



(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 I554251 B

(45)公告日：中華民國 105 (2016) 年 10 月 21 日

(21)申請案號：105100125

(22)申請日：中華民國 105 (2016) 年 01 月 05 日

(51)Int. Cl. : A61B6/02 (2006.01)

A61B6/08 (2006.01)

A61B8/13 (2006.01)

(71)申請人：許百靈 (中華民國) HSU, BAILING (TW)

臺東縣池上鄉富興村 8 鄰水墜 113 號

(72)發明人：許百靈 HSU, BAILING (TW)

(56)參考文獻：

TW 201536332A

TW 201545722A

CN 1891155A

CN 101317766A

CN 104306011A

CN 202801642U

CN 204520741U

審查人員：馮聖原

申請專利範圍項數：9 項 圖式數：6 共 24 頁

(54)名稱

S P E C T 骨顯像的定量分析技術及在骨評估中的用途

THE TECHNIQUE OF QUANTITATIVE ANALYSIS IN BONE SPECT IMAGING AND ITS APPLICATION IN BONE EVALUATION

(57)摘要

本發明是關於一種骨圖像的定量檢測技術，特別是關於一種 SPECT 或 SPECT/CT 定量測量骨標準攝取值、瘦體標準攝取值和代謝體積的技術方法，以及此技術方法在骨評估方面的用途。實施步驟包括：圖像採集步驟、核素物理衰變校正步驟、散射校正步驟、移動校正步驟、組織衰減校正步驟、圖像空間解析度恢復步驟、雜訊去除步驟、骨代謝體積計算步驟、標準攝取值計算步驟和評估步驟。經本發明中的技術手段，可產生 SPECT 骨圖像的定量指標，解決了利用 SPECT 和 SPECT/CT 顯像進行骨定量分析的難題，並能夠使該技術用於骨的評估。

This invention is related to a technique of SPECT image quantitation in nuclear medicine, particularly the measurement of bone standardized uptake value (SUV), lean SUV (SUL) and metabolic volume, and the application of this technique in evaluation of bone function. The practical steps include imaging acquisition, isotope decay correction, scatter correction, motion correction, attenuation correction, resolution recovery and noise reduction. Through this invention, it warrants to produce quantitative indexes from bone SPECT imaging that resolves the challenging issue of image quantitation with bone SPECT and SPECT/CT.

指定代表圖：

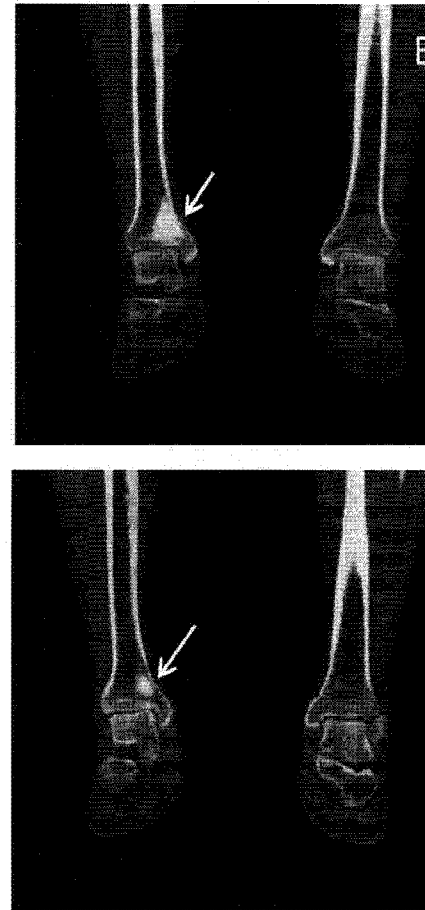
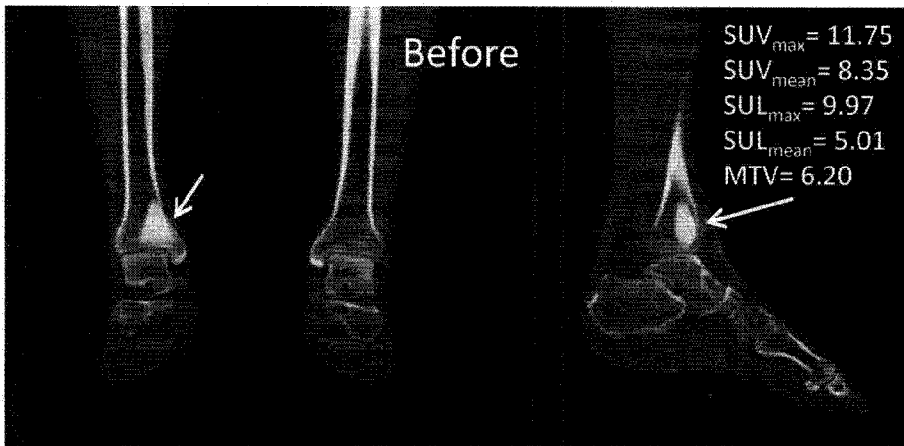


