



(21) 申請案號：108119669 (22) 申請日：中華民國 108 (2019) 年 06 月 06 日

(51) Int. Cl. : *A61B6/00 (2006.01)* *A61B6/03 (2006.01)*

(30) 優先權：2018/06/08 美國 62/682,720
 2019/03/01 美國 62/812,818
 2019/05/22 美國 16/420,030

(71) 申請人：美商數據整合顧問有限責任公司 (美國) DATA INTEGRITY ADVISORS, LLC
 (US)
 美國

(72) 發明人：凱利 賈尼德 帕翠西雅 布蘭科 KIELY, JANID PATRICIA BLANCO (US)

(74) 代理人：呂紹凡；謝祥揚

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：69 項 圖式數：36 共 136 頁

(54) 名稱

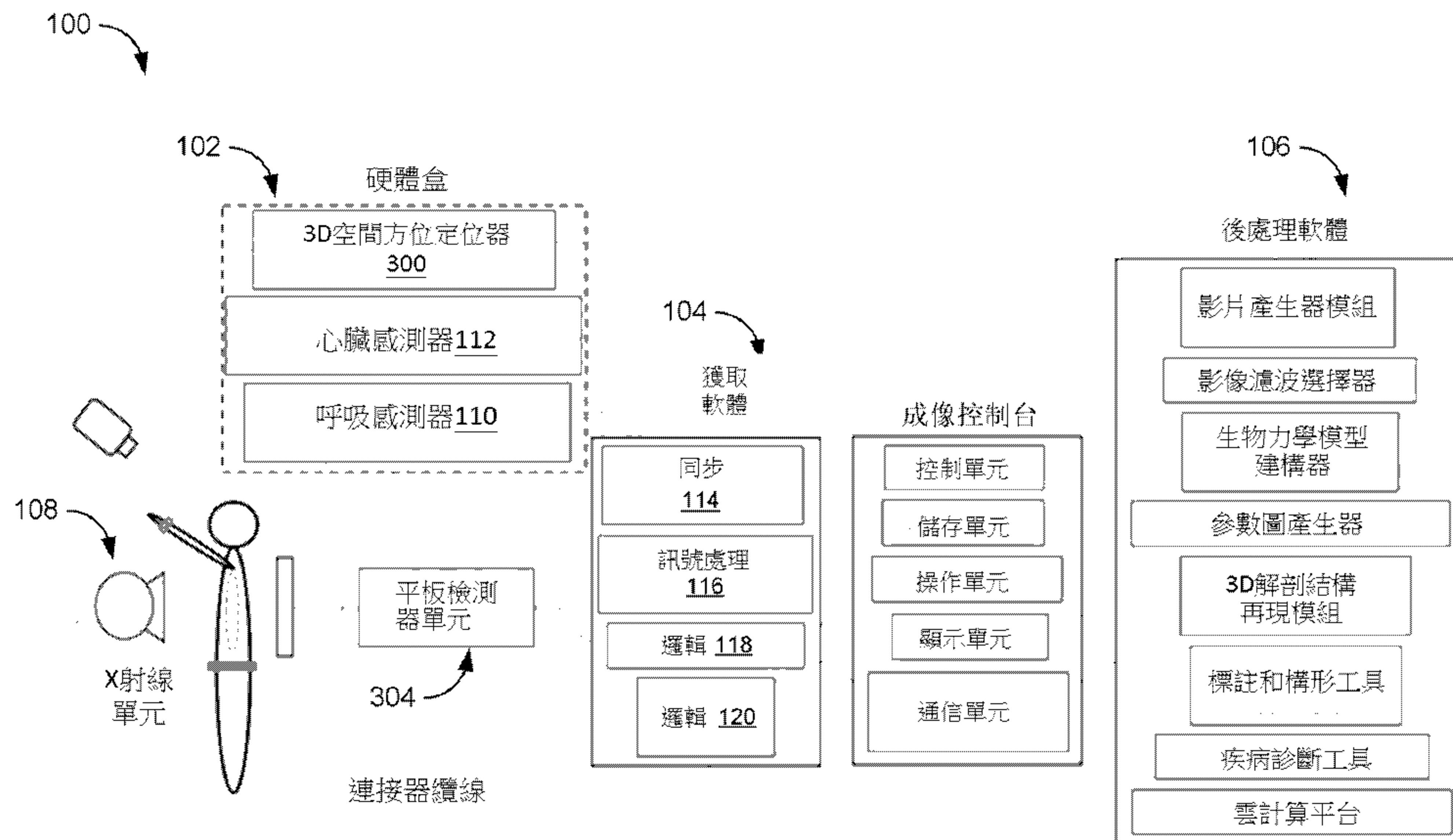
用於肺體積閘控 X 射線成像系統和方法

(57) 摘要

一種對患者肺進行成像的方法包括以下步驟：將所述患者定位在相對於 x 射線成像設備的第一方向，及取得所述患者呼吸的體積測量值。所述方法包含：當所述患者定位在相對於所述 x 射線成像設備的所述第一方向時，以及在取得所述患者呼吸的所述體積測量值時，基於所述患者呼吸的所述體積測量值確定所述患者的呼吸階段。所述方法包含，根據確定所述患者的所述呼吸階段匹配預定義呼吸階段，閘控所述 x 射線成像設備以產生所述患者肺的 x 射線投影。

A method of imaging a patient's lung comprises the following steps: positioning the patient at a first orientation relative to an x-ray imaging apparatus and obtaining a volumetric measurement of the patient's breathing. The method includes, while the patient is positioned at the first orientation relative to the x-ray imaging apparatus, and while obtaining the volumetric measurement of the patient's breathing, determining, based on the volumetric measurement of the patient's breathing, a breathing phase of the patient. The method includes, in accordance with a determination that the breathing phase of the patient matches a predefined breathing phase, gating the x-ray imaging apparatus to produce an x-ray projection of the patient's lung.

指定代表圖：



【圖1】

符號簡單說明：

100:GREX 成像系統

102:硬體盒

104:獲取軟體

106:後處理軟體

108:x 射線單元

110:呼吸階段感測器

112:心臟階段感測器

114:同步模組

116:訊號處理模組

118:邏輯演算法

120:觸發產生模組

300:3D 空間定位器

304:檢測器面板



202011894

【發明摘要】

【中文發明名稱】用於肺體積閘控X射線成像系統和方法

【英文發明名稱】SYSTEM AND METHOD FOR LUNG-VOLUME-GATED

X-RAY IMAGING

【中文】

一種對患者肺進行成像的方法包括以下步驟：將所述患者定位在相對於x射線成像設備的第一方向，及取得所述患者呼吸的體積測量值。所述方法包含：當所述患者定位在相對於所述x射線成像設備的所述第一方向時，以及在取得所述患者呼吸的所述體積測量值時，基於所述患者呼吸的所述體積測量值確定所述患者的呼吸階段。所述方法包含，根據確定所述患者的所述呼吸階段匹配預定義呼吸階段，閘控所述x射線成像設備以產生所述患者肺的x射線投影。

【英文】

A method of imaging a patient's lung comprises the following steps: positioning the patient at a first orientation relative to an x-ray imaging apparatus and obtaining a volumetric measurement of the patient's breathing. The method includes, while the patient is positioned at the first orientation relative to the x-ray imaging apparatus, and while obtaining the volumetric measurement of the patient's breathing, determining, based on the volumetric measurement of the patient's breathing, a breathing phase of the patient. The method includes, in accordance with a determination that the breathing phase of the patient matches a predefined breathing phase, gating the x-ray imaging apparatus to produce an x-ray projection of the patient's lung.

第 1 頁，共 2 頁(發明摘要)

【指定代表圖】圖1**【代表圖之符號簡單說明】**

- 100 GREX成像系統
- 102 硬體盒
- 104 獲取軟體
- 106 後處理軟體
- 108 x射線單元
- 110 呼吸階段感測器
- 112 心臟階段感測器
- 114 同步模組
- 116 訊號處理模組
- 118 邏輯演算法
- 120 觸發產生模組
- 300 3D空間定位器
- 304 檢測器面板

【特徵化學式】無

【發明說明書】

【中文發明名稱】用於肺體積閘控X射線成像系統和方法

【英文發明名稱】SYSTEM AND METHOD FOR LUNG-VOLUME-GATED

X-RAY IMAGING

【技術領域】

【0001】本公開的一些實施例涉及醫學成像，且更具體地說，涉及用於執行幾何分辨的射線照相x射線成像的系統和方法。本公開的一些實施例涉及放射治療。

【先前技術】

【0002】人體解剖的計算建模有助於理解具有不同生理條件特點的解剖行為。儘管當前技術發展水平的成像技術可允許醫生將解剖行為視覺化，但將心、肺的複雜移動準確成像的當前技術發展水平的技術通常過於昂貴而無法被廣泛採用。此外，過程錯綜複雜且與呼吸週期不相關的心臟運動，例如心臟形變，可能在基於CT或射線照相呼吸運動測量中表現為噪聲。因此，描述呼吸運動的數學模型的準確性也將因看似隨機的心臟運動而降低。解決此問題的一個方式是通過讓患者屏住呼吸來消除影像中的肺部運動。在此方法阻止患者的呼吸運動時，可能難以在這些屏氣影像中識別關於肺部健康的重要訊息。

【發明內容】

【0003】本公開的實施例試圖通過提供幾何分辨的射線照相x射線成像系統（Geometrically-Resolved Radiographic X-ray Imaging System，GREX）來至少在一定程度上解決現有技術中存在的問題中的至少一個問題。

【0004】根據一些實施例，GREX成像系統通過以計算方式針對特定呼吸階段和特定心臟階段來獲取患者胸腔影像。通過在一系列成像平面中拍攝所針對呼吸階段的胸腔快照，GREX成像系統取得與時間無關的解剖學幾何結構。基於所採集的呼吸和心臟訊號，對與時間無關的解剖學幾何結構進行共同配準和內插以產生胸腔體積交互式影像。所述交互式影像具有優於常規靜態成像的關鍵優勢。使用交互式影像，GREX建立定量描述胸腔幾何結構在患者呼吸期間如何變化的生物力學模型。基於基本物理定律，生物力學模型提供重要量的估計，例如肺組織彈性、應力、應變和呼吸順應性。這些屬性和其它屬性提供了醫生和醫學從業人員當前無法取得的診斷能力。醫生可利用GREX成像系統提供的此類訊息來告知患者肺部疾病的病因。

【0005】在一些實施例中，GREX成像系統包含用於現有數位診斷x射線單元的獨特硬體和軟體附加包。通過使用患者的生物計量訊號告知在診斷上更能提供訊息的自定義成像程序而提供新的增強的成像能力，硬體和軟體附加包共同提升常規數位診斷x射線單元的診斷質量。硬體和軟體附加包是任何市售數位診斷x射線單元（例如，傳統x射線單元）的通用升級。

【0006】根據一些實施例，提供一種對患者肺進行成像的方法。所述方法包括將患者定位在相對於x射線成像設備（例如，x射線單元）的第一方向並且取得患者呼吸的體積測量值。所述方法包含，當所述患者定位在相對於所述x射線成像設備的所述第一方向時，以及在取得所述患者呼吸的所述體積測量值時，基於所述患者呼吸的所述體積測量值確定所述患者的呼吸階段。所述方法

包含，根據確定所述患者的所述呼吸階段匹配預定義呼吸階段，閘控所述x射線成像設備以產生所述患者肺的x射線投影。

【0007】 在一些實施例中，預定呼吸階段是多個預定呼吸階段中的第一預定義呼吸階段，並且所述方法還包含在取得患者呼吸的體積測量值時，根據確定患者呼吸階段匹配所述多個預定義呼吸階段中的任何一個預定義呼吸階段而閘控x射線成像設備以產生患者肺的x射線投影。

【0008】 在一些實施例中，只有當通過患者呼吸的體積測量值確定的患者呼吸階段匹配所述多個預定義呼吸階段中的一個預定義呼吸階段時才取得患者肺的x射線測量值。

【0009】 在一些實施例中，所述多個預定義呼吸階段包含患者的完整呼吸週期的早期呼氣階段、晚期呼氣階段、最大呼氣階段、早期吸氣階段、晚期吸氣階段和最大吸氣階段。

【0010】 在一些實施例中，所述x射線投影是第一x射線投影，並且所述方法還包含將患者重新定位到相對於x射線成像設備的第二方向。在一些實施例中，所述方法還包含：當患者定位在相對於x射線成像設備的第二方向時，以及在繼續取得患者呼吸的體積測量值的同時，繼續基於患者呼吸的體積測量值確定患者的呼吸階段，並且根據確定患者的呼吸階段匹配預定義呼吸階段，閘控x射線成像設備以產生患者肺的第二x射線投影。在一些實施例中，所述方法包含使用第一x射線投影和第二x射線投影產生對應於預定義呼吸階段的靜態影像立方體。

【0011】 在一些實施例中，使用在所述預定義呼吸階段從各種角度取得的少於十個x射線投影來產生對應於所述預定義呼吸階段的靜態影像立方體。

【0012】 在一些實施例中，患者呼吸的體積測量值包含患者胸腔上升的測量值。

【0013】 在一些實施例中，使用由三維（3D）掃描儀、肺活量計和腹帶組成的組中的一個或多個體積呼吸階段感測器來取得患者呼吸的體積測量值。

【0014】 在一些實施例中，所述方法還包含建立患者胸腔表面的點雲。根據患者胸腔表面的點雲確定患者呼吸的體積測量值。

【0015】 在一些實施例中，使用3D成像技術測量患者胸腔的一個或多個位置以取得患者胸腔表面的點雲。

【0016】 在一些實施例中，所述方法還包含：使用患者胸腔表面的點雲識別患者胸腔表面上的一個或多個解剖標誌，以及根據患者胸腔表面的點雲推斷患者胸腔內的一個或多個內部解剖標誌的位置。

【0017】 在一些實施例中，患者的呼吸階段是未來呼吸階段，並且基於患者呼吸的體積測量值來確定患者的呼吸階段包含根據一個或多個當前及/或過去呼吸階段預報未來呼吸階段。

【0018】 在一些實施例中，提供一種方法。所述方法包含將患者定位在相對於輻射源的第一方向，取得患者呼吸的測量值以及取得患者心臟功能的測量值。所述方法還包含，當患者定位於相對於輻射源的第一方向時並且當取得患者呼吸的測量值時，根據患者呼吸的測量值確定患者的呼吸階段並根據患者心臟功能的測量值確定患者的心臟階段。所述方法還包含，基於確定患者的呼吸階段匹配預定義呼吸階段以及確定患者的心臟階段匹配心搏週期的預定義窗口，閘控輻射源以使患者暴露於輻射。

【0019】 在一些實施例中，輻射源是x射線成像設備，並且閘控輻射源以使患者暴露於輻射包括閘控x射線成像設備以產生患者肺的x射線投影。

【0020】 在一些實施例中，輻射源是放射治療源，並且閘控放射治療源以使患者暴露於輻射包括閘控放射治療源以按治療劑量輻照患者肺的區域。

【0021】 在一些實施例中，所述方法還包含在閘控輻射源以使患者暴露於輻射之前，從患者的多個心搏週期取得患者心臟功能的測量值，以及使用來自所述多個心搏週期的患者心臟功能的測量值來確定預定義心臟階段與心搏週期的預定義窗口的開始之間的平均間隔。在一些實施例中，確定患者的心臟階段匹配心搏週期的預定義窗口包含通過實時檢測預定義心臟階段並等待一定的時長來預測心搏週期的預定義窗口，所述時長對應於預定義心臟階段與心搏週期的預定義窗口的開始之間的平均間隔。

【0022】 在一些實施例中，來自患者的多個心搏週期的測量值是所述多個心搏週期的波形測量值，並且所述方法還包含在統計上穩定地驗證所述多個心搏週期的波形測量值。

【0023】 在一些實施例中，心搏週期的預定義窗口是心搏週期的靜止窗口。

【0024】 在一些實施例中，提供一種根據對應於患者肺的不同呼吸階段的多個x射線測量值來確定肺的生物物理模型的方法。所述方法包含從對應於肺的不同呼吸階段的多個x射線測量值中提取肺組織的多個位移場。每個位移場表示肺組織從第一呼吸階段到第二呼吸階段的移動，並且每個呼吸階段具有對應的生物計量參數集。所述方法還包含使用肺的不同呼吸階段之間的肺組織的多個位移場以及對應的生物計量參數集來計算肺的生物物理模型的一個或多個生物物理參數。

【0025】 在一些實施例中，所述一個或多個生物物理參數限定與肺的不同呼吸階段相關聯的生物計量參數與肺組織的多個位移場之間的物理關係。

【0026】 在一些實施例中，與肺的不同呼吸階段相關聯的生物計量參數與肺組織的多個位移場之間的物理關係如下限定：

$$\vec{U}-\vec{U}_0 = T_v\vec{p}_1 + A_f(\vec{p}_2 + \vec{p}_3) + H_c\vec{p}_4$$

【0027】 向量 \vec{p}_1 描述由潮氣量引起的正應力， \vec{p}_2 描述由氣流引起的正應力， \vec{p}_3 描述由氣流引起的剪應力，並且 \vec{p}_4 描述由心臟運動引發的組織運動，閉環軌跡中的任一點處的組織的位移 $(\vec{U}-\vec{U}_0)$ 表達為分別由潮氣量(T_v)、氣流(A_f)和心臟階段(H_c)按比例縮放的應力、應變和擾動心臟運動向量的總和。

【0028】 在一些實施例中，所述方法還包含根據對應於肺的不同呼吸階段的多個x射線測量值產生對應於肺的不同呼吸階段的多個醫學影像立方體。還通過用影像分段從第一醫學影像立方體的其餘部分勾畫出肺組織，從對應於肺的不同呼吸階段的多個醫學影像立方體中提取肺組織的多個位移場。所述方法包含，對於第一醫學影像立方體中的相應體素，使用第一醫學影像立方體與第二醫學影像立方體之間的基於強度的結構映射來確定第一醫學影像立方體和第二醫學影像立方體中的體素之間的位移向量，以及迭代地細化第一醫學影像立方體中的不同體素和其在第二醫學影像立方體中的對應部分的位移向量。

【0029】 在一些實施例中，與相應呼吸階段相關聯的生物計量參數集包含肺在相應呼吸階段以及對應於肺的所述相應呼吸階段的心臟階段的潮氣量和氣流。

【0030】 在一些實施例中，所述方法還包含根據對應於肺的不同呼吸階段的多個x射線測量值產生對應於肺的不同呼吸階段的多個醫學影像立方體。在一些實施例中，所述方法包含：選擇多個醫學影像立方體中的一個或多個作為參考醫學影像立方體，確定與每個參考醫學影像立方體相關聯的生物計量參數集，以及基於與兩個參考醫學影像立方體相關聯的兩個生物計量參數集之間肺的生物計量測量值來選擇生物計量參數集。在一些實施例中，所述方法還包含

通過將基於肺的生物計量測量值的生物計量參數集應用於生物物理模型來模擬兩個參考醫學影像立方體之間的醫學影像立方體。

【0031】 在一些實施例中，肺的不同呼吸階段包含患者的完整呼吸週期的早期呼氣、晚期呼氣、最大呼氣、早期吸氣、晚期吸氣和最大吸氣。

【0032】 在一些實施例中，一個或多個感測器用於測量患者的生物計量訊號作為時間數列的一個或多個序列，所述一個或多個感測器包含3D空間方位定位器、呼吸階段感測器和心臟階段感測器中的一個或多個。

【0033】 在一些實施例中，3D空間方位定位器配置成用於測量由呼吸和心跳引起的患者的實時身體移動並將它們輸出為時間數列。

【0034】 在一些實施例中，呼吸階段感測器配置成用於測量與患者呼吸相關的一個或多個生理度量值，包含潮氣量和其一階時間導數。

【0035】 在一些實施例中，心臟階段感測器配置成用於測量由患者的心臟產生的周期性和平穩的電訊號。

【0036】 在一些實施例中，由一個或多個感測器測量的患者的生物計量訊號用於觸發x射線單元以獲取患者在特定呼吸和心臟階段的x射線影像。

【0037】 在一些實施例中，x射線單元包含時鐘，並且由一個或多個感測器測量的患者的生物計量訊號與x射線單元的時鐘同步。在一些實施例中，將生物計量訊號的相應值記錄為與獲取的x射線影像相關聯。

【0038】 在一些實施例中，在訓練窗口期間測量的患者的生物計量訊號用於建構優化的呼吸預測模型，用於預測x射線單元被觸發以捕捉患者的x射線影像的所需呼吸階段。

【0039】 在一些實施例中，提供一種根據患者的2D x射線影像產生3D x射線影像立方體影片的方法。所述方法包含將在不同投影角度捕捉的肺的第一多組x射線影像轉換成對應於不同呼吸階段的肺的第二多組x射線影像。所述方法

還包含使用反投影根據相應呼吸階段的第二多組x射線影像中的每一組產生靜態影像立方體，以及通過時間內插法將對應於肺的不同呼吸階段的靜態影像立方體組合成3Dx射線影像立方體影片。

【0040】 在一些實施例中，將在不同投影角度捕捉的肺的第一多組x射線影像轉換成對應於不同呼吸階段的肺的第二多組x射線影像還包括在不同投影角度捕捉肺的第一多組x射線影像。第一多組x射線影像中的每一組對應於肺在特定投影角度下的不同呼吸階段。所述轉換還包括通過肺的第一多組x射線影像的相關聯呼吸階段將肺的第一多組x射線影像重新組織成肺的第二多組x射線影像。第二多組x射線影像中的每一組對應於肺的相應呼吸階段。

【0041】 在一些實施例中，任何特定組內的x射線影像進行幾何分辨並且在時間上是獨立的。

【0042】 在一些實施例中，肺的不同呼吸階段對應於肺的移動的不同潮氣量百分位數。

【0043】 在一些實施例中，肺的不同呼吸階段包含患者的完整呼吸週期的早期呼氣、晚期呼氣、最大呼氣、早期吸氣、晚期吸氣和最大吸氣。

【0044】 在一些實施例中，在不同投影角度捕捉的肺的多個x射線影像都對應於相同的呼吸階段。

【0045】 在一些實施例中，一個或多個感測器用於測量患者的生物計量訊號作為時間數列的一個或多個序列，所述一個或多個感測器包含3D空間方位定位器、呼吸階段感測器和心臟階段感測器中的一個或多個。

【0046】 在一些實施例中，所述方法還包括：使用一個或多個心臟階段感測器測量值來識別心臟階段閘控窗口，使用一個或多個呼吸階段感測器測量值來預測呼吸階段，識別心臟階段閘控窗口與預測的呼吸階段之間的一致性以用

於產生x射線成像脈衝，以及利用呼吸階段、心臟階段和3D空間方位定位器測量值來標記對應於x射線成像脈衝的x射線影像。

【0047】 在一些實施例中，3D空間方位定位器配置成用於測量由呼吸和心跳引起的患者的實時身體移動並將它們輸出為時間數列。

【0048】 在一些實施例中，呼吸階段感測器配置成用於測量與患者呼吸相關的一個或多個生理度量值，包含潮氣量和其一階時間導數。

【0049】 在一些實施例中，心臟階段感測器配置成用於測量由患者的心臟產生的周期性和平穩的電訊號，其具有對應於心臟階段的特性特徵。

【0050】 在一些實施例中，在與x射線單元的時鐘同步之後，兩個不同濾波器用於從患者的生物計量訊號中去除訊號漂移和噪聲。

【0051】 在一些實施例中，由一個或多個感測器測量的患者的生物計量訊號用於觸發x射線單元以獲取患者在特定呼吸和心臟階段的x射線影像。

【0052】 在一些實施例中，x射線單元包含時鐘，並且由一個或多個感測器測量的患者的生物計量訊號與x射線單元的時鐘同步。在一些實施例中，將生物計量訊號的相應值記錄為與獲取的x射線影像相關聯。

【0053】 在一些實施例中，在捕捉患者的任何x射線影像之前在訓練窗口期間測量患者的生物計量訊號，並且在訓練窗口期間所測量的患者的生物計量訊號包含患者的多個完整呼吸週期。

【0054】 在一些實施例中，使用在訓練窗口期間測量的患者的生物計量訊號來識別完整呼吸週期內的多個潮氣量百分位數，每個潮氣量百分位數對應於不同呼吸階段中的一個呼吸階段。

【0055】 在一些實施例中，在訓練窗口期間測量的患者的生物計量訊號用於建構優化的呼吸預測模型，以用於預測x射線單元被觸發以捕捉患者的x射線影像的所需呼吸階段。

【0056】 在一些實施例中，優化的呼吸預測模型基於自回歸整合移動平均（Autoregressive Integrated Moving Average，ARIMA）模型。

【0057】 在一些實施例中，用於捕捉患者的x射線影像的所需呼吸階段配置成與心臟閘控窗口一致，心臟引發的肺部運動在所述心臟閘控窗口期間緩慢變化。

【0058】 在一些實施例中，基於心電圖（Electrocardiogram，ECG）訊號中的T波和P波的位置來選擇心臟閘控窗口，使得心臟引發的肺部運動緩慢變化。

【0059】 在一些實施例中，從至少兩個呼吸週期採集特定投影角度的肺的不同呼吸階段。

【0060】 本公開的實施例的額外方面和優勢將部分地在下文描述中給出，部分地根據下文描述而變得顯而易見，或者從本公開的實施例的實踐中習得。

【圖式簡單說明】

【0061】 為了更清楚地描述本公開的實施例或現有技術中的技術方案，將簡要解釋實施例或現有技術的描述中所必要的附圖。顯然，以下描述中的附圖僅是本公開的一些實施例。對於所屬領域的技術人員而言，在沒有創造性勞動的前提下，也可根據這些圖中所示的結構取得其它附圖。

【0062】 圖1是根據本公開的一些實施例的包含硬體盒、獲取軟體和後處理軟體的GREX成像系統的示意性方塊圖。

【0063】 圖2是根據本公開的一些實施例的GREX影像獲取過程的示意性流程圖。

【0064】 圖3是描繪根據本公開的一些實施例的GREX成像系統的3D空間方位定位器的俯視圖的示意性方塊圖。

【0065】 圖4描繪根據本公開的一些實施例的在時間上共享相同的最大吸氣階段但具有完全不同的潮氣量的兩次呼吸的示例。

【0066】 圖5描繪根據本公開的一些實施例的分別針對規律呼吸患者（左上子圖）和不規律呼吸患者（右上子圖）的潮氣量百分位數（兩個底部子圖）的示例。

【0067】 圖6是根據本公開的一些實施例的同步過程的示意性流程圖。

【0068】 圖7描繪根據本公開的一些實施例的同步的心臟心電圖（ECG）訊號和肺呼吸訊號。

【0069】 圖8是根據本公開的一些實施例的漂移和訊號噪聲去除過程的示意性流程圖。

【0070】 圖9描繪根據本公開的一些實施例的繪製為潮氣量與時間的示範性呼吸。

【0071】 圖10描繪根據本公開的一些實施例的繪製為氣流與潮氣量的圖9中示出的相同呼吸。

【0072】 圖11是根據本公開的一些實施例的呼吸階段預測過程的示意性流程圖。

【0073】 圖12描繪根據本公開的一些實施例的基於ECG訊號中的T波和P波的位置選擇的使得心臟引發的肺部運動緩慢變化的時間上的示範性閘控窗口。

【0074】 圖13是根據本公開的一些實施例的使用心臟階段預測而非心臟閘控窗口的實時識別的另一GREX程序的示意性流程圖。

【0075】 圖14從左到右描繪根據本公開的一些實施例的在呼吸階段的早期呼氣、晚期呼氣、最大呼氣、早期吸氣、晚期吸氣、最大吸氣處的觸發影像的示例。

【0076】 圖15是根據本公開的一些實施例的影像獲取觸發過程的示意性流程圖。

【0077】 圖16是根據本公開的一些實施例的用在示範性GREX影像重建演算法中的變量的示意性方塊圖。

【0078】 圖17是根據本公開的一些實施例的在成像程序期間的GREX成像系統的操作組件的示意性方塊圖。

【0079】 圖18是根據本公開的一些實施例的 0° (A) 和 90° (B) x射線投影橫越的組織深度的示範性描繪。

【0080】 圖19是根據本公開的一些實施例的根據窄的投影角度範圍 (1) 和寬的投影角度範圍 (2) 的深度分辨率的示範性描繪。

【0081】 圖20是根據本公開的一些實施例的相對於三個主成像平面 (左) 以及相對於GREX成像系統的成像等角點在自上向下的查看方向上 (右) 的 β 成像角度方位的示範性圖解。

【0082】 圖21是示出根據本公開的一些實施例的GREX成像系統如何將2D x射線投影轉到靜態影像立方體並最終轉到影像立方體影片的示範性方塊圖。

【0083】 圖22是根據本公開的一些實施例的建立圖21中所示的靜態影像立方體的過程的圖形描繪。

【0084】 圖23是根據本公開的一些實施例的影像濾波過程的示意性流程圖。

【0085】 圖24描繪根據本公開的一些實施例的由心臟與肺的相互作用引起的位於左肺中靠近心臟的一塊組織的示範性閉環肺組織軌跡。

【0086】 圖25是根據本公開的一些實施例的生物力學模型的組成部分的操作的示意性流程圖。

【0087】 圖26A是根據本公開的一些實施例的在呼吸週期期間肺組織元素的運動軌跡的圖形描繪。

【0088】 圖26B是根據本公開的一些實施例的不同呼吸階段之間的位移向量的圖形描繪。

【0089】 圖27是根據本公開的一些實施例的多分辨率3D光流演算法的示意性流程圖。

【0090】 圖28A是根據本公開的一些實施例的說明通過生物計量內插法來產生影像的示意性流程圖。

【0091】 圖28B是根據本公開的一些實施例的說明使用生物計量數據矩陣建立中間影像立方體的方塊圖。

【0092】 圖29描繪健康患者的標準射線照片和具有1b期左上肺腫瘤（以箭頭指示）的患病患者的標準射線照片的示例。

【0093】 圖30描繪根據本公開的一些實施例的示出健康患者的狀況的指示符的GREX參數圖、示出患病患者的健康狀況的指示符的GREX參數圖的示例。

【0094】 圖31A到31B是根據本公開的一些實施例的對患者肺進行成像的方法的流程圖。

【0095】 圖32A到32B是根據本公開的一些實施例的閘控輻射源的方法的流程圖。

【0096】圖33A到33C是根據本公開的一些實施例的確定患者肺的生物物理模型的方法的流程圖。

【0097】圖34A到34C是根據本公開的一些實施例的用於產生3D x射線影像立方體影片的方法的流程圖。

【0098】圖35描繪根據一些實施例的用於支撐患者的示範性患者定位固定裝置（PPF）（例如，轉椅）。

【0099】圖36描繪根據一些實施例的示範性生物事件監測過程（BEMP）卡。

【實施方式】

【0100】現在將詳細參考本公開的實施例。在整個說明書中，相同或類似的元件和具有相同或類似功能的元件由相同的附圖標號標示。本文中參考附圖所描述的實施例是解釋性的、說明性的，並且用於總體上理解本公開。所述實施例不應解釋為限制本公開。

【0101】在說明書中，除非另有指定或限制，否則相對術語如「中心」、「縱向」、「橫向」、「前」、「後」、「右」、「左」、「內」、「外」、「下」、「上」、「水平」、「垂直」、「上方」、「下方」、「上部」、「頂部」、「底部」以及其派生詞（例如，「水平地」、「向下」、「向上」等）應解釋為指代隨後描述的或如所論述的附圖中所示的方向。這些相對術語是為了便於描述，並不要求本公開以特定方向構建或操作。

【0102】在本發明中，除非另有指定或限制，否則術語「安裝」、「連接」、「聯接」、「固定」等是在廣義上使用，並且可以是例如固定連接、可拆卸連接或一體式連接；還可以是機械或電連接；還可以是直接連接或通過插入結構

的間接連接；還可以是兩個元件的內部連通，所屬領域的技術人員可根據具體情況予以理解。

【0103】 在本發明中，除非另有指定或限制，否則其中第一特徵在第二特徵「上」或「下」的結構可包含其中第一特徵與第二特徵直接接觸的實施例，並且還可包含其中第一特徵和第二特徵彼此不直接接觸但通過其間形成的額外特徵接觸的實施例。此外，第一特徵在第二特徵「上」、「上方」或「頂部」可包含其中第一特徵正好或斜向地在第二特徵「上」、「上方」或「頂部」的實施例，或僅意指第一特徵的高度高於第二特徵的高度；而第一特徵在第二特徵「下」、「下方」或「底部」可包含其中第一特徵正好或斜向地在第二特徵「下」、「下方」或「底部」的實施例，或僅意指第一特徵的高度低於第二特徵的高度。

【0104】 圖1是根據本公開的一些實施例的包含硬體盒102、獲取軟體104（例如儲存在非暫態記憶體中）和後處理軟體106（例如儲存在非暫態記憶體中）的GREX成像系統100的示意性方塊圖。

【0105】 硬體盒102中存在三個測量感測器（例如，3D空間方位定位器300、呼吸階段感測器110和心臟階段感測器112），其獨立地將患者的生物計量訊號採集為時間數列，並且所收集的時間數列充當獲取軟體104的輸入。獲取軟體104對生物計量時間數列測量值進行處理和濾波以產生成像觸發訊號（例如到達x射線單元108）。成像觸發訊號針對特定呼吸階段，並且任選地針對患者的心臟階段。呼吸階段和心臟階段各自由其相應的生物計量時間數列測量值限定。連接器纜線將成像觸發訊號從獲取軟體104發送到x射線單元108，所述x射線單元在所針對階段獲取呼吸和心臟階段射線照相影像。一旦獲取，則限定完整呼吸週期的一系列針對呼吸和心臟階段的影像被輸入到後處理軟體106中。後處理軟體根據針對呼吸和心臟階段的影像建構肺部運動的生物力學模型。接

著，生物力學模型用於在後處理軟體中產生其它診斷結果。儘管本申請使用x射線影像作為示例，但對於所屬領域的技術人員來說顯而易見的是，本申請中公開的方法可適用於毫不費力地應用於其它類型的醫學影像。例如，建構生物力學模型的過程不限於使用x射線影像，並且可使用其它類型的醫學影像（例如，CT掃描、MRI等）。

【0106】圖2是根據本公開的一些實施例的GREX影像獲取過程200的示意性流程圖（例如，由圖1的獲取軟體104執行）。具體地說，獲取軟體104對來自硬體盒102的時間數列測量值進行同步和處理，以便去除潛在的訊號漂移和噪聲。接著，獲取軟體104實施階段預測演算法，所述演算法根據同步的無漂移且無噪聲的時間數列輸入來預測呼吸和心臟階段。基於呼吸和心臟階段預測結果，獲取軟體104使用邏輯演算法118來搜索所針對的呼吸和心臟階段一致性。所針對的呼吸和心臟階段一致性限定提示影像觸發產生和x射線單元108對所得影像的獲取的條件。一旦獲取GREX影像，則後處理軟體使用以前醫療專業人員無法取得的GREX影像執行新的肺病診斷。例如，所獲取GREX影像用於建構生物力學模型，所述模型將胸腔幾何結構限定為隨呼吸和心臟階段而變，但並不明確包含時間參數。

【0107】在此文件中，基於GREX的成像系統分成三個章節。章節1描述硬體盒102的實施例。章節2描述獲取軟體104的實施例。章節3描述後處理軟體106的實施例。每個章節較詳細地描述構成如圖1中所示的硬體盒102、獲取軟體104和後處理軟體106的組件和功能。

【0108】 章節1：硬體盒102

【0109】 在一些實施例中，硬體102具有至少兩個職責。一是採集限定胸腔的解剖學幾何結構的生物計量訊號。二是與數位診斷x射線單元（例如x射線單元108）通信。

【0110】 限定胸腔的解剖學幾何結構的生物計量訊號輸入包含：胸腔尺寸（通過3D空間定位器300測量，圖3），呼吸階段（通過呼吸階段感測器110測量），以及心臟階段（通過ECG監測器測量）。在硬體盒102內，以100 Hz對生物計量訊號進行實時取樣，以便為每個訊號輸入建立時間數列曲線。接著，將硬體盒102的輸出，即時間數列曲線，傳送到獲取軟體。

【0111】 圖3是描繪根據本公開的一些實施例的GREX成像系統100的3D空間方位定位器300的俯視圖的示意性方塊圖。

章節1.1：3D空間方位定位器300

【0112】 3D空間方位定位器300測量由呼吸和心跳引起的患者的實時身體移動，並將它們輸出為（例如笛卡爾、極性、超級等）坐標空間中的時間數列。如圖3中所示，3D空間方位定位器300包含固定到房間天花板上的平衡環道的三個單獨的3D相機（例如，相機302a到302c）。存在120°的角度增量將系統的三個相機302彼此分開。患者位於x射線單元108與檢測器面板304之間，使得患者位於吊裝3D空間方位定位器300的中心。所述系統在預定義坐標空間中測量患者的胸腔擴張（例如，上升和下降）。對於患者軀幹以及x射線單元108和檢測器面板304中的一個，每個相機302具有無障礙視角。

【0113】 使用實時深度圖，每個3D相機302建立患者的表面再現。來自所有三個3D相機302的同時訊息組合以形成基於患者的呼吸和心臟階段而實時變化的體積皮膚表面方位測量值（例如，使用射線投射技術）。3D空間方位定位器300以至少兩種方式使用體積皮膚表面方位測量值：（i）限定患者的空間邊界和（ii）確定患者的組織位置。基於源自規範醫用體內輻射劑量（MIRD）解剖數據庫的皮膚厚度、肋骨厚度、肌肉厚度和骨骼方位等假設，3D空間方位定位器300粗略估計患者體內肺的實時空間方位。3D空間方位定位器300使用MIRD

數據來計算肺的空間邊界條件，接著使所述空間邊界條件可供後處理軟體106使用。例如，3D空間方位定位器300對肺的空間邊界條件的估計產生初始胸腔幾何結構，後處理軟體106將所述初始胸腔幾何結構用於模擬沿著源自x射線單元108的射線的累積組織密度。

章節1.2：呼吸階段感測器110

【0114】 硬體盒102中的呼吸階段感測器110測量與呼吸相關的關鍵生理度量值，即潮氣量和其一階時間導數（例如，潮氣量隨時間或氣流的變化率）。存在兩個方法來測量潮氣量：直接潮氣量測量和間接潮氣量測量。直接潮氣量測量通過口吹肺活量計（*mouth spirometer*）進行，所述口吹肺活量計由管內的渦輪組成，所述渦輪以與患者吸氣或呼氣的空氣體積成比例的速率旋轉。利用腹帶執行間接潮氣量測量（或患者胸腔的任何其它幾何測量，如本文所描述），其測量患者在呼吸期間的腹圍變化（如圖1所示）。較大腹圍意味著吸氣，而較小腹圍意味著呼氣。腹帶並不直接測量潮氣量。為了將腹圍的變化轉換為生理上有意義的量，硬體盒102將腹圍變化與通過3D空間方位定位器300確定的估計肺體積相關聯。例如，胸腔擴張與呼吸期間的腹部擴張成比例。當一起使用時，腹帶和3D空間方位定位器300的測量值可用於估計肺的空氣含量。

【0115】 如本文所使用，術語潮氣量是指當前肺體積與預定義基準之間的差（例如，在沒有額外努力的情況下正常呼吸的最大呼氣期間的體積，在沒有額外努力的情況下正常呼吸的最大吸氣期間的體積，或任何其它合適的基準體積）。基於理想氣體定律，室內空氣與體內空氣之間的空氣密度差使肺部空氣比潮氣量增加11%。為了保持質量，身體在體積上比吸入的空氣量增加11%。因此，肺的潮氣量因而可通過使用校準到體內空氣含量的身體的外部測量值來計算。此外，3D空間方位定位器300通過識別患者在呼吸期間的體積擴張來提供空

氣含量和潮氣量測量的準確度的輔助檢查。將身體的體積擴張與來自x射線影像的氣管、肺和支氣管中的空氣量的估計進行比較。

章節1.3：心臟階段感測器112

【0116】 如圖1所示，利用心電圖（ECG）監測器或血容量壓力裝置來測量心臟階段（例如，通過心臟階段感測器112）。例如，使用ECG監測器時，臨床醫師將導聯線（Lead）置於患者的每個手臂上，並在患者腹部的左下側（遠離隔膜和腹帶）放置接地導聯線。人類心臟產生周期性和平穩的電訊號，其具有與心跳階段相對應的特性特徵。平穩的訊號是作為隨機過程的訊號，其聯合概率分佈不隨時間變化。血容量壓力裝置使用光源和光感測器來測量患者手指中的光衰減。由心跳驅動的循環血量使患者手指中的光衰減量值變化。光衰減量值與心臟階段成正比。

【0117】 通常，數位診斷x射線單元（例如，x射線單元108）通過附接到插頭埠的模擬柱塞而接通。插頭埠經獨特配置以接受具有特定引腳配置的柱塞。在每個引腳配置中，存在「獲取引腳」，其接受接通（例如，閘控）x射線單元的電壓訊號。當最終用戶按下柱塞時，柱塞向數位診斷x射線單元發送電壓脈衝，所述電壓脈衝激活穿過患者身體的成像光束。

【0118】 如圖1所示，硬體盒102使用連接器纜線將相同的電壓脈衝（例如，閘控訊號）從獲取軟體傳達到數位診斷x射線單元108。電壓脈衝訊號在電壓脈衝訊號超過預定義電壓閾值時接通數位診斷x射線束（例如閘控x射線束），並且在引腳上的電壓脈衝訊號變得小於預定義電壓閾值時關閉x射線單元108。在一些實施例中，硬體盒102產生具有大於預定電壓閾值的脈衝高度的方波訊號，並在影像曝光的持續時間內維持所述脈衝高度。也就是說，為x射線單元108產生具有持續X秒的Y電壓的矩形脈衝以拍攝患者的x射線影像。小於Y的亞閾值

電壓不會觸發掃描儀，使得Y的值必須大於預定義電壓閾值以發起x射線影像。脈衝持續時間X是影像的曝光時間量，在電壓Y超過預定義電壓閾值的時刻開始，在電壓降到低於預定電壓閾值時結束。電壓下降到低於預定義電壓閾值使x射線單元108關閉。脈衝持續時間由製造商的規格限定，但通常大約幾毫秒。

【0119】 章節2：獲取軟體104

【0120】 獲取軟體104設計成採集硬體盒102的所測量空間、心臟和肺部時間數列，並確定何時觸發x射線單元108以在特定呼吸和心臟階段獲取x射線影像。接著，獲取軟體104使所測量心臟和肺部階段準確覆疊（例如同步）、處理（例如濾波）所採集生物計量時間數列、識別合適的成像時間以及為數位診斷x射線單元108產生電子觸發訊號。電子觸發訊號（例如，門訊號）接通x射線單元108，從而獲取胸腔幾何結構的快照影像。記錄與快照相關聯的空間、心臟和肺部值，以限定拍攝影像時的胸腔表面幾何結構。整個過程是自動化的，並且與用戶輸入無關。如圖1和2所示，由獲取軟體104實施的過程包含四個附屬部分：章節2.1（同步模組114）、章節2.2（訊號處理模組116）、章節2.3（邏輯演算法118）和章節2.4（觸發產生模組120）。

