



(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 I788629 B

(45)公告日：中華民國 112 (2023) 年 01 月 01 日

(21)申請案號：109105166

(22)申請日：中華民國 109 (2020) 年 02 月 18 日

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

A61B5/055 (2006.01)

G06T7/00 (2017.01)

(30)優先權：2019/02/25

中國大陸

201910138930.6

(71)申請人：大陸商騰訊科技(深圳)有限公司(中國大陸) TENCENT TECHNOLOGY

(SHENZHEN) COMPANY LIMITED (CN)

中國大陸

(72)發明人：王亮 WANG, LIANG (CN)；張軍 ZHANG, JUN (CN)

(74)代理人：劉哲郎

(56)參考文獻：

TW 201518967A

CN 102247144A

CN 108882902A

JP 2010-022690A

US 2010/172562A1

審查人員：許沐安

申請專利範圍項數：11 項 圖式數：10 共 36 頁

(54)名稱

圖像處理方法、裝置及系統、電子設備及電腦可讀儲存媒體

(57)摘要

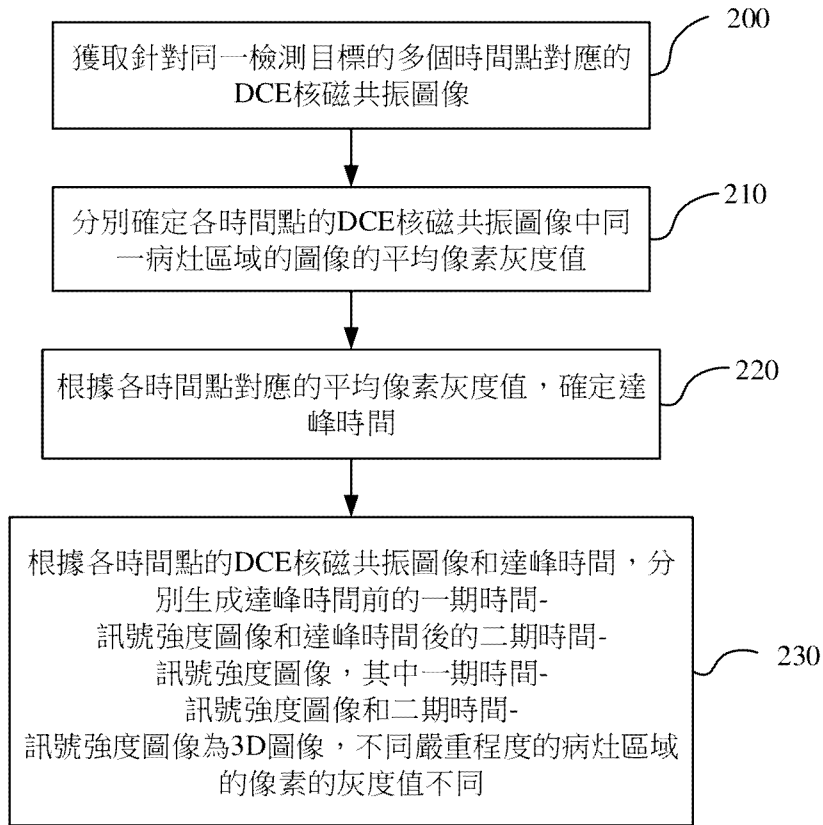
一種圖像處理方法，其包括獲取針對同一檢測目標的多個時間點對應的 DCE 核磁共振圖像；分別確定各時間點的 DCE 核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值；根據各時間點對應的平均像素灰度值，確定達峰時間；根據各時間點的 DCE 核磁共振圖像和所述達峰時間，分別生成達峰時間前 3D 的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，不同嚴重程度的病灶區域的像素的灰度值不同。這樣，基於 DCE 核磁共振圖像，生成兩個 3D 圖像，能夠提供更多更全面的訊息，表達整體病灶區域的變化，從而提高診斷準確性。

An image processing method includes obtaining dynamic contrast enhanced (DCE) magnetic resonance imaging (MRI) images corresponding to multiple time spots for a same detection target; determining an averaged pixel gray value of an image of a same lesion region for the DCE MRI image at each of the time spot; determining a peak-reached time spot according to the averaged pixel gray value corresponding to each time spot; based on the DCE MRI images at the respective time spots and the peak-reached time spot, generating a 3D first period-signal strength image before the peak-reached time spot and a 3D second period-signal strength image after the peak-reached time spot, respectively, pixel gray values being different at different stages of the lesion region. In such a way, two 3D images are generated based on the DCE MRI images. It is able to provide more and more comprehensive information to express changes of the overall lesion region, thereby improving diagnostic accuracy.

指定代表圖：

符號簡單說明：

200~230:步驟



【第2圖】



I788629

【發明摘要】

【中文發明名稱】 圖像處理方法、裝置及系統、電子設備及電腦可讀儲存媒體

【英文發明名稱】 IMAGE PROCESSING METHOD, DEVICE AND SYSTEM, ELECTRONIC APPARATUS, AND COMPUTER READABLE STORAGE MEDIUM

【中文】

一種圖像處理方法，其包括獲取針對同一檢測目標的多個時間點對應的DCE核磁共振圖像；分別確定各時間點的DCE核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值；根據各時間點對應的平均像素灰度值，確定達峰時間；根據各時間點的DCE核磁共振圖像和所述達峰時間，分別生成達峰時間前3D的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，不同嚴重程度的病灶區域的像素的灰度值不同。這樣，基於DCE核磁共振圖像，生成兩個3D圖像，能夠提供更多更全面的訊息，表達整體病灶區域的變化，從而提高診斷準確性。

【英文】

An image processing method includes obtaining dynamic contrast enhanced (DCE) magnetic resonance imaging (MRI) images corresponding to multiple time spots for a same detection target; determining an averaged pixel gray value of an image of a same lesion region for the DCE MRI image at each of the time spot; determining a peak-reached time spot according to the averaged pixel gray value corresponding to

each time spot; based on the DCE MRI images at the respective time spots and the peak-reached time spot, generating a 3D first period-signal strength image before the peak-reached time spot and a 3D second period-signal strength image after the peak-reached time spot, respectively, pixel gray values being different at different stages of the lesion region. In such a way, two 3D images are generated based on the DCE MRI images. It is able to provide more and more comprehensive information to express changes of the overall lesion region, thereby improving diagnostic accuracy.

【指定代表圖】 第2圖

【代表圖之符號簡單說明】

200~230 步驟

【發明說明書】

【中文發明名稱】 圖像處理方法、裝置及系統、電子設備及電腦可讀儲存媒體

【英文發明名稱】 IMAGE PROCESSING METHOD, DEVICE AND SYSTEM, ELECTRONIC APPARATUS, AND COMPUTER READABLE STORAGE MEDIUM

【技術領域】

【0001】 本發明係關於醫療影像處理技術領域，特別有關一種圖像處理方法、裝置及系統、電子設備及電腦可讀儲存媒體。

【先前技術】

【0002】 目前，對於乳腺的核磁共振成像（Magnetic Resonance Imaging，MRI）影像腫瘤的分析中，習知技術中，通常是基於動態對比度增強（Dynamic contrast enhanced，DCE）圖像，生成相應的時間訊號曲線（Time-intensity curve，TIC）來進行分析，具有一定價值。習知技術中，生成TIC曲線主要是透過常規的乳腺磁共振檢查，獲得多個時間點的DCE核磁共振圖像，然後在疑似病灶區域中選取一個點，獲得該點對應的不同時間點的DCE核磁共振圖像的像素灰度值，並繪製一條曲線，即TIC曲線，從而可以基於該TIC曲線，確定乳腺腫瘤診斷結果。

【0003】 但是，習知技術中，基於DCE核磁共振圖像生成TIC曲線，而TIC曲線為一維曲線，只能表達一個小區域的像素值的變化，並且選取的點，是人為選取的，不同的醫生可能選取的點不同，然而不同的點可能會帶來不同的診斷結果，比較片面，無法全面並準確地表現病灶區域。

【發明內容】

【0004】 本發明實施例提供一種圖像處理方法、裝置及系統、電子設備及電腦可讀儲存媒體，以解決習知技術中僅能生成一維曲線，參考較為片面，無法全面並準確地表現病灶區域的問題。

【0005】 本發明實施例提供的具體技術方案如下：

【0006】 本發明一個實施例提供了一種圖像處理方法，包括：

【0007】 獲取針對同一檢測目標的多個時間點對應的動態對比度增強DCE核磁共振圖像；

【0008】 分別確定各時間點的DCE核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值；

【0009】 根據各時間點對應的平均像素灰度值，確定達峰時間；以及

【0010】 根據各時間點的DCE核磁共振圖像和所述達峰時間，分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，其中所述一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像為3D圖像，不同嚴重程度的病灶區域的像素的灰度值不同。

【0011】 本發明另一個實施例一種圖像處理裝置，包括：

【0012】 獲取模組，用於獲取針對同一檢測目標的多個時間點對應的動態對比度增強DCE核磁共振圖像；

【0013】 第一確定模組，用於分別確定各時間點的DCE核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值；

【0014】 第二確定模組，用於根據各時間點對應的平均像素灰度值，確定達峰時間；以及

【0015】 生成模組，用於根據各時間點的DCE核磁共振圖像和所述達峰時間，分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，其中所述一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像為3D圖像，不同嚴重程度的病灶區域的像素的灰度值不同。

【0016】 本發明另一個實施例一種圖像處理系統，至少包括：

【0017】 圖像採集設備，用於獲取針對同一檢測目標的多個時間點對應的動態對比度增強DCE核磁共振圖像；

【0018】 圖像處理設備，用於分別確定各時間點的DCE核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值，並根據各時間點對應的平均像素灰度值，確定達峰時間，以及根據各時間點的DCE核磁共振圖像和所述達峰時間，分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，其中所述一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像為3D圖像，不同嚴重程度的病灶區域的像素的灰度值不同；以及

【0019】 顯示設備，用於輸出顯示所述一期時間-訊號強度圖像和所述二期時間-訊號強度圖像。

【0020】 本發明另一個實施例一種電子設備，包括：

【0021】 至少一個儲存器，用於儲存程式指令；以及

【0022】 至少一個處理器，用於調用所述儲存器中儲存的程式指令，按照獲得的程式指令執行上述任一種圖像處理方法。

【0023】 本發明另一個實施例一種電腦可讀儲存媒體，其上儲存有電腦程式，所述電腦程式被處理器執行時實現上述任一種圖像處理方法的步驟。

【0024】 本發明實施例中，獲取針對同一檢測目標的多個時間點對應的DCE核磁共振圖像；分別確定各時間點的DCE核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值；根據各時間點對應的平均像素灰度值，確定達峰時間；以