圖6



## 發明摘要

※ 申請案號：105/00125

※ 申請日：105-1-5

※ IPC 分類：A61B 6/2 (2006.01)

A61B 6/8 (2006.01)

A61B 8/13 (2006.01)

【發明名稱】(中文/英文)

SPECT 骨顯像的定量分析技術及在骨評估中的用途

The Technique of Quantitative Analysis in Bone SPECT Imaging and Its Application in Bone Evaluation

【中文】

本發明是關於一種骨圖像的定量檢測技術，特別是關於一種 SPECT 或 SPECT/CT 定量測量骨標準攝取值、瘦體標準攝取值和代謝體積的技術方法，以及此技術方法在骨評估方面的用途。實施步驟包括：圖像採集步驟、核素物理衰變校正步驟、散射校正步驟、移動校正步驟、組織衰減校正步驟、圖像空間解析度恢復步驟、雜訊去除步驟、骨代謝體積計算步驟、標準攝取值計算步驟和評估步驟。經本發明中的技術手段，可產生 SPECT 骨圖像的定量指標，解決了利用 SPECT 和 SPECT/CT 顯像進行骨定量分析的難題，並能夠使該技術用於骨的評估。

【英文】

This invention is related to a technique of SPECT image quantitation in nuclear medicine, particularly the measurement of bone standardized uptake value (SUV), lean SUV (SUL) and metabolic volume, and the application of this technique in evaluation of bone function. The practical steps include imaging acquisition, isotope decay correction, scatter correction, motion correction,

# 發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

## 【發明名稱】(中文/英文)

SPECT 骨顯像的定量分析技術及在骨評估中的用途

The Technique of Quantitative Analysis in Bone SPECT Imaging and Its Application in Bone Evaluation

## 【技術領域】

【0001】 本發明是關於一種骨圖像的定量分析技術，特別是關於一種單光子發射型電腦斷層顯像 (single photon emission computed tomography, SPECT) 或單光子發射型電腦斷層顯像/X 線電腦斷層成像 (SPECT/CT) 的影像處理技術，可對於核醫學單光子骨顯像藥物在骨頭內的攝取程度進行測量，並以定量指標進行表示，包括：骨對於顯像藥物的標準攝取值 (standardized uptake value, SUV)、瘦體標準攝取值 (standardized uptake lean body mass, SUL) 和代謝體積 (metabolic volume, MTV)，以及此技術方法在骨評估方面的用途。

## 【先前技術】

【0002】 預防醫學是現今社會及醫界未來發展的趨勢，特別是老年人口急速增加，根據衛生福利部統計，國人膝關節退化的盛行率約 15%，推估有 350 萬人飽受膝關節疼痛之苦，同時罹患骨質疏鬆症的人也年年大幅增加，在 65 歲以上老年人口中，每 9 人中有 1 人罹患骨質疏鬆症；每 4 名 65 歲以上女性就有 1 人

