及該第二MR資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出及第二輸出；自該第一輸出識別與該患者大腦之至少一中線結構相關聯之至少一界標之至少一初始位置；自該第二輸出識別該至少一界標之至少一更新位置；及使用該至少一界標之該至少一初始位置及該至少一界標之該至少一更新位置來判定該中線偏移之一改變程度。一些態樣包含一種判定定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之一異常之大小改變的方法。該方法包括：當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時，獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料及第二MR影像資料；將該第一MR影像資料及該第二MR影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出及第二輸出；使用該第一輸出來識別指示該異常之一大小之至少一特徵之至少一初始值；使用該第二輸出來識別該至少一特徵之至少一更新值；使用該至少一特徵之該至少一初始值及該至少一特徵之該至少一更新值來判定該異常之該大小改變。一些態樣包含一種偵測定位於一低場磁共振成像裝置內之一患者之生物標的之改變的方法，該

方法包括：當該患者保持定位於該低場磁共振裝置內時：獲取該患者之一部分之第一磁共振影像資料；在獲取該第一磁共振影像資料之後，獲取該患者之該部分之第二磁共振影像資料；使該第一磁共振影像資料及該第二磁共振影像資料對準；及比較經對準之該第一磁共振影像資料與該第二磁共振影像資料以偵測該患者之該部分之該生物標的之至少一改變。

【英文】

Some aspects include a method of detecting change in degree of midline shift in a brain of a patient. The method comprises, while the patient remains positioned within the low-field magnetic resonance imaging device, acquiring first magnetic resonance (MR) image data and second MR image data of the patient's brain; providing the first and second MR data as input to a trained statistical classifier to obtain corresponding first and second output, identifying, from the first output, at least one initial location of at least one landmark associated with at least one midline structure of the patient's brain; identifying, from the second output, at least one updated location of the at least one landmark; and determining a degree of change in the midline shift using the at least one initial location of the at least one landmark and the at least one updated location of the at least one landmark. Some aspects include a method of determining change in size of an abnormality in a brain of a patient positioned within a low-field magnetic resonance imaging (MRI) device. The method comprises, while the patient remains positioned within the low-field MRI device, acquiring first and second magnetic

resonance (MR) image data of the patient's brain; providing the first and second MR image data as input to a trained statistical classifier to obtain corresponding first and second output; identifying, using the first output, at least one initial value of at least one feature indicative of a size of the abnormality; identifying, using the second output, at least one updated value of the at least one feature; determining the change in the size of the abnormality using the at least one initial value of the at least one feature and the at least one updated value of the at least one feature. Some aspects include a method of detecting change in biological subject matter of a patient positioned within a low-field magnetic resonance imaging device, the method comprising: while the patient remains positioned within the low-field magnetic resonance device: acquiring first magnetic resonance image data of a portion of the patient; acquiring second magnetic resonance image data of the portion of the patient subsequent to acquiring the first magnetic resonance image data; aligning the first magnetic resonance image data and the second magnetic resonance image data; and comparing the aligned first magnetic resonance image data and second magnetic resonance image data to detect at least one change in the biological subject matter of the portion of the patient.

【指定代表圖】

圖 1

【代表圖之符號簡單說明】

100	低場磁共振成像(MRI)系統
102	使用者
104	工作站/運算裝置
106	控制器
108	脈衝序列儲存器/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	磁性組件
122	B ₀ 磁鐵
124	勻場線圈
126	RF傳輸及接收線圈
128	梯度線圈

【發明說明書】

【中文發明名稱】

用於偵測患者大腦中之改變之磁共振成像系統、方法、裝置及電腦可讀儲存媒體

【英文發明名稱】

MAGNETIC RESONANCE IMAGING SYSTEMS, METHODS, DEVICES, AND COMPUTER-READABLE STORAGE MEDIA FOR DETECTING CHANGE IN A BRAIN OF A PATIENT

【技術領域】

【先前技術】

磁共振成像(MRI)對諸多應用提供一重要成像模態且廣泛用於臨床研究背景中以產生人體內部之影像。MRI係基於偵測磁共振(MR)信號，MR信號係由原子回應於由外加電磁場所致之狀態改變而發射之電磁波。例如，核磁共振(NMR)技術涉及：在被成像之一物件中之原子(例如人體組織中之原子)之核自旋之重新對準或弛豫之後偵測自激發原子之原子核發射之MR信號。所偵測之MR信號可經處理以產生影像，其在醫學應用之背景下允許偵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。

MRI歸因於其能夠產生具有相對較高解析度及對比度之非侵入性影像且無其他模態之安全考量(例如，無需使受試者曝露於諸如x射線之電離輻射或將放射性物質引入至人體中)而對生物成像提供一有吸引力之成像模態。另外，MRI尤其非常適合於提供軟組織對比，其可用於使其他成像模態無法令人滿意地使其成像之標的成像。再者，MR技術能夠捕獲其他模態無法獲取之關於結構及/或生物程序之資訊。然而，習知MRI技術存在諸多缺點：就一給定成像應用而言，其會包含相對較高成本之設備、有限可用性(例如，難以用於臨床MRI掃描器及在臨床MRI掃描器中之使用

費用高昂)、影像獲取程序之時間長等等。

臨床MRI之趨勢係增加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者，其繼而推高MRI成像之成本。絕大多數之已安裝MRI掃描器使用至少1.5特士拉(T)或3 T來操作，特士拉係指掃描器之主磁場B0之場強度。一臨床MRI掃描器之一大致成本估計係每特士拉約1百萬美元，其甚至未將操作此等MRI掃描器所涉及之實質操作、服務及維護成本計算在內。

另外，習知高場MRI系統通常需要大超導磁鐵及相關聯電子器件來產生其中使一受試者(例如一患者)成像之一強均勻靜磁場(B0)。超導磁鐵進一步需要低溫設備來使導體保持處於一超導狀態中。此等系統之大小與包含用於磁性組件、電子器件、熱管理系統及控制台區域之多個室(其包含專用於使MRI系統之磁性組件隔離之一屏蔽室)之一典型MRI裝置相當。MRI系統之大小及費用一般使其僅受限於用於諸如醫院及學術研究中心之設施(其具有足夠空間及資源來購買及維護該等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，存在頻繁臨床表現，其中一MRI掃描將係有益的，但歸因於上述限制且下文將進一步詳細討論之情形而為不切實際或不可行的。

【發明內容】

一些實施例係針對一種偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之中線偏移之程度改變的方法，該方法包括：當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時：獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料；將該第一MR資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出；自該第一輸出識別與該患者大腦之至少一中線結構相關聯之至

少一界標之至少一初始位置；在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之第二MR影像資料；將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；自該第二輸出識別與該患者大腦之該至少一中線結構相關聯之該至少一界標之至少一更新位置；及使用該至少一界標之該至少一初始位置及該至少一界標之該至少一更新位置來判定該中線偏移之一改變程度。

一些實施例係針對一種低場磁共振成像裝置，其經組態以偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之中線偏移之程度改變，該低場MRI裝置包括：複數個磁性組件，其等包含：一B0磁鐵，其經組態以至少部分產生一B0磁場；至少一梯度磁鐵，其經組態以空間編碼磁共振資料；及至少一射頻線圈，其經組態以刺激一磁共振回應且偵測經組態以在操作時獲取磁共振影像資料之磁性組件；及至少一控制器，其經組態以操作該複數個磁鐵組件以在該患者保持定位於該低場磁共振裝置內時獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料且在獲取該第一MR影像資料之後獲取該患者大腦之第二MR影像資料，其中該至少一控制器經進一步組態以執行：將該第一MR資料及該第二MR資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出及第二輸出；自該第一輸出識別與該患者大腦之至少一中線結構相關聯之至少一界標之至少一初始位置；自該第二輸出識別與該患者大腦之該至少一中線結構相關聯之該至少一界標之至少一更新位置；及使用該至少一界標之該至少一初始位置及該至少一界標之該至少一更新位置來判定該中線偏移之一程度改變。

一些實施例係針對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偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之中線偏移之程度改變的一方法。該方法包括：當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時：獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料；將該第一MR資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出；自該第一輸出識別與該患者大腦之至少一中線結構相關聯之至少一界標之至少一初始位置；在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之第二MR影像資料；將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；自該第二輸出識別與該患者大腦之該至少一中線結構相關聯之該至少一界標之至少一更新位置；及使用該至少一界標之該至少一初始位置及該至少一界標之該至少一更新位置來判定該中線偏移之一改變程度。

一些實施例係針對一種系統，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偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之中線偏移之程度改變的一方法。該方法包括：當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時：獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料；將該第一MR資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出；自該第一輸出識別與該患者大腦之至少一中線結構相關聯之至少一界標之至少一初始位置；在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之第二MR影像資料；將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；自該第二輸出識別與該患者大腦之該至少一中線結構相關聯之該至少一界標之至少一更新位置；及使用該至少一界標之該

至少一初始位置及該至少一界標之該至少一更新位置來判定該中線偏移之一改變程度。

一些實施例係針對一種判定定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之一異常之大小改變的方法，該方法包括：當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時：獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料；將該第一MR影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出；使用該第一輸出來識別指示該患者大腦之一異常之一大小之至少一特徵之至少一初始值；在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之第二MR影像資料；將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；使用該第二輸出來識別指示該患者大腦之該異常之該大小之該至少一特徵之至少一更新值；使用該至少一特徵之該至少一初始值及該至少一特徵之該至少一更新值來判定該異常之該大小改變。

一些實施例係針對一種低場磁共振成像(MRI)裝置，其經組態以判定一患者之一大腦之一異常之大小改變，該低場MRI裝置包括：複數個磁性組件，其等包含：一B0磁鐵，其經組態以至少部分產生一B0磁場；至少一梯度磁鐵，其經組態以空間編碼磁共振資料；及至少一射頻線圈，其經組態以刺激一磁共振回應且偵測經組態以在操作時獲取磁共振影像資料之磁性組件；及至少一控制器，其經組態以操作該複數個磁鐵組件以在該患者保持定位於該低場磁共振裝置內時獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料且在獲取該第一MR影像資料之後獲取該患者大腦之第二MR影像資料，其中該至少一控制器經進一步組態以執行：將該第一MR影像資料及該第二MR影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應

第一輸出及第二輸出；使用該第一輸出來識別指示該患者大腦之一異常之一大小之至少一特徵之至少一初始值；在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之部分之第二MR影像資料；使用該第二輸出來識別指示該患者大腦之該異常之該大小之該至少一特徵之至少一更新值；使用該至少一特徵之該至少一初始值及該至少一特徵之該至少一更新值來判定該異常之該大小改變。

一些實施例係針對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判定定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之一異常之大小改變的方法，該方法包括：當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時：獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料；將該第一MR影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出；使用該第一輸出來識別指示該患者大腦之一異常之一大小之至少一特徵之至少一初始值；在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之第二MR影像資料；將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；使用該第二輸出來識別指示該患者大腦之該異常之該大小之該至少一特徵之至少一更新值；使用該至少一特徵之該至少一初始值及該至少一特徵之該至少一更新值來判定該異常之該大小改變。

一些實施例係針對一種系統，其包括：至少一電腦硬體處理器；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判定定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之

一異常之大小改變的方法。該方法包括：當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時：獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料；將該第一MR影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出；使用該第一輸出來識別指示該患者大腦之一異常之一大小之至少一特徵之至少一初始值；在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之第二MR影像資料；將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；使用該第二輸出來識別指示該患者大腦之該異常之該大小之該至少一特徵之至少一更新值；及使用該至少一特徵之該至少一初始值及該至少一特徵之該至少一更新值來判定該異常之該大小改變。

一些實施例係針對一種偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之生物標的之改變的方法，該方法包括：當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時：獲取該患者之一部分之第一磁共振影像資料；在獲取該第一磁共振影像資料之後，獲取該患者之該部分之第二磁共振影像資料；使該第一磁共振影像資料及該第二磁共振影像資料對準；及比較經對準之該第一磁共振影像資料與該第二磁共振影像資料以偵測該患者之該部分之該生物標的之至少一改變。

一些實施例係針對一種低場磁共振成像裝置，其經組態以偵測定位於該低場磁共振成像裝置內之一患者之生物標的之改變，該低場磁共振成像裝置包括：複數個磁性組件，其等包含：一B0磁鐵，其經組態以至少部分產生一B0磁場；至少一梯度磁鐵，其經組態以空間編碼磁共振資料；及至少一射頻線圈，其經組態以刺激一磁共振回應且偵測經組態以在操作時獲取磁共振影像資料之磁性組件；及至少一控制器，其經組態以操作該複數個磁鐵組件以在該患者保持定位於該低場磁共振裝置內時獲取該

患者之一部分之第一磁共振影像資料且在獲取該第一磁共振影像資料之後獲取該患者之該部分之第二磁共振影像資料，該至少一控制器經進一步組態以：使該第一磁共振影像資料及該第二磁共振影像資料對準；及比較經對準之該第一磁共振影像資料與該第二磁共振影像資料以偵測該患者之該部分之該生物標的之至少一改變。

一些實施例係針對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偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之生物標的之改變的一方法，該方法包括：當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時：獲取該患者之一部分之第一磁共振影像資料；在獲取該第一磁共振影像資料之後，獲取該患者之該部分之第二磁共振影像資料；使該第一磁共振影像資料及該第二磁共振影像資料對準；及比較經對準之該第一磁共振影像資料與該第二磁共振影像資料以偵測該患者之該部分之該生物標的之至少一改變。

一些實施例係針對一種系統，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偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之生物標的之改變的一方法，該方法包括：當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時：獲取該患者之一部分之第一磁共振影像資料；在獲取該第一磁共振影像資料之後，獲取該患者之該部分之第二磁共振影像資料；使該第一磁共振影像資料及該第二磁共振影像資料對準；及比較經對準之該第一磁共振影像資料與該第二磁共振影像資料以偵測該患者之該部分之該生物標的之

至少一改變。

【圖式簡單說明】

將參考下圖來描述本發明之各種態樣及實施例。應瞭解，圖式未必按比例繪製。

圖1係根據本發明之一些實施例之一低場MRI系統之一示意圖。

圖2A及圖2B繪示根據本發明之一些實施例之一 B_0 磁鐵之雙平面磁鐵組態。

圖2C及圖2D繪示根據本發明之一些實施例之一 B_0 磁鐵之一雙平面電磁鐵組態。

圖2E及圖2F繪示根據本發明之一些實施例之一 B_0 磁鐵之雙平面永久磁鐵組態。

圖3A及圖3B繪示根據本發明之一些實施例之適合於與本文所描述之改變偵測技術一起使用之一可移式低場MRI系統。

圖3C及圖3D繪示根據本發明之一些實施例之一可攜式MRI系統之視圖。

圖3E繪示根據本發明之一些實施例之執行頭部之一掃描之一可攜式MRI系統。

圖3F繪示根據本發明之一些實施例之執行膝部之一掃描之一可攜式MRI系統。

圖3G繪示根據本發明之一些實施例之一可攜式MRI系統之另一實施例。

圖4繪示根據本發明之一些實施例之執行改變偵測之一方法。

圖5繪示根據本發明之一些實施例之基於改變偵測資訊來修改獲取參

數之一方法。

圖6繪示根據本發明之一些實施例之使MR影像資料共同配準之一方法。

圖7A繪示根據本發明之一些實施例之一中線偏移量測。

圖7B繪示根據本發明之一些實施例之另一中線偏移量測。

圖8繪示根據本發明之一些實施例之用於判定一患者之中線偏移之一改變程度之一方法。

圖9A至圖9C繪示根據本發明之一些實施例之用於進行中線偏移量測之卷積神經網路架構。

圖10繪示根據本發明之一些實施例之用於進行中線偏移量測之全卷積神經網路架構。

圖11A至圖11F繪示根據本發明之一些實施例之可用於判定一患者之一出血之大小之量測。

圖12A至圖12C繪示根據本發明之一些實施例之可用於判定一患者之一出血之大小之一改變之量測。

圖13繪示根據本發明之一些實施例之用於判定一患者大腦之一異常(例如出血)之大小之一改變程度之一方法。

圖14繪示根據本發明之一些實施例之用於進行可用於判定一患者大腦之一異常(例如出血)之大小之量測之一全卷積神經網路架構。

圖15繪示根據本發明之一些實施例之用於進行可用於判定一患者大腦之一異常(例如一出血)之大小之量測之一卷積神經網路架構。

圖16係其上可實施本文所描述之實施例之一繪示性電腦系統之一圖式。

【實施方式】

相關申請案之交叉參考

本申請案根據35 U.S.C. § 119(e)之規定主張2016年11月22日申請之名稱為「CHANGE DETECTION METHODS AND APPARATUS」之美國臨時申請案第62/425,569號之權利，該案之全部內容以引用的方式併入本文中。

MRI掃描器市場由高場系統占壓倒性優勢且尤其用於醫學或臨床MRI應用。如上文所討論，醫學成像之一般趨勢係生產具有越來越大場強度之MRI掃描器，其中絕大多數之臨床MRI掃描器依1.5 T或3 T操作，且在研究背景中使用7 T及9 T之更高場強度。如本文所使用，「高場」一般係指目前用於一臨床背景中之MRI系統，且更特定言之，使用1.5 T或1.5 T以上之一主磁場(即，一 B_0 場)來操作之MRI系統，但在0.5 T至1.5 T之間操作之臨床系統通常亦定性為「高場」。約0.2 T至約0.5 T之間的場強度已被定性為「中場」，且隨著高場範圍之場強度不斷增大，0.5 T至1 T之間的範圍內之場強度亦已被定性為中場。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，但由於高場範圍之高端處之場強度增大，具有0.2 T至約0.3 T之間之一 B_0 場之系統有時被定性為低場。在低場範圍內，使用低於0.1 T之一 B_0 場來操作之低場MRI系統在本文中指稱「極低場」且使用小於10 mT之一 B_0 場來操作之低場MRI系統在本文中指稱「超低場」。

如上文所討論，習知MRI系統需要專用設施。MRI系統需要一電磁屏蔽室來操作且該室之地板必須經結構加固。對高功率電子器件及掃描技術人員之控制區域必須提供額外室。亦必須提供場地之安全進出。另外，

必須安裝一專用三相電連接以對電子器件提供電力，電子器件繼而由一冷卻水供應器冷卻。通常，亦必須提供額外HVAC能力。此等場地要求不僅昂貴，亦顯著限制其中可部署MRI系統之位置。習知臨床MRI系統掃描器亦需要大量專業技能來操作及維護。此等訓練有素技術人員及服務工程師不斷增加操作一MRI系統之操作成本。因此，習知MRI往往成本高昂且可及性嚴重受限，從而阻止MRI成為能夠在無論何時何地需要時遞送各種臨床成像解決方案之一廣泛可用診斷工具。通常，患者必須每次去有限數目個設施之一者且提前預約，其阻止MRI用於諸多醫學應用中，對於該等醫學應用，只有藉助於診斷、手術、患者監測及其類似者來產生療效。

如上文所討論，高場MRI系統需要特別適合設施來適應此等系統之大小、重量、電力消耗及屏蔽要求。例如，一1.5 T MRI系統通常重達4噸至10噸之間且一3 T MRI系統通常重達8噸至20噸之間。另外，高場MRI系統一般需要大量重型及昂貴屏蔽件。諸多中場掃描器甚至更重，重達10噸至20噸之間，其部分歸因於使用極大永久磁鐵及/或磁軛。市售低場MRI系統(例如，使用0.2 T之一 B_0 磁場來操作)通常亦在10噸或更大之範圍內，其歸因於用於產生 B_0 場之大量鐵磁材料及屏蔽件之額外噸位。為容納此重型設備，室(其通常具有30平方米至50平方米之一最小大小)必須由加固地板(例如混凝土地板)建造，且必須經特別屏蔽以防止電磁輻射干擾MRI系統之操作。因此，可用臨床MRI系統不能移動且需要大量耗費一醫院或設施內之一專用大空間，且除準備操作空間之可觀成本之外，亦需要進一步額外不斷成本來使專家操作及維護系統。

另外，當前可用之MRI系統通常消耗大量電力。例如，普通1.5 T及3 T MRI系統在操作期間通常消耗20 kW至40 kW之間的電力，而可用0.5 T

及0.2 T MRI系統通常消耗5 kW至20 kW之間，其等各使用專用及特殊電源。除非另有指定，否則電力消耗指稱所關注之一時間間隔內所消耗之平均電力。例如，上文所涉及之20 kW至40 kW指示在影像獲取之過程期間(其可包含顯著超過平均電力消耗之峰值電力消耗之相對較短時期(例如，當梯度線圈及/或RF線圈在脈衝序列之相對較短時期內受脈衝作用時))由習知MRI系統消耗之平均電力。峰值(或大)電力消耗之時間間隔通常經由MRI系統本身之蓄電元件(例如電容器)定址。因此，平均電力消耗係更貼切數字，因為其大體上判定操作裝置所需之電源連接之類型。如上文所討論，可用臨床MRI系統必須具有專用電源，其通常需要至電網之一專用三相連接來對MRI系統之組件供電。接著，需要額外電子器件來將三相電力轉換為由MRI系統利用之單相電力。部署習知臨床MRI系統之諸多實體要求產生一顯著可用性問題且嚴重限制可利用MRI之臨床應用。

因此，在諸多情況中，高場MRI之諸多要求使安裝價格過高，從而使其僅限於部署至大型機構醫院或特殊設施且一般使其僅限於用於緊密排定預約，從而需要患者依預先排定時間前往專用設施。因此，對高場MRI之諸多限制阻止MRI完全用作為一成像模態。儘管上文所提及之高場MRI有缺點，但較高場處之SNR之顯著增大之訴求繼續驅使業界不斷提高用於臨床及醫學MRI應用中之場強度以進一步提高MRI掃描器之成本及複雜度且進一步限制其可用性且阻止其用作為一通用及/或廣泛可用成像解決方案。

發明者已開發用於產生品質提高、可攜式及/或低成本之低場MRI系統之技術，其可拓寬MRI技術在各種環境中之廣泛可部署性，不僅限於將MRI主要安裝於醫院及研究設施處。發明者已瞭解，此等低場MRI系統之

可及性及可用性(例如，歸因於相對較低成本、可移轉性等等)實現其他成像模態無法取得或無法實現之成像應用。例如，可大範圍移轉之低場MRI系統可帶至患者身邊以藉由獲取一系列影像且偵測在一長時間段內發生之改變來促進在該時間段內監測該患者。此一監測程序對高場MRI而言係不實際的。特定言之，如上文所討論，高場MRI裝置一般定位於特殊設施中且需要高成本之先進排程。諸多患者(例如一無意識神經ICU患者)無法被帶至一可用設施，且即使可使用一高場MRI裝置，長時間MRI分析亦將是極其昂貴的。

此外，儘管CT掃描器一般比高場MRI系統更可用及更可及，但此等系統仍無法用於相對較長時間之監測應用來偵測或監測患者在一長時期內經歷之改變。再者，一長時間CT檢查使患者經受大劑量之X射線輻射，其在諸多(若非大多數)情況中係不可接受的。最後，CT僅限於能夠判別軟組織且無法偵測一醫師可能關注之改變之類型。發明者已認識到，低場MRI促成在其中當前成像模態無法實現之情況中執行監測任務。

發明者已認識到，低場MRI系統之可移轉性、可及性及可用性達成使用既有成像模態無法取得之監測應用。例如，低場MRI系統可用於連續及/或定期地使所關注之身體之一部分成像以偵測其內發生之改變。例如，在神經加護病房(NICU)中，當患者被評定或在一程序期間時，患者通常在相當長之時間內經受全身麻醉。由於需要一特殊設施，所以習知臨床MRI系統無法用於此等及諸多其他情況。另外，醫師僅可有限地對一患者使用一電腦斷層攝影(CT)裝置(例如一天一次)。再者，即使此等系統可用，使(例如)無意識或否則無法移轉至MRI設施之患者成像係不方便的且有時係不可行的。因此，習知MRI通常不用作一監測工具。

發明者已認識到，低場MRI可用於藉由在一時間段內獲取磁共振(MR)影像資料且偵測所發生之改變來監測一患者。例如，可將一可移轉低場MRI系統帶至可定位於系統內之一患者身邊，同時獲取患者大腦之一影像序列。可使所獲取之影像對準且可偵測影像之間的差異以監測所發生之任何改變。可根據一給定獲取排程來實質上連續地(例如，其中執行一個接一個之獲取)、定期地(例如，在獲取之間具有指定暫停)或週期性地執行影像獲取。因此，一醫師可獲得關於所關注之生理機能之時間資訊。例如，本發明可用於監測一患者之大腦以偵測大腦之中線偏移之程度改變。作為另一實例，本發明可用於監測一患者之大腦以偵測一異常(例如大腦出血)之大小改變。

因此，發明者已開發低場MRI技術來監測一患者大腦之與腦損傷、異常等等相關之改變。例如，本文所描述之低場MRI技術可用於監測一患者之中線偏移之一程度是否存在一改變。中線偏移係指大腦中線因外傷(例如中風、出血或其他損傷)而自其正常對稱位置位移之量且係臨床醫師判斷腦外傷之嚴重程度之一重要指標。

在一些實施例中，低場MRI監測技術可與機器學習技術組合以連續監測一患者之中線位移量(若存在)且偵測中線偏移隨時間之一程度改變。在此等實施例中，低場MRI監測允許獲得一患者大腦之一影像序列且機器學習技術(例如諸如卷積神經網路之深度學習技術)可用於自該影像序列判定大腦中線之一對應位置序列及/或中線自其正常位置之一對應位移序列。例如，在一些實施例中，深度學習技術可用於識別其中大腦鑷附接至患者顱骨之內板的位置點及透明隔之一量測點之一位置。此等位置繼而可用於獲得一中線偏移量測。

然而，應瞭解，儘管在一些實施例中藉由偵測大腦鐮之附接點之位置來偵測中線，但存在偵測中線之其他方式。例如，在一些實施例中，可藉由劃分左右腦及大腦之上下部分來偵測中線(如由量測平面所界定)。

在一些實施例中，當患者保持定位於一低場MRI裝置內時，中線偏移監測涉及：(1)獲取患者大腦之一部分之第一磁共振(MR)影像資料；(2)將該第一MR資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器(例如一卷積神經網路)以獲得對應第一輸出；(3)自該第一輸出識別與患者大腦之至少一中線結構相關聯之至少一界標之至少一初始位置；(4)在獲取該第一MR影像資料之後(例如，在1小時內)，獲取患者大腦之該部分之第二MR影像資料；(5)將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；(6)自該第二輸出識別與患者大腦之該至少一中線結構相關聯之該至少一界標之至少一更新位置；及(7)使用該至少一界標之該至少一初始位置及該至少一界標之該至少一更新位置來判定該中線偏移之一改變程度。

在一些實施例中，與患者大腦之該至少一中線結構相關聯之該至少一界標可包含大腦鐮(至患者顱骨之內板)之一前部附接點、大腦鐮之一後部附接點、透明隔上之一點。在其他實施例中，該至少一界標可指示大腦左右側及/或大腦上下部分之劃分結果。

在一些實施例中，自該經訓練統計分類器之該第一輸出識別與患者大腦之該至少一中線結構相關聯之該至少一界標之該至少一初始位置包含：(1)識別大腦鐮之一前部附接點之一初始位置；(2)識別大腦鐮之一後部附接點之一初始位置；及(3)識別一透明隔上之一量測點之一初始位置。自該經訓練統計分類器之該第二輸出識別與患者大腦之該至少一中線

結構相關聯之該至少一界標之該至少一更新位置包含：(1)識別大腦鐮之該前部附接點之一更新位置；(2)識別大腦鐮之該後部附接點之一更新位置；及(3)識別透明隔上之該量測點之一更新位置。接著，可使用大腦鐮之該前部附接點、大腦鐮之該後部附接點及透明隔上之該量測點之該等經識別之初始位置及更新位置來判定中線偏移之改變程度。

在一些實施例中，判定中線偏移之該改變程度包括：使用大腦鐮之該前部附接點、大腦鐮之該後部附接點及透明隔上之該量測點之該等經識別初始位置來判定中線偏移之一初始量；使用大腦鐮之該前部附接點、大腦鐮之該後部附接點及透明隔上之該量測點之該等經識別更新位置來判定中線偏移之一更新量；及使用中線偏移之該等經判定之初始量及更新量來判定中線偏移之該改變程度。

在一些實施例中，該經訓練統計分類器可為一多層神經網路。例如，該多層神經網路可為一卷積神經網路(例如具有卷積層、集用(pooling)層及一全連接層之卷積神經網路)或一全卷積神經網路(例如不具有一全連接層之一卷積神經網路)。作為另一實例，該多層神經網路可包含一卷積神經網路及一遞歸(例如長短期記憶)神經網路。

發明者亦已開發低場MRI技術來判定一患者大腦之一異常(例如出血、一損害、一水腫、一中風核心、一中風半影及/或腫脹)之大小是否存在一改變。在一些實施例中，低場MRI系統監測技術可與機器學習技術組合以連續監測異常之大小且偵測其大小隨時間之一改變。在此等實施例中，低場MRI監測允許獲得一患者大腦之一影像序列且機器學習技術(例如諸如卷積神經網路之深度學習技術)可用於自影像序列判定異常之大小之一對應序列。例如，由發明者開發之深度學習技術可用於：劃分MRI影

像之異常；識別指定一2D或3D定界區域(例如框)之長軸之點；識別異常之最大直徑及正交於最大直徑之異常之一最大正交直徑；及/或執行任何其他處理以促進異常之大小識別。

因此，在一些實施例中，當一患者定位於一低場MRI裝置內時，異常大小監測涉及：(1)獲取該患者大腦之一部分之第一磁共振(MR)影像資料；(2)將該第一MR影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器(例如一多層神經網路、一卷積神經網路、一全卷積神經網路)以獲得對應第一輸出；(3)使用該第一輸出來識別指示該患者大腦之一異常之一大小之至少一特徵之至少一初始值；(4)在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之該部分之第二MR影像資料；(5)將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；(6)使用該第二輸出來識別指示該患者大腦之該異常之該大小之該至少一特徵之至少一更新值；(7)使用該至少一特徵之該至少一初始值及該至少一特徵之該至少一更新值來判定該異常之該大小之改變。

在一些實施例中，指示該異常之該大小之該至少一特徵之該至少一初始值可包含指定包圍該異常之一區域之多個值(例如指定一定界區域之值、指定該異常之周邊之值等等)。在一些實施例中，該至少一特徵之該至少一初始值可包含指定該異常之一或多個直徑之值(例如直徑1102及正交於直徑1102之直徑1104，如圖11A中所展示)。

在一些實施例中，判定該異常之該大小之該改變涉及：(1)使用該至少一特徵之該至少一值來判定該異常之一初始大小；(2)使用該至少一特徵之該至少一更新值來判定該異常之一更新大小；及(3)使用該異常之該等經判定之初始大小及更新大小來判定該異常之該大小之該改變。

下文將更詳細描述與使用包含低場MRI之低場磁共振應用來執行監測之方法及設備相關之各種概念及該等方法及設備之實施例。應瞭解，本文所描述之各種態樣可依諸多方式之任何者實施。本文之特定實施方案之實例僅供說明。另外，以下實施例中所描述之各種態樣可單獨使用或依任何組合使用，且不受限於本文所明確描述之組合。

圖1係一MRI系統100之例示性組件之一方塊圖。在圖1之繪示性實例中，MRI系統100包括工作站104、控制器106、脈衝序列儲存器108、電力管理系統110及磁性組件120。應瞭解，系統100係繪示性的且一MRI系統除具有圖1中所繪示之組件之外，亦可具有任何適合類型之一或多個其他組件，或具有任何適合類型之一或多個其他組件來替代圖1中所繪示之組件。

如圖1中所繪示，磁性組件120包括 B_0 磁鐵122、勻場線圈124、RF傳輸及接收線圈126及梯度線圈128。 B_0 磁鐵122可用於至少部分產生主磁場 B_0 。 B_0 磁鐵122可為可產生一主磁場(例如約0.2 T或更小之一低場強度)之任何適合類型之磁鐵，且可包含一或多個 B_0 線圈、校正線圈等等。勻場線圈124可用於促使(若干)磁場提高由磁鐵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(例如)可經配置以在三個實質上正交方向(X, Y, Z)上產生磁場梯度以測定誘發MR信號之位置。

RF傳輸及接收線圈126可包括一或多個傳輸線圈，其等可用於產生RF脈衝以誘發一磁場 B_1 。傳輸/接收線圈可經組態以產生任何適合類型之RF脈衝(其經組態以激發一受試者之一MR回應)且偵測所得MR發射信號。RF傳輸及接收線圈126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變動且可包含用於傳輸及接收兩者

之一單一線圈、用於傳輸及接收之單獨線圈、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並行MRI系統。因此，傳輸/接收磁性組件通常指稱Tx/Rx或Tx/Rx線圈以一般係指一MRI系統之傳輸及接收組件之各種組態。磁性組件120之各者可依任何適合方式構造。例如，在一些實施例中，可使用上文所併入之共同申請之申請案中所描述之層壓技術來製造磁性組件120之一或多者。

電力管理系統110包含用於將操作電力提供至低場MRI系統100之一或多個組件之電子器件。例如，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賦能給且操作低場MRI系統100之組件所需之任何其他適合電源器件。

如圖1中所繪示，電力管理系統110包括電源供應器112、(若干)放大器114、傳輸/接收開關116及熱管理組件118。電源供應器112包含用於將操作電力提供至低場MRI系統100之磁性組件120之電子器件。例如，電源供應器112可包含用於將操作電力提供至一或多個B₀線圈(例如B₀磁鐵122)以產生低場MRI系統之主磁場之電子器件。在一些實施例中，電源供應器112可為一單極性、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可用於選擇是否操作RF傳輸線圈或RF接收線圈。

(若干)放大器114可包含：一或多個RF接收(Rx)前置放大器，其等放大由一或多個RF接收線圈(例如線圈124)偵測之MR信號；一或多個RF傳輸(Tx)放大器，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126)；一或多個梯度功率放大器，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128)；勻場放大器，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124)。

熱管理組件118對低場MRI系統100之組件提供冷卻且可經組態以藉由促進將由低場MRI系統100之一或多個組件產生之熱能自該等組件轉走來實現冷卻。熱管理組件118可包含(但不限於)用於執行基於水或基於空氣之冷卻之組件，其可與產生熱之MRI組件整合或配置成非常接近產生熱之MRI組件，該等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。熱管理組件118可包含用於將熱自低場MRI系統100之組件轉走之任何適合傳熱介質，其包含(但不限於)空氣及水。

如圖1中所繪示，低場MRI系統100包含控制器106 (亦指稱一控制台)，其具有用於將指令發送至電力管理系統110及自電力管理系統110接收資訊之控制電子器件。控制器106可經組態以實施一或多個脈衝序列，該等脈衝序列用於判定發送至電力管理系統110以依一所要序列操作磁性組件120之指令。例如，控制器106可經組態以控制電力管理系統110根據一平衡穩定態自由旋進(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、一低場反轉回復脈衝序列、動脈自旋標記、擴散加權成像(DWI)及/或任何其他適合脈衝序列來操作磁性組件120。由於本發明之態樣在此方面不受限制，所以控制器106可實施為硬體、軟體或硬體及軟體之任何適合組合。

在一些實施例中，控制器106可經組態以藉由自脈衝序列儲存庫108獲得關於脈衝序列之資訊來實施一脈衝序列，脈衝序列儲存庫108儲存一或多個脈衝序列之各者之資訊。由脈衝序列儲存庫108儲存之一特定脈衝序列之資訊可為允許控制器106實施該特定脈衝序列之任何適合資訊。例如，儲存於脈衝序列儲存庫108中之一脈衝序列之資訊可包含用於根據脈

衝序列來操作磁性組件120之一或多個參數(例如用於操作RF傳輸及接收線圈126之參數、用於操作梯度線圈128之參數等等)、用於根據脈衝序列來操作電力管理系統110之一或多個參數、包括指令(其在由控制器106執行時引起控制器106控制系統100根據脈衝序列來操作)之一或多個程式及/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中所繪示，控制器106亦與經程式化以處理所接收之MR資料之運算裝置104互動。例如，運算裝置104可處理所接收之MR資料以使用(若干)任何適合影像重構程序來產生一或多個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裝置104以由運算裝置處理資料。例如，控制器106可將關於一或多個脈衝序列之資訊提供至運算裝置104且運算裝置可至少部分基於所提供之資訊來執行一影像重構程序。

