

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2024年7月18日(18.07.2024)



(10) 国際公開番号
WO 2024/150791 A1

(51) 国際特許分類:

G01T 1/161 (2006.01) *G06T 7/00* (2017.01)
G01T 1/164 (2006.01) *G06V 10/70* (2022.01)
G06T 1/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2024/000419

(22) 国際出願日: 2024年1月11日(11.01.2024)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:

特願 2023-002460 2023年1月11日(11.01.2023) JP

(71) 出願人: 国立大学法人九州大学 (KYUSHU UNIVERSITY, NATIONAL UNIVERSITY COR-

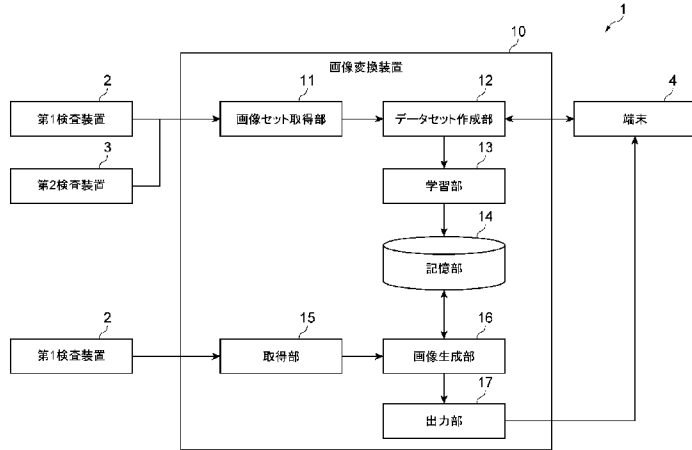
PORATION) [JP/JP]; 〒8190395 福岡県福岡市
西区元岡 7 4 4 Fukuoka (JP).

(72) 発明者: 河窪 正照 (KAWAKUBO Masateru);
〒8190395 福岡県福岡市西区元岡 7 4 4
国立大学法人九州大学内 Fukuoka (JP). 長
尾 充展 (NAGAO Michinobu); 〒1628666 東京
都新宿区河田町 8 番 1 号 学校法人東京
女子医科大学内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 長谷川 芳樹, 外 (HASEGAWA Yoshiki
et al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内二
丁目 1 番 1 号丸の内 M Y P L A Z A
(明治安田生命ビル) 9 階 創英国際特
許法律事務所 Tokyo (JP).

(54) Title: IMAGE CONVERSION DEVICE, IMAGE CONVERSION METHOD, AND IMAGE CONVERSION PROGRAM

(54) 発明の名称: 画像変換装置、画像変換方法及び画像変換プログラム



- 2 First examination device
3 Second examination device
4 Terminal
10 Image conversion device
11 Image set acquisition unit
12 Dataset creation unit
13 Learning unit
14 Storage unit
15 Acquisition unit
16 Image generation unit
17 Output unit

(57) Abstract: This image conversion device (10) comprises: a storage unit (14) that stores a model for generating, from an input image obtained through a first nuclear radiology examination in which a radioactive substance is administered to a body, a simulated output image that simulates being obtained through a second nuclear radiology examination in which a radioactive substance is administered to the body and which is different from the first nuclear radiology examination, the simulated output image being created through machine learning using a dataset that includes a first training image obtained through the first nuclear radiology examination and a second training image obtained through the second nuclear radiology examination; an acquisition unit (15) that acquires, for an organ of a patient, an original image obtained through the first nuclear radiology examination; an image generation unit (16) that inputs the original image to the model to thereby generate, for the organ of the patient, a simulated image that simulates being obtained through the second nuclear radiology examination; and an output unit (17) that outputs the simulated image.

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

(57) 要約: 画像変換装置(10)は、放射性物質を体内に投与する第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び放射性物質を体内に投与し、第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含むデータセットを用いた機械学習によって作成され、第1核医学検査によって得られた入力画像から、第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルを記憶する記憶部(14)と、患者の臓器について、第1核医学検査によって得られた元画像を取得する取得部(15)と、元画像をモデルに入力することによって、患者の臓器について、第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成する画像生成部(16)と、擬似画像を出力する出力部(17)と、を備える。

明 細 書

発明の名称：

画像変換装置、画像変換方法及び画像変換プログラム

技術分野

[0001] 本開示は、画像変換装置、画像変換方法及び画像変換プログラムに関する。

背景技術

[0002] 画像診断方法として核医学検査が知られている。例えば、心筋虚血の診断に用いられる核医学検査としては、SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) 及びPET (Positron Emission Tomography) が挙げられる。

[0003] 特許文献1には、脳を対象として、薬剤を用いないMRI (Magnetic Resonance Imaging) 等の画像から、薬剤を用いるPET等の擬似画像を推定する技術が記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2020-171841号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] SPECTは、体内深部において放射線が減衰するため検出感度に限界がある。PETは、SPECTと比較して検出感度に優れるが、設備の費用が高額となるため、汎用性に乏しい。

[0006] 本開示は、核医学検査における診断を支援することが可能な技術を提供する。

課題を解決するための手段

[0007] 本開示の一側面に係る画像変換装置は、放射性物質を体内に投与する第1

核医学検査によって得られた第1学習画像、及び放射性物質を体内に投与し、第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含むデータセットを用いた機械学習によって作成され、第1核医学検査によって得られた入力画像から、第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルを記憶する記憶部と、患者の臓器について、第1核医学検査によって得られた元画像を取得する取得部と、元画像をモデルに入力することによって、患者の臓器について、第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成する画像生成部と、擬似画像を出力する出力部と、を備える。

[0008] 本開示の一側面に係る画像変換方法は、患者の臓器について、放射性物質を体内に投与する第1核医学検査によって得られた元画像を取得することと、第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び放射性物質を体内に投与し、第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含むデータセットを用いて、第1核医学検査によって得られた入力画像から、第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルに元画像を入力することによって、患者の臓器について、第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成することと、擬似画像を出力することと、を含む。

[0009] 本開示の一側面に係る画像変換プログラムは、画像変換装置としてコンピュータを機能させるための画像変換プログラムであって、患者の臓器について、放射性物質を体内に投与する第1核医学検査によって得られた元画像を取得することと、第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び放射性物質を体内に投与し、第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含むデータセットを用いて、第1核医学検査によって得られた入力画像から、第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルに元画像を入力することによって、患者の臓器について、第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成することと、擬似画像を出力することと、をコンピュータに実行させる、画像変

換プログラム。

- [0010] 画像変換装置、画像変換方法及び画像変換プログラムによれば、第1学習画像及び第2学習画像を含むデータセットを用いて機械学習によって作成され、第1核医学検査によって得られた入力画像から第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルが準備される。そして、第1核医学検査によって得られた元画像をモデルに入力することによって、患者の臓器について、第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像が生成され、擬似画像が出力される。擬似画像は、第2核医学検査によって得られたものではない。すなわち、第2核医学検査を行うことなく、第2核医学検査の擬似的な結果が得られる。擬似画像は、医師等の診断の補助として活用できる。また、患者は第1核医学検査を受けるだけで擬似画像が得られるため、患者の検査負担を軽減することができる。その結果、核医学検査における診断を支援することができる。
- [0011] データセットは、同一の患者の臓器を示す第1学習画像及び第2学習画像を含んでもよい。これにより、同一の患者から得られた第1学習画像及び第2学習画像を含むデータセットが機械学習に用いられる。その結果、モデルの画像変換の精度が向上する。
- [0012] モデルは、臓器の周辺部位の影響によって入力画像に生じる部分的な輝度低下を補う出力画像を生成してもよい。この場合、出力画像の情報量の低下が抑制される。これにより、出力画像として生成された擬似画像は、医師等の診断の補助として有効に活用できる。
- [0013] モデルは、入力画像の解像度よりも高い解像度の出力画像を生成してもよい。この場合、出力画像の情報量が向上する。これにより、出力画像として生成された擬似画像は、医師等の診断の補助として有効に活用できる。
- [0014] モデルは、入力画像の視野よりも広い視野の出力画像を生成してもよい。この場合、出力画像の情報量が向上する。これにより、出力画像として生成された擬似画像は、医師等の診断の補助として有効に活用できる。
- [0015] 第1核医学検査によって用いられる放射線の強度と、第2核医学検査によ

って用いられる放射線の強度とが異なってもよい。放射線の強度の違いにより、組合せが困難な検査方法であっても、元画像を基に擬似画像を得ることができる。

[0016] 第1核医学検査によって用いられる放射性物質と、第2核医学検査によって用いられる放射性物質とが異なってもよい。放射性物質の違いにより、組合せが困難な検査方法であっても、元画像を基に擬似画像を得ることができる。

[0017] 第1核医学検査は、SPECTであってもよい。第2核医学検査は、PETであってもよい。このような構成によれば、SPECTによって得られた元画像（SPECT画像）から、PETによって得られた場合の擬似画像（擬似PET画像）が得られる。一般的に、SPECTを行うための装置は広く普及しているのに対し、PETを行うための装置は高額のため普及していない。実際の診断においては、SPECT画像を用いた診断精度よりもPET画像を用いた診断精度が向上し得る。擬似PET画像が出力されることにより、核医学検査における診断精度を向上させることができる。

[0018] 臓器は心臓であってもよい。モデルは、入力画像の内、肝臓に近接する領域に生じる部分的な輝度低下を補う出力画像を生成してもよい。この場合、出力画像の情報量が向上する。これにより、出力画像として生成された擬似画像は、医師等の診断の補助として有効に活用できる。

[0019] 画像変換装置は、データセットに基づいて、モデルを機械学習によって作成する学習部をさらに備えてもよい。データセットを用意できる環境であれば、モデルの作成から出力画像の生成まで一貫して行うことができる。その結果、機械学習に係る計算コストを抑制できる。

発明の効果

[0020] 本開示によれば、核医学検査における診断を支援することが可能な技術が提供される。

図面の簡単な説明

[0021] [図1]図1は、画像変換装置の構成を説明するブロック図である。

[図2]図2は、画像変換装置の動作の一例を示すフローチャートである。

[図3]図3は、第1学習画像を例示する図である。

[図4]図4は、第2学習画像を例示する図である。

[図5]図5は、SPEC T画像を例示する図である。

[図6]図6は、擬似PET画像を例示する図である。

[図7]図7は、PET画像を例示する図である。

[図8]図8は、画像変換装置のハードウェア構成の一例を示す図である。

[図9]図9は、心筋の負荷状態におけるSCSを示す図である。

[図10]図10は、心筋の安静状態におけるSCSを示す図である。

[図11]図11は、心筋の負荷状態における合計スコアを示す図である。

[図12]図12は、心筋の安静状態における合計スコアを示す図である。

発明を実施するための形態

[0022] 以下、添付図面を参照して、本開示を実施するための形態を詳細に説明する。図面の説明においては同一要素には同一符号を付し、重複する説明を省略する。

[0023] 実施形態に係る画像変換システムは、核医学検査の診断を支援するコンピュータシステムである。核医学検査は、体内に投与した放射性同位元素の臓器への集積等を画像化する検査である。画像変換システムは、患者の特定の臓器が画像化された元画像から、患者の特定の臓器が擬似的に画像化された擬似画像を生成する。特定の臓器は、診断対象となる臓器である。本実施形態において、特定の臓器は、虚血の診断対象となる心臓として説明する。元画像は、第1核医学検査によって得られた画像である。擬似画像は、第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な画像である。画像変換システムは、擬似画像を医師等の端末に提供する。擬似画像は、医師等の診断の補助として活用できる。