罹患骨質疏鬆症；超過 50 歲女性，有 40%的機率至少發生一次因骨質疏鬆引起的骨折，且每年因骨質疏鬆所導致的骨折約 3 萬人，其中因為種種原因造成死亡率高達 5-25%。因此有效診療骨功能性疾病已成為保障老齡人口生活品質的重要醫療服務專案。在骨功能評估的臨床應用中，正電子發射型電腦斷層顯像（positron emission tomography, PET）或正電子發射型電腦斷層顯像/X 線電腦斷層成像（PET/Computed Tomography, PET/CT）等醫學影像技術方法，一致性使用 SUV, SUL 與 MTV 等定量指標對帶正電子顯像藥物(例如使用 NaF 正電子顯像藥物)在骨靶點的攝取程度進行測量，以準確評估骨的功能狀態。以 SPECT 進行骨顯像的技術方法已被經常使用於評估骨的功能活度，相較於 PET 與 PET/CT 骨顯像，雖然 SPECT 的技術方法具備成本低廉和技術簡便等特點，但由於圖像本身受物理嚴重干擾的限制，只能通過定性方式評估骨對於顯像藥物的攝取程度，而無法與 PET 或 PET/CT 一樣對顯像藥物的攝取量進行準確定量測量，因此 SPECT 骨顯像難以推展于新的應用領域，對於 SPECT 骨顯像的發展產生嚴重的阻礙。

**【0003】** 鑒於此，有需要發展一種骨 SPECT 及 SPECT/CT 顯像的圖像定量分析技術方法，以實現 SUV、SUL 和 MTV 定量指標的測定，並能夠將定量指標實際用於骨的評估。

**【發明內容】**

**【0004】** 本發明的目的是提供一種 SPECT 或 SPECT/CT 骨的 SUV、SUL 和 MTV 的定量分析方法，以克服傳統 SPECT 和 SPECT/CT 技術只能定性而無法定量分析的缺陷，並將這一新技術應用於骨的評估。

**【0005】** 本發明所採用的技術手段為一種 SPECT 或 SPECT/CT 測量骨 SUV、SUL 和 MTV 的新技術方法，共包含：(1) 圖像採集步驟，利用 SPECT 或 SPECT/CT 採集骨疾病患者的圖像資料；(2) 核素物理衰變校正步驟，根據 SPECT 探頭的轉動時間與核素的半衰期校正圖像的物理衰減(isotope decay)；(3) 散射校正步驟，利用散射能窗，對圖像中的散射(scatter)分量進行計算，並減去散射分量圖像而得到散射校正圖像；(4) 移動校正步驟，包含借助校正掃描間的患者移動 (Inter-scan patient motion)，以自動重新對位元 CT 與 SPECT 圖像；(5) 組織衰減校正步驟，通過轉換 CT 圖像或放射源透射圖像而建立組織衰減矩陣，以疊代法重建去除圖像因人體組織衰減所造成對骨顯像藥物攝取量的低估；(6) 圖像空間解析度恢復步驟，通過移動點源距離准直器表面的變化，於投射圖像中測量和距離相關的點擴散函數 (point spread function, PSF)，並建立點擴散函數矩陣，並將點擴散函數矩陣用於疊代圖像重建而重新恢復空間解析度；(7) 雜訊去除步驟，通過分析(analytic)或小波(wavelet)濾波器用

於疊代圖像重建中，以去除圖像中的雜訊；(8) 骨代謝體積計算步驟，根據事先測定的實際放射性濃度與圖像中畫素強度之間的線性關係，計算出物理校正圖像中各畫素的骨顯像藥物攝取濃度(單位: Bq/ml)，並通過坐標系轉換與濃度變化梯度的計算，使用閾值計算出“感興趣區”中的骨代謝體積；(9)標準攝取值計算步驟，根據患者的體重和身高，以及患者的放射性注射劑量，計算出骨對於藥物的定量攝取指標，包括 SUV 與 SUL；(10) 評估步驟，通過定量指標的變化量以評估骨治療前後產生的變化。