運算裝置104可為可處理所獲取之MR資料且產生被成像之受試者之一或多個影像之任何電子裝置。在一些實施例中，運算裝置104可為一固定電子裝置，諸如一桌上型電腦、一伺服器、一機架安裝式電腦或可經組態以處理MR資料且產生被成像之受試者之一或多個影像之任何其他適合固定電子裝置。替代地，運算裝置104可為一可攜式裝置，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資料且產生被成像之受試者之一或多個影像之任何其他可攜式裝置。在一些實施例中，由於態樣在此方面不受限制，所以運算裝置104可包括任何適合類型之多個運算裝置。一使用者102可與工作站104互動以控制低場MRI系統100之態樣(例如，程式化系統100以根據一特定脈衝序列來操作，調整系統100之一或多個參數，等等)及/或查看由低場MRI系統100

獲得之影像。根據一些實施例，運算裝置104及控制器106形成一單一控制器，而在其他實施例中，運算裝置104及控制器106各包括一或多個控制器。應瞭解，由於態樣不限於與任何特定實施方案或架構一起使用，所以由運算裝置104及控制器106執行之功能可依任何方式分佈於一或多個控制器之任何組合上。

圖2A及圖2B繪示可用於適合於與本文所描述之改變偵測技術一起使用之一低場MRI系統中之雙平面磁性組態。圖2A示意性地繪示經組態以至少部分產生適合於低場MRI之一 B_0 場之一部分之一雙平面磁鐵。雙平面磁鐵200包括兩個外線圈210a及210b及兩個內線圈212a及212b。當將適當電流施加於線圈時，在由箭頭指示之方向上產生一磁場以產生具有線圈之間的一視域之一 B_0 場，該 B_0 場可在經適當設計及構造時適合於低場MRI。術語「線圈」在本文中用於係指具有至少一「匝」之任何幾何形狀之任何導體或導體組合，其傳導電流以產生一磁場以藉此形成一電磁鐵。

應瞭解，歸因於難以在高場強度處獲得足夠均質性之一 B_0 場，圖2A中所繪示之雙平面幾何形狀一般不適合於高場MRI。高場MRI系統通常利用螺線管幾何形狀(及超導導線)來達成高場MRI之足夠均質性之高場強度。圖2A中所繪示之雙平面 B_0 磁鐵提供一大體上敞開幾何形狀以促進其供患有幽閉恐懼症且會拒絕使用習知高場螺線管線圈幾何形狀來成像之患者使用。此外，雙平面設計可由於其敞開設計而促成供更多患者使用且在一些例項中可以低場強度及均質性要求促成一大體上更大視域。再者，大體上敞開設計促成供被成像之患者使用且可提高將一患者(例如一無意識、鎮靜或麻醉患者)定位於視域內之能力，如下文將進一步詳細討論。由於態樣在此方面不受限制，所以圖2A中之雙平面幾何形狀僅供例示，

例如，可視需要配置更多或更少線圈。

圖2B繪示使用層壓技術來製造一 B_0 磁鐵或其部分及/或製造用於低場MRI中之一或多個其他磁性組件之一混合雙平面磁鐵。例如，在圖2B所繪示之例示性雙平面磁鐵200'中，層壓板220a及220b替換內線圈212a及212b以產生一混合磁鐵。層壓板220a及220b可包含任何數目個層壓層，其具有製造於其上之一或多個 B_0 線圈、梯度線圈、校正線圈及/或勻場線圈等等或其部分以促進產生用於低場MRI中之磁場。2015年9月4日申請且名稱為「Low Field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus」之美國專利申請案第14/845,652號('652申請案)中描述使用層壓技術之適合混合磁鐵，該案之全部內容以引用的方式併入本文中。在其他實施例中，層壓技術可用於實施整個 B_0 磁鐵(例如，替換線圈210a及210b)。

另外或替代地，例示性層壓板220a及220b可具有製造於其上之一或多個梯度線圈或其部分以編碼依據頻率或相位而變化之所接收之MR信號之空間位置。根據一些實施例，一層壓板包括經圖案化以形成一或多個梯度線圈或一或多個梯度線圈之一部分之至少一導電層，其能夠在操作於一低場MRI系統中時產生或促成適合於提供所偵測之MR信號之空間編碼之磁場。例如，層壓板220a及/或層壓板220b可包括：一第一梯度線圈，其經組態以在一第一(X)方向上選擇性地變動 B_0 場以在該方向上執行頻率編碼；一第二梯度線圈，其經組態以在實質上正交於該第一方向之一第二(Y)方向上選擇性地變動 B_0 場以執行相位編碼；及/或一第三梯度線圈，其經組態以在實質上正交於該第一方向及該第二方向之一第三(Z)方向上選擇性地變動 B_0 場以達成體積成像應用之切片選擇。

另外或替代地，例示性層壓板220a及220b可包含諸如一或多個勻場線圈之額外磁性組件，其經配置以產生磁場以支援系統：(例如)增加 B_0 場之強度及/或提高 B_0 場之均質性，抵消有害場效應(諸如由梯度線圈之操作產生之場效應)、被成像之物件之負載效應，或依其他方式支援低場MRI系統之磁性元件。圖2A及圖2B中所繪示之雙平面磁鐵可使用習知線圈、層壓技術或兩者之一組合來產生，且可用於提供經調適以執行改變偵測技術之一低場MRI系統之磁性組件，如下文將進一步詳細討論。

發明者已認識到，低場背景使 B_0 磁鐵設計不適合於高場範圍。例如，至少部分歸因於較低場強度，可消除超導材料及對應低溫冷卻系統。部分歸因於低場強度，可在低場範圍內採用使用非超導材料(例如銅)構造之 B_0 電磁鐵。然而，此等電磁鐵在操作期間仍會消耗相對較電量。例如，使用一銅導體來操作一電磁鐵以產生0.2 T或更大之一磁場需要一專用或特殊電源連接(例如一專用三相電源連接)。發明者已開發可使用市電(即，標準壁式電源)來操作之MRI系統以允許在具有通用電源連接(諸如一標準壁式插座(例如美國120V/20A連接)或通用大型設備插座(例如220V至240V/30A))之任何位置處對MRI系統供電。因此，一低功率MRI系統促成可攜性及可用性以允許一MRI系統在需要其之位置處操作(例如，可將MRI系統帶至患者身邊，而非相反)，下文將進一步詳細討論其實例。另外，自標準壁式電源操作消除將三相電力轉換為單相電力且使自電網直接提供之電力平滑化所需之習知電子器件。相反地，壁式電源可直接轉換為DC且經分配以對MRI系統之組件供電。

圖2C及圖2D繪示使用一電磁鐵及一鐵磁軛所形成之一 B_0 鐵磁。特定言之， B_0 鐵磁2000部分由配置成一雙平面幾何形狀之一電磁鐵2010形

成，電磁鐵2010包括 B_0 鐵磁2000之一上側上之電磁線圈2012a及2012b及 B_0 鐵磁2000之一下側上之電磁線圈2014a及2014b。根據一些實施例，形成電磁鐵2010之線圈可由一銅線或銅帶或適合於在操作時(例如，當驅動電流通過導體繞組時)產生一磁場之任何其他導電材料之若干匝形成。儘管圖2C及圖2D中所繪示之例示性電磁鐵包括兩對線圈，但由於態樣在此方面不受限制，所以可使用任何數目個線圈來依任何組態形成一電磁鐵。可(例如)藉由圍繞一玻璃纖維環2017纏繞一導體2013 (例如一銅帶、導線、塗料等等)來形成形成電磁鐵2010之電磁線圈。例如，導體2013可為一適合絕緣銅線或替代地，導體2013可為與一絕緣層(例如一美拉(Mylar)層)一起纏繞以使線圈之多個繞組電隔離之一銅帶。可提供一連接器2019以允許一電源連接提供電流以串聯操作線圈2014a及2014b。可在電磁鐵之上側上提供一類似連接器(圖2C及圖2D中不可見)以操作線圈2012a及2012b。

應瞭解，由於態樣不限於與任何特定類型之電磁鐵一起使用，所以電磁線圈可由任何適合材料形成且依任何適合方式設定尺寸以產生或促成一所要 B_0 磁場。作為可適合於部分形成一電磁鐵(例如電磁鐵2010)之一非限制性實例，可使用具有155匝之銅帶及美拉絕緣體來構造一電磁線圈以形成約23英寸至約27英寸之一內徑(例如約25英寸)、約30英寸至約35英寸之一外徑(例如32英寸)。然而，由於態樣在此方面不受限制，所以不同材料及/或不同尺寸可用於構造具有所要特性之一電磁線圈。上線圈及下線圈可經定位以在上側上之下線圈與下側上之上線圈之間提供約10英寸至約15英寸之一距離(例如約12.5英寸)。應瞭解，尺寸將依據包含(例如)場強度、視域等等之所要特性而變化。

在圖2C及圖2D所繪示之例示性B₀磁鐵中，各線圈對2012及2014分別由熱管理組件2030a及2030b分離以將由電磁線圈及梯度線圈(圖2C及圖2D中未繪示)產生之熱自磁鐵轉走以提供MRI裝置之熱管理。特定言之，熱管理組件2030a及2030b可包括具有導管之一冷卻板，該等導管允許冷卻劑透過冷卻板循環以自磁鐵轉走熱。冷卻板2030a、2030b可經構造以減少或消除藉由操作梯度線圈所誘發之渦電流，該等梯度線圈可產生干擾由B₀磁鐵2000產生之B₀磁場之電磁場。例如，熱管理組件2030a及2030b可相同於或類似於2015年9月4日申請之名稱為「Thermal Management Methods and Apparatus」之美國申請案第14/846,042號中所描述之熱管理組件之任何者，該案之全部內容以引用的方式併入本文中。根據一些實施例，可消除熱管理組件，如下文將進一步詳細討論。

B₀磁鐵2000進一步包括磁性地耦合至電磁鐵以捕獲磁通量之一磁軛2020，若不存在磁軛2020，則磁通量將被損失且無法促成上電磁線圈與下電磁線圈之間的所關注區域中之通量密度。特定言之，磁軛2020形成將電磁鐵之上側及下側上之線圈連接之一「磁性迴路」以增大線圈之間的區域中之通量密度，因此增加B₀磁鐵之成像區域(亦指稱視域)內之場強度。成像區域或視域界定其中由一給定B₀磁鐵產生之B₀磁場適合於成像之空間。更特定言之，成像區域或視域對應於其B₀磁場在一所要場強度處係足夠均質之區域，可偵測MR信號由定位於該區域內之一物件回應於射頻激發(例如一適合射頻脈衝序列)之施加而發射。磁軛2020包括可使用任何適合鐵磁材料(例如鐵、鋼等等)來形成之框架2022及板2024a、2024b。板2024a、2024b收集由電磁鐵2010之線圈對產生之磁通量且將其導引至框架2022，框架2022繼而使通量返回至對置線圈對，藉此在提供至線圈

之操作電流量相同之情況下使線圈對(例如線圈對2012a、2012b及線圈對2014a、2014b)之間的成像區域中之磁通量密度增大高達2倍。因此，磁軛2020可用於在電力需求不對應增加之情況下產生一較高 B_0 場(其導致較高SNR)，或磁軛2020可用於在 B_0 場給定之情況下降低 B_0 磁鐵2000之電力需求。

根據一些實施例，用於磁軛2020之部分(即，框架2022及/或板2024a、2024b)之材料係鋼，例如低碳鋼、矽鋼、鈷鋼等等。根據一些實施例，MRI系統之梯度線圈(圖2C、圖2D中未展示)配置成相對非常接近於板2024a、2024b以在板中誘發渦電流。為減輕渦電流，板2024a、2024b及/或框架2022可由矽鋼構造，矽鋼一般比(例如)低碳鋼更能抵抗渦電流之產生。應瞭解，由於增大通量密度之技術不限於與任何特定類型之材料或材料組合一起使用，所以可使用具有足夠磁導率之任何鐵磁材料來構造磁軛2020且個別部分(例如框架2022及板2024a、2024b)可由相同或不同鐵磁材料構造。此外，應瞭解，可使用不同幾何形狀及配置來形成磁軛2020。

應瞭解，磁軛2020可由任何適合材料製成且可經設定尺寸以提供所要磁通量捕獲，同時滿足諸如重量、成本、磁性性質等等之其他設計約束。作為一實例，磁軛之框架(例如框架2022)可由小於0.2%碳之低碳鋼或矽鋼形成，其中(若干)長樑具有約38英寸之一長度、約8英寸之一寬度及約2英寸之一厚度(深度)，且(若干)短樑具有約19英寸之一長度、約8英寸之一寬度及約2英寸之一厚度(深度)。板(例如板2024a及2024b)可由小於0.2%碳之低碳鋼或矽鋼形成且具有約30英寸至約35英寸之一直徑(例如約32英寸)。然而，上文所提供之尺寸及材料僅為可用於捕獲由一電磁鐵產

生之磁通量之一磁軛之一適合實施例之例示。

作為經由使用磁軛2020所達成之改良之一實例，操作電磁鐵2010以在無磁軛2020之情況下產生約20 mT之一 B_0 磁場消耗約5 kW，而在具有磁軛2020之情況下產生相同20 mT B_0 磁場消耗約750 W之電力。由於在具有磁軛2020之情況下操作電磁鐵2010，所以可使用2 kW之電力來產生約40 mT之一 B_0 磁場且可使用約3 kW之電力來產生約50 mT之一 B_0 磁場。因此，可藉由使用磁軛2020來顯著減少電力需求以允許在無需一專用三相電源連接之情況下操作一 B_0 磁鐵。例如，美國及北美大部分地區之市電電力依120 V及60 Hz提供且額定電流為15 amp或20 amp以容許利用分別在1800 W及2400 W以下操作之裝置。諸多設施亦具有以30 amp為額定值之220至240 VAC插座以容許在高達7200 W處操作之裝置由此等插座供電。根據一些實施例，利用包括一電磁鐵及一磁軛之一 B_0 磁鐵(例如 B_0 磁鐵2000)之一低場MRI系統經組態以經由一標準壁式插座供電，如下文將進一步詳細討論。根據一些實施例，利用包括一電磁鐵及一磁軛之一 B_0 磁鐵(例如 B_0 磁鐵2000)之一低場MRI系統經組態以經由一220至240 VAC插座供電，亦如下文將進一步詳細討論。

再次參考圖2C及圖2D，例示性 B_0 磁鐵2010進一步包括勻場環2040及勻場圓盤2042，其等經組態以增強所產生之 B_0 磁場以提高視域(例如其中 B_0 場適合於足夠MR信號產生之電磁鐵之上線圈與下線圈之間的區域)之均質性，如其中已移除下線圈之圖2D中最佳所見。特定言之，勻場環2040及勻場圓盤2042經設定尺寸且經配置以提高由電磁鐵至少在 B_0 磁鐵之視域內產生之磁場之均勻性。特定言之，勻場環2040之高度、厚度及材料及勻場圓盤2042之直徑、厚度及材料可經選擇以達成具有適合均質性之

一 B_0 場。例如，勻場圓盤可具有約5英寸至約6英寸之一直徑及約0.3英寸至約0.4英寸之一寬度。一勻場環可由各具有約20英寸至約22英寸之一高度及約2英寸之一寬度之複數個圓弧段(例如8個圓弧段)形成以形成具有約21英寸至約22英寸之間的一內徑及約23英寸至約24英寸之間的一外徑之一環。

B_0 磁鐵之重量在MRI系統之總重量中占很大部分，其繼而影響MRI系統之可攜性。在主要將低碳鋼及/或矽鋼用於磁軛及勻場組件之實施例中，類似於上文所描述般設定尺寸之一例示性 B_0 磁鐵2000可重達約550千克。根據一些實施例，鈷鋼(CoFe)可用作為磁軛(及可能為勻場組件)之主要材料以可將 B_0 磁鐵2000之重量減少至約450千克。然而，CoFe一般比(例如)低碳鋼昂貴，從而推高系統之成本。因此，在一些實施例中，可使用CoFe來形成選擇組件以平衡由使用其引起之成本與重量之間的權衡。由於使用此等例示性 B_0 磁鐵，所以可(例如)藉由將 B_0 磁鐵整合於一外殼、框架或其他本體(其上可附接小腳輪、輪子或其他移動構件以允許將MRI系統移轉至所要位置(例如，藉由手推MRI系統及/或包含電動助動))內來構造一可攜式、可推式或否則可移式MRI系統。因此，可將一MRI系統帶至需要其之位置以提高其可用性且用作為一臨床儀器且使先前不可行之MRI應用可用。

採用一 B_0 磁鐵(諸如 B_0 磁鐵2000)之一低場MRI系統之總電力消耗之主要貢獻者係電磁鐵(例如電磁鐵2010)。例如，在一些實施例中，電磁鐵可消耗整個MRI系統之電力之80%或更多。為顯著減少MRI系統之電力需求，發明者已開發利用永久磁鐵來產生及/或促成 B_0 電磁場之 B_0 磁鐵。根據一些實施例， B_0 電磁鐵由作為 B_0 電磁場之主要來源之永久磁鐵替換。一

永久磁鐵係指一旦被磁化則使自身維持持久磁場之任何物件或材料。可經磁化以產生一永久磁鐵之材料在本文中指稱鐵磁體且包含(但不限於)鐵鎳鈷鉍(NdFeB)合金、釷鈷(SmCo)合金、鋁鎳鈷(AlNiCo)合金、鋁鐵氧體、鋇鐵氧體等等。永久磁鐵材料(例如已由一磁化場驅動至飽和之可磁化材料)在移除驅動場時保持其磁場。由一特定材料保持之磁化量指稱材料之剩磁。因此，一旦被磁化，則一永久磁鐵產生對應於其剩磁之一磁場以無需一電源來產生磁場。

圖2E繪示根據一些實施例之一永久 B_0 磁鐵。特定言之， B_0 磁鐵2010由以下各者形成：永久磁鐵2110a及2110b，其等配置成一雙平面幾何形狀；及一磁軛2120，其捕獲由永久磁鐵產生之電磁通量且將通量轉移至對置永久磁鐵以增大永久磁鐵2110a與2110b之間的通量密度。永久磁鐵2110a及2110b之各者由複數個同心永久磁鐵形成。特定言之，如圖2E中可見，永久磁鐵2110b包括永久磁鐵之一外環2114a、永久磁鐵之一中環2114b、永久磁鐵之一內環2114c及中心處之一永久磁鐵圓盤2114d。永久磁鐵2110a可包括相同於永久磁鐵2110b之永久磁鐵元件組。

可依據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(或其某一部分)可由NdFeB製成，其一旦被磁化，則產生每單位體積材料具有一相對較高磁場之一磁場。根據一些實施例，SmCo材料用於形成永久磁鐵或其某一部分。儘管NdFeB產生較高場強度(且一般不會比SmCo昂貴)，但SmCo展現較少熱漂移且因此提供更穩定磁場(即使溫度有波動)。由於態樣在此方面不受限制，所以亦可使用其他類型之(若干)永久磁鐵材料。一般而言，所利用之一或若干永久磁鐵材料類型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/或易用性要求。

永久磁鐵環經設定大小且經配置以在永久磁鐵2110a與2110b之間的中心區域(視域)中產生一所要強度之一均質場。在圖2E所繪示之例示性實施例中，各永久磁鐵環包括複數個段，各段使用在徑向方向上堆疊且圍繞周邊定位成彼此相鄰以形成各自環之複數個區塊來形成。發明者已瞭解到，可藉由變動各永久磁鐵之寬度(在與環相切之方向上)來達成有用空間之較少浪費，同時使用較少材料。例如，可藉由變動(例如)依據區塊之徑向位置而變化之區塊之寬度來減少不產生有用磁場之堆疊之間的空間以允許一較密切配合以減少空間浪費且最大化可在一給定空間中產生之磁場量。區塊之尺寸亦可依任何所要方式變動以促進所要強度及均質性之一磁場產生，如下文將進一步詳細討論。

B_0 磁鐵2100進一步包括磁軛2120，其經組態及配置以捕獲由永久磁鐵2110a及2110b產生之磁通量且將其導引至 B_0 磁鐵之對置側以增大永久磁鐵2110a及2110b之間的通量密度以增加 B_0 磁鐵之視域內之場強度。由於捕獲磁通量且將其導引至永久磁鐵2110a及2110b之間的區域，所以可使用較少永久磁鐵材料來達成一所要場強度以因此減小 B_0 磁鐵之大小、重量及成本。替代地，可針對給定永久磁鐵來增加場強度以因此在不必使用增加數量之永久磁鐵材料之情況下提高系統之SNR。針對例示性 B_0 磁鐵2100，磁軛2120包括一框架2122及板2124a及2124b。依類似於上文結合磁軛2020所描述之方式的一方式，板2124a及2124b捕獲由永久磁鐵2110a及2110b產生之磁通量且將其導引至框架2122以使其經由磁軛之磁性返回路徑循環以增大 B_0 磁鐵之視域中之通量密度。磁軛2120可由例如低碳鋼、CoFe及/或矽鋼等等之任何所要鐵磁材料構造以提供磁軛之所要磁性

性質。根據一些實施例，板2124a及2124b (及/或框架2122或其部分)可由矽鋼或其類似者構造於其中梯度線圈可最普遍地誘發渦電流之區域中。

例示性框架2122包括分別附接至板2124a及2124b之臂2123a及2123b及對由永久磁鐵產生之通量提供磁性返回路徑之支撐件2125a及2125b。臂大體上經設計以減少支撐永久磁鐵所需之材料量，同時對由永久磁鐵產生之磁通量之返回路徑提供足夠橫截面。臂2123a在由 B_0 磁鐵產生之 B_0 場之一磁性返回路徑內具有兩個支撐件。支撐件2125a及2125b具有形成於其等之間的一間隙2127以對框架提供一定程度之穩定性及/或使結構較輕，同時對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由兩個支撐結構分割以因此提供一足夠返回路徑，同時增加框架之結構完整性。應瞭解，由於技術不限於僅與兩個支撐件及任何特定數目個之多個支撐結構一起使用，所以可將額外支撐件新增至結構。

如上文所討論，例示性永久磁鐵2110a及2110b包括與中心處之一永久磁鐵圓盤同心配置之複數個永久磁鐵材料環。各環可包括鐵磁材料之複數個堆疊以形成各自環，且各堆疊可包含可具有任何數目之一或多個區塊(在一些實施例及/或一些環中，包含一單一區塊)。形成各環之區塊可經設定尺寸且經配置以產生一所要磁場。發明者已認識到，根據一些實施例，區塊可依諸多方式設定尺寸以減少成本、減輕重量及/或提高所產生之磁場之均質性，如結合一起形成一 B_0 磁鐵之永久磁鐵之例示性環所進一步詳細討論。

圖2F繪示根據一些實施例之一 B_0 磁鐵2200。 B_0 磁鐵2200可與圖2E中所繪示之 B_0 磁鐵2100共用設計組件。特定言之， B_0 磁鐵2200由以下各者

形成：永久磁鐵2210a及2210b，其等配置成一雙平面幾何形狀；及一磁軛2220，其耦合至永久磁鐵2210a及2210b以捕獲由永久磁鐵產生之電磁通量且將通量轉移至對置永久磁鐵以增大永久磁鐵2210a與2210b之間的通量密度。永久磁鐵2210a及2210b之各者由複數個同心永久磁鐵形成，如由永久磁鐵2210b所展示，永久磁鐵2210b包括永久磁鐵之一外環2214a、永久磁鐵之一中環2214b、永久磁鐵之一內環2214c及中心處之一永久磁鐵圓盤2214d。永久磁鐵2210a可包括相同於永久磁鐵2210b之永久磁鐵元件組。可依據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等等)。

永久磁鐵環經設定大小且經配置以在永久磁鐵2210a與2210b之間的中心區域(視域)中產生一所要強度之一均質場。特定言之，在圖2F所繪示之例示性實施例中，各永久磁鐵環包括經設定大小且經定位以產生一所要 B_0 磁場之複數個圓弧段，如下文將進一步詳細討論。依類似於圖2E中所繪示之磁軛2120之一方式，磁軛2220經組態且經配置以捕獲由永久磁鐵2210a及2210b產生之磁通量且將其導引至 B_0 磁鐵之對置側以增大永久磁鐵2210a與2210b之間的通量密度。藉此，磁軛2220增加具有較少永久磁鐵材料之 B_0 磁鐵之視域內之場強度以減小 B_0 磁鐵之大小、重量及成本。磁軛2220亦包括一框架2222及板2224a及2224b，其等依類似於上文結合磁軛2120所描述之方式之一方式捕獲由永久磁鐵2210a產生之磁通量且使其經由磁軛之磁性返回路徑循環以增大 B_0 磁鐵之視域中之通量密度。磁軛2220之結構可類似於上文所描述之結構以提供足以容納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)減少 B_0 磁鐵之成本及重量之材料量。

因為一永久 B_0 磁鐵一旦被磁化則將自身產生持久磁場，所以無需電力來操作永久 B_0 磁鐵以產生其磁場。因此，可消除一MRI系統之總電力消耗之一重要(通常為主要)貢獻者以促進可使用市電來供電(例如，經由一標準壁式插座或通用大型家用電器插座)之一MRI系統之開發。如上文所討論，發明者已開發可部署於幾乎任何環境中且可帶至將經歷一成像程序之患者身邊之低功率、可攜式低場MRI系統。依此方式，急診室、加護病房、手術室及諸多其他地方中之患者可在其中通常無法使用MRI之環境中自MRI獲益。

圖3A至圖3B繪示根據一些實施例之適合用於執行本文所描述之改變偵測技術之一可攜式或可推式低場MRI系統300。系統300可包含一起配置於一單一大體上可移轉及可變換結構上之磁性及電力組件及潛在其他組件(例如熱管理組件、控制台等等)。系統300可經設計以具有至少兩種組態：一組態適合於移轉及儲存且一組態適合於操作。圖3A展示經固定以用於移轉及/或儲存時之系統300且圖3B展示經變換以用於操作時之系統300。系統300包括一部分390A，其可在系統變換於自其移轉組態與其操作組態之間時滑入至部分390B中及自部分390B拉出，如由圖3A中所展示之箭頭381所指示。部分390A可收容電源器件、控制台(其可包括諸如一觸控面板顯示器之一介面裝置)及熱管理組件。部分390A亦可視需要包含用於操作系統300之其他組件。

部分390B包括低場MRI系統300之磁性組件，其包含磁性組件依本文所討論之任何組合整合於其上之層壓板。當變換為適合於操作系統以執行MRI之組態(如圖3B中所展示)時，部分390A及390B之支撐表面提供患者可躺在其上之一表面。可提供一可滑動床或表面384以促進患者滑動至適

當位置中，使得待成像之患者之一部分位於低場MRI系統組件之時域內。系統300提供一低場MRI系統之一可攜式緊湊組態，其促進在通常無法使用其之環境中(例如，在NICU中)進行MRI成像。

圖3A至圖3B繪示利用外殼386A與386B之間的一雙平面磁鐵形成及成像區域之一可改裝低場MRI系統之一實例。外殼386A及386B收容可改裝系統300之磁性組件。根據一些實施例，可使用專用層壓技術、專用傳統技術或兩者之一組合(例如，使用混合技術)來產生、製造及配置磁性組件。可改裝低場MRI系統300允許將系統帶至患者身邊以促進患者之目標部位之監測。例如，可將可改裝低場MRI系統300帶至NICU中之一患者身邊且可將無意識患者放置於可滑動床上且定位於系統之視域內。接著，可藉由在一長時間段內(例如，在一或數小時內)獲得連續、週期性及/或定期MRI影像來監測患者以使用本文所描述之各種改變偵測技術之任何者來評估所發生之改變。

圖3C及圖3D繪示根據本發明之一些實施例之可用於實施各種改變偵測技術之另一可攜式MRI系統3800之視圖。可攜式MRI系統3800包括部分由一上磁鐵3810a及一下磁鐵3810b形成之一 B_0 磁鐵3810，上磁鐵3810a及下磁鐵3810b具有耦合至其之一磁軛3820以增大成像區域內之通量密度。 B_0 磁鐵3810可與梯度線圈3815(例如名稱為「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號中所描述之梯度線圈之任何者，該案之全部內容以引用的方式併入本文中)一起收容於磁鐵外殼3812中。根據一些實施例， B_0 磁鐵3810包括一電磁鐵。根據一些實施例， B_0 磁鐵3810包括一永久磁鐵(例如2017年6月30日申請之名稱為「LOW-FIELD MAGNETIC

RESONANCE IMAGING METHODS AND APPARATUS」之美國申請案第15/640,369號中所描述之任何永久磁鐵，該案之全部內容以引用的方式併入本文中)。

可攜式MRI系統3800進一步包括收容操作MRI系統所需之電子器件之一基座3850。例如，基座3850可收容包含(但不限於)以下各者之電子器件：一或多個梯度功率放大器、一系統上電腦、一電力分配單元(PDU)、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/或一大型設備插座之一連接)來操作MRI系統之任何其他電力組件。例如，基座3870可收容低功率組件(諸如本文所描述之組件)以至少部分使可攜式MRI系統能夠由容易取得之壁式插座供電。因此，可將可攜式MRI系統3800帶至患者身邊且插入至附近之一壁式插座中。

可攜式MRI系統3800進一步包括可敞開及封閉且定位成各種組態之可移動滑件3860。滑件3860包含電磁屏蔽件3865，其可由任何適合導電或磁性材料製成以形成一可移動屏蔽以衰減可攜式MRI系統之操作環境中之電磁雜訊以使成像區域免受至少一些電磁雜訊影響。如本文所使用，術語「電磁屏蔽件」係指經組態以衰減所關注之一頻譜中之電磁場且經定位或經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(例如電力組件、電纜等等)、屏蔽MRI系統之成像區域(例如視域)或兩者。

由電磁屏蔽達成之衰減程度取決於諸多因數，其包含所使用之材料類型、材料厚度、想要或需要電磁屏蔽之頻譜、電磁屏蔽之孔隙之大小及形狀(例如一導電網之空間大小、屏蔽之未屏蔽部分或間隙之大小等等)及/或孔隙相對於一入射電磁場之定向。因此，電磁屏蔽件一般係指用於使至

少一些電磁輻射衰減且經定位以藉由使該至少一些電磁輻射衰減來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。

應瞭解，想要屏蔽(使一電磁場衰減)之頻譜可依據被屏蔽之對象而變化。例如，某些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、衝擊及/或降級MRI系統激發及偵測一MR回應之能力的頻率。一般而言，一MRI系統之成像區域之所關注頻譜對應於接收系統經組態以偵測或能夠偵測其之一給定 B_0 磁場強度處之標稱操作頻率(即，拉莫(Larmor)頻率)周圍之頻率。此頻譜在本文中指稱MRI系統之操作頻譜。因此，對操作頻譜提供屏蔽之電磁屏蔽件係指經配置或經定位以使至少在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。

因此，在圖3C及圖3D所繪示之可攜式MRI系統3800中，可移動屏蔽件可組態以在不同配置中提供屏蔽，其可視需要調整以適應一患者、供一患者使用及/或根據一給定成像協定。例如，針對圖3E中所繪示之成像程序(例如一腦掃描)，一旦患者已被定位，，可(例如)使用手把3862來封閉滑件3960以在除容納患者之上身軀之開口之外之成像區域周圍提供電磁屏蔽3965。在圖3F所繪示之成像程序(例如一膝部掃描)中，滑件3960可經配置以在兩側上具有開口以容納患者之腿。因此，可移動滑件允許屏蔽組態於適合於成像程序之配置中且促進將患者適當定位於成像區域內。

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由屏蔽件3865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/或去除MRI系統所在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

抑制技術與可移動屏蔽件協同工作以促進其中可配置滑件之各種屏蔽組態中之操作。例如，當如圖3F中所繪示般配置滑件3960時，電磁雜訊之增大位準可能會經由開口進入成像區域。因此，雜訊抑制組件將偵測增大電磁雜訊位準且因此調適雜訊抑制及/或避免回應。歸因於本文所描述之雜訊抑制及/或避免技術之動態性，雜訊降低系統經組態以對改變雜訊條件(其包含由可移動屏蔽件之不同配置所致之改變雜訊條件)作出回應。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協調操作以抑制可利用之任何屏蔽組態(其包含實質上無屏蔽之組態(例如無可移動屏蔽件之組態))中之MRI系統之操作環境中之電磁雜訊。

為確保可移動屏蔽件提供屏蔽(不管其中放置滑件之配置如何)，電墊片可經配置以沿可移動屏蔽件之周邊提供連續屏蔽。例如，如圖3D中所展示，電墊片3867a及3867b可提供於滑件3860與磁鐵外殼之間的界面處以維持沿此界面提供連續屏蔽。根據一些實施例，電墊片係在將滑件3860移動至成像區域周圍之所要位置期間及其之後維持屏蔽件3865與接地件之間的電連接之鉸指或鉸銅指或其類似者(例如鋁墊片)。根據一些實施例，電墊片3867c提供於滑件3860之間的界面處(如圖3F中所繪示)，使得在其中使滑件相合之配置中，連續屏蔽提供於滑件之間。因此，可移動滑件3860可提供可攜式MRI系統之可組態屏蔽。

為促進移轉，提供一電動組件3880以允許(例如)使用一控制件(諸如提供於MRI系統上或在MRI系統遠端處之一操縱桿或其他控制機構)來驅動可攜式MRI系統自一位置至另一位置。依此方式，可將可攜式MRI系統3800移轉至患者且調運至床邊以執行成像，如圖3E及圖3F中所繪示。如上文所討論，圖3E繪示已被移轉至一患者床邊以執行一腦掃描之一可攜

式MRI系統3900。圖3F繪示已被移轉至一患者床邊以執行患者膝部之一掃描之可攜式MRI系統3900。

本文所描述之可攜式MRI系統可由諸如筆記本、平板電腦、智慧型電話等等之一可攜式電子裝置操作。例如，平板電腦3875可用於操作可攜式MRI系統以運行所要成像協定且查看所得影像。平板電腦3875可連接至一安全雲端以轉移用於資料共用、遠端醫療及/或資料集深度學習之影像。2015年9月4日申請之名稱為「Automatic Configuration of a Low Field Magnetic Resonance Imaging System」之美國申請案第14/846158號(該案之全部內容以引用的方式併入本文中)中所描述之利用網路連接性之任何技術可與本文所描述之可攜式MRI系統一起使用。

圖3G繪示根據本發明之一些實施例之一可攜式MRI系統之另一實例。可攜式MRI系統4000可在諸多方面類似於圖3C至圖3F中所繪示之可攜式MRI系統。然而，滑件4060經不同構造，屏蔽件4065亦經不同構造，從而導致製造更容易且更便宜之電磁屏蔽。如上文所討論，一雜訊降低系統可用於允許在無屏蔽房間中且在系統本身上之成像區域周圍之屏蔽程度變動之情況下操作一可攜式MRI系統，其不包含或實質上不包含用於成像區域之裝置級電磁屏蔽。

應瞭解，圖3C至圖3G中所繪示之電磁屏蔽係例示性的且對一MRI系統提供屏蔽不受限於本文所描述之實例性電磁屏蔽。可使用任何適合材料依任何適合方式實施電磁屏蔽。例如，可使用可提供一可移動「遮幕」來屏蔽成像區域之導電網、織物等等來形成電磁屏蔽。可使用作為一固定、可移動或可組態組件耦合至MRI系統以使成像區域免受電磁干擾之一或多個導電帶(例如一或多個導電材料條)來形成電磁屏蔽，下文將進一步詳細