及根據各時間點的DCE核磁共振圖像和所述達峰時間，分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，其中所述一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像為3D圖像，不同嚴重程度的病灶區域的像素的灰度值不同。這樣，基於DCE核磁共振圖像，可以生成兩個3D圖像，代替傳統的一維TIC曲線的方式，不僅可以表達TIC曲線的訊息，還可以同時提供所有像素點的良好結果，表達整體病灶區域的變化，能夠提供更多更全面的病灶區域良惡性趨勢的訊息，提高診斷的準確性。

【圖式簡單說明】

【0025】

[第1圖]為習知技術中TIC曲線生成原理示意圖；

[第2圖]為本發明實施例中圖像處理方法流程圖；

[第3圖]為本發明實施例中一種3D乳腺MRI的DCE核磁共振圖像的三視圖；

[第4A圖]為本發明實施例中一種3D病灶區域的TIC曲線示意圖；

[第4B圖]為本發明實施例中TIC曲線對應的一階梯度曲線示意圖；

[第5A圖]為本發明實施例中一種一期時間-訊號強度圖像示意圖；

[第5B圖]為本發明實施例中一種二期時間-訊號強度圖像示意圖；

[第6圖]為本發明實施例中另一種病灶區域中某點的TIC曲線示意圖；

[第7A圖]為本發明實施例中另一種DCE核磁共振圖像示意圖；

[第7B圖]為本發明實施例中另一種達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像示意圖；

[第7C圖]為本發明實施例中另一種達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像示意圖；

[第8圖]為本發明實施例中圖像處理裝置結構示意圖；

[第9圖]為本發明實施例中圖像處理系統結構示意圖；

[第10圖]為本發明實施例中電子設備結構示意圖。

【實施方式】

【0026】 下面將結合本發明實施例中的圖式，對本發明實施例中的技術方案進行清楚、完整地描述，顯然，所描述的實施例僅僅是本發明一部分實施例，並不是全部的實施例。基於本發明中的實施例，所屬技術領域具有通常知識者在沒有做出創造性勞動前提下所獲得的所有其他實施例，都屬本發明保護的範圍。

【0027】 為便於對本發明實施例的理解，下面先對幾個概念進行簡單介紹：

【0028】 造影劑：又稱對比劑，是為增強影像觀察效果而注入或服用到人體組織或器官的化學製品，這些製品的密度高於或低於周圍組織，形成的對比用某些器械顯示圖像。

【0029】 核磁共振成像（Magnetic Resonance Imaging，MRI）：是斷層成像的一種，主要利用磁共振現象從人體中獲得電磁訊號，並重建出人體訊息。

【0030】 動態對比度增強（Dynamic contrast enhanced，DCE）：可以透過訊號增強的程度反映器官或組織的物理及生理特性。實際中，基於DCE-MRI可以多時相掃描，產生連續動態的圖像，透過後處理技術能獲得一系列半定量及定量參數，更為客觀地反映病變的強化特徵，對所顯示區域的生理特性有著更為豐富全面的訊息。

【0031】 時間訊號曲線（Time-intensity curve，TIC）：是基於MRI動態增強掃描，即DCE-MRI產生的時間訊號曲線，TIC 曲線可以反映組織經過對比劑灌注情況下影像亮度隨時間變化的變化情況，透過觀察病灶區域中對比劑流入的

快慢和多少可以來對病灶例如腫瘤進行定性和分級等分析，具有一定價值，TIC曲線的橫坐標為時間，縱坐標為圖像中某個點的像素灰度值。

【0032】 並且為了更好的進行理解，對TIC曲線表示的含義進行說明，TIC曲線可以分為：I型為持續升高型，即在注射對比劑後，病灶的訊號強度持續升高，表現為I型曲線的病變傾向於良性病變；II型為平台型，即在注射對比劑後一定時間內病灶的訊號強度上升到一定水平後，隨後維持較長時間訊號強度變化不明顯；III型為流出型，即在注射對比劑後病灶的訊號強度上升到一定程度後，隨後逐漸降低，為快進快出型，III型多為惡性病變。

【0033】 達峰時間：達到峰值的時間，本發明實施例中主要是針對TIC曲線上訊號強度最大變化的時間點。

【0034】 感興趣區域（Region Of Interest，ROI）：原始資料上的局部區域，本發明實施例中表示2D或者3D矩形區域，指確定的病灶區域。

【0035】 病灶：機體上發生病變的部分。

【0036】 灰度值:表示灰度圖像單個像素點的亮度值，值越大，像素點越亮，反之越暗，可以用於描述圖像中具體像素的亮度值。

【0037】 習知技術中，對於乳腺的MRI影像腫瘤的分析中，通常是基於DEC圖像，生成相應的TIC曲線來進行分析，具體地參閱第1圖所示，為習知技術中TIC曲線生成原理示意圖，透過磁共振掃描，獲得多個時間點的DCE核磁共振圖像，在疑似病灶區域中選取一個點，獲得該點對應的不同時間點的DCE核磁共振圖像的像素灰度值，並繪製一條曲線，即TIC曲線，例如，如第1圖所示，列舉了某點的4個時間點的DCE核磁共振圖像，分別為t1、t2、t3和t4的DCE核磁共振圖像，得到該點的如第1圖中右圖所示的TIC曲線，其橫坐標為時間點，縱坐標為該點的像素灰度值。

【0038】 但是，習知技術中生成的TIC曲線為一維曲線，只能表達一個小區域的像素值的變化，並且在繪製TIC曲線時，選取的點，是人為選取的，具有隨機性，不同的醫生可能選取的點不同，然而不同的點可能會帶來不同的診斷結果，比較片面，無法全面並準確地表現病灶區域。

【0039】 因此，針對上述問題，本發明實施例中提供了一種圖像生成方法，可以基於DCE核磁共振圖像生成3D圖像，使用兩個3D圖像代替傳統的TIC曲線，把TIC曲線表達的訊息用兩個3D圖像來表現，獲取針對同一檢測目標的多個時間點對應的DCE核磁共振圖像後，確定各時間點的DCE核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值，計算達峰時間，進而根據達峰時間和各時間點的DCE核磁共振圖像，分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，其各點的像素的灰度值大小，表示病灶區域的供血強度變化速率，可以反映病灶區域的嚴重程度，從而可以根據一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像的像素灰度值，即亮度變化，確定病灶的嚴重程度，這樣，可以生成3D的一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像，能夠提供更多更全面的病灶訊息，展示檢測目標的病灶的整體情況，更加全面和直觀，並且還可以提供具體的量化訊息，從而可以提供更加準確和可靠的診斷依據，提高病變診斷的準確性。

【0040】 需要說明的是，本發明實施例中圖像處理方法可以由終端設備執行，例如相應的醫療設備，也可以由伺服器執行，例如，終端設備將獲得的多個時間點的DCE核磁共振圖像發送給伺服器，並由伺服器確定達峰時間，生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，可以將生成的一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像再發送給終端設備，在終端設備可以展示生成的一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像，終端設備與伺服器之間可以透過網際網路相連，實現相互之間的通訊，伺

服务器可以認為是提供相應網路服務的後台伺服器，對於這兩種方式，本發明實施例中並不進行限制。

【0041】 並且，本發明實施例中，主要是以乳腺的MRI影像腫瘤分析為例進行說明，當然，也可以適用於其它應用場景，本發明實施例中並不進行限制。

【0042】 參閱第2圖所示，為本發明實施例中，圖像處理方法的流程圖，該方法包括：

【0043】 步驟200：獲取針對同一檢測目標的多個時間點對應的DCE核磁共振圖像。

【0044】 其中，檢測目標例如為人體的器官或組織等。

【0045】 例如，對乳腺腫瘤進行分析時，可以基於磁共振掃描儀器，例如，MRI掃描機，設置掃描參數後，例如，可以設置掃描時間和掃描間隔等參數，對乳腺進行掃描，可以獲得針對乳腺的多個時間點對應的DCE核磁共振圖像。

【0046】 進一步地，本發明實施例中由於主要目的是進行腫瘤等病變分析，因此，還需要從DCE核磁共振圖像中確定出病灶區域，本發明實施例中提供了一種可能的實施方式，根據預設圖像分割算法和病變特徵，從各DCE核磁共振圖像中確定出病灶區域。

【0047】 本發明實施例中，進行MRI掃描後，可以獲得3D的DCE核磁共振圖像，可以根據圖像分割算法，自動在3D的DCE核磁共振圖像上確定出可疑的病症區域，例如，腫瘤區域，可以在一個DCE核磁共振圖像中進行確定，也可以分別在各DCE核磁共振圖像中進行確定，並且，進一步地，也可以由醫生等用戶手動在DCE核磁共振圖像上勾畫出病症區域，當然也可以採用其它方式確定病灶區域，並不進行限制。

【0048】 例如，以乳腺MRI為例，參閱第3圖所示，為本發明實施例中一種3D乳腺MRI的DCE核磁共振圖像的三視圖，其中第3圖中左上圖為橫斷面，右上為

矢狀面，右下為冠狀面，（其中左下未示有圖像，可以不用考慮）透過手動繪製或圖像分割，可以確定出病症區域，如第3圖中圈中示意的3D區域即是確定出的病症區域，而第3圖中示意的兩條虛線交叉位置的高亮圓形區域是實際腫瘤的位置，因此可知確定出的病症區域基本是準確的。

【0049】 步驟210：分別確定各時間點的DCE核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值。

【0050】 實際中，每個時間點，都會對應一個DCE序列，即有一個DCE核磁共振圖像，本發明實施例中，針對任一時間點的DCE核磁共振圖像，確定病症區域中全部像素的灰度值，計算平均像素灰度值，將平均像素灰度值，作為當前時間點的灰度值，這樣，不需要從病灶區域中選取某個點，進行計算，而是計算平均像素灰度值，可以提高準確性，能更準確地表達整個病灶區域的特徵。