**【0006】** 經本發明所採用的技術手段，解決了利用 SPECT 和 SPECT/CT 定量測量骨標準攝取值的難題，並能夠使該技術用於骨傷的評估。

### **【圖式簡單說明】**

#### **【0007】**

1. 圖 1 顯示依據本發明實施的掃描間移患者移動校正步驟的流程圖。
2. 圖 2 顯示依據本發明實施得到的患者的組織衰減矩陣示意圖。
3. 圖 3A 顯示本發明實施中，無校正時的圖像。
4. 圖 3B 顯示本發明實施中，經雜訊去除的圖像。
5. 圖 3C 顯示本發明實施中，經雜訊去除、散射校正的圖像。

6. 圖 3D 顯示本發明實施中，經雜訊去除、散射校正、未經掃描間患者移動校正、組織衰減校正的圖像。
7. 圖 3E 顯示本發明實施中，經雜訊去除、散射校正、掃描間患者移動校正、組織衰減校正的圖像。
8. 圖 3F 顯示本發明實施中，經雜訊去除、散射校正、掃描間患者移動校正、組織衰減校正、空間解析度校正、核素物理衰變校正的圖像。
9. 圖 4 顯示依據本發明實施骨代謝體積計算步驟的流程圖。
10. 圖 5 顯示依據本發明實施得到一骨傷患者的右膝脛骨內測頂端的 SUVmax 與 SULmax 值分別為 19.01 與 14.02、SUVmean 與 SULmean 值分別為 11.46 與 8.81、MTV 為 7.12 ml(毫升)，右膝脛骨內測頂端的 SUVmax 與 SULmax 值分別 17.80 與 13.69、SUVmean 與 SULmean 值分別為 11.76 與 9.05、MTV 為 9.25 ml。
11. 圖 6 顯示依據本發明實施得到一骨傷患者右腳踝脛骨治療前後定量指標的比對結果，可發現 MTV(前:6.20 ml; 後:3.32 ml)降低了 46.5%，SUVmax(前:11.75; 後:6.87)與 SULmax(前:9.97; 後:5.83)一致性降低了 41.5%、SUVmean(前:8.35; 後:7.20)與 SULmean(前:5.01; 後:4.32)一致性降低了 13.7%。

**【實施方式】**

**【0008】** 本發明提供一種骨顯像的圖像定量分析技術，能夠獲得骨對於  $^{99m}\text{Tc}$ -HDP 或  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP 顯像藥物攝取的定量指標，包括 SUV、SUL 和 MTV，這些定量指標以往只能在 PET 或 PET/CT 骨顯像中獲得(例如使用 NaF 正電子顯像藥物)，而通過本發明的新技術在 SPECT 或 SPECT/CT 中也可以實現。

**【0009】** 首先，圖像採集步驟，利用 SPECT 或 SPECT/CT 採集患者的骨圖像。患者注射  $^{99m}\text{Tc}$  標記的  $^{99m}\text{Tc}$ -HDP 或  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP 骨顯像藥物後約 4 小時，啟動 SPECT 或 SPECT/CT 的雙探頭各旋轉 180 度，進行採集圖像資料。旋轉中，原始圖像資料由空間座標及旋轉角度表示。探頭可從右前斜位至左後斜位、前位至後位、左前斜位至右後斜位、後位至前位旋轉採集均可。採集步驟更包括使用通用 128×128 矩陣或高清 256×256 矩陣、雙探頭各自轉動 180° 角度、圓形或非圓形旋轉軌道、雙能窗(主峰+散射能窗)、採集總時間至 20-30 分鐘。採集資料可利用標準的醫療數位圖像傳輸協定 (digital imaging and communications in medicine, DICOM) 格式進行保存或傳輸，以用於後續的影像處理。