描述其之一些實例。可藉由將材料嵌入門、滑件或外殼之任何可移動或固定部分中來提供電磁屏蔽。由於態樣此方面不受限制，所以電磁屏蔽件可部署為固定或可移動組件。

圖4繪示根據一些實施例之使用低場MRI來監測一患者以偵測其體內改變之一方法。在動作410中，由一低場MRI裝置獲取定位於低場MRI裝置內之一患者之身體之一目標部分(例如大腦之一部分、膝部之一部分等等)之第一MR影像資料。將一患者定位於低場裝置內涉及：相對於低場MRI裝置之磁性組件放置患者，使得患者身體之一部分定位於低場MRI裝置之視域內以可獲取MR影像資料。術語「MR影像資料」在本文中用於係指MR資料，其一般包含(但不限於)影像重構前之MR資料(例如k空間MR資料)及已依某種方式處理之MR資料(例如影像重構後MR資料，諸如三維(3D)立體影像)。因為本文所描述之配準技術及改變偵測技術兩者可在任何領域(或一領域組合)中執行，所以術語「MR影像資料」用於係指與領域無關及/或與是否已執行影像重構(或任何其他處理)無關之所獲取之MR資料。作為一實例性應用，可獲取一患者大腦之MR影像資料以監測大腦內之時間改變(例如關於大腦內之動脈瘤或出血之改變、腫瘤或其他組織異常之改變、化學成分之改變等等)。

在動作420中，獲取包含於第一MR影像資料中之身體之相同或實質上相同部分之後續(下一) MR影像資料。下一MR影像資料可在獲取第一MR影像資料之後即時獲取或可在一所要延遲時期之後(例如，在1分鐘、2分鐘、3分鐘、4分鐘、5分鐘、10分鐘、15分鐘、20分鐘等等之後)獲得。因此，在已逝去某一有限時間量之後，下一MR影像資料捕獲身體之部分。發明者已瞭解到，低場MRI促進相對較快影像獲取以允許在相對較

快系列中獲取MR影像資料之一時間序列以因此捕獲醫師會關注之改變。低場MRI系統之可及性、可用性及/或相對較低成本實現在長時間段內依監測及/或否則觀察及評估患者所需之任何時間間隔獲取MR資料。

如同第一MR影像資料，下一MR影像資料可呈任何形式(例如3D立體影像、2D影像、k空間MR資料等等)。根據一些實施例，使用用於獲取第一MR影像資料之相同獲取參數來獲得下一MR影像資料(或所獲取之任何後續下一MR影像資料)。例如，相同脈衝序列、視域、SNR及解析度可用於自患者之相同部分獲取MR信號。依此方式，可比較MR影像資料以評估已發生於被成像之部位內之改變。例如，如下文將所描述，MR影像資料可用於判定一患者之中線偏移之程度是否存在一改變。作為另一實例，如下文將描述，MR影像資料可用於判定一患者之一異常(例如出血、損害、水腫、中風核心、中風半影及/或腫脹)之一大小是否存在一改變。在其他實施例中，可更改一或多個獲取參數以改變用於獲取下一MR影像資料之獲取策略，如下文將結合圖5進一步詳細討論。

所獲取之第一、下一及任何後續MR影像資料指稱MR影像資料之各自「圖框」。可獲取一圖框序列且可使隨時間獲取之一圖框序列中之個別圖框配準。因此，一圖框對應於表示獲取MR影像資料之特定時間之所獲取之MR影像資料。圖框無需包含相同數量之MR影像資料或對應於相同視域，但圖框一般需要足夠重疊，使得可偵測到足夠特徵描述符(例如圖框之間的足夠共同標的)。

在動作430中，使第一MR影像資料及下一MR影像資料彼此共同配準或對準。任何適合技術可用於使第一MR影像資料及下一MR影像資料或想要改變偵測處理之所獲取之任何MR影像資料對共同配準。最簡單而

言，可藉由假定患者靜止不動使得在不變換或變形MR影像資料之情況下使MR影像資料對準來執行配準。然而，此一簡化技術未考量患者之移動，由呼吸所致之改變等等，其等需要依其他方式補償以避免將由此等因數所致之影像之間的觀察差異歸因於生物程序。有考量患者之移動、呼吸等等之用於使MR影像資料對準之更複雜配準技術包含(但不限於)使用適合於在不同時間點所獲取之MR影像資料之變形模型及/或相關技術。

根據一些實施例，使所獲取之MR影像資料共同配準涉及：判定使MR影像資料最佳對準之一變換(例如，就一最小平方而言)。由於態樣在此方面不受限制，所以在不同時間點所獲取之MR影像資料之間的變換可包含平移、旋轉、縮放或任何適合線性或非線性變形。可依任何所要尺度判定變換。例如，可判定MR影像資料之若干經識別子區域(例如包含若干立體像素之空間)之一變換，或可判定MR影像資料中之各立體像素之一變換。可依任何方式判定變換，例如，使用使第一MR影像資料之一網格或座標圖框變形為下一MR影像資料之座標圖框且反之亦然之一變形模型。由於態樣在此方面不受限制，所以可使用任何適合配準技術。下文將結合圖6進一步詳細討論根據一些實施例之用於使在不同時間點所獲取之MR影像資料共同配準之一繪示性程序。

在動作440中，偵測經共同配準MR影像資料之一或多個改變。例如，一旦已使MR影像資料共同配準，則MR影像資料之間的差異可歸因於被成像之患者身體之改變(例如身體之形態改變或經成像身體之生物或生理之其他改變)，諸如動脈瘤之大小改變、出血增多或減少、腫瘤或其他組織異常之發展或消退、化學成分之改變或所關注之其他生物或生理改變。可依任何適合方式執行改變偵測。例如，一旦已使MR影像資料共同

配準，則可在k空間中使用振幅及相位資訊來執行改變偵測(同調改變偵測)或可在影像域中使用強度資訊來執行改變偵測(非同調改變偵測)。一般而言，同調改變偵測會更敏感以揭露子立體像素級上之改變。然而，即使非同調改變偵測可能一般不太敏感，但影像域之改變偵測更能容忍共同配準誤差。

在一些實施例中，可藉由自一MR圖框序列中之各MR圖框導出特徵且使特徵彼此比較來執行改變偵測。例如，在一些實施例中，影像處理技術(其(例如)包含本文所描述之深度學習技術)可應用於藉由使一患者之大腦成像所獲得之兩個或兩個以上MR圖框之一序列中之各MR圖框以識別兩個或兩個以上中線偏移量測之一各自序列。接著，可使用中線偏移量測序列來判定被監測之患者之中線偏移之程度是否存在一改變。作為另一實施例，在一些實施例中，影像處理技術(例如本文所描述之深度學習技術)可應用於藉由使一患者之大腦成像所獲得之兩個或兩個以上MR圖框之一序列中之各MR圖框以識別患者大腦之一異常(例如出血、損害、水腫、中風核心、中風半影及/或腫脹)之一大小之兩個或兩個以上量測之一各自序列。接著，可使用大小量測序列來判定被監測之一患者之大腦之異常之大小是否存在一改變。

在一些實施例中，多解析度技術可用於執行改變偵測。例如，第一MR影像資料可對應於一基線高解析度影像，且隨後獲取之MR影像資料可對應於可與該基線高解析度影像相關之低解析度影像。獲取低解析度影像可加速實現在一較短時間段內獲取更多資料之改變偵測程序之圖框率。任何適合技術或準則可用於判定獲取何種資料來用於一低解析度影像。可使用(例如)小波、選擇性k空間取樣、多相濾波、基於關鍵圖框之技術等

等來判定用於一低解析度影像之待獲取特定資料。作為一實例，短時間間隔內之 k 空間之稀疏取樣(例如 k 空間之時變選擇性取樣)導致較佳時間解析度。

亦可藉由偵測MR影像資料圖框之間的改變來判定選擇獲取之特定資料。例如，當偵測到一改變時，可選擇獲取具有包含所偵測之改變之位置之一視域之一1D或2D空間選擇以詢問演示隨時間之改變之身體之一特定部分。

使用同調改變偵測來評估所獲取之MR資料之各「圖框」之相位及振幅之差異。例如，MR影像資料之共同配準圖框可相減以獲得指示發生於MR資料中之改變之差異資訊。根據一些實施例，將一有限脈衝回應(FIR)濾波器應用於圖框中之各「立體像素」(其可用作為一參考)。亦可使用濾波來提供考量將對其上執行改變偵測之若干圖框之一「預看濾波」。例如，可使用一滑動窗來評估當前、前一及下一圖框以分析隨所要數目個圖框之改變。

發明者已認識到，獲取MR資料之一全3D體積會耗費大量時間。在一些實施例中，使用改變偵測來選擇性地判定待獲取之特定資料(例如 k 空間中之特定線)，使得可在比獲取一全3D體積所需之時間框短之一時間框內獲取用於影像重構之MR資料。例如，可首先使用上述滑動窗方法來獲取一初始3D體積。接著，在後續時間點處，不是再獲取全3D體積，而是可獲取基於發生改變之影像之部分所選擇之 k 空間中之線之一子集且可使用新獲取之資料來更新先前3D體積。

在一些實施例中，可先驗識別所關注之一特定特徵或區域，且可調適獲取序列以獲取將突顯所關注之識別特徵或區域之 k 空間之線。例如，

獲取序列可著重於僅獲取k空間之邊緣或k空間之任何其他適合部分。在一些實施例中，所關注之識別區域可為身體之一部分。例如，無需為了分析一術後出血而獲取整個身體上之資料。確切而言，可在一相對較短時間段內多次取樣對應於用於監測之關注部位之k空間之選擇部分以使一醫師能夠在較短時間尺度內緊密監測所關注之部位之改變以提供獲取之間的一高時間相關性。

可使用非同調改變偵測來比較由所獲取之MR資料重構之3D影像中之立體像素之強度以評估其隨時間發生之改變。可依各種方式傳送所偵測之改變(經同調評估(例如，在k空間中)或經非同調評估(例如，在3D影像中))。例如，MR影像資料之改變可重點關注顯示影像以對一醫師提供隨時間發生之改變之一視覺指示。例如，可使經歷改變之立體像素呈彩色，其繼而可根據所發生之改變之程度來編碼。依此方式，一醫師可快速看見正經歷顯著改變之「熱點」。替代地或另外，可藉由分析其上發生改變之區域來執行改變偵測。例如，可使用連接組件分析來定位其中已發生立體像素改變之鄰接區域。即，可依不同方式(例如，使用色彩、陰影等等)突顯或顯示已經歷改變之連接立體像素之區域以指示對應區域中在發生改變。由於態樣在此方面不受限制，所以可依其他方式傳送所獲取之MR影像資料中所偵測之改變。

亦可執行形狀及體積分析以評定所關注之部位之一給定特徵是否發生改變(例如生長或萎縮、發展或消退或依其他方式特徵化特徵之改變)。例如，可使用影像處理技術來將MR影像資料劃分為若干區域且評定分段之一或多個性質(諸如形狀、體積等等)。可經由一顯示器或依其他方式將一或多個分段性質之改變傳送給一醫師。例如，可透過一影像序列來監測

一腫瘤之大小以評估該腫瘤之大小是否增大或減小。作為另一實例，可隨時間監測一腦出血，其中重點要評估之改變係出血量。因此，可處理所獲取之MR影像資料以劃分所關注之特徵(例如腫瘤、流血、出血等等)且運算對應特徵之量。

應瞭解，可依其他方式分析劃分量以特徵化劃分量所關注之度量。例如，可將2D及/或3D形狀描述符應用於劃分特徵以特徵化劃分特徵之任何數目個態樣或性質，其包含(但不限於)體積、表面積、對稱性、「紋理」等等。依此方式，可對所獲取之MR資料中所捕獲之關注特徵執行改變偵測以評估特徵隨時間改變之程度。劃分特徵中所偵測之改變不僅可用於理解特徵隨時間演變之程度，且亦可比較特定特徵之特性與所儲存之資訊以有助於區分健康與不健康、正常與異常及/或評定一特定條件之危險。自MR資料獲得之資訊亦可與既有資訊一起儲存以擴大可用於後續資料分析之資訊之儲存庫。

根據一些實施例，可使用技術來消除由定期或週期性移動(諸如呼吸或心跳等等)引起之資料之改變。可藉由判定影像之某些部分發生改變及某些部分未發生改變來僅著重獲取發生改變之影像部分且不獲取未發生改變之影像部分之資料。藉由僅獲取與發生改變之影像部分相關之一較小資料集來壓縮獲取時間。另外，影像之一些改變係由諸如呼吸及心跳之週期性事件引起。在一些實施例中，週期性事件基於其週期性來模型化以使一改變偵測程序能夠在判定影像之某些部分發生改變且應被著重獲取時忽略由時期性事件引起之週期性活動。

根據一些實施例，可藉由偵測所獲取之MR影像資料之一序列中之MR影像資料之改變率來執行改變偵測。如本文所使用，一改變率係指時

間之任何函數形式。偵測改變率可提供關於被成像之標的之較豐富資料以諸如指示出血之嚴重程度、出血量、中線偏移增加、損害之侵略性等等。作為另一實例，當服用一造影劑時，存在其中造影劑由身體攝入之一自然及預期結果。將造影劑之攝入偵測為將表現為具有一特定函數形式之一改變之一信號增強。信號隨造影劑被排出及/或被代謝而改變之方式亦會導致將具有隨時間之一函數形式之信號之一可偵測改變。隨時間之改變之函數形式可提供關於一損害或其他異常之類型、侵略性或其他特性之資訊(其可提供臨床上有用及/或關鍵之資料)。作為另一實例，可監測已發生一中風之一中風患者，可使用超出預期之中風損害之隨時間改變來對相關人員警示不尋常改變、提供藥效之一量測或提供與患者之狀態相關之其他資訊。一般而言，偵測改變率可促進被成像之標的之較高階分析。

可使用技術來促進MR資料之較快獲取以實現低場MRI之較快影像獲取。例如，壓縮感測技術、稀疏成像陣列技術及MR指紋識別係可加快MR影像獲取之技術之一些實例。另外，在一些實施例中，可使用都卜勒(Doppler)技術來分析一短時間段內之多個影像圖框以估計可用於濾除未發生改變之影像之部分之速度。

在完成所獲取之MR影像資料之改變偵測之後，可重複動作420以即時或在獲取後續MR影像資料之前等待一預定時間量之後獲得進一步MR影像資料。可比較後續獲取之MR影像資料與先前所獲取之任何MR影像資料以偵測在任何所要時間間隔內已發生之改變(例如，藉由重複動作430及440)。依此方式，可獲得MR影像資料之序列且可偵測及傳送改變以促進發生於被監測、觀察及/或評估之患者之身體之部分中之時間改變之理解。應瞭解，可記錄所獲取之任何MR影像資料且分析其改變。例如，連

續MR影像資料可經比較使得可偵測到(例如)一相對較小時間尺度上之改變。可將所偵測之改變傳送至一醫師，使得可連續、定期及/或週期性地監測所關注之部位。

另外，所獲取之MR影像資料可經儲存使得一醫師可請求在所關注之期望點處執行改變偵測。例如，一醫師會有意查看在最近1小時內已發生之改變且可提出執行1小時前所獲取之MR影像資料與當前時間之MR影像資料之間的改變偵測。醫師可指定一時間間隔，可指定所關注之多個時間，或可選擇時間戳記影像之縮略圖以指示醫師將要對何種MR影像資料執行改變偵測。因此，本發明可用於監測進行中之改變及/或評估在已獲取MR影像資料之任何時間間隔內已發生之改變。上述改變偵測技術可用於實現在一時間段內監測、評估及觀察一患者以因此使MRI能夠依習知MRI及其他模態無法使用之方式用作為一監測工具。

在一些實施例中，可使用所獲取之MR影像資料來評估相對於一所儲存之高場MRI掃描之改變。依此方式，最初可使用一高場MRI掃描來使一患者成像，但將使用一低場MRI系統(其實例如本文所提供)來執行後續監測(其將無法使用高場MRI來完成)。本文所描述之改變偵測技術不僅可應用於偵測由一低場MRI系統獲取之MR影像資料集之間的改變，且亦可應用於偵測由一高場MRI系統(例如，最初)獲取之MR影像資料與由一低場MRI系統(例如，後續)獲取之MR影像資料之間的改變，不管獲得高場MR影像資料及低場MR影像資料之順序如何。

圖5繪示至少部分基於關於改變偵測所進行之觀察來改變一獲取策略之一方法。發明者已開發允許即時修改獲取參數以動態更新由低場MRI系統實施之一獲取策略之一多獲取控制台。例如，針對低場MRI系統之命令

可自控制台串流發出以達成獲取程序之動態更新。發明者已瞭解到，可利用動態更新獲取參數及/或改變獲取策略之能力來達成MRI之一新範式以使MRI系統能夠用於監測一患者且基於所獲取之MR影像資料之觀察(例如，基於改變偵測資訊)來調適獲取策略。

在圖5所繪示之方法500中，動作510至540可類似於圖4中所繪示之方法400之動作410至440以獲得關於由一低場MRI系統獲得之MR影像資料之改變偵測資訊。在動作550中，可基於改變偵測之結果來更新、改變或否則修改至少一獲取參數。可變動之獲取參數在各方面不受限制，且可包含視域、信雜比(SNR)、解析度、脈衝序列類型等等之任何一者或組合。下文將進一步詳細描述可改變之獲取參數之一些實例。

根據一些實施例，可使用改變偵測資訊來更新獲取參數以(例如)增大自一特定區域獲得之MR資料之SNR。例如，可期望基於共同配準之特性(例如變換、變形模型等等之性質)及/或特定區域中所觀察之改變來增大該等區域中之SNR以(例如)較佳地評估當前標的、改良進一步改變偵測或否則獲得關於被監測及/或觀察之身體之部分之更多資訊。類似地，可更改獲取參數以獲得被監測/觀察之身體之部分之特定區域之較高解析度MR資料。改變偵測可揭露一患者已移動或所關注之標的不再位於最佳視域中。可利用此資訊來動態改變後續影像獲取之視域。

根據一些實施例，可基於自所獲取之MR影像資料獲得之改變偵測資料中觀察到之內容來改變所施加之脈衝序列之類型。不同脈衝序列可較佳地捕獲特定類型之資訊且此等差異可用於允許基於所觀察之改變偵測資料之適當探查。至少部分歸因於由發明者開發之系統之動態能力，不同脈衝序列可經交錯、交替或否則利用以獲取捕獲所關注之資訊之MR資料。例

如，一快速自旋回波序列可已用於獲取MR影像資料之若干圖框且改變偵測之結果可暗示改變至一不同脈衝序列之益處，例如，一bSSFP序列用於觀察一特定改變(例如，為了獲得不同MR資料、允許一特定區域中之較高SNR或解析度等等)。依此方式，可藉由改變所使用之脈衝序列之類型來看到無法使用一種類型之序列來觀察之改變。

作為另一實例，可針對所提供之造影劑之類型(例如T1、T2等等)或所捕獲之資訊之類型來選擇脈衝序列，且可利用適當脈衝序列來獲得可在監測程序期間動態改變之MR資料。所使用之脈衝序列或脈衝序列組合之選擇可由所獲得之改變偵測資訊指導。例如，可使用一給定脈衝序列來捕獲MR資料且可基於所獲得之改變偵測資訊(例如，基於藉由執行動作540所獲得之資訊)來改變脈衝序列以使用磁共振光譜法(MRS)來探查一區域。依此方式，可由於MR資料中所觀察之改變而開始探查被監測之身體之一部分之化學成分。

應瞭解，獲取參數可在獲取期間之任何時間動態變動。即，無需更改獲取策略之前完成一全獲取。因此，可基於部分獲取及/或部分影像重構來執行更新(若干)獲取參數以促進完全動態之一獲取策略。動態更新獲取參數之任何一者或組合之能力允許MRI用作為一監測及探查工具，而習知MRI系統無法依此方式使用。

一些應用(諸如擴散加權成像(DWI))歸因於此等應用所需之較高梯度場而需要可觀電量。在一些實施例中，可藉由使一DWI (或其他)序列之獲取與需要較少電力之獲取交錯來達成電力節省。可藉由允許在一獲取期間動態更新獲取參數來實現用於達成一所要目標(例如低電力消耗、減少發熱、減小梯度線圈上之應力等等)之獲取序列之任何組合及交錯。

在一些實施例中，可使用本文所描述之改變偵測技術來研究在一相對較短時間框內顯露之生物或生理事件。例如，針對動脈自旋標記，最初可獲得一全資料集，且後續獲取可稀疏地取樣資料。血液隨時間之灌注可為所監測之改變偵測，其中影像之改變對應於血液流入至成像部位之一特定區域。

如上文所討論，在不同時間點所獲取之MR影像資料之共同配準藉由減少患者移動對改變偵測程序之影響來實現MR資料之改變之識別。可使用變形效應之一模型來完成共同配準。變形網格捕獲形狀及分佈隨時間之改變，其可發生於患者之細微移動或生物形態。為在成像體移動或變形時維持跨圖框之配準，可基於變形量之新約束來更新k空間獲取策略。例如，可基於變形量之新約束來更新影響視域、SNR、解析度等等之獲取參數。

圖6繪示根據一些實施例之用於使MR影像資料之圖框共同配準之一技術600。例如，配準技術600可用於在兩個單獨時間使所獲取之一對圖框對準。在動作610中，偵測顯現經共同配準之圖框或經共同配準之圖框所共有之一或多個特徵描述符。特徵描述符可為存在於可被可靠偵測之圖框之間的MR影像中之任何特徵。特徵可包含諸如邊緣、轉角、稜線等等之局部特性及/或可包含諸如曲線、輪廓、形狀、強度分佈及/或型樣等等之區域特性。由於態樣在此方面不受限制，所以可在圖框之間被可靠偵測之任何特徵或特性可用作為一特徵描述符。任何適合技術可用於判定特徵描述符，其包含(但不限於) SIFT、SURF、U-SURF、CenSurE、BRIEF、ORB)及轉角偵測技術(諸如FAST、Harris、Hessian及Shi-Tomasi)。

在已判定圖框之間的特徵描述符之後，程序前進至動作620，其中使跨圖框之相關聯子區域相關。由於態樣在此方面不受限制，所以可在任何數目個維度(例如1D、2D、3D)上執行子區域之間的相關計算。在判定子區域之間的相關性之後，程序前進至動作630，其中基於不同圖框中之子區域之間的相關性來判定圖框間之翹曲或變形模型。一旦在圖框之間判定模型之變形，則程序前進至動作640，其中使用模型變形來使跨多個圖框之資料共同配準。

一旦使資料共同配準，則可使用經共同配準資料來判定改變偵測度量，其包含(但不限於)上文所討論之改變偵測度量，諸如同調改變、非同調改變及包含位置改變、速度、加速度或時間導數向量之其他改變。亦可基於經共同配準資料來判定包含劃分及幾何形狀描述符之其他度量(諸如表面積、體積、褶皺、球諧基底係數等等)且可視情況使用該等度量來即時更新用於後續獲取之獲取參數，如上文所討論。

如上文所描述，發明者已開發使用低場MRI來監測一患者以判定患者大腦之中線偏移之一程度是否存在一改變之技術。中線偏移係指大腦之中線歸因於外傷(例如中風、出血或其他損傷)而自其正常對稱位置位移之量且係臨床醫師腦外傷之嚴重程度之一重要指標。中線偏移可特徵化為大腦通過其中線之一偏移，通常在遠離受影響側(例如受傷側)之方向上。

在一些實施例中，中線偏移可量測為大腦之一中線結構(例如透明隔上之一點)與標示為中線之一線之間的距離。中線可與大腦鐮共面，大腦鐮係在人腦之大腦半球之間的縱裂中垂直下降之硬腦膜之腦膜層之一新月形褶皺。中線可表示為將大腦鐮之前部附接點及後部附接點連接至顱骨之內板之一線。

作為一實例，如圖7A中所繪示，中線702係連接大腦鐮之前部附接點706a及後部附接點706b之一線。在此實例中，中線偏移可量測為透明隔之量測點706c與中線702之間的距離。該距離係由端點706c及706d界定且正交於中線702之線704之長度。

作為另一實例，如圖7B中所繪示，中線712係連接大腦鐮之前部附接點716a及後部附接點716b之一線。在此實例中，中線偏移可量測為透明隔之量測點716c與中線712之間的距離。該距離係由端點716c及716d界定且正交於中線712之線714之長度。

圖8係根據本發明之一些實施例之用於判定一患者之中線偏移之一改變程度之一繪示性程序800之一流程圖。在一些實施例中，可在患者位於一低場MRI裝置內時執行整個程序800，該低場MRI裝置可為本文所描述之任何適合類型，其包含(例如)圖3A至圖3G中所繪示之低場MRI裝置之任何者。

程序800開始於動作802，其中低場MRI裝置獲取患者大腦之一目標部分之初始磁共振資料。如本文所描述，術語「MR影像資料」在本文中用於係指MR資料，其一般包含(但不限於)影像重構前之MR資料(例如k空間MR資料)及已依某種方式處理之MR資料(例如影像重構後之MR資料，諸如三維(3D)立體影像)。在一些實施例中，初始MR資料可包含各自腦切片(例如兩個、三個、四個、五個等等相鄰切片)之一或多個二維影像。當包含多個切片時，切片可為相鄰的。例如，初始MR資料可包含其中兩個側腦室突起之一或多個各自切片之一或多個2D影像。

接著，在動作804中，將初始MR影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應初始輸出。在一些實施例中，由於本發明之態樣在

此方面不受限制，所以初始MR影像資料可在被提供至經訓練統計分類器之前(例如)藉由重新取樣、內插、仿射變換及/或使用任何其他適合預處理技術來預處理。

在一些實施例中，經訓練統計分類器之輸出可在初始MR資料中指示與患者大腦之至少一中線結構相關聯之一或多個界標之一或多個初始位置。在程序800之動作806中，可自經訓練統計分類器之輸出識別此或此等位置。輸出可直接或間接指定該(等)位置。在後一情況中，可自包含於經訓練統計分類器之輸出中之資訊導出該(等)位置。

例如，在一些實施例中，經訓練統計分類器之輸出可指示前部及後部大腦鑷附接點之位置及透明隔之一量測點之位置。當初始MR資料包含一對應切片之一2D影像時，經訓練統計分類器之輸出可指示2D影像內之界標之位置(例如大腦鑷附接點及透明隔之量測點)。如上文所描述，大腦鑷附接點及透明隔之量測點之位置可用於進行一中線偏移量測。

在一些實施例中，經訓練統計分類器可為一神經網路統計分類器。例如，經訓練統計分類器可包含一卷積神經網路(例如圖9A及圖9B中所繪示)、一卷積神經網路及一遞歸神經網路(諸如一長短期記憶網路(例如圖9A及圖9C中所繪示))、一全卷積神經網路(例如圖10中所繪示)及/或任何其他適合類型之神經網路。經訓練統計分類器可實施於軟體中、實施於硬體中或使用軟體及硬體之任何適合組合來實施。在一些實施例中，一或多個機器學習軟體庫可用於實施經訓練統計分類器，其包含(但不限於)Theano、Torch、Caffe、Keras及TensorFlow。此等庫可用於訓練一統計分類器(例如一神經網路)及/或使用一經訓練統計分類器。下文將更詳細描述訓練動作804及806中所使用之經訓練統計分類器之態樣。亦應瞭解，

由於本發明之態樣在此方面不受限制，所以經訓練統計分類器不限於為一神經網路，而是可為任何其他適合類型之統計分類器(例如一支援向量機、一圖形模型、一貝氏(Bayesian)分類器、一決策樹分類器等等)。

如上文所討論，在一些實施例中，經訓練統計分類器可為一卷積神經網路。圖9A及圖9B展示此一卷積神經網路之一繪示性實例。如圖9A中所展示，將一輸入影像(在此實例中為一 256×256 影像)作為輸入提供至卷積神經網路，卷積神經網路透過卷積層及集用層之一交替系列來處理輸入影像。在此實例中，卷積神經網路使用兩個卷積層來處理輸入影像以獲得32個 256×256 特徵圖。接著，在應用一集用層(例如一最大集用層)之後，再應用兩個卷積層來獲得64個 128×128 特徵圖。接著，在應用另一集用層(例如最大集用)之後，再應用兩個卷積層來獲得128個 64×64 特徵圖。接著，在應用另一集用層及另一卷積層之後，將所得256個 32×32 特徵圖作為輸入提供至圖9B中所展示之神經網路之部分。在此部分中，在一額外卷積之後，透過至少一全連接層來處理特徵圖以產生預測。在一些實施例中，預測可指示大腦鑷附接點(例如後部及前部附接點及透明隔上之一量測點)之位置。

圖9A及圖9C展示在一些實施例中可用作為經訓練統計分類器之一神經網路之另一繪示性實例。圖9A及圖9C之神經網路具有一卷積神經網路部分(如上文所描述之圖9A中所展示)及一遞歸神經網路部分(圖9C中如所展示)，其等可用於模型化作為輸入提供至神經網路之輸入影像隨時間之時間約束。遞歸神經網路部分可實施為一長短期記憶(LSTM)神經網路。此一神經網路架構可用於處理在執行一監測任務期間由一低場MRI設備獲得之一系列影像。可將由低場MRI設備獲得之一系列影像作為輸入提供至

CNN-LSTM神經網路，在CNN-LSTM神經網路內，自至少一最先獲得之影像導出之特徵可與自一稍後獲得之影像獲得之特徵組合以產生預測。

在一些實施例中，圖9A至圖9C中所繪示之神經網路可將一核心大小3依步幅1用於卷積層，將一核心大小「2」用於集用層，且使用一方差調整初始器。

在一些實施例中，圖9A至圖9C中所繪示之神經網路可用於每次處理一單一影像(例如一單一切片)。在其他實施例中，圖9A至圖9C中所繪示之神經網路可用於同時處理多個切片(例如多個相鄰切片)。依此方式，可使用來自一單一切片或來自多個相鄰切片之資訊來運算用於預測點位置(例如大腦鑷附接點及透明隔上之一量測點之位置)之特徵。

在一些實施例中，當多個切片由神經網路處理時，卷積可為二維(2D)或三維(3D)卷積。在一些實施例中，處理可基於切片以使用來自切片及其相鄰切片之一或多者(僅來自切片本身或來自切片本身及其相鄰者之一或多者)之資訊來計算各切片之特徵。在其他實施例中，處理可為一全3D處理管線以使用存在於所有切片中之資料來同時運算多個切片之特徵。

在一些實施例中，不是如圖9A至圖9C中所展示般使用具有一或多個全連接輸出層之一卷積神經網路架構，而是可採用一全卷積神經網路架構。在此一架構中，輸出係具有相同於輸入之維數之一單通道輸出。在此方法中，藉由在點位置處引入高斯(Gaussian)核心強度分佈來產生點位置(例如大腦鑷附接點)之一圖，其中神經網路經訓練以使用均方差損失來使此等分佈回歸。

圖10繪示可用於一些實施例中之兩個不同全卷積神經網路架構。具

有涉及處理路徑(a)之處理之第一架構包含三個部分：(1)一輸出壓縮部分，其包括一系列交替卷積層及集用層；(2)一長短期記憶部分(由路徑(a)指示)；及(3)一輸入擴展部分，其包括一系列交替卷積層及反卷積層。此類型之架構可用於模型化時間約束，圖9A及圖9C之神經網路架構亦可模型化時間約束。具有涉及處理路徑(b)之處理之第二架構包含三個部分：(1)一輸出壓縮部分，其包括一系列交替卷積層及集用層；(2)一卷積神經網路(由路徑(b)指示)；及(3)一輸入擴展部分，其包括一系列交替卷積層及反卷積層及一質心層。質心層將估計運算為自各位置處之回歸位置估計運算之一質心。

在一些實施例中，圖10中所繪示之神經網路可將一核心大小3依步幅1用於卷積層，將一核心大小「2」用於集用層，將一核心大小6依步幅2用於反卷積層，且使用一方差調整初始器。在一些實施例中，當多個切片由圖10中所展示之神經網路之一者處理時，卷積可為二維(2D)或三維(3D)卷積。在一些實施例中，處理可基於切片以使用來自切片及其相鄰切片之一或多者之資訊來計算各切片之特徵。在其他實施例中，處理可為一全3D處理管線以使用存在於所有切片中之資料來同時運算多個切片之特徵。

應瞭解，圖9A至圖9C及圖10中所繪示之神經網路架構係繪示性的且此等架構之變型係可行的。例如，一或多個其他神經網路層(例如一卷積層、一反卷積層、一整流線性單元層、一升取樣層、一串接層、一墊層等等)可作為一或多個額外層及/或替代所繪示之架構之一或多個層部分引入至圖9A至圖9C及圖10之神經網路架構之任何者。作為另一實例，一或多個層之維數可變動及/或一或多個卷積層、集用層及/或反卷積層之核心大

小可變動。

接著，程序800前進至動作808，其中獲取下一MR影像資料。在獲取初始MR資料之後獲取下一MR影像資料。因此，儘管在一些實施例中，可在執行動作808之後執行動作804及806，但一般在動作802之後執行動作808。可在獲取初始MR影像資料之後即時獲取下一MR影像資料，或可在一所要延遲時期之後(例如，在1分鐘、2分鐘、3分鐘、4分鐘、5分鐘、10分鐘、15分鐘、20分鐘、1小時、2小時等等內)獲得下一MR影像資料。如同初始MR影像資料，下一MR影像資料可呈任何形式(例如3D立體影像、2D影像、k空間MR資料等等)。在一些實施例中，初始MR資料及下一MR影像資料具有相同類型。例如，初始MR資料及下一MR資料之各者可包含一或多個各自(例如相鄰)腦切片之一或多個二維影像。例如，初始MR資料可包含在一第一時間所獲得之相鄰切片之多個影像且下一MR資料可包含在比第一時間晚之一第二時間所獲得之相同相鄰切片之多個影像。

接著，程序800前進至動作810，其中將下一MR影像資料作為輸入提供至經訓練統計分類器以獲得對應下一輸出。在一些實施例中，由於本發明之態樣在此方面不受限制，所以下一MR影像資料可在被提供至經訓練統計分類器之前(例如)藉由重新取樣、內插、仿射變換及/或使用任何其他適合預處理技術來預處理。可依相同於處理初始MR資料之方式預處理下一MR影像資料。

在一些實施例中，經訓練統計分類器之下一輸出可在下一MR資料中指示與患者大腦之至少一中線結構相關聯之一或多個界標之一或多個更新位置。在程序800之動作812中，可自經訓練統計分類器之輸出識別此或

此等位置。輸出可直接或間接指定該(等)位置。在後一情況中，可自包含於經訓練統計分類器之輸出中之資訊導出該(等)位置。

例如，在一些實施例中，動作812中所獲得之經訓練統計分類器之輸出可指示前部及後部大腦鐮附接點之更新位置及透明隔之一量測點之更新位置。當下一MR資料包含一對應切片之一2D影像時，經訓練統計分類器之對應輸出可指示2D影像內之界標(例如大腦鐮附接點及透明隔之量測點)之更新位置。如上文所描述，大腦鐮附接點及透明隔之量測點之更新位置可用於進行一新/更新中線偏移量測。

接著，程序800前進至動作814，其中使用與中線結構相關聯之界標之初始位置及更新位置(其等分別在動作806及812中獲得)來判定中線偏移之改變程度。例如，在一些實施例中，大腦鐮附接點及透明隔之量測點之初始位置可用於判定(例如，計算)一初始中線偏移量。大腦鐮附接點及透明隔之量測點之更新位置可用於判定一更新中線偏移量。初始中線偏移量及更新中線偏移量可用於判定獲取初始MR資料與獲取下一MR資料之間的時間段內之患者之中線偏移之改變程度(例如，藉由評估其差異)。

接著，程序800前進至決策塊816，其中判定是否執行中線偏移之改變程度之一新判定。由於本發明之態樣在此方面不受限制，所以此判定可依任何適合方式執行(例如，藉由基於一排程、基於由一臨床醫師提供之人工輸入等等來判定是否已執行臨限數目次反覆)。當判定將執行中線偏移之改變程度之一新判定時，則程序800返回至區塊808且再次重複動作808至814(且比較新獲得之MR資料與先前新近獲得之MR資料)。另一方面，當判定不要執行中線偏移之改變程度之一新判定時，程序800完成。

應瞭解，程序800係繪示性的且存在變型。例如，在一些實施例中，

經訓練統計分類器可訓練為一多任務模型，使得其輸出不僅可用於識別與患者大腦之至少一中線結構相關聯之一或多個位置，且亦可用於劃分腦室。如本文所描述，用於與中線比較之量測點位於透明隔上且因此有益於使用側腦室標記來訓練一多任務模型，因此，此一模型將更準確地識別透明隔之位置。經劃分側腦室之對稱性或不對稱性可有助於更準確地識別透明隔之位置。若訓練資料包含側腦室標記及透明隔上之量測點及大腦鑷附接點之標記，則可訓練此一模型。