【0051】 步驟220：根據各時間點對應的平均像素灰度值，確定達峰時間。

【0052】 執行步驟220時，具體包括：

【0053】 S1、根據各時間點對應的平均像素灰度值，生成同一病灶區域的TIC曲線。

【0054】 即基於各時間點，以及各時間點對應的平均像素灰度值，生成TIC曲線，其橫軸表示時間的索引值，縱軸是病灶區域的平均像素灰度值。

【0055】 S2、確定TIC曲線對應的一階梯度曲線，將對應的一階梯度曲線上最高點對應的時間點，作為達峰時間。

【0056】 本發明實施例中，達峰時間即TIC曲線上訊號強度最大變化的點，在計算該訊號強度最大變化的點時，可以先計算TIC曲線對應的一階梯度曲線，由於梯度可以反映變化量，因此一階梯度曲線上最高點即訊號強度最大變化的點，將該點作為達峰時間。

【0057】 例如，參閱第4A圖所示，為本發明實施例中一種3D病灶區域的TIC曲線示意圖，第4B圖為本發明實施例中TIC曲線對應的一階梯度曲線示意圖，以28個不同時間點的DCE核磁共振圖像為例，如第4A圖所示，橫坐標為從0-27時間點，縱坐標為各時間點對應的平均像素灰度值，計算得到第4A圖的TIC曲線對應的一階梯度曲線，如第4B圖所示，可知，在時間索引為4時，為一階梯度曲線的最高點，因此可以得到達峰時間為4，並且通常可以把這種TIC曲線分為一期時間-訊號強度和二期時間-訊號強度，以達峰時間為分割點，即在時間索引為4時，TIC曲線一期時間-訊號強度結束，二期時間-訊號強度開始。

【0058】 步驟230：根據各時間點的DCE核磁共振圖像和達峰時間，分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，其中一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像為3D圖像，不同嚴重程度的病灶區域的像素的灰度值不同。

【0059】 執行步驟230時，可以有以下幾種方式：

【0060】 第一種方式：分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，包括：

【0061】 S1、確定各時間中的起始時間點和結束時間點。

【0062】 例如，如第4A圖所示，起始時間點為索引0，結束時間點為索引27。

【0063】 S2、根據達峰時間的DCE核磁共振圖像和起始時間點的DCE核磁共振圖像的差值，生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像。

【0064】 本發明實施例中，一期時間-訊號強度圖像表示針對TIC曲線的一期計算的時間訊號強度圖像，例如，如第4A圖所示，可知一期時間-訊號強度圖像的起始時間點是時間索引0，截止時間即是達峰時間，為索引4，可以根據時間索引0和時間索引4對應的DCE核磁共振圖像的差值，計算得到一期時間-訊號強度圖像。

【0065】 例如，將一期時間-訊號強度圖像記為TI1，將時間索引值為t的DCE核磁共振圖像記為I_{DCE}(t)，則一期時間-訊號強度圖像可以表示為：

$$\text{【0066】 } TI1 = 100\% * \frac{I_{DCE(4)} - I_{DCE(0)}}{I_{DCE(0)} + \delta}。$$

【0067】 其中， δ 為無窮小量，為了避免計算分時母為0的情況，‘*’為乘法。

【0068】 TI1可以表示達到達峰時間時的一期訊號，相對於I_{DCE}(0)的增量百分比，即一期時間-訊號強度圖像的各點的像素的灰度值表示供血強度變化速率，可以反映病灶的嚴重程度。

【0069】 S3、根據結束時間點的DCE核磁共振圖像和達峰時間的DCE核磁共振圖像的差值，生成達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像。

【0070】 本發明實施例中，二期時間-訊號強度圖像表示針對TIC曲線的二期計算的時間訊號強度圖像，例如，如第4A圖所示，可知二期時間-訊號強度圖像的起始時間點是達峰時間，為索引4，截止時間為索引27，可以根據時間索引27和時間索引4對應的DCE核磁共振圖像的差值，計算得到二期時間-訊號強度圖像。

【0071】 例如，將二期時間-訊號強度圖像記為TI2，將時間索引值為t的DCE核磁共振圖像記為I_{DCE}(t)，則二期時間-訊號強度圖像可以表示為：

$$\text{【0072】 } TI2 = 100\% * \frac{I_{DCE(27)} - I_{DCE(4)}}{I_{DCE(4)} + \delta}。$$

【0073】 TI2可以表示二期訊號的末尾某時間點索引，例如t=27時的DCE核磁共振圖像的灰度變化，相對於I_{DCE}(4)的增量百分比，即二期時間-訊號強度圖像的各點的像素的灰度值也可以表示供血強度變化速率。

【0074】 第二種方式：分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，包括：

【0075】 S1、確定各時間點的起始時間點和結束時間點，並分別從各時間點中採樣出預設數目個時間點。

【0076】 例如，可以根據實際需求進行採樣，可以從各時間點中選取多個時間點。

【0077】 S2、分別確定達峰時間之前採樣出的時間點的DCE核磁共振圖像和起始時間點的DCE核磁共振圖像的第一差值，並根據各第一差值的平均值，生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像。

【0078】 例如，採樣出的時間點為3、4、8、25，達峰時間為4，則計算一期時間-訊號強度圖像可以表示為：

$$\text{【0079】 } TI1 = (100\% * \frac{I_{DCE(4)} - I_{DCE(0)}}{I_{DCE(0)} + \delta} + 100\% * \frac{I_{DCE(3)} - I_{DCE(0)}}{I_{DCE(0)} + \delta}) / 2。$$

【0080】 S3、分別確定達峰時間之後採樣出的時間點的DCE核磁共振圖像和達峰時間的DCE核磁共振圖像的第二差值，並根據各第二差值的平均值，生成達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像。

【0081】 例如，計算二期時間-訊號強度圖像可以表示為：

$$\text{【0082】 } TI2 = (100\% * \frac{I_{DCE(8)} - I_{DCE(4)}}{I_{DCE(4)} + \delta} + 100\% * \frac{I_{DCE(25)} - I_{DCE(4)}}{I_{DCE(4)} + \delta}) / 2。$$

【0083】 需要說明的是，本發明實施例中，生成一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像，並不僅限於上述兩種方式，例如，還可以僅透過達峰時間前除達峰時間之外的某點與起始時間點的差值，來表示一期時間-訊號強度圖像，也可以僅透過達峰時間後的某點與達峰時間的差值，來表示二期時間-訊號強度圖像，具體可以根據實際需要和情況進行設置，本發明實施例中並不進行限制，目的是為了生成達峰時間前後可以表示圖像灰度值變化的3D圖像。

【0084】 這樣，本發明實施例中，由於DCE核磁共振圖像為3D圖像，基於圖像灰度值的變化速率，生成的一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像也是3D圖像，並且，進行MRI掃描時，注射對比劑後，若存在腫瘤等病變，則隨著時間變化，圖像亮度變化和正常情況下是不一樣的，因此，透過圖像灰度

值的變化生成的一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像中各點的像素的灰度值，可以用於確定病灶區域，以及病灶區域的嚴重程度，灰度值越大，說明圖像越亮，則病變可能性越大，透過一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像中病灶區域的像素的灰度值的大小，可以確定病變等級，例如，可以判斷是否為良性或惡性腫瘤。例如，一期時間-訊號強度圖像中病灶區域的像素的灰度值為正值，並大於一定閾值，二期時間-訊號強度圖像中病灶區域的像素的灰度值為負值，並小於一定閾值，則說明灰度值增量逐漸升高，並之後降低，若對應於TIC曲線，類似於快進快出型的TIC曲線，表徵病灶區域的嚴重程度大於設定級別，即通常可以確定為惡性腫瘤。

【0085】 例如，參閱第5A圖所示，為本發明實施例中一種一期時間-訊號強度圖像示意圖，如第5A圖所示，兩條虛線交叉的位置表示了病灶區域中的某一個點，可知，可以查看到該點的灰度值為125.2，說明I_DCE(4)相對於I_DCE(0)亮度升高了125.2%，像素灰度值升高。

【0086】 參閱第5B圖所示，為本發明實施例中一種二期時間-訊號強度圖像示意圖，如第5B圖所示，同樣兩條虛線交叉的位置表示了病灶區域中的某一個點，可以查看到該點的灰度值為-19.06，說明I_DCE(27)相對於I_DCE(4)亮度降低了19.06%，像素灰度值降低，透過對病灶區域中多個點的分析，可知像素灰度值逐漸升高而後降低，病灶區域為腫瘤的可能性較大。

【0087】 並且透過對應於TIC曲線，也可以得到相似的結論，例如，參閱第6圖所示，為本發明實施例中另一種病灶區域中某點的TIC曲線示意圖，其中，第6圖（A）為整體TIC曲線，第6圖（B）為達峰時間之前的TIC曲線示意圖，第6圖（C）為達峰時間之後的TIC曲線示意圖，其中，第6圖的某點指第5A圖和第5B圖中兩條虛線交叉的位置的像素點，可知，該點對應的TIC曲線為快進快出型，惡性腫瘤可能性更大。

【0088】 進一步地，也可以設置不同像素的灰度值的大小對應的顏色，例如，灰度值正數由白色到紅色逐漸升高，負數由白色到藍色逐漸降低，則一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像上白色可以表示亮度相差不大，紅色可以表示亮度升高，藍色表示亮度降低，從而可以直接根據一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像上顏色的變化，來確定病變等級，更加直觀。

【0089】 本發明實施例中，基於獲取的DCE核磁共振圖像，分別確定各時間點的DCE核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值，並根據各時間點對應的平均像素灰度值，確定達峰時間；根據各時間點的DCE核磁共振圖像和達峰時間，分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，這樣，可以基於DCE核磁共振圖像，生成兩個3D圖像，代替傳統的一維TIC曲線的方式，相比於傳統的一維TIC曲線，只能提供一個像素點的良好惡性結果，如果醫生認為不好，需要重新選取一個點再次進行繪製，醫生依靠TIC曲線判斷病變良惡性，只能基於某些局部像素點，無法對腫瘤和乳腺整體有一個全域的認識，而透過3D的一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像，實現訊息的高緯度擴展，不僅可以表達TIC曲線的訊息，還可以同時提供所有像素點的良好惡性結果，來表達整體病灶區域或整體乳腺區域的變化，可以提供更多更全面的病灶區域良惡性趨勢的訊息，還可以同時展示多個病灶區域的變化，並且，醫生可以結合本發明實施例中的一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像，以及傳統的TIC曲線，從而進行更準確的診斷，避免醫生只透過TIC曲線而帶來的診斷錯誤，例如，如第4A圖所示為平台型TIC曲線，其診斷意義偏良性，而第6圖（A）所示的TIC曲線是快進快出型，診斷偏惡性，可知同一個病灶區域由於不同像素點的選取，可能會帶來不同的診斷結果，而實際上這個病灶區域的腫瘤是偏惡性的，透過本發明實施例中生成的一期時