**【0010】** 物理衰變校正步驟，根據探頭的轉動時間與核素的半衰期，校正圖像的物理衰變。當 SPECT 機架環繞于患者時，于對應轉動角度的時間點進行計算，以指

數衰變模組 (exponential decay model) 計算校正係數，從而重新調整原始投影圖像中的放射性計數(counts)。

**【0011】** 患者移動校正步驟，校正掃描間的患者移動 (Inter-scan patient motion)。掃描間的患者移動為患者在 SPECT 和 CT 圖像採集間移動身體位置所造成的 SPECT 和 CT 錯位，因而影響後續組織衰減校正的準確性。掃描間患者移動校正借助患者的 CT 圖像，利用亨氏單位(Hounsfield Unit)在骨與其他組織的高差異程度，以多個閾值對圖像進行骨與非骨兩區的分區，並從 CT 圖像中去除非骨區域與只保留骨區，重建後的 SPECT 圖像經由自動移動與轉動的過程，與 CT 圖像產生最大重疊吻合，重新自動對準 SPECT 與 CT 圖像進而校正掃描間的患者移動，其中校正包括使用位移方向 (x、y、z) 和角度方向 ( $\sigma$ 、 $\delta$ 、 $\theta$ ) 共 6 個維度。圖 1 表示自動校正掃描間患者移動的流程圖。

**【0012】** 散射校正步驟，利用得自主峰能窗(140±10% keV 或 126-154 keV) 的原始圖像與散射能窗(118±12% keV 或 110-125 keV)的散射圖像，通過散射分量與主峰能窗的三角形近似關係估算原始圖像中的散射分量，並從原始圖像減去散射分量而進行散射校正。

**【0013】** 組織衰減校正步驟，借助轉換 CT 圖像或放射源透射圖像而計算經圖像中每個圖元單元的 140 keV 衰減係數，通過圖像對應探頭的位置，以指數模型 (exponential model)與線積分(linear integration)計算每個圖元單元對應探頭的衰減值而創建一個衰減矩陣，

並在疊代重建中使用衰減矩陣校正組織衰減，其中衰減矩陣以 4 個參數 ( $x$ 、 $y$ 、 $z$ 、 $\Theta$ ) 記錄每條對應線的光子衰減的幅度 (圖 2)。如上述，組織衰減校正前需完成 SPECT 與 CT 的掃描間患者移動，進行兩圖像的正確對位元，以提高組織衰減校正的準確性。

**【0014】** 圖像空間解析度恢復步驟，利用移動點源在原始投影資料中的半高寬(full width of half max)變化，獲得與准直器距離相關的點擴散函數(point spread function, PSF)而建立點擴散函數矩陣，並將點擴散函數矩陣用於疊代重建而重新恢復圖像的空間解析度。對於配置不同型號的 SPECT 和 SPECT/CT，可分別測量出一組 PSF 矩陣。PSF 可借助分析函數 (analytic functions) 而建模。PSF 矩陣隨後可被用於疊代重建中的前投射步驟，通過疊代恢復圖像的空間解析度。

**【0015】** 雜訊去除步驟，將分析(analytic)或小波(wavelet)濾波器予植入疊代集成重建，以去除圖像中的雜訊。圖像的雜訊利用等效分析濾波器 (equivalent analytic filter) 在疊代重建中比對濾波後的原始圖像和前投射圖像的步驟中而予以過濾雜訊。作為替代性方案，原始圖像與前投射圖像的雜訊亦可在疊代重建過程中使用小波濾波器，同樣在疊代重建中在比對濾波後的原始圖像和前投射圖像的步驟中而予以過濾雜訊，其中小波濾波器以固定模式(stationary mode)對圖像進行基底展開，在不同階層(order)的展開係數長條圖中再以固定窗寬排除高頻的展開係數，並使用分析函數對展開