可依任何適合方式訓練經訓練統計分類器。在其中經訓練統計分類器係一神經網路之實施例中，可使用任何適合神經網路訓練技術(其包含(但不限於)梯度下降、隨機梯度下降、倒傳遞及/或任何其他適合迭代最佳化技術)來訓練神經網路。在其中神經網路包括一遞歸神經網路之實施例中，訓練技術可採用隨機梯度下降及隨時間倒傳遞。

在一些實施例中，可使用包括患者之標記掃描之訓練資料來訓練經訓練統計分類器。例如，可使用包括展現中線偏移之患者(例如中風患者及/或癌症患者)之標記掃描之訓練資料來訓練分類器。掃描可由一或多個臨床專家手動標註。在一些實施例中，標註可包含大腦鑷附接點及透明隔上之量測點之位置之指示。在一些實施例中，標註可包含表示中線之一線(替代或加上大腦鑷位置點之位置之指示)。若一特定掃描中無中線偏移，則可不提供中線(一線或附接點)之指示。

發明者已瞭解到，量測點之位置存在一固有模糊性。具體而言，可容許量測點沿透明隔略微偏移，但不允許量測點垂直於透明隔偏移。因此，在一些實施例中，可藉由產生沿透明隔定位之量測點之額外允許位置來擴充訓練資料。

如上文所描述，發明者亦已開發用於判定一患者大腦之一異常(例如出血、損害、水腫、中風核心、中風半影及/或腫脹)之大小是否存在一改變之低場MRI技術。其實，MRI係用於偵測呈現急性局部中風症狀之患者之急性出血之一重要及準確模態，且比CT掃描更準確地用於偵測慢性顱內出血。一些研究已發現，MRI成像比CT成像更適合用於偵測急性局部缺血且可準確地偵測急性及慢性出血。因此，MRI可為用於準確診斷疑患急性中風之患者及用於監測與一中風相關聯之異常之一較佳成像模態。

因此，在一些實施例中，低場MRI監測技術可與機器學習技術組合以連續監測異常之大小且偵測其大小隨時間之改變。在此等實施例中，低場MRI監測允許獲得一患者大腦之一影像序列且本文所描述之機器學習技術(例如諸如卷積神經網路之深度學習技術)可用於自影像序列判定異常之大小之一對應序列。例如，由發明者開發之深度學習技術可用於：劃分MRI影像中之出血(例如，識別MRI影像中之出血之輪廓)，識別指定一2D或3D定界區域(例如框)之長軸之點，識別出血之一最大直徑及正交於該最大直徑之出血之一最大正交直徑，及/或執行任何其他處理以促進識別出血之大小。

在一些實施例中，可使用用於球形或橢球形異常之所謂之「 $ABC/2$ 」公式來識別一異常之體積。值A表示異常之一最大直徑之長度(例如圖11A中所展示之直徑1102之長度)，值B表示正交於最大直徑之異常之一最大正交直徑之長度(例如圖11A中所展示之直徑1104之長度)，且值C係具有垂直平面中所見之異常之切片之總數乘以切片厚度。接著，值A、B及C可相乘且乘積可除以2以估計異常之體積。應瞭解，由於本發明之態樣在此方面不受限制，所以最大直徑「A」之長度及最大正交直徑

「B」之長度可用於依任何其他適合方式估計一異常之大小(例如體積)。

因此，在一些實施例中，本文所描述之機器學習技術可應用於處理MRI影像以在MRI影像內識別一異常之一第一最大直徑及一第二最大直徑。第一最大直徑及第二最大直徑繼而可用於使用ABC/2技術或依任何其他適合方式估計異常之大小。例如，如圖11B中所展示，本文所描述之機器學習技術可用於識別一異常之第一直徑1106及正交於第一直徑之異常之第二直徑1108。直徑1106及1108之長度可用於估計圖11B中所展示之異常(一右腦實質內基底核出血)之大小。

作為另一實例，如圖11C中所展示，本文所描述之機器學習技術用於識別血腫之第一直徑1110及正交於第一直徑之血腫之第二直徑1112。直徑1110及1112之長度可用於估計圖11C中所展示之血腫(一右頂顳腦實質內血腫)之大小。作為另一實例，如圖11D中所展示，本文所描述之機器學習技術用於識別出血之第一直徑1114及正交於第一直徑之出血之第二直徑1116。直徑1114及1116之長度可用於估計圖11D中所展示之血腫(一右頂顳腦實質內血腫)之大小。作為另一實例，如圖11E中所展示，本文所描述之機器學習技術用於識別出血之第一直徑1118及正交於第一直徑之出血之第二直徑1120。直徑1118及1120之長度可用於估計圖11E中所展示之出血(具有輕度周圍水腫之右頂葉之腦實質內出血)之大小。作為另一實例，如圖11F中所展示，本文所描述之機器學習技術用於識別出血之第一直徑1122及正交於第一直徑之出血之第二直徑1124。直徑1122及1124之長度可用於估計圖11F中所展示之出血(額葉中之出血性挫傷)之大小。

在一些實施例中，可監測一異常之大小之改變。可藉由識別在不同時間所拍攝之一系列影像中之異常之大小來監測異常(例如出血、損害、

水腫、中風核心、中風半影及/或腫脹)之大小。例如，如圖12A中所展示，可基於使用本文所描述之機器學習技術(例如，使用具有圖14或圖15中所繪示之一架構之一神經網路)所識別之直徑1202及1204之長度來判定在一第一時間所獲得之一第一MRI影像中之出血之大小。如圖12B中所展示，可基於亦使用本文所描述之機器學習技術所識別之直徑1206及1208之長度來判定在一第二時間(在第一時間之後逝去至少一臨限時間量)所獲得之一第二MRI影像中之出血之大小。如圖12C中所展示，比較直徑之長度(及/或自其導出之出血大小)允許吾人判定出血之大小是否改變(例如，出血是否變小或變大?)，且若出血之大小已改變，則判定其大小改變量。

圖13係根據本發明之一些實施例之用於判定一患者大腦之一異常(例如出血、損害、水腫、中風核心、中風半影及/或腫脹)之大小之一改變程度之一繪示性程序1300之一流程圖。在一些實施例中，可在患者位於一低場MRI裝置內時執行整個程序1300，該低場MRI裝置可為本文所描述之任何適合類型，其包含(例如)圖3A至圖3G中所繪示之低場MRI裝置之任何者。儘管為清楚起見，相對於偵測一出血之大小之一改變來描述程序1300，但應瞭解，由於本發明之態樣在此方面不受限制，所以程序1300可應用於偵測任何適合類型之異常(例如出血、損害、水腫、中風核心、中風半影及/或腫脹)之大小之改變。類似地，圖14及圖15中所描述之神經網路架構可應用於偵測任何適合類型之異常之大小之改變，而非僅限於用於偵測一出血之大小之改變。

程序1300開始於動作1302，其中低場MRI裝置獲取患者大腦之一目標部分之初始磁共振資料。如本文所描述，術語「MR影像資料」在本文

中用於係指MR資料，其一般包含(但不限於)影像重構前之MR資料(例如k空間MR資料)及已依某種方式處理之MR資料(例如影像重構後之MR資料，諸如三維(3D)立體影像)。在一些實施例中，初始MR資料可包含各自腦切片(例如兩個、三個、四個、五個等等相鄰切片)之一或多個二維影像。當包含多個切片時，切片可為相鄰的。

接著，在動作1304中，將初始MR影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應初始輸出。在一些實施例中，由於本發明之態樣在此方面不受限制，所以初始MR影像資料可在被提供至經訓練統計分類器之前(例如)藉由重新取樣、內插、仿射變換及/或使用任何其他適合預處理技術來預處理。

在一些實施例中，可在動作1306中使用經訓練統計分類器之輸出來識別指示患者大腦之一出血之大小之(若干)特徵之(若干)初始值。在一些實施例中，特徵可為一第一方向上之出血之一第一最大直徑及正交於第一方向之一第二方向上之出血之一第二最大直徑。值可指示直徑之初始長度及/或直徑之初始端點(可自其導出初始長度)。在一些實施例中，特徵可為定界出血之周邊之一定界框之轉角且初始值可為轉角之位置。在一些實施例中，特徵可指定出血之邊界且初始值可為沿劃分邊界之一或多個點之位置。經訓練統計分類器之輸出可直接或間接指定該(等)初始值。在後一情況中，可自包含於經訓練統計分類器之輸出中之資訊導出該(等)值。

在一些實施例中，動作1306中所獲得之(若干)特徵之(若干)初始值可用於獲得出血之大小之一初始估計。例如，當初始值可用於判定出血之最大正交直徑之初始長度時，初始長度可用於估計出血之初始量(例如，根據上述ABC/2方法)。作為另一實例，當初始值指定一出血之邊界時，邊

界資訊可用於估計切片中之出血之初始面積(例如，使用一多邊形近似法或依任何其他適合方式)。

在一些實施例中，經訓練統計分類器可為一神經網路統計分類器。例如，經訓練統計分類器可包含一全卷積神經網路(例如圖10及圖14中所繪示)或一卷積神經網路(例如圖9A至圖9C及圖15中所繪示)及/或任何其他適合類型之神經網路。經訓練統計分類器可實施於軟體中、實施於硬體中或使用軟體及硬體之任何適合組合來實施。在一些實施例中，一或多個機器學習軟體庫可用於實施經訓練統計分類器，其包含(但不限於)Theano、Torch、Caffe、Keras及TensorFlow。此等庫可用於訓練一統計分類器(例如一神經網路)及/或使用一經訓練統計分類器。可使用包含上述神經網路訓練技術之任何者(例如梯度下降)之任何適合訓練技術來訓練經訓練統計分類器。亦應瞭解，由於本發明之態樣在此方面不受限制，所以經訓練統計分類器不限於為一神經網路，而是可為任何其他適合類型之統計分類器(例如一支援向量機、一圖形模型、一貝氏分類器、一決策樹分類器等等)。

在一些實施例中，經訓練統計分類器可為上文參考圖9A至圖9C或圖10所描述之數種神經網路之一者。此一經訓練統計分類器可識別MRI影像資料中之點位置。例如，此一經訓練統計分類器可用於識別一出血之第一及第二正交直徑之端點之位置。作為另一實例，此一經訓練統計分類器可用於識別一出血之一定界框之轉角之位置。

在其他實施例中，經訓練統計分類器可為具有圖14中所繪示之一架構之一全卷積神經網路。此一經訓練統計分類器可用於識別出血之邊界。訓練此一神經網路可涉及墊零訓練影像、使用大小3及步幅1之卷積核心、

使用具有大小2之一最大集用核心及具有大小6及大小2之反卷積(逆尺度及卷積)核心。神經網路之輸出可識別出血之邊界。

在其他實施例中，經訓練統計分類器可為具有圖15中所繪示之一架構之一卷積神經網路。此一經訓練統計分類器可用於藉由將個別立體像素分類來識別出血之邊界，該方法具有損害之位置之較高不變性之優點。神經網路使用在第一層處具有大小5及步幅1之卷積核心及在後續層中具有大小3之核心。此構建塊可重複用於輸入鄰點之不同大小(25 (如圖中所展示)、20、15或更大(30、35))。較大鄰點使用較大初始核心大小(例如7)。特徵圖在最後特徵層中合併且組合以產生一單一預測。

應瞭解，圖14及圖15中所繪示之神經網路架構係繪示性的且此等架構之變型係可行的。例如，一或多個其他神經網路層(例如一卷積層、一反卷積層、一整流線性單元層、一升取樣層、一串接層、一墊層等等)可作為一一或多個額外層及/或替代所繪示之架構之一或多個層部分引入至圖14及圖15之神經網路架構之任何者。作為另一實例，一或多個層之維數可變動及/或一或多個卷積層、集用層及/或反卷積層之核心大小可變動。

在一些實施例中，當多個切片由神經網路處理時，卷積可為二維(2D)或三維(3D)卷積。在一些實施例中，處理可基於切片以使用來自切片及其相鄰切片之一或多者(切片本身或切片本身或其相鄰切片之一或多者)之資訊來計算各切片之特徵。在其他實施例中，處理可為一全3D處理管線以使用存在於所有切片中之資料來同時運算多個切片之特徵。

接著，程序1300前進至動作1308，其中獲取下一MR影像資料。在獲取初始MR資料之後獲取下一MR影像資料。因此，儘管在一些實施例

中，可在執行動作1308之後執行動作1304及1306，但一般在動作1302之後執行動作1308。可在獲取初始MR影像資料之後即時獲取下一MR影像資料，或可在一所要延遲時期之後(例如，在1分鐘、2分鐘、3分鐘、4分鐘、5分鐘、10分鐘、15分鐘、20分鐘、1小時、2小時等等內)獲得下一MR影像資料。如同初始MR影像資料，下一MR影像資料可呈任何形式(例如3D立體影像、2D影像、k空間MR資料等等)。在一些實施例中，初始MR資料及下一MR影像資料具有相同類型。例如，初始MR資料及下一MR資料之各者可包含一或多個各自(例如相鄰)腦切片之一或多個二維影像。例如，初始MR資料可包含在一第一時間所獲得之相鄰切片之多個影像且下一MR資料可包含在比第一時間晚之一第二時間所獲得之相同相鄰切片之多個影像。

接著，程序1300前進至動作1310，其中將下一MR影像資料作為輸入提供至經訓練統計分類器以獲得對應下一輸出。在一些實施例中，由於本發明之態樣在此方面不受限制，所以下一MR影像資料可在被提供至經訓練統計分類器之前(例如)藉由重新取樣、內插、仿射變換及/或使用任何其他適合預處理技術來預處理。可依相同於處理初始MR資料之方式預處理下一MR影像資料。

在一些實施例中，可在動作1312中使用經訓練統計分類器之輸出來識別指示患者大腦之一出血之大小之(若干)特徵之(若干)更新值。在一些實施例中，特徵可為一第一方向上之出血之一第一最大直徑及正交於第一方向之一第二方向上之出血之一最大直徑。更新值可指示直徑之更新長度及/或直徑之端點(可自其導出長度)。在一些實施例中，特徵可為定界出血之周邊之一定界框之轉角且更新值可為轉角之更新位置。在一些實施例

中，特徵可指定出血之邊界且更新值可為沿劃分邊界之一或多個點之更新位置。經訓練統計分類器之輸出可直接或間接指定該(等)更新值。在後一情況中，可自包含於經訓練統計分類器之輸出中之資訊導出該(等)值。

在一些實施例中，動作1312中所獲得之(若干)特徵之(若干)更新值可用於獲得出血之大小之一更新估計。例如，當更新值可用於判定出血之最大正交直徑之更新長度時，更新長度可用於估計出血量(例如，根據上述ABC/2方法)。作為另一實例，當更新值指定一出血之邊界時，邊界資訊可用於估計切片中之出血之更新面積。

接著，程序1300前進至動作1314，其中判定出血之大小是否已改變，且若出血之大小已改變，則判定大小改變多少。可使用分別在動作1306及1312中所獲得之(若干)初始值及更新值來作出判定。例如，在一些實施例中，動作1306中所獲得之(若干)初始值可用於獲得出血之大小(例如體積、面積等等)之一初始估計且動作1312中所獲得之(若干)更新值可用於獲得大小之一更新估計。初始大小估計及更新大小估計繼而可用於判定出血之大小是否改變(例如，藉由評估其等之差異)，且若出血之大小已改變，則判定大小改變多少。

接著，程序1300前進至決策塊1316，其中判定是否繼續監測出血之大小之任何改變。由於本發明之態樣在此方面不受限制，所以可依任何適合方式執行此判定(例如，藉由判定是否已基於一排程、基於由一臨床醫師提供之人工輸入等等來執行臨限數目次反覆)。當判定監測將繼續時，程序1300返回區塊1308且再次重複動作1308至1314 (且比較新獲得之MR資料與先前新近獲得之MR資料)。另一方面，當判定監測無需繼續時，程序1300完成。

圖16係其上可實施本文所描述之實施例之一繪示性電腦系統之一圖式。圖16中展示可與本發明之實施例之任何者一起使用之一電腦系統1600之一繪示性實施方案。例如，參考圖8及圖13所描述之程序可實施於電腦系統1600上及/或使用電腦系統1600來實施。電腦系統1600可包含一或多個處理器1610及一或多個製造件，該一或多個製造件包括非暫時性電腦可讀儲存媒體(例如記憶體1620及一或多個非揮發性儲存媒體1630)。由於本發明之態樣在此方面不受限制，所以處理器1610可控制依任何適合方式將資料寫入至記憶體1620及非揮發性儲存裝置1630及自記憶體1620及非揮發性儲存裝置1630讀取資料。為執行本文所描述之任何功能，處理器1610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1620)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充當儲存用於由處理器1610執行之處理器可執行指令之非暫時性電腦可讀儲存媒體。

因此，儘管已描述本發明之若干態樣及實施例，但應瞭解，熟習技術者將容易想到各種更改、修改及改良。此等更改、修改及改良意欲在本發明之精神及範疇內。例如，一般技術者將容易設想用於執行本文所描述之功能及/或獲得本文所描述之結果及/或一或多個優點之各種其他構件及/或結構，且此等變動及/或修改之各者被認為是在本文所描述之實施例之範疇內。熟習技術者應認識本文所描述之具體實施例之諸多等效物或能夠僅使用常規實驗來確定本文所描述之具體實施例之諸多等效物。因此，應瞭解，上述實施例僅供例示且可在隨附申請專利範圍及其等效物之範疇內依除特定描述之方式之外之方式實踐發明實施例。另外，若本文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。

上述實施例可依諸多方式之任何者實施。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裝置(例如一電腦、一處理器或其他裝置)執行之程式指令來執行程序或方法或控制程序或方法之執行。就此而言，各種發明概念可體現為使用一或多個程式所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、一或多個軟磁碟、壓縮光碟、光碟、磁帶、快閃記憶體、場可程式化閘陣列或其他半導體裝置中之電路組態或其他有形電腦儲存媒體)，該一或多個程式在執行於一或多個電腦或其他處理器上時執行實施上述各種實施例之一或多者之方法。一或若干電腦可讀媒體可為可移動的，使得儲存於其上之一或若干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述各種態樣。在一些實施例中，電腦可讀媒體可為非暫時性媒體。

術語「程式」或「軟體」在本文中一般用於係指可用於程式化一電腦或其他處理器實施上述各種態樣之任何類型之電腦程式碼或電腦可執行指令集。另外，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留於一單一電腦或處理器上，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種態樣。

電腦可執行指令可呈諸如程式模組之諸多形式，其由一或多個電腦或其他裝置執行。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、資料結構等等。通常，可視期望在各種實施例中組合或分佈程式模組之功能。

另外，資料結構可依任何適合形式儲存於電腦可讀媒體中。為簡化

繪示，資料結構可展示為具有透過資料結構中之位置來相關之欄位。同樣地，此等關係可藉由對欄位之儲存指派傳達欄位之間的關係之一電腦可讀媒體中之位置來達成。然而，任何適合機構可用於建立一資料結構之欄位中之資訊之間的一關係，其包含透過使用指標、標籤或建立資料元素之間的關係之其他機構。

軟體碼可在實施於軟體中時執行於任何適合處理器或處理器集合上，無論是否提供於一單一電腦中或分佈於多個電腦中。

此外，應瞭解，一電腦可體現為諸多形式之任何者，諸如(但不限於)一機架安裝式電腦、一桌上型電腦、一膝上型電腦或一平板電腦。另外，一電腦可嵌入一般不被視為一電腦但具有適合處理能力之一裝置中，該裝置包含一個人數位助理(PDA)、一智慧型電話或任何其他適合可攜式或固定式電子裝置。

另外，一電腦可具有一或多個輸入及輸出裝置。此等裝置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裝置之實例包含印表機或用於視覺呈現輸出之顯示螢幕及揚聲器或用於聽覺呈現輸出之其他聲音產生裝置。可用於一使用者介面之輸入裝置之實例包含鍵盤及指標裝置，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依其他可聽格式接收輸入資訊。

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

另外，如本文所描述，一些態樣可體現為一或多種方法。執行行為方

法之部分之動作可依任何適合方式排序。因此，可構造其中動作依不同於所繪示之順序之一順序執行之實施例，其可包含同時執行一些動作，即使在繪示性實施例中展示為循序動作。

如本文所界定及使用，所有定義應被理解為包含詞典定義、以引用的方式併入之文件中之定義及/或定義術語之一般含義。

除非有明確相反指示，否則本文說明書及申請專利範圍中所使用之不定冠詞「一」應被理解為意謂「至少一個」。

如本文說明書及申請專利範圍中所使用，片語「及/或」應被理解為意謂經結合元件(即，在一些情況中同時存在及在其他情況中單獨存在之元件)之「任一者或兩者」。使用「及/或」所列舉之多個元件應依相同方式解釋，即，經結合元件之「一或多者」。可視情況存在除由「及/或」子句明確識別之元件之外的其他元件，無論其是否與經明確識別之元件相關或不相關。因此，作為一非限制性實例，「A及/或B」之指涉內容在與諸如「包括」之開放式用語一起使用時可在一實施例中僅係指A（視情況包含除B之外之元件），在另一實施例中僅係指B（視情況包含除A之外之元件），在又一實施例中係指A及B兩者(視情況包含其他元件)，等等。

如本文說明書及申請專利範圍中所使用，涉及一或多個元件之一列表之片語「至少一」應被理解為意謂至少一元件，其選自該元件列表中之任何一或多個元件，但未必包含該元件列表內所明確列舉之每個元件之至少一者且不排除該元件列表中之元件之任何組合。此定義亦允許可視情況存在除片語「至少一」涉及之元件列表內所明確識別之元件之外的元件，無論其是否與經明確識別之元件相關或不相關。因此，作為一非限制性實例，「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」)可：在一實施例中，係指至少一A (視情況包含一個以上A)，其中不存在B (且視情況包含除B之外之元件)；在另一實施例中，係指至少一B (視情況包含一個以上B)，其中不存在A (且視情況包含除A之外之元件)；在又一實施例中，係指至少一A (視情況包含一個以上A)及至少一B (視情況包含一個以上B)(且視情況包含其他元件)；等等。

另外，本文所使用之片語及術語係為了描述且不應被視為限制。本文所使用之「包含」、「包括」或「具有」、「含有」、「涉及」及其變型意謂涵蓋其後所列舉之項目及其等效物以及額外項目。

在申請專利範圍及本說明書中，所有連接詞(諸如「包括」、「包含」、「攜帶」、「具有」、「含有」、「涉及」、「保持」、「由…構成」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。

【符號說明】

100	低場磁共振成像(MRI)系統
102	使用者
104	工作站/運算裝置
106	控制器
108	脈衝序列儲存器/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	磁性組件
122	B ₀ 磁鐵
124	勻場線圈
126	RF傳輸及接收線圈
128	梯度線圈
200	雙平面磁鐵
200'	雙平面磁鐵
210a	外線圈
210b	外線圈
212a	內線圈
212b	內線圈
220a	層壓板
220b	層壓板
300	低場MRI系統
381	箭頭
384	可滑動床/表面
386A	外殼
386B	外殼
390A	部分
390B	部分
400	方法
410	動作
420	動作

430	動作
440	動作
500	方法
510	動作
520	動作
530	動作
540	動作
550	動作
600	技術
610	動作
620	動作
630	動作
640	動作
702	中線
704	線
706a	前部附接點
706b	後部附接點
706c	端點
706d	端點
712	中線
714	線
716a	前部附接點
716b	後部附接點

716c	端點
716d	端點
800	程序
802	動作
804	動作
806	動作
808	動作
810	動作
812	動作
814	動作
816	決策塊
1102	直徑
1104	直徑
1106	直徑
1108	直徑
1110	直徑
1112	直徑
1114	直徑
1116	直徑
1118	直徑
1120	直徑
1122	直徑
1124	直徑

1202	直徑
1204	直徑
1206	直徑
1208	直徑
1300	程序
1302	動作
1304	動作
1306	動作
1308	動作/區塊
1310	動作
1312	動作
1314	動作
1316	決策塊
1600	電腦系統
1610	處理器
1620	記憶體
1630	非揮發性儲存裝置
2000	B ₀ 磁鐵
2010	電磁鐵
2012a	電磁線圈
2012b	電磁線圈
2013	導體
2014a	電磁線圈

2014b	電磁線圈
2017	玻璃纖維環
2019	連接器
2020	磁軛
2022	框架
2024a	板
2024b	板
2030a	熱管理組件/冷卻板
2030b	熱管理組件/冷卻板
2040	勻場環
2042	勻場圓盤
2100	B ₀ 磁鐵
2110a	永久磁鐵
2110b	永久磁鐵
2114a	永久磁鐵外環
2114b	永久磁鐵中環
2114c	永久磁鐵內環
2114d	永久磁鐵圓盤
2120	磁軛
2122	框架
2123a	臂
2123b	臂
2124a	板

2124b	板
2125a	支撐件
2125b	支撐件
2127	間隙
2200	B ₀ 磁鐵
2210a	永久磁鐵
2210b	永久磁鐵
2214a	永久磁鐵外環
2214b	永久磁鐵中環
2214c	永久磁鐵內環
2214d	永久磁鐵圓盤
2220	磁軛
2222	框架
2224a	板
2224b	板
3800	可攜式MRI系統
3810	B ₀ 磁鐵
3810a	上磁鐵
3810b	下磁鐵
3812	磁鐵外殼
3815	梯度線圈
3820	磁軛
3850	基座

- 3860 滑件
- 3862 手把
- 3865 電磁屏蔽件
- 3867a 電墊片
- 3867b 電墊片
- 3867c 電墊片
- 3870 基座
- 3875 平板電腦
- 3880 電動組件
- 3900 可攜式MRI系統
- 3960 滑件
- 3965 電磁屏蔽
- 4000 可攜式MRI系統
- 4060 滑件
- 4065 屏蔽件

【發明申請專利範圍】

【第1項】

一種偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之中線偏移(midline shift)之程度改變的方法，該方法包括：

當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時，其中該低場MRI裝置係可攜式並以低於0.1 T之一 B_0 場來操作：

獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料；

將該第一MR資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出；

自該第一輸出，識別與該患者大腦之至少一中線結構相關聯之至少一界標(landmark)之至少一初始位置；

在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之第二MR影像資料；

將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；

自該第二輸出，識別與該患者大腦之該至少一中線結構相關聯之該至少一界標之至少一更新位置；及

使用該至少一界標之該至少一初始位置及該至少一界標之該至少一更新位置來判定該中線偏移之一改變程度。

【第2項】

如請求項1之方法，其中自該第一輸出識別與該患者大腦之該至少一中線結構相關聯之該至少一界標之該至少一初始位置包括：

識別一大腦鎌之一前部附接點之一初始位置；

識別該大腦鐮之一後部附接點之一初始位置；及

識別一透明隔上之一量測點之一初始位置。

【第3項】

如請求項2之方法，其使用該大腦鐮之該前部附接點、該大腦鐮之該後部附接點及該透明隔上之該量測點之該等經識別初始位置來判定中線偏移之一初始量。

【第4項】

如請求項2之方法，其中自該第二輸出識別與該患者大腦之該至少一中線結構相關聯之該至少一界標之該至少一更新位置包括：

識別該大腦鐮之該前部附接點之一更新位置；

識別該大腦鐮之該後部附接點之一更新位置；及

識別該透明隔上之該量測點之一更新位置。

【第5項】

如請求項4之方法，其中使用該大腦鐮之該前部附接點、該大腦鐮之該後部附接點及該透明隔上之該量測點之該等經識別初始位置及更新位置來執行判定該中線偏移之該改變程度。

【第6項】

如請求項5之方法，其中判定該中線偏移之該改變程度包括：

使用該大腦鐮之該前部附接點、該大腦鐮之該後部附接點及該透明隔上之該量測點之該等經識別初始位置來判定中線偏移之一初始量；

使用該大腦鐮之該前部附接點、該大腦鐮之該後部附接點及該透明隔上之該量測點之該等經識別更新位置來判定中線偏移之一更新量；及

使用中線偏移之該等經判定初始量及更新量來判定該中線偏移之該

改變程度。

【第7項】

如請求項1之方法，其中該經訓練統計分類器包括一多層神經網路。

【第8項】

如請求項1之方法，其中該經訓練統計分類器包括一卷積神經網路。

【第9項】

如請求項1之方法，其中該經訓練統計分類器包括一全卷積神經網路。

【第10項】

如請求項1之方法，其中該經訓練統計分類器包括一卷積神經網路及一遞歸神經網路。

【第11項】

如請求項10之方法，其中該遞歸神經網路包括一長短期記憶神經網路。

【第12項】

如請求項1之方法，其中在該第一MR影像資料之1小時內獲得該第二MR影像資料。

【第13項】

如請求項1之方法，其進一步包括：重複獲取MR影像資料以獲得MR影像資料之一圖框序列。

【第14項】

如請求項13之方法，其中當該患者保持定位於該低場磁共振成像裝置內時，在超過1小時之一時間段內獲取該圖框序列。

【第15項】

如請求項13之方法，其中當該患者保持定位於該低場磁共振成像裝置內時，在超過2小時之一時間段內獲取該圖框序列。

【第16項】

如請求項13之方法，其中當該患者保持定位於該低場磁共振成像裝置內時，在超過5小時之一時間段內獲取該圖框序列。

【第17項】

如請求項1之方法，其中用於該患者之大腦之該第二MR影像資料係在以下兩者之後被獲取：獲取該第一MR影像資料及識別該至少一界標之至少一初始位置。

【第18項】

一種低場磁共振成像裝置，其經組態以偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之中線偏移之程度改變，該低場MRI裝置包括：

複數個磁性組件，其等包含：

一 B_0 磁鐵，其經組態以至少部分產生一 B_0 磁場，其中該低場MRI裝置係可攜式並以低於0.1 T之一 B_0 場來操作；

至少一梯度磁鐵，其經組態以空間編碼磁共振資料；及

至少一射頻線圈，其經組態以刺激一磁共振回應，且偵測經組態以在被操作時獲取磁共振影像資料之磁性組件；及

至少一控制器，其經組態以操作該複數個磁鐵組件以：當該患者保持定位於該低場磁共振裝置內時，獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料，且在獲取該第一MR影像資料之後獲取該患者大腦之部分之第二

MR影像資料，

其中該至少一控制器經進一步組態以執行：

將該第一MR資料及該第二MR資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出及第二輸出；

自該第一輸出，識別與該患者大腦之至少一中線結構相關聯之至少一界標之至少一初始位置；

自該第二輸出，識別與該患者大腦之該至少一中線結構相關聯之該至少一界標之至少一更新位置；及

使用該至少一界標之該至少一初始位置及該至少一界標之該至少一更新位置來判定該中線偏移之一改變程度。

【第19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偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一腦之中線偏移之程度改變的一方法，該方法包括：

當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時，其中該低場MRI裝置係可攜式並以低於0.1 T之一 B_0 場來操作：

獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料；

將該第一MR資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出；

自該第一輸出識別與該患者大腦之至少一中線結構相關聯之至少一界標之至少一初始位置；

在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之第二MR影像

資料；

將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；

自該第二輸出識別與該患者大腦之該至少一中線結構相關聯之該至少一界標之至少一更新位置；及

使用該至少一界標之該至少一初始位置及該至少一界標之該至少一更新位置來判定該中線偏移之一改變程度。

【第20項】

一種磁共振成像系統，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偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一腦之中線偏移之程度改變的一方法，該方法包括：

當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時，其中該低場MRI裝置係可攜式並使用低於0.1 T之一 B_0 場來操作：

獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料；

將該第一MR資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出；

自該第一輸出，識別與該患者大腦之至少一中線結構相關聯之至少一界標之至少一初始位置；

在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之第二MR影像資料；

將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；

自該第二輸出，識別與該患者大腦之該至少一中線結構相關聯之該至少一界標之至少一更新位置；及

使用該至少一界標之該至少一初始位置及該至少一界標之該至少一更新位置來判定該中線偏移之一改變程度。

【第21項】

一種判定定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之一異常之大小改變的方法，該方法包括：

當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時，其中該低場MRI裝置係可攜式並以低於0.1 T之一 B_0 場來操作：

獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料；

將該第一MR影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出；

使用該第一輸出來識別指示該患者大腦之一異常之一大小之至少一特徵之至少一初始值；

在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之第二MR影像資料；

將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；

使用該第二輸出來識別指示該患者大腦之該異常之該大小之該至少一特徵之至少一更新值；

使用該至少一特徵之該至少一初始值及該至少一特徵之該至少一

更新值來判定該異常之該大小改變。

【第22項】

如請求項21之方法，其中使用該第一輸出來識別指示該患者大腦之該異常之該大小之該至少一特徵之該至少一初始值包括：

識別包含該異常之該MR影像資料中之一區域。

【第23項】

如請求項21之方法，其中使用該第一輸出來識別指示該患者大腦之該異常之該大小之該至少一特徵之該至少一初始值包括：

識別指示該異常之一第一直徑之一或多個第一值。

【第24項】

如請求項23之方法，其中該識別進一步包括：識別指示正交於該第一直徑之該異常之一第二直徑之一或多個第二值。

【第25項】

如請求項21之方法，其中使用該至少一特徵之該至少一初始值及該至少一特徵之該至少一更新值來判定該異常之該大小改變包括：

使用該至少一特徵之該至少一初始值來判定該異常之一初始大小；

使用該至少一特徵之該至少一更新值來判定該異常之一更新大小；

及

使用該異常之該等經判定初始大小及更新大小來判定該異常之該大小改變。

【第26項】

如請求項21之方法，其中該經訓練統計分類器包括一多層神經網路。

【第27項】

如請求項21之方法，其中該經訓練統計分類器包括一卷積神經網路。

【第28項】

如請求項21之方法，其中該經訓練統計分類器包括一全卷積神經網路。

【第29項】

如請求項21之方法，其中在該第一MR影像資料之1小時內獲得該第二MR影像資料。

【第30項】

如請求項21之方法，其進一步包括：重複獲取MR影像資料以獲得MR影像資料之一圖框序列。

【第31項】

如請求項30之方法，其中當該患者保持定位於該低場磁共振成像裝置內時，在超過1小時之一時間段內獲取該圖框序列。

【第32項】

如請求項30之方法，其中當該患者保持定位於該低場磁共振成像裝置內時，在超過2小時之一時間段內獲取該圖框序列。

【第33項】

如請求項30之方法，其中當該患者保持定位於該低場磁共振成像裝置內時，在超過5小時之一時間段內獲取該圖框序列。

【第34項】

一種低場磁共振成像(MRI)裝置，其經組態以判定一患者之一大腦之

一異常之大小改變，該低場MRI裝置包括：

複數個磁性組件，其等包含：

一 B_0 磁鐵，其經組態以至少部分產生一 B_0 磁場，其中該低場MRI裝置係可攜式並以低於0.1 T之一 B_0 場來操作；

至少一梯度(gradient)磁鐵，其經組態以空間編碼磁共振資料；及

至少一射頻線圈，其經組態以刺激一磁共振回應且偵測經組態以在被操作時獲取磁共振影像資料之磁性組件；及

至少一控制器，其經組態以操作該複數個磁鐵組件以：當該患者保持定位於該低場磁共振裝置內時，獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料且在獲取該第一MR影像資料之後獲取該患者大腦之第二MR影像資料，

其中該至少一控制器經進一步組態以執行：

將該第一MR影像資料及該第二MR影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出及第二輸出；

使用該第一輸出來識別指示該患者大腦之一異常之一大小之至少一特徵之至少一初始值；

在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之部分之第二MR影像資料；

使用該第二輸出來識別指示該患者大腦之該異常之該大小之該至少一特徵之至少一更新值；

使用該至少一特徵之該至少一初始值及該至少一特徵之該至少一更新值來判定該異常之該大小改變。

【第35項】

一種非暫時性電腦可讀儲存媒體，至少一該非暫時性電腦可讀儲存媒體儲存處理器可執行指令，該等處理器可執行指令在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判定定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之一異常之大小改變的方法，該方法包括：

當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時，其中該低場MRI裝置係可攜式並以低於0.1 T之一 B_0 場來操作：

獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料；

將該第一MR影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出；

使用該第一輸出來識別指示該患者大腦之一異常之一大小之至少一特徵之至少一初始值；

在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之第二MR影像資料；

將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；

使用該第二輸出來識別指示該患者大腦之該異常之該大小之該至少一特徵之至少一更新值；

使用該至少一特徵之該至少一初始值及該至少一特徵之該至少一更新值來判定該異常之該大小改變。

【第36項】

一種磁共振成像系統，其包括：

至少一電腦硬體處理器；

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判定定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之一大腦之一異常之大小改變的方法，該方法包括：

當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時，其中該低場MRI裝置係可攜式並以低於0.1 T之一 B_0 場來操作：

獲取該患者大腦之第一磁共振(MR)影像資料；

將該第一MR影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出；

使用該第一輸出來識別指示該患者大腦之一異常之一大小之至少一特徵之至少一初始值；

在獲取該第一MR影像資料之後，獲取該患者大腦之第二MR影像資料；

將該第二MR影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出；

使用該第二輸出來識別指示該患者大腦之該異常之該大小之該至少一特徵之至少一更新值；及

使用該至少一特徵之該至少一初始值及該至少一特徵之該至少一更新值來判定該異常之該大小改變。

【第37項】

一種偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之生物標的之改變的方法，該方法包括：

當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時，其中該低場MRI裝置係

可攜式並以低於0.1 T之一 B_0 場來操作：

獲取該患者之一部分之第一磁共振影像資料；

在獲取該第一磁共振影像資料之後，獲取該患者之該部分之第二磁共振影像資料；

使該第一磁共振影像資料及該第二磁共振影像資料對準；及

比較該等經對準之第一磁共振影像資料與第二磁共振影像資料以偵測該患者之該部分之該生物標的之至少一改變。

【第38項】

如請求項37之方法，其進一步包括：基於該患者之該部分之該生物標的之該至少一改變來修改至少一獲取參數。

【第39項】

如請求項38之方法，其進一步包括：使用該經修改之至少一獲取參數來獲取該患者之該部分之第三磁共振影像資料。

【第40項】

如請求項39之方法，其中該至少一獲取參數經修改以改變該第三磁共振影像資料之解析度、信雜比及視域之至少一者。

【第41項】

如請求項37之方法，其進一步包括：重複獲取磁共振影像資料以獲得磁共振影像資料之一圖框序列。

【第42項】

如請求項41之方法，其中當該患者保持定位於該低場磁共振成像裝置內時，在超過1小時之一時間段內獲取該圖框序列。

【第43項】

如請求項41之方法，其中當該患者保持定位於該低場磁共振成像裝置內時，在超過2小時之一時間段內獲取該圖框序列。

【第44項】

如請求項41之方法，其中當該患者保持定位於該低場磁共振成像裝置內時，在超過5小時之一時間段內獲取該圖框序列。

【第45項】

如請求項41之方法，其進一步包括：

使該圖框序列之至少兩者對準；及

比較該經對準之至少兩個圖框以偵測該患者之該部分之該生物標的之至少一改變。

【第46項】

如請求項45之方法，其中使用該至少一改變來運算該圖框序列中之該至少兩個圖框之間的生物標的之體積及/或數量之一改變。

【第47項】

如請求項45之方法，其中該圖框序列中之一第一圖框對應於來自該患者之該部分之一第一區域之磁共振影像資料且該圖框序列中之一第二圖框對應於來自該第一區域之一子區域之磁共振影像資料。

【第48項】

如請求項47之方法，其中基於偵測到該生物標的之改變之位置來選擇該子區域。

【第49項】

如請求項46之方法，其進一步包括：偵測該患者之該部分之生物標的之一改變率。

【第50項】

如請求項37之方法，其中比較該等經對準之第一磁共振影像資料與第二磁共振影像資料以偵測該患者之該部分之該生物標的之至少一改變包括：

將該經對準之第一磁共振影像資料作為輸入提供至一經訓練統計分類器以獲得對應第一輸出；及

將該經對準之第二磁共振影像資料作為輸入提供至該經訓練統計分類器以獲得對應第二輸出。

【第51項】

如請求項50之方法，其中該比較進一步包括：

使用該第一輸出及該第二輸出來判定一出血之一大小改變。

【第52項】

如請求項50之方法，其中該比較進一步包括：

使用該第一輸出及該第二輸出來判定一中線偏移之一改變程度。

【第53項】

一種低場磁共振成像裝置，其經組態以偵測定位於該低場磁共振成像裝置內之一患者之生物標的之改變，該低場磁共振成像裝置包括：

複數個磁性組件，其等包含：

一 B_0 磁鐵，其經組態以至少部分產生一 B_0 磁場，其中該低場MRI裝置係可攜式並以低於0.1 T之一 B_0 場來操作；

至少一梯度磁鐵，其經組態以空間編碼磁共振資料；及

至少一射頻線圈，其經組態以刺激一磁共振回應且偵測經組態以在被操作時獲取磁共振影像資料之磁性組件；及

至少一控制器，其經組態以操作該複數個磁鐵組件以在該患者保持定位於該低場磁共振裝置內時獲取該患者之一部分之第一磁共振影像資料且在獲取該第一磁共振影像資料之後獲取該患者之該部分之第二磁共振影像資料，該至少一控制器經進一步組態以使該第一磁共振影像資料及該第二磁共振影像資料對準且比較該等經對準之第一磁共振影像資料與第二磁共振影像資料以偵測該患者之該部分之該生物標的之至少一改變。

【第54項】

如請求項53之低場磁共振成像裝置，其中該至少一控制器經組態以基於該患者之該部分之該生物標的之該至少一改變來修改至少一獲取參數。

【第55項】

如請求項53之低場磁共振成像裝置，其中該至少一控制器經組態以使用該經修改之至少一獲取參數來獲取該患者之該部分之第三磁共振影像資料。

【第56項】

如請求項55之低場磁共振成像裝置，其中該至少一獲取參數經修改以改變該第三磁共振影像資料之解析度、信雜比及視域之至少一者。

【第57項】

如請求項53之低場磁共振成像裝置，其中該至少一控制器經組態以獲取磁共振影像資料以獲得磁共振影像資料之一圖框序列。

【第58項】

如請求項57之低場磁共振成像裝置，其中當該患者保持定位於該低場磁共振成像裝置內時，在超過1小時之一時間段內獲取該圖框序列。

【第59項】

如請求項57之低場磁共振成像裝置，其中當該患者保持定位於該低場磁共振成像裝置內時，在超過2小時之一時間段內獲取該圖框序列。

【第60項】

如請求項57之低場磁共振成像裝置，其中當該患者保持定位於該低場磁共振成像裝置內時，在超過5小時之一時間段內獲取該圖框序列。

【第61項】

如請求項57之低場磁共振成像裝置，其中該至少一控制器經組態以：

使該圖框序列之至少兩者對準；及

比較該經對準之至少兩個圖框以偵測該患者之該部分之該生物標的之至少一改變。

【第62項】

如請求項61之低場磁共振成像裝置，其中使用該至少一改變來運算該圖框序列中之該至少兩個圖框之間的生物標的之體積及/或數量之一改變。

【第63項】

如請求項61之低場磁共振成像裝置，其中該圖框序列中之一第一圖框對應於來自該患者之該部分之一第一區域之磁共振影像資料且該圖框序列中之一第二圖框對應於來自該第一區域之一子區域之磁共振影像資料。

【第64項】

如請求項63之低場磁共振成像裝置，其中基於偵測到該生物標的之改變之位置來選擇該子區域。

【第65項】

如請求項61之低場磁共振成像裝置，其中該至少一控制器經組態以偵測該患者之該部分之生物標的之一改變率。

【第66項】

一種非暫時性電腦可讀儲存媒體，至少一該非暫時性電腦可讀儲存媒體儲存處理器可執行指令，該等處理器可執行指令在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偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之生物標的之改變的一方法，該方法包括：

當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時，其中該低場MRI裝置係可攜式並以低於0.1 T之一 B_0 場來操作：

獲取該患者之一部分之第一磁共振影像資料；

在獲取該第一磁共振影像資料之後，獲取該患者之該部分之第二磁共振影像資料；

使該第一磁共振影像資料及該第二磁共振影像資料對準；及

比較該等經對準之第一磁共振影像資料與第二磁共振影像資料以偵測該患者之該部分之該生物標的之至少一改變。

【第67項】

一種磁共振成像系統，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偵測定位於一低場磁共振成像(MRI)裝置內之一患者之生物標的之改變的一方法，該方法包括：

當該患者保持定位於該低場MRI裝置內時，其中該低場MRI裝置係可攜式並以低於0.1 T之一 B_0 場來操作：

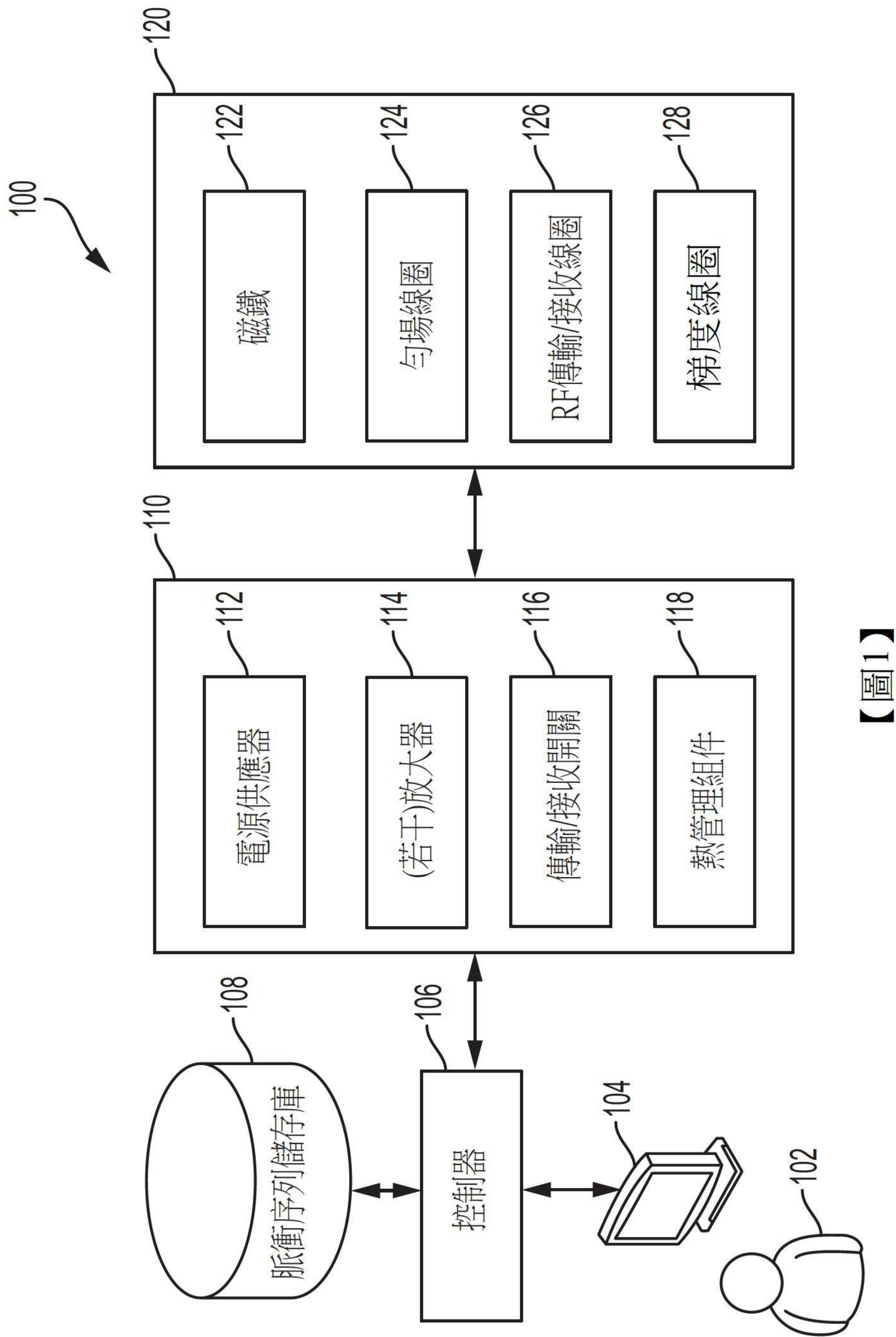
獲取該患者之一部分之第一磁共振影像資料；

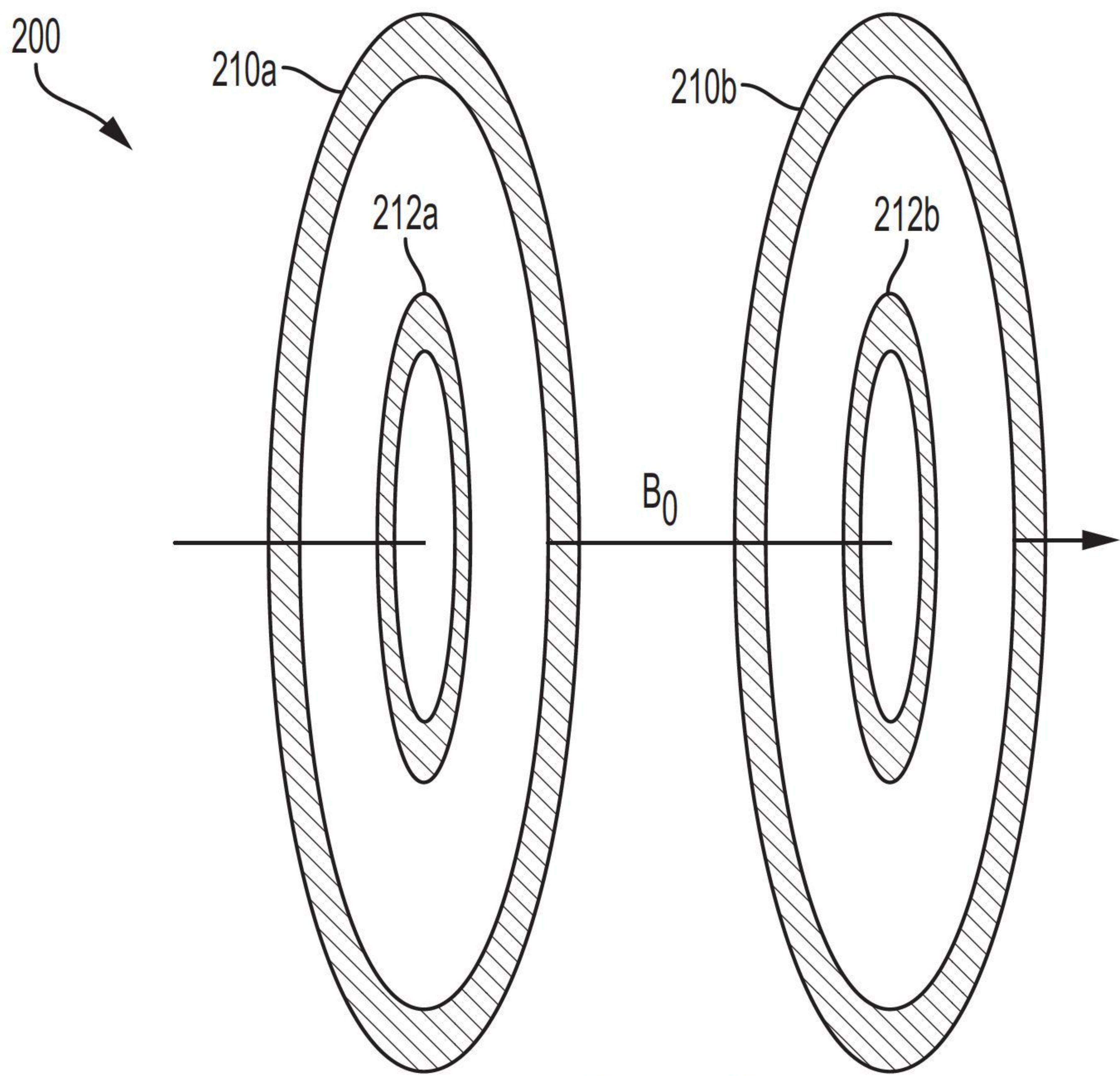
在獲取該第一磁共振影像資料之後，獲取該患者之該部分之第二磁共振影像資料；

使該第一磁共振影像資料及該第二磁共振影像資料對準；及

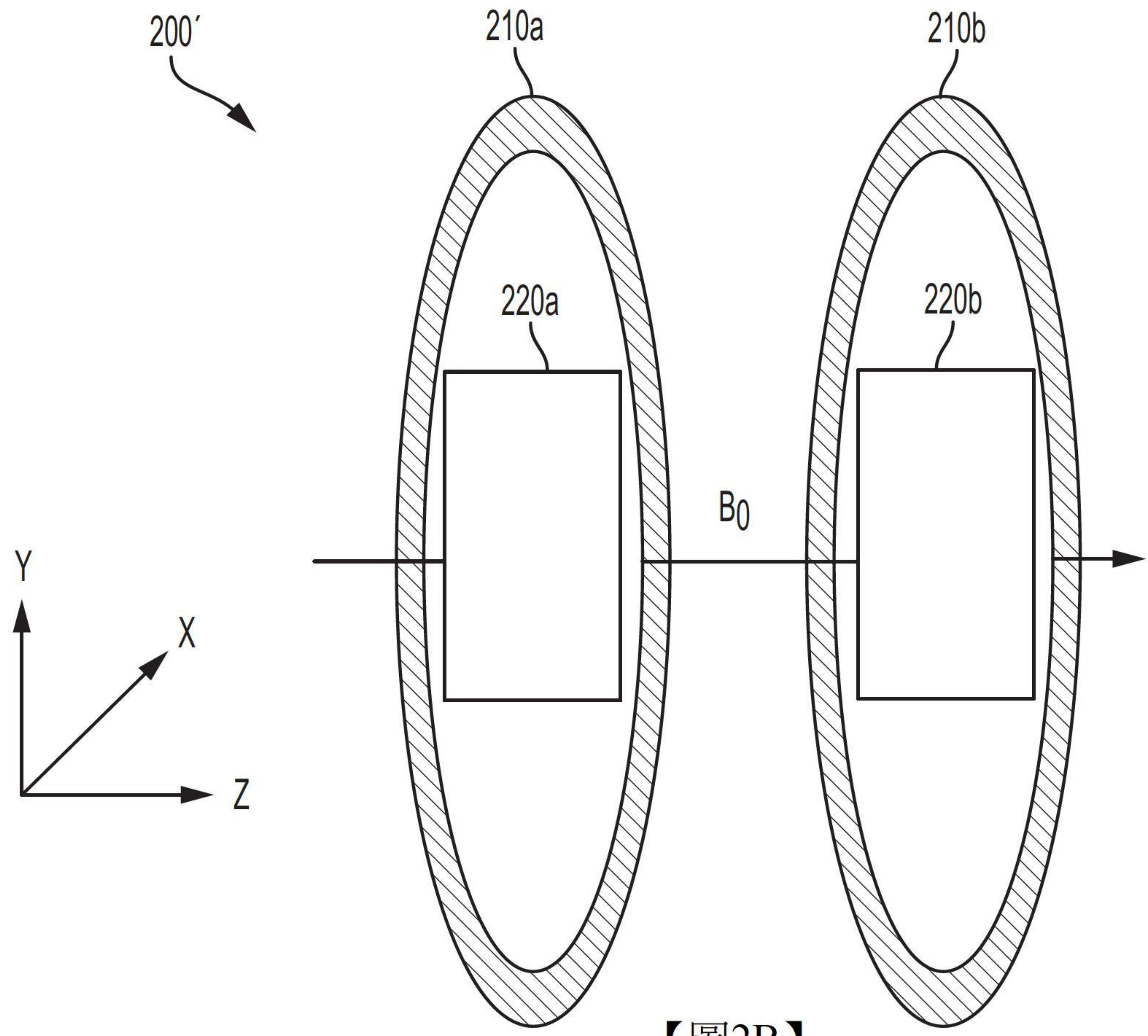
比較該等經對準之第一磁共振影像資料與第二磁共振影像資料以偵測該患者之該部分之該生物標的之至少一改變。