[0024] 図1は、実施形態に係る画像変換システム1の構成を説明するブロック図である。画像変換システム1は、第1検査装置2と、第2検査装置3と、端末4と、画像変換装置10とを備える。画像変換装置10は、第1検査装置

2、第2検査装置3及び端末4と通信可能に接続されている。

[0025] 第1検査装置2は、放射性物質を体内に投与する第1核医学検査を行う装置である。第1検査装置2は、例えばSPECTを行うための装置である。第1検査装置2は、第1核医学検査によって得られた患者の臓器の画像を画像変換装置10に送信する。

[0026] 第2検査装置3は、放射性物質を体内に投与する第2核医学検査を行う装置である。第2検査装置3は、例えばPETを行うための装置である。第2検査装置3は、第2核医学検査によって得られた患者の臓器の画像を画像変換装置10に送信する。

[0027] 第1核医学検査と第2核医学検査とは互いに異なる。例えば、第1核医学検査によって用いられる放射線の強度は、第2核医学検査によって用いられる放射線の強度と異なる。第1核医学検査によって用いられる放射性物質は、第2核医学検査によって用いられる放射性物質と異なる。

[0028] 端末4は、医師等の医療従事者によって用いられるコンピュータである。端末4は、例えば表示装置上に画像を表示すること、及び医師等による入力を受け付けることが可能である。例えば、端末4は、デスクトップ型パーソナルコンピュータ、ラップトップ型パーソナルコンピュータ又はタブレット端末等であるが、これらに限られない。

[0029] 画像変換装置10は、患者の臓器が画像化された元画像から、患者の臓器が擬似的に画像化された擬似画像を生成する装置である。画像変換装置10は、端末4と同一の装置であってもよい。画像変換装置10は、画像セット取得部11と、データセット作成部12と、学習部13と、記憶部14と、取得部15と、画像生成部16と、出力部17とを備える。

[0030] 画像セット取得部11は、第1検査装置2及び第2検査装置3から画像を取得する機能要素である。例えば、画像セット取得部11は、同一の患者の臓器について、第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含む画像セットを取得する。例えば、画像セットは、複数の第1学習画像及び複数の第2学習画像を含む。

- [0031] データセット作成部 12 は、画像セットに基づいてデータセットを作成する機能要素である。例えば、データセット作成部 12 は、端末 4 に画像セットを表示させる。端末 4 は、画像セットの内、患者の臓器の同一部位を選択する操作を受け付ける。一例では、端末 4 は、心尖部を示す第 1 学習画像と、第 1 学習画像に対応する位置における心尖部を示す第 2 学習画像とを選択する操作を受け付ける。データセット作成部 12 は、同一部位の選択を示す情報を端末 4 から取得する。データセット作成部 12 は、同一部位の選択を示す情報に基づいて、同一部位を示す第 1 学習画像と第 2 学習画像とのペアを含むデータセットを作成する。
- [0032] 学習部 13 は、データセットを用いた機械学習によって、第 1 核医学検査によって得られた入力画像から、第 2 核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルを作成する機能要素である。機械学習の手法としては、例えば深層学習等が挙げられる。
- [0033] 記憶部 14 は、学習部 13 によって作成されたモデルを記憶する非一時的な記憶媒体または記憶装置である。記憶部 14 は、第 1 検査装置 2 及び第 2 検査装置 3 から取得した画像等を記憶してもよい。記憶部 14 は、単一のデータベースとして構築されてもよいし、複数のデータベースの集合であってもよい。記憶部 14 の設置場所は限定されない。例えば、記憶部 14 は、画像変換システム 1 とは別のコンピュータシステム内に設けられてもよい。
- [0034] 取得部 15 は、患者の臓器について、第 1 核医学検査によって得られた元画像を第 1 検査装置 2 から取得する機能要素である。元画像を取得した第 1 検査装置 2 は、第 1 学習画像を取得した装置と同一であってもよいし、異なってもよい。
- [0035] 画像生成部 16 は、元画像と、記憶部 14 に記憶されているモデルとに基づいて、新たな画像を生成する機能要素である。例えば、画像生成部 16 は、元画像をモデルに入力することによって、患者の臓器について、第 2 核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成する。
- [0036] 出力部 17 は、擬似画像を端末 4 に出力する機能要素である。出力部 17

は、擬似画像と共に元画像を端末4に出力してもよい。出力部17は、出力先を画像変換装置10に設けられた表示装置、又は外部の装置等としてもよい。

[0037] 図2～図6を参照しながら画像変換装置10の動作を説明するとともに、画像変換方法の一例について説明する。図2は、画像変換装置10の動作の一例を示すフローチャートである。

[0038] ステップS1において、画像変換装置10は、同一の患者の画像セットを取得する。例えば、画像セット取得部11は、同一の患者の臓器について、第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含む画像セットを取得する。一例では、画像セット取得部11は、同一の患者の心臓について、SPECTによって得られた第1学習画像、及びPETによって得られた第2学習画像を含む画像セットを取得する。患者の数及び画像セットの数は限定されない。例えば、画像セット取得部11は、54人の患者について、1022枚の第1学習画像、及び1022枚の第2学習画像となる画像セットを取得してもよい。患者の数は、症例の数であってもよい。

[0039] 図3は、第1学習画像を例示する図である。図3は、3枚の第1学習画像L11、L12及びL13を示す。第1学習画像L11、L12及びL13は、同一の患者の心臓について、SPECTによって得られた断面図の例を示す。例えば、第1学習画像L11は、心尖部を示す。第1学習画像L12は、心中部を示す。第1学習画像L13は、心基部を示す。

[0040] 図4は、第2学習画像を例示する図である。図4は、3枚の第2学習画像L21、L22及びL23を示す。第2学習画像L21、L22及びL23は、同一の患者の心臓について、PETによって得られた断面図の例を示す。例えば、第2学習画像L21は、心尖部を示す。第2学習画像L22は、心中部を示す。第2学習画像L23は、心基部を示す。

[0041] 第2学習画像L21、L22及びL23が示す患者は、第1学習画像L11、L12及びL13が示す患者と同一の患者である。また、第2学習画像

L 2 1、L 2 2 及び L 2 3 が示す症例は、第 1 学習画像 L 1 1、L 1 2 及び L 1 3 が示す症例と同一の症例である。さらに、第 2 学習画像 L 2 1、L 2 2 及び L 2 3 が示す部位は、第 1 学習画像 L 1 1、L 1 2 及び L 1 3 に対応する位置における部位である。

[0042] 図 2 に戻り、ステップ S 2 において、画像変換装置 1 0 は、画像セットに基づいてデータセットを作成する。例えば、データセット作成部 1 2 は、端末 4 に画像セットを表示させる。端末 4 は、画像セットの内、患者の臓器の同一部位を選択する操作を受け付ける。一例では、端末 4 は、心尖部を示す第 1 学習画像 L 1 1 と、第 1 学習画像に対応する位置における心尖部を示す第 2 学習画像 L 2 1 とを選択する操作を受け付ける。また、端末 4 は、心中部を示す第 1 学習画像 L 1 2 と、第 1 学習画像に対応する位置における心中部を示す第 2 学習画像 L 2 2 とを選択する操作を受け付ける。さらに、端末 4 は、心基部を示す第 1 学習画像 L 1 3 と、第 1 学習画像に対応する位置における心基部を示す第 2 学習画像 L 2 3 とを選択する操作を受け付ける。

[0043] データセット作成部 1 2 は、同一部位の選択を示す情報を端末 4 から取得する。データセット作成部 1 2 は、同一部位の選択を示す情報に基づいて、同一部位を示す第 1 学習画像と第 2 学習画像とのペアを含むデータセットを作成する。例えば、データセットは、第 1 学習画像 L 1 1 と第 2 学習画像 L 2 1 とのペア、第 1 学習画像 L 1 2 と第 2 学習画像 L 2 2 とのペア、及び第 1 学習画像 L 1 3 と第 2 学習画像 L 2 3 とのペア等を含む。一例では、データセットは、5 4 人の患者について、心臓の同一部位を示す 1 0 2 2 個のペアを含む。

[0044] ステップ S 3 において、画像変換装置 1 0 は、データセットを用いて機械学習を行う。例えば、学習部 1 3 は、データセットを用いた機械学習によって、第 1 核医学検査によって得られた入力画像から、第 2 核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルを作成する。一例では、学習部 1 3 は、5 4 人のデータセット（1 0 2 2 個のペア）の内、3 4 人のデータセット（約 7 0 0 個のペア）を訓練データとして用いて深層

学習を行う。学習部 13 は、作成したモデルを記憶部 14 に格納する。

[0045] ステップ S4 において、画像変換装置 10 は、元画像を取得する。例えば、取得部 15 は、患者の臓器について、第 1 核医学検査によって得られた元画像を第 1 検査装置 2 から取得する。一例では、取得部 15 は、患者の心臓について、SPECT によって得られた SPECT 画像を第 1 検査装置 2 から取得する。

[0046] 図 5 は、SPECT 画像を例示する図である。SPECT 画像 P1 は、SPECT によって得られた心臓の断面図を示す。SPECT 画像 P1 は、円形の領域である視野 V11 と、視野外の領域 V12 とを含む。SPECT 画像 P1 には、左心室 P11 が円環状に現れている。SPECT 画像 P1 内において、左心室 P11 が特に高い輝度で現れている。視野 V11 内において、領域 R1 は、肝臓に近接する領域である。領域 R1 においては、肝臓等によって放射線が減衰する。左心室 P11 の輝度の内、領域 R1 の輝度は、その他の領域の輝度よりも低い。ここで、SPECT 画像 P1 が心筋虚血の診断に用いられた場合、領域 R1 の輝度が低いため、領域 R1 の診断が困難である。その結果、領域 R1 では、心筋虚血の偽陽性となる可能性がある。また、SPECT 画像 P1 には、左心室 P11 と重複した右心室 P12 が C 字状に現れている。右心室 P12 の輝度は、左心室 P11 の輝度よりも低い。

[0047] 図 2 に戻り、ステップ S5 において、画像変換装置 10 は、擬似画像を生成する。例えば、画像生成部 16 は、元画像と、記憶部 14 に記憶されているモデルとに基づいて、新たな画像を生成する。例えば、画像生成部 16 は、元画像をモデルに入力することによって、患者の臓器について、第 2 核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成する。擬似画像は、第 2 核医学検査によって得られたものではない。一例では、画像生成部 16 は、SPECT 画像をモデルに入力することによって、患者の心臓について、PET によって得られた場合の擬似 PET 画像を生成する。

[0048] 図 6 は、擬似 PET 画像を例示する図である。擬似 PET 画像 P2 は、画像変換装置 10 によって生成された擬似的な心臓の断面図を示す。擬似 PET

T画像P2には、左心室P21が円環状に現れている。擬似PET画像P2内において、左心室P21が特に高い輝度で現われている。領域R2は、図5に示される領域R1に対応する領域である。左心室P21の輝度の内、領域R2の輝度は、その他の領域の輝度と同等である。また、擬似PET画像P2には、左心室P21と重複した右心室P22がC字状に現れている。右心室P22の輝度は、左心室P21の輝度よりも低い。