係數進行過濾，之後再進行圖像重組。圖 3A 至圖 3F 分別表示患者未經物理校正的圖像（圖 3A）；經雜訊去除的圖像（圖 3B），顯示有效去除圖像雜訊；經雜訊去除、散射校正圖像（圖 3C），顯示進一步提升影像對比度；經雜訊去除、散射校正圖像、組織衰減校正、但未經患者移動校正的圖像（圖 3D），顯示患者移動產生圖像左右不對稱與偽影；經雜訊去除、散射校正圖像、組織衰減校正、患者移動校正的圖像（圖 3E），顯示圖像左右骨骼對稱且均勻性較好；經雜訊去除、散射校正圖像、組織衰減校正、患者移動校正的圖像、空間解析度恢復及核素物理衰變的完整物理校正的圖像（圖 3F），顯示圖像對比度與解析度獲得提高，品質獲得明顯的改善。

**【0016】** 骨代謝體積計算步驟，為了用物理校正後的圖像計算患者體內對於骨顯像劑的攝取值與範圍，需根據假體模型實驗獲得實際放射性濃度與圖像中畫素強度之間的線性關係，放射性濃度單位為(Bq/ml)，該實驗通過向假體模型注入已知  $^{99m}\text{Tc}$  放射性濃度的核素溶液、並和重建後的模型圖像進行比對，以獲得此線性關係，為了簡便測量，該實驗使用具稱性結構假體模型進行測試。骨代謝體積計算以“感興趣區”中具最大攝取濃度的畫素為參考點，對圖像區域從一般直角坐標系轉換至球座標(spherical coordinate)，圖像中對 r(半徑)方向進行濃度變化的梯度計算，並通過梯度的閾值範圍勾畫“感興趣區”中代表代謝體積的區域，再將代謝

體積的區域經由球座標轉換至直角坐標，以計算“感興趣區”內的骨代謝體積，體積的單位以 ml(毫升)表示，圖 4 顯示骨代謝體積的計算流程。

**【0017】** 骨攝取值的計算步驟，骨標準攝取值的計算根據上述的線性關係與骨代謝體積以計算出物理校正後的圖像中“感興趣區”所對應的最大與平均藥物攝取濃度，並根據患者的體重、身高、以及顯像劑的注射劑量(單位為 Bq 或 mCi)，計算出患者的骨 SUV 和 SUL，SUV 定義為“感興趣區”骨的放射性濃度 (Bq/ml) × 患者體重 (g) / 注射劑量 (Bq)；SUL 定義為“感興趣區”骨的放射性濃度 (Bq/ml) × 患者瘦體體重 (g) / 注射劑量 (Bq)，其中瘦體體重以波以爾(Boer)公式，依身高、體重與性別進行轉換。當然，本發明不限於此，也可以根據患者的其它生理參數而調整骨攝取值，例如，利用患者的骨質疏鬆度調整骨的標準攝取值。

**【0018】** 評估步驟，根據物理校正後的圖像、患者的體重，瘦體體重和靜脈注射的顯像劑劑量，計算圖像的 MTV、SUVmax，平均 SUV(SUVmean)，SULmax，平均 SUL(SULmean)等 5 個定量指標。於骨傷治療前先在骨的受傷處畫一適當體積的“感興趣區”(此感性區須包括最大標準攝取值)，隨後計算“感興趣區”內的 MTV、SUVmax，SUVmean，SULmax 與 SULmean。經過治療後，如骨的 SUVmax 與 SULmax、SUVmean 與 SULmean 與 MTV 降低程度超過某些比例以上，認為骨傷治療前後的變化有意義。