章節2.1：同步模組114

【0121】 通過同步模組114來將同步模組114的輸入與x射線單元108的時鐘同步，所述輸入包含3D空間方位定位器300的訊號、呼吸階段感測器110的訊號和心臟階段感測器112的訊號。應注意，生理生物計量訊號以異步方式採集，因此需要同步。異步性的一個來源是呼吸週期比心搏週期慢並且完全獨立於心搏週期。如先前所解釋，呼吸週期和心搏週期分別用不同的感測器測量。同步模組114配置成使呼吸和心臟階段感測器與所獲取影像同步。拍攝影像時，影像

會顯示胸腔在某個時刻的解剖學幾何結構。使用x射線單元108的本機定時系統記錄所述時刻，所述本機定時系統不必與呼吸和心臟感測器生物計量時間數列同步。

【0122】 應注意，僅是所述時間並不會在不規律呼吸的時間段與規律呼吸的時間段之間有所區分。換句話說，如果時間是呼吸階段的唯一限定維度，則在正常呼吸期間拍攝的影像和在異常呼吸（如咳嗽）期間拍攝的影像在計算上彼此無法區分。圖4描繪根據本公開的一些實施例的來自相同個體的兩次呼吸400（例如，400a和400b）的示例，所述兩次呼吸在時間上同為相同的最大吸氣階段但具有完全不同的潮氣量。當彼此疊置時，儘管具有類似的最大吸氣階段，但兩次呼吸400實際上是相異的，因為它們具有不同的潮氣量值。在一些實施例中，潮氣量是指相對於基準體積測量的容量值（例如，以ml計）。例如，基準體積表示在患者的正常呼吸期間肺的最小體積（例如，在最大呼氣時）（例如，沒有額外努力或用力呼氣）。在一些實施例中，每個患者的基準體積不同。在一些實施例中，基準體積表示為0。在一些實施例中，在一個時間點測量潮氣量。圖4中示出一段時間內潮氣量變化的表示。

【0123】 為了克服時間維度的問題，GREX成像系統100通過從硬體盒102中的各種生理感測器獲取的生理值來限定呼吸階段，所述生理值與時間相比是更能提供訊息的呼吸階段維度。同步模組114主要用於允許x射線單元108與GREX成像系統100之間的無縫過渡。在一些實施例中，獲取軟體104使用30秒長的訓練窗口，這在下文章節2.2內詳細論述，在此期間，採集的潮氣量時間數列觀測結果用於計算潮氣量百分位數。獲取軟體104使用潮氣量百分位數來限定呼吸階段而非週期性餘弦波的峰-峰時間間隔。由於呼吸之間的潮氣量變化，與峰-峰週期性餘弦曲線相比，獲取軟體104的潮氣量百分位數是更能提供訊息的限定肺部幾何結構的方法。

【0124】圖5描繪根據本公開的一些實施例的分別針對規律呼吸患者（左上子圖）和不規律呼吸患者（右上子圖）的潮氣量百分位數（兩個底部子圖）的示例。為了定量評估不規律呼吸的潮氣量直方圖，將正常吸氣潮氣量與極端吸氣潮氣量之間的比率用作呼吸階段的度量。所述比率具有限定患者不規律地呼吸的概率的閾值。如圖5的兩個底部子圖所示，豎直線示出第85、第90、第95和第98百分位潮氣量在潮氣量直方圖中所處的位置。與不規律呼吸情況（圖5的右下子圖）相比，在規律的呼吸情況下（圖5的左下子圖），較正常的潮氣量百分位值（第85和第90）位於更接近極端潮氣量百分位值（第95和第98）的位置。

【0125】圖6是根據本公開的一些實施例的硬體盒102中的不同感測器與診斷x射線單元108之間的同步過程600的示意性流程圖。應注意，硬體盒102連續地採集潮氣量百分位數限定的呼吸階段、ECG限定的心臟階段以及3D空間方位定位器300限定的胸腔幾何結構的坐標。在與x射線單元108同步之前，支持這些測量的感測器訊號需要彼此同步。為此，還通過使用數位對類比轉換器中的阻抗匹配來匹配跡線長度而對不同感測器之間的測量通道差異和纜線電阻率差異進行校正。因為x射線單元108的時鐘（例如，定時系統）通常與硬體盒102的時鐘不同步，所以連接器纜線配置成連接到數據獲取板並將其與x射線單元108的時鐘介接。x射線單元108的時鐘通過分配緩衝器並且針對類比轉數位轉換器中的每個通道進行跡線匹配。轉換後的數位訊號被傳到場式可程式閘陣列，所有訊號的同步在其中得以確保。當獲取軟體104適當地同步呼吸和心臟階段感測器訊號時，結果應類似於圖7中所示的示例。

【0126】為了使患者避免無用輻射暴露，獲取軟體104在GREX成像系統100的不同組件之間沒有適當同步的情況下不通過連接器纜線發送任何激活x射線單元108的觸發訊號。在一些實施例中，30秒訓練窗口用於驗證硬體盒102的時鐘與x射線單元108的時鐘之間的同步。因此，30秒訓練窗口應含有值30秒的

樣本。如果硬體盒102中的每個感測器以及x射線單元108的時鐘並未示出恰好值30秒的樣本，則同步性未能發生。為此，如果這一上述檢查程序含有不一致，則同步系統將重啟以校正所述不一致。應注意，30秒訓練窗口是出於說明目的，且所屬領域的技術人員應理解，只要存在用於執行同步過程的足夠數據，則訓練窗口的長度就會變化。

章節2.2：訊號處理模組116

【0127】 在空間方位、呼吸階段和心臟階段訊號同步之後，獲取軟體104處理感測器訊號以去除噪聲並最終預測患者的準確潮氣量。所測量肺和心臟時間數列中的噪聲來自感測器電子件、電極以及來自背景電訊號。一套專門維持時間準確度的濾波器從所測量肺和心臟時間數列中去除噪聲，使得生物計量時間數列在被所述一套濾波器濾波後維持時間準確度。

【0128】 在一些實施例中，使用兩個不同的濾波器（例如，小波濾波器）來從生物計量時間數列中去除訊號漂移和噪聲。訊號漂移會使隨著時間推移獲取的測量值偏斜，使得數據採集開始時的測量值與數據採集結束時獲取的測量值不一致。訊號噪聲本質上不是生理的，且在根據潮氣量測量值計算患者的氣流時會引起嚴重問題。圖8是根據本公開的一些實施例的漂移和訊號噪聲去除過程800的示意性流程圖。

【0129】 獲取軟體104需要平滑的潮氣量時間數列來計算潮氣量的一階時間導數，例如氣流。如果潮氣量時間數列不平滑，則潮氣量的一階時間導數將不會產生平滑曲線；相反，曲線將含有違反呼吸的生物物理現實的不連續性。圖9描繪根據本公開的一些實施例的繪製為潮氣量與時間的示範性呼吸。圖10描繪根據本公開的一些實施例的繪製為氣流與潮氣量的圖9中示出的相同呼吸，其為供後處理軟體106用於生物力學建模的連續閉環（在章節3.1中描述）。

【0130】 獲取軟體104使用經濾波和時間準確的時間數列曲線來執行兩個不同功能。獲取軟體104的第一功能是使用短預測範圍產生呼吸預測。圖11是根據本公開的一些實施例的呼吸階段預測過程1100的示意性流程圖。短預測範圍是預測演算法的「前瞻時間」。預測演算法預測將出現所需潮氣量和氣流（例如，呼吸階段）的未來時刻。針對「所需」呼吸階段以使得可觸發診斷x射線單元108以獲取所需胸腔幾何結構。

【0131】 短預測範圍還減少呼吸預測中的不準確性的另一來源，例如呼吸之間在呼吸幅度和呼吸週期上的變化。當預測範圍的極限接近零時，肺部幾何結構的變化接近零（例如，肺部幾何結構被認為幾乎是恆定的）。換句話說，在短預測範圍內，肺部幾何結構不太可能顯著地改變。因此，短預測範圍減少了人類呼吸變化對呼吸運動模型的預測準確度的影響。

【0132】 時間上準確的經濾波潮氣量時間數列用作呼吸預測演算法的輸入值。呼吸預測演算法提供呼吸階段的快速、實時和準確的預報。例如，呼吸預測演算法基於自回歸整合移動平均（ARIMA）。ARIMA適於呼吸預測，因為ARIMA模型並不假設輸入值是平穩的，並且由多項式構成。在成像研究開始時獲取的30秒訓練窗口期間估計ARIMA模型的多項式係數。通過非線性優化來檢查ARIMA模型的多項式係數的數目，例如模型階數，所述非線性優化力圖最小化訊息準則搜索函數以減少或消除過度擬合。如果模型階數對於採集的訓練數據是最優的，則建構潮氣量直方圖（在章節2.1節中論述）並使用對數似然目標函數計算概率密度函數。潮氣量分佈用於檢查不規律呼吸，如章節2.1中所論述。如果檢測到不規律呼吸，則丟棄並重新獲取訓練數據。如果未檢測到不規律呼吸，則使用訓練數據和概率密度函數來通過最大似然法估計ARIMA模型係數。30秒訓練窗口還可用作成像前的設備檢查。圖11示出用於預測呼吸階段的流程圖。

【0133】 獲取軟體104的第二功能是識別心臟階段，使得心臟在每個所需胸腔幾何結構中處於相同階段。預測範圍的持續時間是獲取軟體104在致力於準確預測人類呼吸時的關鍵參數，因為人類呼吸是準隨機函數（因為每次呼吸具有其自身的一些獨特方面）。在一些實施例中，預測範圍的持續時間長於數位診斷x射線單元108的時延時間和x射線成像的曝光時間的總和。數位診斷x射線單元108的時延時間和x射線成像的曝光時間的總和極短，大約10毫秒。因此，預測範圍的持續時間也很短（在100到1000 Hz的操作頻率下大約1到2個感測器測量樣本）。

【0134】 當獲取軟體104尋找心臟與呼吸階段之間的一致性時，不大可能使每個時間數列中的單個點表示的階段對準。因此，尋找單點一致的成像方法需要更長的時間才能完成，因為獲取軟體104必須等待低概率一致性的發生。相比之下，心臟閘控窗口擴展了一致窗口的大小，使得成像研究花費更少的時間。

【0135】 為了進一步減少訊號處理軟體中的計算時間，訊號處理軟體不預測心臟階段。替代地，訊號處理軟體針對其中心臟未使肺快速位移的特定閘控窗口。圖12描繪根據本公開的一些實施例的基於ECG訊號中的T波和P波的位置而選擇的使得心臟引發的肺部運動緩慢變化的時間上的示範性閘控窗口。虛線是心跳引發的肺部運動。肺部運動變化率（例如，速度）是虛線的斜率。當虛線的斜率很小時，變化率也很小，從而使對應的心臟階段成為理想的閘控窗口。圖12示出在T波與P波之間出現閘控窗口（一致地），更傾向於P波。在閘控窗口中，由心跳引起的肺部運動最小。

【0136】 前一段論述瞭如何識別理想的心臟閘控窗口，所述窗口將最小化心臟對肺部的物理影響，同時仍然維持機會窗口以供所針對呼吸階段與所需心臟階段一致。在一些其它實施例中，GREX成像系統100基於區分心臟階段與呼吸階段的訊號處理差異來預測而非閘控心臟階段（例如，心臟階段是周期性和

穩定的)。因為心臟階段是周期性和穩定的，所以使用反向傳播方法的無監督多層感知機可用於基於模式提取而非時間數列預測過程來預測下一心跳。

【0137】 圖13是根據本公開的一些實施例的使用心臟階段預測而非心臟閘控窗口的實時識別的另一GREX過程1300的示意性流程圖。在此情況下，訓練窗口的二十秒（20到22次心跳）用於訓練演算法，而剩餘的十秒（10到11次心跳）用於驗證多層感知機節點權重。通過梯度下降優化迭代地確定節點權重，直到訓練集裡的模型誤差最小化。如果多層感知機在驗證數據中提供心臟階段的不佳預測，則將訓練的模型應用於10秒驗證數據並重新計算節點權重。

章節2.3：邏輯演算法118

【0138】 存在用於識別心搏週期內的ECG的T波和P波的已知醫學演算法和系統。因為心臟階段感測器112連續測量心搏週期，所以T波與後續P波之間的時間間隔（其等於心搏週期的恆定分率，因此與心率成比例）也是已知的。時間間隔內的ECG特徵可由邏輯演算法118用於在發起閘控窗口之前引入短時滯後，使得閘控窗口可例如在T波與P波之間的中間開始，並且在邏輯演算法118識別P波之後關閉。

【0139】 圖14描繪了根據本公開的一些實施例的對應於呼吸週期的不同呼吸階段的所觸發x射線影像捕捉窗口的示例，從左到右為呼吸週期的早期呼氣、晚期呼氣、最大呼氣、早期吸氣、晚期吸氣、最大吸氣。在此示例中，獲取軟體104識別表示單個呼吸週期的最少六個呼吸階段。在訓練時段期間，獲取軟體104產生樣本分佈，並且邏輯演算法118計算將限定邏輯演算法118的所針對呼吸階段的潮氣量百分位數。圖14中所示的箭頭表示與所針對呼吸階段一致的六個心臟閘控窗口，邏輯演算法118將為所針對呼吸階段產生像觸發訊號。一

一旦獲取軟體104獲取呼吸階段，它就建立自動化檢查，以防止將來相同呼吸階段的冗餘成像。

【0140】 圖15是根據本公開的一些實施例的影像獲取觸發過程1500的示意性流程圖。心臟階段感測器測量值用於識別心臟閘控窗口，如先前結合圖12所描述。呼吸階段感測器110的測量值用於預報呼吸階段，如先前結合圖11所描述。邏輯演算法118識別心臟階段閘控窗口與所預測呼吸階段之間的一致性。當發現一致時，檢查呼吸階段列表以確定是否已獲取呼吸階段。如果先前已獲取所述呼吸階段，則不會產生像觸發脈衝。如果先前未獲取所述呼吸階段，則產生拍攝患者解剖快照的成像觸發脈衝。記錄呼吸階段、心臟階段和3D空間方位定位器300測量值並用影像標記。如果已獲取所有呼吸階段，則更新呼吸階段列表以防止拍攝冗餘影像。

章節2.4：觸發產生（閘控）

【0141】 X射線單元108具有含有一系列電引腳的埠。那些引腳中的一個引腳接受限定輻射暴露定時和持續時間的電脈衝。基於邏輯演算法118在心臟閘控窗口內識別的呼吸階段，觸發產生器產生作為電脈衝的方波觸發事件。具有供應商特定插頭附件的光纜將所產生的觸發訊號攜帶到x射線單元108。

章節3：後處理軟體

【0142】 由硬體盒102（章節1）和獲取軟體104（章節2）識別的生物計量通知的成像觸發事件為影像重建演算法提供更好質量的輸入（並去除劣質輸入）。具體地說，質量增強源於這一事實：通過在正常呼吸期間獲取生物計量針對性的影像的過程，增強了影像重建和影像後處理技術。在正常呼吸期間以生物計量方式針對影像的動作允許從不同角度和在不同時間（例如，不同呼吸）

獲取的同一患者的解剖幾何結構的多個影像更準確地關聯，因為基礎放射學數學的基本假設會假設跨探測的各種成像角度的解剖當量。增強的影像用作觀測結果，並且生物計量訊號用作胸腔幾何結構的複雜生物力學模型的輸入。

章節3.1：基於數位斷層合成的GREX影像獲取

【0143】 需要多個成像角度來重建3D體積。在GREX成像的背景下，需要針對每個呼吸階段獲取每個角度。獲取軟體104（章節2）產生觸發訊號，其允許x射線單元108使胸腔以特定幾何結構重複成像。在不同成像角度和不同呼吸中成像的相同幾何結構構成一組2D投影影像，其用於重建3D體積。存在根據多個2D投影影像重建3D體積的許多已知方法。一個此類示範性方法是卷積-反投影演算法，其使用稱作「FDK影像重建演算法」的一組2D投影直接重建3D密度函數，所述FDK影像重建演算法公開於Feldkamp, LA、Davis, LC、Kress, JW的「使用錐束演算法（Practical cone beam algorithm）」文獻中（J Opt Soc Am 1, 612-619（1984））。

【0144】 圖16是根據本公開的一些實施例的用在影像重建演算法中的變量的示意性方塊圖。一旦獲取單個投影，則x射線單元108移動角度 β ，並且檢測器平面移動以保持垂直於x射線單元108。在一些實施例中，移動患者，並且x射線單元108保持在所獲取投影之間的相同方位。圖17示意性地示出圖3中的x射線單元108和檢測器面板304如何移動以獲取多個成像角度的示例。例如，x射線單元108從方位1700a移動到方位1700b到方位1700c。檢測器面板304從方位1702a移動到方位1702b到方位1702c。檢測器平面圍繞平行於檢測器平面的軸線旋轉，並且成像平面圍繞其平行軸線z旋轉。檢測器平面中的像素的方位和成像平面中的對應像素分隔開距離s。通過方程式(1)計算任意深度y的影像平面((x, z)平面)中的解剖訊息(f(x, z/y))。

$$f(x, z/y) = \frac{1}{N_0} \int_{\min\beta}^{\max\beta} \frac{d^2}{(d-s)^2} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{d}{\sqrt{d^2+p^2+\xi^2}} \times R(\beta, p, \xi) h\left(\frac{d-t}{d-s} - p\right) W(p) dp d \quad (1)$$

【0145】在方程式(1)中， N_0 是投影總數目， β 是每個投影的角度， d 是源到影像平面的距離， s 是像素到檢測器的距離， p 是垂直於旋轉軸線的檢測器軸線， ξ 是平行於旋轉軸線的檢測器軸線， $R(\beta, p, \xi)$ 對應於錐束投影數據(例如 R 函數是給定角度、 p 坐標和 ξ 坐標的檢測器讀出值)， h 是卷積濾波器，以及 $W(p)$ 是加權函數。基本上，方程式(1)表示卷積、反投影和加權步驟的組合。

【0146】根據沿檢測器平面和中平面的相交區的投影數據來計算位於中平面中的點處的訊息($y=0$)。沿著平行於中平面但不在其自身中(恆定非零 y)的線與檢測器平面相交的投影限定平面。此平面被視為是另一傾斜佈置的中平面。如果獲取了一組完整的投影(注意，「完整」表示獲取圍繞法線的所有旋轉角度的情況)，則使用拉東變換(Radon transform)重建傾斜平面的密度。獲取一組完整的投影需要源沿著傾斜平面中的圓圍繞成像對象 360° 旋轉；例如，在CT成像中，圍繞成像對象發生完整的 360° 旋轉。注意，粗體詞「成像對象」意指—更準確地說，粗體詞明確地表達和限定—拉東變換的基本假設(納入方程式(1)的 $R(\beta, p, \xi)$ 項)，如果違反，則會阻礙重建對被成像的基礎真實解剖的代表性：「成像對象」意指將拉東變換輸入假設為一個單一固定的時空上不移動且不變的靜止解剖對象的不同角度探針。GREX成像對僅準確(即使發生在不同呼吸中也相同的幾何學上相同的呼吸階段)拉東變換輸入的生物計量針對性(實際上是「預選擇」)在定義上以及實際上遵循所述變換的基本假設，因為呼吸階段(即：在時域中變化)用於通過GREX成像的獨特短預測範圍和前瞻性生物計量針對性在幾何學上和在解剖學上以及物理上(例如定義上準確的製定)並且還在實際上嚴格限定的GREX。

【0147】 應注意， 360° 旋轉對於GREX成像不實用，因為重建軀幹3D體積所需的大量投影會增加臨床程序時間並增大患者的輻射劑量。實際上，GREX成像可使用範圍在 $-45^\circ \leq \beta \leq 45^\circ$ 或 $0^\circ \leq \beta < 90^\circ$ 之間多達 90° 的投影角度。所屬領域的技術人員應理解，實驗測試可識別更佳投影角度範圍，但理論投影角度範圍不超過 90° 。在一些情況下， $-45^\circ \leq \beta \leq 45^\circ$ 可能優於 $0^\circ \leq \beta < 90^\circ$ ，因為 $-45^\circ \leq \beta \leq 45^\circ$ 使成像程序中的輻射劑量保持在合理可行的低水平。相比於 $0^\circ \leq \beta \leq 90^\circ$ 投影角度範圍，x射線光子在 $-45^\circ \leq \beta \leq 45^\circ$ 投影角度範圍中穿越較少的人體組織，且因此可以是較低能量的光子，由此沉積較少劑量，如在圖18A和18B中所示。

【0148】 為了在不遞送過量輻射劑量的情況下產生高質量的2D影像，光子能量必須高得足以部分地穿透患者身體但不能過高而使光子完全穿透患者。相比於較薄患者，較厚患者需要更高的光子能量。當 $|\beta| > 45^\circ$ 時，人體比 $|\beta| < 45^\circ$ 時厚得多。一般來說，當 $\beta \rightarrow 0^\circ$ 時，光子能量減小。在一些實施例中，GREX成像系統100以五個不同的投影角度獲取六個呼吸階段的總計30個投影，但取決於GREX成像技術的特定應用，其它不同數目的投影也是可能的。例如，在乳房斷層合成中，乳房的對稱曲率意指乳房表面在所有投影角度與源基本上等距，從而意味著斷層合成非常適合於乳房。此外，乳房放置在托架中時不會移動，這是一種典型的臨床斷層合成方法，可以類似於屏氣肺成像。

【0149】 在通過基於GREX的呼吸階段幾何限定加上基於GREX的高度準確和快速前瞻性針對性（分別為章節2.1和2.2）解決肺部和心臟運動難題的情況下，GREX成像系統100可利用3D空間定位定位器（章節1.1）收集的生物計量表面訊息來處理變化的軀幹曲率。生物計量表面訊息還有助於影像後處理以顧及成像場中衰減的組織密度，由此量化先前忽略的衰減源並最終得到較高保真度的影像重建。總而言之，GREX成像技術使得數位斷層合成有可能用於非屏氣（「動態」）肺和心臟成像。

【0150】基於GREX的3D體積重建方法可以是患者專用的（個性化醫學，具有個性化數目的離散角度和對弧），或用作「通用最小程序時間和通用最小遞送劑量」（約5個離散角度，加減3個角度，取決於所使用的統計重建方法和可用於此人的先前基於GREX的數據集的數目）。

【0151】如圖19所示，相比於x射線單元108的旋轉對著較寬範圍的角度，當x射線單元108的旋轉對著小範圍的角度時，深度分辨率低。任何運動，無論多小，都會導致重建影像中的影像偽影，這通常會導致假陽性癌症檢測。但GREX成像系統100的獨特硬體盒102（章節1）採集生物計量訊號，所述訊號通知獲取軟體104（章節2）何時拍攝影像以使胸腔幾何結構在臨床上相同，由此使智能胸腔數位斷層合成成為可能。

【0152】在一些實施例中，GREX成像技術允許投影角度在一個呼吸階段期間變化，而在不同時間點（由GREX成像的「呼吸階段」的定量定義限定）捕捉的多個投影角度仍然全部對應於相同的呼吸階段，因為它們被認為都是捕捉一個胸腔幾何結構。此外，基於GREX的斷層合成方法允許獲取深度訊息，因為檢測器跨所有像素的最終光子計數數目以及檢測器表面處的空間中的光子計數的分佈反映已在多個角度探測的單個胸腔幾何結構。

【0153】應注意，GREX成像技術允許x射線單元108和檢測器面板304安裝在非機動化臂或支架上。手動臂在示範性GREX成像程序中的作用如下描述並在圖20中示出：

1. 在 β_1 方位，對必要的全部6個胸腔幾何結構（又稱作「GREX的定量限定的呼吸階段」）進行成像。
2. 接著，臨床醫師將x射線單元108和檢測器面板304重新定向以在方位 β_2 對患者進行成像。

3. x射線單元108和檢測器面板304相對於患者的方向由3D空間定位器驗證，這允許在 β_2 處進行成像。
4. 現在，在 β_2 處：如果在第一次呼吸期間僅獲取6個所需胸腔幾何結構影像中的4個，則患者只要在方位 β 處在後續呼吸中繼續正常呼吸，直到獲取剩餘的2個胸腔幾何結構。
5. 現已在 β_1 處和在 β_2 處獲取全部6個呼吸幾何結構，則可以重新定位x射線臂以依次從（ $\beta_2 \rightarrow \beta_3$ ； $\beta_3 \rightarrow \beta_4$ ； $\beta_4 \rightarrow \beta_5$ ）獲取每個成像角度。
6. 在程序結束時，x射線臂一共僅移動4次，如工作流中的→箭頭所指（ $\beta_1 \rightarrow \beta_2$ ； $\beta_2 \rightarrow \beta_3$ ； $\beta_3 \rightarrow \beta_4$ ； $\beta_4 \rightarrow \beta_5$ ）。

【0154】 通過在程序期間僅4次移動臂，GREX成像技術能最小化程序長度、臨床醫師與設備在程序期間的交互程度以及x射線臂的磨損程度，因為對於全部6個呼吸階段（例如，執行30次x射線設備重新定向），臨床醫師並不會如同將臂從 β_1 移动到 β_5 那麼多地與x射線臂交互。

【0155】 在一些實施例中，3D空間定位器允許三個個別元素—即患者體態和方位、x射線單元108的方位以及檢測器的空間方位—分開進行先驗方位檢查和安全互鎖，以及允許每個元素的方位/對准在軸線上和相對於其它元素的集體一致性。這種先驗方位檢查和安全互鎖由GREX成像對呼吸階段的幾何限定所引起。因此，GREX成像系統100（通過前瞻性呼吸階段預測演算法）本質上適於給予用戶基於軟體的安全和質量保證控制能力，其（在安全互鎖的情況下）防止觸發演算法在x射線臂或檢測器或患者體態中的任一者（或兩者）在特定角度 β 下在空間中不當地定位（或不一致）的情況下發起「射束開啟」。

【0156】 在一些實施例中，由於3D空間定位器在程序期間記錄所有設備的坐標，因此影像重建技術可受益於每個 β 角度的（後驗）量化和其相關聯的不確定性。

【0157】圖21是示出根據本公開的一些實施例的GREX成像系統100如何根據取自每個成像角度方位的2D投影數據重建靜態影像立方體的示範性方塊圖。具體地說，圖21示出示範性GREX成像案例，其中冠狀面和矢狀面視圖自身形成成像角度方位的外部界限/邊界（例如，投影角度）。對於6個呼吸幾何結構中的每一個，在單個成像角度方位（ β_i ）處取得第*i*平面x射線投影。接著， $i=1$ 到 $i=n$ 平面投影的總和告知使用 $i=1$ 到 $i=n$ 投影探測的（ v_1, f_1 ）幾何結構的（ x, y, z ）中的深度訊息的重建（方程式1），每個投影在獨特（與其它投影相比）深度有焦點平面。

【0158】在每個投影角度（ β ）下六次（針對早期吸氣（EI）、晚期吸氣（LI）、最大吸氣（MI）、早期呼氣（EE）、晚期呼氣（LE）和最大呼氣（ME））獲取2D投影數據。為簡單起見，投影角度範圍從 0° 到 90° 。只有當在前一投影角度下獲取所有呼吸階段時，x射線單元108才會移動到下一投影角度。根據呼吸階段將2D投影排序，以便重建靜態影像立方體（例如，從在（ v_1, f_1 ）處探測胸腔幾何結構的 $\beta_i=1$ 到 $\beta_i=n$ 投影角度）以表示每個呼吸階段的胸廓容積。接著，使用在下文章節3.3中論述的方法對靜態影像立方體進行時間內插。

【0159】在每個角度 β 處獲取的x射線投影在使用ARIMA模型識別的所針對呼吸階段取得（章節2.2）。在獲取所針對呼吸階段之後，x射線單元108移動到下一成像角度方位。圖22示出通過獲取軟體104僅獲取最大吸氣和最大呼氣的示例。在所述示例中，在 β_1 處對最大吸氣和最大呼氣進行成像，接著，x射線單元108移動到 β_2 以使得可在 β_2 獲取最大吸氣和最大呼氣階段。當在所有成像角度方位獲取所針對呼吸階段時，根據影像的相應呼吸階段對影像進行排序。根據呼吸階段對x射線影像進行排序會根據生物計量限定的六個呼吸階段來對投影進行分組。儘管在不同呼吸期間獲取呼吸階段，但準確的ARIMA模型確保在不同投影角度下捕捉的x射線投影之間的潮氣量和氣流參數相同。應注意，GREX

成像以生物計量方式限定「相同的胸腔幾何結構」，使得肺在多個時間點處於「相同的胸腔幾何結構」中。**GREX**成像以不同角度探測相同生物計量呼吸階段，因為**ARIMA**模型（章節2.2）是一種快速預測方法。使用**ARIMA**模型的短預測範圍來最小化胸腔幾何結構預測誤差。每個個別角度的深度訊息的相關當量（總的來說，用以產生現實結構深度訊息）取決於跨不同探測角度的胸腔幾何方位的當量（一致性，在近似容限內）。由此，呼吸階段預測準確度確保成功的影像重建。

【0160】 呼吸階段排序的投影用於通過先前論述的方程式（1）中給出的規範**FDK**影像重建演算法（或類似的錐束幾何影像重建演算法）來建立靜態影像立方體。影像重建演算法使用呼吸階段排序的投影並建立呼吸階段排序的靜態影像立方體。每個呼吸階段將具有單獨的影像立方體。靜態影像立方體被稱為靜態的，這是因為它們僅表示一個呼吸階段中的解剖結構。對表示所有所針對呼吸階段的靜態立方體進行組合以及時間插值（在章節3.3中描述），以由3D靜態影像立方體建立3D影像立方體影片。

【0161】 **GREX**成像系統100通過統計影像重建將輻射劑量保持在可合理實現的最低水平。每個獲取的影像增大整個成像過程的劑量（臨床上不希望的结果），但為影像重建提供額外訊息（臨床上所需的結果）。基於傅里葉變換或濾波反投影的傳統形式的影像重建因無法處理缺失的訊息（例如缺失的投影角度 β ）而趨向於顯示影像偽影。例如，如果每 10° 而非 5° 進行投影，則將存在一半那麼多的訊息可用於建立靜態影像立方體，但相比於後者，前者僅遞送一半劑量。統計迭代影像重建解決了因具有不完整影像數據集所致的缺失訊息。

【0162】 有許多已經存在的統計影像重建演算法，**GREX**成像系統100可使用這些演算法來完成影像重建的任務（例如，構建靜態影像立方體）。然而，

GREX成像系統100通過實施獨特的反饋步驟並遵守基於質量守恆定律的邊界條件來改進傳統的統計影像重建演算法。

【0163】 物理學的基本原理可應用於GREX的統計影像重建，因為GREX影像是由物理定律控制的生物物理量以生物計量方式限定的。通過以生物計量方式標記每個影像和所得影像立方體，以及通過在程序期間甚至在未對患者進行成像時採集連續的生物計量數據流，也可知曉質量交換（吸氣和呼氣）以及體積變化的呼吸動力學（使得有可能解決在掃描過程中一致的不變肺組織質量）。可應用質量守恆定律，因為靜態影像立方體首次可由例如肺等運動器官構成。這歸因於在不同時刻準確標記並獲取相同的胸腔幾何結構的前瞻性預測/觸發演算法的速度和準確度（章節2.2和2.3）。換句話說，從一個靜態影像立方體到下一靜態影像立方體，靜態影像立方體中的組織質量不應改變（例如，由於質量守恆定律而不會改變）。根據理想氣體定律，室溫空氣與肺內空氣的比率為1.11。給定來自感測器數據的影像立方體的潮氣量，結合室溫下的1.11比率以及質量/體積空氣偏差曲線，可確定吸入空氣的質量（按絕對值以及還按相對值計算，作為兩個不同呼吸階段影像立方體之間的比率）。

【0164】 GREX成像基於質量守恆的邊界條件是非常有用的，因為例如空氣的存在可能人為地使體素變暗，由此不利地影響統計影像配準演算法準確地確定對象密度的能力。通過針對空氣體積差異校正所獲取的投影以及在掃描過程中始終隔離應該是恆定的量（例如，肺組織質量），GREX成像產生更準確的影像重建以產生靜態影像立方體。

【0165】 考慮在不同成像角度下取得但具有相同的生物計量限定的呼吸階段的兩個GREX投影，肺中的空氣體積是相同的，但兩個投影之間的空氣置換組織的方式可能不同，並且使第二投影中的結節的亮度變暗，與第一投影相比，第二投影受到影響並且是錯誤的。這個錯誤的結果是，在第一投影中可見的一

塊組織（「結節」）在第二投影中不可見，這最終將使所得影像立方體中的「結節」的強度變鈍（或導致它被誤認作背景）。GREX成像的質量守恆定律邊界條件被實施為反饋步驟，所述反饋步驟會檢查確認具有錯誤地暗化的結節的上述影像立方體與來自後來呼吸階段的不同（正確並且在解剖學上表示「結節」的亮度）的影像立方體之間的肺質量守恆。GREX成像的反饋步驟通過在重建期間，基於使用第一投影作為最高準則的模擬來更新預期幾何結構而校正錯誤影像立方體的第二投影的水平。以此方式，GREX統計影像重建將產生更準確的靜態影像立方體。

【0166】除了預先存在的統計影像重建演算法之外，GREX的後處理軟體106還將邊緣限定濾波器（在章節3.2中論述）、空間邊界條件（在章節3.2中論述）以及呼吸階段之間的平滑過渡（在章節3.3中論述）併入數位診斷x射線影像中以改善解剖成像。

章節3.2：影像濾波器

【0167】數位診斷x射線影像的質量取決於x射線單元108設置和影像的解剖研究部位。每個患者和解剖部位具有x射線從中穿過以產生影像的不同電子密度。例如，與對胸腔進行成像所需的x射線能量相比，對股骨進行成像需要更高的x射線能量，因為肺主要由空氣構成，而股骨由骨骼構成。鑑於相比於較低能量的x射線穿透身體，較高能量的x射線能在更大程度上穿透身體，因此從身體出來到達平板檢測器的x射線的數量對於對相同的解剖學幾何結構進行成像的高能量x射線和低能量x射線來說是不同的。從身體出來太多x射線會導致平板檢測器曝光過度，其方式類似於光學攝影中的曝光過度。如果x射線單元108設置對於解剖影像研究部位來說不是最優的，則影像質量將大大降低。在臨床實踐中，商業供應商已為其數位診斷x射線單元設計了粗略估計所選解剖部位的最優

x射線單元設置的成像協議。但最優管設置的這些粗略估計並未定制以解決不同患者（例如，超重男性的胃與平均體重男性的胃）體內的解剖部位之間潛在的顯著解剖學不同。實際上，供應商團體的現有成像協議設置，僅作為粗略估計，很少產生最優質量影像。

【0168】 如果在成像之前未知最優x射線單元設置或其它成像參數（如當前在醫學界內的情況），則數位影像濾波器的策略部署可改善非最優x射線單元設置的影像質量。改善的影像增強人眼不大可見的解剖特徵的可見性。例如，在冠狀平面中，在數位診斷射線照相影像中可能看不到每個肋骨。後處理軟體106利用邊緣增強濾波器（如拉普拉斯（Laplacian）濾波器）對冠狀平面影像進行濾波，從而甚至在原始影像上的肋骨邊界對於人眼（例如放射科醫師的眼睛）來說過於細微而不能檢測時也能在所得影像上顯示所有肋骨的邊界。後處理軟體106將已濾波影像與原始影像覆疊，這將增強的（例如，後濾波）和先前不可見的肋骨邊緣突出顯示在原始影像上。可供用戶應用的影像濾波器包含拉普拉斯濾波器、漢寧濾波器（Hanning filter）、巴特沃斯濾波器（Butterworth filter）、帕曾濾波器（Parzen filter）、維納濾波器（Wiener filter）、梅茨濾波器（Metz filter）、斜變濾波器（Ramp filter）、非線性空間均值濾波器和混合濾波器。

【0169】 在一些實施例中，後處理軟體106使用3D空間方位定位器300的皮膚表面測量值來計算在每個呼吸階段拍攝的影像的最優成像參數。當患者呼吸時，身體的電子密度隨著吸入更多空氣和胸圍增大而改變。增大患者直徑、減小患者與x射線單元108之間的距離以及減小患者與檢測器面板304之間的距離會在所得x射線影像中產生額外的影像噪聲。3D空間方位定位器300針對每個影像跟踪患者相對於x射線單元108和檢測器面板304的皮膚表面方位。這種皮膚表面方位跟踪為數位診斷x射線研究提供獨特的測量。

【0170】 數位診斷放射學領域目前依賴於將離子室測量的劑量指數讀數縮放到患者的近似身體質量指數。放射技術人員目前僅進行兩次測量：第一次測量針對組織密度等同的實心水圓柱體模，直徑為16 cm，並且第二次測量針對直徑為32 cm的材料相同的體模。x射線單元108具有供應商限定並且針對特定解剖位置的「一體適用（所有患者）」的內置協議。例如，無論患者的胸腔直徑如何，供應商僅提供具有內置成像設置的單個協議供技術人員選擇。換句話說，胸部肥厚的男性與胸部瘦薄的男性取得相同的成像設置。

【0171】 GREX成像系統100的3D空間方位定位器300產生患者胸腔直徑的實時和個性化測量。所述測量將通知技術人員選擇針對患者個性化的x射線單元設置。當患者呼吸時，胸腔直徑改變。變化的患者胸腔直徑防止技術人員以最優方式設置成像參數以匹配患者的胸腔直徑。此外，患者胸腔直徑的實時和個性化測量可用於在後處理程序中去除影像噪聲，以及模擬用最優成像參數取得的x射線影像。

【0172】 圖23是根據本公開的一些實施例的影像濾波過程2300的示意性流程圖，所述過程計算無噪聲肺部影像並且模擬用最優x射線單位設置取得的影像。在如章節2所述獲取影像之後，使用橫向（從左到右）穿過頸部區域的線段的線輪廓來識別氣管。頸部由肌肉、骨骼和動脈組成，但氣管比所有其它組織突出，因為它只含有密度顯著低於組織的空氣。線段將顯示空氣所在位置，並且將識別含有指定為空氣的像素的小區域。通過將整個影像細分為較小的塊來計算x射線影像中的影像噪聲。針對每個塊獨立地估計高斯噪聲，並且將具有最小噪聲量的塊用於紋理映射。紋理映射技術使用梯度協方差矩陣來估計每個塊中的初始紋理層級。具有最小初始噪聲級的塊通過迭代過程重新估計噪聲級，所述迭代過程持續到塊的噪聲估計通過梯度協方差矩陣的額外迭代收斂為止。假設弱紋理化塊位於空氣中，其中空氣位於遠離患者的位置，例如x射線影像的

上角。塊的噪聲級的估計給出整個影像的基準噪聲級。接著，從整個影像中減去迭代梯度協方差矩陣所識別的基準噪聲級，以取得氣管中的無噪聲空氣密度估計值。

【0173】 後處理軟體106將人體骨架模型（其針對每個患者個別地縮放）覆疊到由3D空間方位定位器300提供的表面方位估計上，以便估計肺的初始位置。使用皮膚表面上的可見標誌（例如，鎖骨、肩袖、肩胛骨、椎骨等）將個別地縮放的患者骨架嚴格地配準到x射線影像。在骨架嚴格配準到x射線影像後，骨架提供肋骨架的方位。肋骨架本身為肺部邊緣和接近氣管的無噪聲空氣密度估計值的像素值提供邊界條件。通過區域生長演算法將肺的邊緣（通過肋骨架位置）和接近氣管的無噪聲空氣密度估計值的像素值自動識別為種子位置（區域生長演算法將從所述位置開始並隨後徑向向外生長）。區域生長是一種基於區域的分段方法。這種分段方法首先識別影像內的一組初始種子點，且接著檢查初始種子點的相鄰像素並確定是否應將所述相鄰像素添加到所述區域。以與通用數據聚類演算法相同的方式重複所述過程。換句話說，區域生長演算法使用種子像素的初始放置來使用併吞「類似」像素的統計過程向外擴展。區域生長演算法將繼續（併吞類似像素），直到所識別的像素在統計上與併吞的集群不相似。

【0174】 在GREX成像系統內的實踐中，區域生長演算法在重要的解剖標誌界面（例如由肋骨架的密集像素界定的肺部）處「停止」（例如，檢測像素不相似性）。區域生長演算法未識別為屬於肺組織的像素將被遮蔽（遮蔽影像被定義為一旦從原始影像中減去就會增強結構的影像）以形成兩個單獨的影像。這兩個單獨的所得影像是（i）分段的肺和（ii）其餘的身體組織。為了提供給予放射科醫師提高的診斷可見度的準確且無噪聲的分段肺體積（例如，視覺上不被非肺組織遮擋的肺體積），從肺部影像中去除與身體遮蔽相關（例如，

非肺部，因此在視覺上不提供訊息）的組織。例如，從分段的肺部影像中完全減去屬於每個模擬成像射線投影內的肋間肌的像素。除了上述從肺部影像中減去身體遮蔽以產生改善的肺組織可視化之外，身體遮蔽還可用於提供對3D空間方位定位器300的計算的患者表面方位的第二檢查。例如，後處理軟體106計算由區域生長演算法識別為身體遮蔽的像素數目，且接著計算沿著軀幹的高度的各個位置處的身體直徑。此身體直徑計算應與3D空間方位定位器300對患者身體直徑的估計非常一致。如果不是這樣，則可能指示需要重新校準3D空間方位定位器300以增大其準確性。

【0175】 如果臨床用戶需要更準確的身體遮蔽視圖（例如出於臨床或教育原因），則使用最優x射線單元設置來模擬身體遮蔽影像，由此從身體遮蔽中去除噪聲形式和潛在的偽影源。接著，身體遮蔽和分段的肺可重新組合以形成無偽影噪聲的x射線影像，其具有針對臨床應用（例如結構構形）的全局增強。

章節3.3 - 生物力學建模

【0176】 根據物理學的第一原理，即質量守恆定律和理想氣體定律建立在後處理軟體106中使用的生物力學模型。後處理軟體106的生物力學模型的目標是，確定增強臨床醫師診斷疾病的能力的生物物理量。相關的生物物理量包含但不限於肺組織元素的應力和應變。

【0177】 負載有力的機械系統會產生應力。在肺的情況下，機械系統的元素由肺組織代表。在醫學成像中可見且可區分的肺組織由薄壁組織（包含肺泡囊、肺泡壁、支氣管和血管）組成。薄壁組織直接負責肺功能。用於生物力學建模的合適組織元素應小得足以是內部均勻的，但應響應於呼吸刺激而在統計學上穩定。肺部醫學成像中的典型體素大小範圍為 1 mm^3 至 3 mm^3 ，相當於125到375個肺泡。體素被認為是幾乎密度均勻的，並且含有足夠的肺泡來提供對呼