[0049] 図5及び図6を参照して、SPECTによって得られたSPECT画像P1と、擬似的に生成された擬似PET画像P2との比較を説明する。SPECT画像P1と擬似PET画像P2とは、例えば輝度、解像度及び視野の点で異なる。

[0050] 擬似PET画像P2の輝度は、SPECT画像P1の輝度よりも高い。例えば、左心室P21の輝度は、左心室P11の輝度よりも高い。領域R2の輝度は、領域R1の輝度よりも高い。すなわち、モデルは、臓器の周辺部位の影響によって入力画像に生じる部分的な輝度低下を補う出力画像を生成する。より具体的には、モデルは、入力画像（SPECT画像P1）の内、肝臓に近接する領域R1に生じる部分的な輝度低下を補う出力画像（擬似PET画像P2）を生成する。右心室P22の輝度は、右心室P12の輝度よりも高い。

[0051] 擬似PET画像P2の解像度は、SPECT画像P1の解像度よりも高い。例えば、左心室P21のエッジは、左心室P11のエッジよりも明確に現れている。すなわち、モデルは、入力画像の解像度よりも高い解像度の出力画像を生成する。

[0052] 擬似PET画像P2の視野は、SPECT画像P1の視野よりも広い。例えば、擬似PET画像P2の視野は、SPECT画像P1の視野V11よりも広範囲に現れている。すなわち、モデルは、入力画像の視野よりも広い視野の出力画像を生成する。

[0053] 図2に戻り、ステップS6において、画像変換装置10は、擬似PET画像を端末4に出力する。例えば、出力部17は、擬似PET画像P2を端末

4に出力する。出力部17は、擬似PET画像P2と共にSPECT画像P1を端末4に出力してもよい。擬似PET画像P2は、医師等の診断の補助として活用できる。例えば、医師は、SPECT画像P1と共に擬似PET画像P2を参照することができる。

[0054] 図7は、PET画像を例示する図である。PET画像P3は、PETによって得られた心臓の断面図を示す。PET画像P3には、左心室P31が円環状に現れている。領域R3は、図5に示される領域R1に対応する領域である。PETでは、領域R3において肝臓等による放射線の減衰が問題とならない。したがって、左心室P31の輝度の内、領域R3の輝度は、その他の領域の輝度と同等である。また、PET画像P3は、左心室P31と重複した右心室P32がC字状に現れている。

[0055] 図6及び図7を参照して、擬似PET画像P2と、PET画像P3との比較を説明する。擬似PET画像P2における左心室P21及び右心室P22の位置は、PET画像P3における左心室P31及び右心室P32の位置と類似している。擬似PET画像P2の輝度は、PET画像P3の輝度と同等である。例えば、左心室P21の輝度は、左心室P31の輝度と同等である。領域R2の輝度は、領域R3の輝度と同等である。右心室P22の輝度は、右心室P32の輝度と同等である。擬似PET画像P2の解像度は、PET画像P3の解像度と同等である。擬似PET画像P2の視野は、PET画像P3の視野と同等である。したがって、擬似PET画像P2は、PET画像P3に類似していると言える。

[0056] 画像変換装置10は、ハードウェア及び／又はソフトウェアの任意の組み合わせによって実現される。各機能は、物理的及び／又は論理的に結合した1つの装置により実現されてもよいし、物理的及び／又は論理的に分離した2つ以上の装置を直接的及び／又は間接的に接続し、これら複数の装置により実現されてもよい。

[0057] 図8は、画像変換装置10のハードウェア構成の一例を示す図である。画像変換装置10は、物理的には、プロセッサ1001、メモリ1002、ス

ストレージ１００３、通信装置１００４、入力装置１００５、出力装置１００６、バス１００７などを含むコンピュータ装置として構成されてもよい。

[0058] 画像変換装置１０における各機能は、プロセッサ１００１、メモリ１００２などのハードウェア上に所定のソフトウェア（プログラム）を読み込ませることで、プロセッサ１００１が演算を行い、通信装置１００４による通信や、メモリ１００２及びストレージ１００３におけるデータの読み出し及び／又は書き込みを制御することで実現される。

[0059] プロセッサ１００１は、例えば、オペレーティングシステムを動作させてコンピュータ全体を制御する。プロセッサ１００１は、中央処理装置（CPU: Central Processing Unit）で構成されてもよい。例えば、画像変換装置１０の各種処理等は、プロセッサ１００１で実現されてもよい。また、プロセッサ１００１は、プログラム（プログラムコード）、ソフトウェアモジュールやデータを、ストレージ１００３及び／又は通信装置１００４からメモリ１００２に読み出し、これらに従って各種の処理を実行する。画像変換装置１０の各種処理を実行する機能は、メモリ１００２に格納され、プロセッサ１００１で動作する制御プログラム（画像変換プログラム）によって実現されてもよく、他の機能ブロックについても同様に実現されてもよい。なお、画像変換装置１０における各種処理は、１つのプロセッサ１００１で実行されてもよいが、２以上のプロセッサ１００１により同時又は逐次に行われてもよい。

[0060] メモリ１００２は、コンピュータ読み取り可能な記録媒体であり、例えば、ROM (Read Only Memory)、EPROM (Erasable Programmable ROM)、EEPROM (Electrically Erasable Programmable ROM)、RAM (Random Access Memory) などの少なくとも１つで構成されてもよい。

[0061] ストレージ１００３は、コンピュータ読み取り可能な記録媒体である。ストレージ１００３は、例えば、ハードディスクドライブ、フレキシブルディスク、光磁気ディスク、CD-ROM (Compact Disc ROM) などの光ディ

スク等の少なくとも1つで構成されてもよい。上述の記憶媒体は、例えば、メモリ1002及び／又はストレージ1003を含むデータベース、サーバその他の適切な媒体であってもよい。

[0062] 通信装置1004は、有線及び／又は無線ネットワークを介してコンピュータ間の通信を行うためのデバイスである。例えば、画像変換装置10の各種処理の一部は、通信装置1004で実現されてもよい。

[0063] 入力装置1005は、外部からの入力を受け付ける入力デバイス（例えば、キーボード等）である。出力装置1006は、外部への出力を実施する出力デバイス（例えば、ディスプレイ等）である。

[0064] 上記の各装置は、情報を通信するためのバス1007で接続される。バス1007は、単一のバスで構成されてもよいし、装置間で異なるバスで構成されてもよい。

[0065] 図9及び図10を参照して、擬似PET画像の補正の程度に関する第1評価を説明する。擬似PET画像の補正の程度は、例えば擬似PET画像がSPECT画像よりもPET画像に類似しているか否かにより評価され得る。第1評価は、3名の医師による20症例分のSPECT画像、擬似PET画像及びPET画像を用いた心筋虚血の視覚的なスコアリングを用いる。

[0066] 例えば、第1評価は、SPECT画像、擬似PET画像及びPET画像を用いたスコアリング結果の平均値を算出する。第1評価は、スコアリング結果の平均値に基づいて、補正の程度を示す`correction score`を求める。例えば、第1評価は、PET画像のスコアを基準として、SPECT画像のスコア及び擬似PET画像のスコアの近さに基づいて、`correction score`を求める。

[0067] 擬似PET画像のスコアがSPECT画像のスコアよりもPET画像のスコアに近い場合、`correction score=1`（Good correction）とする。一例では、擬似PET画像のスコア=3、SPECT画像のスコア=0、PET画像のスコア=2の場合、`correction score=1`とする。

- [0068] SPECT画像のスコアが擬似PET画像のスコアよりもPET画像のスコアに近い場合、 $\text{correction score} = -1$ (Bad correction) とする。一例では、擬似PET画像のスコア=0、SPECT画像のスコア=3、PET画像のスコア=2の場合、 $\text{correction score} = -1$ とする。
- [0069] PET画像のスコアに対しSPECT画像のスコア及び擬似PET画像のスコアが同様である場合、 $\text{correction score} = 0$ (Fair correction) とする。一例では、擬似PET画像のスコア=3、SPECT画像のスコア=3、PET画像のスコア=2の場合、 $\text{correction score} = 0$ とする。
- [0070] 第1評価は、20症例分の correction score の合計である合計スコア (Summed correction score: SCS) を算出する。SCSの値が高いほど、擬似PET画像がSPECT画像よりもPET画像に類似していると言える。換言すると、SCSの値が高いほど、PET画像に近づくように補正できていると言える。
- [0071] 図9は、心筋の負荷状態におけるSCSを示す図である。図10は、心筋の安静状態におけるSCSを示す図である。図9及び図10は、極座標を用いてモデル化した心臓の位置に対応するSCSをスケール表示している。図9及び図10は、前壁H1、前側壁H2、下側壁H3、下壁H4、下壁中隔H5及び前壁中隔H6を示す。
- [0072] 図9及び図10では、下壁H4、下壁中隔H5及び前壁中隔H6ではSCSの値が高くなっている。すなわち、下壁H4、下壁中隔H5及び前壁中隔H6がPET画像に近づくように補正できていると言える。また、図9及び図10では、全体としてSCSの負の値が少ない。したがって、擬似PET画像は、SPECT画像よりもPET画像に類似していると言える。これにより、擬似PET画像は、SPECT画像の補足診断情報として有用と言える。
- [0073] 図11及び図12を参照して、SPECT画像、擬似PET画像及びPET

T画像を用いた心筋虚血の診断に関する第2評価を説明する。第2評価は、第1評価と同様に、3名の医師による20症例分のSPECT画像、擬似PET画像及びPET画像を用いた心筋虚血の視覚的なスコアリングを用いる。例えば、第2評価は、SPECT画像、擬似PET画像（pseudo-PET画像）及びPET画像を用いたスコアリング結果の合計値である合計スコアを算出する。合計スコアが高い場合には、虚血と診断されることを示す。

[0074] 図11は、心筋の負荷状態における合計スコアを示す図である。図11は、20症例の各合計スコアをプロットしたグラフである。図11において、横軸は画像の種類を示し、縦軸は合計スコアの値を示す。PET画像を用いた診断には、高い合計スコアが含まれている。すなわち、PET画像を用いた診断には、虚血と診断される症例が含まれている。これに対し、SPECT画像及びpseudo-PET画像を用いた診断には、PET画像で高い合計スコアとなった症例が含まれていない。ここで、pseudo-PET画像は、SPECT画像を基に生成されている。したがって、SPECT画像を用いた診断で高い合計スコアにならない症例は、pseudo-PET画像を用いた診断でも高い合計スコアになりにくい。

[0075] 図12は、心筋の安静状態における合計スコアを示す図である。図12は、20症例の各合計スコアをプロットしたグラフである。図12において、横軸は画像の種類を示し、縦軸は合計スコアの値を示す。SPECT画像を用いた診断に含まれる高い合計スコアと、PET画像を用いた診断に含まれる低い合計スコアとが対応している。すなわち、SPECT画像を用いた診断では虚血と診断されるが、PET画像を用いた診断では虚血ではないと診断され得る症例が含まれている。一般的に、SPECT画像を用いた診断精度よりもPET画像を用いた診断精度が高い。そのため、SPECT画像を用いた診断では偽陽性となり得る。この症例について、pseudo-PET画像を用いた診断では低い合計スコアとなっている。すなわち、この症例について、pseudo-PET画像を用いた診断では虚血ではないと診断