【發明圖式】

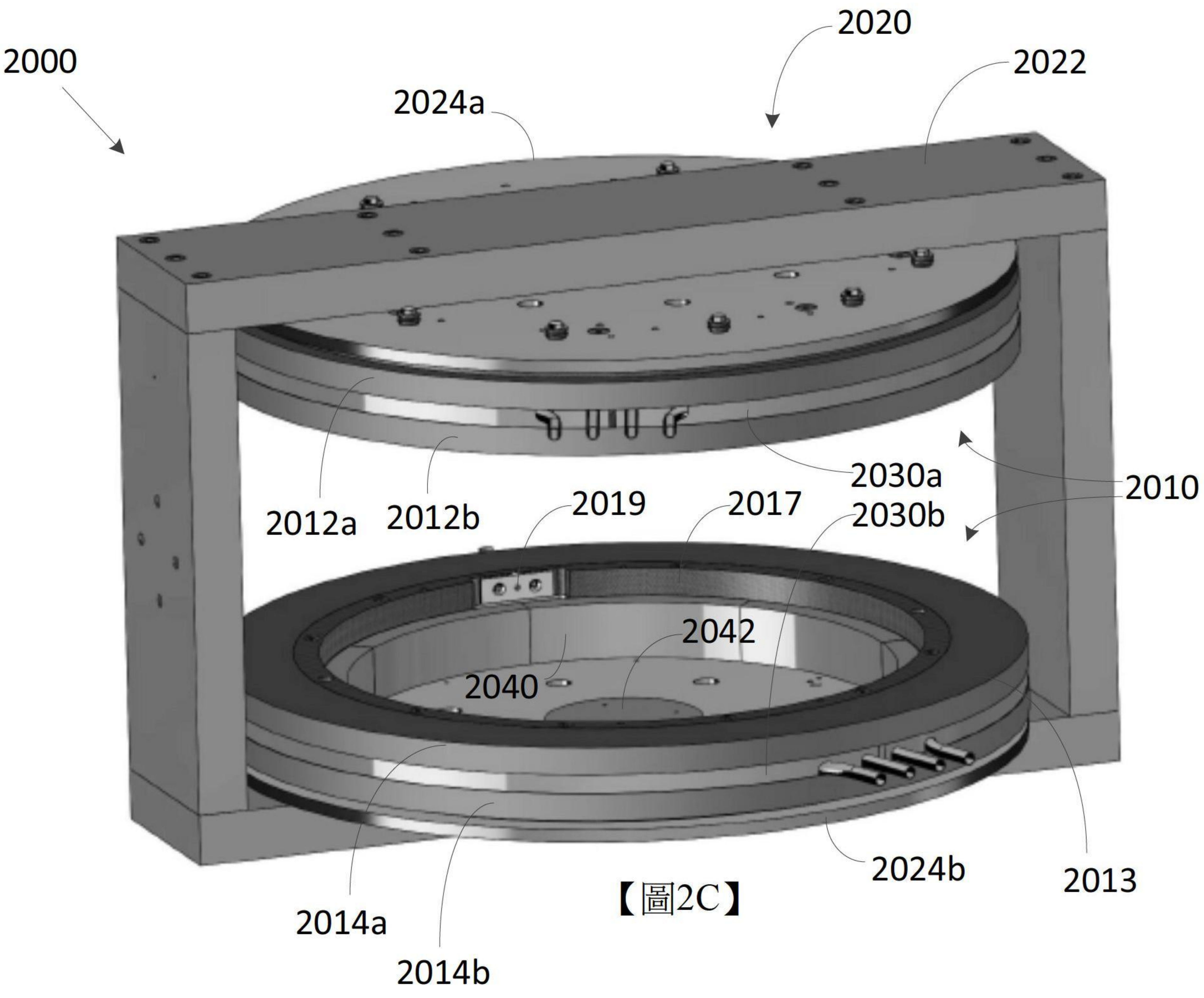




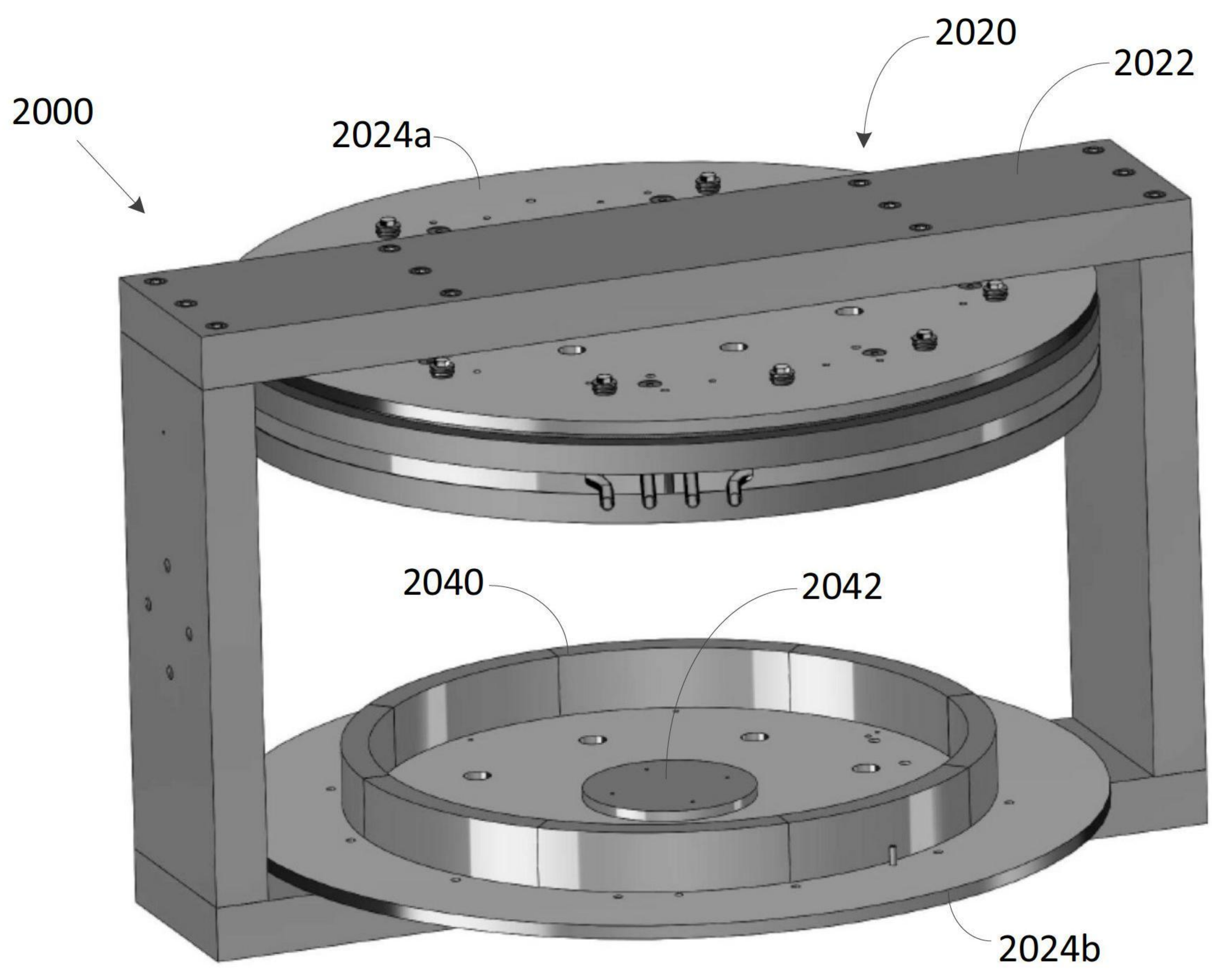
【圖2A】



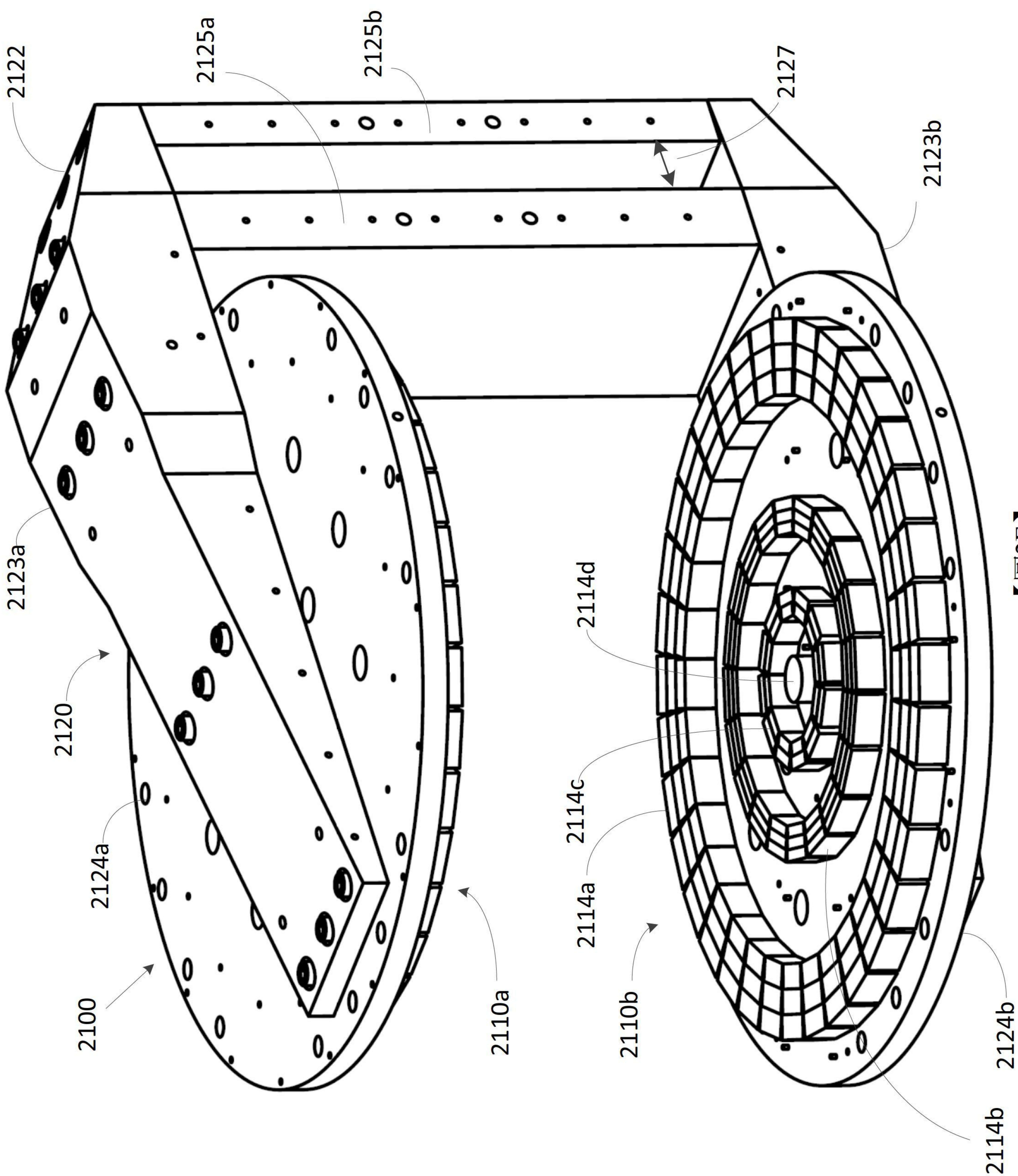
【圖2B】



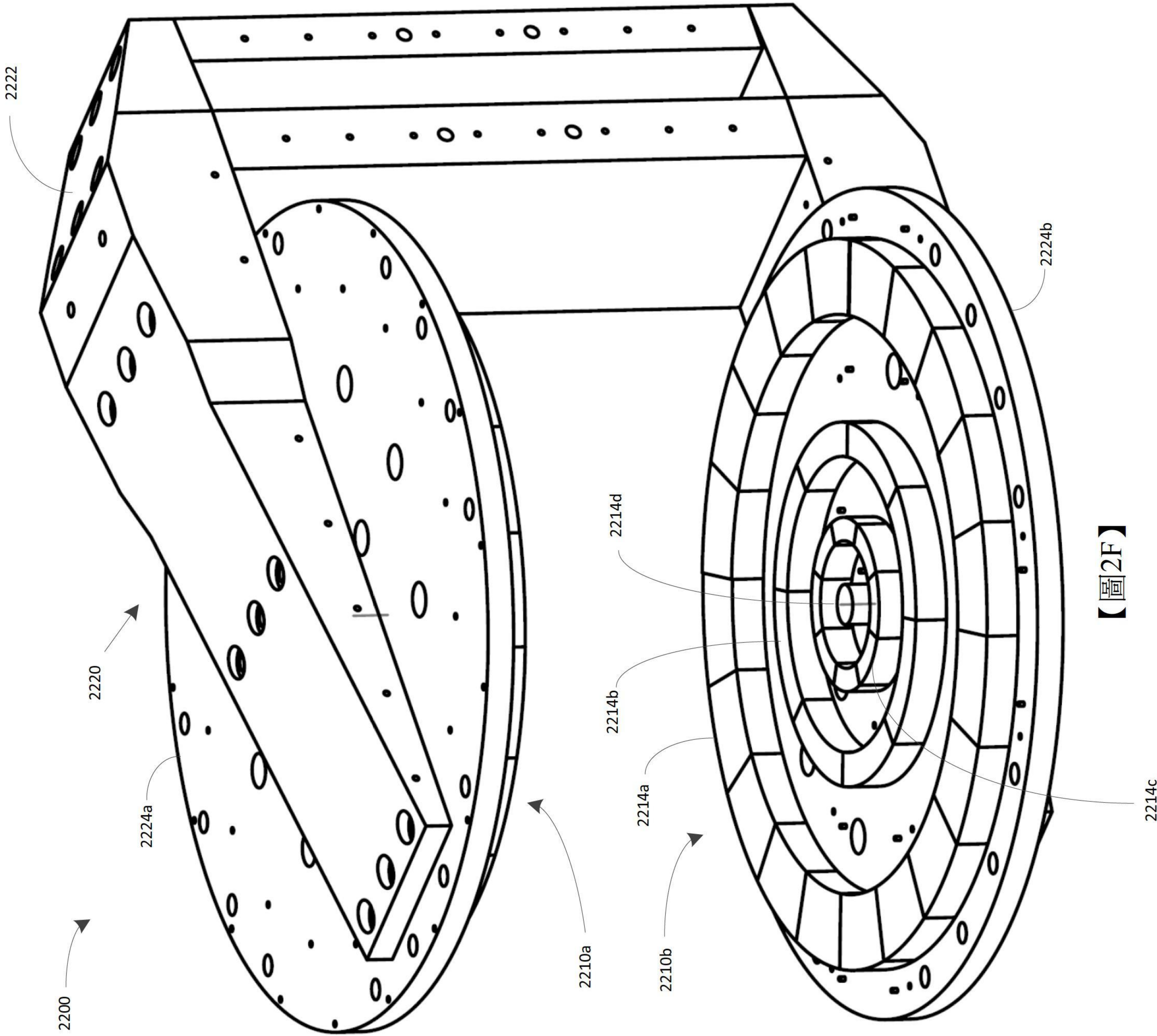
【圖2C】



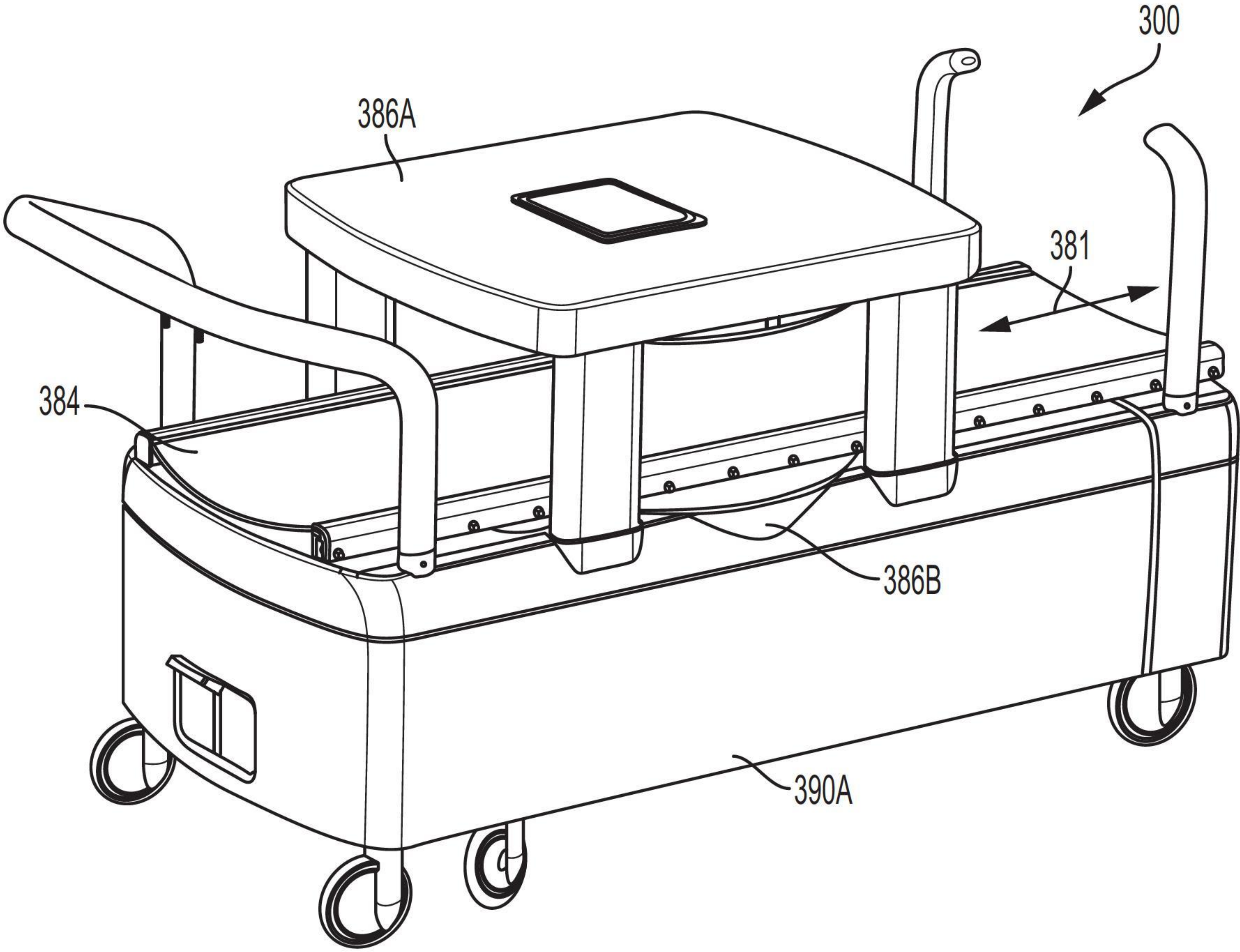
【圖2D】



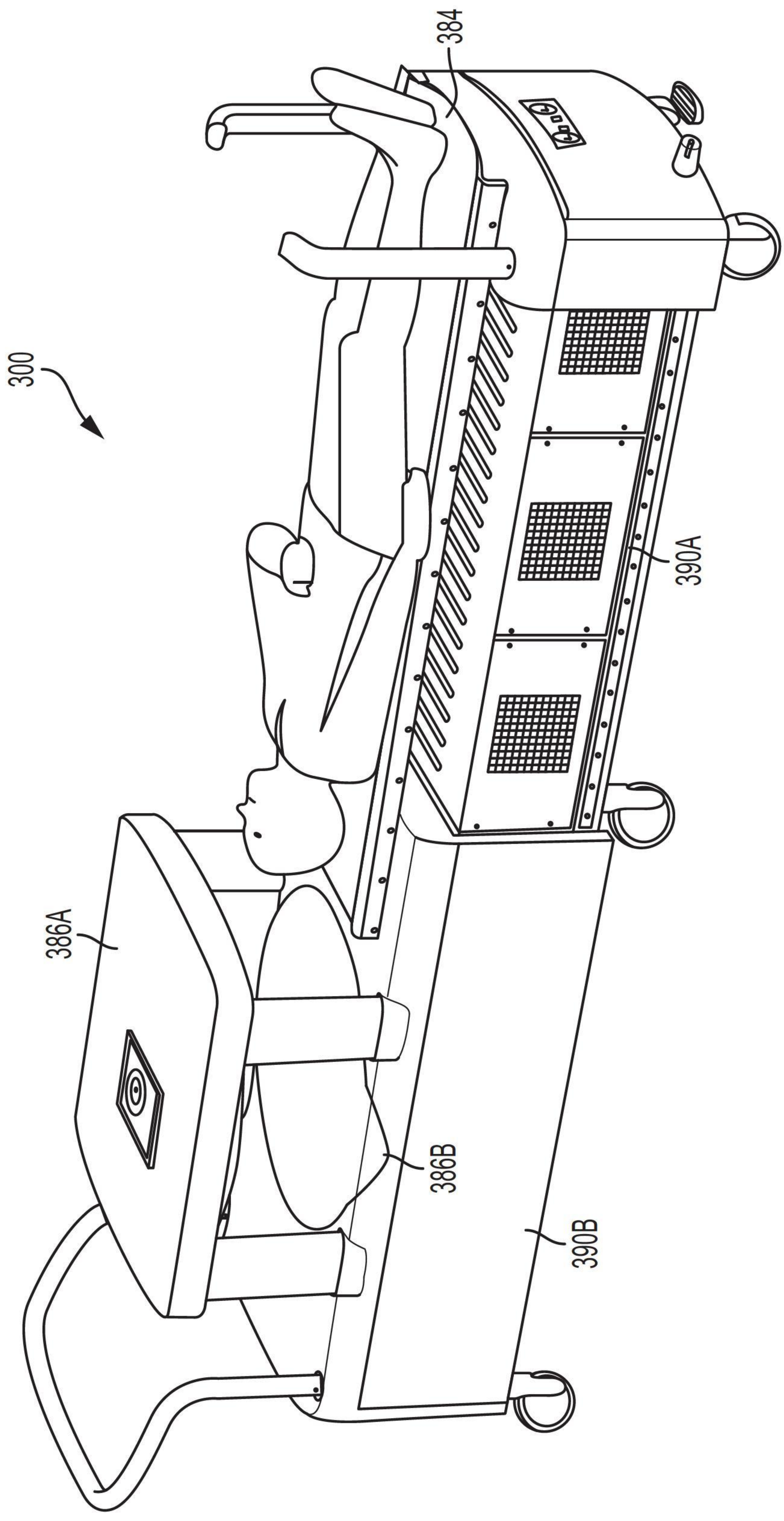
【圖2E】



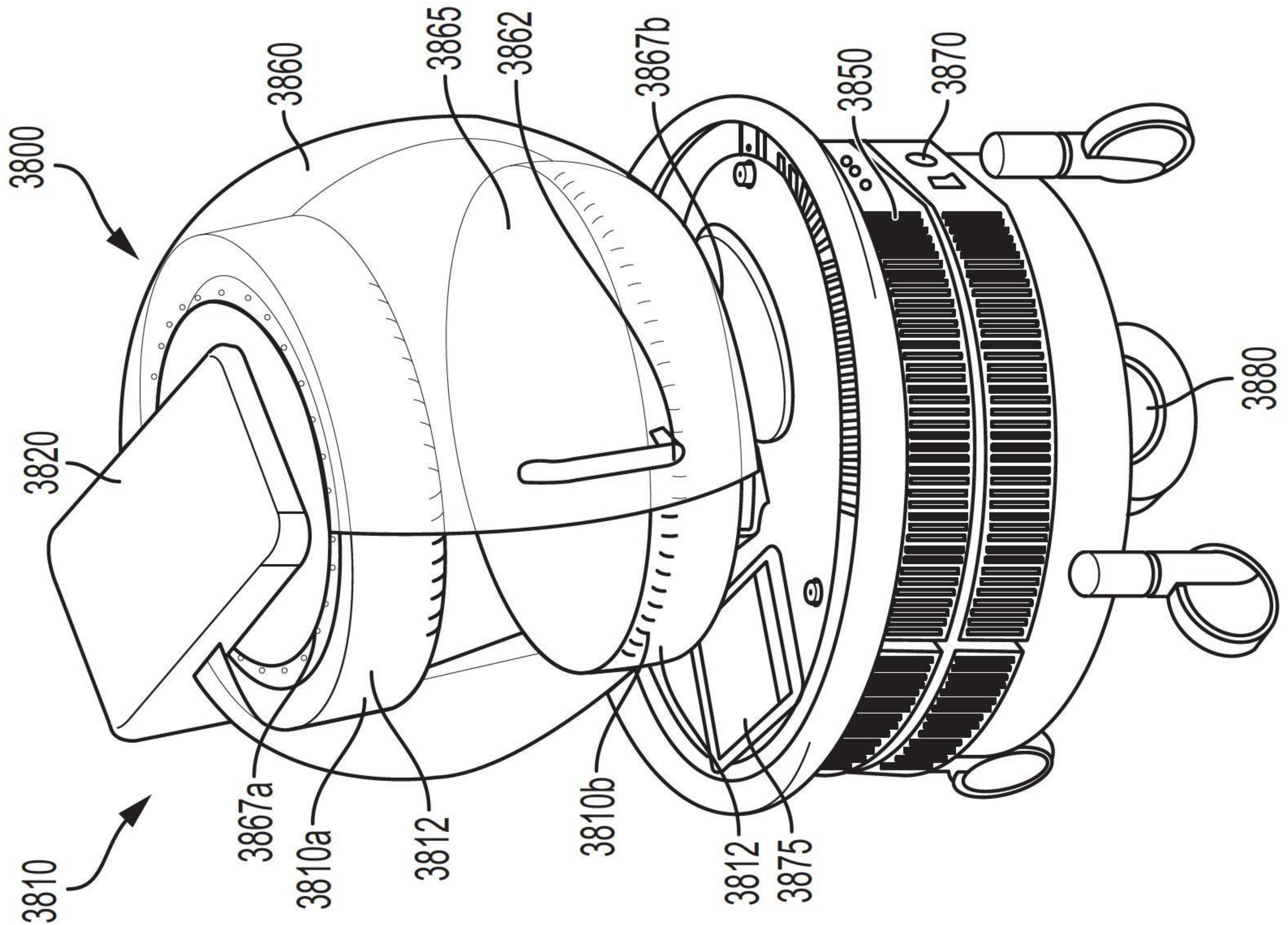
【圖2F】



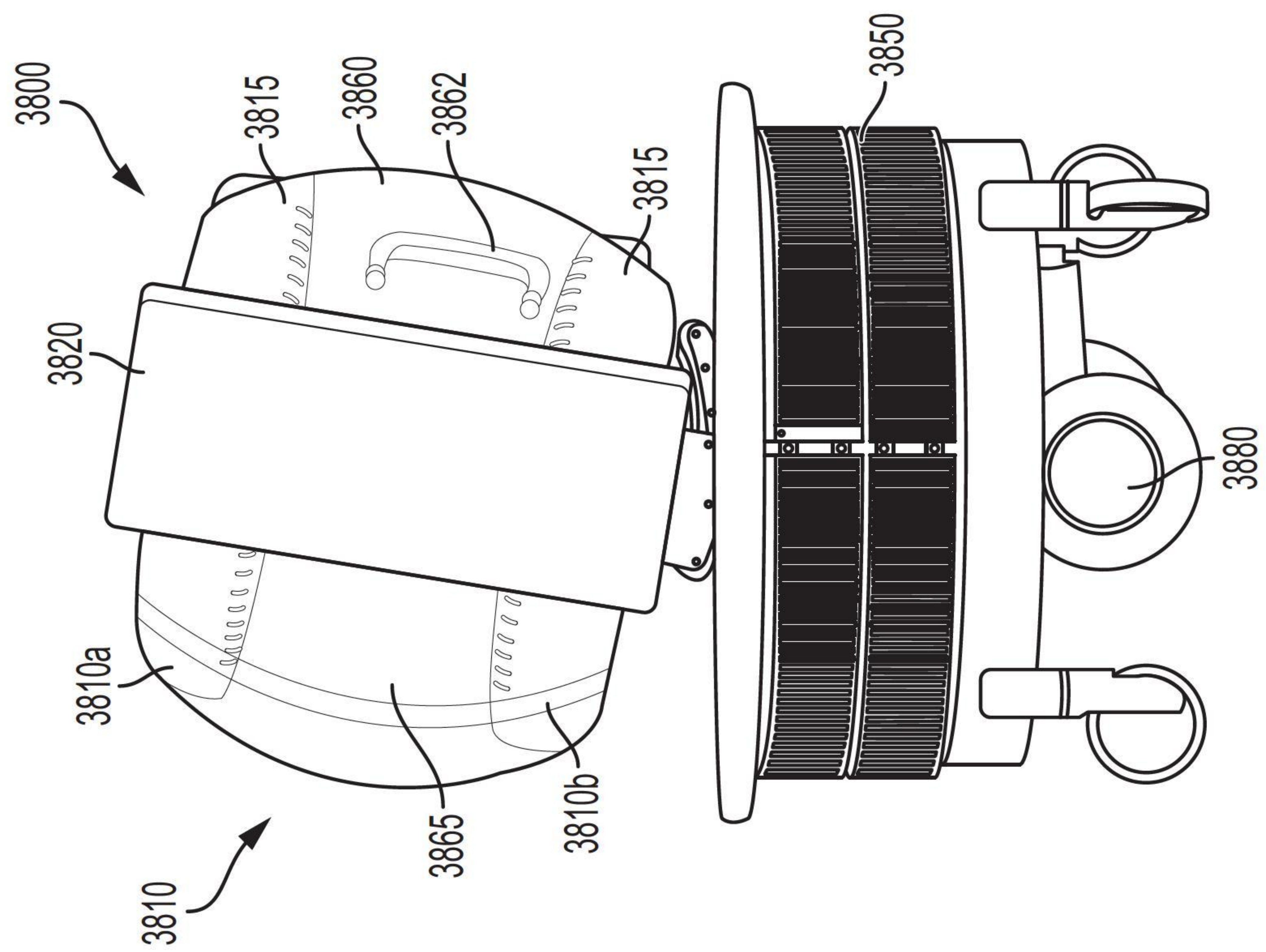
【圖3A】



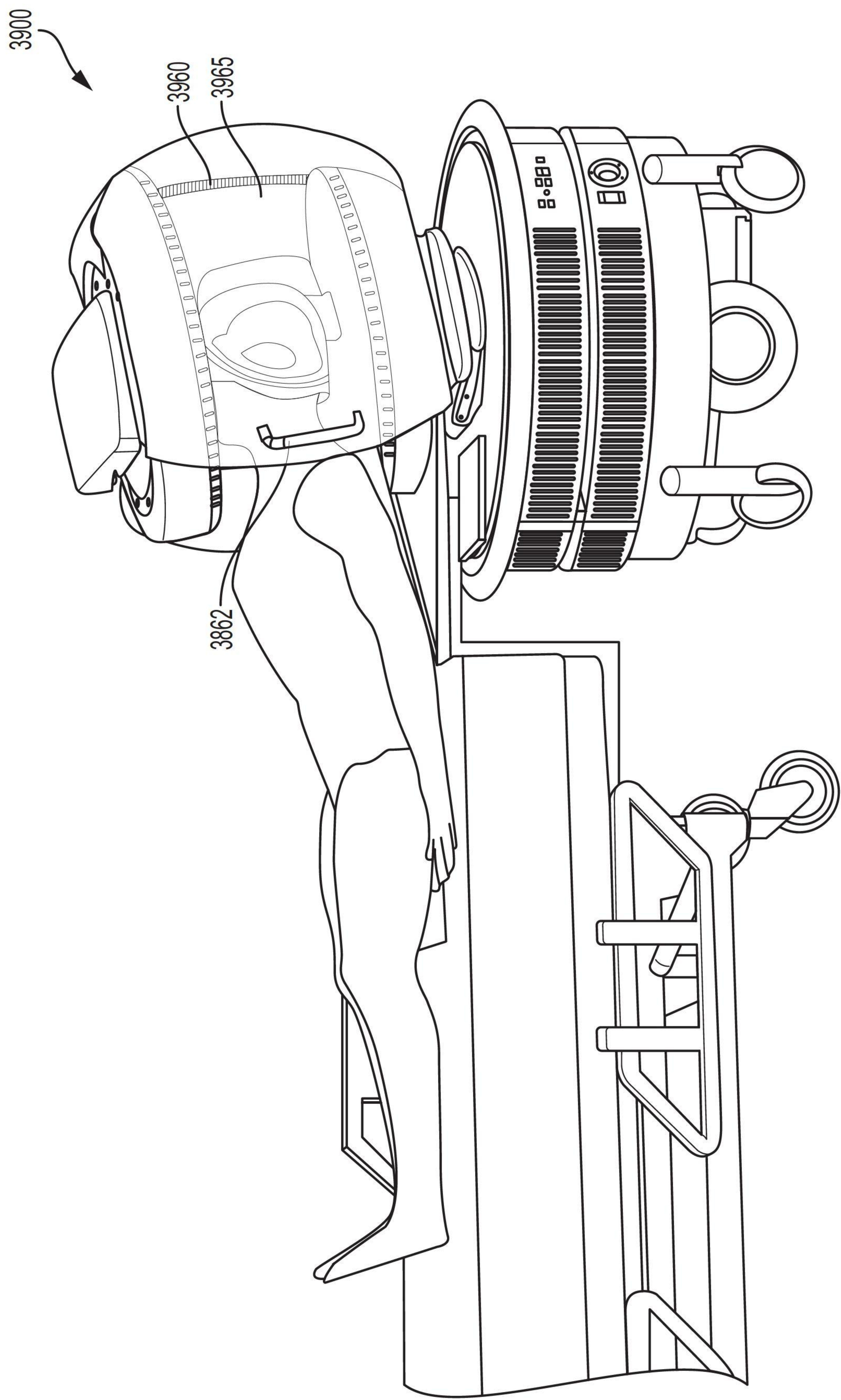
【圖3B】



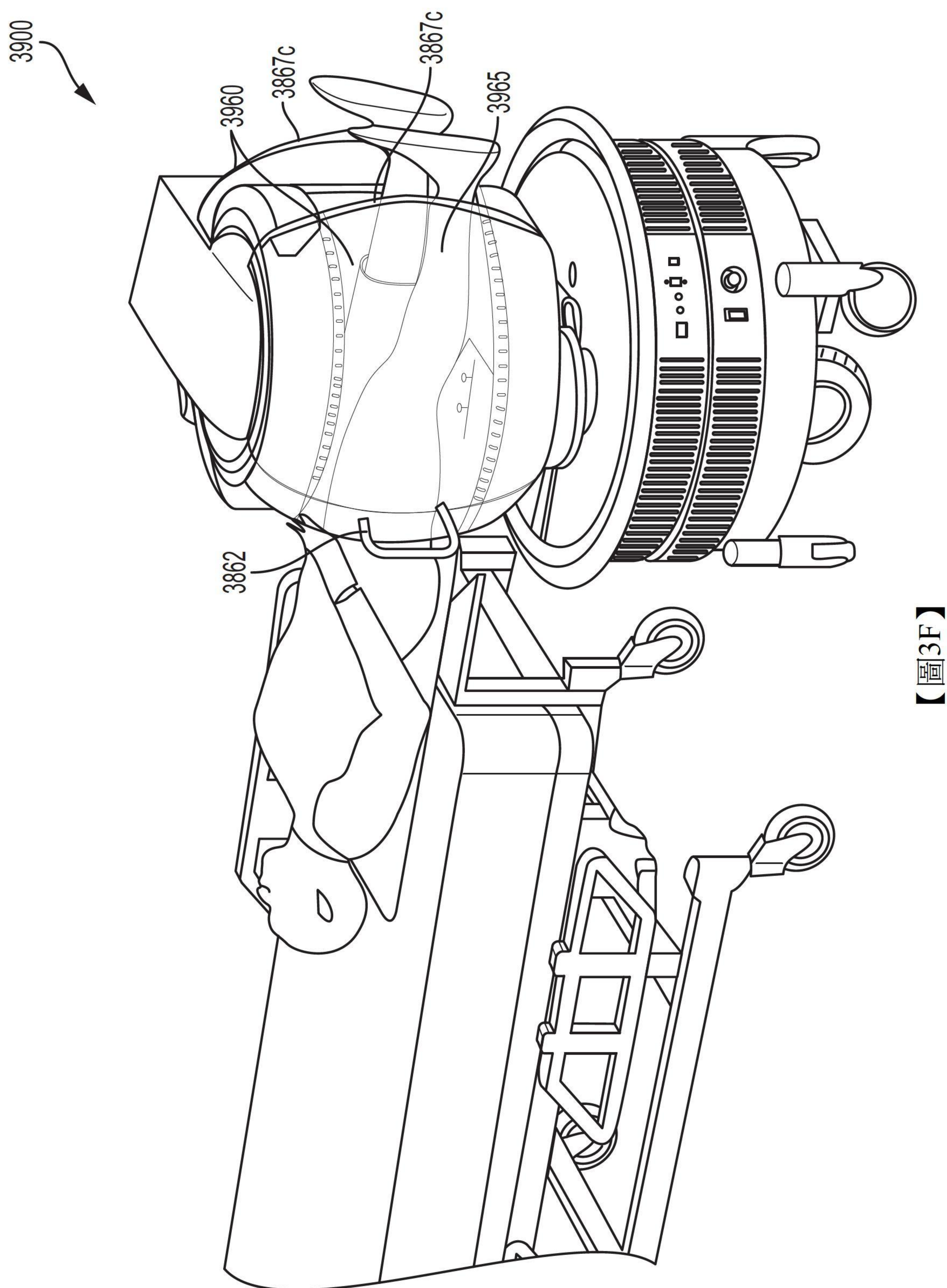
【圖3D】



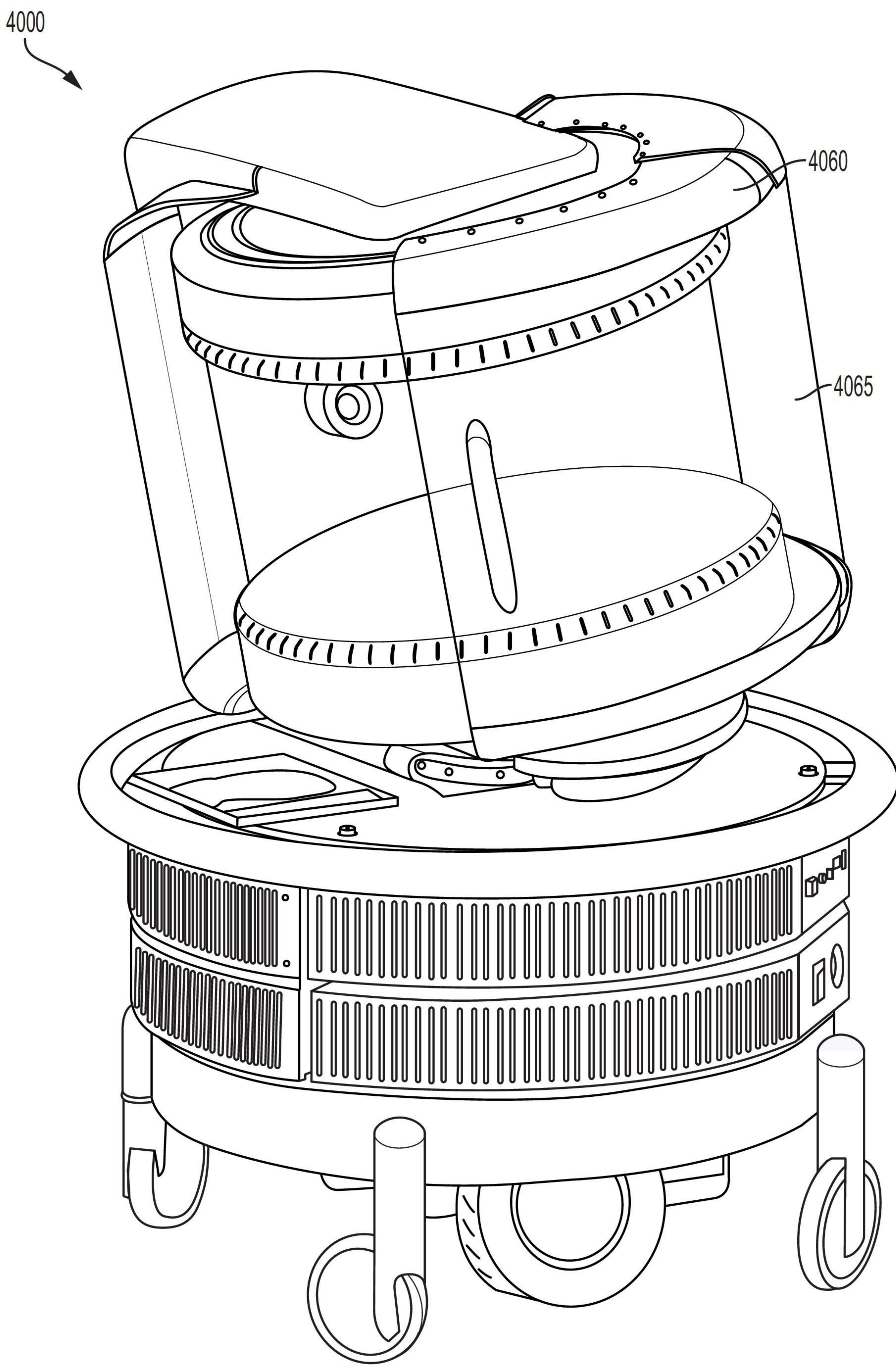
【圖3C】



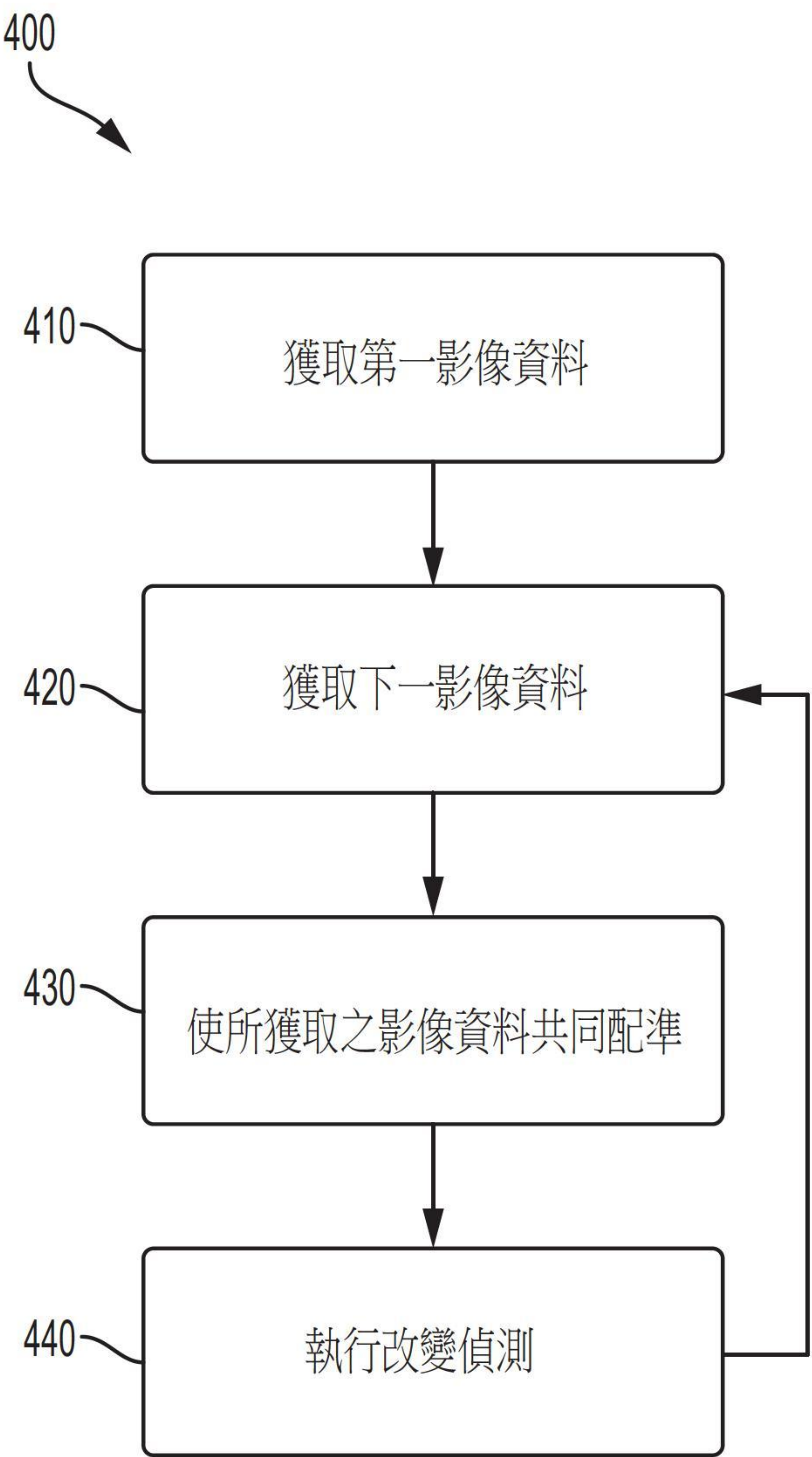