吸刺激的穩定響應。肺泡排列成六邊形陣列，其因來自每個共享肺泡壁的擴張正應力而膨脹。肺組織元素內所有擴張正應力的總和提供了肺泡所經歷的並且由呼吸刺激引起的壓力的估計值。擴張應力通過肺泡壁上的彈回應力而配衡，並且在通過組織元素的氣流為0時，兩個應力之間存在平衡。肺組織元素的方位因變化的肺潮氣量而在任何一個方向上的空間平移可通過組織元素對肺組織元素對應面上的正應力的材料響應來建模。換句話說，生物力學模型包含描述肺組織元素對增大的潮氣量的響應的向量化項，其中所述向量化項涉及正應力。

【0178】 應變被定義為機械系統對應力的響應。從材料元素（例如，組織）的角度來看，應力是變形力，而應變是複原力。肺組織元素面上的應力向量含有兩個分量：（i）正應力（與分別引起膨脹或收縮的肺組織元素的向外或向內方向性運動相關），以及（ii）垂直於正應力並且由氣流引發的壓力不平衡所致的剪應力。應注意，按照定義，垂直的剪應力分量不會促進肺體積變化。正應力/剪應力與潮氣量/氣流之間的關係的圖解說明可在圖10中描繪的「氣流與潮氣量」圖中找到。呼氣位於氣流為0的最低潮氣量量值處（曲線上的最左點）。在吸氣期間，氣流為正，並且潮氣量增大（曲線的上部）。當氣流減緩時，潮氣量達到其最大量值。隨著潮氣量接近最大量值（曲線上的最右點），氣流急劇減小，且肺部逐漸開始排出空氣。隨著肺部排出更多空氣，潮氣量開始減少。當氣流為負時潮氣量減小，並且持續減小到潮氣量達到殘餘氣量且氣流為零為止（例如，呼氣）。總而言之，肺組織元素的運動由潮氣量和氣流呼吸刺激來限定。肺組織元素的運動是由作用在所述元素上的正應力和剪應力引起的。肺組織元素形狀的變化（例如壓縮、伸長）不通過應力建模；實際上，元素的形狀變化通過應變建模。

【0179】 所述模型在醫學領域建立一種新的診斷視角，因為使用所述模型的醫學分析由定量力分析控制。肺中每個體素的應力和應變力的平衡從根本上

評估肺部健康，因為肺的功能行為（例如，肺組織運動）現在可從臨床視角可視化和進行分析。

【0180】 建構模型的第一步驟是識別哪些組織是肺的一部分以及哪些組織不是肺的一部分。為了完成此任務，**GREX**成像技術以多種配置（6個不同的呼吸階段）獲取胸腔幾何結構的多個快照。使用氣管的空氣密度作為區域生長演算法的初始起點，基於區域生長分段演算法對肺進行分段。**GREX**成像系統100使用兩種不同的可變形影像配準來建構生物力學模型：一種作用於肺組織，而另一種作用於非肺組織（例如胸壁、肋骨、肝臟、心臟、氣管、食道等）。區域生長演算法的結果在可變形影像配準步驟之前區分肺組織和非肺組織。

【0181】 **GREX**成像系統使用兩種不同的可變形配準（一種用於肺，另一種用於非肺）的理由是，肺的運動和材料屬性與非肺的運動和材料屬性不同。如果僅將一個可變形影像配準用於肺和非肺的整體，則與肺組織相比，配準將指派更大權重給非肺組織。這將致使肺組織被指派不切實際的低權重，且因此被指派不切實際的有限運動程度。**GREX**成像技術旨在直觀地闡明肺部運動的細微處，包含在計算上複雜的肺表面處的運動的細微處。

【0182】 一種可跟踪影像之間的組織移動的可變形影像配準演算法是光流演算法。圖27是根據本公開的一些實施例的多分辨率3D光流演算法2700的示意性流程圖。具體地說，3D多分辨率光流演算法執行可變形影像配準，其基於每個結構的亮度或對比度或這兩者來識別兩個不同影像中的結構。為此，鑑於與肺組織相比，非肺組織含有特徵性更亮（例如，至少10倍密集）的解剖結構（例如肋骨、胸肌、胸骨等），對非肺和肺區域使用單種3D多分辨率光流演算法將導致較低密度的肺組織在演算法中被人為地非優先化。演算法的計算資源將優先分配給非肺組織中存在的更亮的對比結構（例如肋骨等）。其中計算資

源分配優先忽略肺組織動力學的這種結果對GREX成像直觀地闡明肺組織運動的細微處的目的造成困擾。

【0183】 由於對高對比度結構的優先資源分配是3D多分辨率光流演算法所固有的，因此胸腔中可變形影像配準的任務被分成兩個單獨的附屬任務（例如，兩個內部更均勻的區域）：(i) 肺的影像配準，以及非肺的影像配準。在一些實施例中，為了從胸腔整體解析兩個單獨的任務區域，在3D多分辨率光流可變形影像配準之前需要識別肺表面（例如，肺和非肺之間的邊界）。使用區域生長演算法基本上有可能識別肺表面，所述演算法在肺內部充滿空氣（例如，視覺上暗的）區域中開始，朝向肺表面邊界向外生長，並且在肺表面邊界處達到高像素對比度。執行區域生長演算法是第一步驟。

【0184】 肺並未附接到胸壁。因此，肺的運動相對獨立於胸腔的運動。換句話說，代替在肺表面邊界處的可預測的推拉響應，存在起作用的其它類型的組織動力學。例如，水平上鄰近的胸腔體素豎直向下移動，因此肺體素水平移動到胸腔體素先前呆過的空間。

【0185】 為了準確地對複雜運動動力學建模，GREX成像系統100量化表面活性劑層在肺表面邊界處經歷的剪切力。對肺和非肺組織使用兩種單獨的分段提供了力估計的基礎。通過從x射線影像中減去分段的肺部像素（例如，去除它們的指派值）來執行力估計的程序（針對每個重建的呼吸階段影像執行）。將從原始影像遮蔽先前分段的肺，所述原始影像會提供含有所有其餘組織的影像。必須將每個個別影像的分段胸腔幾何結構配準到其它影像的每個胸腔幾何結構，以便知曉所有影像上的每個肺組織元素方位。多分辨率光流演算法通過計算位移向量場來執行影像配準，所述位移向量場示出在不同呼吸階段拍攝的兩個影像之間的每個像素的位移。實際上，知曉位移向量場允許對胸腔幾何結構中的所有肺組織元素進行準確的空間計算。分段肺配準的位移向量場與非

肺組織的位移向量場之間的差異提供了肺與胸壁之間存在的剪切力的量值和方向。

【0186】 基於對150多個獨特患者的觀測，位移與潮氣量之間的關係是線性的。位移與氣流之間的關係也是線性的。多分辨率光流演算法的輸出是每個所測量潮氣量和氣流量值在坐標空間中的位移向量。當針對所有呼吸階段計算位移向量時，結果是閉環軌跡（如圖10所示），其用作生物力學模型的觀測結果。如下文更詳細地描述，生物力學模型參數—其可包含表示與潮氣量相關聯的正應力的參數、與氣流相關聯的正應力和與氣流相關聯的剪應力—分別使用針對每個肺組織元素的QR分解來求解。參數特定於每個肺組織元素（例如，每個肺組織元素具有獨特的解）並且共同描述肺組織元素對呼吸刺激的響應。生物力學模型參數是通過所測量潮氣量和氣流全局縮放的向量（例如，潮氣量和氣流是標量值）。生物力學模型參數之間的關係，例如兩個（向量化）參數之間的角度，可輔助診斷肺中潛在的發病率。基於肺組織元素的獨特生物力學模型向量參數（例如，每塊組織具有不同的向量參數），肺組織元素的位移被縮放到胸腔幾何結構，其中胸腔幾何結構由潮氣量和氣流測量值限定。可以為每個患者計算生物力學模型，或由多個患者共享生物力學模型。

【0187】 在一些實施例中，生物力學模型將肺組織的運動粗略估計為多個因子的函數，所述因子包含肺的潮氣量（ T_v ）、氣流（ A_f ）和心臟階段（ H_c ）。這些值是全局值，例如，心臟階段對於胸腔中的所有組織元素是相同的。全局值被視為標量數，並通過章節1中論述的硬體進行測量。請注意，潮氣量、氣流和心臟階段都是時變測量值。使用向量 \vec{p}_1 、 \vec{p}_2 、 \vec{p}_3 和 \vec{p}_4 ，通過下面的方程式以數學方式表達每個組織元素的獨特應力和應變值：

$$\vec{U} - \vec{U}_0 = T_v \vec{p}_1 + A_f (\vec{p}_2 + \vec{p}_3) + H_c \vec{p}_4 \quad (2)$$

第 44 頁，共 74 頁(發明說明書)

其中向量 \vec{p}_1 描述由潮氣量引起的正應力， \vec{p}_2 描述由氣流引起的正應力， \vec{p}_3 描述由氣流引起的剪應力，並且 \vec{p}_4 描述由心臟運動引發的組織運動。總的來說，閉環軌跡中的任一點處的組織的位移 $(\vec{U}-\vec{U}_0)$ 表達為分別由潮氣量（Tv）、氣流（Af）和心臟階段（Hc）按比例縮放的應力、應變和擾動心臟運動向量的總和。

【0188】 圖24描繪根據本公開的一些實施例的部分地由心臟與肺的相互作用引起的位於左肺中靠近心臟的一塊組織的示範性閉環肺組織運動軌跡。應注意，圖24中描繪的波浪行為來源於心臟與肺的相互作用。圖24是根據本公開的一些實施例的說明如何基於上述生物力學模型來確定在閉環肺組織運動軌跡中移動的那塊肺組織的方位的示意性方塊圖。圖24示出如何將上述方程式中描述的生物力學模型的三個向量相加在一起以計算單個組織元素從原點到閉環軌跡上的任何位置的位移。

【0189】 使用基於生理學的生物力學模型在獲取的呼吸階段之間內插影像的主要優勢在於能夠使用定量物理量來檢查生物力學模型的輸出結果的準確性。根據理想氣體定律，在室溫下，肺體積變化與潮氣量的比率為1.11。換句話說，室內空氣密度與肺部空氣密度的比率為1.11。因此，正應力向量的散度的體積積分應為1.11（例如， $\int_V (\vec{\nabla} \cdot \vec{p}_2) dV$ ，其中V是總身體體積）。理想氣體定律提供「健全性檢查」，從而產生關於3D空間方位定位器300、呼吸階段感測器110和每個內插影像的適用質量保證訊息。

【0190】 GREX成像技術的生物力學建模如何增強診斷的一個示例是在影像檢查時放射科醫師的眼睛看不見的早期肺部腫瘤。放射科醫師看不到腫瘤，因為它對於成像靈敏度來說太小了。儘管放射科醫師看不到腫瘤，但由於腫瘤的電子密度大於健康肺組織的電子密度，因此腫瘤的存在仍會影響肺內部力的平衡。腫瘤的較高電子密度意指腫瘤具有不同的材料和機械屬性（例如，不同

的特性應力和應變參數），這些特性影響腫瘤的運動和腫瘤周圍局部區域（例如，接近腫瘤部位的健康組織）的運動。腫瘤對局部健康肺組織的影響可大致類比於廣義相對論下質量對時空連續體的影響：當存在大質量對象時，對象周圍的時空彎曲，使得與不存在質量時的光的行為相比，光在對象附近以不同方式表現。相同的類比原理適用於肺，使得與健康肺的運動軌跡相比，腫瘤使鄰近健康組織的運動軌跡變形成以不同方式移動。生物力學模型的位移向量映射使得肺組織組成和生物力學屬性的變化對於醫療從業者而言是顯而易見的：當預設腫瘤時，位移向量場顯示不自然程度的向量捲曲及/或其它更改的屬性。在章節3.4中論述的GREX成像技術的後處理軟體106對參數圖的建立可視地顯示最終用戶以前看不見的此類診斷上重要的訊息。GREX成像技術的參數圖是GREX平台為醫學帶來的新診斷視角的示例。

【0191】 圖25是根據本公開的一些實施例的生物力學模型的組成部分的操作2500的示意性流程圖。

【0192】 生物力學模型的過程提供了用於在不同呼吸階段獲取的兩個影像（2D或3D）之間進行生物計量內插的定量手段。方程式（2）示出生物力學模型的解是兩個呼吸階段之間的位移（ $\vec{U}-\vec{U}_0$ ）。如上所述，通過執行可變形影像配準以將兩個呼吸階段相互索引來找到兩個呼吸階段之間的位移（ $\vec{U}-\vec{U}_0$ ），其通常包括以下三個步驟：

- 步驟1：執行基於區域的分段以勾畫肺與非肺之間的結構邊界。
- 步驟2：使用3D多分辨率光流來執行基於強度的結構映射，以匹配兩個單獨的影像立方體中的「相同」結構。
- 步驟3：在一些實施例中，迭代地細化兩個呼吸階段之間的位移（ $\vec{U}-\vec{U}_0$ ）的初始估計值，直到將其優化。

【0193】圖26A是根據本公開的一些實施例的在呼吸週期期間肺組織元素的運動軌跡的圖形描繪。如圖26A所示，每個成像角度有6個影像，對應於完整呼吸週期的六個相應呼吸階段，從左到右為：早期吸氣（EI）、晚期吸氣（LI）、最大吸氣（MI）、早期呼氣（EE）、晚期呼氣（LE）和最大呼氣（ME），如圖14中所描繪。根據有限應變理論，將未變形配置和變形配置中的粒子的方位接合的向量稱為粒子的位移向量。使用EI影像立方體中的特定體素作為參考，六個影像示出參考體素在呼吸週期期間從其原始位置、大小和形狀的形變。當肺充滿越來越多的空氣時，參考體素開始「鼓泡」。換句話說，當體素「鼓泡」時，對應於參考體素的肺問題變形。兩個呼吸階段之間的位移（ $\vec{U}-\vec{U}_0$ ）對體素鼓泡的程度或對應肺組織的形變進行量化。可變形影像配准假設EI影像立方體中的參考體素移動到其在LI影像立方體中的新方位，同時因更多空氣吸入肺組織中而在相同時間變形。當呼吸週期向前移動時，參考體素保持其運動軌跡，分別如MI、EE、LE和ME影像立方體所示。換句話說，對於參考影像立方體中的每個體素，在所有六個影像立方體上計算一組位移向量。

【0194】圖26B示出在EI圖像立方體與其它五個圖像立方體之間存在5個可變形配准（ $2 \rightarrow 1, 3 \rightarrow 1, 4 \rightarrow 1, 5 \rightarrow 1, 6 \rightarrow 1$ ）。這六個影像立方體表示患者在六個對應的預定義呼吸階段的胸腔解剖結構。對於每個體素，在影像立方體處存在對應於六個呼吸階段中的每一個的向量（ $[\vec{U}]$ ）。假設對應於EI影像立方體的向量為零，則給定體素的六個位移向量可表達為：

$$[\vec{U}_1 = 0, \vec{U}_2, \vec{U}_3, \vec{U}_4, \vec{U}_5, \vec{U}_6] \text{ 或表示為 } [\vec{U}_n],$$

其中參數「n」是對應於相應呼吸階段的時間相關參數。

【0195】類似地，對於特定呼吸階段「n」，包含肺的潮氣量（ T_v ）、氣流（ A_f ）和心臟階段（ H_c ）的生物計量數據矩陣可表達為：

$$[T_{v_n}, A_{f_n}, H_{c_n}]^T \text{ 或表示為 } [B_n].$$

【0196】對於影像立方體中的每個體素，參數矩陣 $[\vec{P}] = [\vec{p}_1, \vec{p}_2 + \vec{p}_3, \vec{p}_4]$ 的生物力學模型可使用六個位移向量 $([\vec{U}_1 = 0, \vec{U}_2, \vec{U}_3, \vec{U}_4, \vec{U}_5, \vec{U}_6])$ 和上文描述的對應生物統計數據矩陣 $([T_{v_n}, A_{f_n}, H_{c_n}]^T)$ 求解。所述四個向量描述體素的組織屬性，所述組織屬性控制體素的位移向量和變形。對於參考影像立方體中的每個體素，有：

$$[\vec{P}] [B_n] = [\vec{U}_n]。$$

【0197】如上所指出，存在許多能夠執行用於GREX成像的影像配準的可變形影像配準演算法，包含3D多分辨率光流演算法。3D多分辨率光流演算法計算在觀測到的不同潮氣量下取得的影像之間的平滑（例如，流體狀）過渡。計算出的兩個呼吸階段之間的位移 $(\vec{U} - \vec{U}_0)$ 提供圖24中所示的組織軌跡中的觀測點。一旦生物力學模型的參數 $(\vec{p}_1, \vec{p}_2, \vec{p}_3, \vec{p}_4)$ 通過例如最小二乘回歸求解，則改變潮氣量 (T_v) 、氣流 (A_f) 和心臟階段 (H_c) 會產生整個閉環軌跡。對胸腔中的所有組織元素採用閉環軌跡給出了新的可被認作以生物計量方式內插的影像立方體。總結一下，表1示出GREX生物力學模型的每個組成部分以及找到所述組成部分的方式。

模型組成部分	描述	找到的方式
\vec{U}	當前影像相對於參考圖像的坐標	靜態影像立方體通過光流可變形地一起配準
\vec{U}_0	參考圖像的坐標	
T_v	潮氣量	通過呼吸階段感測器 110 找到
A_f	氣流	通過呼吸階段感測器 110 找到
H_c	心臟階段歸一化到舒張末期，使得 H_c 在 0 與 1 之間變化	通過心臟階段感測器 112 找到
$\vec{p}_1, \vec{p}_2, \vec{p}_3, \vec{p}_4$	組織特定運動參數	通過最小二乘回歸找到

表 1：GREX 的生物力學模型的參數的概述。

【0198】 後處理軟體 106 在所獲取影像立方體之間的生物計量內插填充了所有潛在的呼吸階段，從而建立完整的胸腔影像。一般來說，影像需要至少 30 個模擬影像才能在幀之間平滑過渡。圖 28A 是根據本公開的一些實施例的說明通過生物計量內插法來建立影像的示意性流程圖 2800。如圖 28B 中所示，假設對應於 EI 影像立方體的生物計量數據矩陣是：

$$T_v=20 \text{ ml} , (A_f)=20 \text{ ml/s} , \text{ 并且 } H_c=0.10 .$$

【0199】 對於在呼吸週期的特定時刻的中間模擬影像立方體中的每個體素，例如， $EI+\Delta t$ 、 $EI+2\Delta t$ 、 $EI+3\Delta t$ 等，可使用參數矩陣 $[\vec{P}]$ 的生物力學模型以及以及特定時刻的對應生物計量數據矩陣來計算。

章節 3.4：參數圖

【0200】 GREX 成像技術的一個臨床益處是獨特的參數圖。使用 2D 圖、2D 刷色（2D color washes）、3D 圖和 3D 向量場映射，GREX 成像技術向最終用戶呈現以前不可取得的關於患者胸腔健康的訊息。

【0201】 圖 29 描繪健康患者的標準射線照片（左）的示例和具有 1b 期左上肺腫瘤的患者的標準射線照片的示例（正如箭頭所指示）。兩個圖均示出射線照相領域目前使用的標準射線照片。儘管圖 29 右側的病變左肺是早期肺腫瘤，但在標準射線照片中不容易看到，因為標準射線照片難以看懂並且僅顯示解剖訊息。相比之下，圖 30 描繪了根據本公開的一些實施例的伴隨的 GREX 參數圖，其示出相同兩個患者的健康狀況指示符。右側的參數圖清楚地指示患者的左上肺病變，而標準射線照片是模糊的。改變窗位和影像對比度最終顯示左上肺的換氣不良區域。然而，如果最終用戶不採取這些步驟，捕捉這種早期肺癌腫瘤

的機會就會較低。換句話說，GREX產生的參數圖可極大地減小最終用戶疾病漏報風險的變化。

【0202】 首先考慮圖30中的 \vec{p}_1 的2D彩圖，其描述了關於潮氣量的正應力。基於 \vec{p}_1 的定義，最終用戶將預期，與肺部頂點相比，隔膜附近 \vec{p}_1 的量值將更大（例如，當潮氣量增大時，隔膜具有比肺部頂點大的組織位移）。總的來說， \vec{p}_1 的量值在整個健康肺部平穩變化。如果計算整個肺部的 \vec{p}_1 梯度，結果將是平滑函數。圖30中描述的示例示出，對於這兩個患者，儘管 \vec{p}_1 參數以類似方式分佈，但健康患者的組織位移是患病患者的兩倍。

【0203】 接著考慮表示與氣流相關聯的正應力和剪應力的總和的 $(\vec{p}_2 + \vec{p}_3)$ 的2D刷色。一般來說，較高的參數量值出現在支氣管樹以更快的速率將空氣帶入肺部的區域附近（肺中部）。但是在病變肺中，腫瘤的存在可基本上顯著改變肺的彈性行為，使得腫瘤可在視覺上與功能健全的肺組織分佈區分開。在圖30所示的示例中，由於量值的顯著差異，左肺中清晰可見肺腫瘤的存在。當疾病影響肺部區域時，其它肺組織區域通過對健康區域而非病變區域進行換氣來「收拾爛攤子」。但如圖29的左側圖所示，健康的肺比病變的肺更有彈性。換句話說，氣流阻力在腫瘤所處的方位極大地增加，由此突出腫瘤的存在並能定量分析腫瘤對患者在呼吸期間適當換氣能力的影響。與潮氣量相關聯的參數和與氣流相關聯的參數之間的比率顯著地示出左上肺具有與健康患者明顯不同的模式。在根本上，與圖24中示出的示例組織軌跡相比，更高百分比解讀為組織以更圓的圖案移動。位於2D刷色之下的歸於潮氣量 $(T_V \vec{p}_1)$ 和氣流 $(A_f(\vec{p}_2 + \vec{p}_3))$ 的觀測到的總運動分量的直方圖也顯示左肺疾病的明確指示符。健康的肺具有 $A_f(\vec{p}_2 + \vec{p}_3)$ 的雙峰分佈，但當一個肺中存在疾病時，兩肺的總體分佈模式不同。GREX成像技術可涉及貝葉斯過程，以利用患者訪談（在檢查前由患者自願提供的訊息）結合生物力學模型的參數直方圖的分佈來更好

地分類疾病病因。總之，跨越多個新GREX參數的肺病（例如腫瘤存在，如圖30所示）的一致指示符極大地有助於早期檢測和疾病診斷。

章節3.5：診斷疾病指標

【0204】 肺癌、慢性阻塞性肺病（COPD）、下呼吸道感染和肺結核都具有在現有數位診斷x射線成像中可見的疾病指標。然而，診斷疾病指標在疾病早期未必總是可見。但是如圖29和30所示，GREX參數具有在疾病早期用作診斷疾病指標的潛力。如果醫療團隊僅考慮標準射線照片，則可能檢測不到肺癌的存在，因為肺癌腫瘤並未大得足以清晰地出現在標準射線照片中。GREX成像使用生物計量訊號結合多個以生物計量方式針對的射線照片以利用先前不可取得的關於肺部如何移動的訊息來診斷疾病。GREX過程直接解決了早期肺癌的問題，即，肺癌往往在數位診斷x射線影像中具有較差的特異性。通過使用患者獨特的並且指示疾病的呼吸訊息以生物計量方式通知的成像來解決現有的基於數位診斷x射線的診斷靈敏度限制。臨床醫師可通過肺組織運動可視化和參數圖早在疾病發作時就觀測到診斷性深層方面，並在疾病發展時繼續監測患者。機器學習和有限元分析技術將用於發現肺功能的細微模式或基線變化，以輔助最終用戶在一發病就檢測到疾病的能力，從而為患者提供更高的生存機會和更多的治療選擇。

【0205】 GREX對診斷界的衝擊的另一診斷示例是對肺病病因進行分類。在活檢中，石棉引起的肺部疾病和香煙引起的肺部疾病的表現是不同的。石棉是一種天然矽酸鹽礦物，由長而細的纖維狀晶體組成，所述纖維狀晶體由數百萬個微觀纖維構成。吸入的石棉纖維穿透肺泡並最終形成緻密的網，其損害肺泡功能，繼而降低肺功能。緻密網匯集癌組織，並被稱為間皮瘤。標準射線照片只能通過斑塊積聚來識別間皮瘤，所述斑塊積聚表現為肺部影像中的密集固

結（模糊）。在最終用戶可直觀地識別石棉的存在之前，GREX可通過參數圖檢測到石棉的蛛絲馬跡。隨著石棉網的形成，肺的彈性局部降低。在參數圖（2D刷色、參數比和直方圖）中可看到小的局部彈性降低。例如，在失去彈性的組織中，組織在呼吸期間的軌跡將比橢圓形更圓。這意味著， \vec{p}_1 與 $(\vec{p}_2 + \vec{p}_3)$ 量值之間的比率將高於健康組織。查閱彩圖將清晰地示出顯示指示疾病的圖案的肺部區域。

【0206】 吸氣的顆粒（非纖維）將與纖維石棉顆粒以完全不同的方式呈現。吸入的顆粒沉積在肺內，從而通過「堵塞」氣道、形成癥痕組織和形成腫瘤而非網來降低肺功能。GREX將通過檢測與健康特性不一致的肺運動動態的微小局部變化來示出顆粒沉積的開始。香煙含有焦油和氬，它們粘附在肺泡上並且徹底改變肺功能。GREX可跟踪降低的肺功能，並為最終用戶提供更好地向患者展示吸煙習慣的破壞程度的獨特工具。COPD是另一種可通過參數圖來比當前臨床方法更有效地闡明的疾病。當前通過肺活量測試和標準射線照相來檢測COPD。這些方法都不是特別敏感，並且在最初發病時檢測不到COPD。在盡可能最早的時間檢測到疾病可讓患者有更多機會利用防治性醫藥並在為時已晚之前改變不良習慣。

章節3.6：影片呈現

【0207】 影像呈現圖形用戶界面（GUI）的重點在於提供清晰直觀的畫布以用於顯示平面影像和3D影片結果。旋轉視圖、暫停影像和標尺等所有功能都放置在用螢幕頂部的選項卡表示的倉中。選擇一個功能會改變工具提示，以向用戶示出正在使用的功能。GUI設計為輕量的，使得即使使用較舊的電腦系統，GUI也能正常運行。最後，影片呈現GUI將結合標註/構形、可能的疾病指標和雲計算平台一起工作。

【0208】 醫務人員最終用戶偏好直接在醫學影像上突出顯示和放置備註，而不是將額外文件附加到影片上。醫學終端用戶強烈要求能夠將影片標註（「引人注意的」箭頭和治療備註）和解剖構形（在解剖結構周圍繪製虛擬線）包含在成像研究中。醫學終端用戶通常是協作治療患者的大型多學科護理團隊的成員。以下示例描述了臨床護理團隊的當前工作流程和技術能力：

【0209】 一旦對肺癌患者進行成像研究，則影像由放射科醫師讀取、由放射腫瘤學家開出放射治療醫囑，並用作手術醫生進行手術治療的基礎。具體地說，放射科醫師在腫瘤部位周圍繪製輪廓並將構形的影像傳給放射腫瘤學家。

【0210】 接著，放射腫瘤學家基於影像寫出放射治療及/或腫瘤切除手術的指令。

【0211】 使用放射學輪廓和放射腫瘤學腫瘤切除指令，外科醫生切除腫瘤。

【0212】 後處理軟體106為終端用戶提供直接在移動影像上標註和構形的工具，這簡化了醫療保健工作流程。這種用戶友好的能力增強了醫療保健工作流程並降低了醫療錯誤的概率。我們的用戶界面的交互性質意味著治療指令及/或醫療問題現在對所有用戶清楚可見，並且相關的臨床備註在對應的受關注解剖區域中正確顯示。

【0213】 圖31A到31B是示出對患者肺進行成像的方法3100的流程圖。在一些實施例中，可在沒有人為干預（例如，沒有技術人員的干預）的情況下執行下文描述的任何或所有操作。在一些實施例中，方法3100通過或使用本文描述的任何設備（例如，圖1中所示的GREX成像系統100）執行。方法3100的一些操作由電腦系統執行，所述電腦系統包含一個或多個處理器和儲存指令的記憶體，所述指令在由一個或多個處理器執行時使一個或多個處理器執行方法3100的操作。任選地組合方法3100中的一些操作，及/或任選地改變一些操作的次序。

【0214】 所述方法包含將患者定位（3102）在相對於x射線成像設備（例如，GREX成像系統，圖1）的第一方向。在一些實施例中，方法3100在傳統醫學成像系統處執行，所述傳統醫學成像系統經修改以執行下文描述的某些操作。在一些實施例中，將患者定位在第一方向包含將患者移動（例如，旋轉）到第一方向（例如，如參考圖35所論述），而x射線成像系統（例如，x射線單元和檢測器面板）保持在固定方位。例如，在一些實施例中，患者坐在或站在患者定位固定裝置（PPF）上，例如參考圖35描述的PPF 3501。在一些實施例中，將患者定位在相對於x射線成像設備的第一方向包含旋轉患者定位固定裝置。例如，在一些實施例中，在方法3100的開始，旋轉患者定位固定裝置，使得患者的矢狀平面相對於x射線成像設備的光軸（例如，x射線成像設備沿其發射x射線的軸線）定位在預定義角度。在一些實施例中，預定義角度選自由-45度、-22.5度、0度、22.5度和45度組成的組。

【0215】 在一些實施例中，將患者定位在第一方向包含移動（例如，旋轉）x射線成像系統，而患者保持在固定方位（例如，如參考圖17所論述）。

【0216】 在一些實施例中，當患者相對於x射線成像設備定位在第一方向時，患者定位固定裝置使患者維持在固定方位（例如，使患者的方位穩定），使得患者肺的三維影像可基於「平穩對象」假設而重建（例如，如貫穿本公開所描述）。

【0217】 所述方法包含取得（3104）患者呼吸的體積測量值（例如，當患者正常呼吸時；患者不需要保持其寬度）。在一些實施例中，患者呼吸的體積測量值是患者的肺體積（例如瞬時肺體積）的測量值（例如直接測量值）或患者的肺體積的衍生項（例如流速）。在一些實施例中，如下文中更詳細地解釋，患者呼吸的體積測量值是可轉換成患者的潮氣量的測量值（例如，通過測量胸腔上升和下降）。如本文所使用，術語潮氣量是指當前肺體積與預定義基準之

間的差（例如，在沒有額外努力的情況下正常呼吸的最大呼氣期間的體積，在沒有額外努力的情況下正常呼吸的最大吸氣期間的體積，或任何其它合適的基準體積）。

【0218】 在一些實施例中，患者呼吸的體積測量值是患者呼吸的幾何（空間或方位）測量值。

【0219】 在一些實施例中，患者呼吸的體積測量值包含（3106）患者胸腔上升（及/或胸腔下降）的測量值。在一些實施例中，使用（3108）由三維（3D）掃描儀、肺活量計和腹帶組成的組中的一個或多個體積呼吸階段感測器（例如，呼吸階段感測器110，圖1）來取得患者呼吸的體積測量值。在一些實施例中，所述方法還包含建立（3110）患者胸腔表面的點雲。根據患者胸腔表面的點雲確定患者呼吸的體積測量值。

【0220】 在一些實施例中，3D點雲用於在未產生患者胸腔的網格重建的情況下確定患者呼吸的體積測量值（例如，3D點雲的原始輸出用於產生患者呼吸的體積測量值而非首先產生網格）。在一些實施例中，使用（3112）3D成像技術測量患者胸腔的一個或多個位置以取得患者胸腔表面的點雲。例如，3D成像技術包括例如光檢測與測距（LiDAR）的激光掃描技術。此類激光掃描技術是有益的，因為即使在患者穿著遮蔽服裝（modesty garment）時（例如，患者在進行方法3100時披上LiDAR可穿透的服裝），一些激光也可準確地測量患者胸腔的方位。

【0221】 在一些實施例中，方法3100還包含使用患者胸腔表面的點雲識別（3114）患者胸腔表面上的一個或多個解剖標誌（例如，外部可見的標誌，例如鎖骨、氣管、上橫骨、胸骨、劍突、脊柱或或幽默）。所述方法還包含根據患者胸腔表面的點雲推斷患者胸腔內的一個或多個內部解剖標誌的位置（例如，患者肺的位置）。在一些實施例中，所述方法包含產生患者的重建（例如，

產生患者的電腦模型，也稱為「虛擬患者」）。在一些實施例中，產生患者的重建包含產生患者的內部解剖結構的重建。在一些實施例中，患者的內部解剖結構的重建包含組織密度的電腦模型（例如，3D模型）。在一些實施例中，重建包含或用於確定身體內的多個位置處的吸收橫截面（例如，x射線吸收橫截面）。在一些實施例中，患者的重建用於確定x射線成像設備要遞送的x射線劑量（例如，對於每個影像）。

【0222】 所述方法包含，當患者定位於相對於x射線成像設備的第一方向時並且在取得患者呼吸的體積測量值時，基於患者呼吸的體積測量值（例如，當患者正常呼吸時，實時）確定（3116）患者的呼吸階段。在一些實施例中，患者的呼吸階段由肺的體積限定。因此，在一些實施例中，確定肺的呼吸階段包含確定肺的體積。

【0223】 在一些實施例中，執行作為方法3100的成像時段的一部分的操作3102等等。方法3100還包含在成像時段之前經歷訓練時段，在所述訓練時段期間取得關於患者正常呼吸的訊息。例如，在訓練時段期間，在患者呼吸的多個週期（例如，患者呼吸的15、20、50個週期，每個週期對應於一次呼吸）上以規律間隔取得患者呼吸的體積測量值。接著，使用來自訓練時段的體積測量值將特定體積測量值與特定呼吸階段相關聯。例如，對應於400 ml的潮氣量的體積測量值可與最大吸氣相關聯，對應於0 ml的潮氣量的體積測量值可與最大呼氣相關聯，等等。另外，關於患者呼吸的統計數據（例如，直方圖）可在訓練時段期間取得，並且用於驗證在成像期間取得的呼吸是「正常」呼吸（例如，並非過度深呼吸或其它方式的異常呼吸）。

【0224】 在成像時段期間，在一些實施例中，確定的患者的呼吸階段是（3118）未來（例如，預測的）呼吸階段。即，在一些實施例中，基於患者呼吸的體積測量值來確定患者的呼吸階段包含根據一個或多個當前及/或過去呼吸

階段預報未來呼吸階段。例如，所述預測基於呼吸階段的時間數列。在一些實施例中，根據一個或多個當前及/或過去呼吸階段預報未來呼吸階段包含產生自回歸整合移動平均（ARIMA）模型。在一些實施例中，所述預測使用來自訓練時段的數據。

【0225】 所述方法包含，根據確定患者的呼吸階段匹配預定義呼吸階段（例如，肺的體積匹配預定義肺體積），閘控（3120）x射線成像設備以產生患者肺的x射線投影（有時稱為投影影像）。在一些實施例中，x射線投影是以特定角度（例如，由患者相對於x射線成像設備的方向確定）拍攝的影像。在一些實施例中，使用單次x射線曝光取得x射線投影。在一些實施例中，所述方法包含，根據確定患者的呼吸階段不匹配預定義呼吸階段，停止閘控x射線成像設備（例如停止將患者暴露於x射線輻射）。

【0226】 在一些實施例中，所述方法包含根據患者呼吸的體積測量值來確定當前呼吸是否是不規律呼吸。所述方法還包含，根據確定當前呼吸是不規律呼吸，停止閘控（例如，維持）x射線成像設備（例如，繼續等待取得呼吸階段的x射線投影的合適呼吸）。

【0227】 在一些實施例中，預定義呼吸階段是（3122）多個預定義呼吸階段中的第一預定義呼吸階段。在一些實施例中，所述方法還包含，在取得患者呼吸的體積測量值的同時，根據確定患者的呼吸階段匹配多個預定義呼吸階段中的任一個，閘控x射線成像設備以產生患者肺的相應x射線投影。在一些實施例中，只有當通過患者呼吸的體積測量值確定的患者的呼吸階段匹配多個預定義呼吸階段中的一個時，取得（3124）患者肺的x射線投影（例如，x射線測量值），由此降低患者的x射線暴露總量。

【0228】 在一些實施例中，多個預定義呼吸階段包含（3126）患者完整呼吸週期的早期呼氣階段、晚期呼氣階段、最大呼氣階段、早期吸氣階段、晚期

吸氣階段和最大吸氣階段（例如，如參考圖14所示和描述）。在一些實施例中，針對多個預定義呼吸階段中的每一個取得x射線投影，而患者定位在相對於x射線成像設備的第一方向。

【0229】 在一些實施例中，x射線投影是（3128）第一x射線投影，並且所述方法還包含將患者重新定位到相對於x射線成像設備的第二方向（例如，通過旋轉患者或旋轉x射線成像系統）。在一些實施例中，所述方法包含，當患者定位在相對於x射線成像設備的第二方向時，以及在繼續取得患者呼吸的體積測量值時，繼續基於患者呼吸的體積測量值確定患者的呼吸階段。在一些實施例中，所述方法包含，根據確定患者的呼吸階段匹配預定義呼吸階段，閘控x射線成像設備以產生患者肺的第二x射線投影。

【0230】 在一些實施例中，所述方法還包含使用第一x射線投影和第二x射線投影（例如，如參考圖21所描述）產生對應於預定義呼吸階段的靜態影像立方體。在一些實施例中，靜態影像立方體是患者肺部體積的三維重建。在一些實施例中，針對多個預定義呼吸階段中的每一個取得x射線投影，而患者定位在相對於x射線成像設備的多個方向（包含第一方向和第二方向）中的每一方向。在一些實施例中，多個方向包含至少5個方向（例如，-45度、-22.5度、0度、-22.5度和45度）。在一些實施例中，多個方向包含多於5個方向（例如，6、7、8或更多個方向）。在一些實施例中，在患者定位在相對於x射線成像設備的多個方向（包含第一方向和第二方向）中的每一個時，除了多個預定義呼吸階段中的每個預定義呼吸階段之外，不取得x射線投影。因此，當在五個方向針對六個不同的呼吸階段取得x射線投影時，取得總共三十個x射線投影（例如，如上文所描述，閘控x射線成像設備以僅取得這些影像）。

【0231】 如本文件中其它處所描述，這三十個x射線投影可用於重建肺部如何在3D中移動的生物力學模型。在一些實施例中，使用（3130）在預定義呼

吸階段從各個角度取得的少於十個x射線投影來產生對應於預定義呼吸階段的靜態影像立方體（例如，如參考圖21所描述）。

【0232】 所屬領域的技術人員應認識到，除了由於呼吸引起的肺運動之外，方法3100還可應用於其它類型的移動。例如，在一些實施例中，一種方法包含將患者定位在相對於x射線成像設備的第一方向。所述方法還包含取得患者身體的一部分的3D測量值（例如，患者身體的該部分的位置的3D測量值）。所述方法還包含，當患者定位在相對於x射線成像設備的第一方向時，以及在取得患者身體的部分的3D測量值時：基於患者身體的所述部分的3D測量值，確定符合觸發暴露於x射線成像設備進行的輻射的觸發準則；以及根據確定符合觸發準則，閘控x射線成像設備以產生患者的x射線影像。在一些實施例中，x射線影像是患者身體的部分（例如，患者的腿、腹部、顱骨等）的影像。在一些實施例中，觸發準則包含當患者身體的部分的3D測量值指示患者身體的部分處於預定義位置（例如，相對於成像設備）時符合的準則。在一些實施例中，所述方法包含，根據確定不符合觸發準則，停止閘控x射線成像設備（例如停止將患者暴露於x射線輻射）。此外，在一些實施例中，方法3100適用於不嚴格基於x射線和其它類型的成像，例如正電子發射斷層掃描（PET）成像或MRI成像。

【0233】 另外，應理解，方法3100可應用於放射治療以及放射成像。例如，在一些實施例中，一種方法包含將患者定位在相對於放射治療源的第一方向。所述方法還包含取得患者身體的一部分的3D測量值（例如，患者身體的該部分的位置的3D測量值）。所述方法還包含，當患者相對於放射治療源定位在第一方向時，以及在取得患者身體的部分的3D測量值時：基於患者身體的所述部分的3D測量值，確定符合觸發暴露於放射治療源進行的輻射的觸發準則；以及根據確定符合觸發準則，閘控放射治療源以將患者暴露於輻射（例如將患者身體的所述部分暴露於輻射）。在一些實施例中，觸發準則包含當患者身體的部分

的3D測量值指示患者身體的部分處於預定義位置（例如，相對於成像設備）時符合的準則。在一些實施例中，所述方法包含，根據確定不符合觸發準則，停止將患者暴露於輻射。

【0234】 應理解，已經描述的圖31A到31B中的操作的特定次序僅僅是示例，並非意在指示所描述的次序是可執行所述操作的唯一次序。所屬領域的技術人員將認識到對本文所描述的操作重新排序的各種方式。另外，應注意，本文中相對於本文所描述的其它方法所描述的其它過程的細節也以類似方式適用於上文關於圖31A到31B所描述的方法3100。例如參考圖2、圖6、圖8、圖11、圖13、圖15、圖21、圖23、圖25、圖27、圖28A到28B、圖32A到32B、圖33A到33C和圖34A到34C描述此類過程。為簡潔起見，此處不對這些細節進行重複。

【0235】 圖32A到32B是示出用於在患者的呼吸階段和心臟階段一致時間間控輻射源的方法3200的流程圖。在一些實施例中，可在沒有人為干預（例如，沒有技術人員的干預）的情況下執行下文描述的任何或所有操作。在一些實施例中，方法3200通過或使用本文描述的任何設備（例如，圖1中所示的GREX成像系統100）執行。方法3200的一些操作由電腦系統執行，所述電腦系統包含一個或多個處理器和儲存指令的記憶體，所述指令在由一個或多個處理器執行時使一個或多個處理器執行方法3200的操作。任選地組合方法3200中的一些操作，及/或任選地改變一些操作的次序。

【0236】 所述方法包含將患者定位（3202）在相對於輻射源的第一方向。在一些實施例中，輻射源是（3204）x射線成像設備。在一些實施例中，輻射源是（3206）放射治療源。例如，如圖3和圖35所示，患者（例如，患者3502）定位在相對於輻射源3504（例如，x射線單元108）的第一方位。在一些實施例中，如參考操作3102（圖31A）所描述，定位患者包含移動（例如，旋轉）患者，而

在一些實施例中，定位患者包含移動（例如，旋轉）x射線設備（例如，x射線源和檢測器）。

【0237】 所述方法包含取得（3208）患者呼吸的測量值（例如，使用呼吸階段感測器）。在一些實施例中，患者呼吸的測量值是上文參考操作3104（圖31A）所描述的患者呼吸的體積測量值。在一些實施例中，患者呼吸的測量值是患者呼吸的非體積測量值（例如，患者呼吸的基於時間的測量值）。