され得る。したがって、p s e u d o－P E T画像を用いた診断は、S P E C T画像を用いた診断よりも特異度を向上させることが可能と言える。

[0076] 本開示の一側面に係る画像変換装置10は、放射性物質を体内に投与する第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び放射性物質を体内に投与し、第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含むデータセットを用いた機械学習によって作成され、第1核医学検査によって得られた入力画像から、第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルを記憶する記憶部14と、患者の臓器について、第1核医学検査によって得られた元画像を取得する取得部15と、元画像をモデルに入力することによって、患者の臓器について、第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成する画像生成部16と、擬似画像を出力する出力部17と、を備える。

[0077] 本開示の一側面に係る画像変換方法は、患者の臓器について、放射性物質を体内に投与する第1核医学検査によって得られた元画像を取得することと、第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び放射性物質を体内に投与し、第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含むデータセットを用いて、第1核医学検査によって得られた入力画像から、第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルに元画像を入力することによって、患者の臓器について、第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成することと、擬似画像を出力することと、を含む。

[0078] 本開示の一側面に係る画像変換プログラムは、画像変換装置10としてコンピュータを機能させるための画像変換プログラムであって、患者の臓器について、放射性物質を体内に投与する第1核医学検査によって得られた元画像を取得することと、第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び放射性物質を体内に投与し、第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含むデータセットを用いて、第1核医学検査によって得られた入力画像から、第2核医学検査によって得られた場合の擬似

的な出力画像を生成するためのモデルに元画像を入力することによって、患者の臓器について、第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成することと、擬似画像を出力することと、をコンピュータに実行させる、画像変換プログラム。

[0079] 画像変換装置10、画像変換方法及び画像変換プログラムによれば、第1学習画像及び第2学習画像を含むデータセットを用いて機械学習によって作成され、第1核医学検査によって得られた入力画像から第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルが準備される。そして、第1核医学検査によって得られた元画像をモデルに入力することによって、患者の臓器について、第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像が生成され、擬似画像が出力される。擬似画像は、第2核医学検査によって得られたものではない。すなわち、第2核医学検査を行うことなく、第2核医学検査の擬似的な結果が得られる。擬似画像は、医師等の診断の補助として活用できる。また、患者は第1核医学検査を受けるだけで擬似画像が得られるため、患者の検査負担を軽減することができる。その結果、核医学検査における診断を支援することができる。

[0080] データセットは、同一の患者の臓器を示す第1学習画像及び第2学習画像を含む。これにより、同一の患者から得られた第1学習画像及び第2学習画像を含むデータセットが機械学習に用いられる。その結果、モデルの画像変換の精度が向上する。

[0081] モデルは、臓器の周辺部位の影響によって入力画像に生じる部分的な輝度低下を補う出力画像を生成する。この場合、出力画像の情報量の低下が抑制される。これにより、出力画像として生成された擬似画像は、医師等の診断の補助として有効に活用できる。

[0082] モデルは、入力画像の解像度よりも高い解像度の出力画像を生成する。この場合、出力画像の情報量が向上する。これにより、出力画像として生成された擬似画像は、医師等の診断の補助として有効に活用できる。

[0083] モデルは、入力画像の視野よりも広い視野の出力画像を生成する。この場

合、出力画像の情報量が向上する。これにより、出力画像として生成された擬似画像は、医師等の診断の補助として有効に活用できる。

[0084] 第1核医学検査によって用いられる放射線の強度と、第2核医学検査によって用いられる放射線の強度とが異なる。放射線の強度の違いにより、組合せが困難な検査方法であっても、元画像を基に擬似画像を得ることができる。

[0085] 第1核医学検査によって用いられる放射性物質と、第2核医学検査によって用いられる放射性物質とが異なる。放射性物質の違いにより、組合せが困難な検査方法であっても、元画像を基に擬似画像を得ることができる。

[0086] 第1核医学検査は、SPECTである。第2核医学検査は、PETである。このような構成によれば、SPECTによって得られた元画像（SPECT画像）から、PETによって得られた場合の擬似画像（擬似PET画像）が得られる。一般的に、SPECTを行うための装置は広く普及しているのに対し、PETを行うための装置は高額のため普及していない。実際の診断においては、SPECT画像を用いた診断精度よりもPET画像を用いた診断精度が向上し得る。擬似PET画像が出力されることにより、核医学検査における診断精度を向上させることができる。

[0087] 臓器は心臓である。モデルは、入力画像の内、肝臓に近接する領域に生じる部分的な輝度低下を補う出力画像を生成する。この場合、出力画像の情報量が向上する。これにより、出力画像として生成された擬似画像は、医師等の診断の補助として有効に活用できる。

[0088] 画像変換装置10は、データセットに基づいて、モデルを機械学習によって作成する学習部13をさらに備える。データセットを用意できる環境であれば、モデルの作成から出力画像の生成まで一貫して行うことができる。その結果、機械学習に係る計算コストを抑制できる。

[0089] 本開示は必ずしも上述した実施形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で様々な変更が可能である。例えば、上記実施形態では、擬似画像が心筋虚血の診断に用いられたが、擬似画像は、例えば心臓の様々

な疾患の診断に用いられてよい。

[0090] 本開示において、データ又は情報を第1コンピュータから第2コンピュータに送信するとの表現は、第2コンピュータに最終的にデータ又は情報を届けるための送信を意味する。すなわち、上記表現は、別のコンピュータ又は通信装置がデータ又は情報を中継する場合を含む。

[0091] 以下、本開示の要旨を示す。

(1) 放射性物質を体内に投与する第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び放射性物質を体内に投与し、前記第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含むデータセットを用いた機械学習によって作成され、前記第1核医学検査によって得られた入力画像から、前記第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルを記憶する記憶部と、

患者の臓器について、前記第1核医学検査によって得られた元画像を取得する取得部と、

前記元画像を前記モデルに入力することによって、前記患者の臓器について、前記第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成する画像生成部と、

前記擬似画像を出力する出力部と、
を備える、画像変換装置。

[0092] (2) 前記データセットは、同一の患者の前記臓器を示す前記第1学習画像及び前記第2学習画像を含む、(1)の画像変換装置。

[0093] (3) 前記モデルは、前記臓器の周辺部位の影響によって前記入力画像に生じる部分的な輝度低下を補う前記出力画像を生成する、(1)又は(2)の画像変換装置。

[0094] (4) 前記モデルは、前記入力画像の解像度よりも高い解像度の前記出力画像を生成する、(1)～(3)の画像変換装置。

[0095] (5) 前記モデルは、前記入力画像の視野よりも広い視野の前記出力画像を生成する、(1)～(4)の画像変換装置。

- [0096] (6) 前記第1核医学検査によって用いられる放射線の強度と、前記第2核医学検査によって用いられる放射線の強度とが異なる、(1)～(5)の画像変換装置。
- [0097] (7) 前記第1核医学検査によって用いられる放射性物質と、前記第2核医学検査によって用いられる放射性物質とが異なる、(1)～(6)の画像変換装置。
- [0098] (8) 前記第1核医学検査は、SPECTであり、
前記第2核医学検査は、PETである、
(1)～(7)の画像変換装置。
- [0099] (9) 前記臓器は心臓であり、
前記モデルは、前記入力画像の内、肝臓に近接する領域に生じる部分的な輝度低下を補う前記出力画像を生成する、
(1)～(8)の画像変換装置。
- [0100] (10) 前記データセットに基づいて、前記モデルを前記機械学習によって作成する学習部をさらに備える、(1)～(9)の画像変換装置。
- [0101] (11) 患者の臓器について、放射性物質を体内に投与する第1核医学検査によって得られた元画像を取得することと、
前記第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び放射性物質を体内に投与し、前記第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含むデータセットを用いて、前記第1核医学検査によって得られた入力画像から、前記第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルに前記元画像を入力することによって、前記患者の臓器について、前記第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成することと、
前記擬似画像を出力することと、を含む、
画像変換方法。
- [0102] (12) 画像変換装置としてコンピュータを機能させるための画像変換プログラムであって、

患者の臓器について、放射性物質を体内に投与する第1核医学検査によって得られた元画像を取得することと、

前記第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び放射性物質を体内に投与し、前記第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含むデータセットを用いて、前記第1核医学検査によって得られた入力画像から、前記第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルに前記元画像を入力することによって、前記患者の臓器について、前記第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成することと、

前記擬似画像を出力することと、をコンピュータに実行させる、
画像変換プログラム。

符号の説明

[0103] 1…画像変換システム、2…第1検査装置、3…第2検査装置、4…端末、10…画像変換装置、11…画像セット取得部、12…データセット作成部、13…学習部、14…記憶部、15…取得部、16…画像生成部、17…出力部。

請求の範囲

- [請求項1] 放射性物質を体内に投与する第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び放射性物質を体内に投与し、前記第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含むデータセットを用いた機械学習によって作成され、前記第1核医学検査によって得られた入力画像から、前記第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルを記憶する記憶部と、
- 患者の臓器について、前記第1核医学検査によって得られた元画像を取得する取得部と、
- 前記元画像を前記モデルに入力することによって、前記患者の臓器について、前記第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成する画像生成部と、
- 前記擬似画像を出力する出力部と、
- を備える、画像変換装置。
- [請求項2] 前記データセットは、同一の患者の前記臓器を示す前記第1学習画像及び前記第2学習画像を含む、請求項1に記載の画像変換装置。
- [請求項3] 前記モデルは、前記臓器の周辺部位の影響によって前記入力画像に生じる部分的な輝度低下を補う前記出力画像を生成する、請求項1に記載の画像変換装置。
- [請求項4] 前記モデルは、前記入力画像の解像度よりも高い解像度の前記出力画像を生成する、請求項1に記載の画像変換装置。
- [請求項5] 前記モデルは、前記入力画像の視野よりも広い視野の前記出力画像を生成する、請求項1に記載の画像変換装置。
- [請求項6] 前記第1核医学検査によって用いられる放射線の強度と、前記第2核医学検査によって用いられる放射線の強度とが異なる、請求項1に記載の画像変換装置。
- [請求項7] 前記第1核医学検査によって用いられる放射性物質と、前記第2核医学検査によって用いられる放射性物質とが異なる、請求項1に記載

の画像変換装置。

[請求項8] 前記第1核医学検査は、SPECTであり、
前記第2核医学検査は、PETである、
請求項1に記載の画像変換装置。

[請求項9] 前記臓器は心臓であり、
前記モデルは、前記入力画像の内、肝臓に近接する領域に生じる部分的な輝度低下を補う前記出力画像を生成する、
請求項3に記載の画像変換装置。

[請求項10] 前記データセットに基づいて、前記モデルを前記機械学習によって作成する学習部をさらに備える、請求項1に記載の画像変換装置。

[請求項11] 患者の臓器について、放射性物質を体内に投与する第1核医学検査によって得られた元画像を取得することと、

前記第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び放射性物質を体内に投与し、前記第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含むデータセットを用いて、前記第1核医学検査によって得られた入力画像から、前記第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルに前記元画像を入力することによって、前記患者の臓器について、前記第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成することと、