**【符號說明】****【0019】 例證一**

圖 5 顯示了一例左右腳膝關節骨傷患者的骨 SPECT 與 CT 融合圖像，SPECT 顯像採用的是以  $^{99m}\text{Tc}$  核素標記的  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP 骨顯像劑，注射劑量為 22.0 mCi，患者體重為 65 公斤，身高 160 公分。依據本發明，圖像經物理校正後，右膝脛骨與左膝脛骨內測頂端可見明顯高攝取的濃聚點，右膝脛骨內測頂端的 SUVmax 與 SULmax 值分別為 19.01 與 14.02、SUVmean 與 SULmean 分別為 11.46 與 8.81、MTV 為 7.12 ml，右膝脛骨內測頂端的 SUVmax 與 SULmax 值分別 17.80 與 13.69、SUVmean 與 SULmean 值分別為 11.76 與 9.05、MTV 為 9.25 ml。

**【0020】 例證二**

圖 6 顯示一名右腳踝關節骨傷患者，體重為 60 公斤，身高 171 公分，治療前患者接受  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP SPECT 骨顯像， $^{99m}\text{Tc}$ -MDP 注射劑量為 24.8 mCi，利用本發明技術，治療前右腳踝脛骨內測可見  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP 高攝取的濃聚點，MTV 為 6.20 ml，SUVmax 與 SULmax 值分別為 11.75 與 9.97、SUVmean 與 SULmean 值分別為 8.35 與 5.01。經中醫治療四個月後，患者再次接受  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP SPECT 骨顯像進行複查， $^{99m}\text{Tc}$ -MDP 注射劑

量為 20.8 mCi，利用本發明技術進行變化評估，  
SUVmax 與 SULmax 值分別為 6.87 與 5.83、SUVmean  
與 SULmean 值分別為 7.20 與 4.32、MTV 為 3.32 ml。  
治療前後比對結果發現此處骨的 MTV 降低了 46.5%，  
SUVmax 與 SULmax 一致性降低了 41.5%、SUVmean  
與 SULmean 一致性降低了 13.7%，臨床的疼痛評估由  
6 分降為 1 分，顯示該處疼痛程度獲得大幅度改善，因  
此認為骨傷治療前後的定量指標變化有意義。

65年8月9日修正本

## 申請專利範圍

1. 一種骨圖像的定量檢測技術方法，特別是關於一種 SPECT 或 SPECT/CT 定量測量骨攝取的技術方法，定量指標包括標準攝取值、瘦體標準攝取值和骨代謝體積，以及此技術方法在骨評估方面的用途，本技術方法包含：

圖像採集步驟，利用該 SPECT 或 SPECT/CT 採集骨傷患者的圖像；

核素物理衰變校正步驟，根據 SPECT 探頭的轉動時間與核素的半衰期校正該 SPECT 圖像的物理衰減；

散射校正步驟，利用散射能窗，對該 SPECT 圖像中的散射分量進行計算，並減去散射分量圖像而得到散射校正圖像；

移動校正步驟，包含借助校正掃描間的患者移動，以自動重新對位該 CT 與 SPECT 圖像；

組織衰減校正步驟，通過轉換該 CT 圖像或放射源透射圖像而建立組織衰減矩陣，以疊代法重建去除該 SPECT 圖像因人體組織衰減所造成對骨顯像藥物攝取量的低估；

圖像空間解析度恢復步驟，通過移動點源距離准直器表面的變化，於投射圖像中測量和距離相關的點擴散函數，並建立點擴散函數矩陣，並將該點擴散函數矩陣用於疊代圖像重建而重新恢復空間解析度；

雜訊去除步驟，通過分析或小波濾波器用於疊代圖像重建中，以去除該 SPECT 圖像中的雜訊；

骨代謝體積計算步驟，根據事先測定的實際放射性濃度與圖像中畫素強度之間的線性關係，計算出物理校正該 SPECT 圖像中各畫素的骨顯像藥物攝取濃度，並通過坐標系轉換與濃度變化梯度的計算，使用閾值計算出“感興趣區”中的骨代謝體積；