【0238】 所述方法包含取得（3210）患者心臟功能的測量值。在一些實施例中，使用一個或多個感測器（3304）來測量患者的心臟功能。在一些實施例中，心電圖（ECG）用於測量患者的心臟功能（例如，3導聯或12導聯ECG）。在一些實施例中，所述方法包含取得提供電訊號時間數列的患者心臟功能的多個測量值，所述電訊號控制患者心臟的移動。

【0239】 返回到成像階段，所述方法包含，當患者定位在相對於輻射源的第一方向時並且當取得患者呼吸的測量值時（3212），根據患者呼吸的測量值確定（3214）患者的呼吸階段並根據患者心臟功能的測量值確定（3216）患者的心臟階段（例如實時）。例如，在一些實施例中，使用零指令集電腦（ZISC）處理器確定患者的心臟階段，如參考圖36所描述。ZISC處理器能夠在單個心搏週期或心搏週期的一部分中識別心搏週期中的預定義標誌已出現（例如，S波或T波）。

【0240】 在一些實施例中，所述方法還包含在閘控輻射源以將患者暴露於輻射（下面的操作3222）之前，從患者的多個心搏週期取得（3218）患者心臟功能的測量值。在一些實施例中，所述方法包含使用來自多個心搏週期的患者心臟功能的測量值，確定預定義心臟階段與心搏週期的預定義窗口的開始之間的平均間隔。例如，心搏週期的預定義窗口表示R波的頂部與閘控窗口的開始之間的時間。例如，在一些實施例中，執行作為方法3200的成像時段的一部分的

操作3202等等。方法3200還包含在成像時段之前經歷訓練時段，在所述訓練時段期間取得關於患者心臟功能的訊息。例如，在訓練時段期間，在多個心搏週期（例如，15、20、50個心搏週期，其中一個週期對應於心臟運動的一個完整時段，例如，從一個T波到下一T波）中以規律間隔取得患者心臟功能的ECG測量值。接著，來自訓練時段的ECG測量值用於預測成像階段期間心臟移動的靜止時段，如下文所描述。

【0241】 在一些實施例中，來自患者的多個心搏週期的測量值是（3220）所述多個心搏週期的波形測量值（例如ECG測量值），並且所述方法包含在統計上穩定地驗證所述多個心搏週期的波形測量值。

【0242】 所述方法還包含，基於確定患者的呼吸階段匹配預定義呼吸階段以及確定患者的心臟階段匹配心搏週期的預定義窗口，閘控（3222）輻射源以使患者暴露於輻射。在一些實施例中，當輻射源被閘控時，患者的肺暴露於輻射。在一些實施例中，預定義心臟窗口對應於心臟移動的靜止時段（例如，心臟移動最小的心搏週期期間的一段時間，如參考圖12所描述）。在一些實施例中，輻射源在與確定的心臟階段相同的心搏週期內被閘控。以此方式，通過基於呼吸階段和預定義心臟階段窗口的一致來閘控患者肺的暴露，在無心臟移動所致的擾動或運動的情況下將肺的精確區域（例如，肺組織的精確區域）暴露於輻射。

【0243】 在一些實施例中，輻射源是x射線成像設備。閘控輻射源以使患者暴露於輻射包括（3224）閘控x射線成像設備以產生患者肺的x射線投影。在一些實施例中，如參考圖31A到31B的方法3100所描述，可針對患者相對於x射線成像源的多個方向和多個呼吸階段而以此方式取得x射線投影。接著，這些x射線投影可用於產生肺運動的影像及/或肺的生物物理模型（例如，通過將肺組織的運動與例如應力、應變彈性等生物物理參數相關）。在一些實施例中，根據

方法3200，在預定義心臟窗口內獲取這些影像，以最小化因心臟移動所致的肺的擾動或運動。

【0244】 在一些實施例中，輻射源是放射治療源。閘控輻射源以使患者暴露於輻射包括（3226）閘控放射治療源以用治療劑量輻照患者肺部的區域。在這些情形中，重要的是盡可能多地將輻射劑量提供到病變組織（例如癌變組織），並且盡可能少地提供到健康組織。方法3200通過向病變組織遞送更準確的劑量同時最小化提供到健康組織的輻射來改進放射治療裝置。

【0245】 在一些實施例中，確定患者的心臟階段匹配心搏週期的預定義窗口包含通過實時檢測（例如使用圖36中示出的BEMP卡）預定義心臟階段並等待一定的時長來預測（3228）心搏週期的預定義窗口，所述時長對應於預定義心臟階段與心搏週期的預定義窗口的開始之間的平均間隔。例如，在一些實施例中，檢測T波的峰值，並且等待從T波到理想閘控窗口（此時對輻射源進行閘控）的平均間隔。

【0246】 應理解，已經描述的圖32A到32B中的操作的特定次序僅僅是示例，並非意在指示所描述的次序是可執行所述操作的唯一次序。所屬領域的技術人員將認識到對本文所描述的操作重新排序的各種方式。另外，應注意，本文中相對於本文所描述的其它方法所描述的其它過程的細節也以類似方式適用於上文關於圖32A到32B所描述的方法3100。例如參考圖2、圖6、圖8、圖11、圖13、圖15、圖21、圖23、圖25、圖27、圖28A到28B、圖31A到31B、圖33A到33C和圖34A到34C描述此類過程。為簡潔起見，此處不對這些細節進行重複。

【0247】 圖33A到33C是根據一些實施例的方法3300的流程圖，所述方法用於通過擬合來自配準的影像的數據來產生肺的機械屬性模型。在一些實施例中，可在沒有人為干預（例如，沒有技術人員的干預）的情況下執行下文描述的任何或所有操作。在一些實施例中，方法3300通過或使用本文描述的任何設

備（例如，圖1中所示的GREX成像系統100）執行。方法3300的一些操作由電腦系統執行，所述電腦系統包含一個或多個處理器和儲存指令的記憶體，所述指令在由一個或多個處理器執行時使一個或多個處理器執行方法3300的操作。任選地組合方法3300中的一些操作，及/或任選地改變一些操作的次序。

【0248】 所述方法包含從對應於肺的不同呼吸階段的多個x射線測量值（例如，x射線影像，也稱為x射線投影）提取（3302）肺組織的多個位移場。每個位移場表示肺組織從第一呼吸階段到第二呼吸階段的移動，並且每個呼吸階段具有對應的生物計量參數集。在一些實施例中，x射線測量值是根據方法3100及/或方法3200取得的x射線投影（也稱為x射線投影影像）。在一些實施例中，從肺組織提取位移場包含在來自第一呼吸階段的一個或多個第一x射線投影中識別肺組織的一部分，所述部分對應於在來自第二呼吸階段的一個或多個第二x射線投影中的肺組織的相同部分，並且確定肺組織的所述部分從第一呼吸階段到第二呼吸階段的位移（例如參考圖28B所描述）。在一些實施例中，使用可變形影像配準演算法來執行所述識別，如上文所論述。

【0249】 在一些實施例中，多個x射線測量值包括多個x射線影像，包含針對第一呼吸階段在x射線成像設備相對於患者的多個方向中的每個方向取得的x射線影像，由此形成對應於第一呼吸階段的多個x射線影像和對應於第二呼吸階段的多個x射線影像。在一些情況下，對應於第一呼吸階段的x射線影像中的至少一個是在不同於對應於第一呼吸階段的不同x射線影像的患者呼吸週期中取得（例如影像在相同階段期間但在不同呼吸中取得）。在一些實施例中，所述方法包含通過呼吸階段對多個x射線影像進行分組。

【0250】 在一些實施例中，所述方法包含提取多個向量場，位移場是其中的一個示例。

【0251】 在一些實施例中，一個或多個感測器用於（3304）測量患者的生物計量訊號作為時間數列的一個或多個序列，所述一個或多個感測器包含3D空間方位定位器（例如3D空間定位器300，圖3）、呼吸階段感測器和心臟階段感測器中的一個或多個。在一些實施例中，3D空間方位定位器配置成（3306）用於測量由呼吸和心跳引起的患者的實時身體移動並將它們輸出為時間數列。在一些實施例中，呼吸階段感測器配置成（3308）用於測量與患者呼吸相關的一個或多個生理度量值，包含潮氣量和其一階時間導數。在一些實施例中，心臟階段感測器配置成（3310）用於測量由患者的心臟產生的周期性和平穩的電訊號（例如，ECG訊號）。例如，心臟階段感測器測量具有對應於心跳階段的特性特徵的周期性和平穩的電訊號。

【0252】 在一些實施例中，由一個或多個感測器測量的患者的生物計量訊號用於觸發（3312）x射線單元以獲取患者在特定呼吸和心臟階段的x射線影像（例如，參考方法3200所描述）。

【0253】 在一些實施例中，x射線單元包含（3314）時鐘，並且由一個或多個感測器測量的患者的生物計量訊號與x射線單元的時鐘同步。在一些實施例中，將生物計量訊號的相應值記錄為與獲取的x射線影像相關聯。

【0254】 在一些實施例中，在訓練窗口期間測量的患者的生物計量訊號用於（3316）建構優化的呼吸預測模型，用於預測x射線單元被觸發以捕捉患者的x射線影像的所需呼吸階段。

【0255】 所述方法包含使用肺的不同呼吸階段之間的肺組織的多個位移場以及對應的生物計量參數集來計算（3318）肺的生物物理模型的一個或多個生物物理參數。在一些實施例中，計算一個或多個生物物理參數包含計算位移場的一個或多個衍生項（例如，捲曲、梯度等）。在一些實施例中，生物物理參數是生物力學參數（例如，應力、應變、彈性模量、彈性極限等）。在一些

實施例中，所述一個或多個生物物理參數限定（3320）與肺的不同呼吸階段相關聯的生物計量參數與肺組織的多個位移場之間的物理關係。在一些實施例中，與相應呼吸階段相關聯的生物計量參數集包含（3322）肺在相應呼吸階段以及對應於肺的所述相應呼吸階段的心臟階段的潮氣量和氣流。在一些實施例中，與肺的不同呼吸階段相關聯的生物計量參數與肺組織的多個位移場之間的物理關係如下限定：

$$\vec{U} - \vec{U}_0 = T_V \vec{p}_1 + A_f (\vec{p}_2 + \vec{p}_3) + H_c \vec{p}_4$$

【0256】 向量 \vec{p}_1 描述由潮氣量引起的正應力， \vec{p}_2 描述由氣流引起的正應力， \vec{p}_3 描述由氣流引起的剪應力，並且 \vec{p}_4 描述由心臟運動引發的組織運動，閉環軌跡中的任一點處的組織的位移 $(\vec{U} - \vec{U}_0)$ 表達為分別由潮氣量（ T_V ）、氣流（ A_f ）和心臟階段（ H_c ）按比例縮放的應力、應變和擾動心臟運動向量的總和。

【0257】 在一些實施例中，肺的不同呼吸階段包含（3324）患者的完整呼吸週期的早期呼氣、晚期呼氣、最大呼氣、早期吸氣、晚期吸氣和最大吸氣。

【0258】 在一些實施例中，所述方法還包含顯示生物物理參數的視覺表示。例如，圖30提供其中生物物理參數是 \vec{p}_1 與 $(\vec{p}_2 + \vec{p}_3)$ 的比的示例。在一些實施例中，顯示視覺表示包含顯示肺的影像，其中肺的影像內的位置的顏色對應於生物物理參數（例如，使用生物物理參數的彩圖顯示肺的影像）。顯示此類視覺表示通過提高診斷的準確性而改進x射線成像設備本身。例如，相比於如圖29中所示的常規射線照片，在圖30中更容易看到患者的左肺病變。

【0259】 在一些實施例中，所述方法還包含根據對應於肺的不同呼吸階段的多個x射線測量值（例如參考圖21所描述）產生（3326）對應於肺的不同呼吸階段的多個醫學影像立方體。在一些實施例中，還通過用影像分段從第一醫學影像立方體的其餘部分勾畫出肺組織，從對應於肺的不同呼吸階段的多個醫學影像立方體中提取（3328）肺組織的多個位移場，並且，對於第一醫學影像立

方體中的相應體素，使用第一醫學影像立方體與第二醫學影像之間的基於強度的結構映射來確定第一醫學影像立方體和第二醫學影像立方體中的體素之間的位移向量。還通過迭代地細化第一醫學影像立方體中的不同體素和其在第二醫學影像立方體中的對應部分的位移向量，從對應於肺的不同呼吸階段的多個醫學影像立方體中提取肺組織的多個位移場。

【0260】 在一些實施例中，方法還包括：選擇（3330）多個醫學影像立方體中的一個或多個作為參考醫學影像立方體，確定與每個參考醫學影像立方體相關聯的生物計量參數集，基於與兩個參考醫學影像立方體相關聯的兩個生物計量參數集之間的肺的生物計量測量值來選擇一個生物計量參數集，以及通過將基於肺的生物計量測量值的生物計量參數集應用於生物物理模型來模擬兩個參考醫學影像立方體之間的醫學影像立方體。

【0261】 應理解，已經描述的圖33A到33C中的操作的特定次序僅僅是示例，並非意在指示所描述的次序是可執行所述操作的唯一次序。所屬領域的技術人員將認識到對本文所描述的操作重新排序的各種方式。另外，應注意，本文中相對於本文所描述的其它方法所描述的其它過程的細節也以類似方式適用於上文關於圖32A到32B所描述的方法3100。例如參考圖2、圖6、圖8、圖11、圖13、圖15、圖21、圖23、圖25、圖27、圖28A到28B、圖31A到31B、圖32A到32B和圖34A到34C描述此類過程。為簡潔起見，此處不對這些細節進行重複。

【0262】 圖34A到34C是示出用於根據患者的2D x射線影像產生3D x射線影像立方體影片的方法3400的流程圖。在一些實施例中，可在沒有人為干預（例如，沒有技術人員的干預）的情況下執行下文描述的任何或所有操作。在一些實施例中，方法3300通過或使用本文描述的任何設備（例如，圖1中所示的GREX成像系統100）執行。方法3400的一些操作由電腦系統執行，所述電腦系統包含一個或多個處理器和儲存指令的記憶體，所述指令在由一個或多個處理器執行

時使一個或多個處理器執行方法3300的操作。任選地組合方法3400中的一些操作，及/或任選地改變一些操作的次序。

【0263】 在一些實施例中，一個或多個感測器用於（3402）測量患者的生物計量訊號作為時間數列的一個或多個序列，所述一個或多個感測器包含3D空間方位定位器、呼吸階段感測器和心臟階段感測器中的一個或多個（例如，如上文參考方法3100和方法3200所描述）。

【0264】 在一些實施例中，所述方法還包括：使用一個或多個心臟階段感測器測量值來識別（3406）心臟階段閘控窗口，使用一個或多個呼吸階段感測器測量值來預測呼吸階段，識別心臟階段閘控窗口與預測的呼吸階段之間的一致性以用於產生x射線成像脈衝，以及利用呼吸階段、心臟階段和3D空間方位定位器測量值來標記對應於x射線成像脈衝的x射線影像（例如，如上文參考方法3200所描述）。

【0265】 在一些實施例中，3D空間方位定位器配置成（3408）用於測量由呼吸和心跳引起的患者的實時身體移動，並將它們輸出為時間數列（例如，如上文參考方法3100和方法3200所描述）。

【0266】 在一些實施例中，呼吸階段感測器配置成（3410）用於測量與患者呼吸相關的一個或多個生理度量值，包含潮氣量和其一階時間導數。例如，潮氣量的速率隨時間或氣流而變化。

【0267】 在一些實施例中，心臟階段感測器配置成（3412）用於測量由患者的心臟產生的周期性和平穩的電訊號，其具有對應於心臟階段的特性特徵。

【0268】 在一些實施例中，在與x射線單元的時鐘同步之後，兩個不同濾波器用於（3414）從患者的生物計量訊號中去除訊號漂移和噪聲。

【0269】 在一些實施例中，由一個或多個感測器測量的患者的生物計量訊號用於（3416）觸發x射線單元獲取患者在特定呼吸和心臟階段的x射線影像。

【0270】 在一些實施例中，x射線單元包含（3418）時鐘。由一個或多個感測器測量的患者的生物計量訊號與x射線單元的時鐘同步，並且將生物計量訊號的相應值記錄為與獲取的x射線影像相關聯。

【0271】 在一些實施例中，在捕捉患者的任何x射線影像之前的訓練窗口（例如，訓練時段）期間測量（3422）患者的生物計量訊號，並且在訓練窗口期間測量的患者的生物計量訊號包含患者的多個完整呼吸週期（例如，如上文參考方法3100和方法3200所描述）。

【0272】 在一些實施例中，使用在訓練窗口期間測量的患者的生物計量訊號來識別（3424）完整呼吸週期內的多個潮氣量百分位數，每個潮氣量百分位數對應於不同呼吸階段中的一個呼吸階段。

【0273】 在一些實施例中，在訓練窗口期間測量的患者的生物計量訊號用於（3426）建構優化的呼吸預測模型，以用於預測x射線單元被觸發以捕捉患者的x射線影像的所需呼吸階段。

【0274】 在一些實施例中，優化的呼吸預測模型（3428）基於自回歸整合移動平均（ARIMA）模型。

【0275】 在一些實施例中，用於捕捉患者的x射線影像的所需呼吸階段配置成（3430）與心臟閘控窗口一致，心臟引發的肺部運動在所述心臟閘控窗口期間緩慢變化。

【0276】 在一些實施例中，基於心電圖（ECG）訊號中的T波和P波的位置來選擇（3432）心臟閘控窗口，使得心臟引發的肺部運動緩慢變化。

【0277】 所述方法包含將在不同投影角度捕捉的肺的第一多組x射線影像轉換（3434）成對應於不同呼吸階段的肺的第二多組x射線影像。

【0278】 在一些實施例中，將在不同投影角度捕捉的肺的第一多組x射線影像轉換成對應於不同呼吸階段的肺的第二多組x射線影像還包括（3436）在不

同投影角度捕捉肺的第一多組x射線影像。第一多組x射線影像中的每一組對應於肺在特定投影角度下的不同呼吸階段。在一些實施例中，將在不同投影角度捕捉的肺的第一多組x射線影像轉換成對應於不同呼吸階段的肺的第二多組x射線影像還包括根據肺的第一多組x射線影像的相關聯呼吸階段將肺的第一多組x射線影像重新組織成肺的第二多組x射線影像。第二多組x射線影像中的每一組對應於肺的相應呼吸階段。

【0279】 在一些實施例中，任何特定組內的x射線影像進行（3438）幾何分辨並且在時間上是獨立的。

【0280】 在一些實施例中，肺的不同呼吸階段對應於（3440）肺的移動的不同潮氣量百分位數。

【0281】 在一些實施例中，肺的不同呼吸階段包含（3442）患者的完整呼吸週期的早期呼氣、晚期呼氣、最大呼氣、早期吸氣、晚期吸氣和最大吸氣。

【0282】 在一些實施例中，在不同投影角度捕捉的肺的多個x射線影像都對應於（3444）相同的呼吸階段。

【0283】 在一些實施例中，在特定投影角度從至少兩個呼吸週期採集（3446）肺的不同呼吸階段。

【0284】 所述方法包含使用反投影在相應呼吸階段根據第二多組x射線影像中的每一組產生（3448）靜態影像立方體。

【0285】 所述方法包含通過時間內插法將對應於肺的不同呼吸階段的靜態影像立方體組合（3450）成3D x射線影像立方體影片。

【0286】 應理解，已經描述的圖34A到34C中的操作的特定次序僅僅是示例，並非意在指示所描述的次序是可執行所述操作的唯一次序。所屬領域的技術人員將認識到對本文所描述的操作重新排序的各種方式。另外，應注意，本文中相對於本文所描述的其它方法所描述的其它過程的細節也以類似方式適用

於上文關於圖34A到34C所描述的方法3100。例如參考圖2、圖6、圖8、圖11、圖13、圖15、圖21、圖23、圖25、圖27、圖28A到28B、圖31A到31B、圖32A到32B和圖33A到33C描述此類過程。為簡潔起見，此處不對這些細節進行重複。

【0287】 圖35描繪根據一些實施例的用於支撐患者3502的示範性患者定位固定裝置（PPF）3501（例如，轉椅）。在一些實施例中，PPF 3501旋轉（例如，沿著旋轉3503）以將患者2502定位在相對於輻射源3504（例如，x射線成像系統或放射治療系統）的多個角度（例如，方向）。例如，PPF以使患者移動到所需位置的方式移動（例如，患者不需要獨立移動），使得輻射裝置3504能夠以各種角度捕捉患者的x射線影像。在一些實施例中，患者3502旋轉（例如，沿著旋轉3502）以在不旋轉PPF 3501的情況下實現所述多個角度。在一些實施例中，PPF 3501及/或患者3205自動旋轉及/或移動（例如，使用電機）到所需位置。在一些實施例中，技術人員旋轉及/或移動患者3502。在一些實施例中，平板檢測器單元3505相對於輻射裝置3504定位在患者後方。

【0288】 在一些實施例中，一個或多個相機3506-1到3506-m用於檢測圍繞PPF 3501的預定義區域（例如，房間）內的對象。例如，相機3506捕捉對像在PPF 3501在預定義區域中移動（並在其內旋轉）時是否將碰撞PPF 3501。在一些實施方案中，提供一種用於PPF 3501（與患者3502）之間的防撞方法。

【0289】 在一些實施例中，一個或多個3D成像感測器（例如，LIDAR感測器或結構光感測器）用於幾何監測患者3502的呼吸，如參考方法3100所描述。

【0290】 圖36描繪示範性生物事件監測過程（BEMP）卡3600。BEMP卡3600包含可編程模擬濾波器3604；可編程的類比轉數位轉換器（ADC）/數位訊號處理器（DSP）3605；以及零指令集電腦（ZISC）處理器3606。BEMP卡3600接收包括患者的生物計量訊號的模擬輸入訊號3602。在一些實施例中，模擬輸入3602包括ECG訊號。在一些實施例中，模擬輸入是3導聯ECG訊號或12導聯

ECG訊號。ZISC處理器3606實時檢測模擬輸入中的預定義模式。例如，ZISC處理器3606檢測ECG訊號中的R波以預測何時將是患者的心搏週期的下一靜止時段（例如，在TP間隔中）。在一些實施例中，ZISC處理器3606輸出可用於觸發輻射源（例如，x射線成像系統或放射治療系統）的ZISC 4位加權輸出。在一些實施例中，從外部源（例如輻射源）提供用於BEMP卡3600的時鐘訊號3603，使得BEMP卡3600可與輻射源同步。

【0291】 在整個後處理軟體106章節中論述的計算技術在計算上是資源密集型的。許多社區醫院和小診所無權訪問建立影像、計算生物力學模型以及為最終用戶提供快速、流暢體驗的結果所必要的電腦硬體。後處理軟體106的功能在雲中執行，使得最終用戶能夠訪問處理控制台、辦公桌面或工作筆記本電腦上的後處理軟體106的強大可視化工具。

【0292】 貫穿本說明書對「實施例」、「一些實施例」、「一個實施例」、「另一示例」、「示例」、「特定示例」或「一些示例」的引用意指結合所述實施例或示例描述的特定特徵、結構、材料或特性包含在本公開的至少一個實施例或示例中。因此，例如「在一些實施例中」、「在一個實施例中」、「在實施例中」、「在另一示例中」、「在示例中」、「在特定示例中」或「在一些示例中」等短語在整個說明書中各種位置的出現未必是指本公開的相同實施例或示例。此外，特定特徵、結構、材料或特性可在一個或多個實施例或示例中以任何合適的方式組合。

【0293】 儘管已示出和描述了解釋性實施例，但所屬領域的技術人員應了解，上述實施例不能被解釋為限制本公開，並且可以在不脫離本公開的精神、原理和範圍的情況下在實施例中進行變化、替代和修改。

【符號說明】

- 【0294】 100 GREX成像系統
- 102 硬體盒
- 104 獲取軟體
- 106 後處理軟體
- 108 x射線單元
- 110 呼吸階段感測器
- 112 心臟階段感測器
- 114 同步模組
- 116 訊號處理模組
- 118 邏輯演算法
- 120 觸發產生模組
- 200 GREX影像獲取過程
- 300 3D空間定位器
- 302a、302b、302c 相機
- 304 檢測器面板
- 600 同步過程
- 800 漂移和訊號噪聲去除過程
- 1100 呼吸階段預測過程
- 1300 GREX過程
- 1500 影像獲取觸發過程
- 1700a、1700b、1700c 方位

- 1702a、1702b、1702c 方位
- 2300 影像濾波過程
- 2500 生物力學模型的組成部分的操作
- 2700 多分辨率3D光流演算法
- 2800 建立影像流程圖
- 3100 對患者肺進行成像的方法
- 3200 閘控輻射源的方法
- 3300 方法
- 3400 產生3D x射線影像立方體影片的方法
- 3501 患者定位固定裝置 (PPF)
- 3502 患者
- 3503 旋轉
- 3504 輻射源
- 3505 平板檢測器單元
- 3506-1~3506-m 相機
- 3600 生物事件監測過程 (BEMP) 卡
- 3602 模擬輸入訊號
- 3603 時鐘訊號
- 3604 可編程模擬濾波器
- 3605 可編程的ADC/DSP
- 3606 零指令集電腦 (ZISC) 處理器
- 3608 核心處理器

【發明申請專利範圍】

【第1項】 一種對一患者的肺進行成像的方法，包括：

將所述患者定位在相對於一x射線成像設備的一第一方向；

取得所述患者的呼吸的一體積測量值；

在所述患者定位在相對於所述x射線成像設備的所述第一方向時，以及在取得所述患者的呼吸的所述體積測量值時：

基於所述患者的呼吸的所述體積測量值來確定所述患者的一呼吸階段；以及

根據確定所述患者的所述呼吸階段匹配一預定義呼吸階段，閘控所述x射線成像設備以產生所述患者的肺的一x射線投影。

【第2項】 根據申請專利範圍第1項所述的方法，其中：

所述預定義呼吸階段是多個預定義呼吸階段中的一第一預定義呼吸階段；

且

所述方法還包含：

在取得所述患者的呼吸的所述體積測量值時，根據確定所述患者的所述呼吸階段匹配所述多個預定義呼吸階段中的任一個，閘控所述x射線成像設備以產生所述患者的肺的一相應x射線投影。

【第3項】 根據申請專利範圍第2項所述的方法，其中只有當通過所述患者的呼吸的所述體積測量值而確定的所述患者的所述呼吸階段匹配所述多個預定義呼吸階段中的一個預定義呼吸階段時，才取得所述患者的肺的x射線投影。

【第4項】 根據申請專利範圍第2項或第3項所述的方法，其中所述多個預定義呼吸階段包含所述患者的一完整呼吸週期中之一早期呼氣階段、一晚期呼氣階段、一最大呼氣階段、一早期吸氣階段、一晚期吸氣階段和一最大吸氣階段。

【第5項】 根據申請專利範圍第1項至第4項中任一項所述的方法，其中：

所述x射線投影是一第一x射線投影；且

所述方法還包含：

將所述患者重新定位成相對於所述x射線成像設備的一第二方向；

在所述患者被定位在相對於所述x射線成像設備的所述第二方向時，以及在繼續取得所述患者的呼吸的所述體積測量值時：

繼續基於所述患者的呼吸的所述體積測量值來確定所述患者的呼吸階段；以及

根據確定所述患者的所述呼吸階段匹配所述預定義呼吸階段，閘控所述x射線成像設備以產生所述患者的肺的一第二x射線投影；

使用所述第一x射線投影和所述第二x射線投影產生對應於所述預定義呼吸階段的一靜態影像立方體。

【第6項】 根據申請專利範圍第5項所述的方法，其中使用在所述預定義呼吸階段從各種角度取得的少於十個x射線投影來產生對應於所述預定義呼吸階段的所述靜態影像立方體。

【第7項】 根據申請專利範圍第1項至第6項中任一項所述的方法，其中所述患者的呼吸的所述體積測量值包含所述患者的胸腔上升的一測量值。

【第8項】 根據申請專利範圍第1項至第6項中任一項所述的方法，其中所述患者的呼吸的所述體積測量值是使用由三維（3D）掃描儀、肺活量計和腹帶所組成之群組中的一個或多個體積呼吸階段感測器來取得。

【第9項】 根據申請專利範圍第1項至第8項中任一項所述的方法，還包含建立所述患者的胸腔的一表面的一點雲，其中所述患者的呼吸的所述體積測量值是根據所述患者的胸腔的所述表面的所述點雲而確定。

【第10項】 根據申請專利範圍第9項所述的方法，其中係使用3D成像技術測量所述患者胸腔的一個或多個位置來取得所述患者胸腔的所述表面的所述點雲。

【第11項】 根據申請專利範圍第10項所述的方法，還包含：

使用所述患者胸腔的所述表面的所述點雲來識別所述患者的胸腔的所述表面上的一個或多個解剖標誌；以及

根據所述患者的胸腔的所述表面的所述點雲推斷所述患者的胸腔內的一個或多個內部解剖標誌的位置。

【第12項】 根據申請專利範圍第1項至第11項任一項所述的方法，其中：

所述患者的所述呼吸階段是一未來呼吸階段；

所述基於所述患者呼吸的所述體積測量值來確定所述患者的呼吸階段係包含根據一個或多個當前及/或過去呼吸階段預報所述未來呼吸階段。

【第13項】 一種系統，包括：

一x射線設備；

一個或多個處理器；以及

儲存指令的記憶體，所述指令在由所述一個或多個處理器執行時使所述一個或多個處理器執行一組操作，所述操作包含：

將一患者定位在相對於所述x射線成像設備的一第一方向；

取得所述患者的呼吸的一體積測量值；

在所述患者被定位在相對於所述x射線成像設備的所述第一方向時，以及在取得所述患者的呼吸的所述體積測量值時：

基於所述患者的呼吸的所述體積測量值來確定所述患者的呼吸階段；以及

根據確定所述患者的所述呼吸階段匹配一預定義呼吸階段，閘控所述x射線成像設備以產生所述患者的肺的一x射線投影。

【第14項】 一種系統，包括：

一x射線設備；

一個或多個處理器；以及

儲存指令的記憶體，所述指令在由所述一個或多個處理器執行時使所述一個或多個處理器執行如申請專利範圍第1項至第12項任一項所述的方法。

【第15項】 一種非暫態電腦可讀取儲存媒介，其儲存有指令，所述指令在由包含一x射線設備和一個或多個處理器的系統執行時係使所述一個或多個處理器執行一組操作，所述操作包含：

將一患者定位在相對於所述x射線成像設備的一第一方向；

取得所述患者的呼吸的一體積測量值；

在所述患者被定位在相對於所述x射線成像設備的所述第一方向時，以及在取得所述患者呼吸的所述體積測量值時：

基於所述患者的呼吸的所述體積測量值來確定所述患者的呼吸階段；

以及

根據確定所述患者的所述呼吸階段匹配一預定義呼吸階段，閘控所述x射線成像設備以產生所述患者的肺的一x射線投影。

【第16項】 一種非暫態電腦可讀取儲存媒介，其儲存有指令，所述指令在由包含一x射線設備和一個或多個處理器的系統執行時係使所述一個或多個處理器執行如申請專利範圍第1項至第12項中任一項所述的方法。

【第17項】 一種方法，包括：

將一患者定位在相對於一輻射源的一第一方向；

取得所述患者的呼吸的一測量值；

取得所述患者的心臟功能的一測量值；

在所述患者被定位在相對於所述輻射源的所述第一方向時以及在取得所述患者的呼吸的所述測量值時：

根據所述患者的呼吸的所述測量值來確定所述患者的呼吸階段；

根據所述患者的心臟功能的所述測量值來確定所述患者的心臟階段；

以及

基於以下方面來閘控所述輻射源以將所述患者暴露於輻射：

確定所述患者的所述呼吸階段匹配一預定義呼吸階段；以及

確定所述患者的所述心臟階段匹配一心搏週期的一預定義窗口。

【第18項】 根據申請專利範圍第17項所述的方法，其中：

所述輻射源是一x射線成像設備；以及

閘控所述輻射源以將所述患者暴露於輻射係包括閘控所述x射線成像設備以產生所述患者的肺的一x射線投影。

【第19項】 根據申請專利範圍第17項所述的方法，其中：

所述輻射源是一放射治療源；且

閘控所述輻射源以將所述患者暴露於輻射係包括閘控所述放射治療源以用一治療劑量輻照所述患者的肺的一區域。

【第20項】 根據申請專利範圍第17項至第19項中任一項所述的方法，還包含：

在閘控所述輻射源以將所述患者暴露於輻射之前：

從所述患者的多個心搏週期取得所述患者的心臟功能的測量值；

使用來自所述多個心搏週期的所述患者的心臟功能的測量值，確定一預定義心臟階段與所述心搏週期的所述預定義窗口的開始之間的一平均間隔；

其中確定所述患者的所述心臟階段匹配所述心搏週期的所述預定義窗口係包含通過以下方式來預測所述心搏週期的所述預定義窗口：

實時檢測所述預定義心臟階段；以及

等待一定時長，所述時長對應於所述預定義心臟階段與所述心搏週期的所述預定義窗口的所述開始之間的所述平均間隔。

【第21項】 根據申請專利範圍第20項所述的方法，其中：

來自所述患者的所述多個心搏週期的所述測量值是所述多個心搏週期的波形測量值；且

所述方法包含：

在統計上穩定地驗證所述多個心搏週期的所述波形測量值。

【第22項】 根據申請專利範圍第17項至第21項中任一項所述的方法，其中所述心搏週期的所述預定義窗口是所述心搏週期的一靜止窗口。

【第23項】 一種系統，包括：

一輻射源；

一個或多個處理器；以及

儲存指令的記憶體，所述指令在由所述一個或多個處理器執行時使係所述一個或多個處理器執行一組操作，所述操作包含：

將一患者定位在相對於所述輻射源的一第一方向；

取得所述患者的呼吸的一測量值；

取得所述患者的心臟功能的一測量值；

在所述患者被定位在相對於所述輻射源的所述第一方向時以及在取得所述患者的呼吸的所述測量值時：

根據所述患者的呼吸的所述測量值來確定所述患者的一呼吸階段；

根據所述患者的心臟功能的所述測量值來確定所述患者的一心臟階段；以及

基於以下方面來閘控所述輻射源以將所述患者暴露於輻射：

確定所述患者的所述呼吸階段匹配一預定義呼吸階段；以及

確定所述患者的所述心臟階段匹配一心搏週期的一預定義窗口。

【第24項】 一種系統，包括：

一輻射源；

一個或多個處理器；以及

儲存指令的記憶體，所述指令在由所述一個或多個處理器執行時係使所述一個或多個處理器執行如申請專利範圍第17項至第22項中任一項所述的方法。

【第25項】 一種非暫態電腦可讀取儲存媒介，其儲存有指令，所述指令在由包含一x射線設備和一個或多個處理器的系統執行時係使所述一個或多個處理器執行一組操作，所述操作包含：

將一患者定位在相對於一輻射源的一第一方向；

取得所述患者的呼吸的一測量值；

取得所述患者的心臟功能的一測量值；

在所述患者被定位在相對於所述輻射源的所述第一方向時以及在取得所述患者呼吸的所述測量值時：

根據所述患者的呼吸的所述測量值來確定所述患者的一呼吸階段；

根據所述患者的心臟功能的所述測量值來確定所述患者的一心臟階段；

基於以下方面來閘控所述輻射源以將所述患者暴露於輻射：

確定所述患者的所述呼吸階段匹配一預定義呼吸階段；以及

確定所述患者的所述心臟階段匹配一心搏週期的一預定義窗口。

【第26項】 一種非暫態電腦可讀取儲存媒介，其儲存有指令，所述指令在由包含一x射線設備和一個或多個處理器的系統執行時係使所述一個或多個處理器執行如申請專利範圍第17項至第22項中任一項所述的方法。

【第27項】 一種根據對應於一患者的肺的不同呼吸階段的多個x射線測量值來確定所述肺的一生物物理模型的方法，所述方法包括：

從對應於所述肺的不同呼吸階段的所述多個x射線測量值中提取肺組織的多個位移場，其中每個位移場表示所述肺組織從一第一呼吸階段到一第二呼吸階段的移動，並且每個呼吸階段具有一對應的生物計量參數集；以及

使用所述肺的不同呼吸階段之間的所述肺組織的所述多個位移場以及所述對應的生物計量參數集來計算所述肺的一生物物理模型的一個或多個生物物理參數。

【第28項】 根據申請專利範圍第27項所述的方法，其中所述一個或多個生物物理參數限定與所述肺的所述不同呼吸階段相關聯的所述生物計量參數與所述肺組織的所述多個位移場之間的一物理關係。

【第29項】 根據申請專利範圍第28項所述的方法，其中與所述肺的所述不同呼吸階段相關聯的所述生物計量參數與所述肺組織的所述多個位移場之間的所述物理關係如下限定：

$$\vec{U} - \vec{U}_0 = T_V \vec{p}_1 + A_f (\vec{p}_2 + \vec{p}_3) + H_c \vec{p}_4$$

其中向量 \vec{p}_1 描述由潮氣量引起的正應力， \vec{p}_2 描述由氣流引起的正應力， \vec{p}_3 描述由氣流引起的剪應力，並且 \vec{p}_4 描述由心臟運動引發的組織運動，閉環軌跡中的任一點處的組織的位移 $(\vec{U} - \vec{U}_0)$ 表達為分別由潮氣量（ T_V ）、氣流（ A_f ）和心臟階段（ H_c ）按比例縮放的應力、應變和擾動心臟運動向量的總和。

【第30項】 根據申請專利範圍第27項至第29項中任一項所述的方法，還包含：

根據對應於所述肺的所述不同呼吸階段的所述多個x射線測量值產生對應於所述肺的所述不同呼吸階段的多個醫學影像立方體；

其中還通過以下方式來從對應於所述肺的不同呼吸階段的所述多個醫學影像立方體中提取肺組織的所述多個位移場：

通過影像分段從一第一醫學影像立方體的一其餘部分勾畫出所述肺組織；

對於所述第一醫學影像立方體中的一相應體素，使用所述第一醫學影像立方體與一第二醫學影像立方體之間的基於強度的結構映射來確定所述第一醫學影像立方體和所述第二醫學影像立方體中的所述體素之間的一位移向量，

迭代地細化所述第一醫學影像立方體中的不同體素和其在所述第二醫學影像立方體中的對應部分的所述位移向量。

【第31項】 根據申請專利範圍第27項至第30項中任一項所述的方法，其中與一相應呼吸階段相關聯的所述生物計量參數集係包含所述肺在所述相應呼吸階段以及對應於所述肺的所述相應呼吸階段的心臟階段的一潮氣量和一氣流。

【第32項】 根據申請專利範圍第27項至第31項中任一項所述的方法，還包括：

根據對應於所述肺的不同呼吸階段的所述多個x射線測量值產生對應於所述肺的不同呼吸階段的多個醫學影像立方體；

選擇所述多個醫學影像立方體中的一個或多個作為參考醫學影像立方體；

確定與每個參考醫學影像立方體相關聯的一生物計量參數集；

基於與兩個參考醫學影像立方體相關聯的兩個生物計量參數集之間的所述肺的生物計量測量值來選擇一生物計量參數集；以及

通過將基於所述肺的生物計量測量值的所述生物計量參數集應用於所述生物物理模型來模擬所述兩個參考醫學影像立方體之間的一醫學影像立方體。

【第33項】 根據申請專利範圍第27至32項中任一項所述的方法，其中所述肺的所述不同呼吸階段包含所述患者的一完整呼吸週期中的早期呼氣、晚期呼氣、最大呼氣、早期吸氣、晚期吸氣和最大吸氣。

【第34項】 根據申請專利範圍第27項至第33項中任一項所述的方法，其中一個或多個感測器係用於測量所述患者的生物計量訊號作為時間數列的一個或多個序列，所述一個或多個感測器包含一3D空間方位定位器、一呼吸階段感測器和一心臟階段感測器中的一個或多個。

【第35項】 根據申請專利範圍第34項所述的方法，其中所述3D空間方位定位器配置成用於測量由呼吸和心跳引起的所述患者的實時身體移動並將它們輸出為時間數列。

【第36項】 根據申請專利範圍第34項或第35項所述的方法，其中所述呼吸階段感測器配置成用於測量與所述患者的呼吸相關的一個或多個生理度量值，包含潮氣量及其一階時間導數。

【第37項】 根據申請專利範圍第34項至第36項中任一項所述的方法，其中所述心臟階段感測器配置成用於測量由所述患者的心臟產生的周期性和平穩的電訊號。

【第38項】 根據申請專利範圍第34項至第37項中任一項所述的方法，其中由所述一個或多個感測器測量的所述患者的所述生物計量訊號用於觸發一x射線單元以獲取所述患者在一特定呼吸和心臟階段的一x射線影像。

【第39項】 根據申請專利範圍第38項所述的方法，其中：
所述x射線單元包含一時鐘；

由所述一個或多個感測器測量的所述患者的所述生物計量訊號與所述x射線單元的時鐘同步；且

將所述生物計量訊號的相應值記錄為與獲取的所述x射線影像相關聯。

【第40項】 根據申請專利範圍第39項所述的方法，其中在一訓練窗口期間測量的所述患者的所述生物計量訊號係用於建構一優化的呼吸預測模型，以用於預測所述x射線單元被觸發以捕捉所述患者的x射線影像的一所需呼吸階段。

【第41項】 一種用於根據對應於一患者的肺的不同呼吸階段的多個x射線測量值來確定所述肺的一生物物理模型的系統，其包括：

一個或多個處理器；以及

儲存指令的記憶體，所述指令在由所述一個或多個處理器執行時使所述一個或多個處理器執行一組操作，所述操作包含：

從對應於所述肺的不同呼吸階段的所述多個x射線測量值中提取肺組織的多個位移場，其中每個位移場表示所述肺組織從一第一呼吸階段到一第二呼吸階段的移動，並且每個呼吸階段具有一對應的生物計量參數集；以及

使用所述肺的不同呼吸階段之間的所述肺組織的所述多個位移場以及所述對應的生物計量參數集來計算所述肺的一生物物理模型的一個或多個生物物理參數。

【第42項】 一種用於根據對應於一患者的肺的不同呼吸階段的多個x射線測量值來確定所述肺的一生物物理模型的系統，其包括：

一個或多個處理器；以及

儲存指令的記憶體，所述指令在由所述一個或多個處理器執行時使所述一個或多個處理器執行如申請專利範圍第27項至第40項中任一項所述的方法。

【第43項】一種非暫態電腦可讀取儲存媒介，其儲存有指令，所述指令在由包含一個或多個處理器的系統執行時係使所述一個或多個處理器執行一組操作，所述操作包含：

從對應於所述肺的不同呼吸階段的多個x射線測量值中提取肺組織的多個位移場，其中每個位移場表示所述肺組織從一第一呼吸階段到一第二呼吸階段的移動，並且每個呼吸階段具有一對應的生物計量參數集；以及

使用所述肺的不同呼吸階段之間的所述肺組織的所述多個位移場以及所述對應的生物計量參數集來計算所述肺的一生物物理模型的一個或多個生物物理參數。

【第44項】一種非暫態電腦可讀取儲存媒介，其儲存有指令，所述指令在由包含一個或多個處理器的系統執行時使所述一個或多個處理器執行如申請專利範圍第27項至第40項中任一項所述的方法。