前記擬似画像を出力することと、を含む、
画像変換方法。

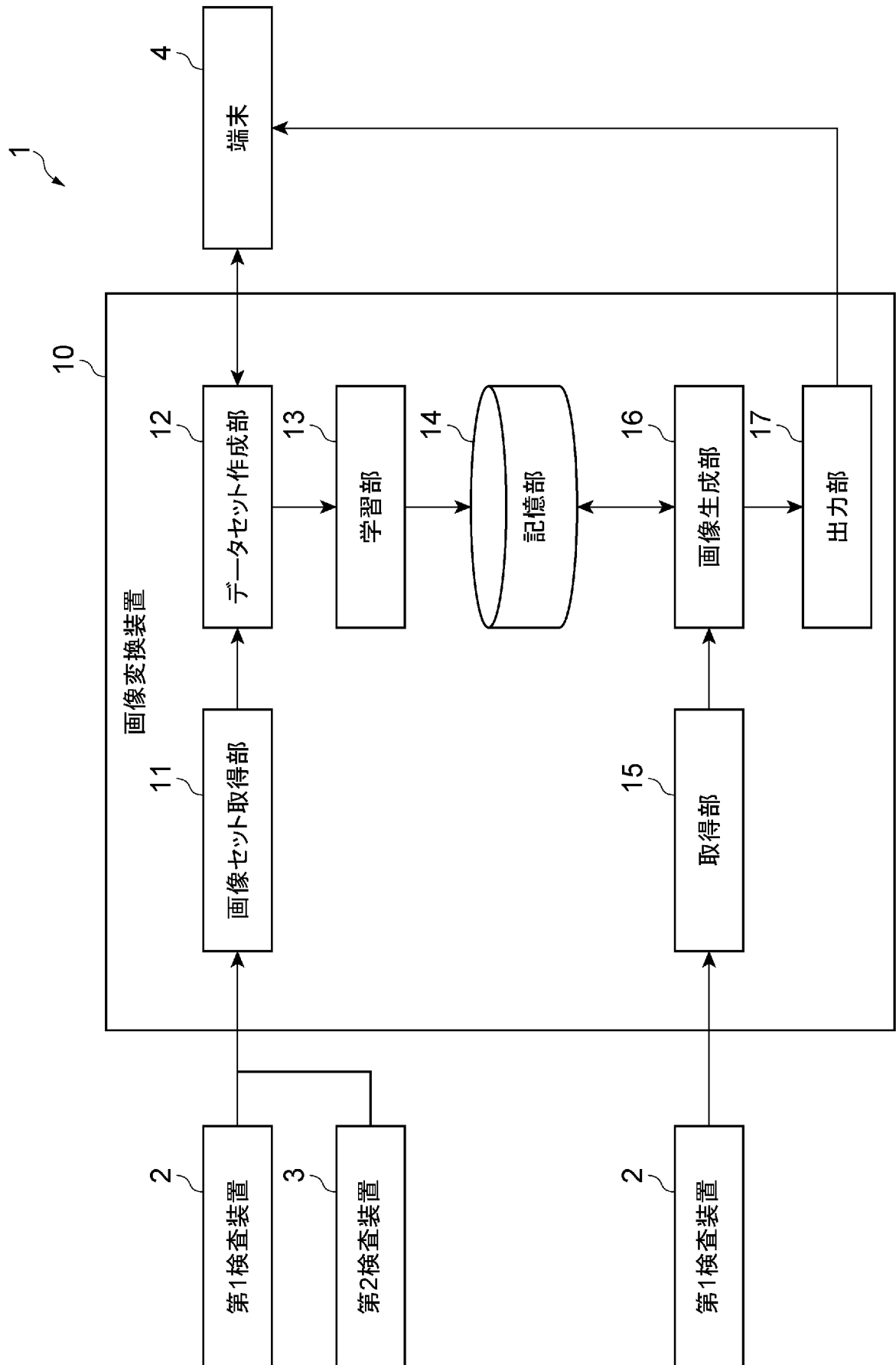
[請求項12] 画像変換装置としてコンピュータを機能させるための画像変換プログラムであって、

患者の臓器について、放射性物質を体内に投与する第1核医学検査によって得られた元画像を取得することと、

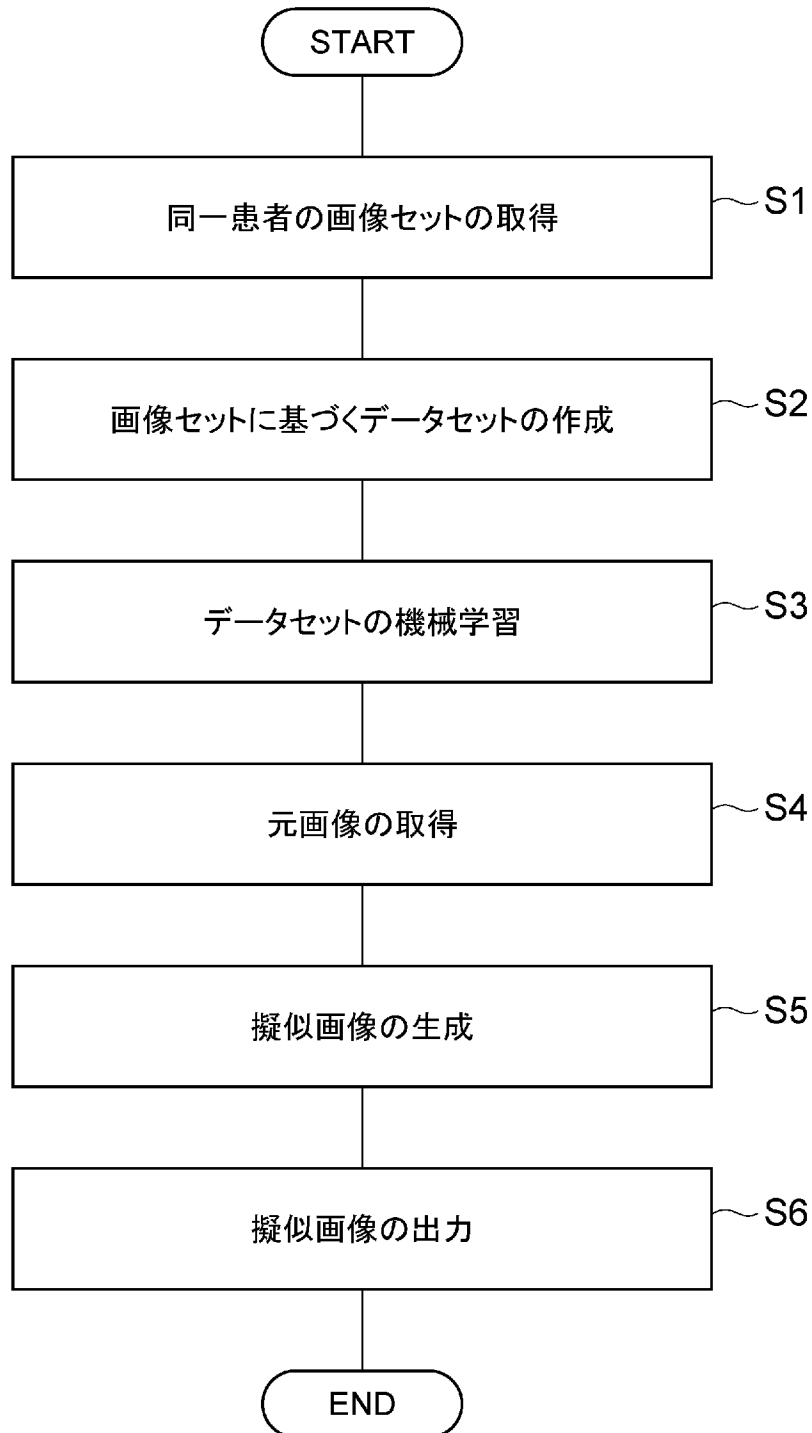
前記第1核医学検査によって得られた第1学習画像、及び放射性物質を体内に投与し、前記第1核医学検査とは異なる第2核医学検査によって得られた第2学習画像を含むデータセットを用いて、前記第1

核医学検査によって得られた入力画像から、前記第2核医学検査によって得られた場合の擬似的な出力画像を生成するためのモデルに前記元画像を入力することによって、前記患者の臓器について、前記第2核医学検査によって得られた場合の擬似画像を生成することと、
前記擬似画像を出力することと、をコンピュータに実行させる、
画像変換プログラム。

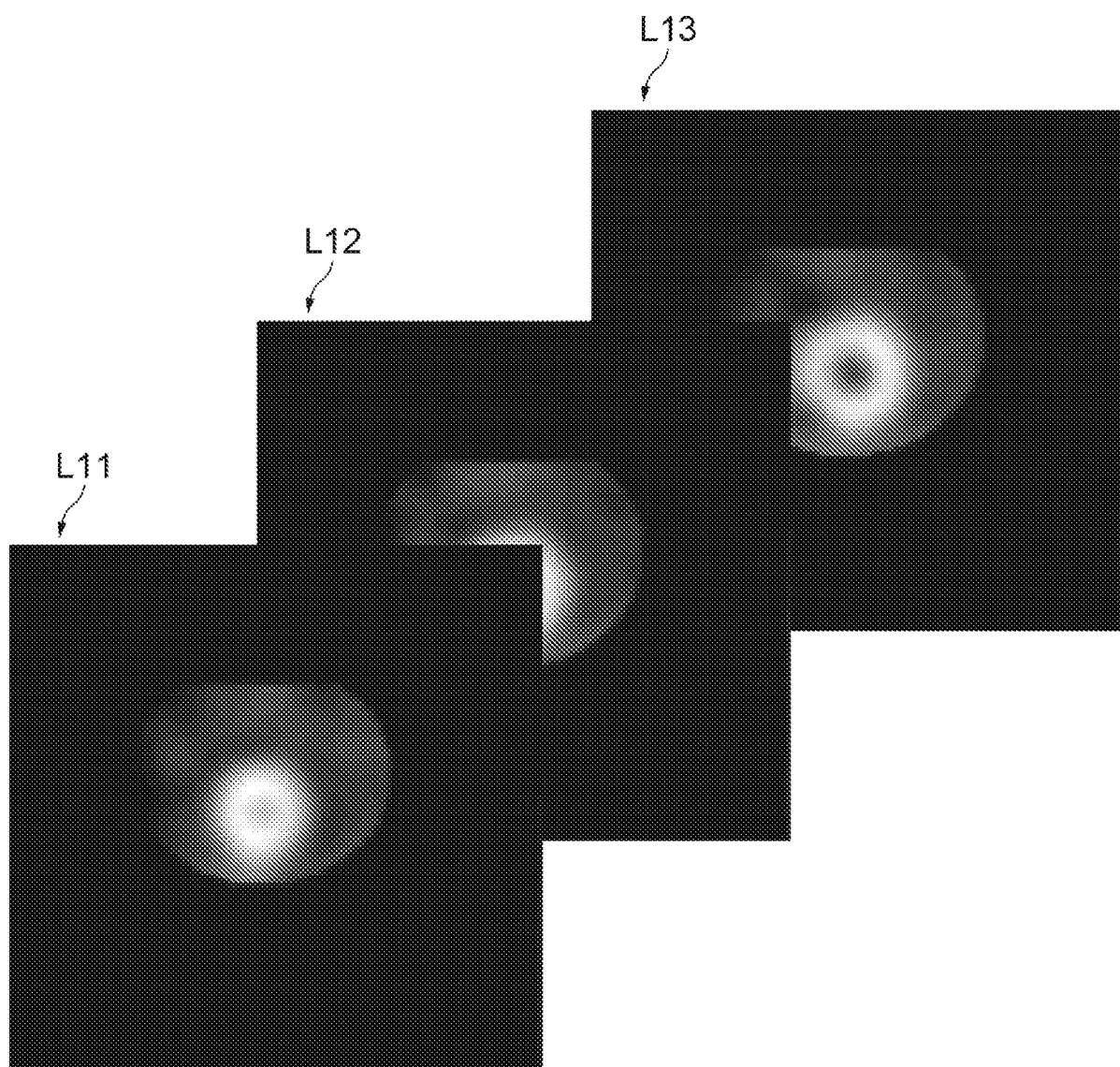
[図1]