間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像，可以很準確地判斷出，提高了診斷的準確性。

【0090】 基於上述實施例，下面採用一個具體應用場景進行說明，以實現的圖像示意圖為例對本發明實施例中圖像處理方法進行說明。

(1) 本發明實施例中，透過MIR掃描，可以獲得針對乳腺的多個時間點的DCE核磁共振圖像，將各時間點的DCE核磁共振圖像作為輸入，參閱第7A圖所示，為本發明實施例中另一種DCE核磁共振圖像示意圖，其中第7A圖中左上圖為橫斷面，右上為矢狀面，右下為冠狀面，其中圖上的高亮區域為腫瘤的病灶區域。

(2) 基於輸入的DCE核磁共振圖像，確定達峰時間，並分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，具體參閱第7B圖所示，為本發明實施例中另一種達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像示意圖，第7C圖所示，為本發明實施例中另一種達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像示意圖，其中，第7B圖和第7C圖中僅示出了部分某腫瘤的病灶區域的示意圖，顯示了這個腫瘤的病灶區域在達峰時間前後的變化情況，高亮區域表示亮度升高的強度，較暗區域表示亮度降低的強度，從第7B圖和第7C圖可以看出，這個腫瘤的病灶區域在達峰時間前的高亮區域，表示血液流入升高較強，在達峰時間後的較暗區域，表示血液流出速度較強，可知這是一個快速流入流出型的腫瘤，可以判定為偏惡性。

【0091】 基於上述實施例，參閱第8圖所示，本發明實施例中，圖像處理裝置具體包括：

【0092】 獲取模組80，用於獲取針對同一檢測目標的多個時間點對應的動態對比度增強DCE核磁共振圖像；

【0093】 第一確定模組81，用於分別確定各時間點的DCE核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值；

【0094】 第二確定模組82，用於根據各時間點對應的平均像素灰度值，確定達峰時間；

【0095】 生成模組83，用於根據各時間點的DCE核磁共振圖像和所述達峰時間，分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，其中所述一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像為3D圖像，不同嚴重程度的病灶區域的像素的灰度值不同。

【0096】 可選的，第一確定模組81進一步用於：根據預設圖像分割算法和病變特徵，從各DCE核磁共振圖像中確定出病灶區域。

【0097】 可選的，根據各時間點對應的平均像素灰度值，確定達峰時間時，第二確定模組82具體用於：

【0098】 根據各時間點對應的平均像素灰度值，生成所述同一病灶區域的時間訊號曲線TIC曲線；確定所述TIC曲線對應的一階梯度曲線，將所述對應的一階梯度曲線上最高點對應的時間點，作為達峰時間。

【0099】 可選的，分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像時，生成模組83具體用於：

【0100】 確定各時間中的起始時間點和結束時間點；

【0101】 根據所述達峰時間的DCE核磁共振圖像和所述起始時間點的DCE核磁共振圖像的差值，生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像；

【0102】 根據所述結束時間點的DCE核磁共振圖像和所述達峰時間的DCE核磁共振圖像的差值，生成達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像。

【0103】 可選的，分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像時，生成模組83具體用於：

【0104】 確定各時間點的起始時間點和結束時間點，並分別從各時間點中採樣出預設數目個時間點；

【0105】 分別確定達峰時間之前採樣出的時間點的DCE核磁共振圖像和所述起始時間點的DCE核磁共振圖像的第一差值，並根據各第一差值的平均值，生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像；

【0106】 分別確定達峰時間之後採樣出的時間點的DCE核磁共振圖像和所述達峰時間的DCE核磁共振圖像的第二差值，並根據各第二差值的平均值，生成達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像。

【0107】 基於上述實施例，參閱第9圖所示，本發明實施例中，一種圖像處理系統的結構示意圖。

【0108】 該圖像處理系統至少包括圖像採集設備90、圖像處理設備91和顯示設備92。本發明實施例中，圖像採集設備90、圖像處理設備91和顯示設備92為相關的醫療器械，可以集成在同一醫療器械中，也可以分為多個設備，相互連接通訊，組成一個醫療系統來使用等。例如，針對乳腺的MRI影響腫瘤的分析，可以集成為MRI掃描機等。

【0109】 具體地：圖像採集設備90，用於獲取針對同一檢測目標的多個時間點對應的DCE核磁共振圖像。

【0110】 圖像處理設備91，用於分別確定各時間點的DCE核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值，並根據各時間點對應的平均像素灰度值，確定達峰時間，以及根據各時間點的DCE核磁共振圖像和所述達峰時間，分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，其中所述一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像為3D圖像，不同嚴重程度的病灶區域的像素的灰度值不同。

【0111】 其中，具體地圖像處理設備91對DCE核磁共振圖像進行處理並生成一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號圖像的方法，和上述實施例中圖像處理方法相同，這裡就不再進行贅述了。

【0112】 顯示設備92，用於輸出顯示所述一期時間-訊號強度圖像和所述二期時間-訊號強度圖像。

【0113】 基於上述實施例，參閱第10圖所示，本發明實施例中，一種電子設備的結構示意圖。

【0114】 本發明實施例提供了一種電子設備，該電子設備可以包括處理器1010（Center Processing Unit，CPU）、儲存器1020、輸入設備1030和輸出設備1040等，輸入設備1030可以包括鍵盤、滑鼠、觸控螢幕等，輸出設備1040可以包括顯示設備，如液晶顯示器（Liquid Crystal Display，LCD）、陰極射線管（Cathode Ray Tube，CRT）等。

【0115】 儲存器1020可以包括唯讀記憶體（ROM）和隨機存取記憶體（RAM），並向處理器1010提供儲存器1020中儲存的程式指令和資料。在本發明實施例中，儲存器1020可以用於儲存本發明實施例中圖像處理方法的程式。

【0116】 處理器1010透過調用儲存器1020儲存的程式指令，處理器1010用於按照獲得的程式指令執行：

【0117】 獲取針對同一檢測目標的多個時間點對應的動態對比度增強DCE核磁共振圖像；

【0118】 分別確定各時間點的DCE核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值；

【0119】 根據各時間點對應的平均像素灰度值，確定達峰時間；

【0120】 根據各時間點的DCE核磁共振圖像和所述達峰時間，分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，其中所述一期時間-訊號強度圖像和二期時間-訊號強度圖像為3D圖像，不同嚴重程度的病灶區域的像素的灰度值不同。

【0121】 可選的，處理器1010進一步用於：根據預設圖像分割算法和病變特徵，從各DCE核磁共振圖像中確定出病灶區域。

【0122】 可選的，根據各時間點對應的平均像素灰度值，確定達峰時間時，處理器1010具體用於：

【0123】 根據各時間點對應的平均像素灰度值，生成所述同一病灶區域的時間訊號曲線TIC曲線；確定所述TIC曲線對應的一階梯度曲線，將所述對應的一階梯度曲線上最高點對應的時間點，作為達峰時間。

【0124】 可選的，分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像時，處理器1010具體用於：

【0125】 確定各時間中的起始時間點和結束時間點；

【0126】 根據所述達峰時間的DCE核磁共振圖像和所述起始時間點的DCE核磁共振圖像的差值，生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像；

【0127】 根據所述結束時間點的DCE核磁共振圖像和所述達峰時間的DCE核磁共振圖像的差值，生成達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像。

【0128】 可選的分別生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像時，處理器1010具體用於：

【0129】 確定各時間點的起始時間點和結束時間點，並分別從各時間點中採樣出預設數目個時間點；

【0130】 分別確定達峰時間之前採樣出的時間點的DCE核磁共振圖像和所述起始時間點的DCE核磁共振圖像的第一差值，並根據各第一差值的平均值，生成達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像；

【0131】 分別確定達峰時間之後採樣出的時間點的DCE核磁共振圖像和所述達峰時間的DCE核磁共振圖像的第二差值，並根據各第二差值的平均值，生成達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像。

【0132】 需要說明的是，本發明實施例中，主要是針對醫療影像處理，該電子設備可以為醫療設備等，當然可以為伺服器，由伺服器執行該圖像處理方法。

【0133】 基於上述實施例，本發明實施例中，提供了一種電腦可讀儲存媒體，其上儲存有電腦程式，所述電腦程式被處理器執行時實現上述任意方法實施例中的圖像處理方法。

【0134】 所屬技術領域具有通常知識者應明白，本發明的實施例可提供為方法、系統、或電腦程式產品。因此，本發明可採用完全硬體實施例、完全軟體實施例、或結合軟體和硬體方面的實施例的形式。而且，本發明可採用在一個或多個其中包含有電腦可用程式碼的電腦可用儲存媒體（包括但不限於磁碟儲存器、CD-ROM、光學儲存器等）上實施的電腦程式產品的形式。

【0135】 本發明是參照根據本發明實施例的方法、設備（系統）、和電腦程式產品的流程圖和／或方塊圖來描述的。應理解可由電腦程式指令實現流程圖和／或方塊圖中的每一流程和／或方框、以及流程圖和／或方塊圖中的流程和／或方框的結合。可提供這些電腦程式指令到通用計算機、專用計算機、嵌入式處理機或其他可編程資料處理設備的處理器以產生一個機器，使得透過電腦或其他可編程資料處理設備的處理器執行的指令產生用於實現在流程圖一個流程或多個流程和／或方塊圖一個方框或多個方框中指定的功能的裝置。

【0136】 這些電腦程式指令也可儲存在能引導電腦或其他可編程資料處理設備以特定方式工作的電腦可讀儲存器中，使得儲存在該電腦可讀儲存器中的指令產生包括指令裝置的製造品，該指令裝置實現在流程圖一個流程或多個流程和／或方塊圖一個方框或多個方框中指定的功能。

【0137】 這些電腦程式指令也可裝載到電腦或其他可編程資料處理設備上，使得在電腦或其他可編程設備上執行一系列操作步驟以產生計算機實現的處

理，從而在電腦或其他可編程設備上執行的指令提供用於實現在流程圖一個流程或多個流程和／或方塊圖一個方框或多個方框中指定的功能的步驟。

【0138】 儘管已描述了本發明的優選實施例，但所屬技術領域具有通常知識者一旦得知了基本進步性概念，則可對這些實施例作出另外的變更和修改。所以，所附申請專利範圍意欲解釋為包括優選實施例以及落入本發明範圍的所有變更和修改。