【圖3E】



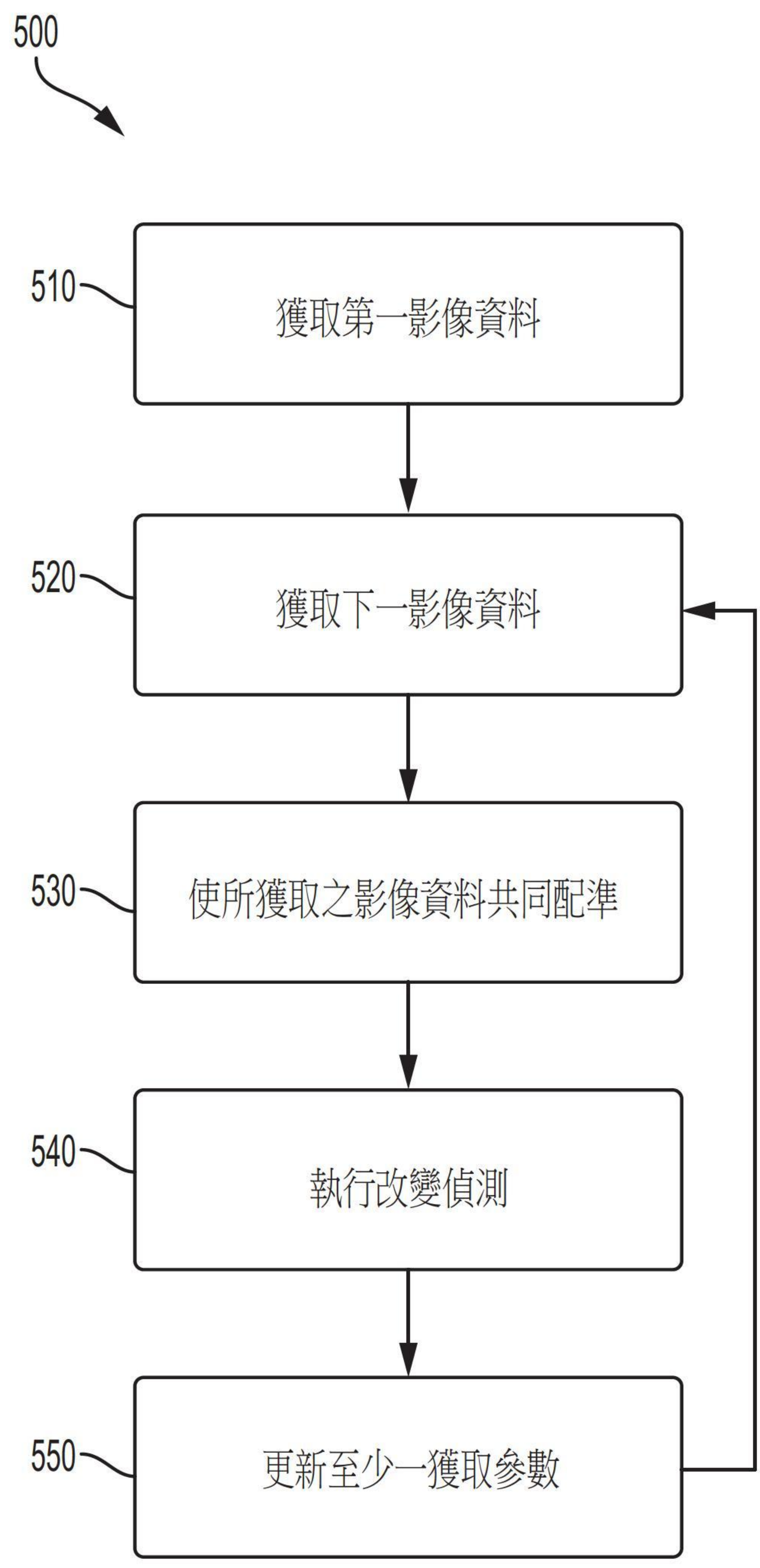
【圖3F】



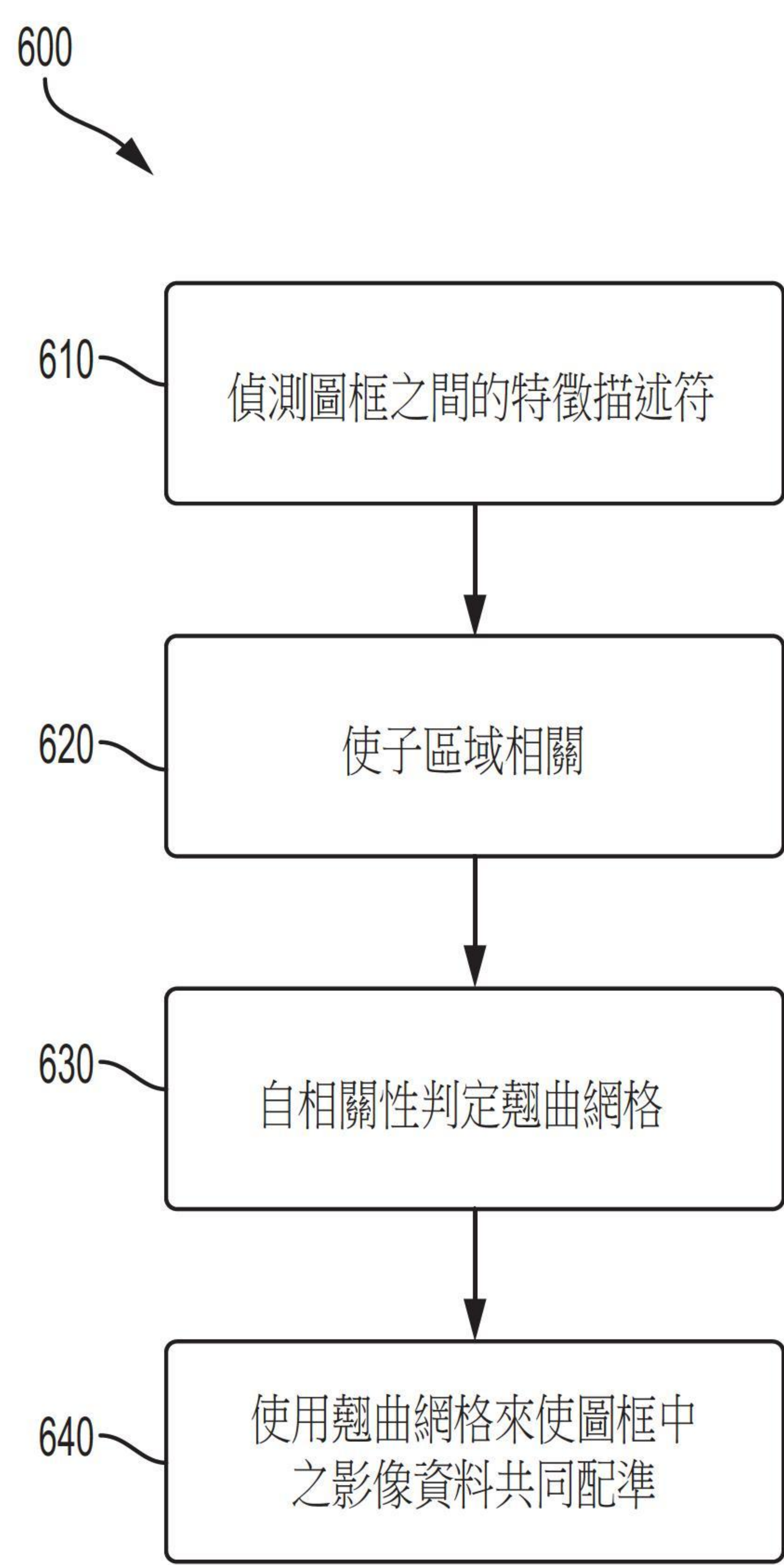
【圖3G】



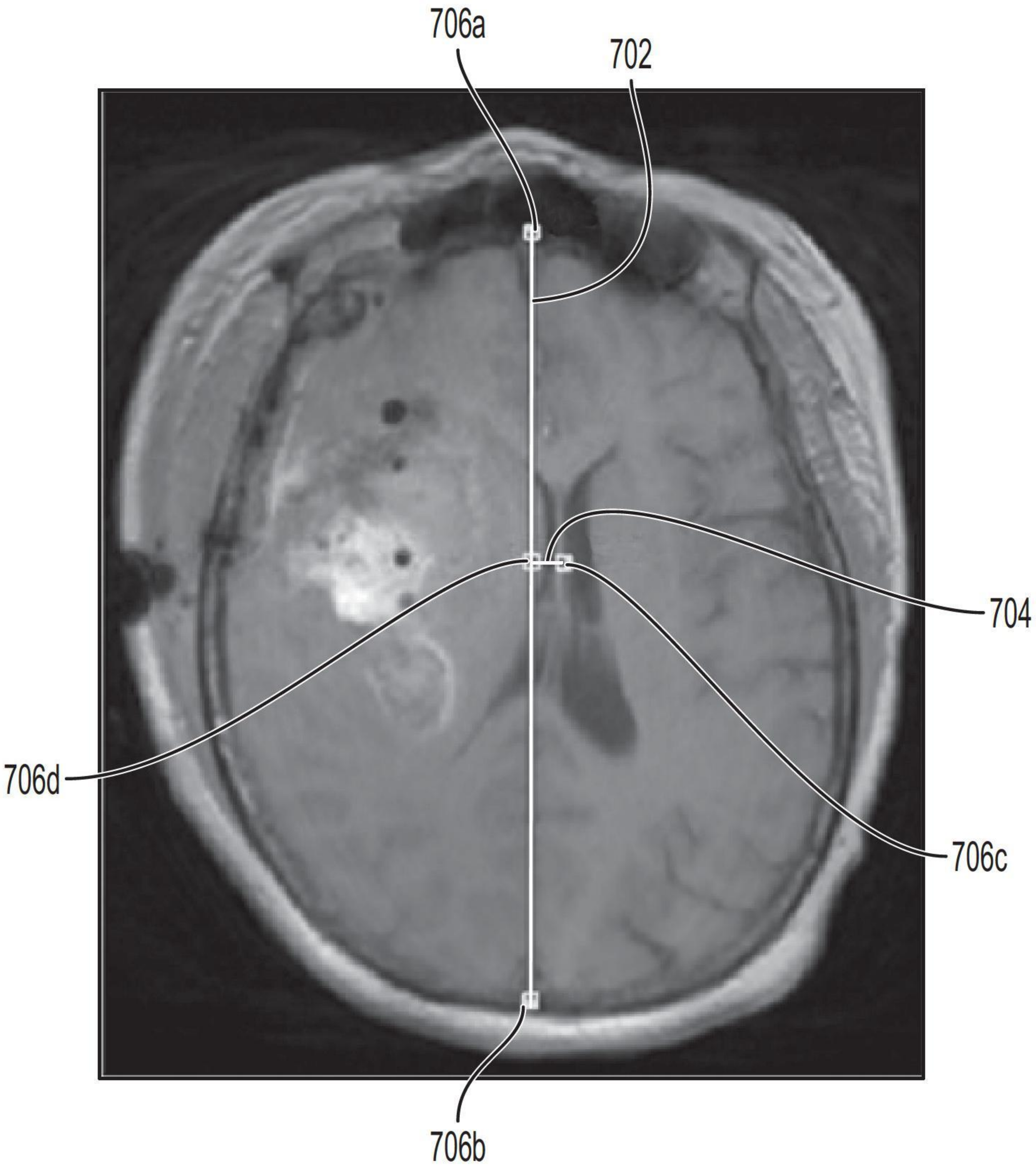
【圖4】



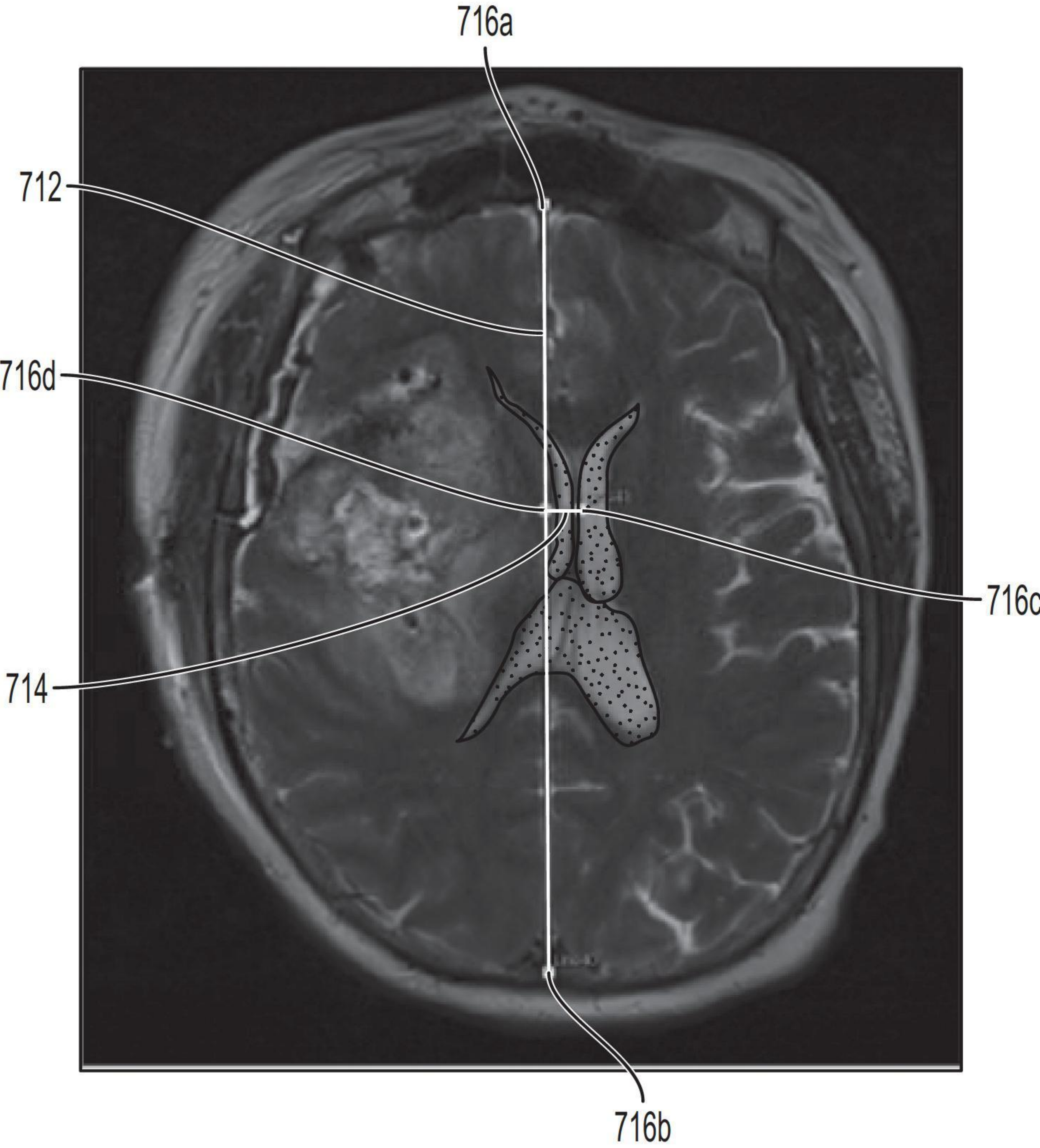
【圖5】



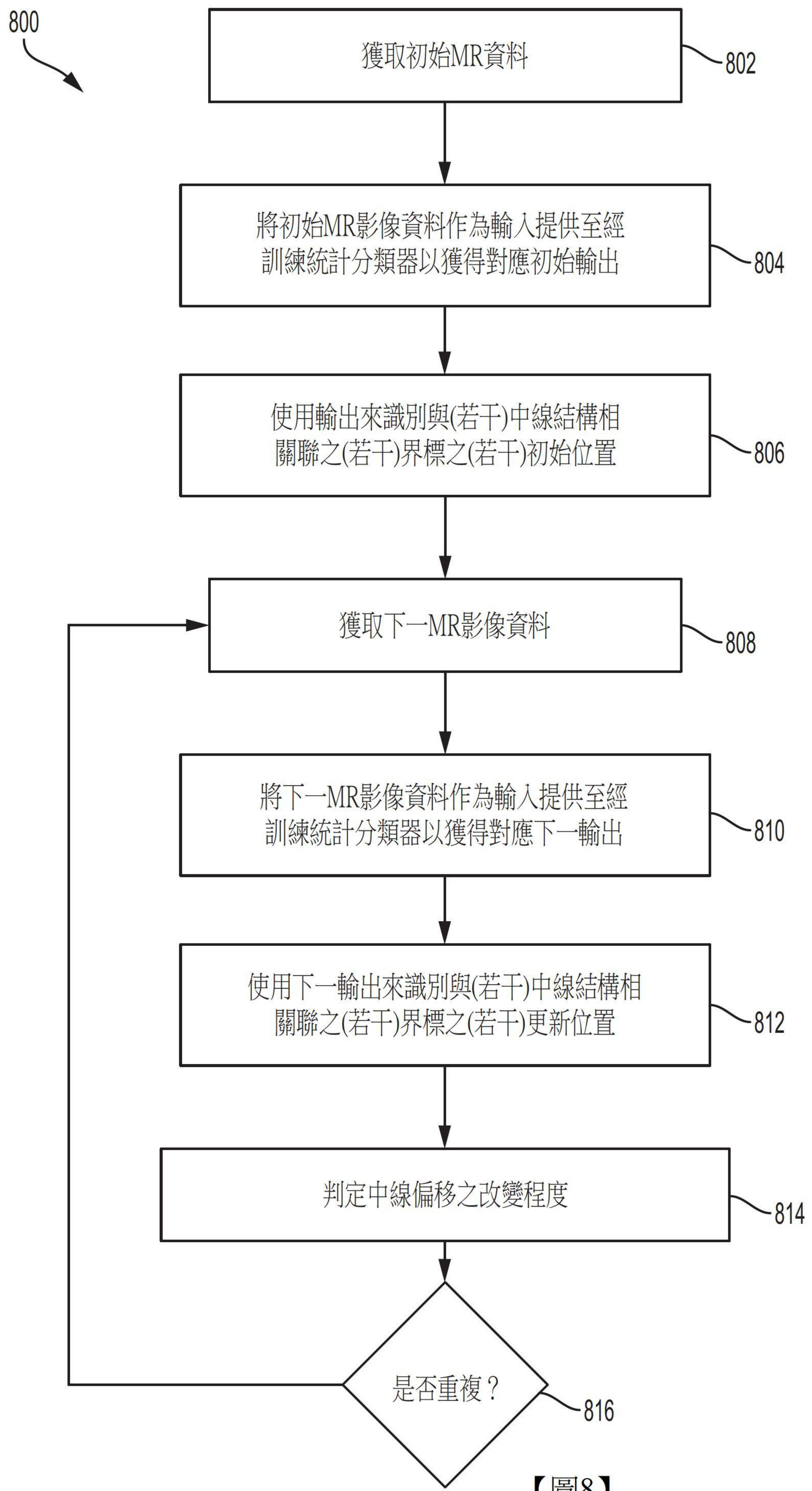
【圖6】



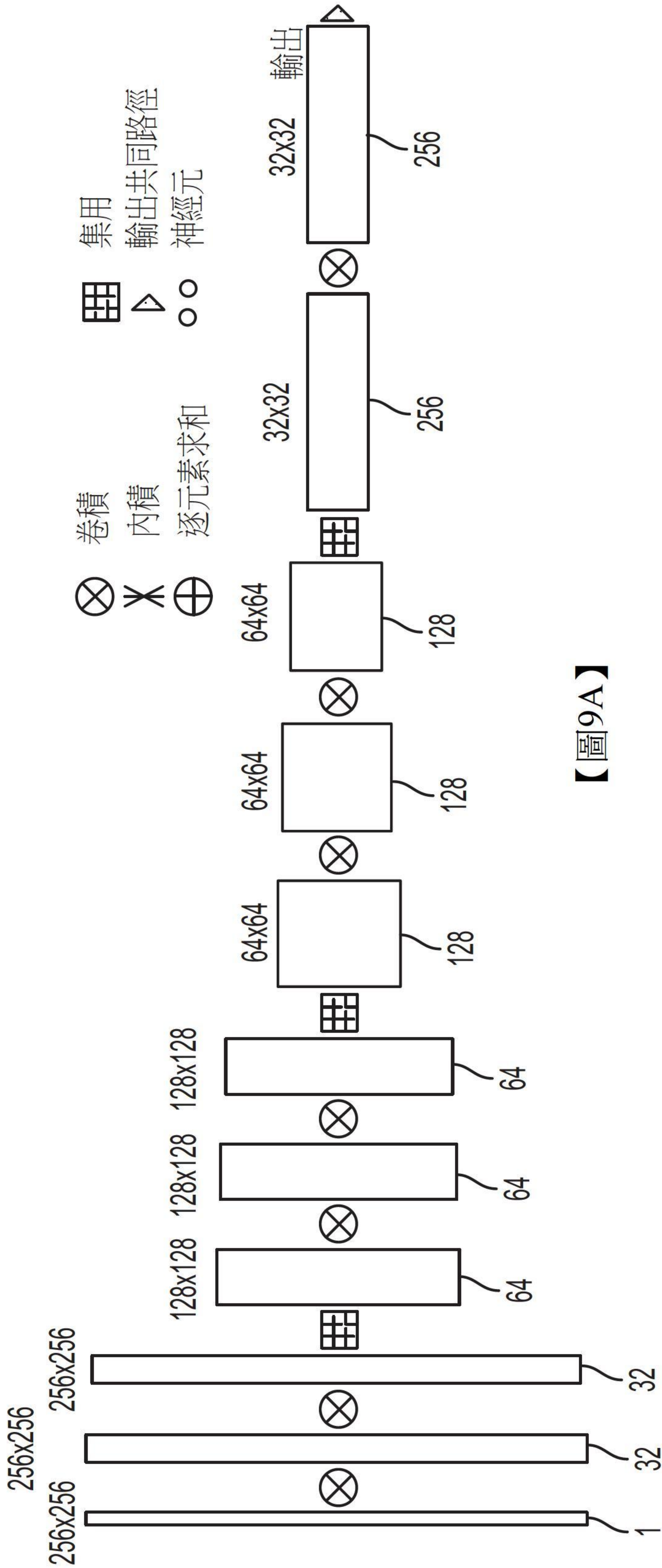
【圖7A】



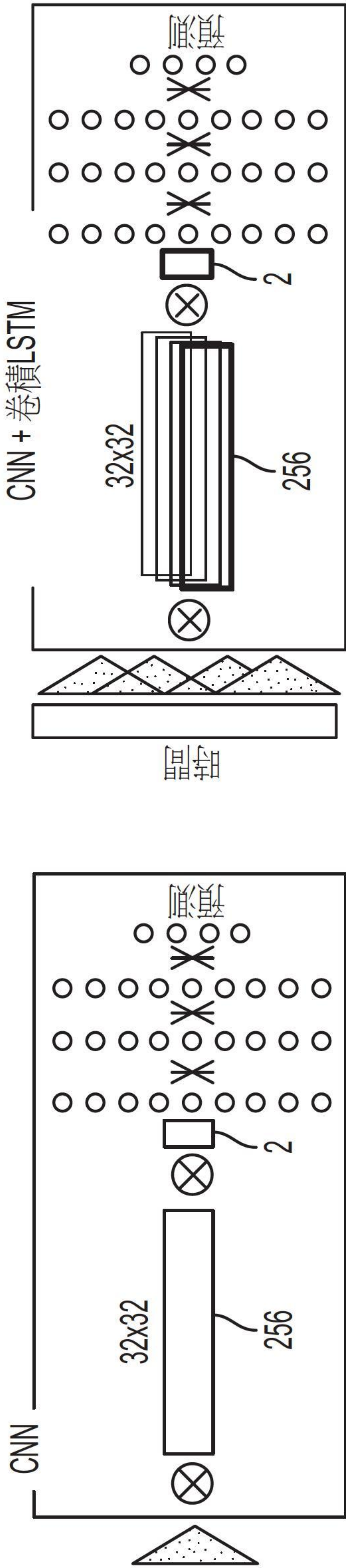
【圖7B】



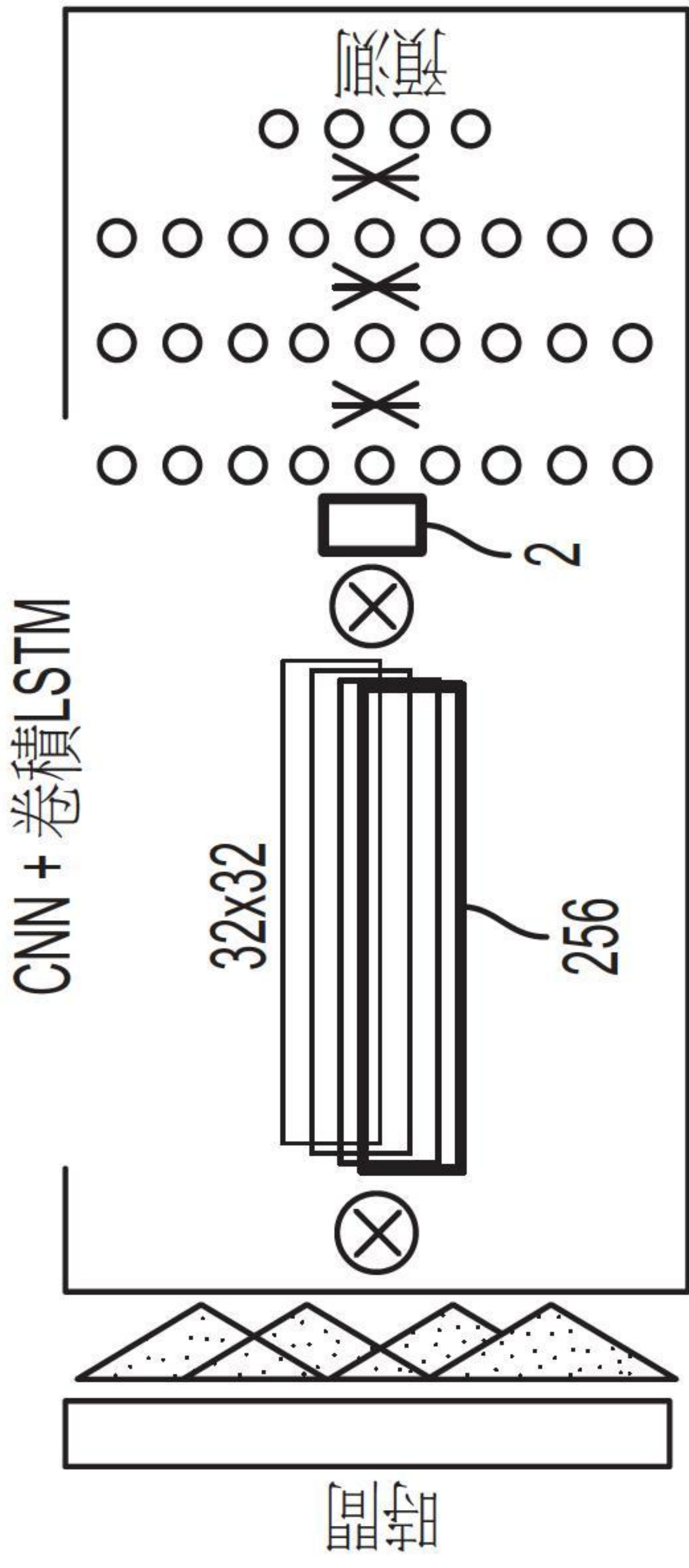
【圖8】



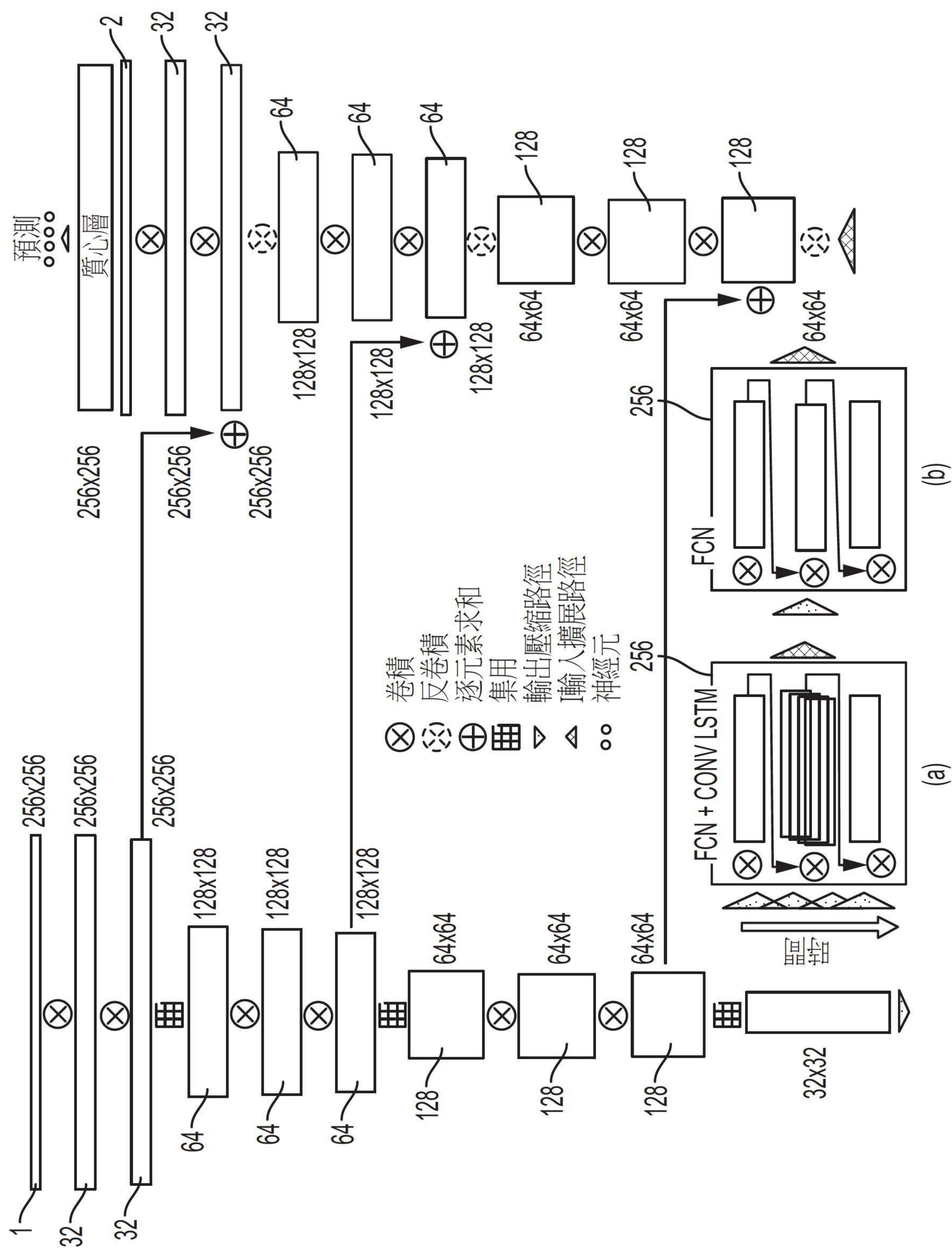
【圖9A】



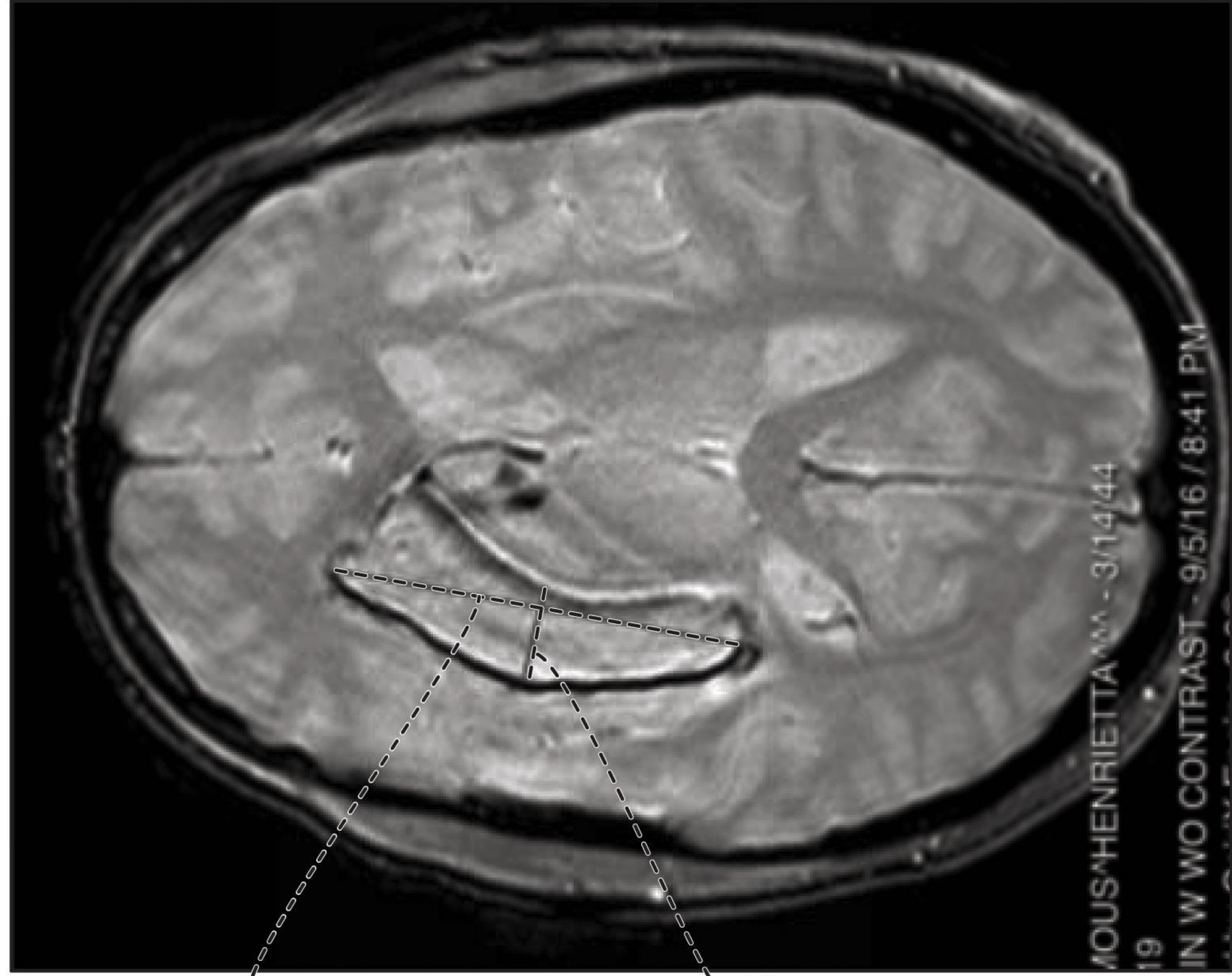
【圖9B】



【圖9C】

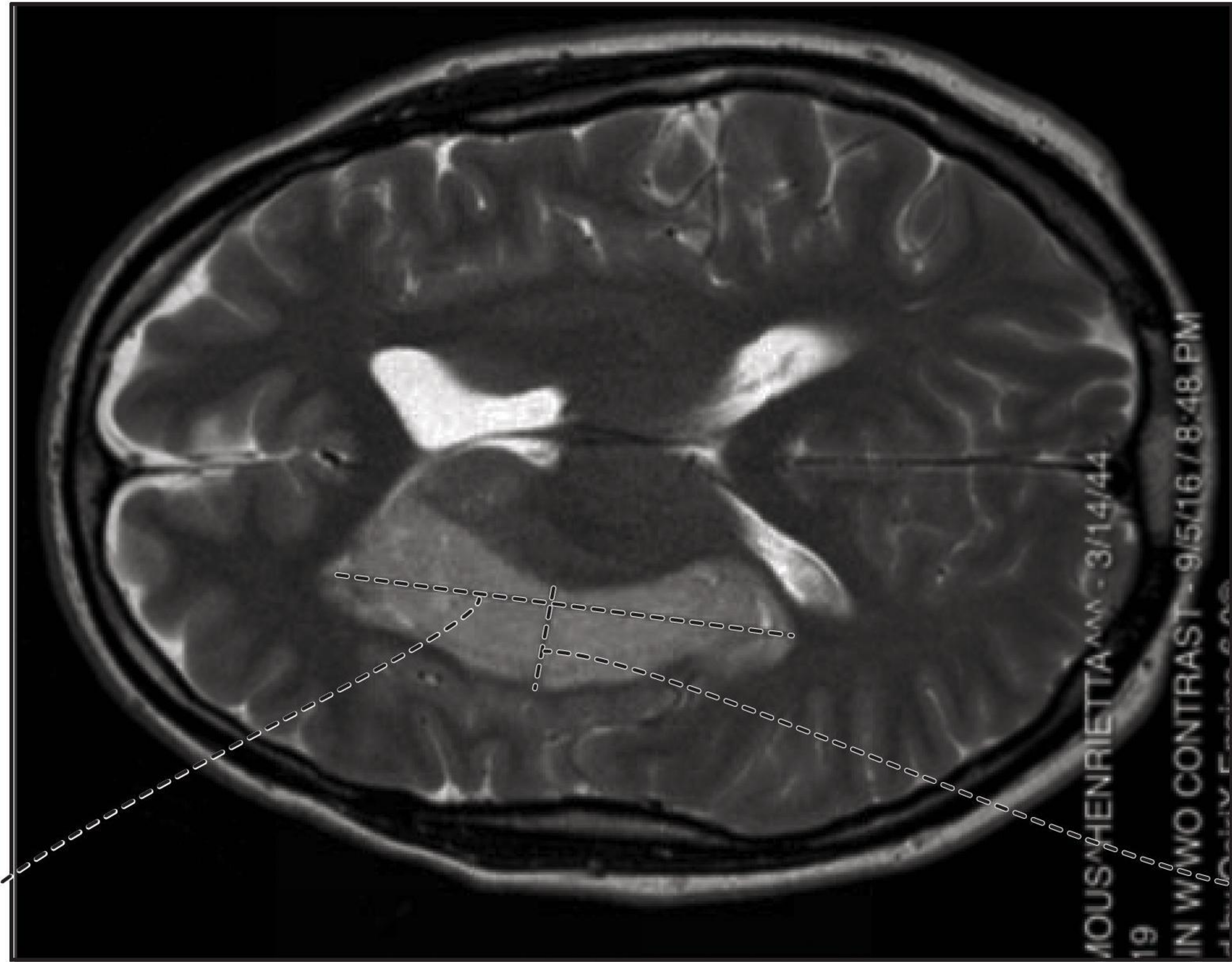