【第45項】一種從一患者的2D x射線影像產生一3D x射線影像立方體影片的方法，其包括：

將在不同投影角度捕捉的肺的第一多組x射線影像轉換成對應於不同呼吸階段的所述肺的第二多組x射線影像；

使用反投影在一相應呼吸階段從所述第二多組x射線影像中的每一組產生一靜態影像立方體；以及

通過時間內插法將對應於所述肺的所述不同呼吸階段的所述靜態影像立方體組合成一3D x射線影像立方體影片。

【第46項】根據申請專利範圍第45項所述的方法，其中所述將在不同投影角度捕捉的肺的第一多組x射線影像轉換成對應於不同呼吸階段的所述肺的第二多組x射線影像還包括：

在不同投影角度捕捉所述肺的所述第一多組x射線影像，其中所述第一多組x射線影像中的每一組對應於所述肺在一特定投影角度下的所述不同呼吸階段，以及

藉由所述肺的所述第一多組x射線影像的相關聯呼吸階段將所述肺的所述第一多組x射線影像重新組織成所述肺的所述第二多組x射線影像，其中所述第二多組x射線影像中的每一組對應於所述肺的一相應呼吸階段。

【第47項】 根據申請專利範圍第45項或第46項任一項所述的方法，其中在任何特定組內的所述x射線影像係經幾何分辨並且在時間上是獨立的。

【第48項】 根據申請專利範圍第45項至第47項中任一項所述的方法，其中所述肺的所述不同呼吸階段係對應於所述肺的移動的不同潮氣量百分位數。

【第49項】 根據申請專利範圍第45項至第48項中任一項所述的方法，其中所述肺的所述不同呼吸階段包含所述患者的一完整呼吸週期中的早期呼氣、晚期呼氣、最大呼氣、早期吸氣、晚期吸氣和最大吸氣。

【第50項】 根據申請專利範圍第45項至第49項中任一項所述的方法，其中在不同投影角度捕捉的所述肺的所述多個x射線影像都對應於相同的呼吸階段。

【第51項】 根據申請專利範圍第45項至第50項中任一項所述的方法，其中一個或多個感測器係用於測量所述患者的生物計量訊號作為時間數列的一個或多個序列，所述一個或多個感測器包含一3D空間方位定位器、一呼吸階段感測器和一心臟階段感測器中的一個或多個。

【第52項】 根據申請專利範圍第51項所述的方法，還包括：

使用一個或多個心臟階段感測器測量值來識別一心臟階段閘控窗口；

使用一個或多個呼吸階段感測器測量值來預測一呼吸階段；

識別所述心臟階段閘控窗口與所述預測呼吸階段之間的一致性以用於產生一x射線成像脈衝；以及

利用所述呼吸階段、所述心臟階段和3D空間方位定位器測量值來標記對應於所述x射線成像脈衝的一x射線影像。

【第53項】 根據申請專利範圍第51項或第52項所述的方法，其中所述3D空間方位定位器配置成用於測量由呼吸和心跳引起的所述患者的實時身體移動並將它們輸出為時間數列。

【第54項】 根據申請專利範圍第51項至第53項中任一項所述的方法，其中所述呼吸階段感測器配置成用於測量與所述患者的呼吸相關的一個或多個生理度量值，包含潮氣量及其一階時間導數。

【第55項】 根據申請專利範圍第51項至第54項中任一項所述的方法，其中所述心臟階段感測器配置成用於測量由所述患者的心臟產生的周期性和平穩的電訊號，其具有對應於所述心臟階段的特性特徵。

【第56項】 根據申請專利範圍第51項至第55項中任一項所述的方法，其中在與一x射線單元的時鐘同步之後，兩個不同濾波器係用於從所述患者的生物計量訊號中去除訊號漂移和噪聲。

【第57項】 根據申請專利範圍第51項至第56項中任一項所述的方法，其中由所述一個或多個感測器測量的所述患者的所述生物計量訊號用於觸發一x射線單元以獲取所述患者在一特定呼吸和心臟階段的一x射線影像。

【第58項】 根據申請專利範圍第57項所述的方法，其中：

所述x射線單元包含一時鐘；

由所述一個或多個感測器測量的所述患者的所述生物計量訊號與所述x射線單元的時鐘同步；以及

將所述生物計量訊號的所述相應值記錄為與獲取的所述x射線影像相關聯。

【第59項】 根據申請專利範圍第51項至第58項中任一項所述的方法，其中在捕捉所述患者的任何x射線影像之前的一訓練窗口期間測量所述患者的所述生

物計量訊號，並且在所述訓練窗口期間測量的所述患者的所述生物計量訊號包含所述患者的多個完整呼吸週期。

【第60項】 根據申請專利範圍第59項所述的方法，其中使用在所述訓練窗口期間測量的所述患者的所述生物計量訊號來識別一完整呼吸週期內的多個潮氣量百分位數，每個潮氣量百分位數係對應於所述不同呼吸階段中的一個呼吸階段。

【第61項】 根據申請專利範圍第59項或第60項所述的方法，其中在所述訓練窗口期間測量的所述患者的所述生物計量訊號用於建構一優化的呼吸預測模型，以用於預測一x射線單元被觸發以捕捉所述患者的一x射線影像的一所需呼吸階段。

【第62項】 根據申請專利範圍第61項所述的方法，其中所述優化的呼吸預測模型係基於一自回歸整合移動平均（ARIMA）模型。

【第63項】 根據申請專利範圍第61項或第62項所述的方法，其中用於捕捉所述患者的所述x射線影像的所述所需呼吸階段配置成與一心臟閘控窗口一致，心臟引發的肺部運動係在所述心臟閘控窗口期間緩慢變化。

【第64項】 根據申請專利範圍第63項所述的方法，其中所述心臟閘控窗口係基於心電圖（ECG）訊號中的T波和P波的位置來加以選擇，使得所述心臟引發的肺部運動緩慢變化。

【第65項】 根據申請專利範圍第45項至第64項中任一項所述的方法，其中在一特定投影角度從至少兩個呼吸週期採集所述肺的所述不同呼吸階段。

【第66項】 一種用於根據對應於一患者的肺的不同呼吸階段的多個x射線測量值來確定所述肺的一生物物理模型的系統，其包括：

一個或多個處理器；以及

儲存指令的記憶體，所述指令在由所述一個或多個處理器執行時使所述一個或多個處理器執行一組操作，所述操作包含：

將在不同投影角度捕捉的肺的第一多組x射線影像轉換成對應於不同呼吸階段的所述肺的第二多組x射線影像；

使用反投影在一相應呼吸階段根據所述第二多組x射線影像中的每一組產生一靜態影像立方體；以及

通過時間內插法將對應於所述肺的所述不同呼吸階段的所述靜態影像立方體組合成一3D x射線影像立方體影片。

【第67項】 一種用於根據對應於一患者的肺的不同呼吸階段的多個x射線測量值來確定所述肺的一生物物理模型的系統，其包括：

一個或多個處理器；以及

儲存指令的記憶體，所述指令在由所述一個或多個處理器執行時使所述一個或多個處理器執行如申請專利範圍第45項至第65項中任一項所述的方法。

【第68項】 一種非暫態電腦可讀取儲存媒介，其儲存有指令，所述指令在由包含一個或多個處理器的系統執行時使所述一個或多個處理器執行一組操作，所述操作包含：

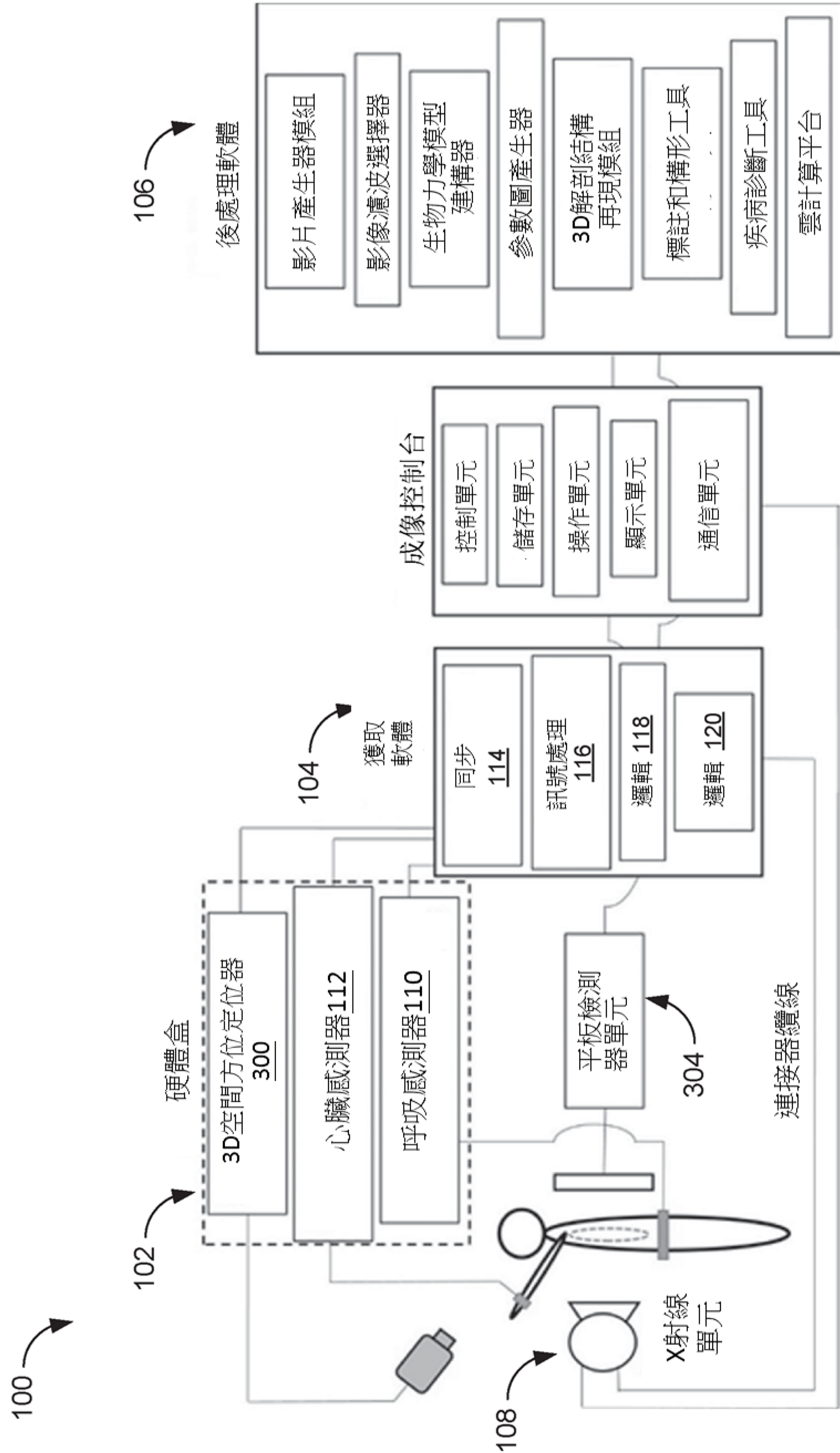
將在不同投影角度捕捉的肺的第一多組x射線影像轉換成對應於不同呼吸階段的所述肺的第二多組x射線影像；

使用反投影在一相應呼吸階段根據所述第二多組x射線影像中的每一組產生一靜態影像立方體；以及

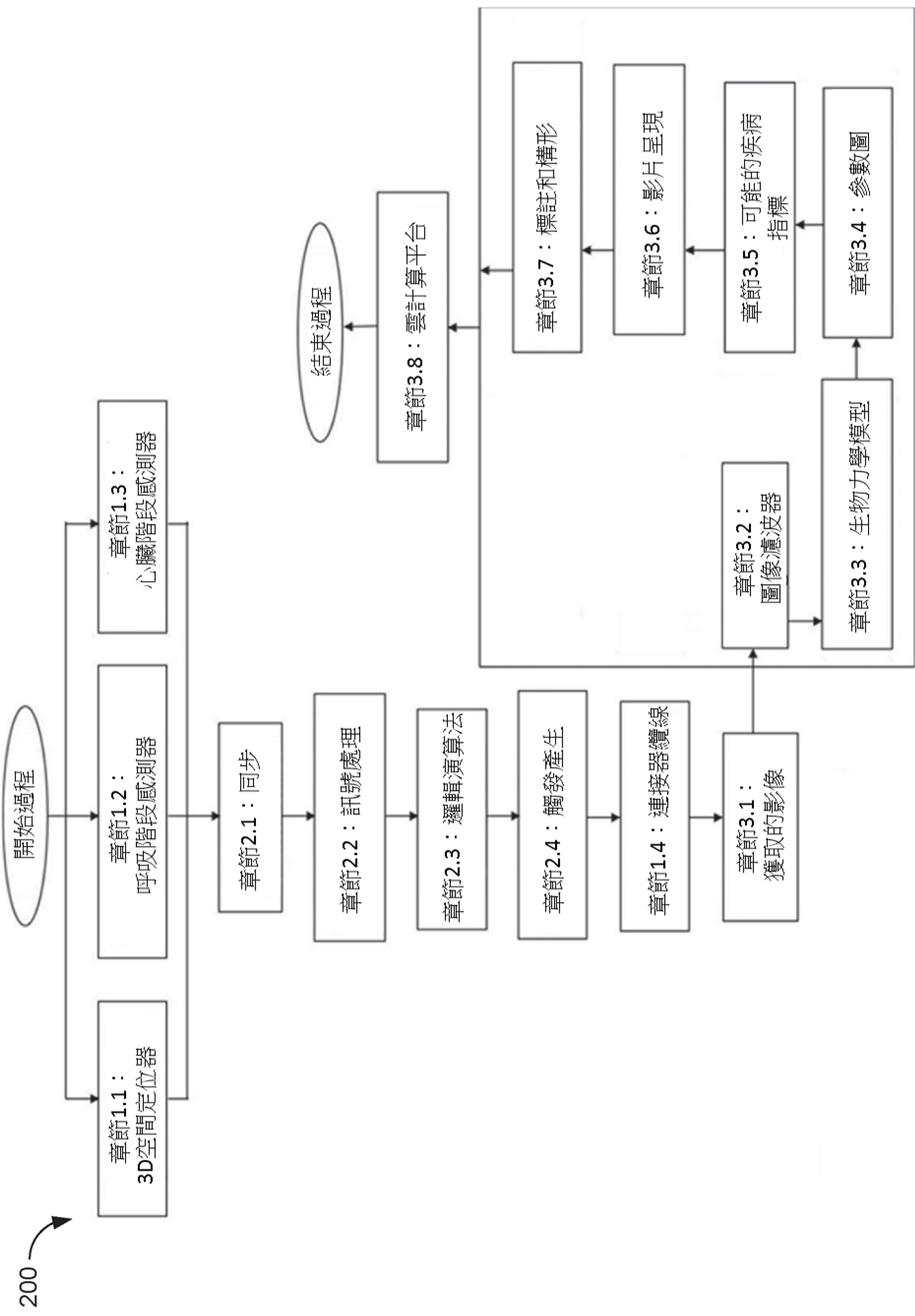
通過時間內插法將對應於所述肺的所述不同呼吸階段的所述靜態影像立方體組合成一3D x射線影像立方體影片。

【第69項】 一種非暫態電腦可讀取儲存媒介，其儲存有指令，所述指令在由包含一個或多個處理器的系統執行時使所述一個或多個處理器執行如申請專利範圍第45項至第65項中任一項所述的方法。