【0139】 顯然，所屬技術領域具有通常知識者可以對本發明實施例進行各種改動和變型而不脫離本發明實施例的精神和範圍。這樣，倘若本發明實施例的這些修改和變型屬本發明申請專利範圍及其等同技術的範圍之內，則本發明也意圖包含這些改動和變型在內。

【符號說明】

【0140】

80	獲取模組
81	第一確定模組
82	第二確定模組
83	生成模組
90	圖像採集設備
91	圖像處理設備
92	顯示設備
200~230	步驟
1010	處理器
1020	儲存器
1030	輸入設備

1040 輸出設備

t1, t2, t3, t4 時間

【發明申請專利範圍】

【請求項1】一種圖像處理方法，包括：

獲取針對同一檢測目標的多個時間點對應的動態對比度增強（Dynamic contrast enhanced，DCE）核磁共振圖像；

分別確定各時間點的所述DCE核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值；

根據各所述時間點對應的所述平均像素灰度值，確定達峰時間；以及

根據各所述時間點的所述DCE核磁共振圖像和所述達峰時間，基於各所述時間點的所述DCE核磁共振圖像之間的像素灰度值的變化率，分別生成所述達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和所述達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，其中所述一期時間-訊號強度圖像和所述二期時間-訊號強度圖像為3D圖像，不同嚴重程度的所述病灶區域的像素的灰度值不同。

【請求項2】如請求項1所述的方法，進一步包括：

根據預設圖像分割算法和病變特徵，從各所述DCE核磁共振圖像中確定出所述病灶區域。

【請求項3】如請求項1所述的方法，其中根據各所述時間點對應的所述平均像素灰度值，確定所述達峰時間，具體包括：

根據各所述時間點對應的所述平均像素灰度值，生成所述同一病灶區域的時間訊號曲線（Time-intensity curve，TIC）；以及

確定所述TIC曲線對應的一階梯度曲線，將所述對應的一階梯度曲線上最高點對應的時間點，作為所述達峰時間。

【請求項4】如請求項1至3任一項所述的方法，其中分別生成所述達峰時間前的所述一期時間-訊號強度圖像和所述達峰時間後的所述二期時間-訊號強度圖像，具體包括：

確定各所述時間中的起始時間點和結束時間點；

根據所述達峰時間的所述DCE核磁共振圖像和所述起始時間點的所述DCE核磁共振圖像的差值，生成所述達峰時間前的所述一期時間-訊號強度圖像；以及

根據所述結束時間點的所述DCE核磁共振圖像和所述達峰時間的所述DCE核磁共振圖像的差值，生成所述達峰時間後的所述二期時間-訊號強度圖像。

【請求項5】如請求項1至3任一項所述的方法，其中分別生成所述達峰時間前的所述一期時間-訊號強度圖像和所述達峰時間後的所述二期時間-訊號強度圖像，具體包括：

確定各所述時間點的起始時間點和結束時間點，並分別從各所述時間點中採樣出預設數目個時間點；

分別確定所述達峰時間之前採樣出的時間點的所述DCE核磁共振圖像和所述起始時間點的所述DCE核磁共振圖像的第一差值，並根據各所述第一差值的平均值，生成所述達峰時間前的所述一期時間-訊號強度圖像；以及

分別確定所述達峰時間之後採樣出的時間點的所述DCE核磁共振圖像和所述達峰時間的所述DCE核磁共振圖像的第二差值，並根據各所述第二差值的平均值，生成所述達峰時間後的所述二期時間-訊號強度圖像。

【請求項6】如請求項1所述的方法，其中若所述一期時間-訊號強度圖像中所述病灶區域的像素的灰度值為正值，並大於一定閾值，所述二期時間-訊號強度圖像中所述病灶區域的像素的灰度值為負值，並小於一定閾值，則表徵所述病灶區域的嚴重程度大於設定級別。

【請求項7】一種圖像處理裝置，包括：

一獲取模組，用於獲取針對同一檢測目標的多個時間點對應的動態對比度增強（Dynamic contrast enhanced，DCE）核磁共振圖像；

一第一確定模組，用於分別確定各時間點的所述DCE核磁共振圖像中同一病灶區域的圖像的平均像素灰度值；

一第二確定模組，用於根據各所述時間點對應的所述平均像素灰度值，確定達峰時間；以及

一生成模組，用於根據各所述時間點的所述DCE核磁共振圖像和所述達峰時間，基於各所述時間點的所述DCE核磁共振圖像之間的像素灰度值的變化率，分別生成所述達峰時間前的一期時間-訊號強度圖像和所述達峰時間後的二期時間-訊號強度圖像，其中所述一期時間-訊號強度圖像和所述二期時間-訊號強度圖像為3D圖像，不同嚴重程度的所述病灶區域的像素的灰度值不同。

【請求項8】如請求項7所述的裝置，其中分別生成所述達峰時間前的所述一期時間-訊號強度圖像和所述達峰時間後的所述二期時間-訊號強度圖像時，所述生成模組具體用於：

確定各所述時間中的起始時間點和結束時間點；

根據所述達峰時間的所述DCE核磁共振圖像和所述起始時間點的所述DCE核磁共振圖像的差值，生成所述達峰時間前的所述一期時間-訊號強度圖像；以及

根據所述結束時間點的所述DCE核磁共振圖像和所述達峰時間的所述DCE核磁共振圖像的差值，生成所述達峰時間後的所述二期時間-訊號強度圖像。

【請求項9】如請求項7所述的裝置，其中分別生成所述達峰時間前的所述一期時間-訊號強度圖像和所述達峰時間後的所述二期時間-訊號強度圖像時，所述生成模組具體用於：

確定各所述時間點的起始時間點和結束時間點，並分別從各所述時間點中採樣出預設數目個時間點；

分別確定所述達峰時間之前採樣出的時間點的所述DCE核磁共振圖像和所述起始時間點的所述DCE核磁共振圖像的第一差值，並根據各所述第一差值的平均值，生成所述達峰時間前的所述一期時間-訊號強度圖像；以及

分別確定所述達峰時間之後採樣出的時間點的所述DCE核磁共振圖像和所述達峰時間的所述DCE核磁共振圖像的第二差值，並根據各所述第二差值的平均值，生成所述達峰時間後的所述二期時間-訊號強度圖像。

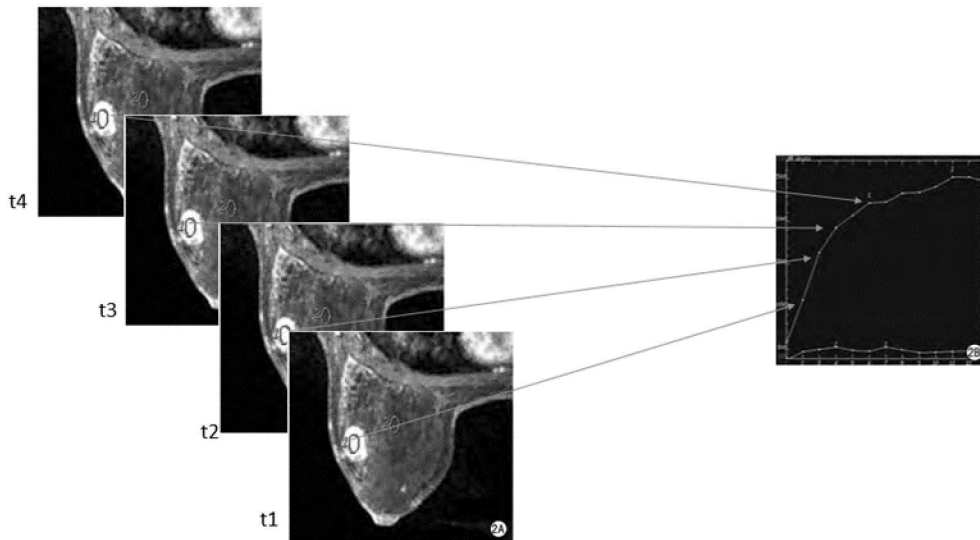
【請求項10】一種電子設備，包括：

至少一個儲存器，用於儲存程式指令；以及

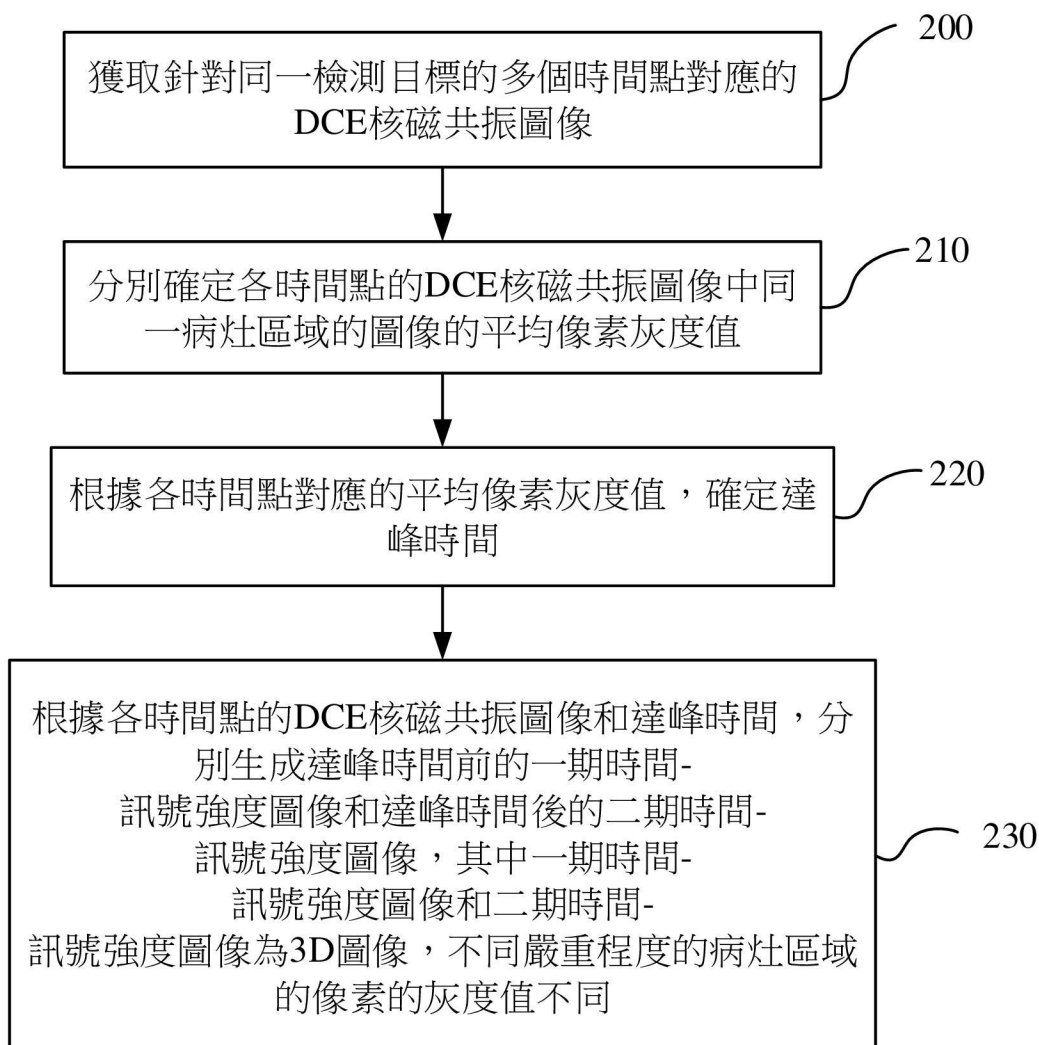
至少一個處理器，用於調用所述儲存器中儲存的程式指令，按照獲得的程式指令執行請求項1至6任一項所述的方法。