1106

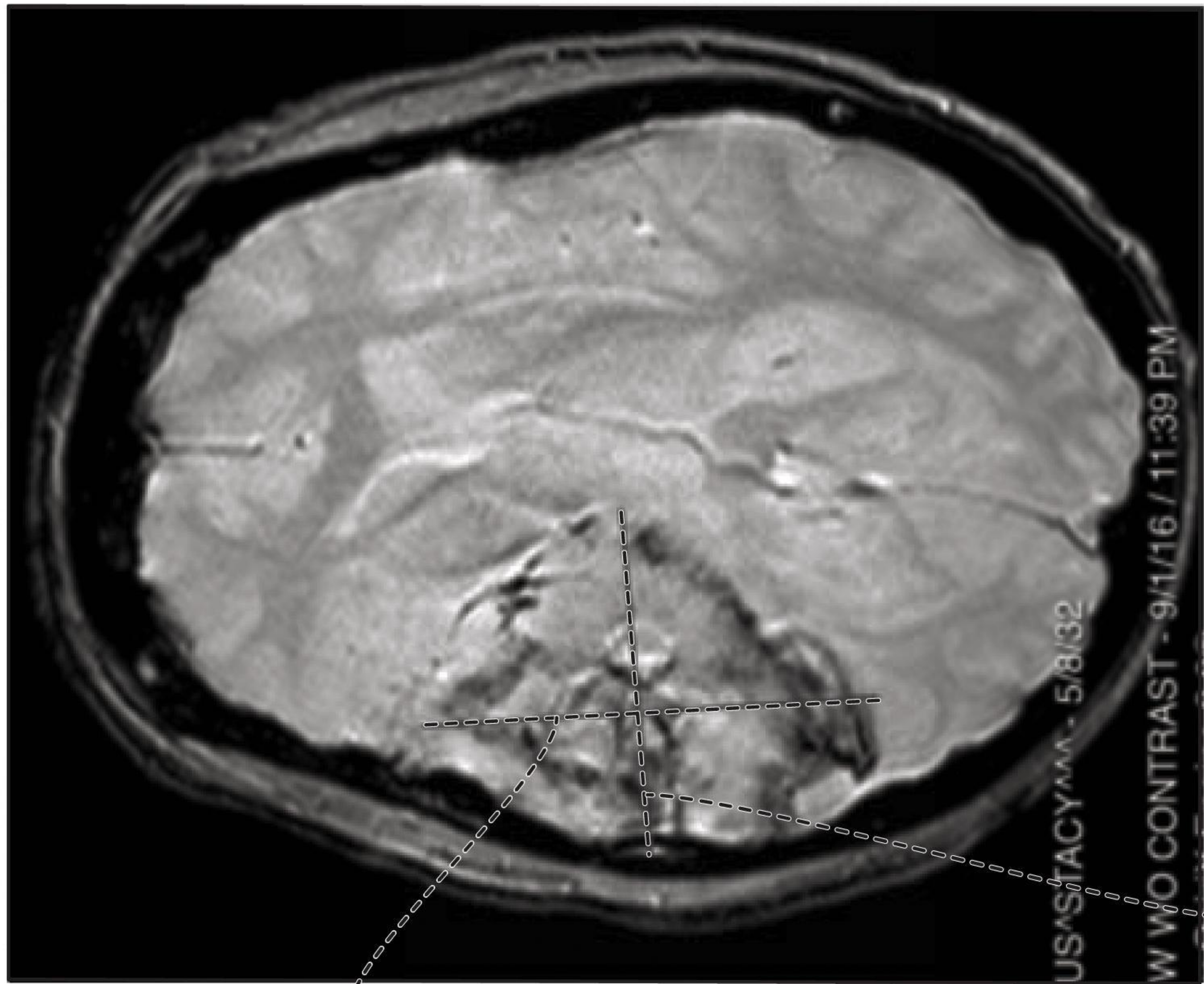


【圖11A】

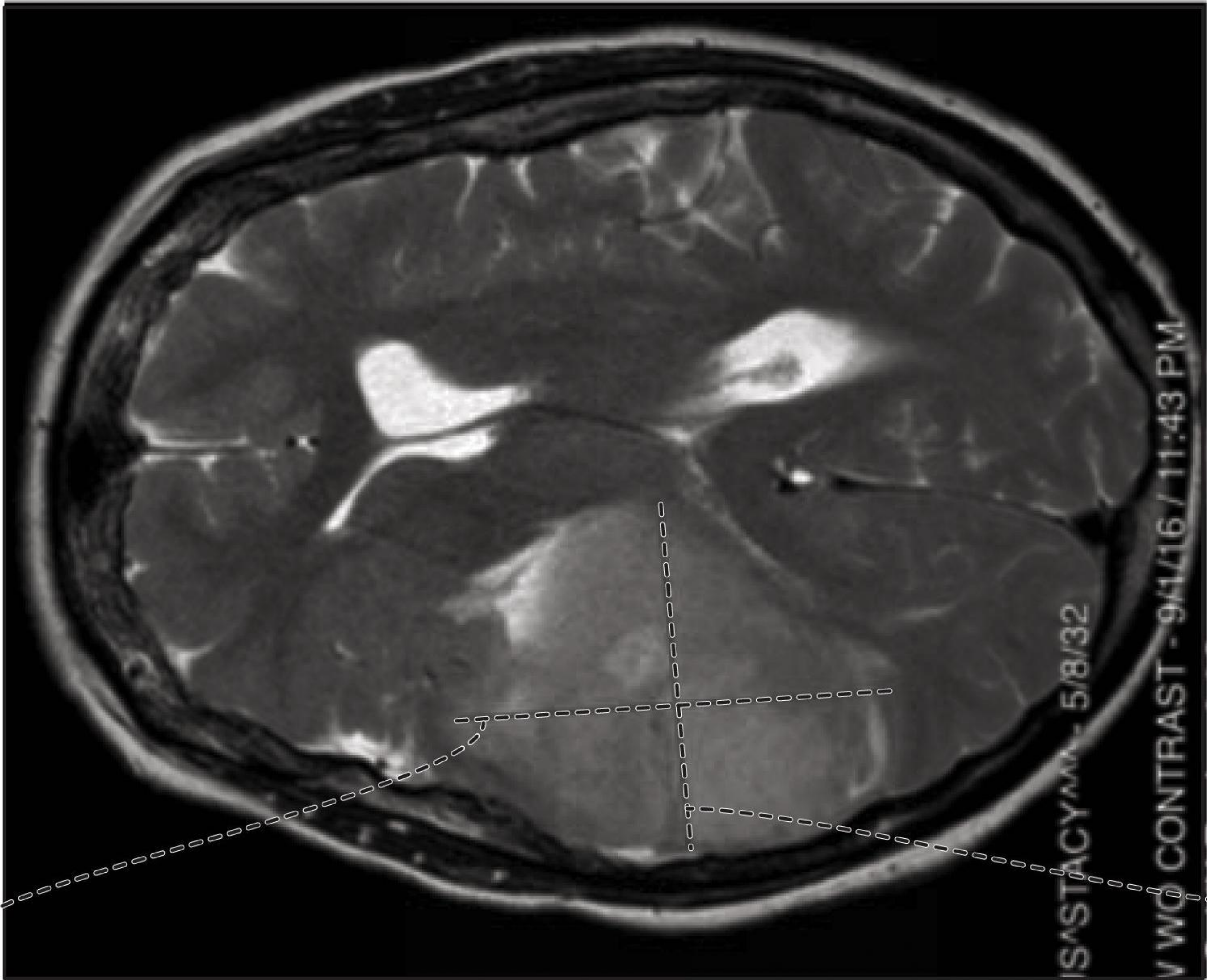
1108



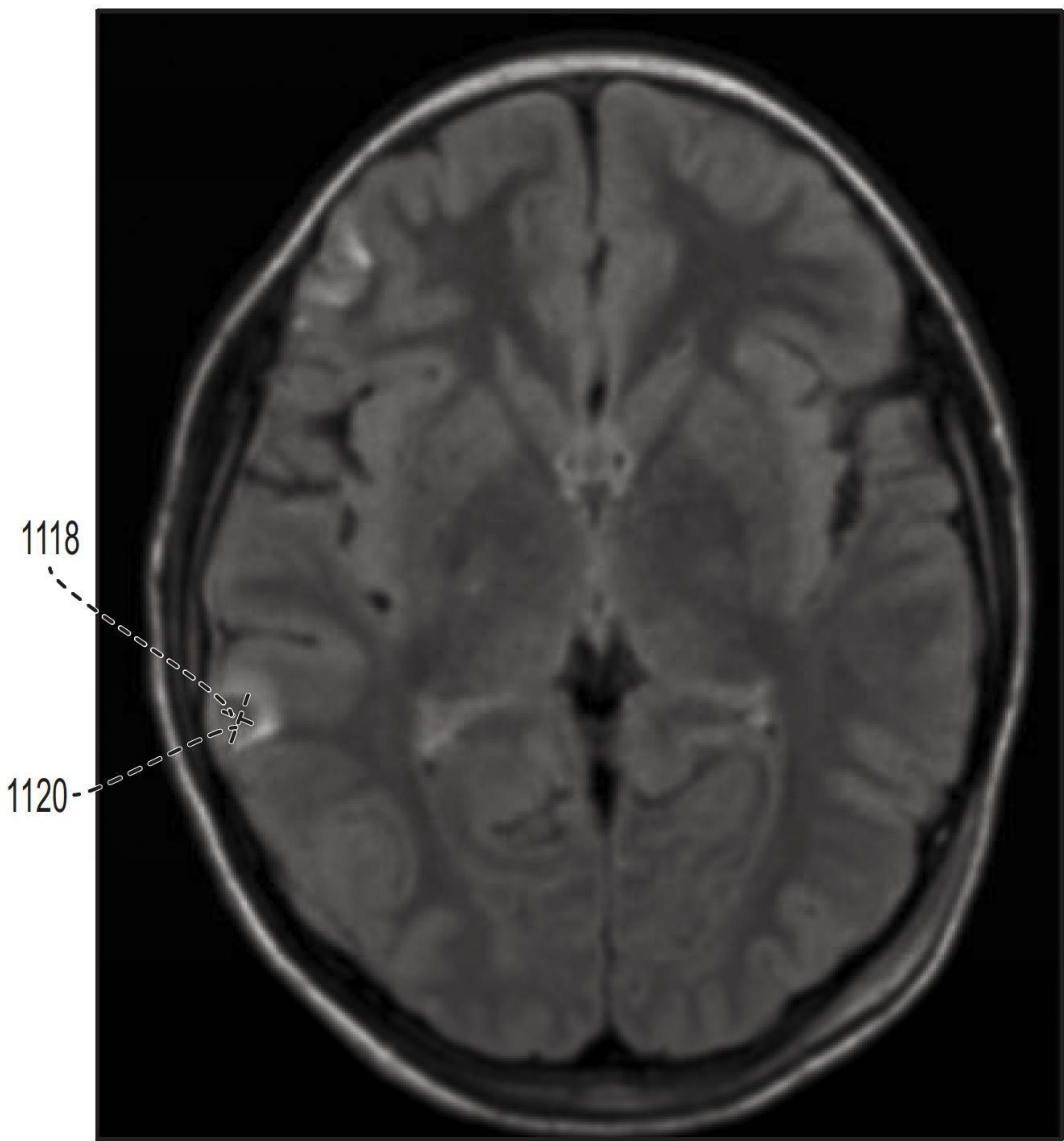
【圖11B】



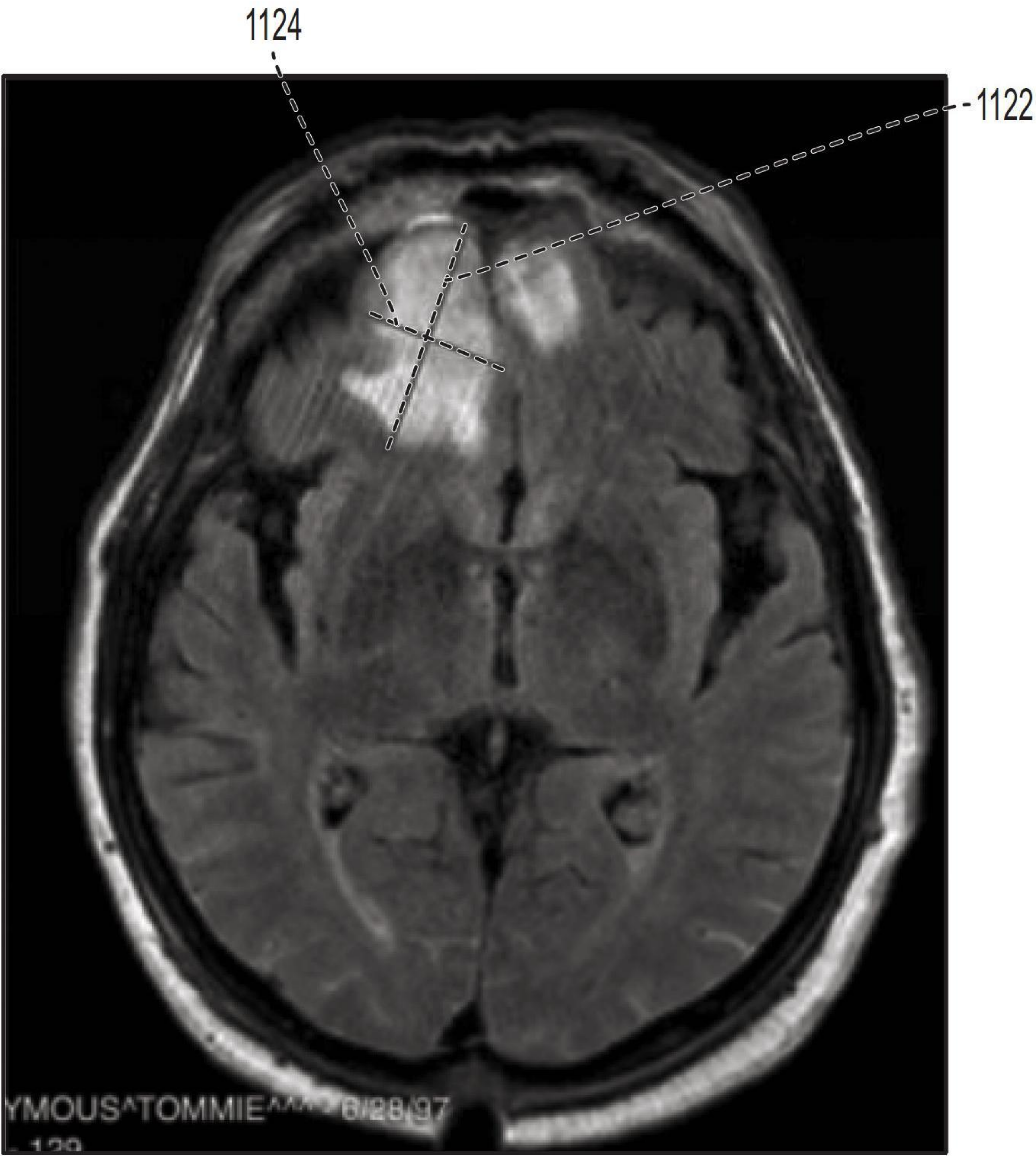
【圖11C】



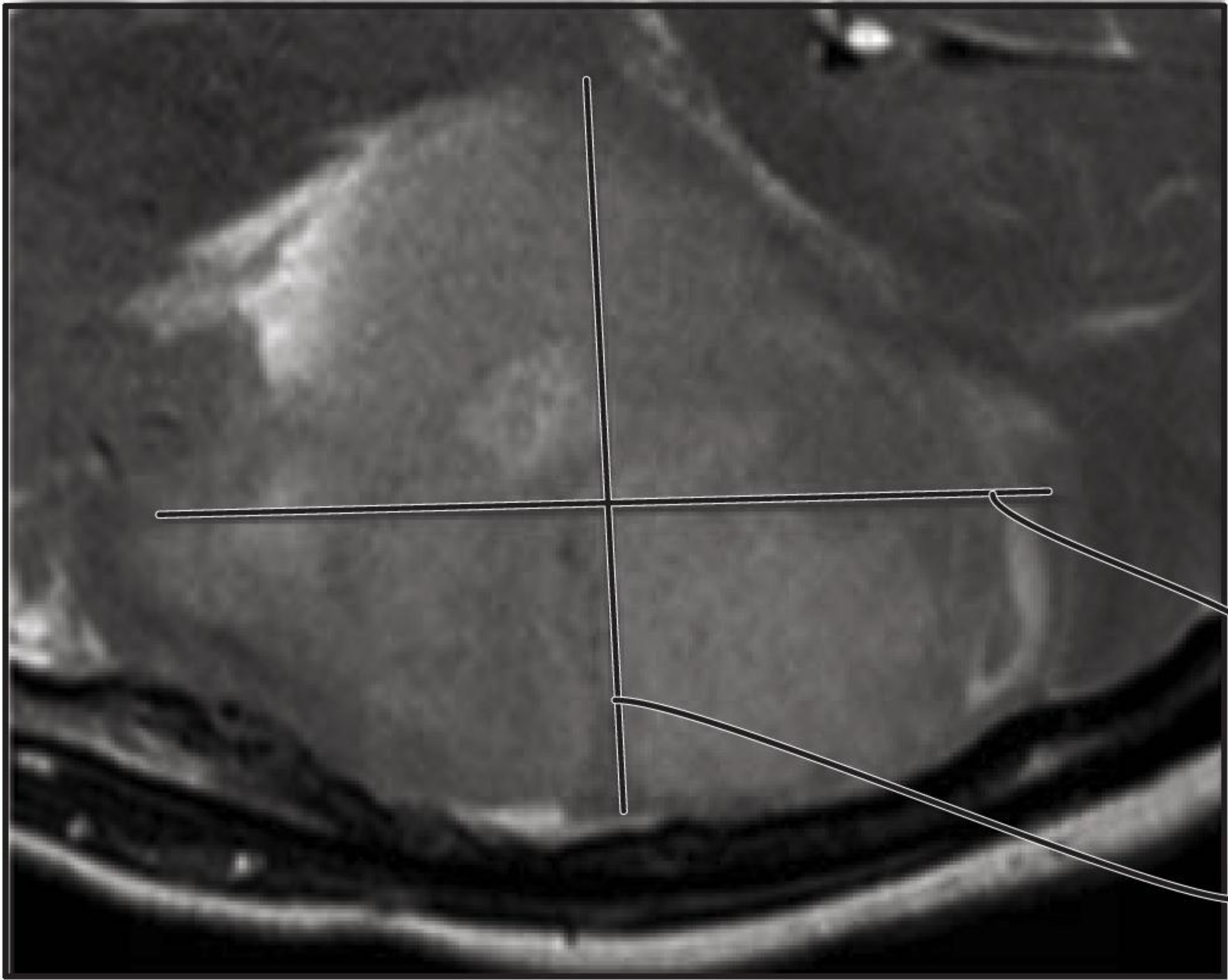
【圖11D】



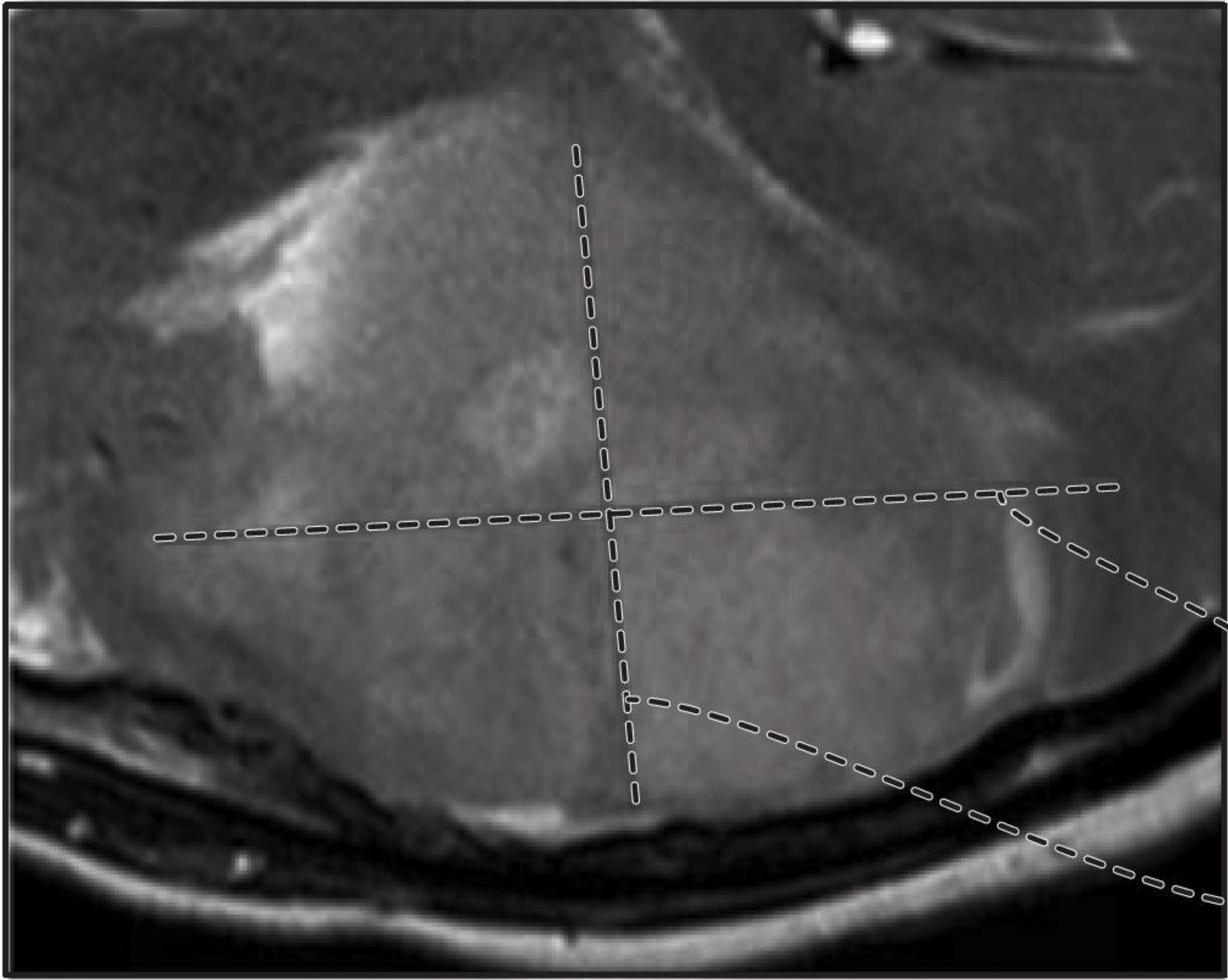
【圖11E】



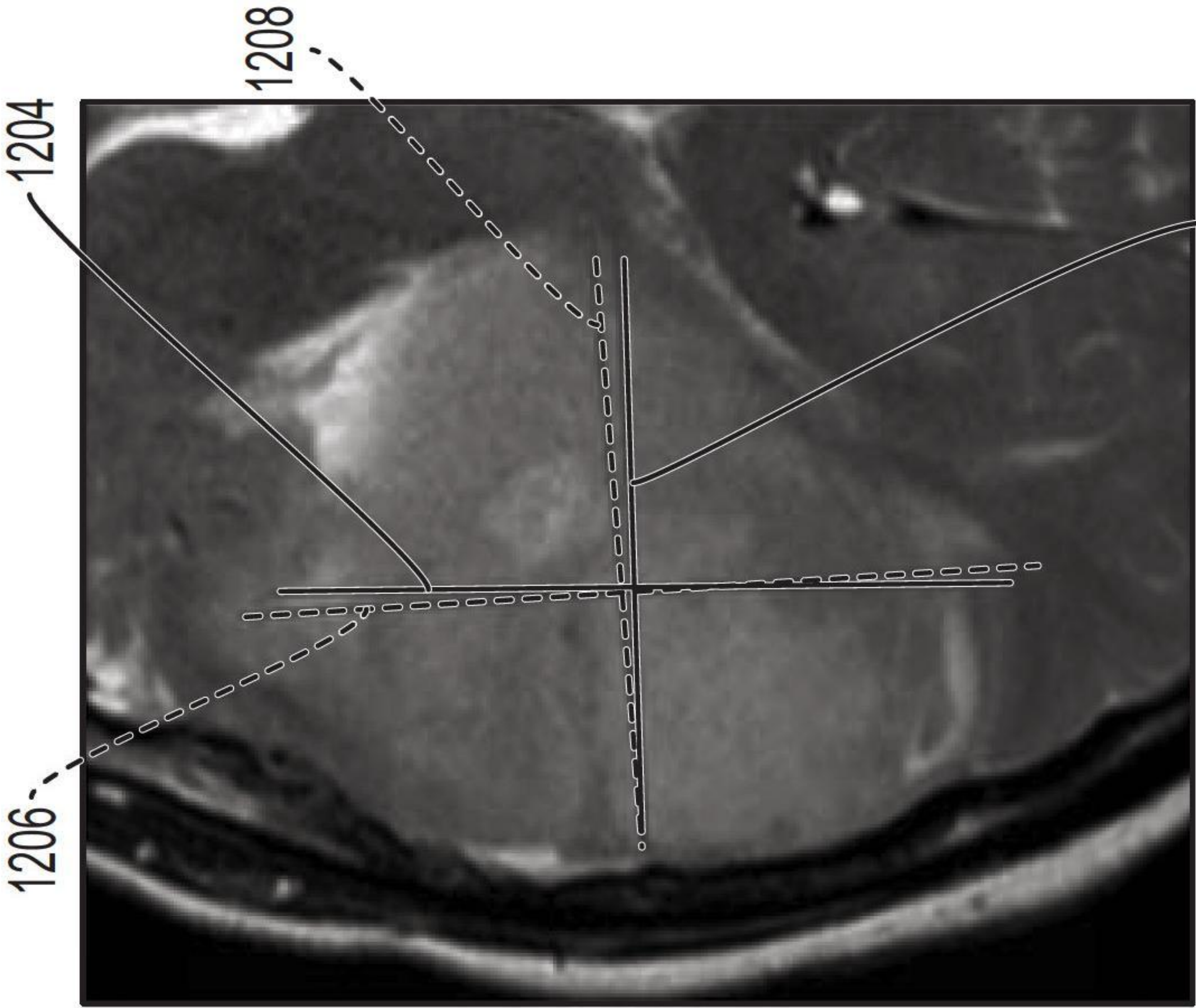
【圖11F】



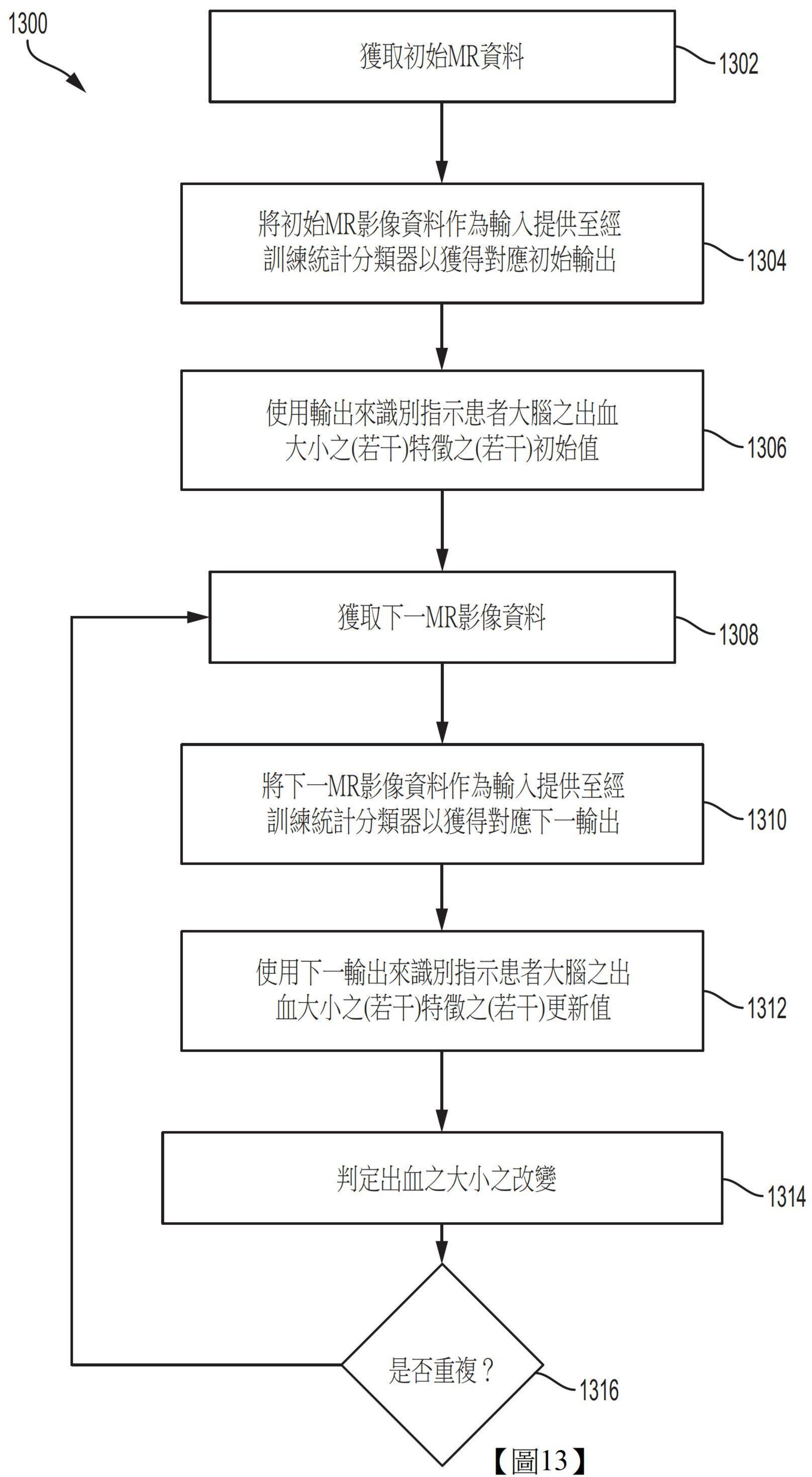
【圖12A】

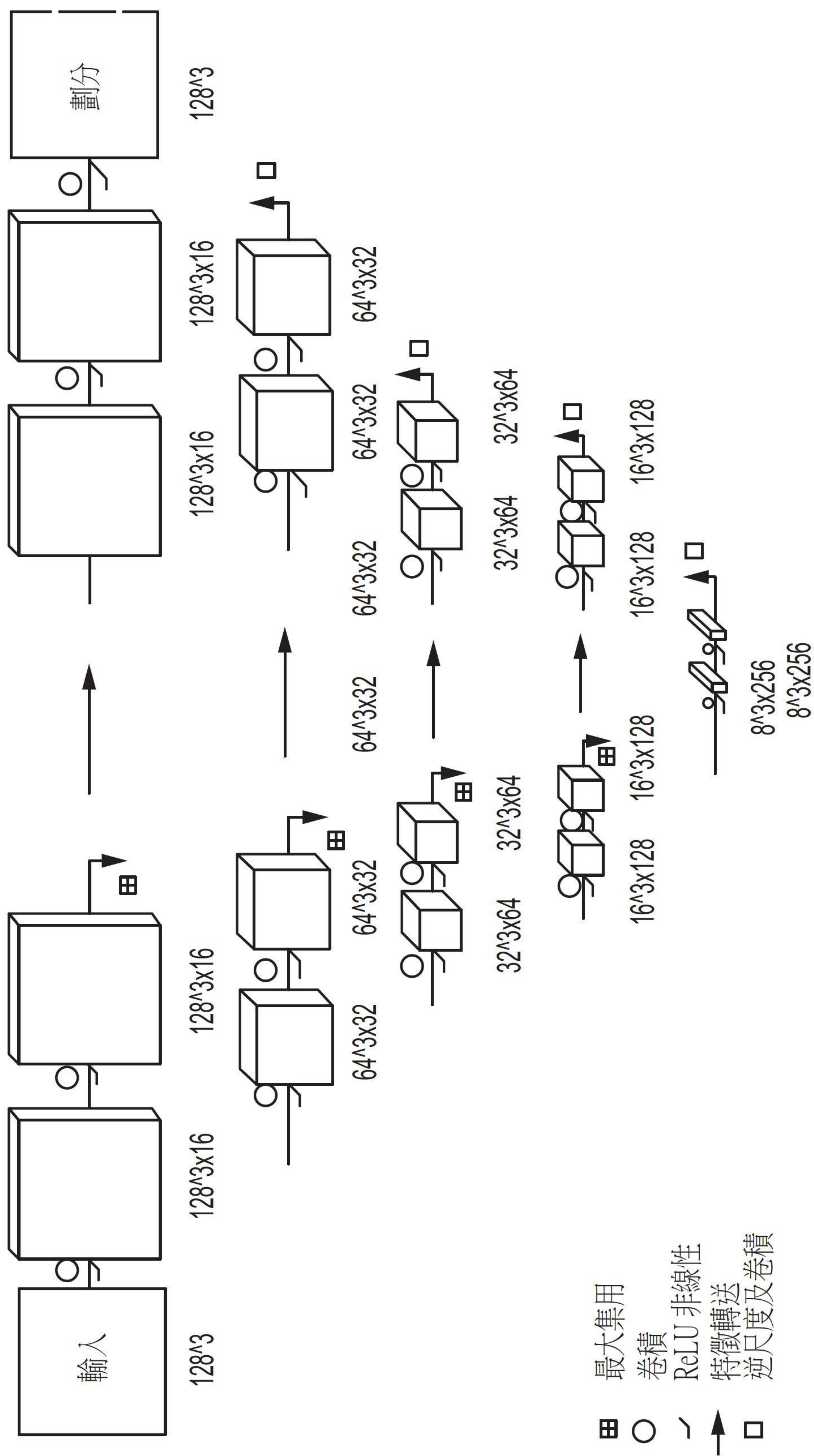


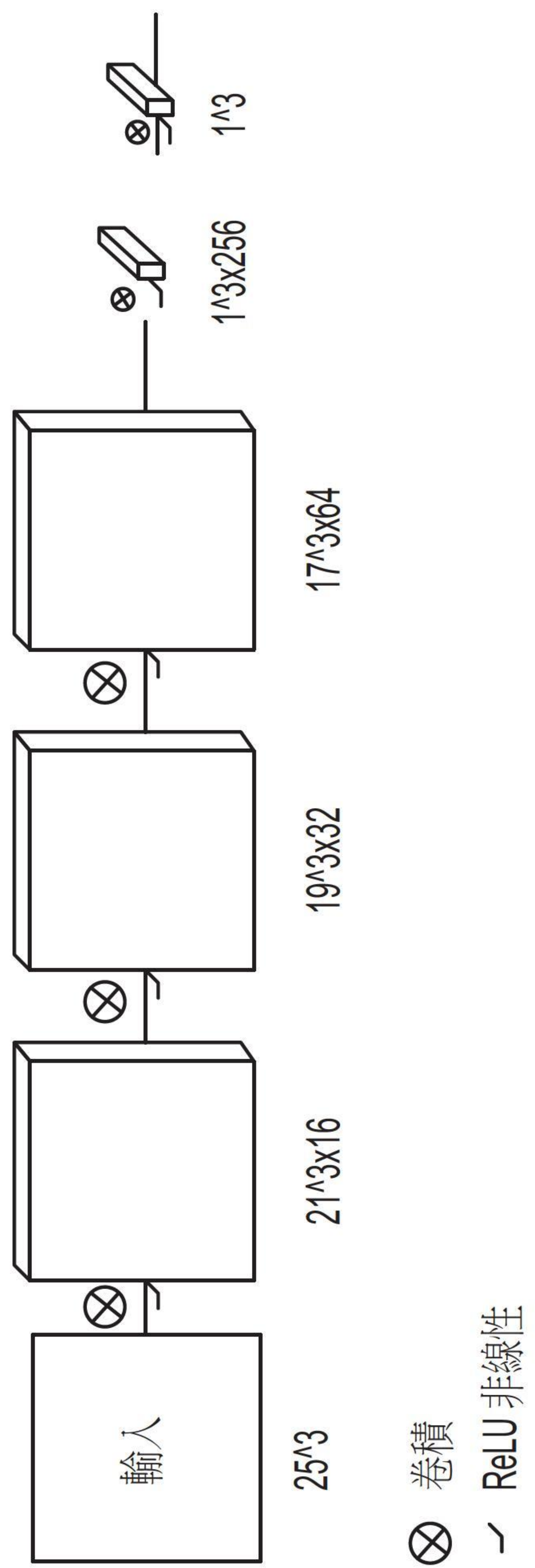
【圖12B】



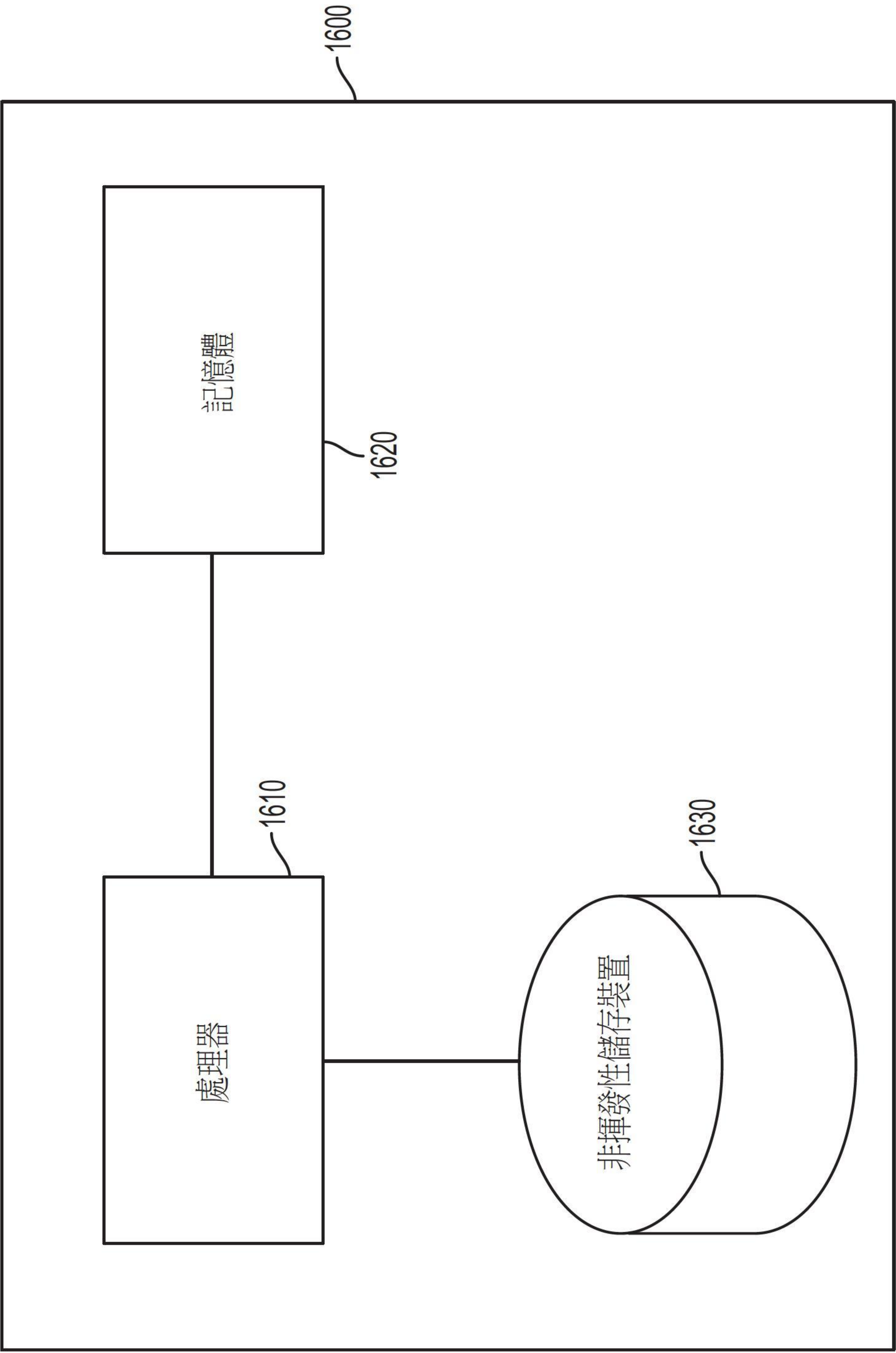
【圖12C】







【圖15】



【圖16】