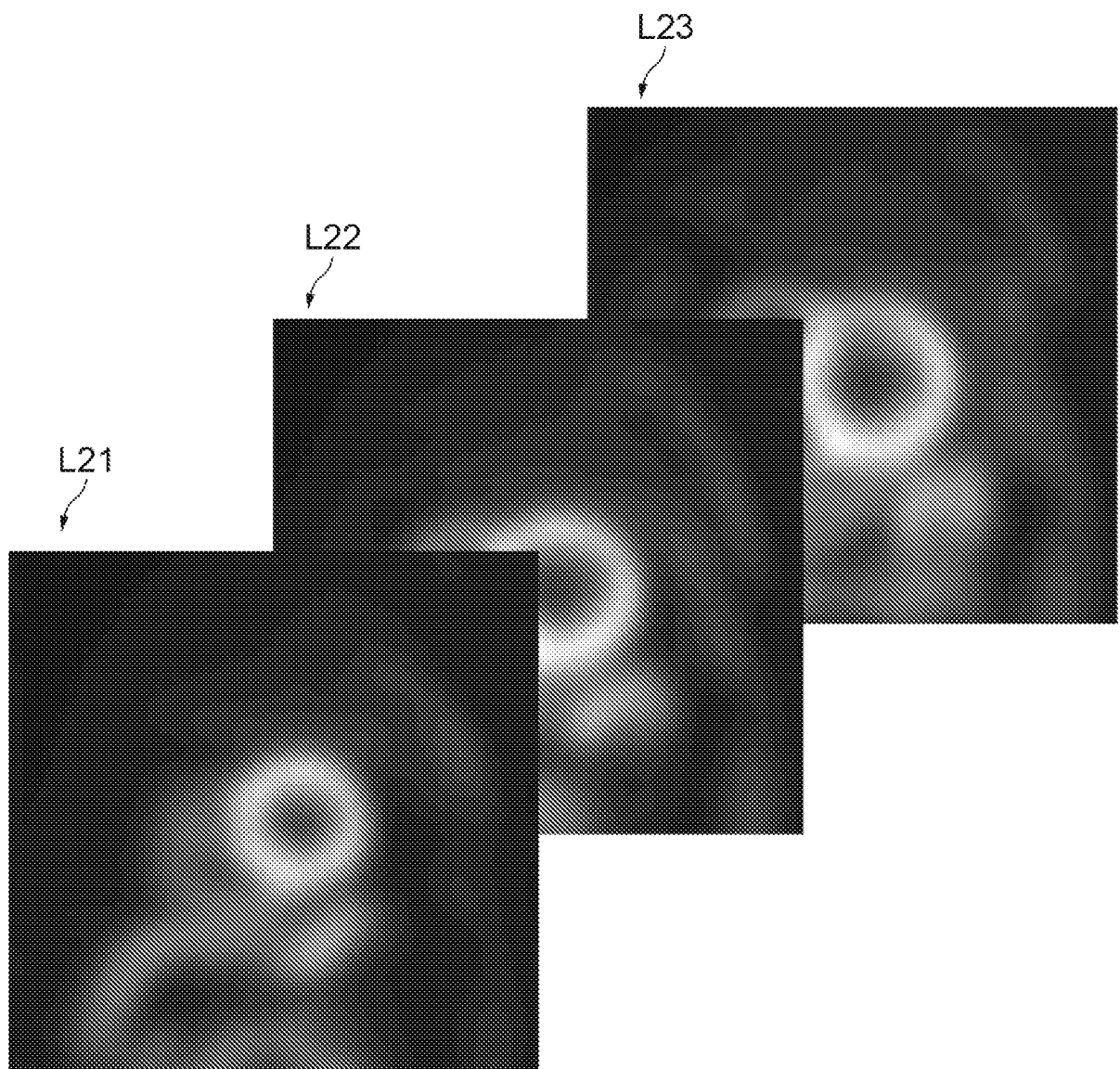
[図2]



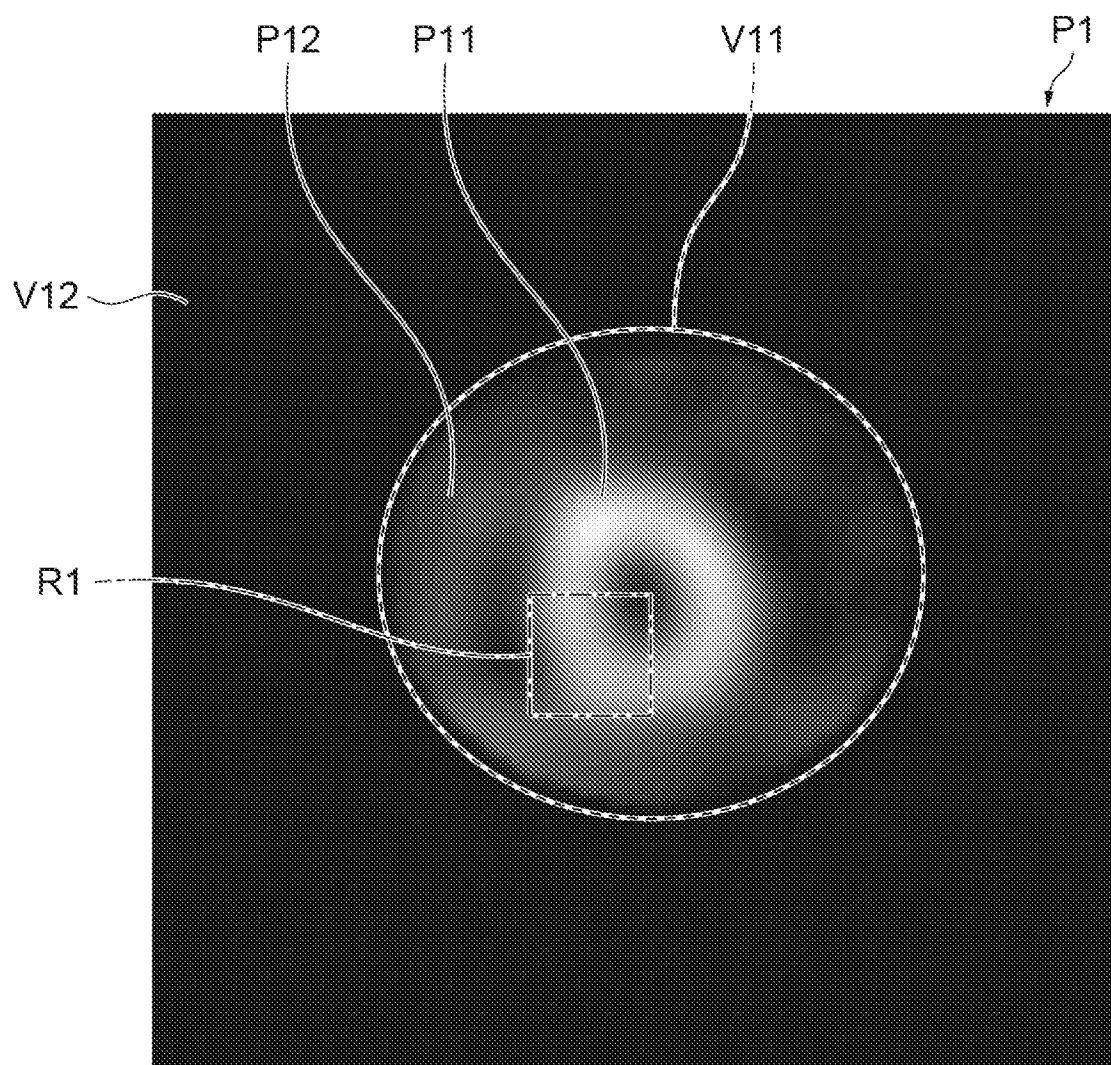
[図3]



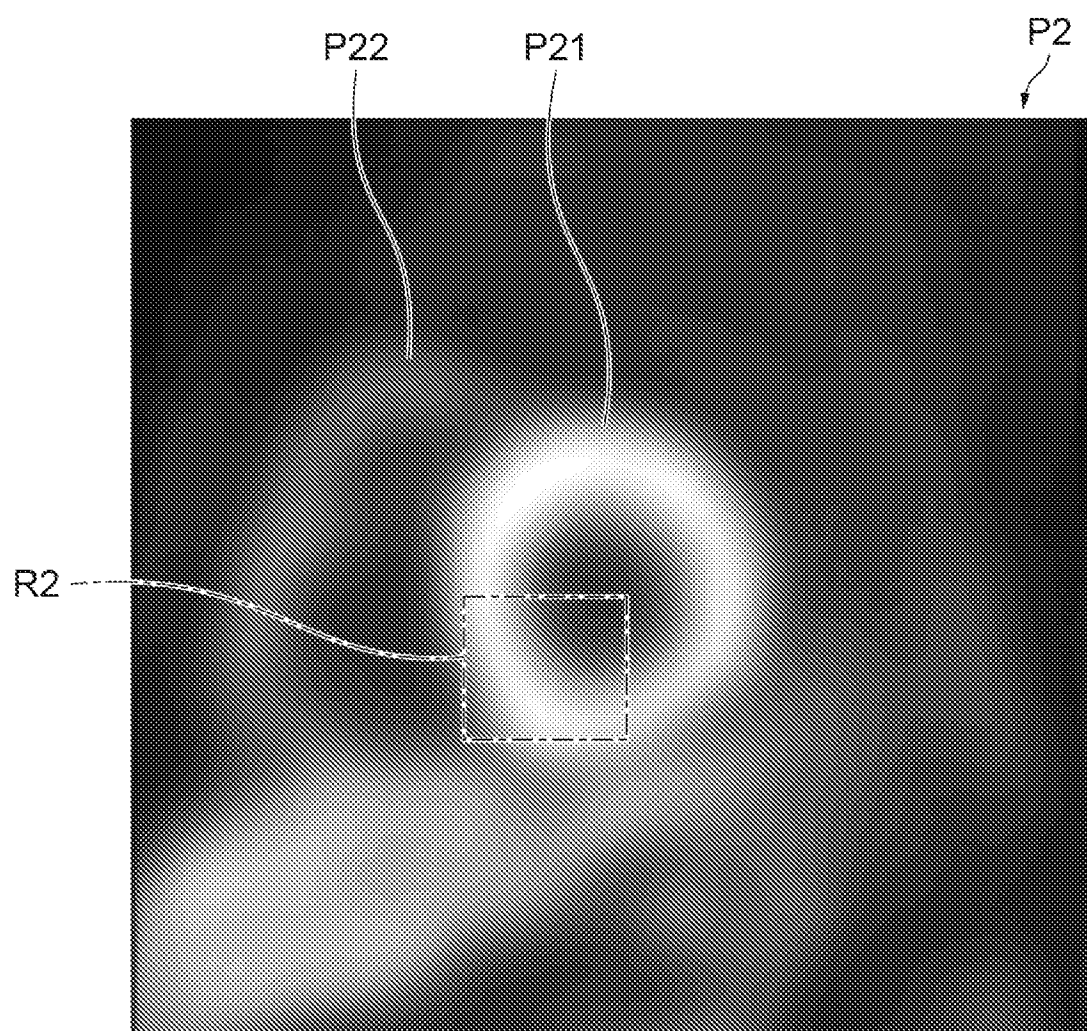
[図4]