【請求項11】一種電腦可讀儲存媒體，其上儲存有電腦程式，其中所述電腦程式被處理器執行時實現如請求項1至6中任一項所述方法的步驟。

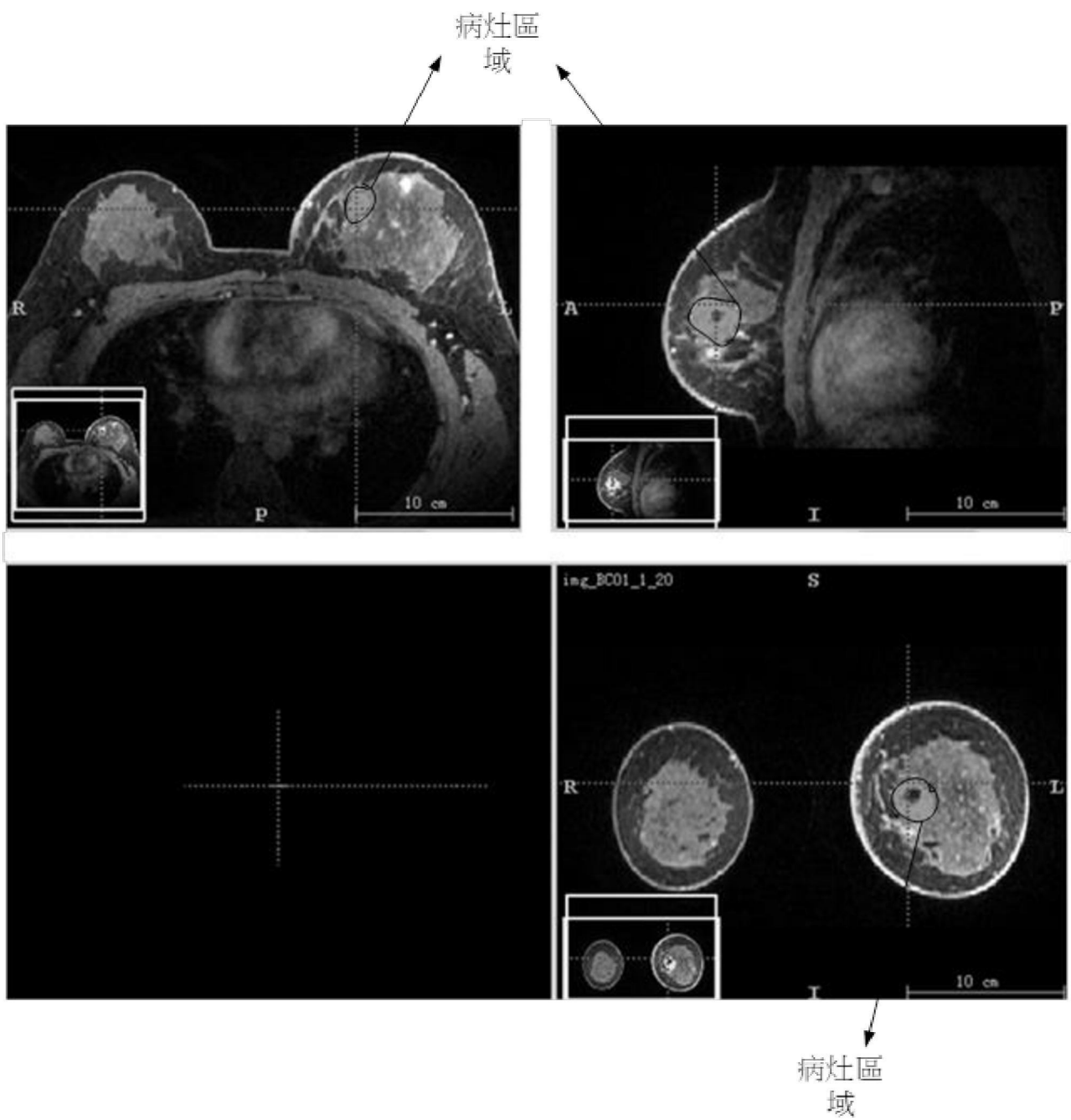
【發明圖式】



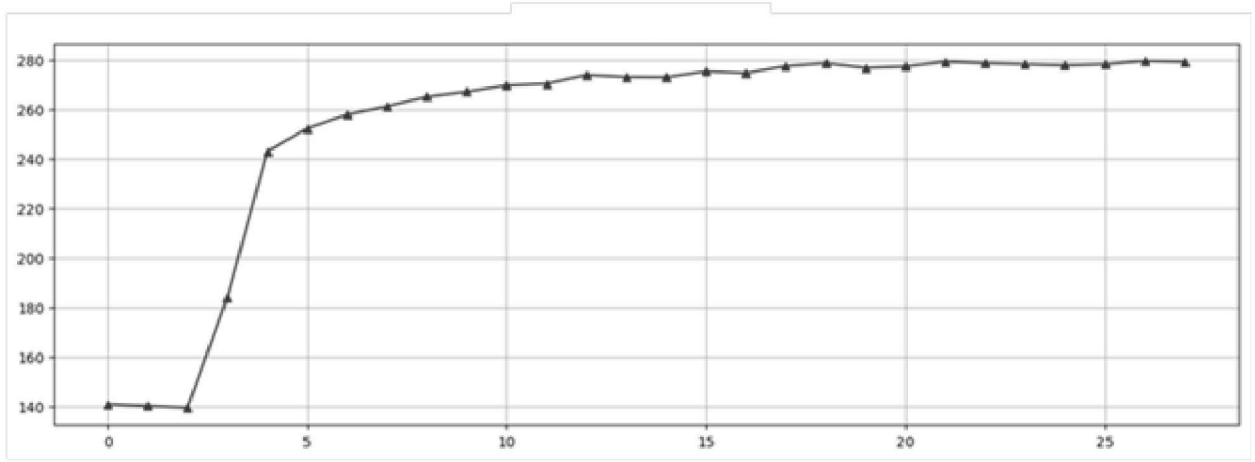
【第1圖】



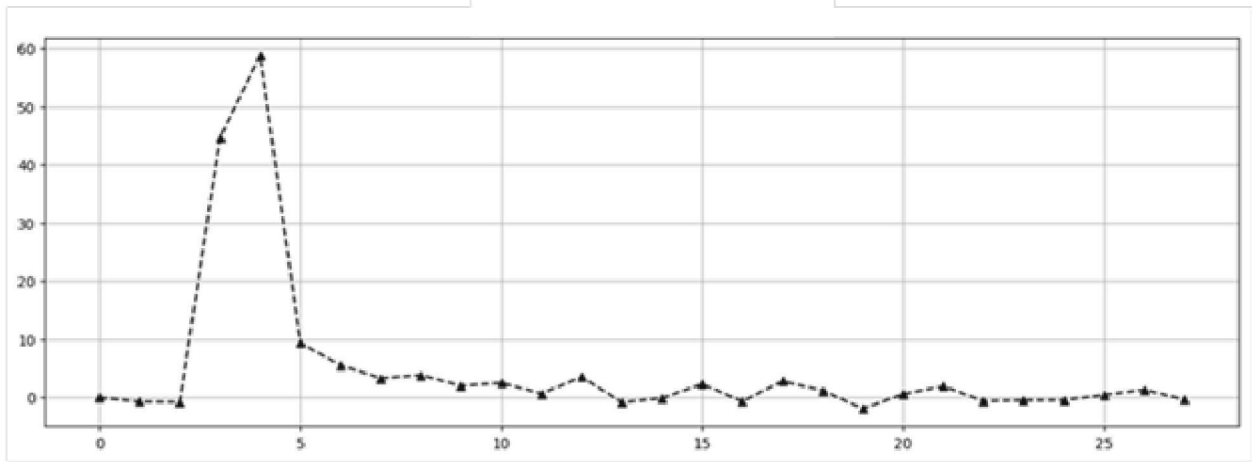
【第2圖】