【發明圖式】

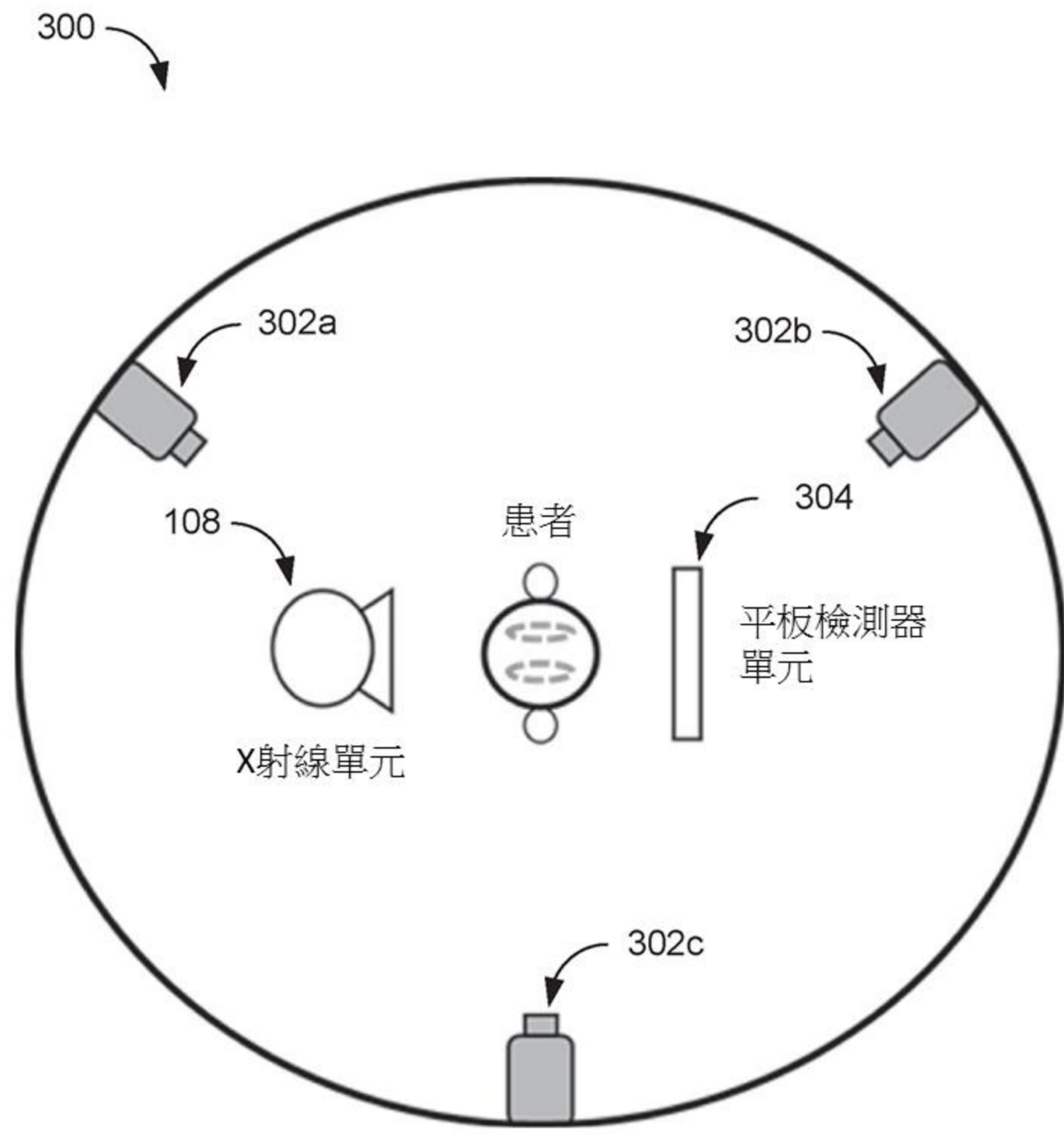


【圖1】

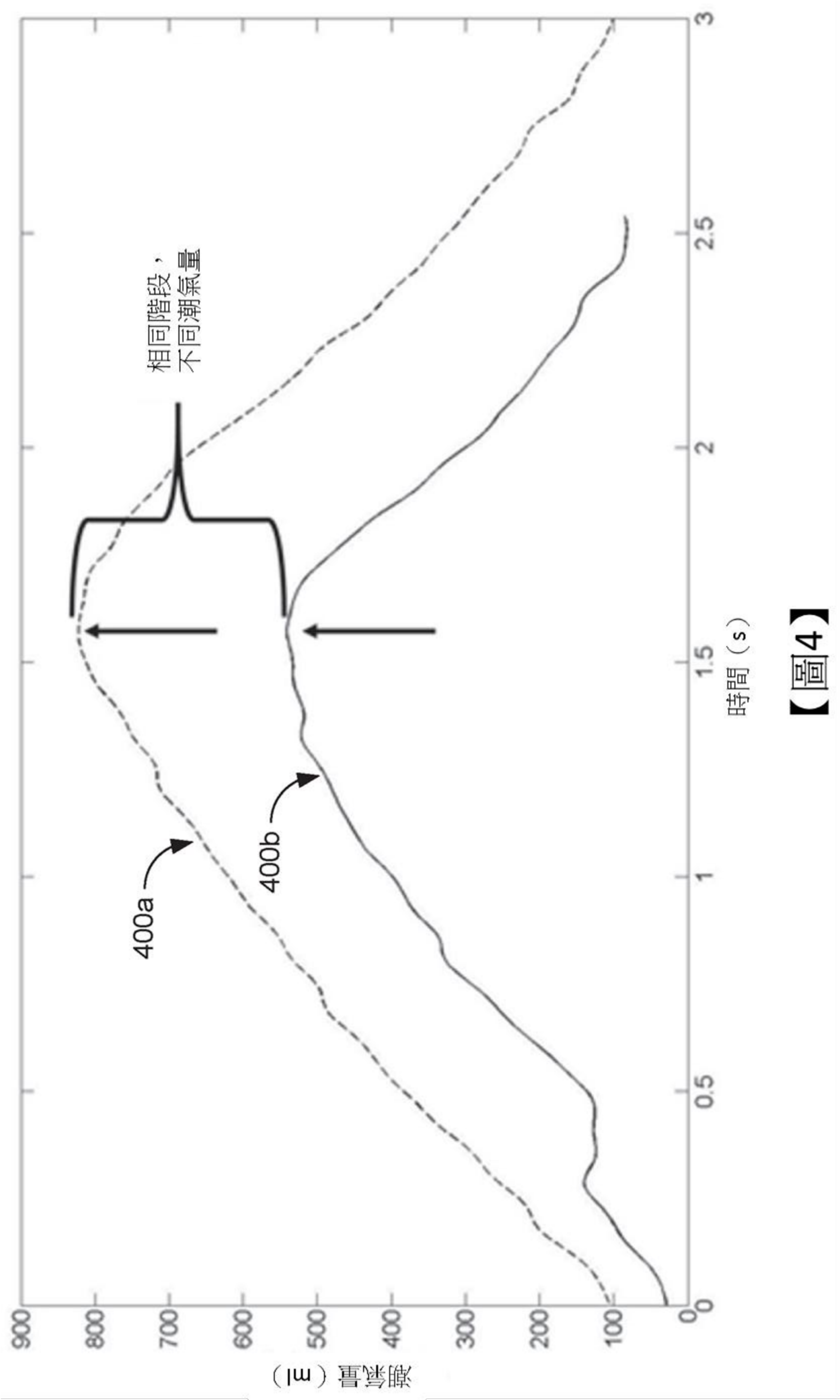


【圖2】

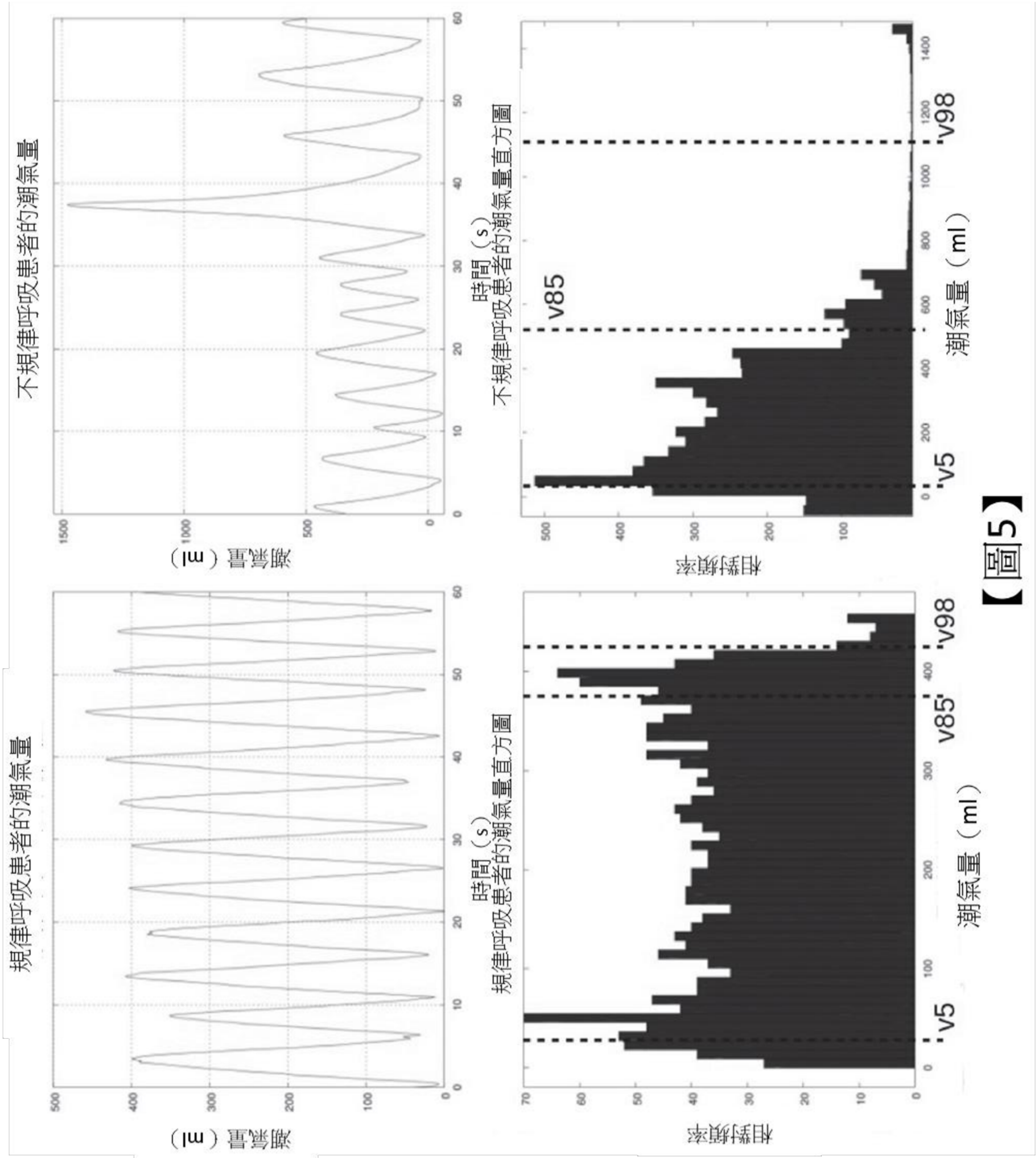
200



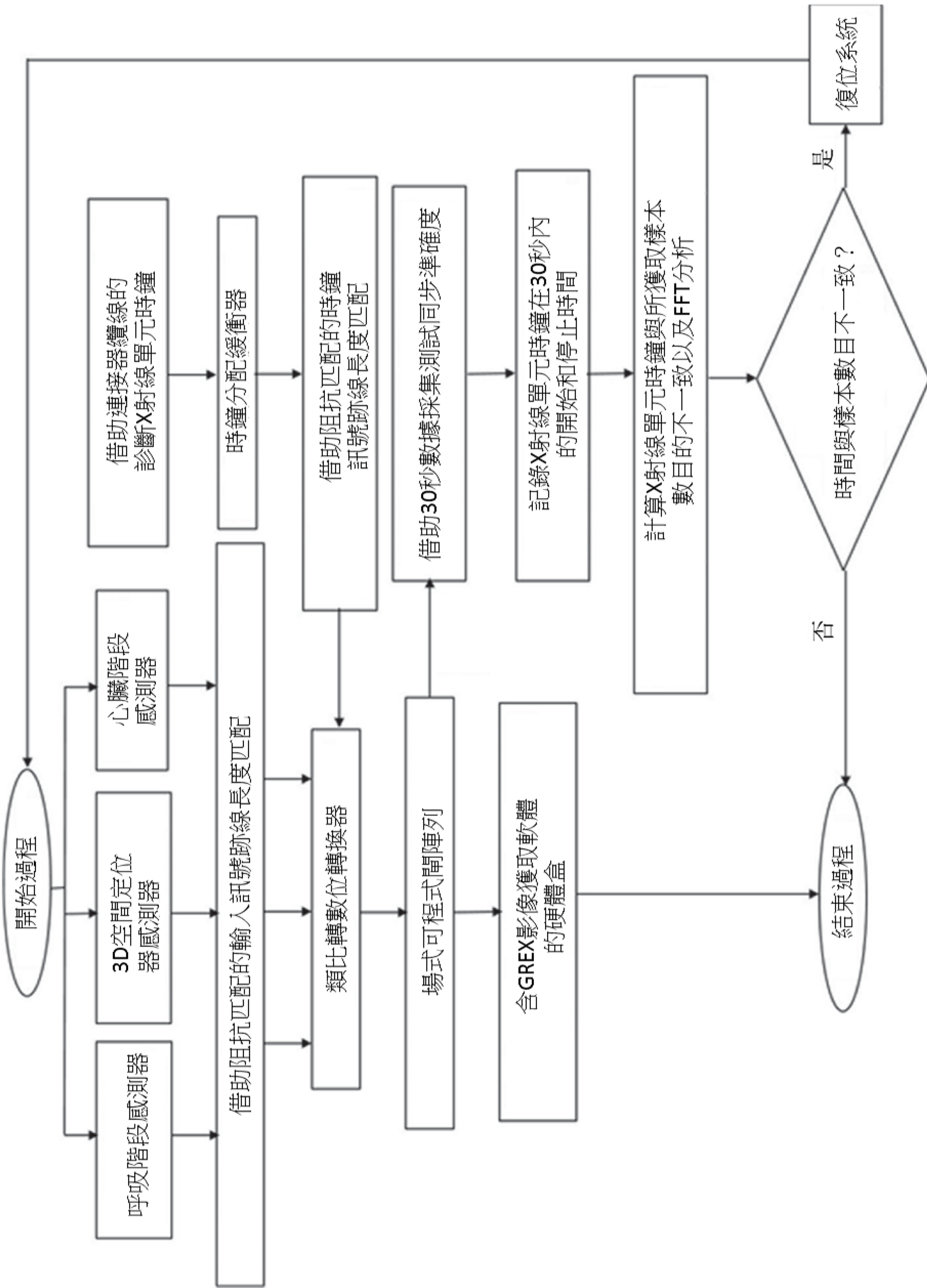
【圖3】



【圖4】

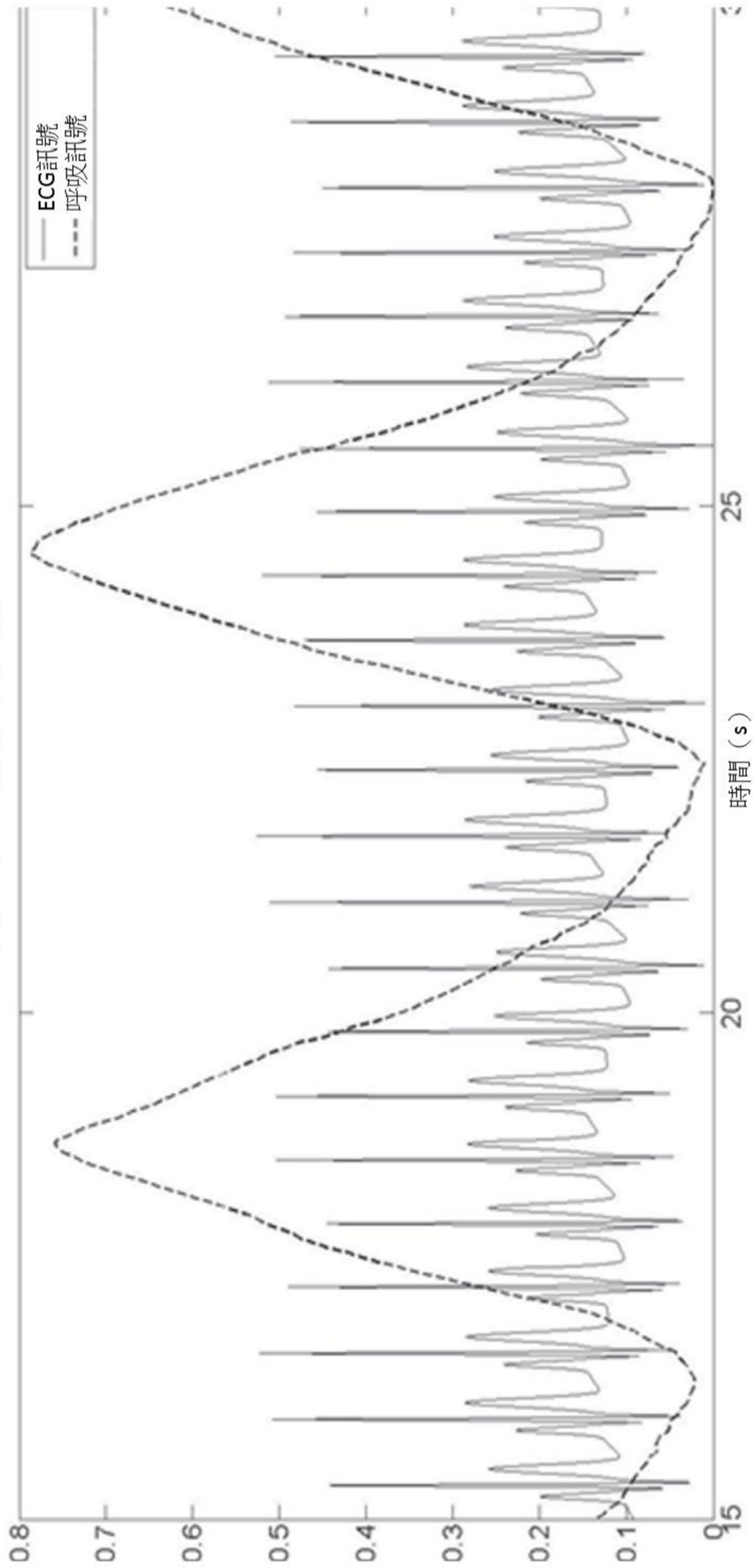


600

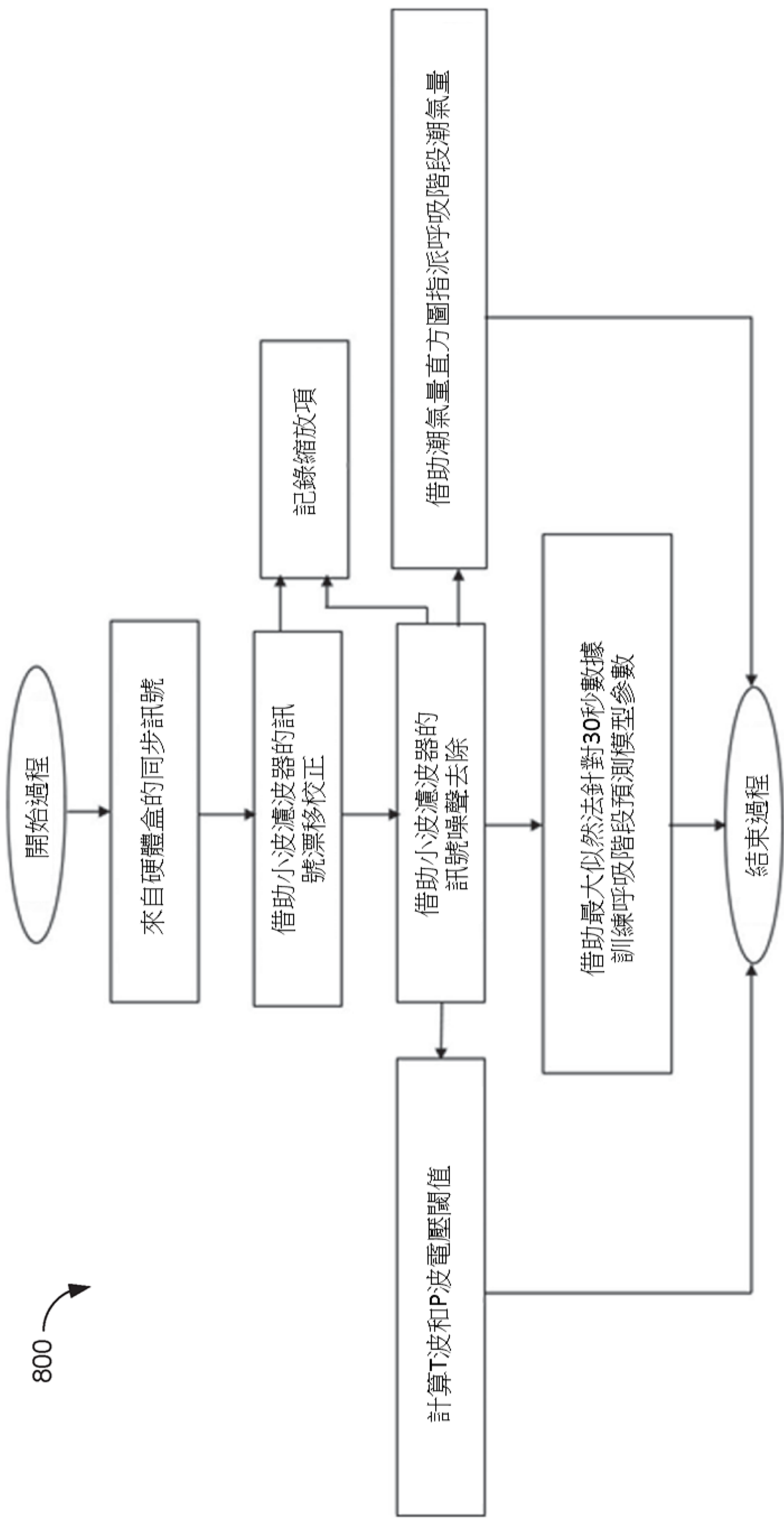


【圖6】

同步的ECG訊號和呼吸訊號

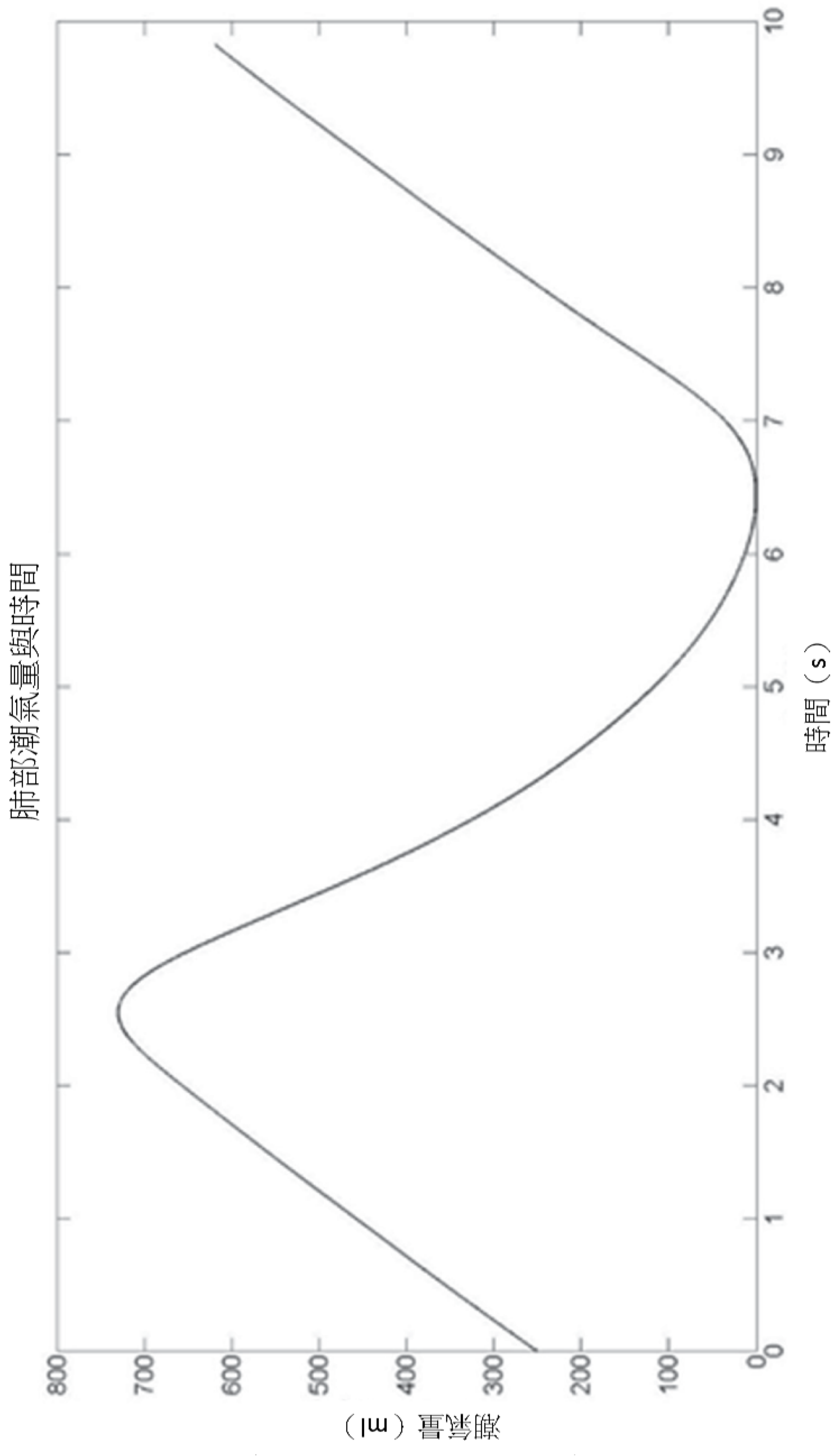


【圖7】

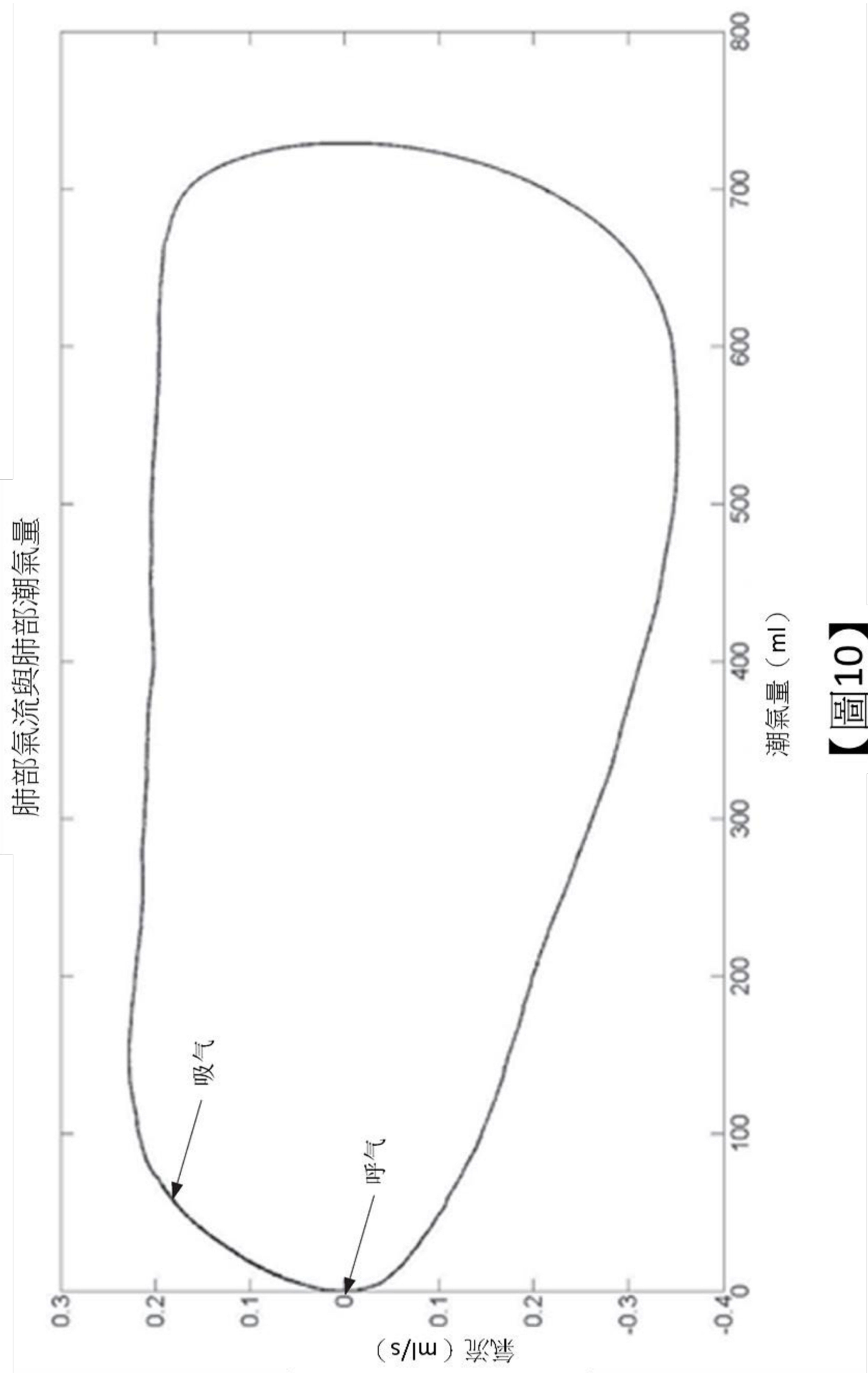


【圖8】

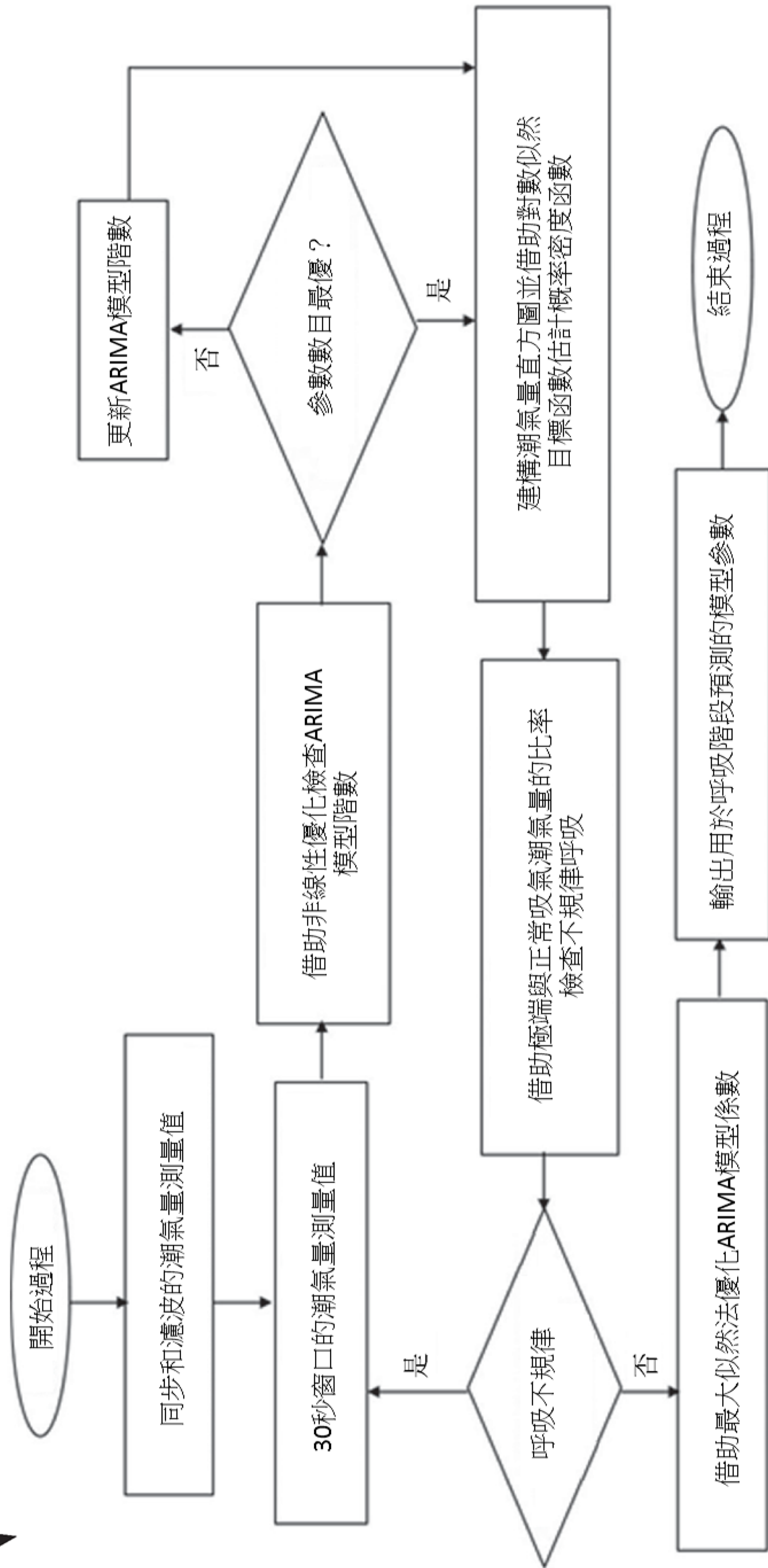
800



【圖9】

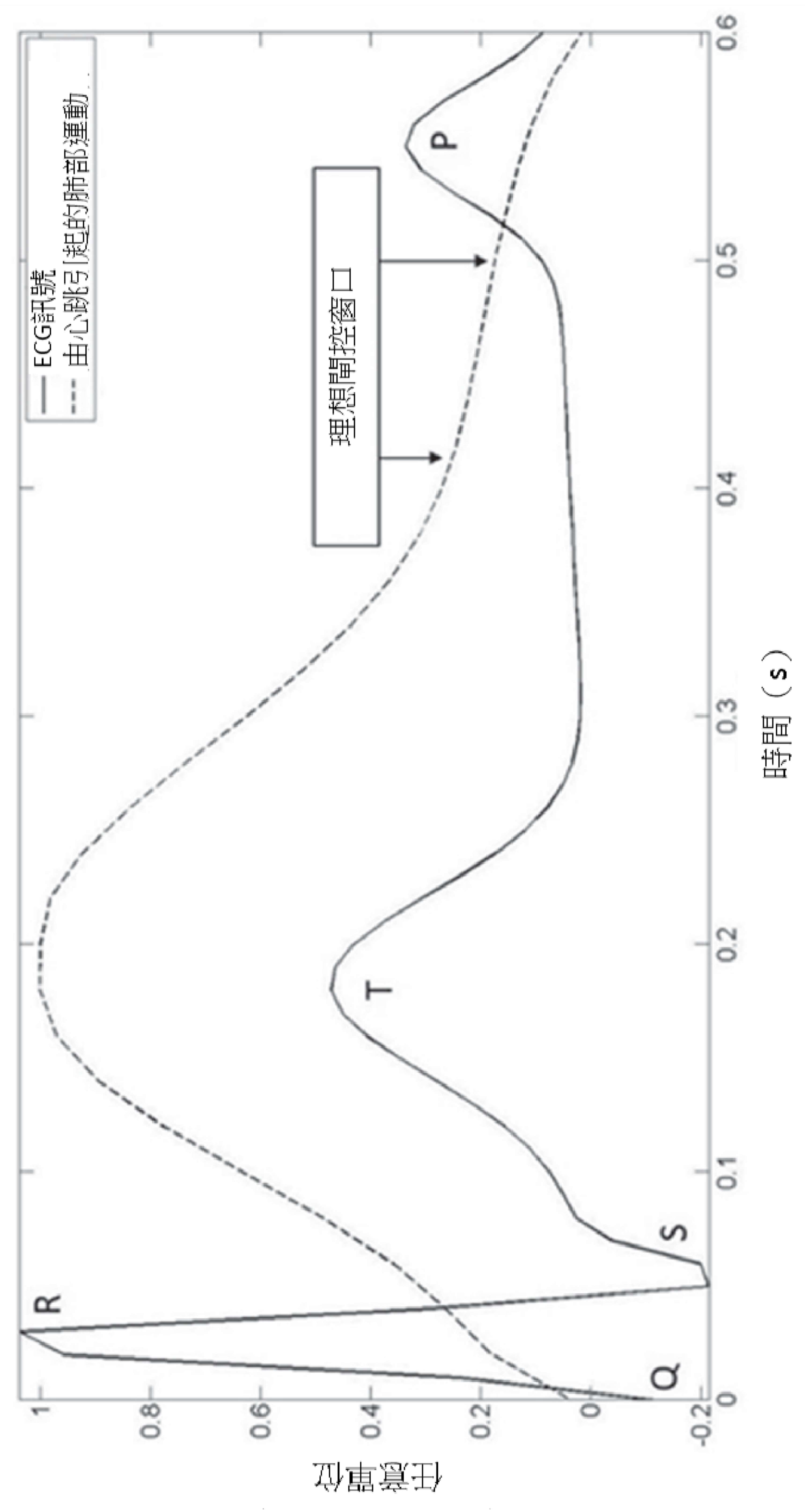


1100



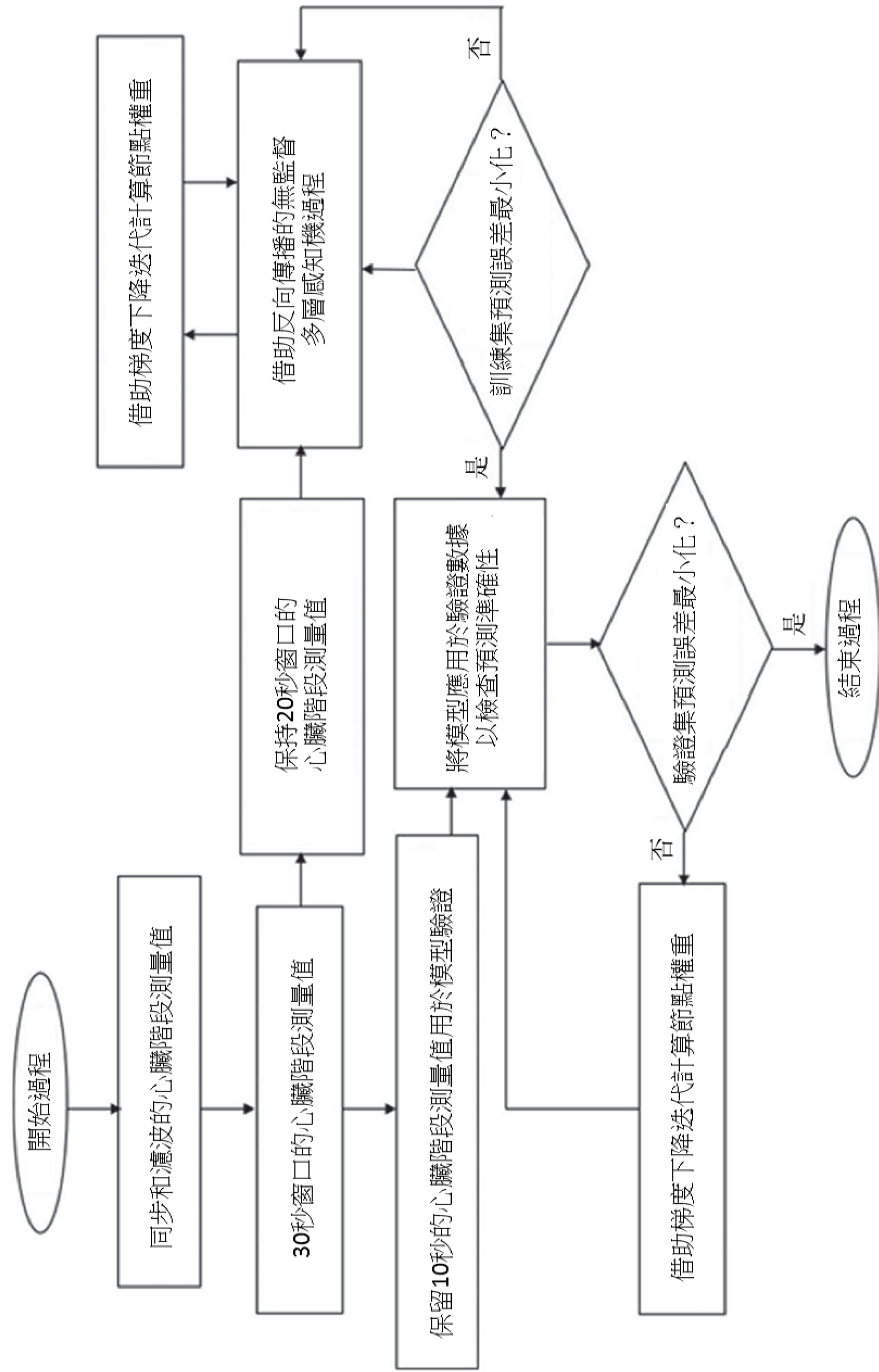
【圖11】

由心臟引發的肺部運動相對於ECG訊號

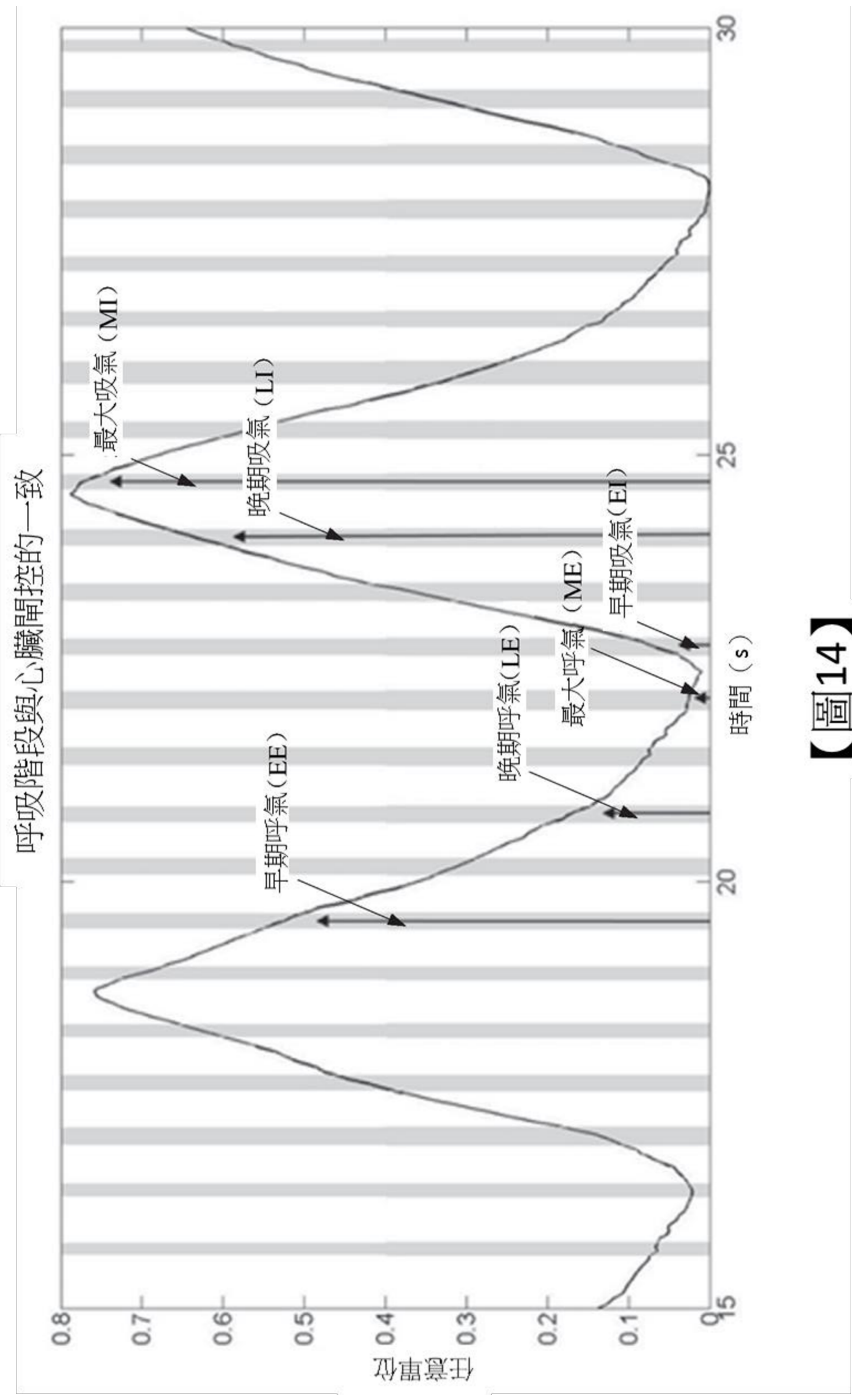


【圖12】

1300

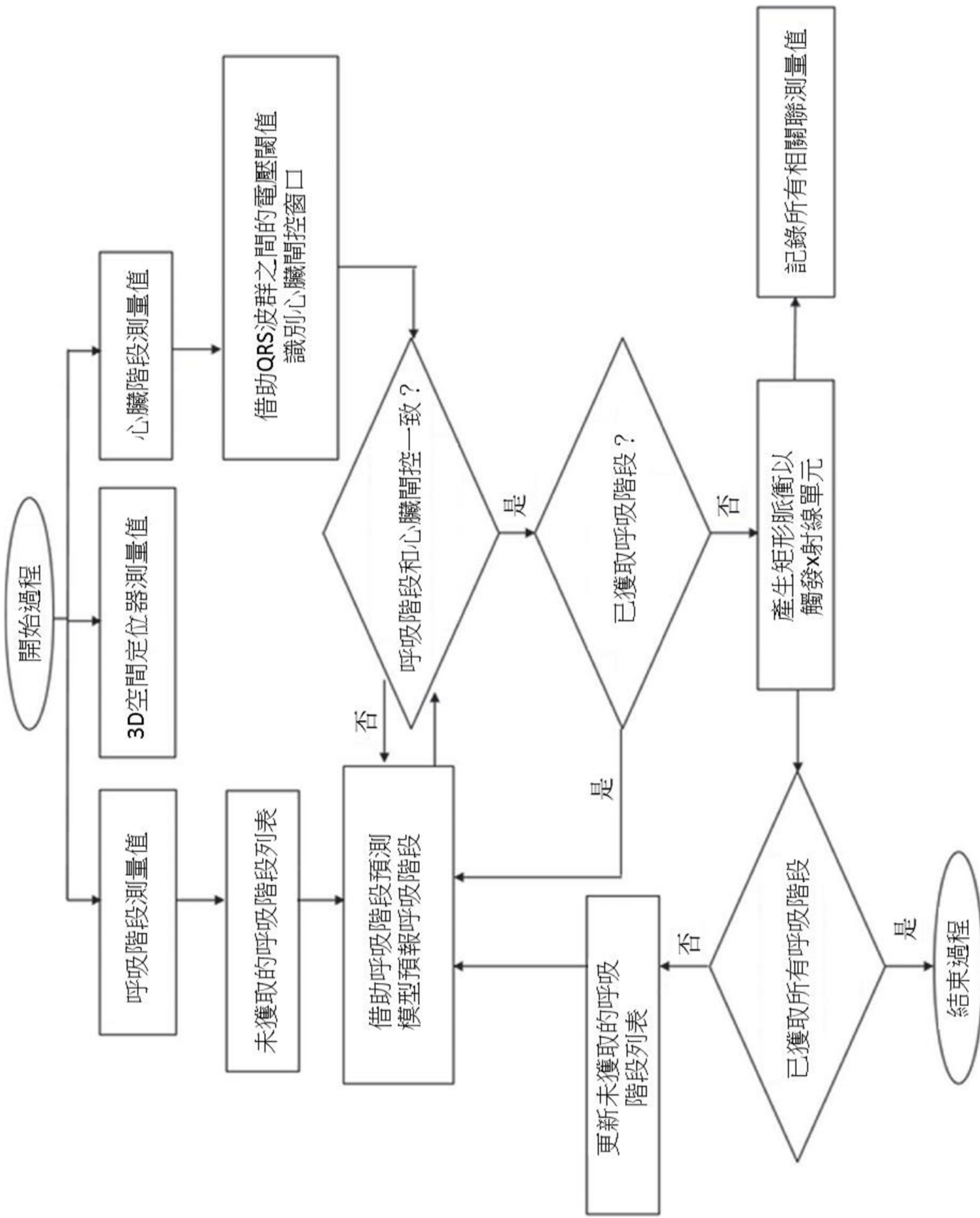


【圖13】

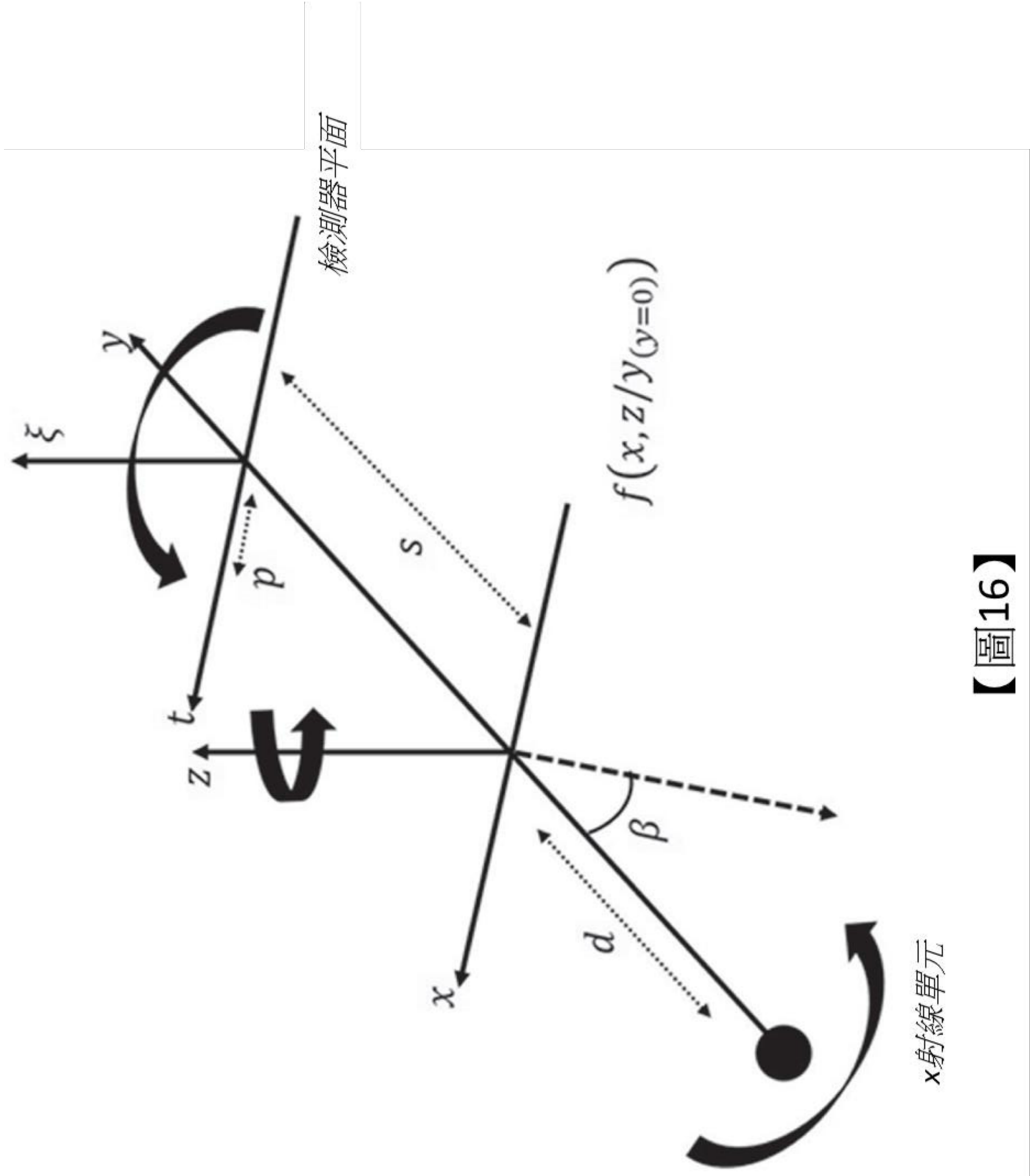


【圖14】