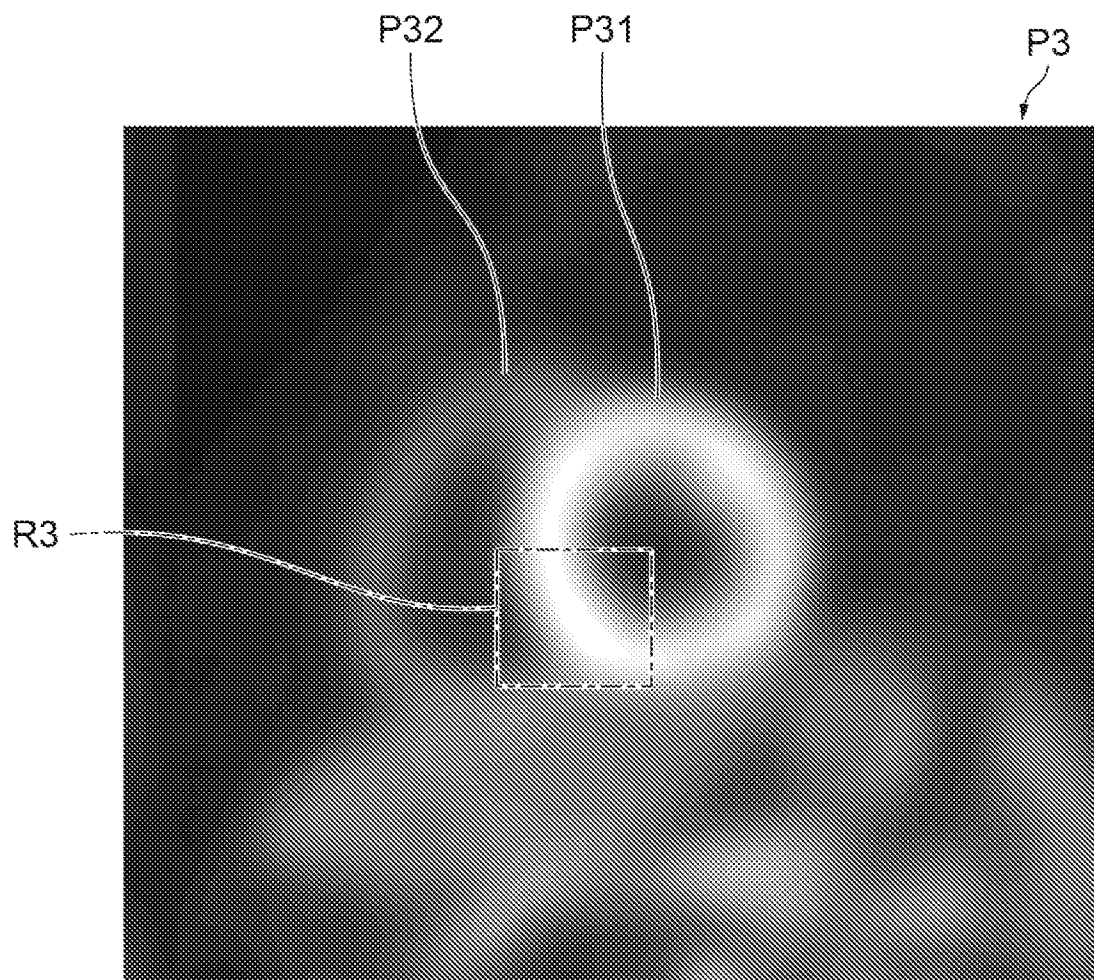
[図5]



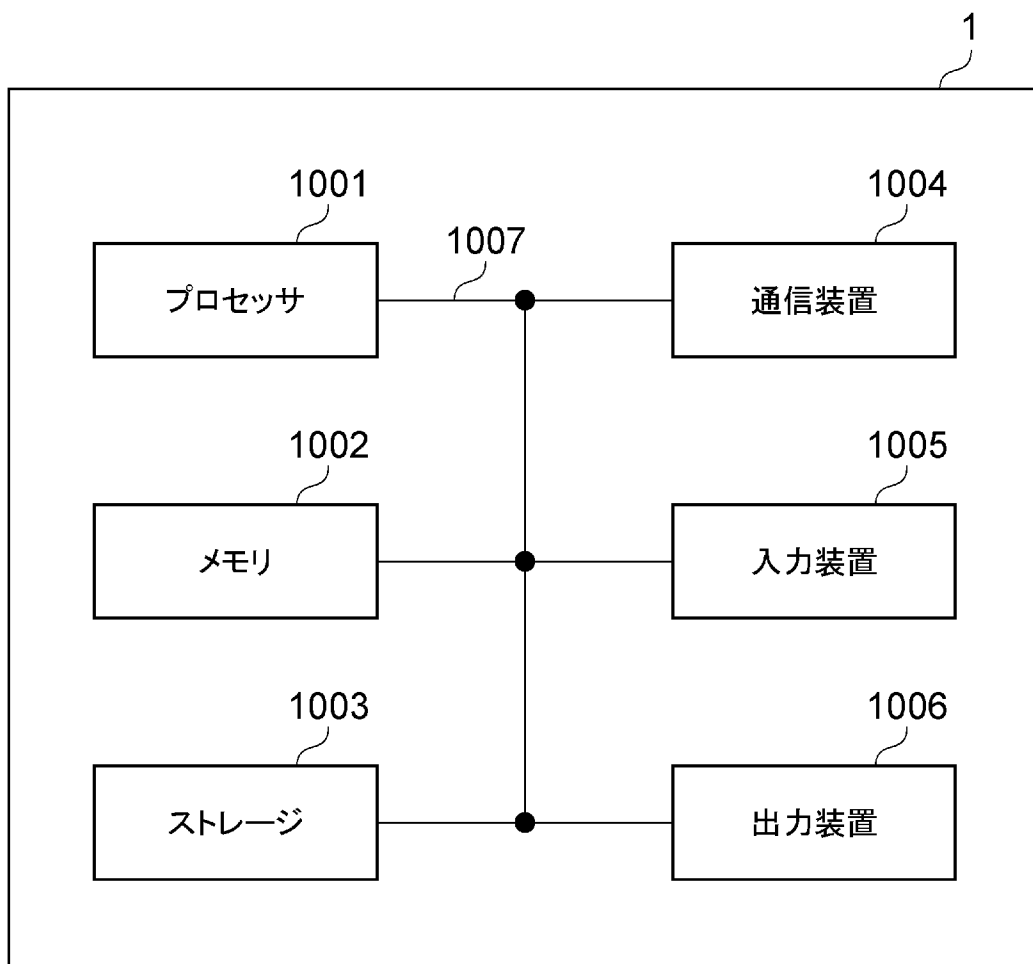
[図6]



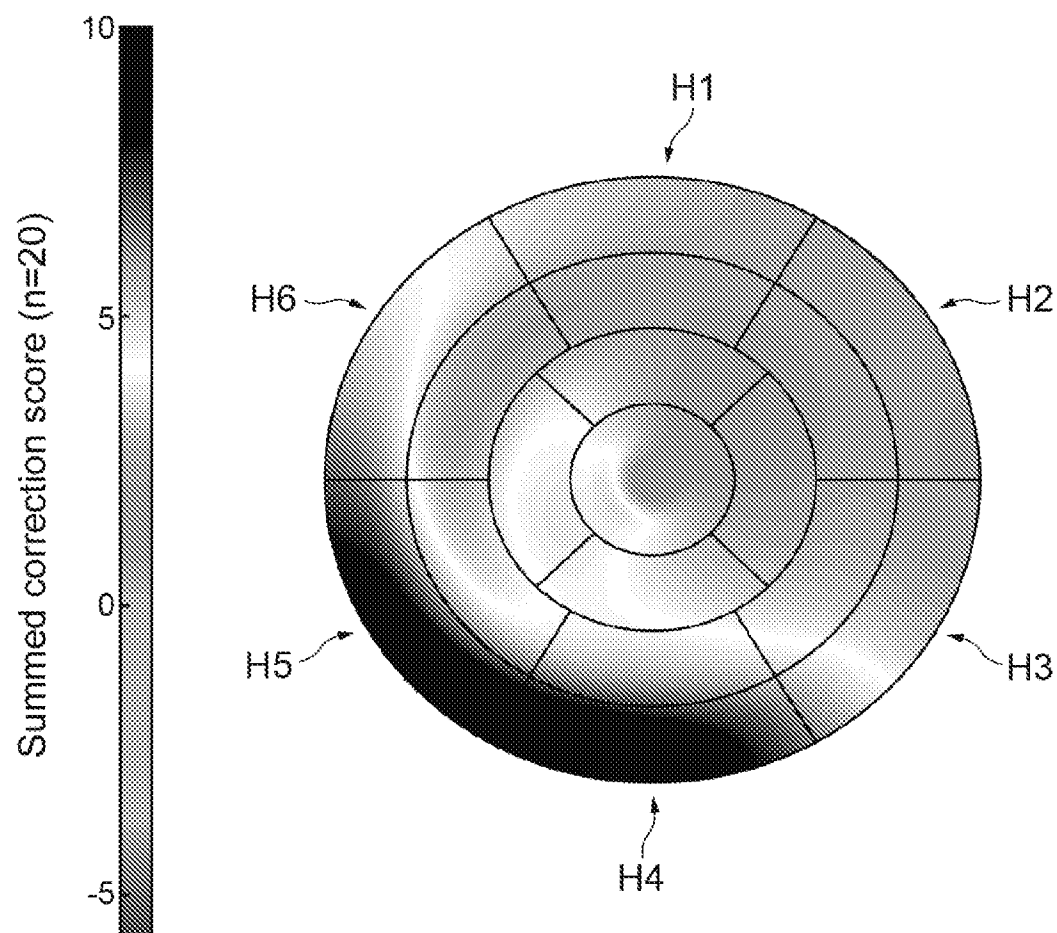
[図7]