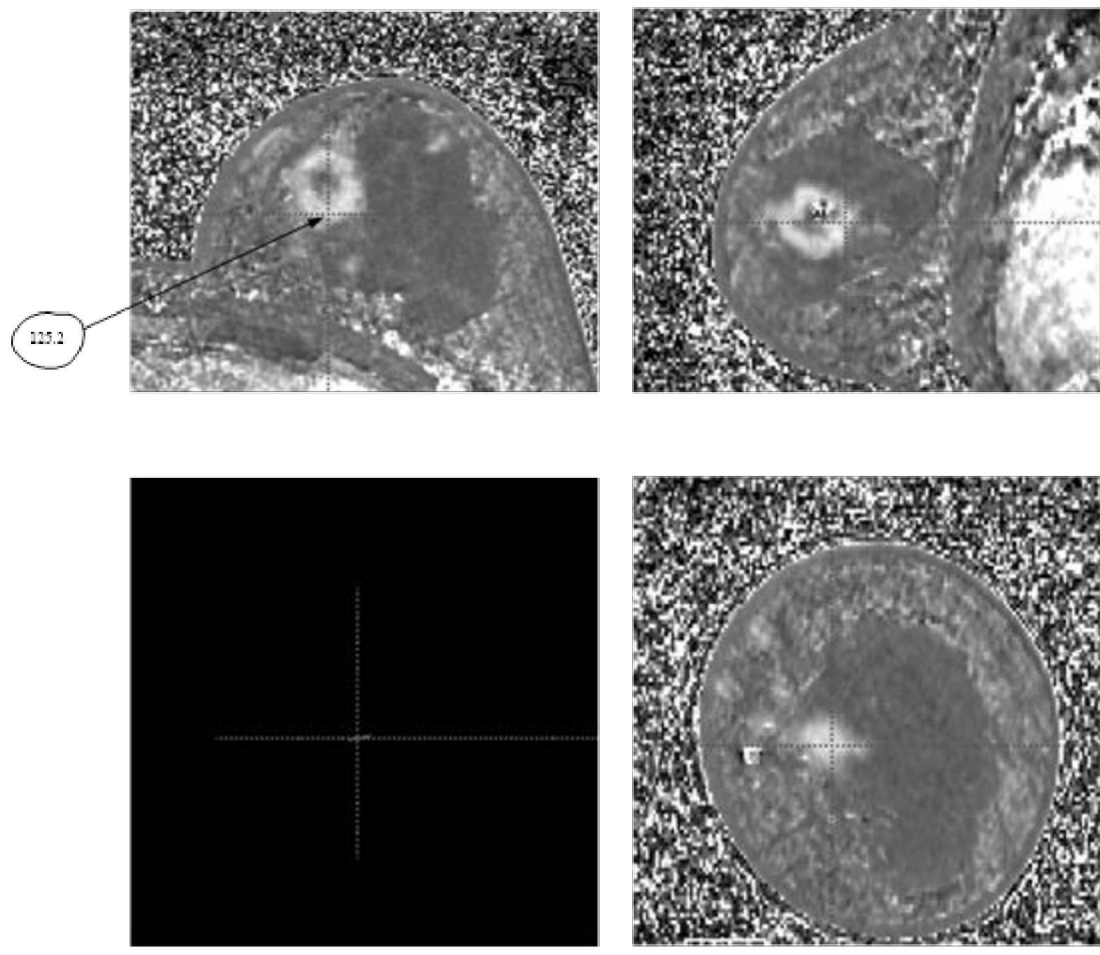
【第3圖】



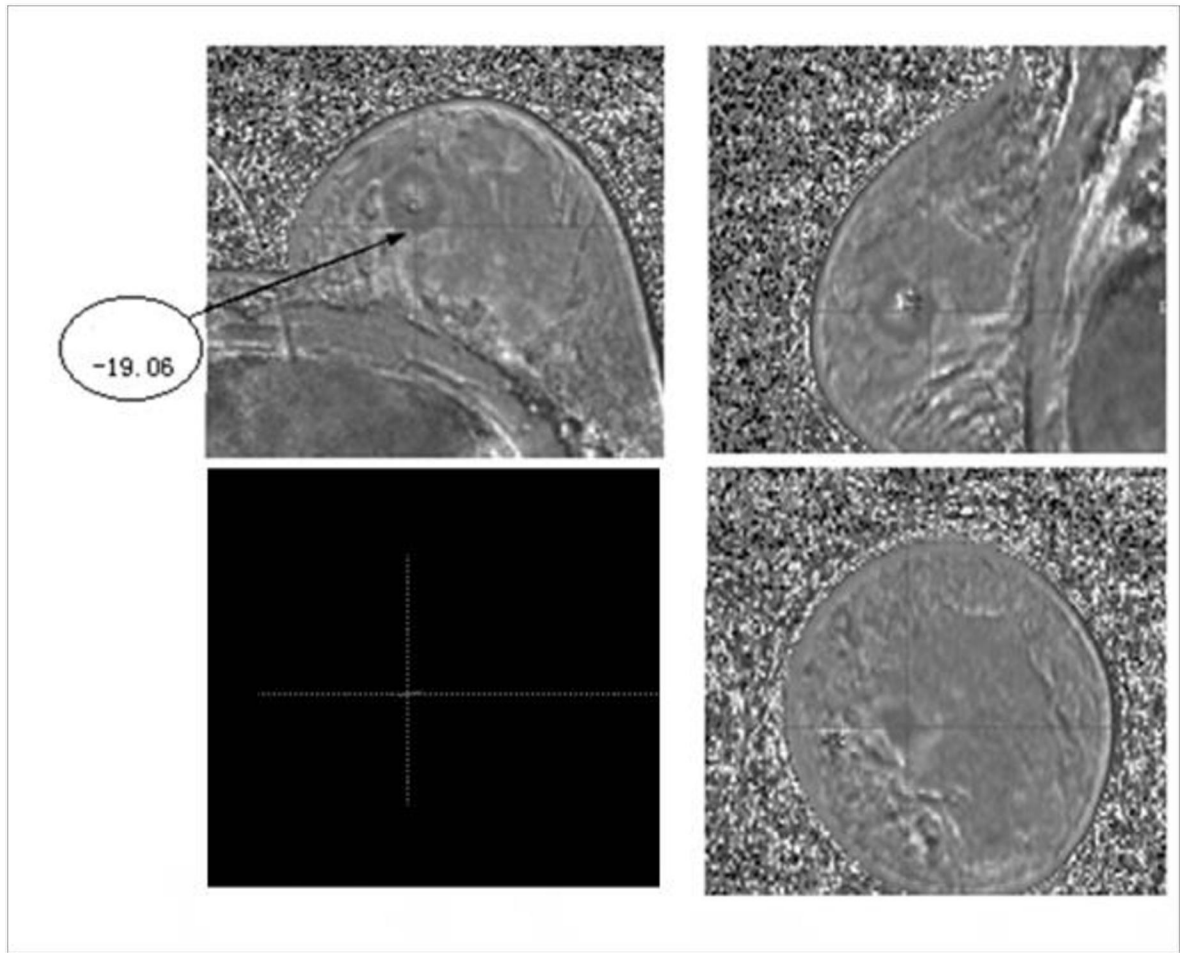
【第4A圖】



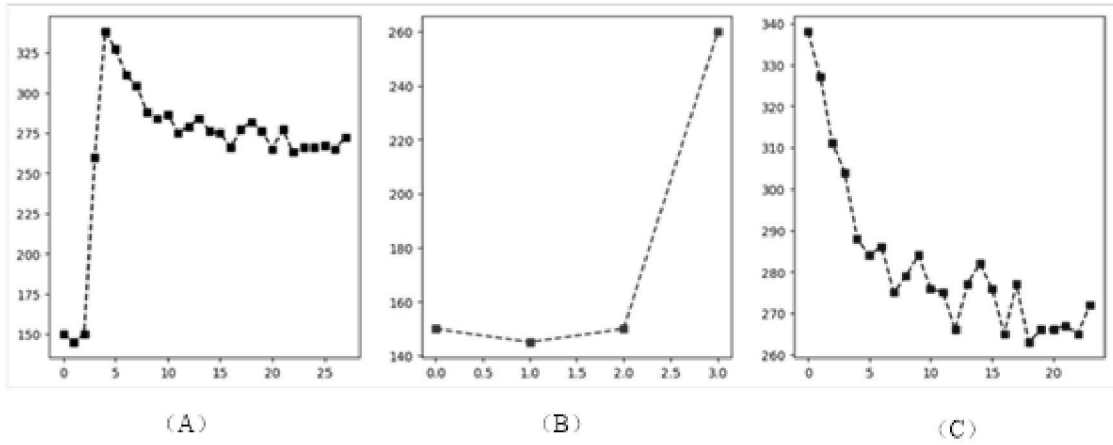
【第4B圖】



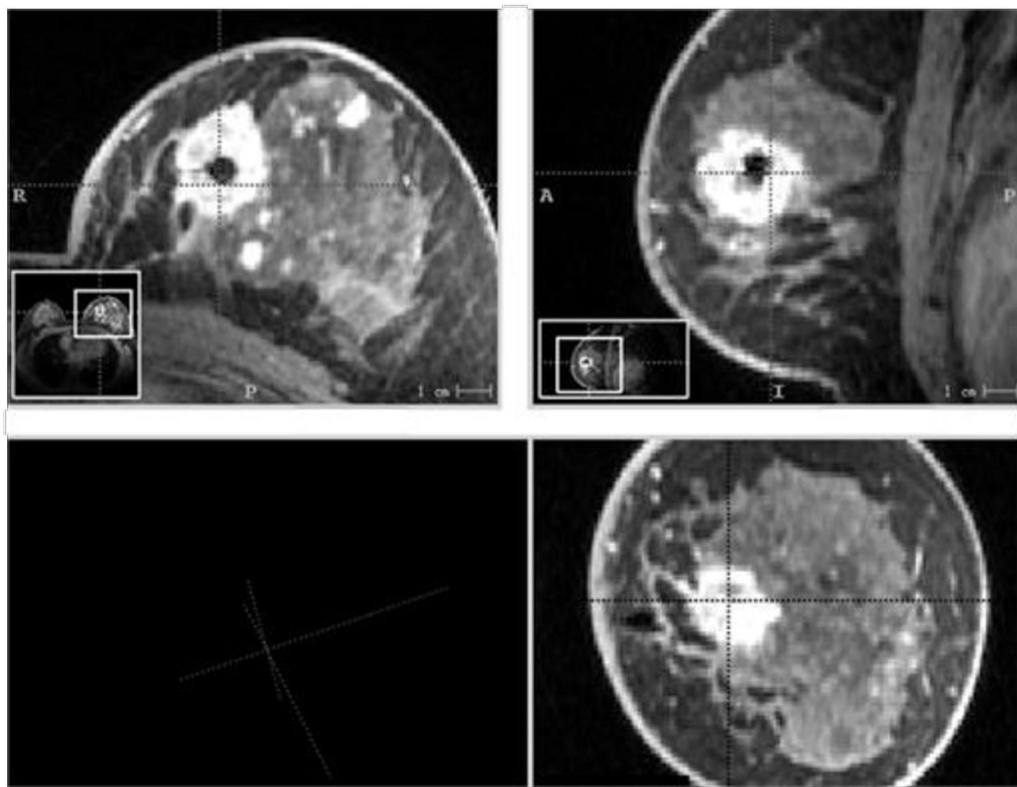
【第5A圖】



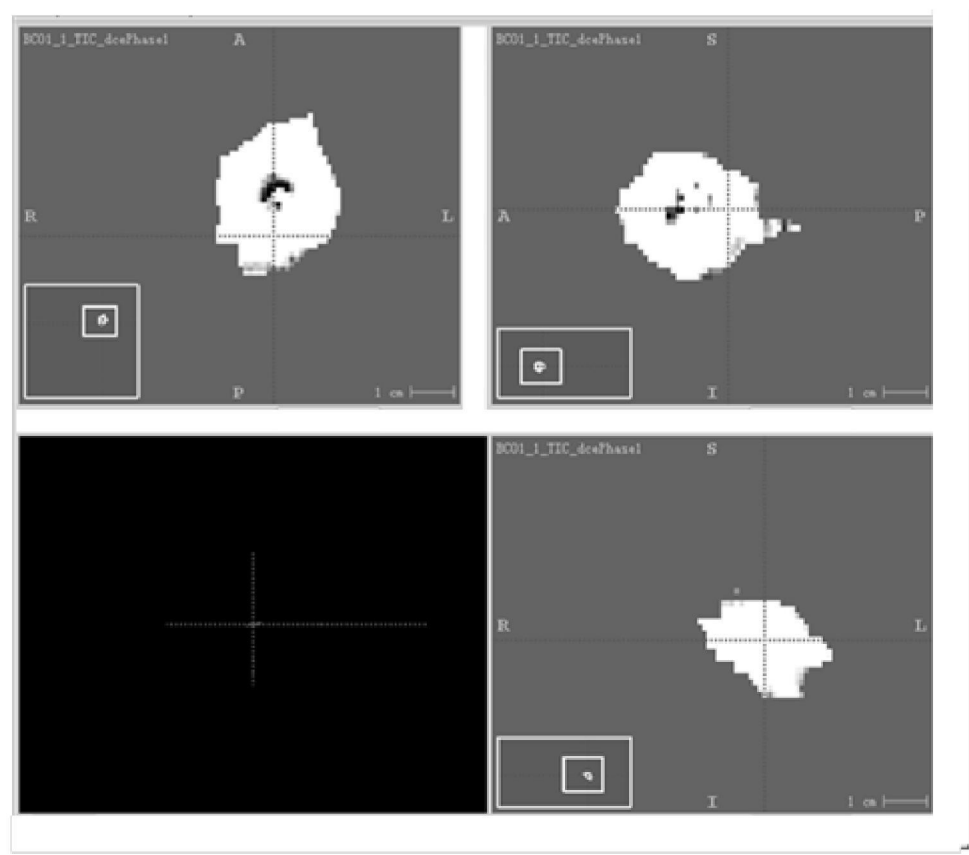