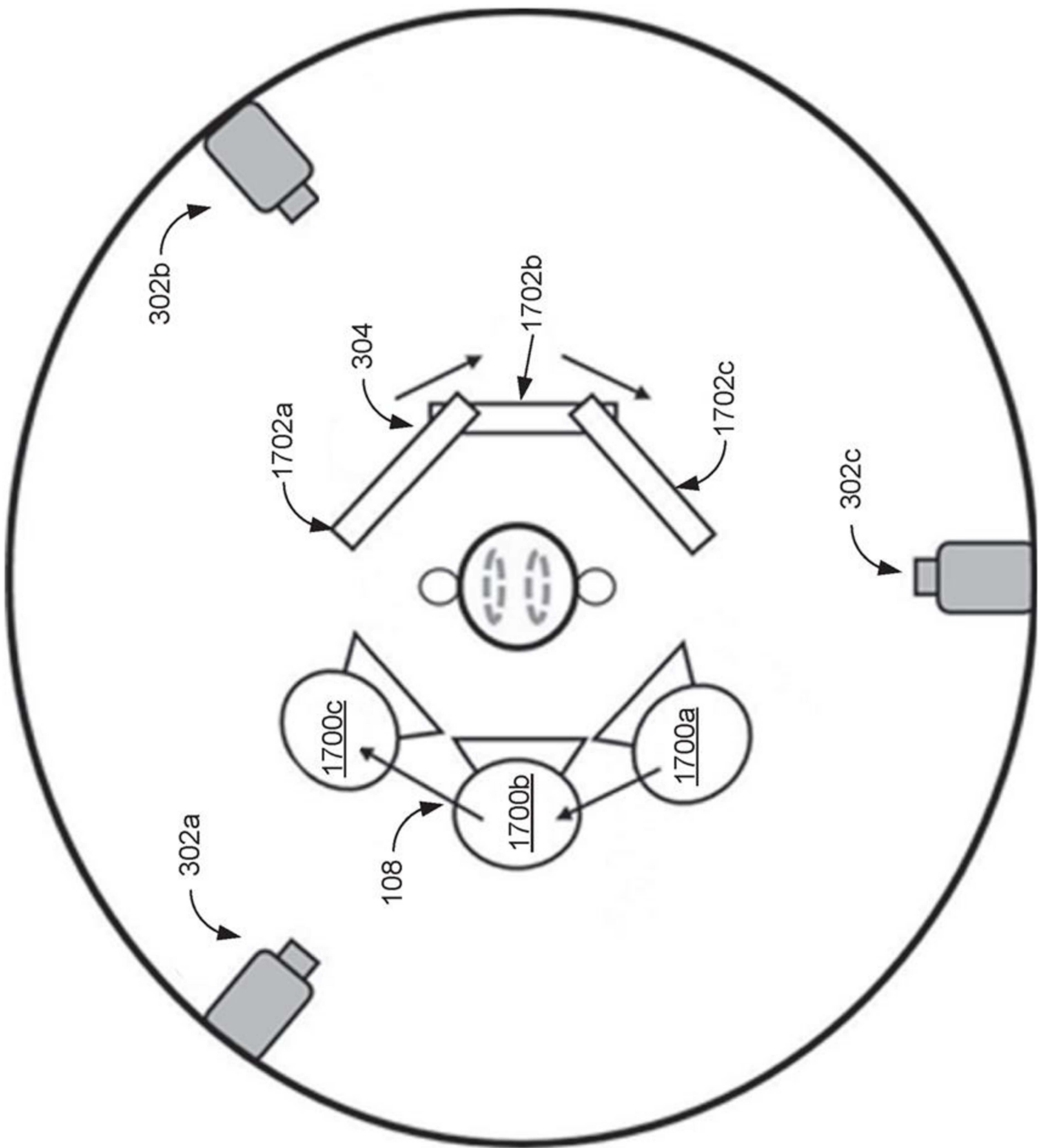
1500



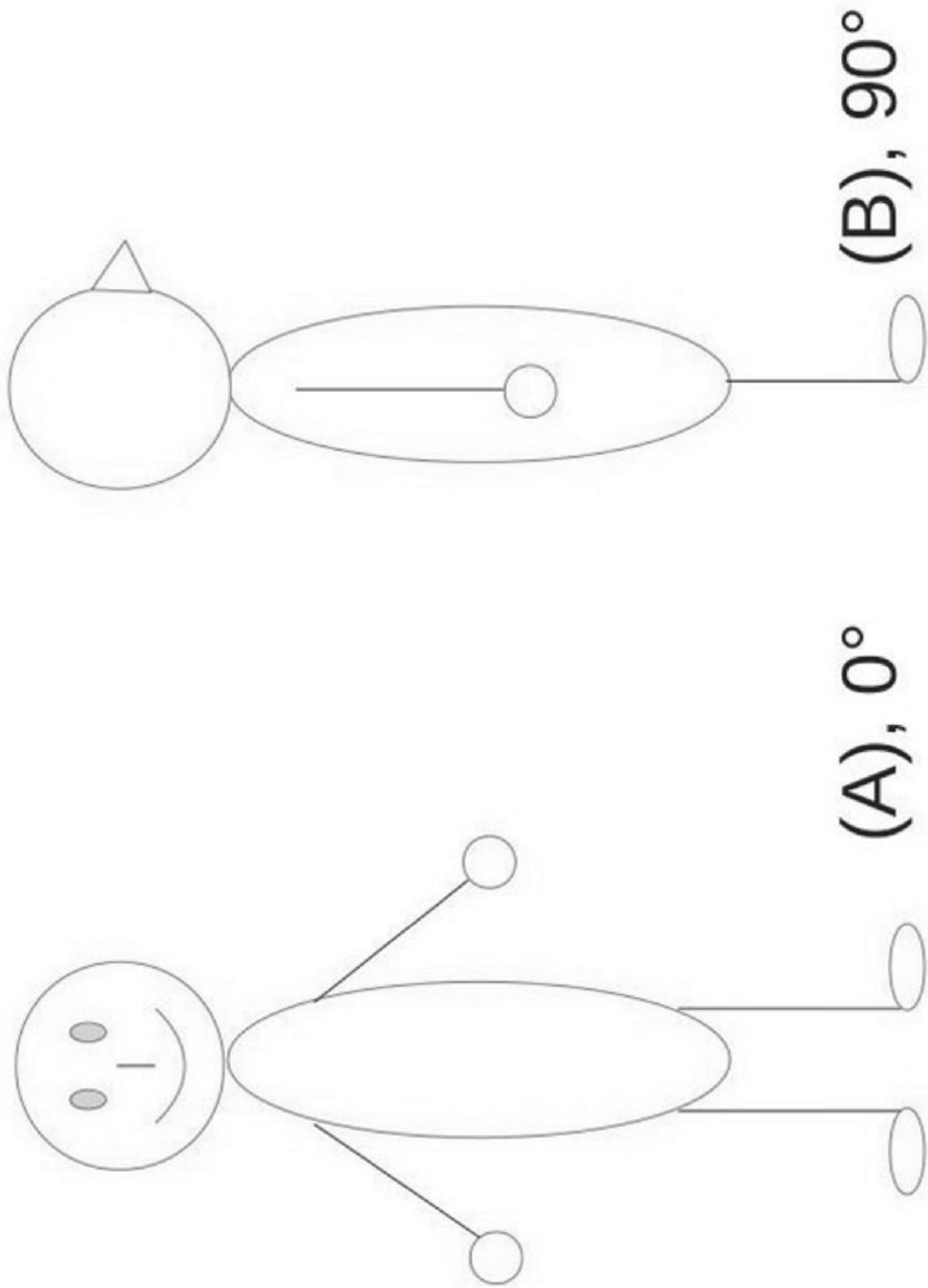
【圖15】



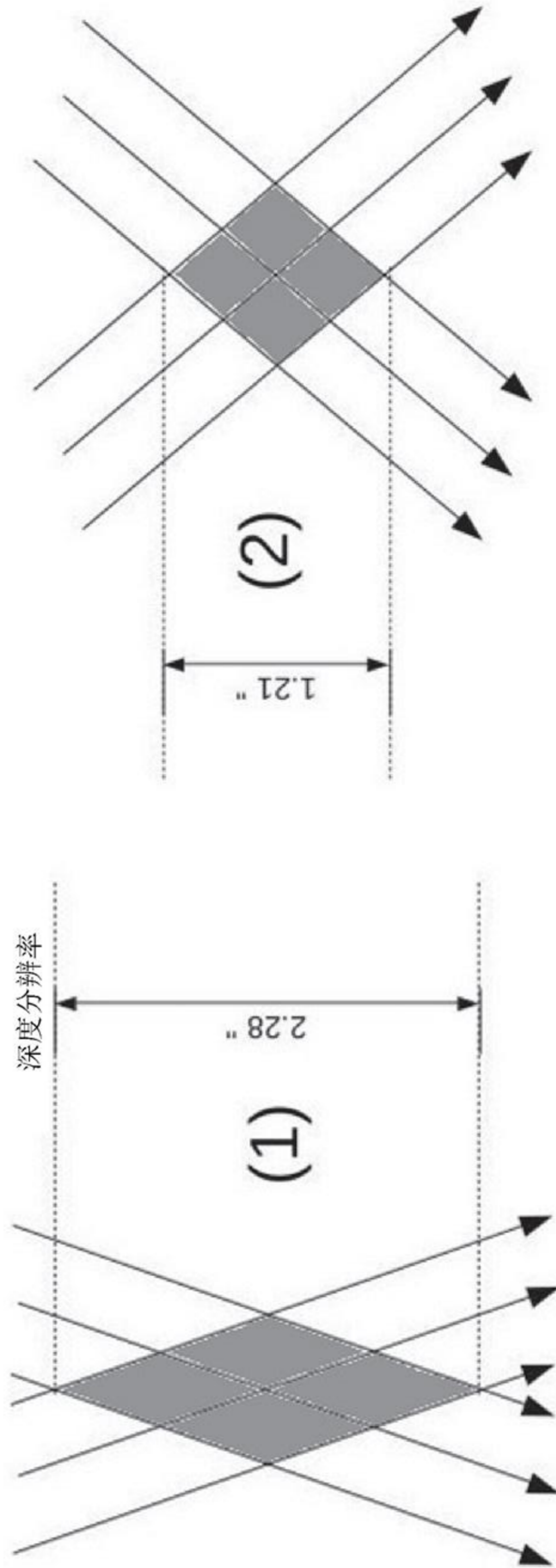
【圖16】



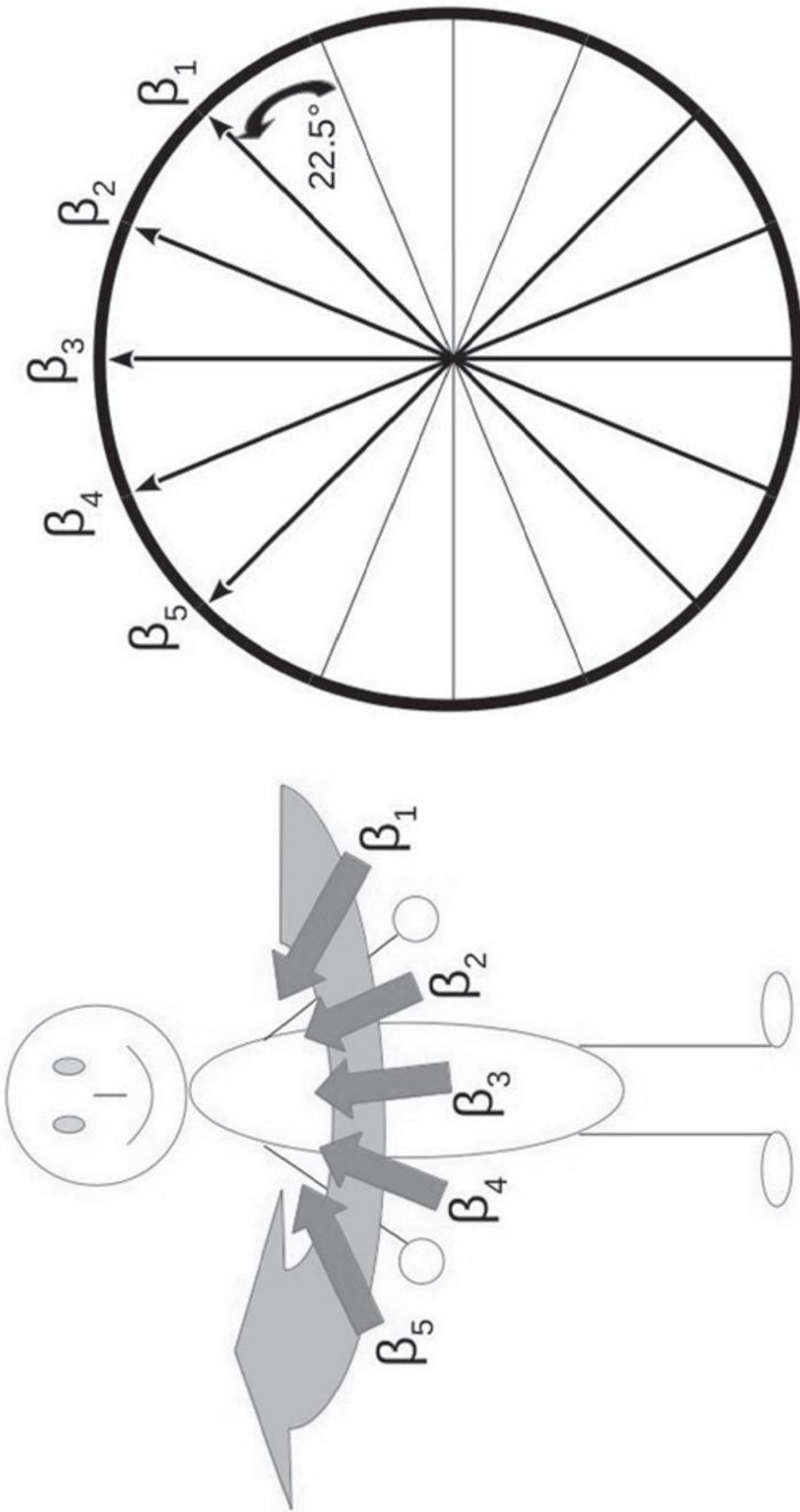
【圖17】



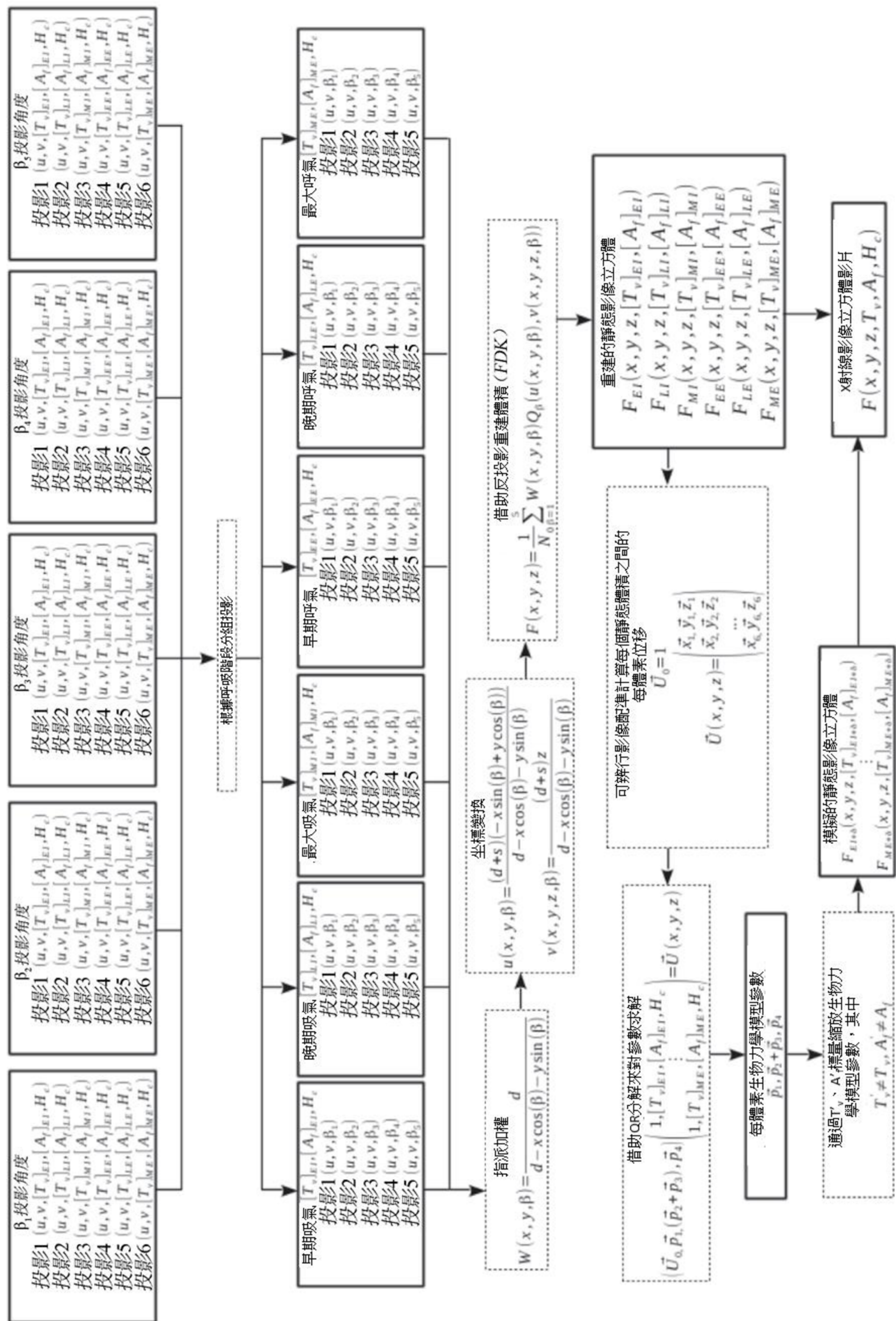
【圖18】



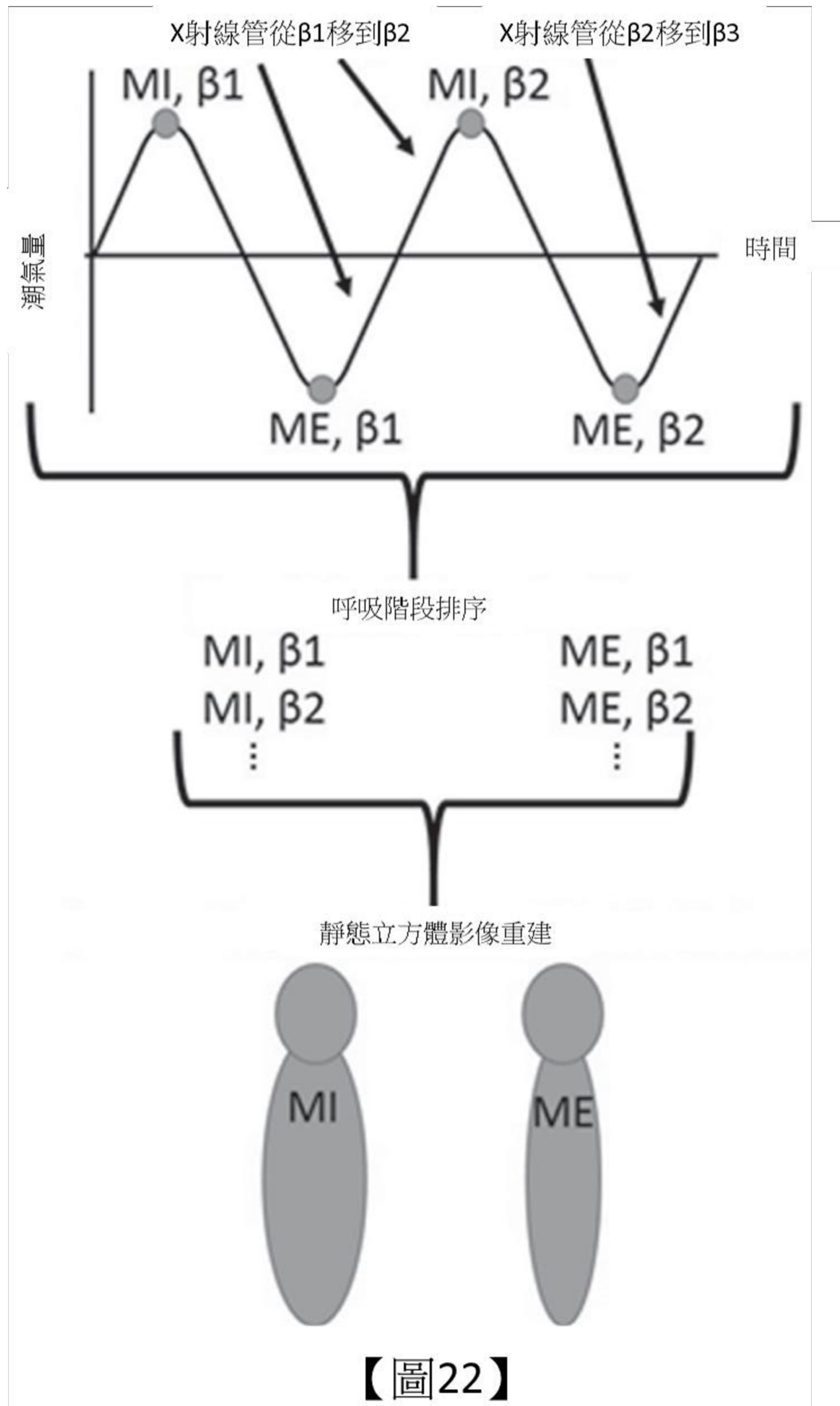
【圖19】



【圖20】

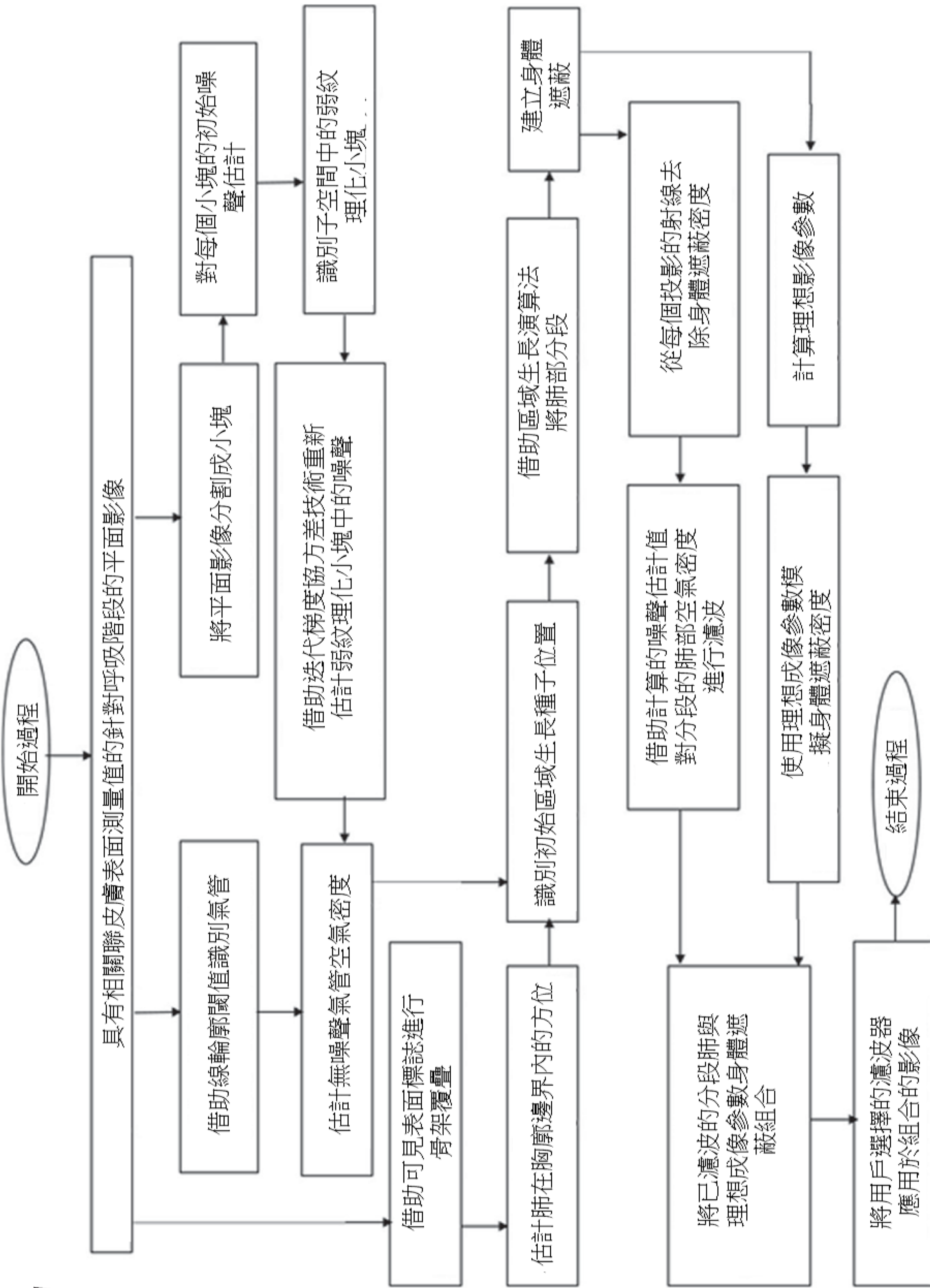


【圖21】

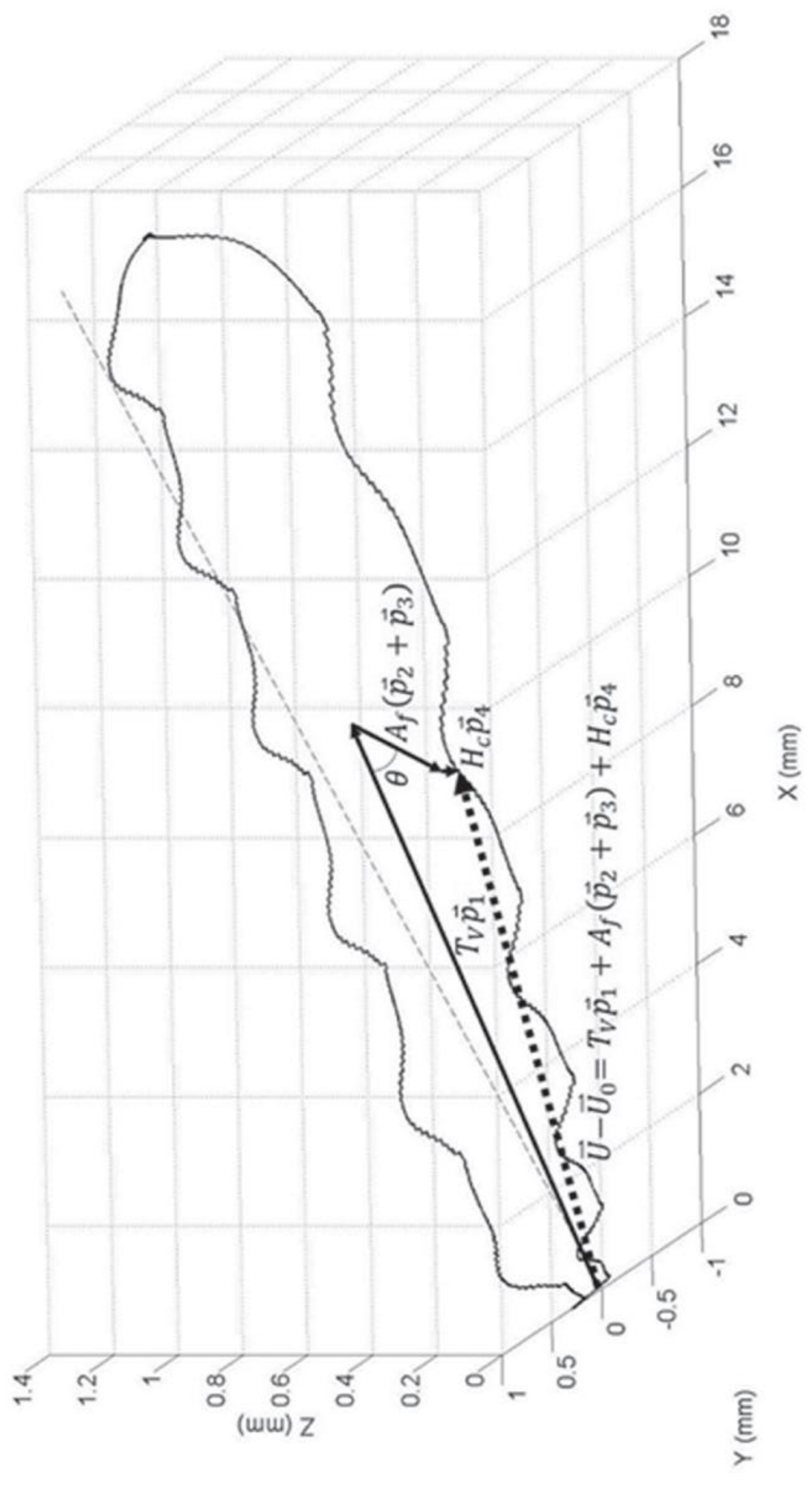


【圖22】

2300

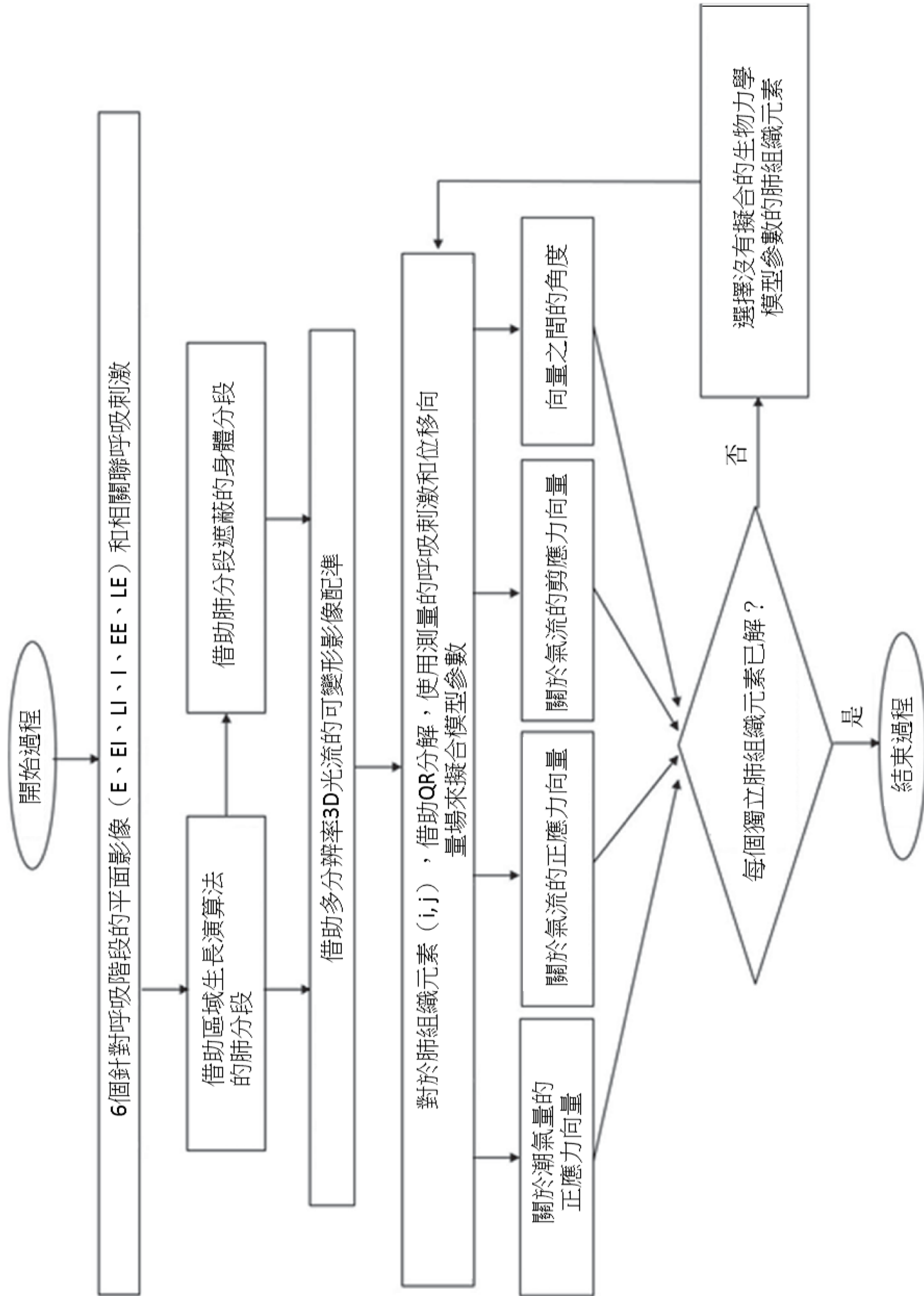


【圖23】

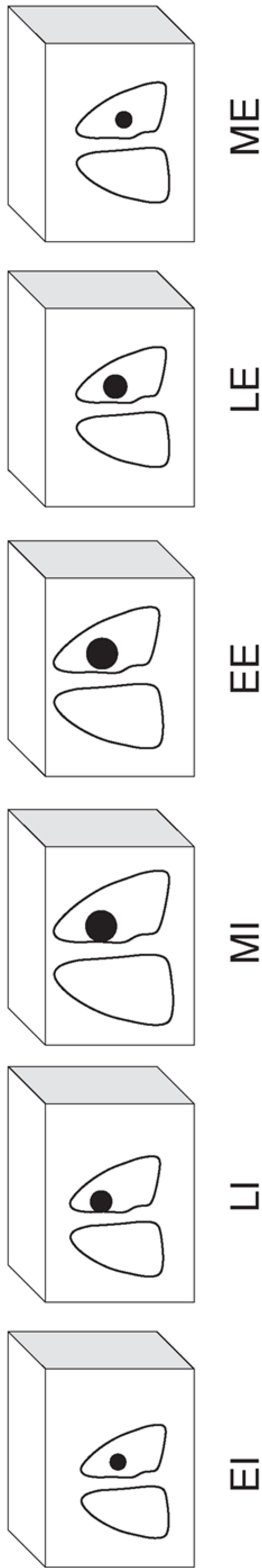


【圖24】

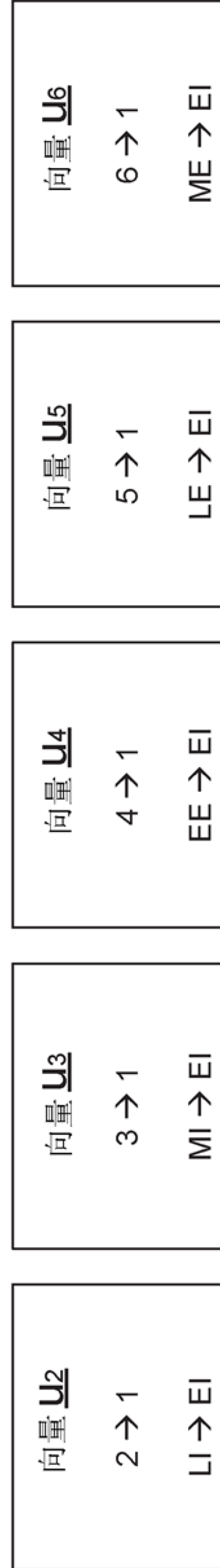
2500



【圖25】

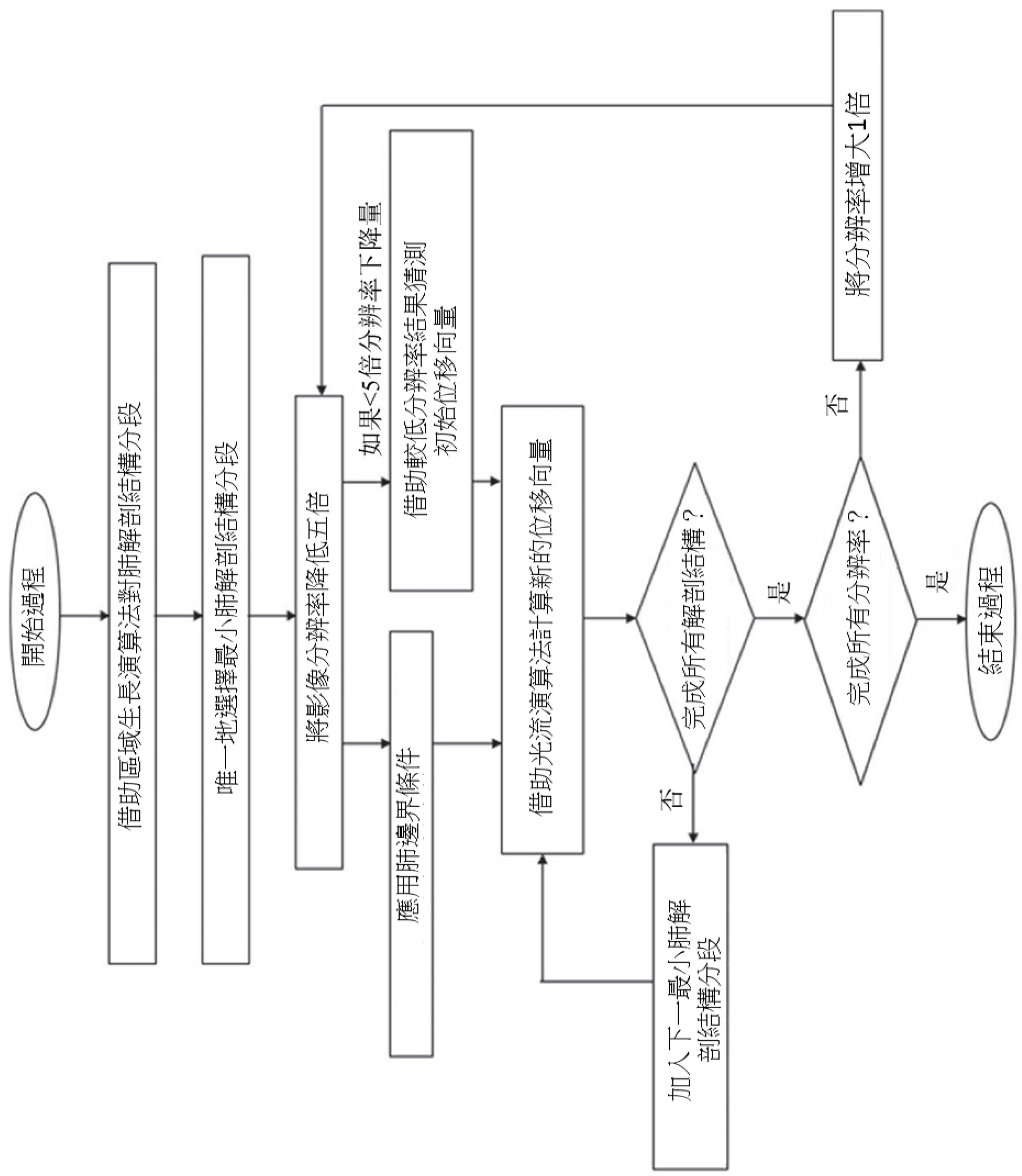


【圖26A】



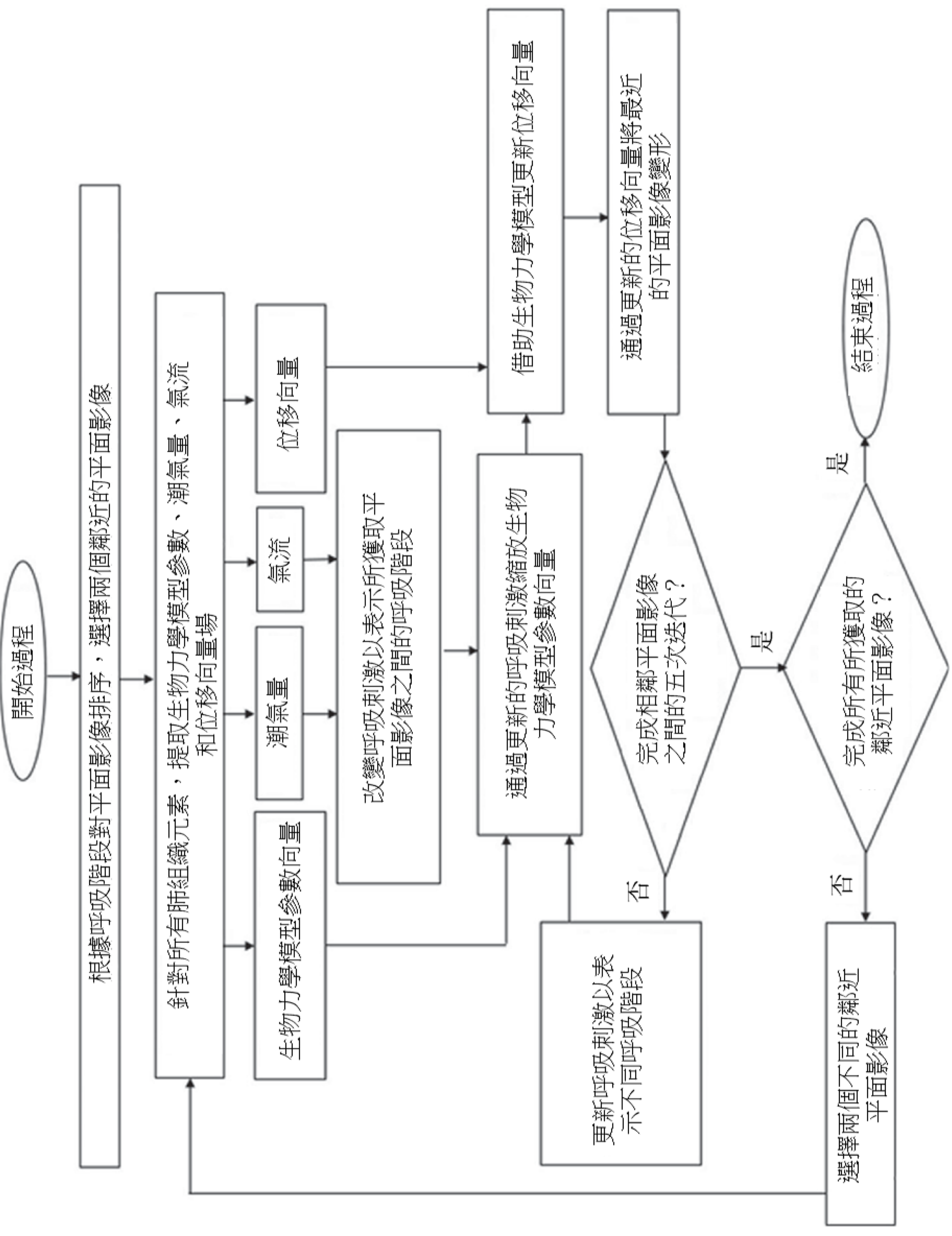
【圖26B】

2700

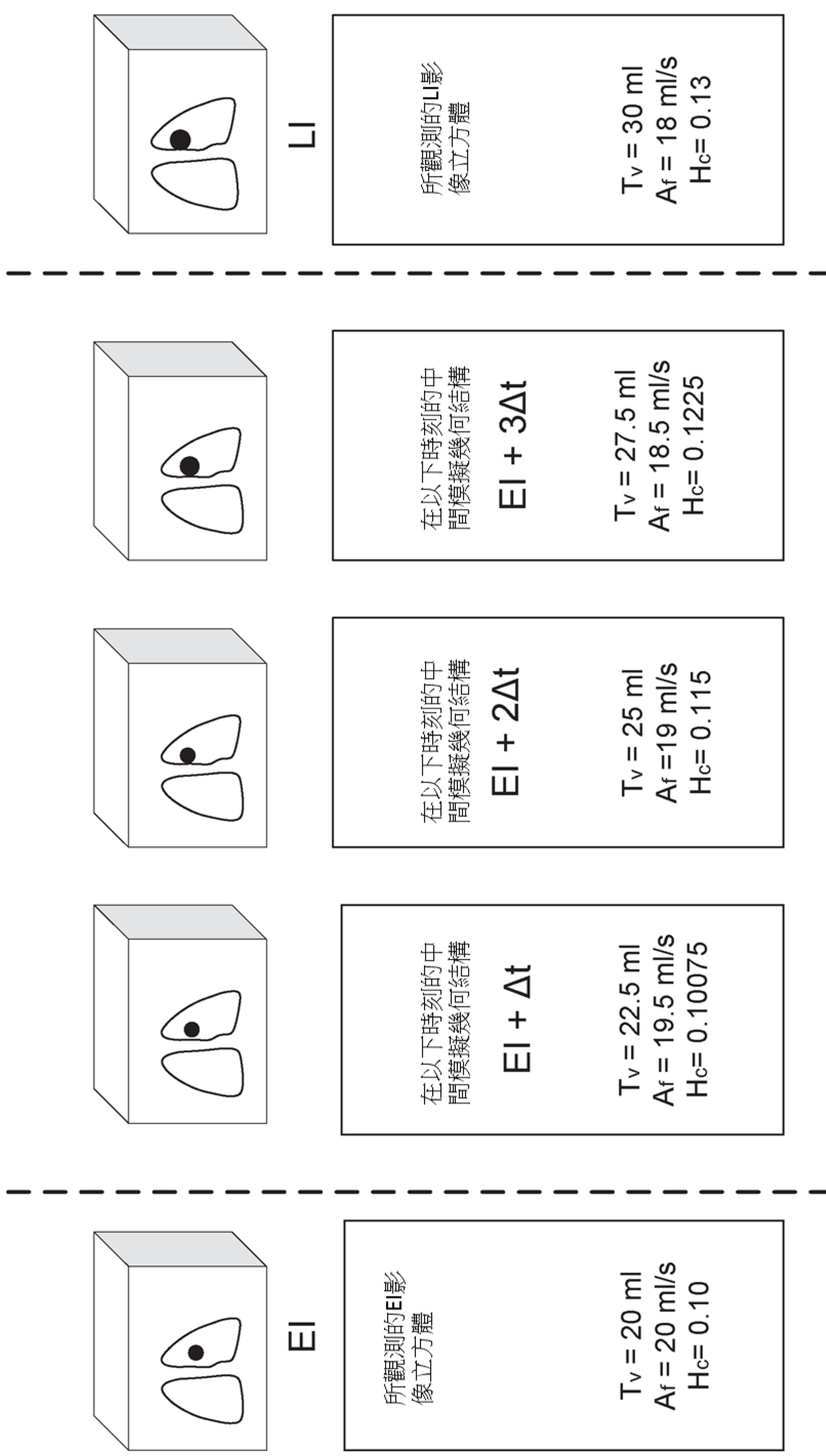


【圖27】

2800

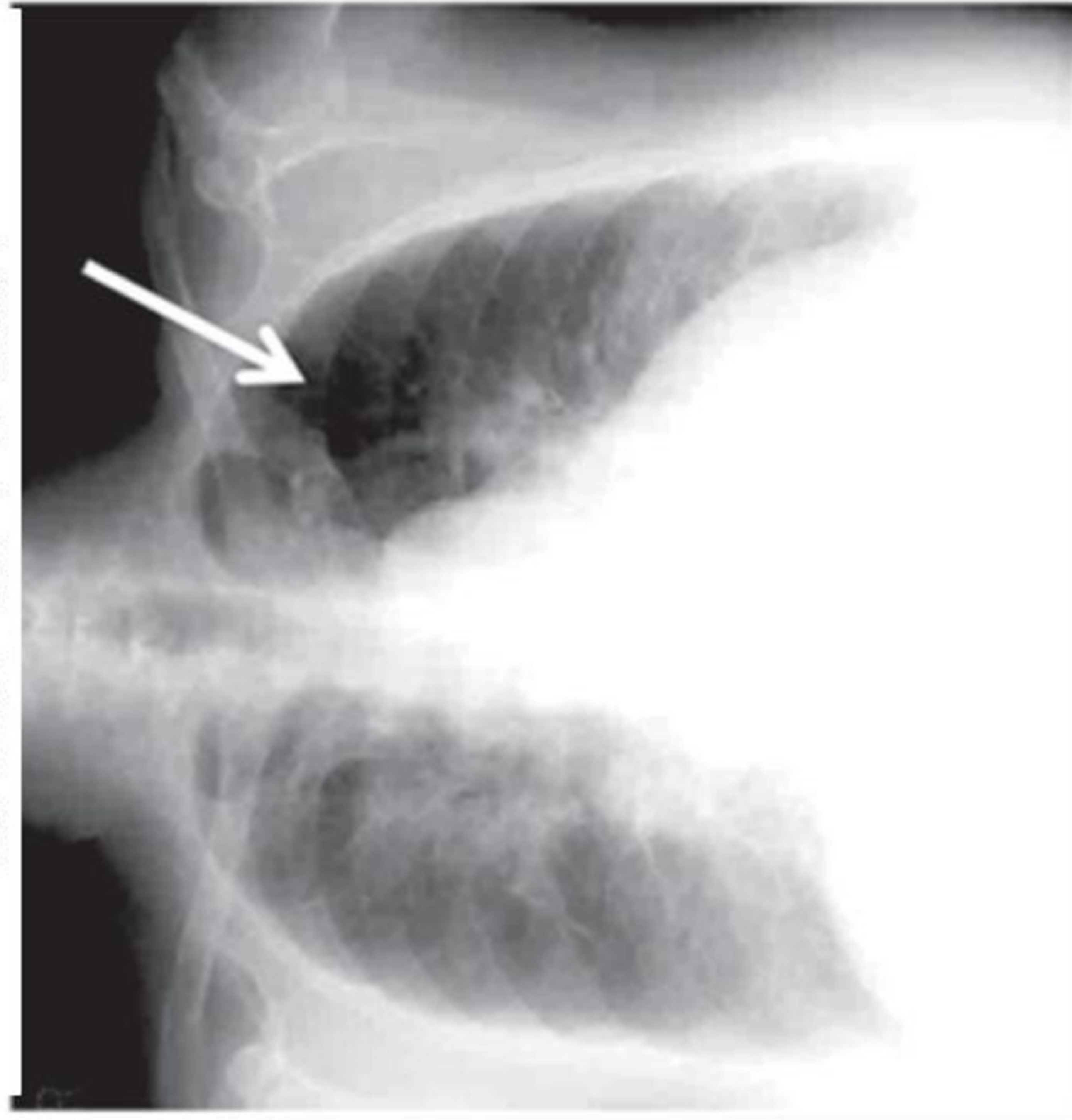