標準攝取值計算步驟，根據患者的體重和身高，以及該患者的放射性注射劑量，計算出骨對於藥物的定量攝取指標，包括標準攝取值和瘦體標準

攝取值;

評估步驟，通過該定量攝取指標的變化量以評估骨治療前後產生的變化。

2. 如申請專利範圍第 1 項中骨圖像的定量檢測技術方法,其中該掃描間患者移動校正步驟，更包含通過該 CT 圖像，利用亨氏單位在骨與其他組織的高差異程度，以多個閾值對圖像進行分區，分為骨與非骨兩區，並從該 CT 圖像中去除非骨區域與只保留骨區，重建後的該 SPECT 圖像經由自動移動與轉動的過程，與該 CT 圖像產生最大重疊吻合，重新自動對準該 SPECT 與 CT 圖像進而校正該掃描間的患者移動，其中校正包括使用位移和角度方向共多個維度。

3. 如申請專利範圍第 1 項中骨圖像的定量檢測技術方法,其中該組織衰減校正步驟，借助轉換該 CT 圖像或放射源透射圖像而計算經圖像中每個畫素單元的 140 keV 衰減係數，通過該圖像對應探頭的位置，以指數模型與線積分計算每個圖元單元對應探頭的衰減值而創建一個衰減矩陣，並在疊代重建中使用衰減矩陣校正組織衰減，其中衰減矩陣以多個參數記錄每條對應線的光子衰減的幅度。

4. 如申請專利範圍第 1 項中骨圖像的定量檢測技術方法,其中該圖像空間解析度恢復步驟，利用移動點源在原始投影資料中的半高寬變化，獲得與准直器距離相關的點擴散函數而建立點擴散函數矩陣，並將點擴散函數矩陣用於疊代重建而重新恢復圖像的空間解析度，該點擴散函數借助分析函數而建模，該點擴散函數矩陣隨後被用於疊代重建中的前投射步驟，通過疊代恢復該 SPECT 圖像的空間解析度。

5.如申請專利範圍第1項中骨圖像的定量檢測技術方法,其中該雜訊去除步驟,將分析或小波濾波器予植入疊代集成重建,以去除該 SPECT 圖像中的雜訊,利用等效分析濾波器在疊代重建中比對濾波後的原始圖像和前投射圖像的步驟中而予以過濾雜訊,其中小波濾波器以固定模式對該 SPECT 圖像進行基底展開,在不同階層的展開係數長條圖中再以固定窗寬排除高頻的展開係數,並使用分析函數對展開係數進行過濾,之後再進行圖像重組,以去除該 SPECT 圖像雜訊。

6.如申請專利範圍第1項中骨圖像的定量檢測技術方法,其中該骨代謝體積計算步驟,以“感興趣區”中具最大攝取濃度的畫素為參考點,對圖像區域從一般直角坐標系轉換至球座標,圖像中對半徑方向進行濃度變化的梯度計算,並通過梯度的閾值範圍勾畫“感興趣區”中代表骨代謝體積的區域,再將骨代謝體積的區域經由球座標轉換至直角坐標,以計算“感興趣區”內的該骨代謝體積。

7.如申請專利範圍第1-5任一項中,該骨圖像的定量檢測技術方法適用於使用 SPECT 骨顯像藥物的 SPECT 或 SPECT/CT 顯像,以測量骨對於該藥物攝取的標準攝取值、瘦體標準攝取值和骨代謝體積。

8.如申請專利範圍第6項中,該骨圖像的定量檢測技術方法所測量的治療前和治療後對於骨的標準攝取值、瘦體標準攝取值和骨代謝體積的變化程度,可用於評估骨在治療前後的變化是否具意義。

9.如申請專利範圍第1-6任一項中,該骨圖像的定量檢測技術方法更可適用於任何使用  $^{99m}\text{Tc}$  標記骨顯像藥物的 SPECT 或 SPECT/CT 顯像。