【第5B圖】



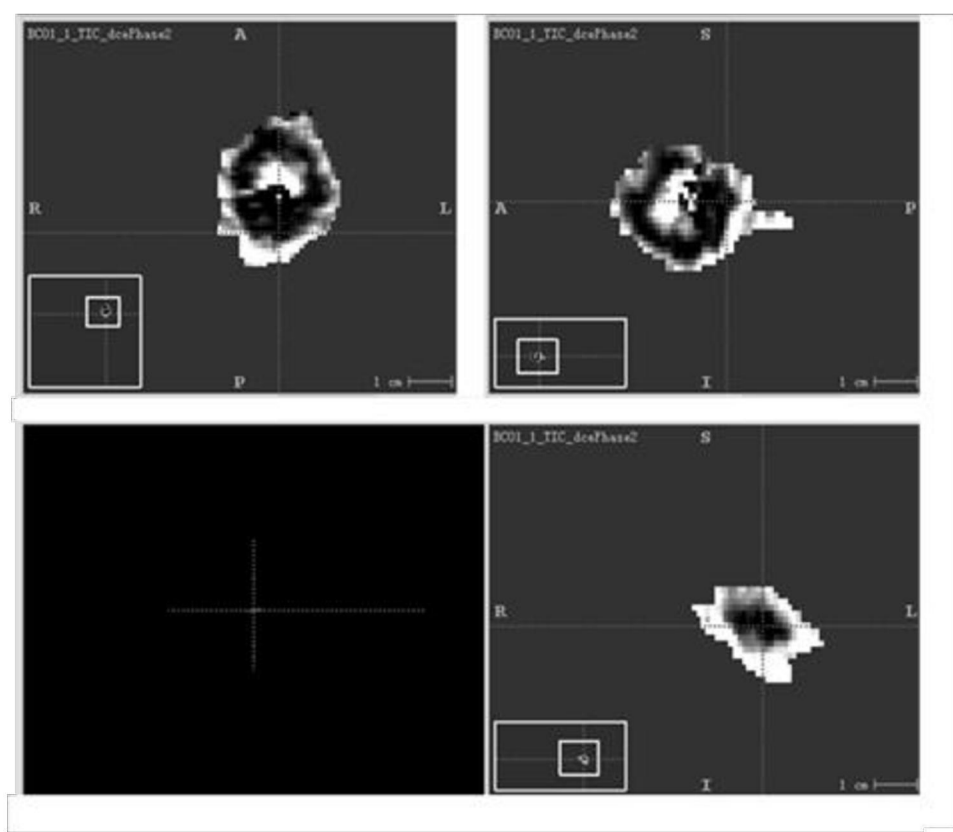
【第6圖】



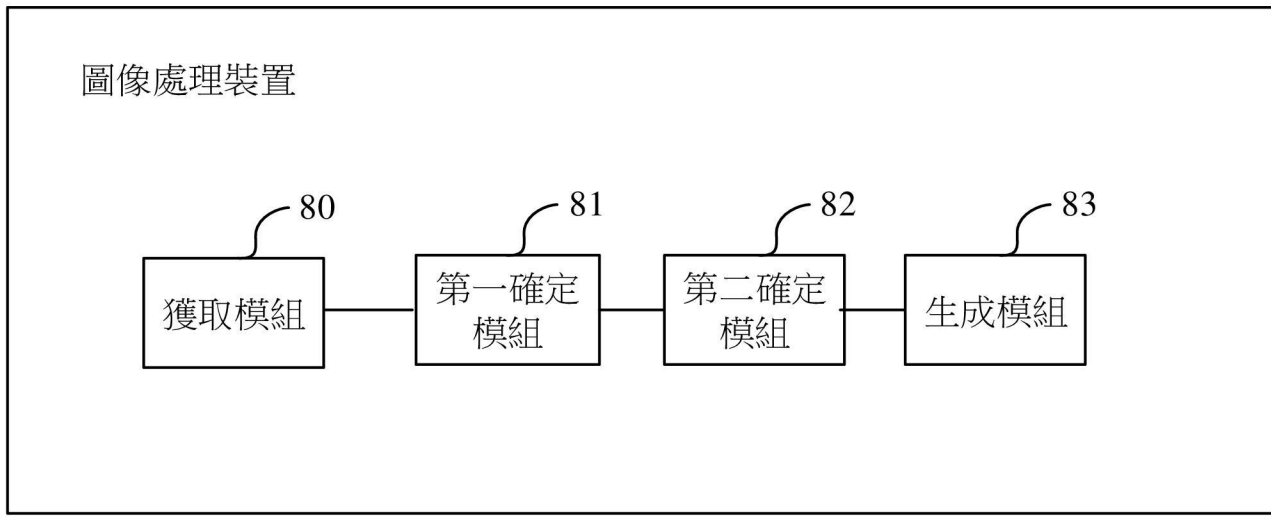
【第7A圖】



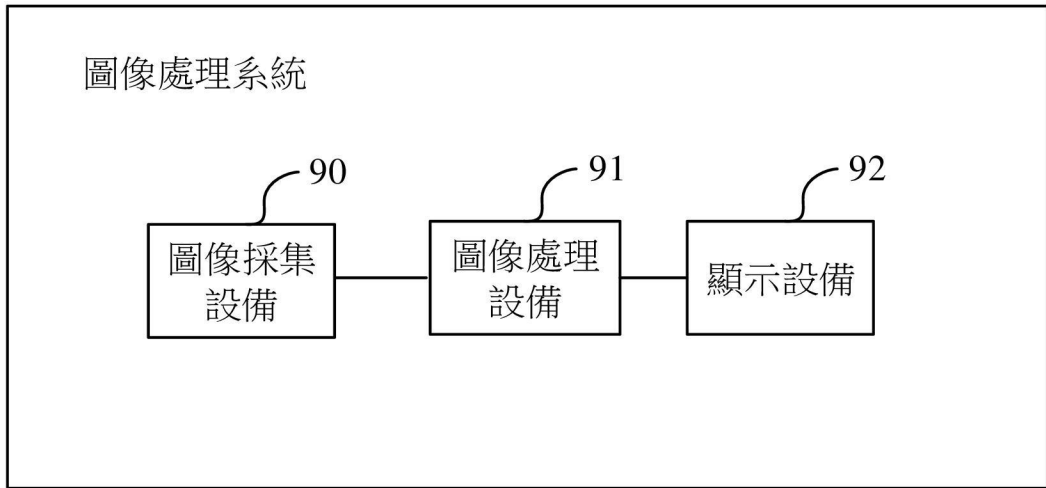
【第7B圖】



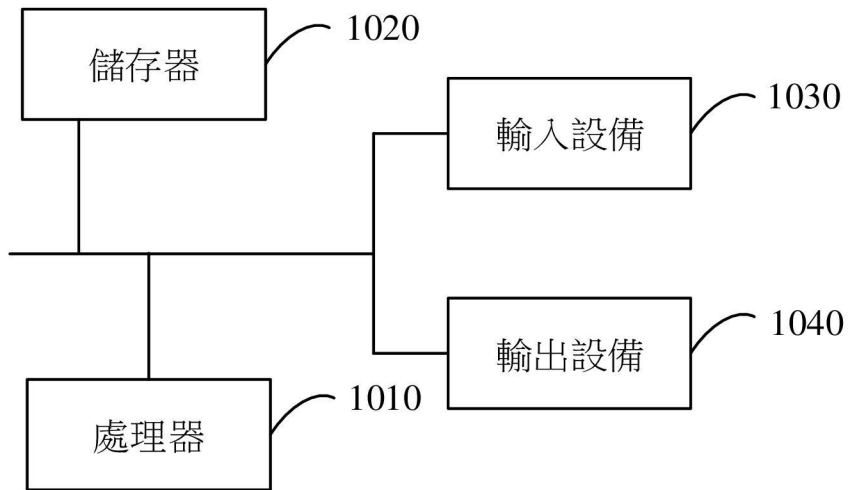
【第7C圖】



【第8圖】



【第9圖】



【第10圖】