【圖28A】

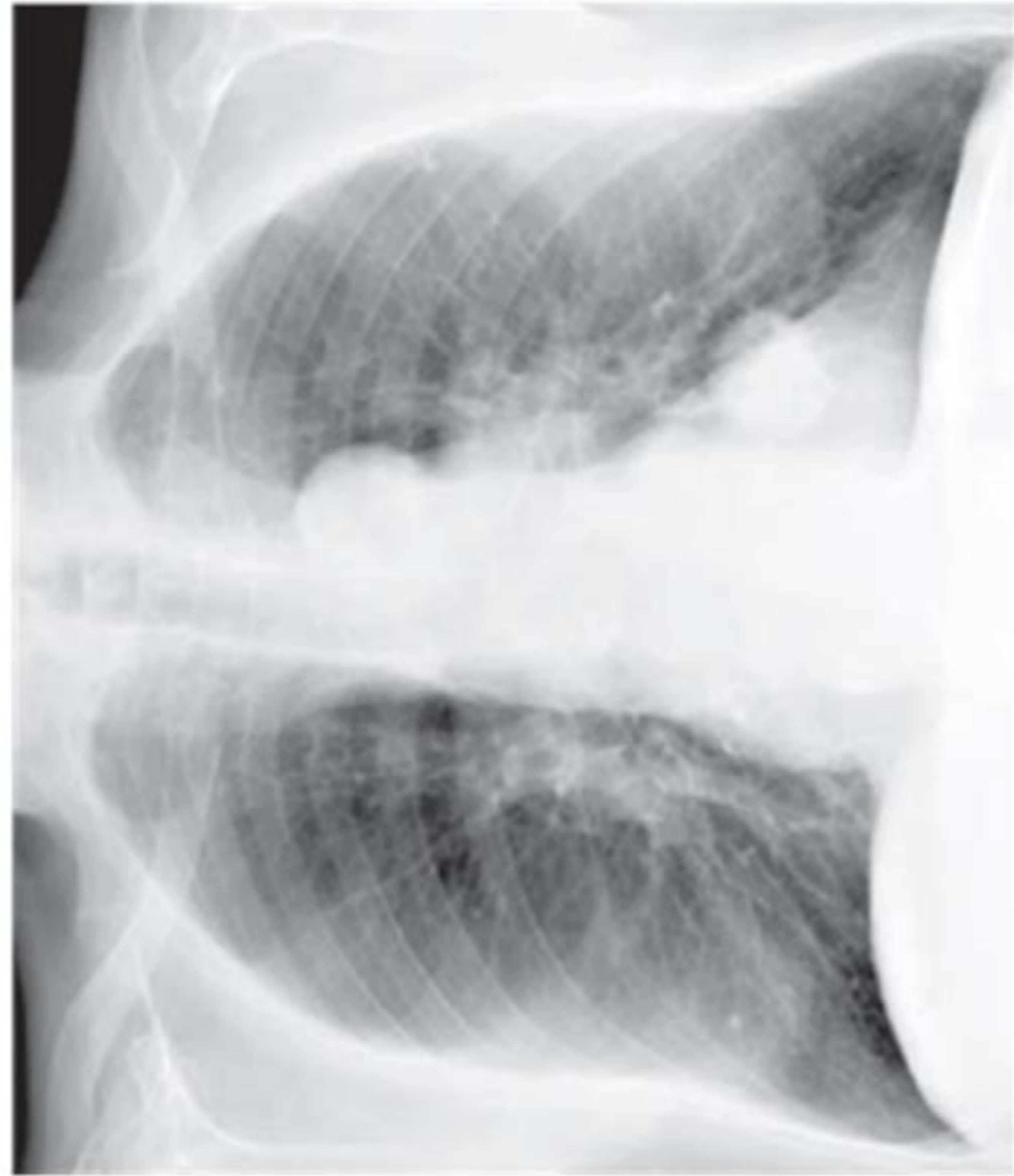


【圖28B】

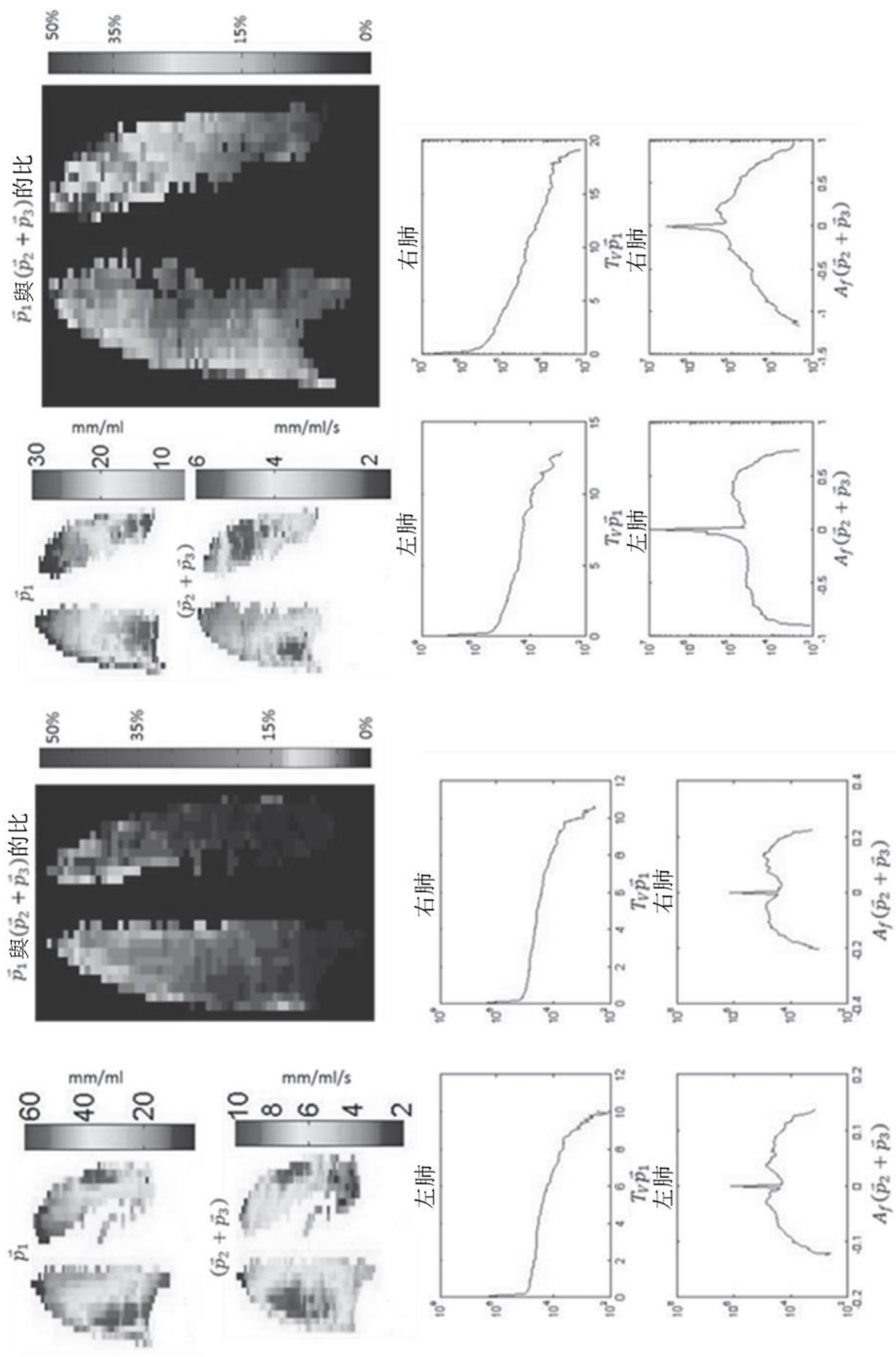
病變左肺的標準射線照片



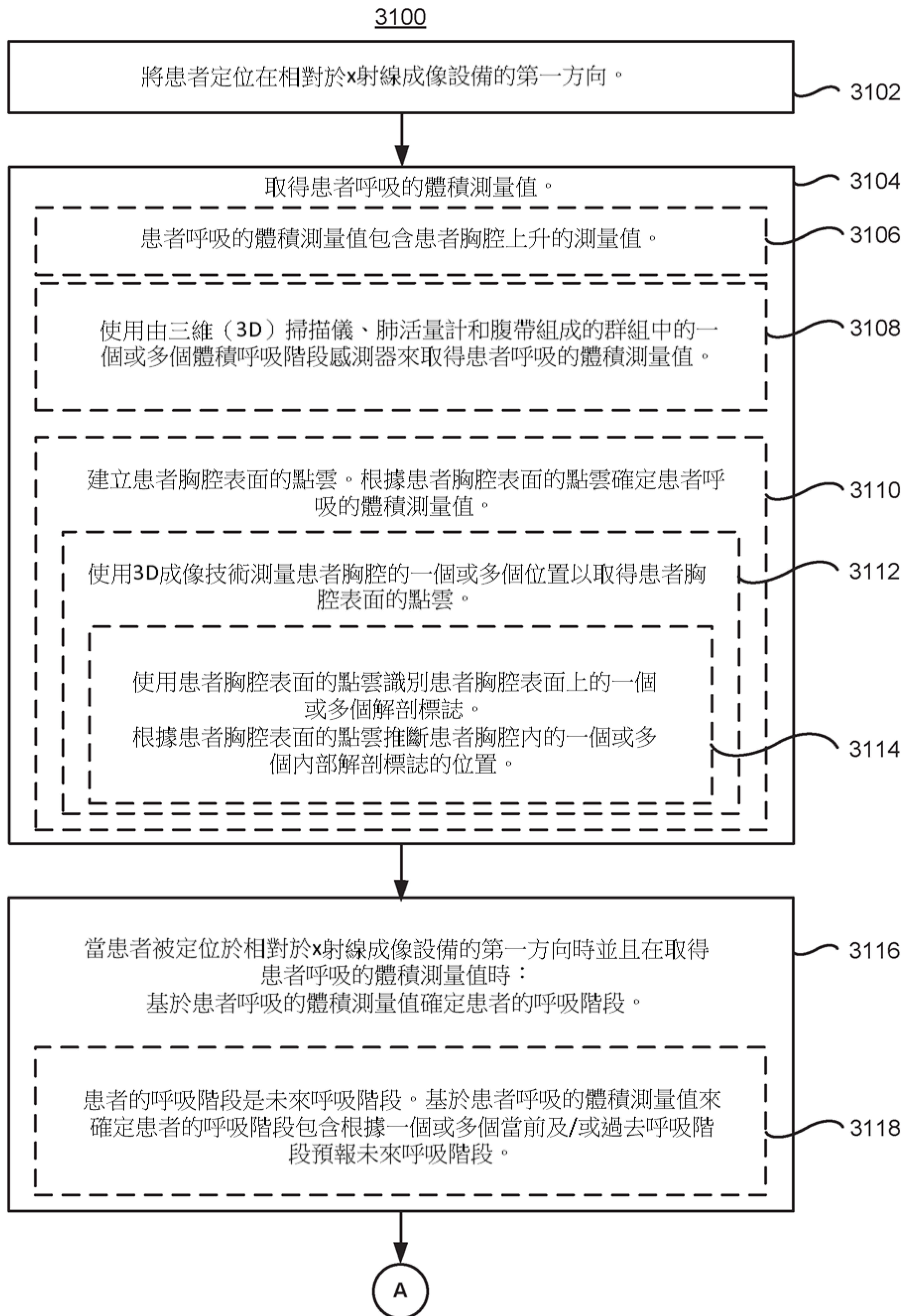
健康肺部的標準射線照片



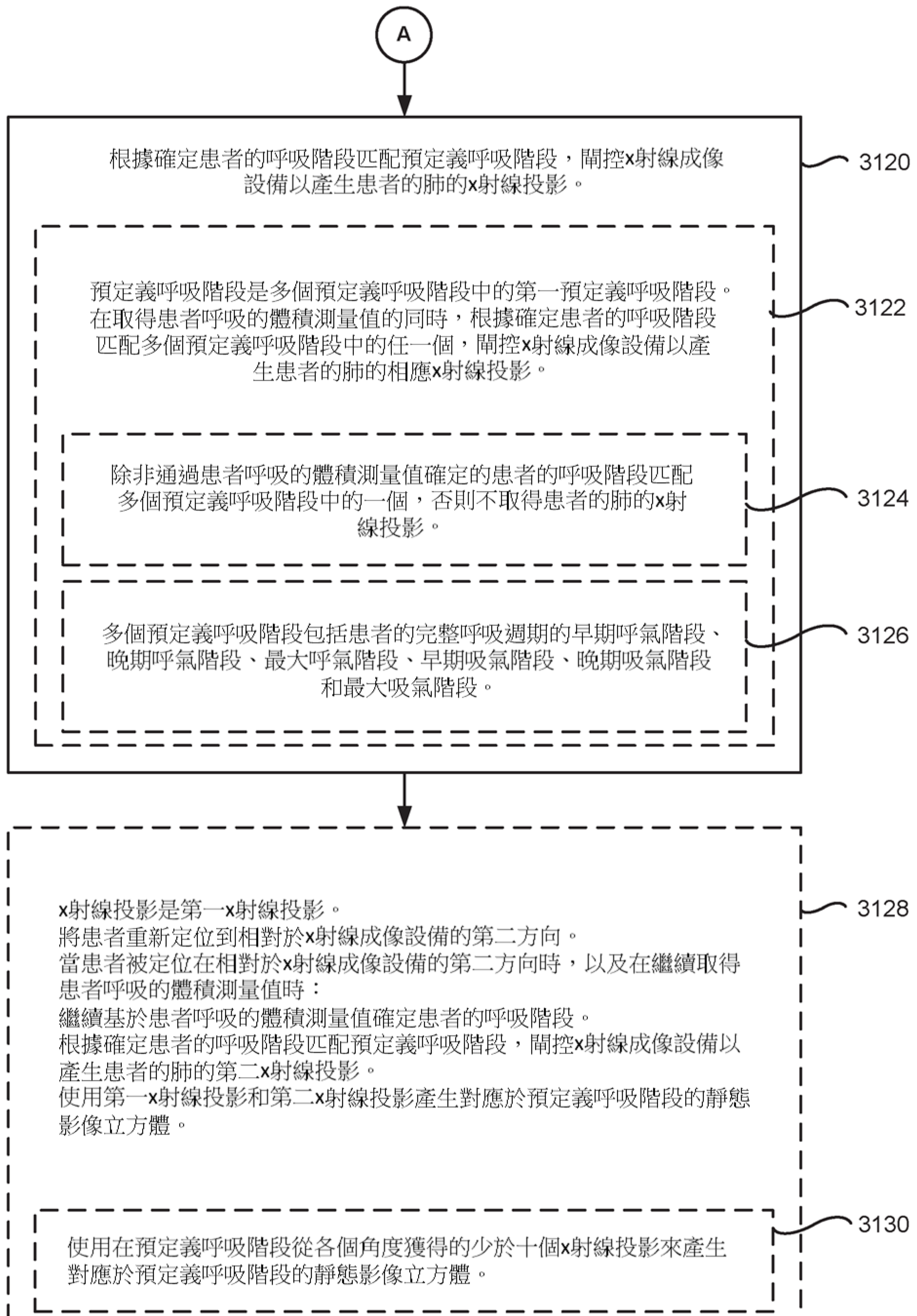
【圖29】



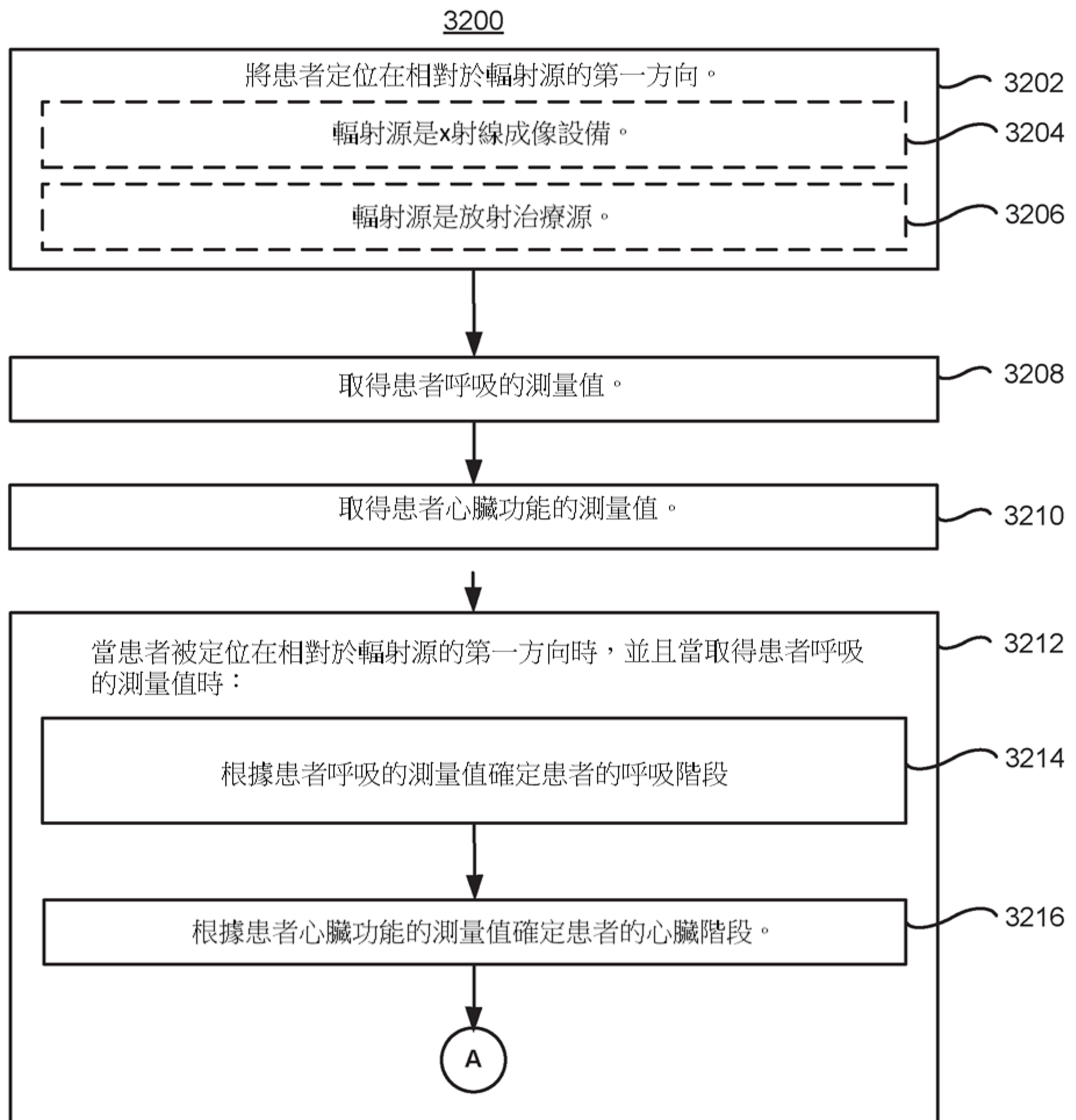
【圖30】



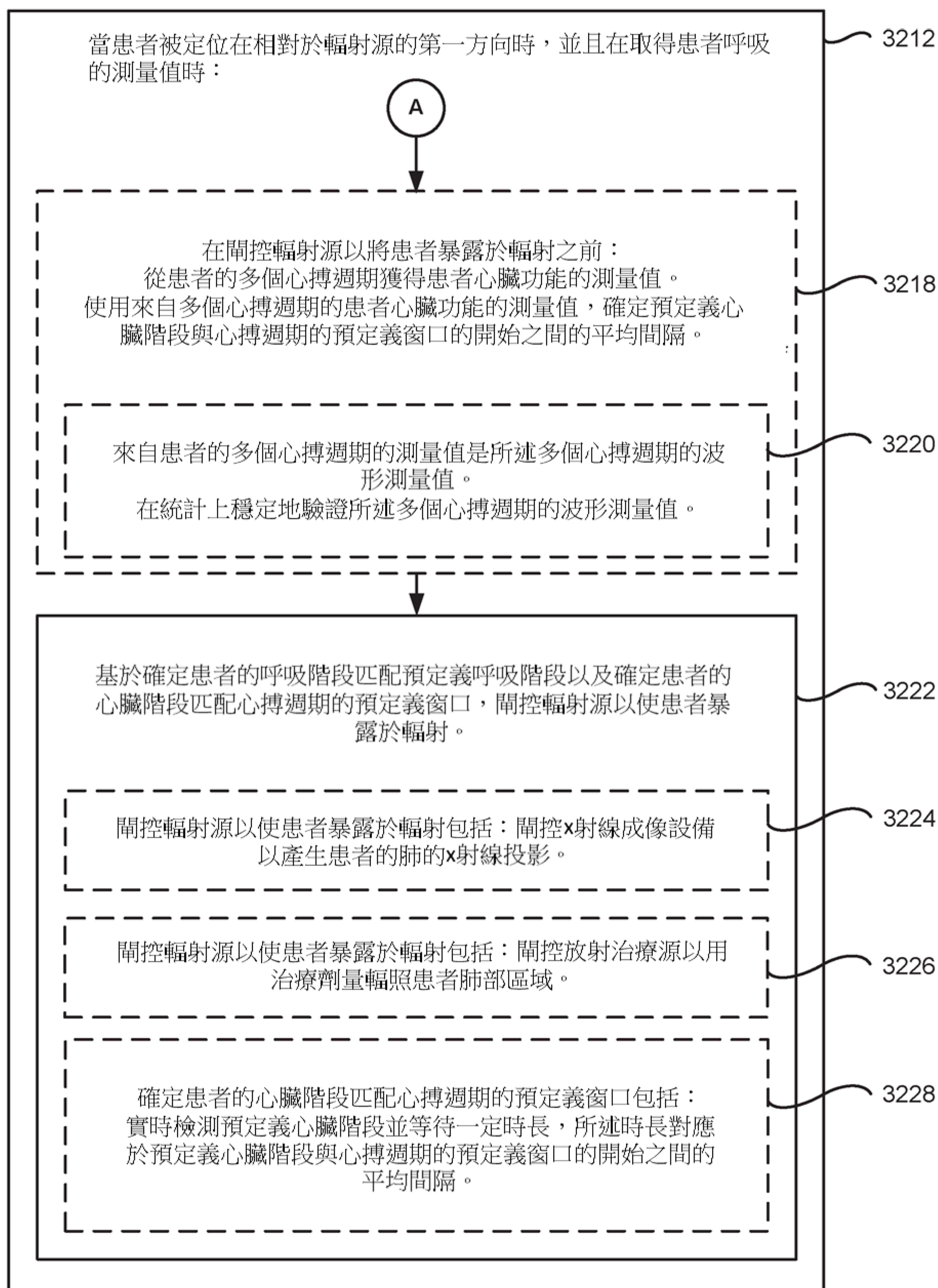
【圖31A】



【圖31B】

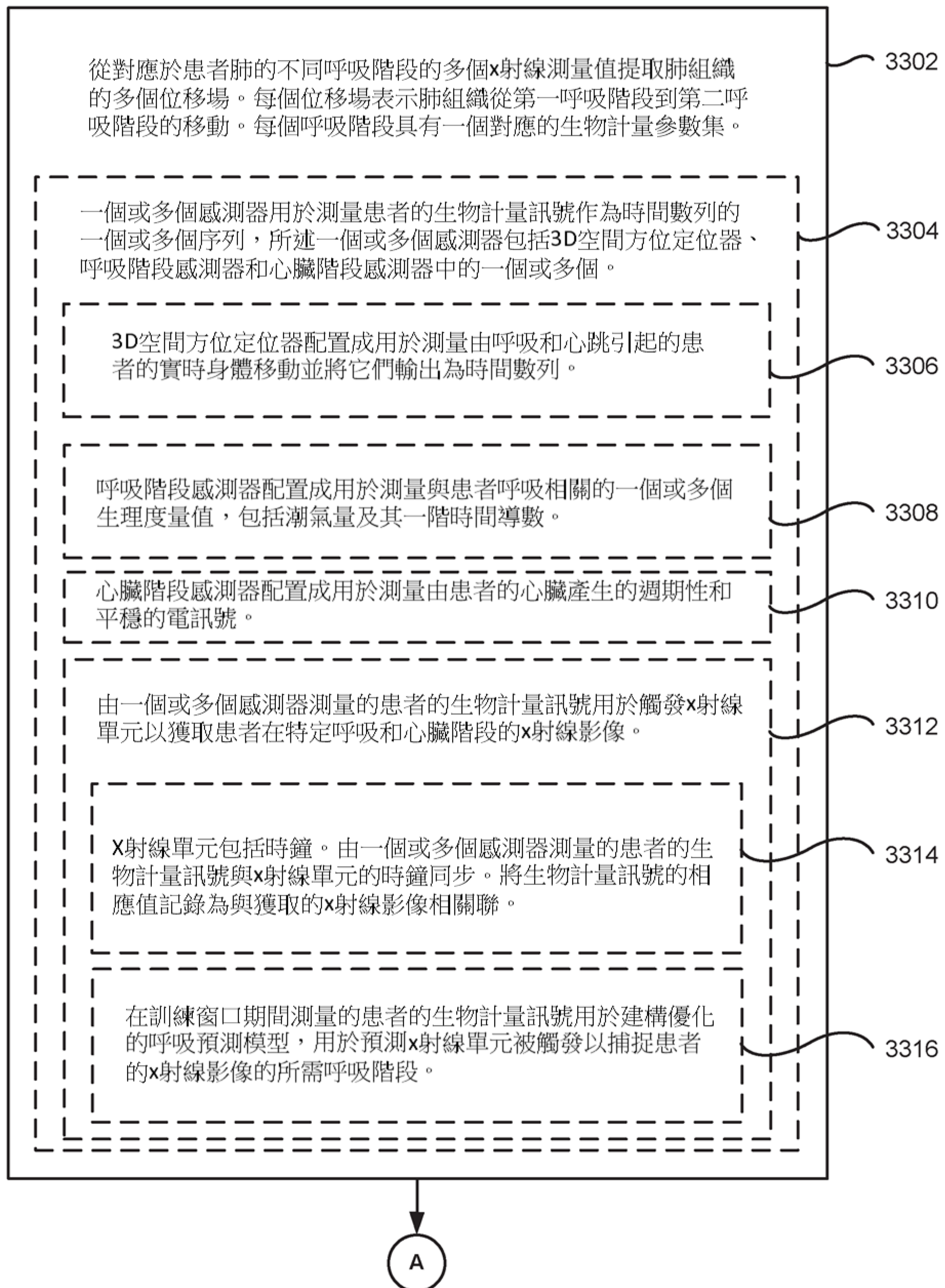


【圖 32A】

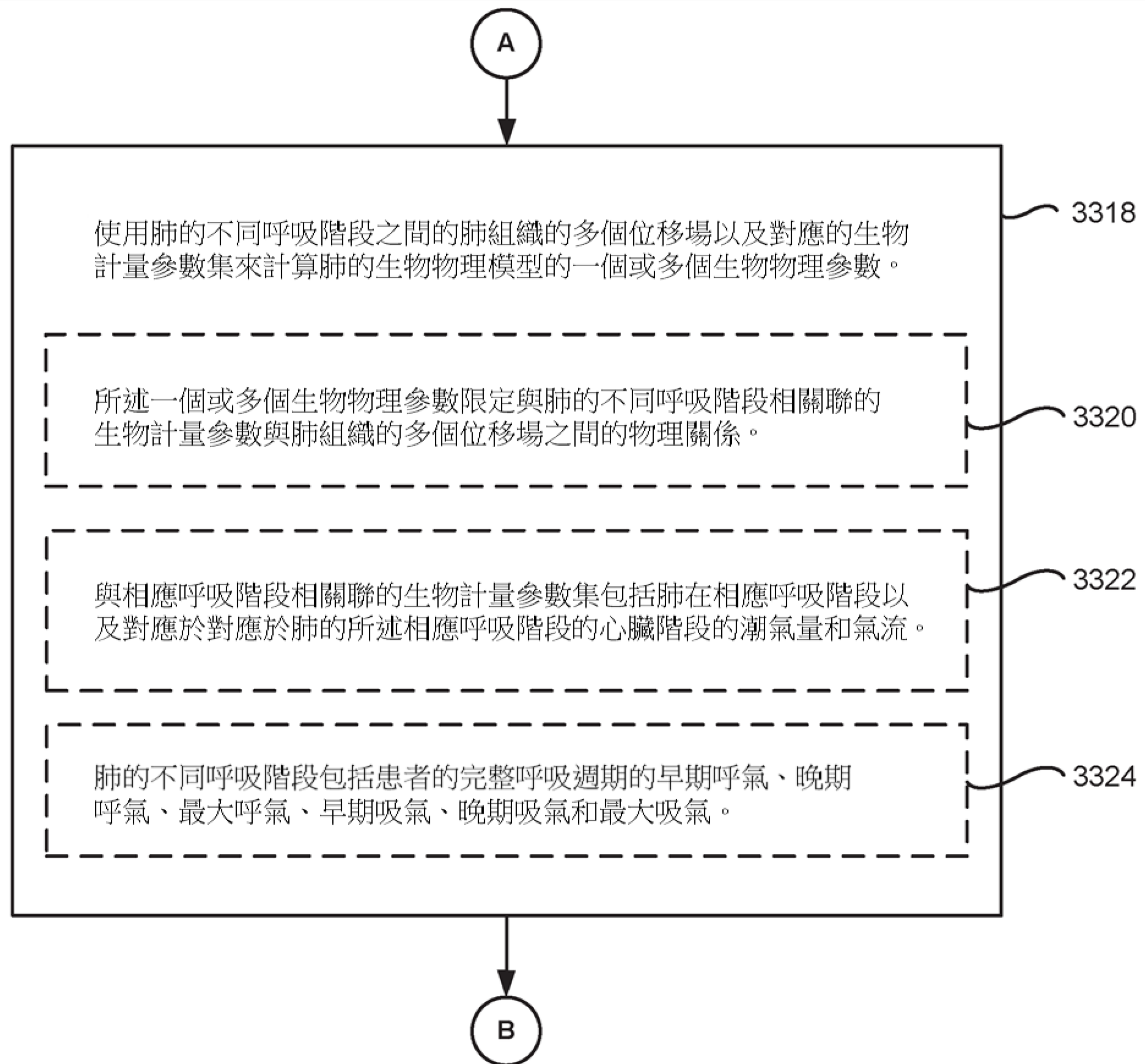


【圖32B】

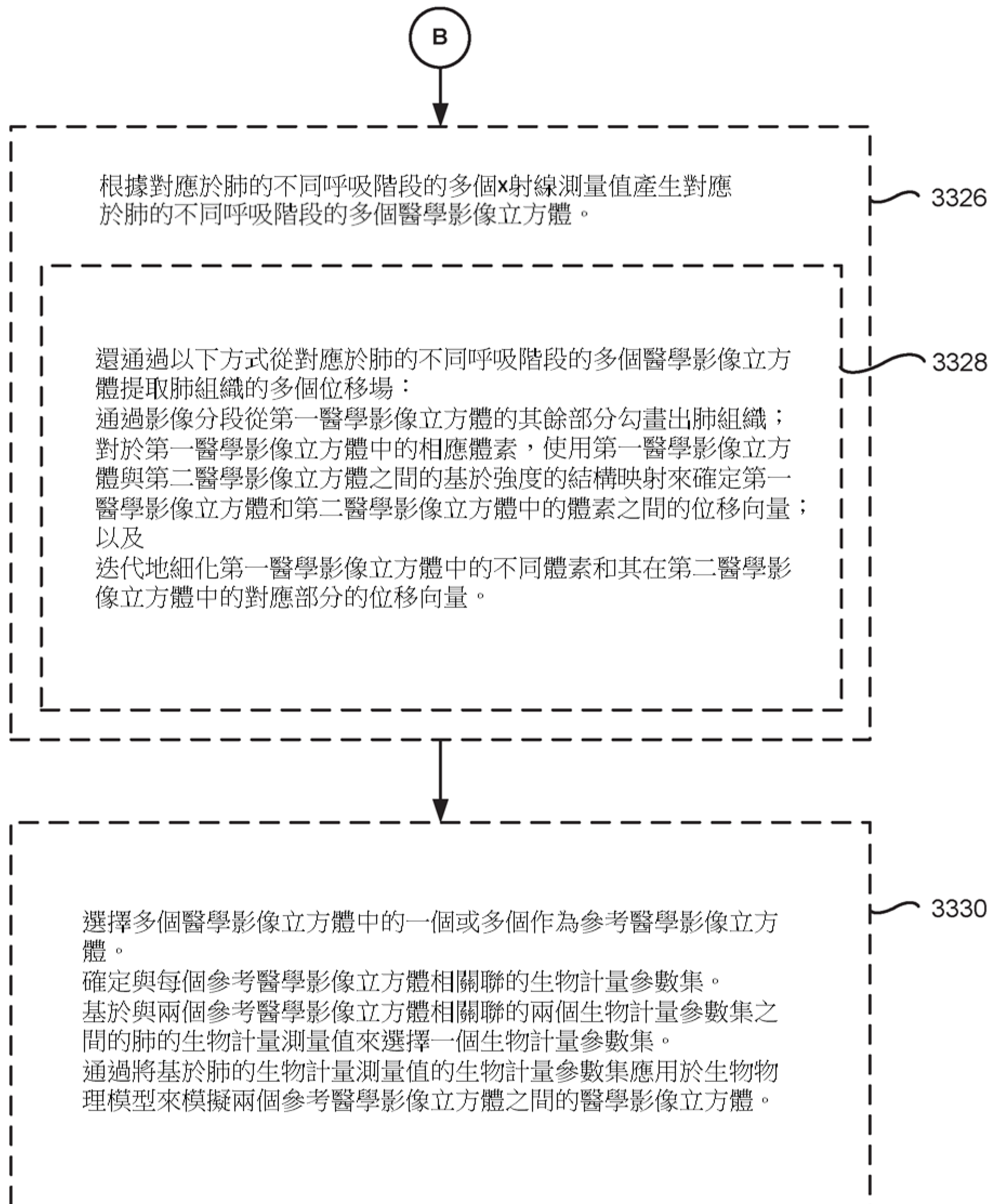
3300



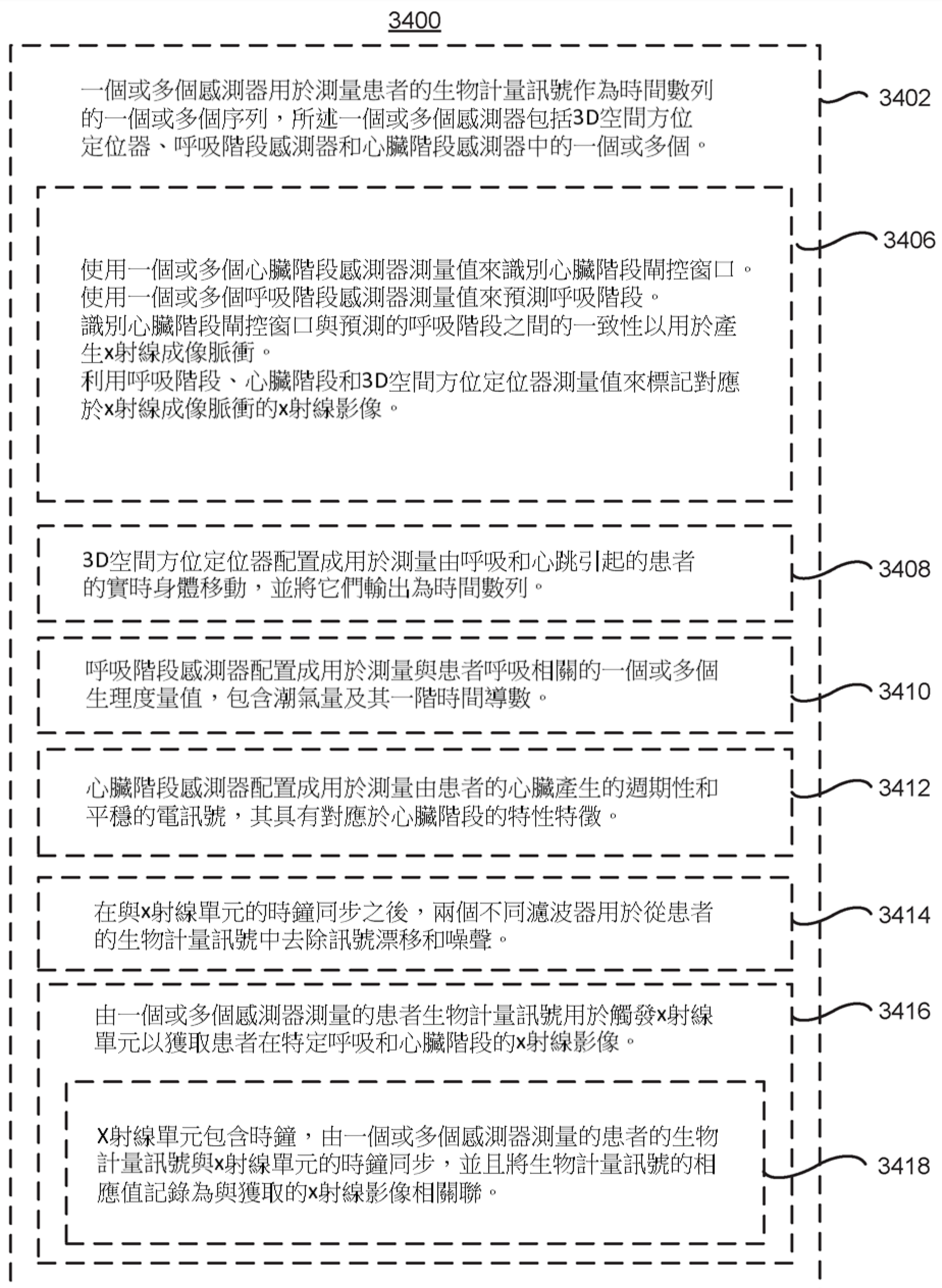
【圖33A】



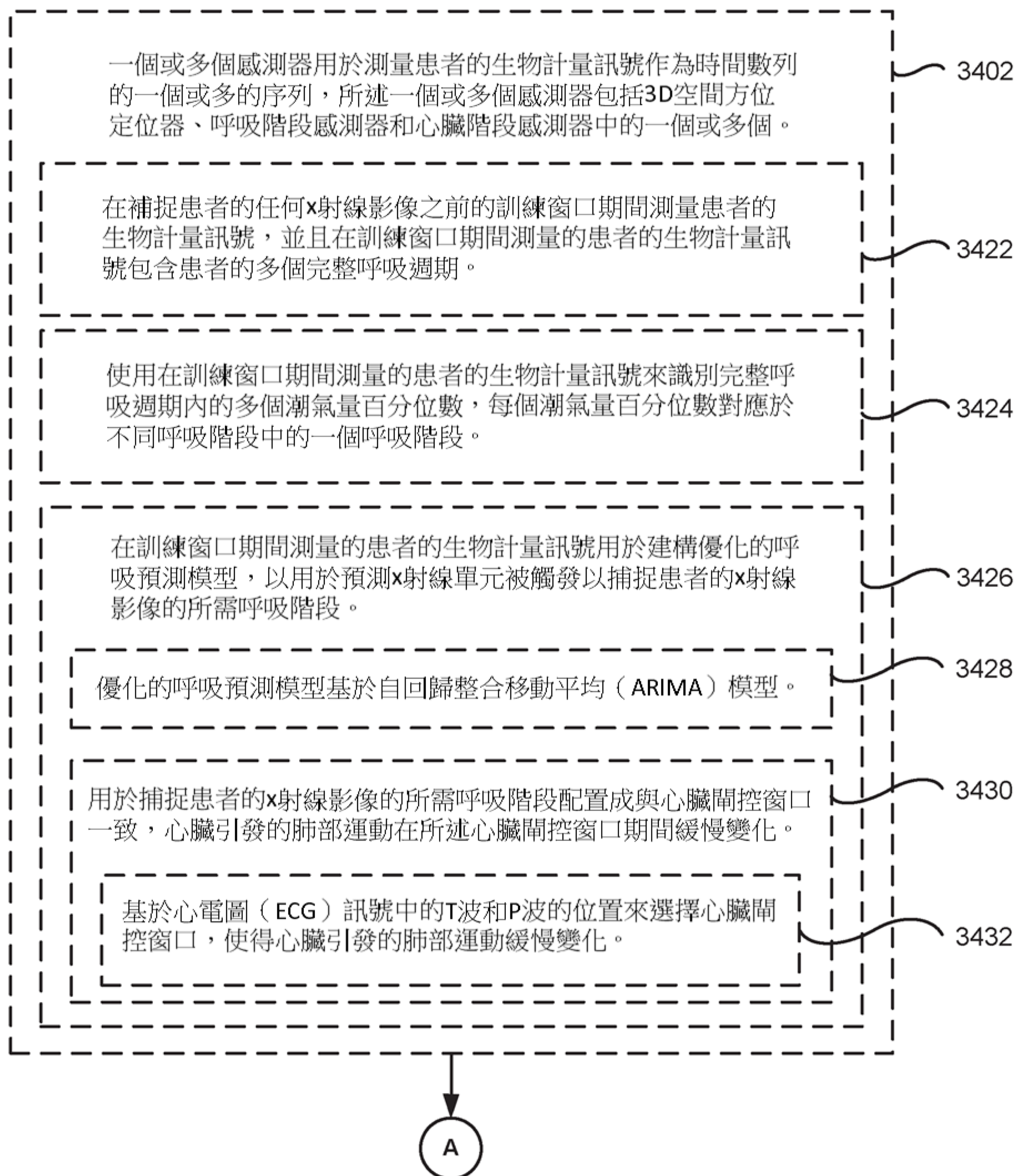
【圖33B】



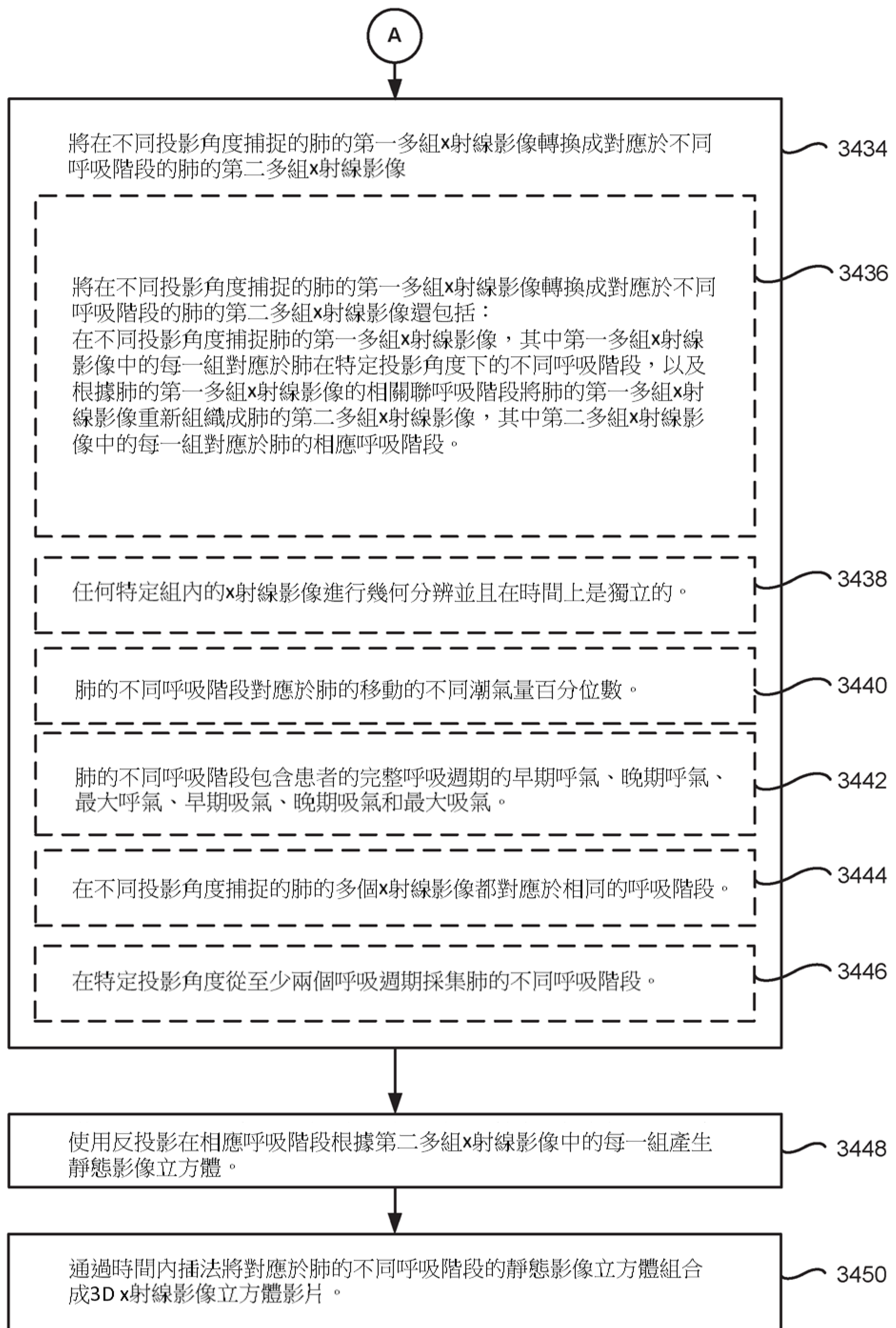
【圖33C】



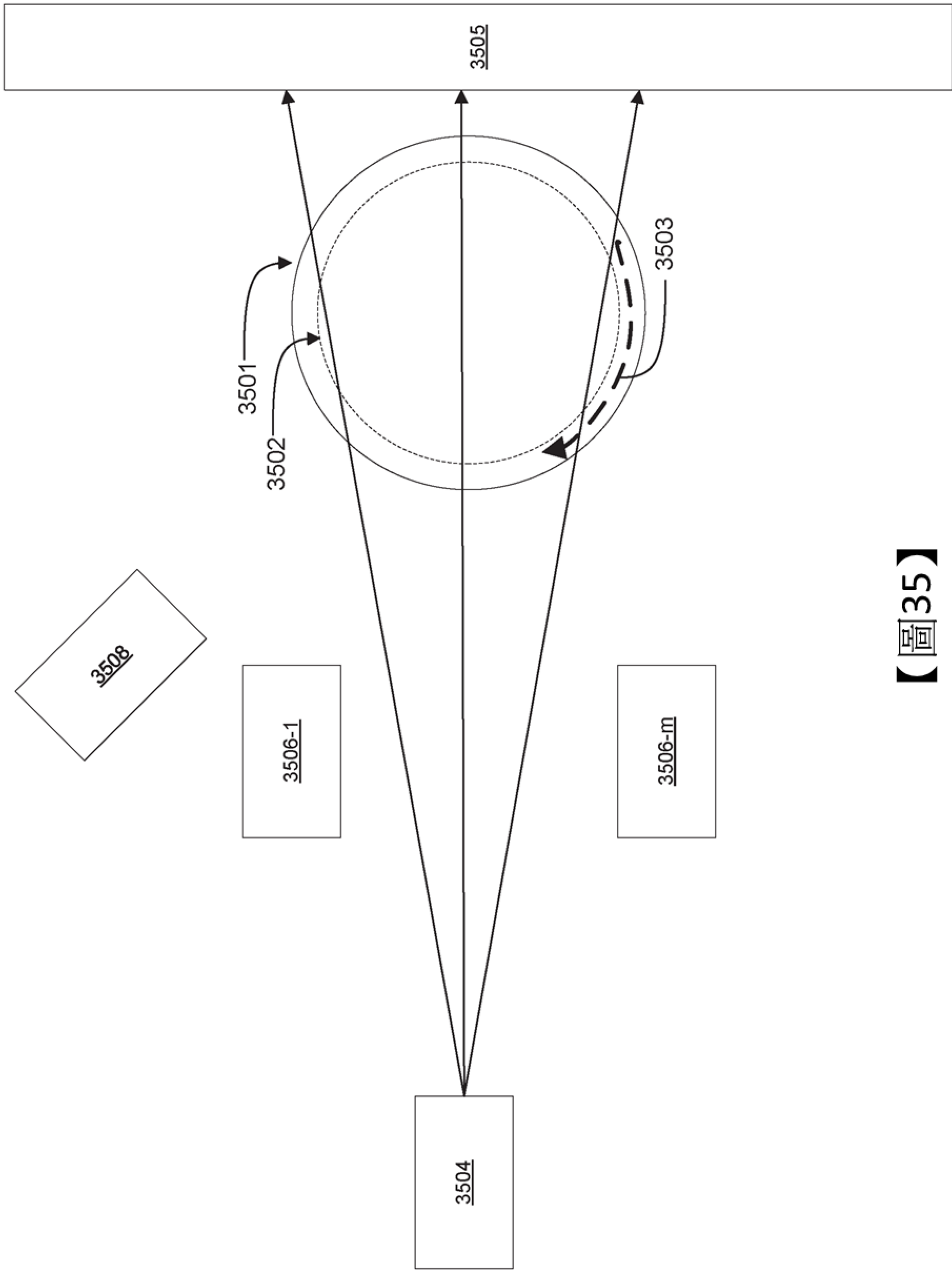
【圖34A】



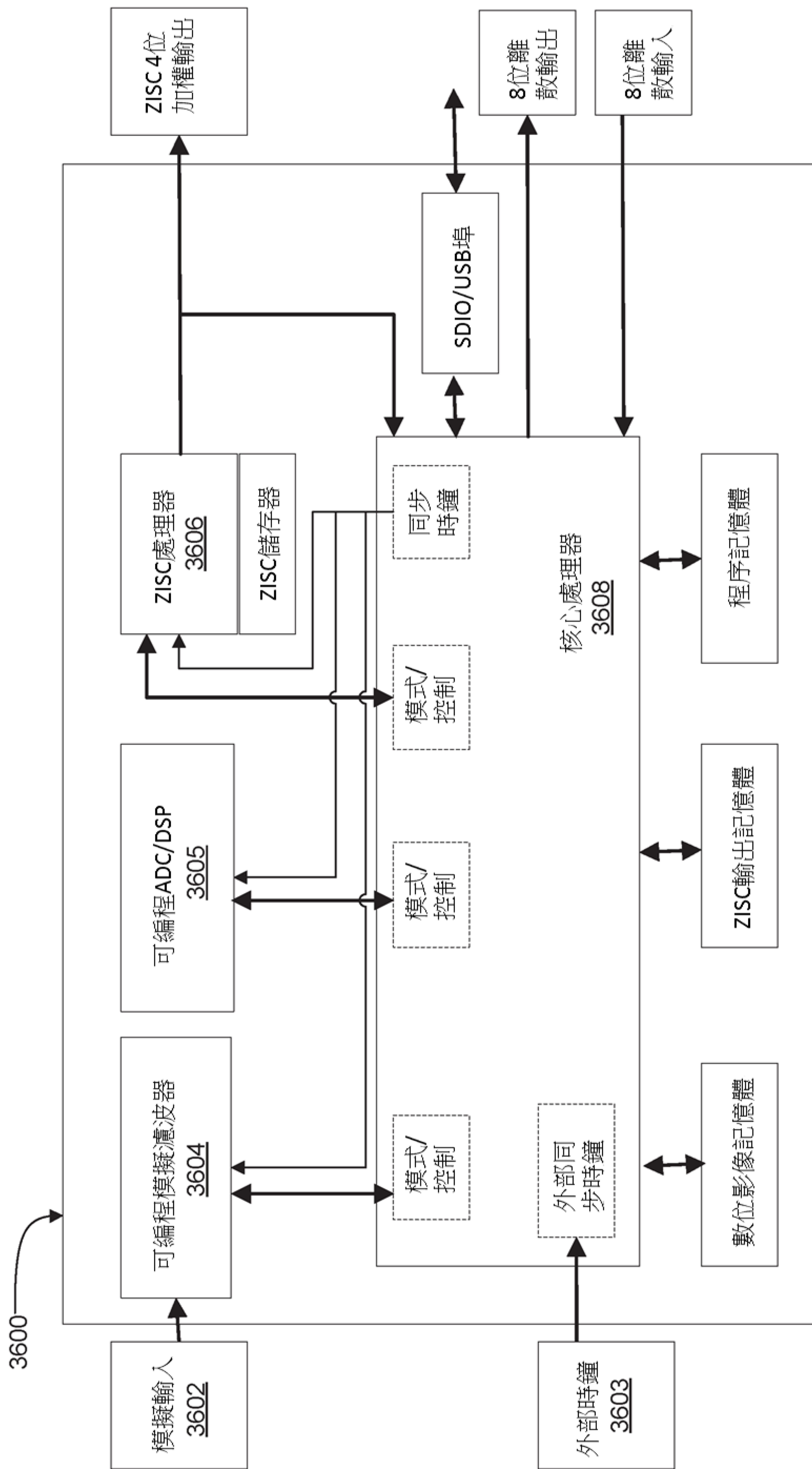
【圖34B】



【圖34C】



【圖35】



【圖36】