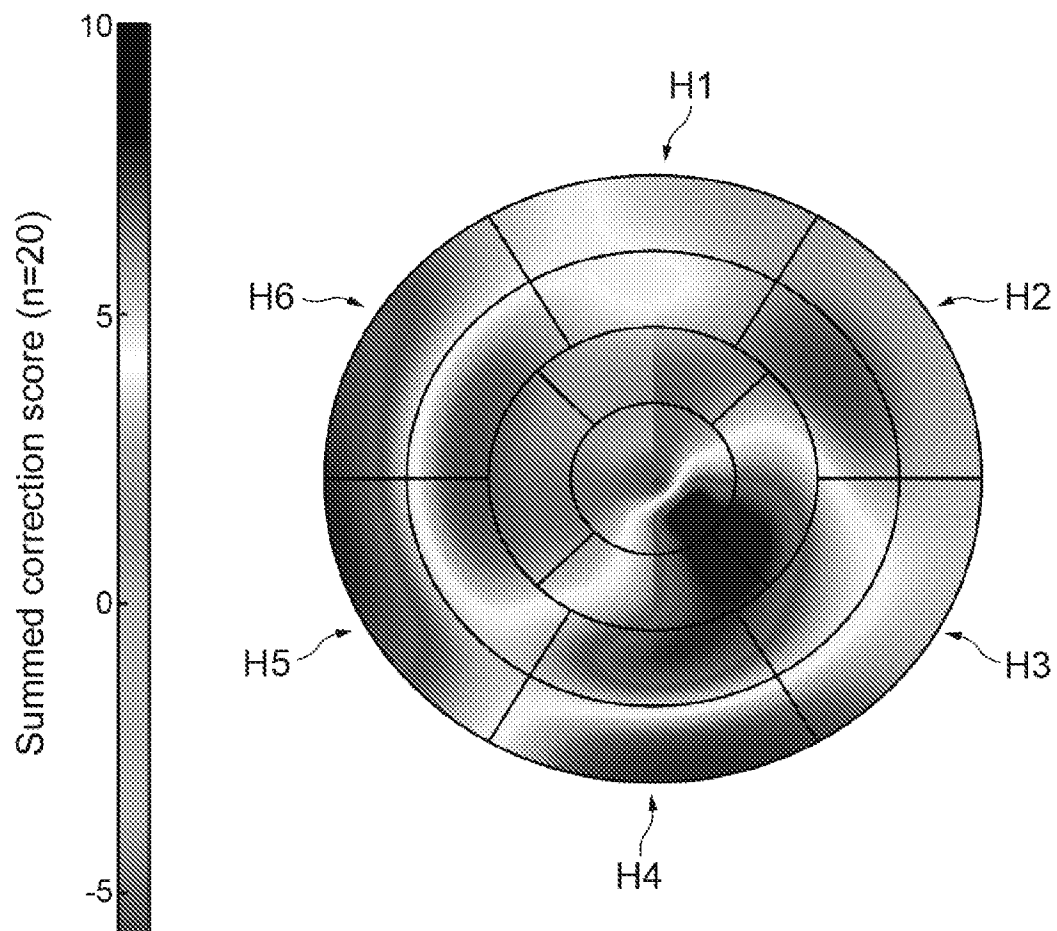
[図8]



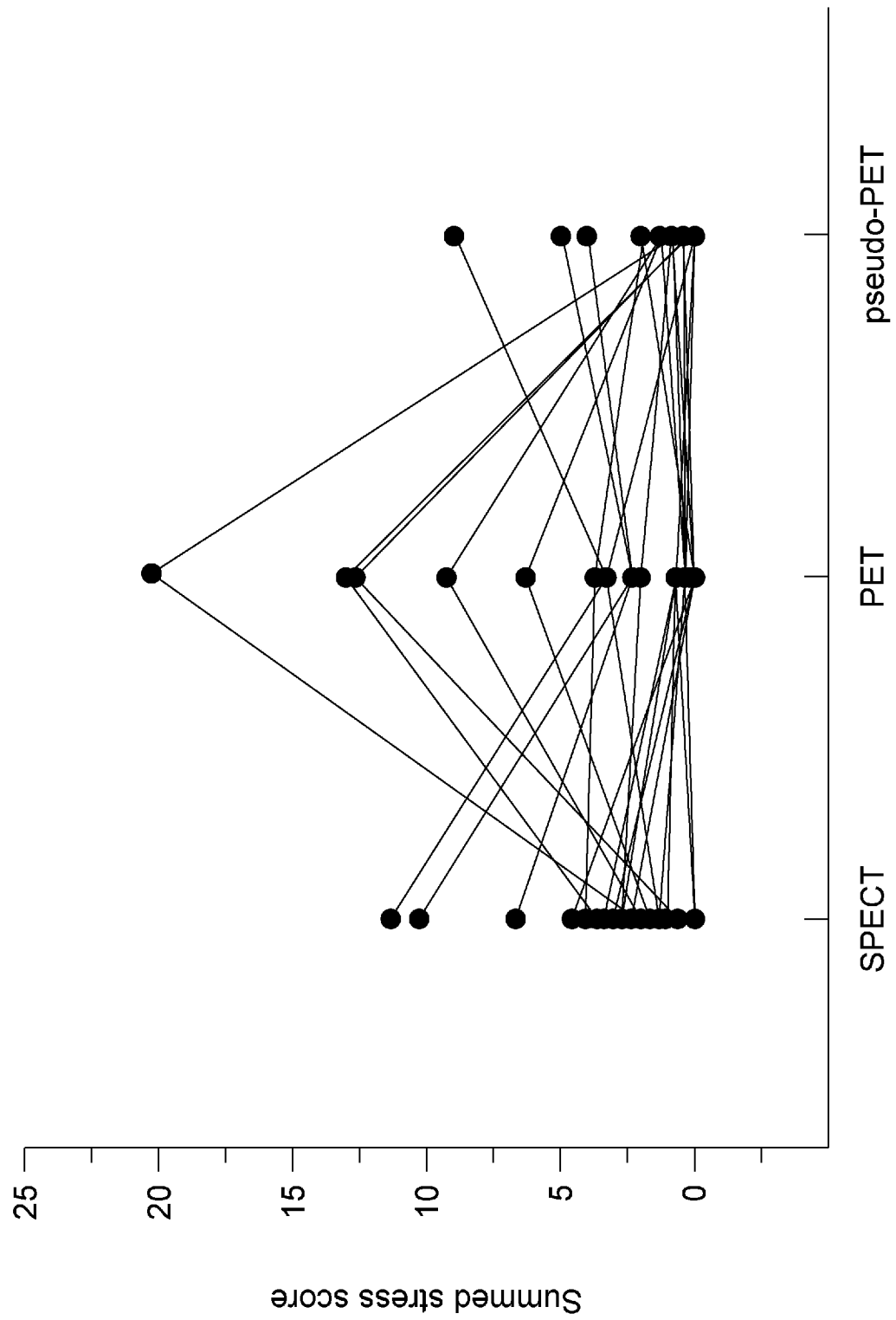
[図9]



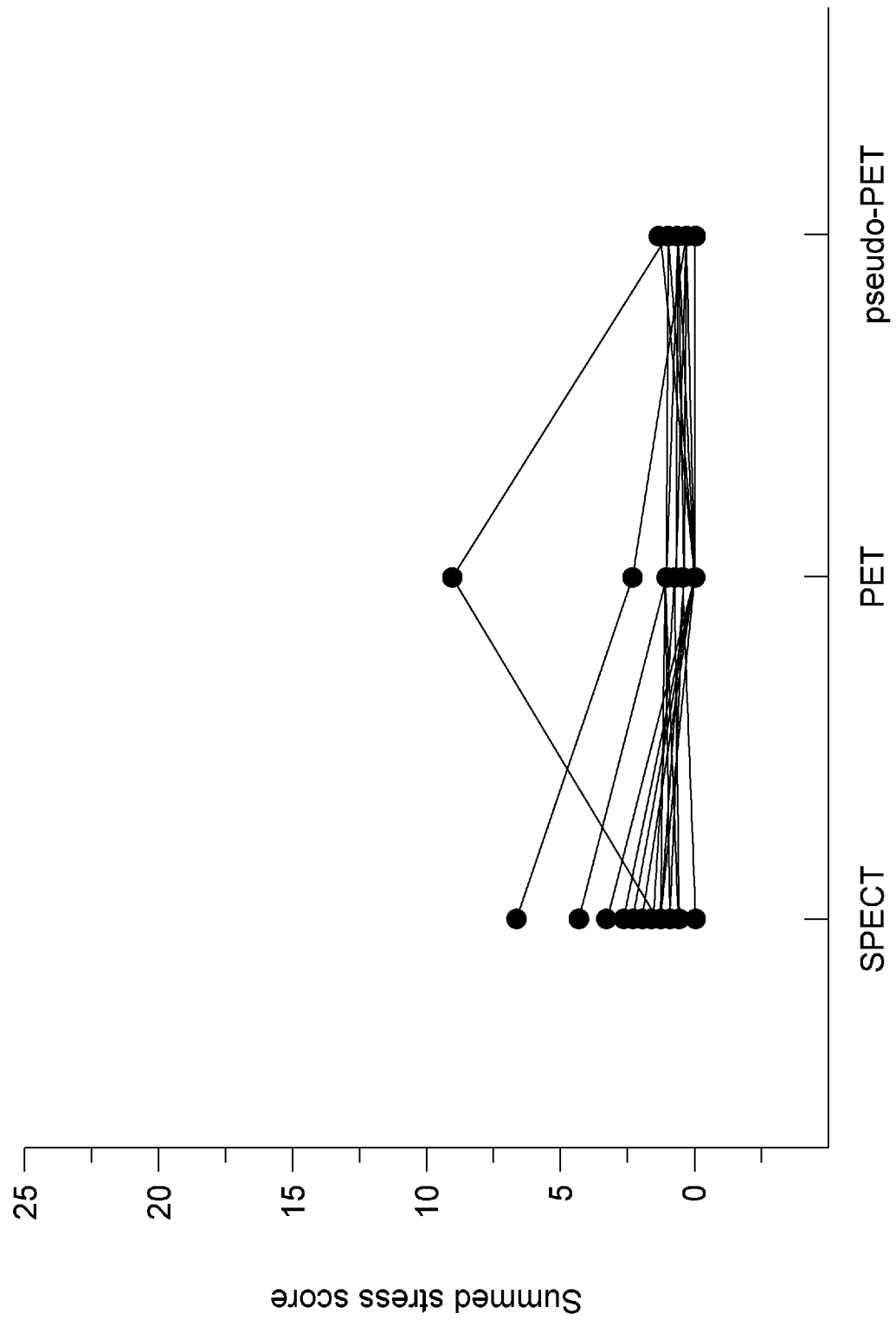
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2024/000419

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER G01T 1/161 (2006.01)i; G01T 1/164 (2006.01)i; G06T 1/00 (2006.01)i; G06T 7/00 (2017.01)i; G06V 10/70 (2022.01)i FI: G01T1/161 D; G01T1/161 A; G01T1/161 B; G01T1/164 Z; G06T1/00 290B; G06T7/00 350B; G06T7/00 614; G06V10/70 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01T1/161; G01T1/164; G06T1/00; G06T7/00; G06V10/70 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2024 Registered utility model specifications of Japan 1996-2024 Published registered utility model applications of Japan 1994-2024 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2020-517946 A (THE BOARD OF TRUSTEES OF THE LELAND STANFORD JUNIOR UNIVERSITY) 18 June 2020 (2020-06-18) paragraphs [0012]-[0016], [0020], [0022]-[0026], [0041]-[0049], [0055]-[0078], etc.	1-2, 4, 6, 10-12
X	JP 2020-60514 A (CANON MEDICAL SYSTEMS CORP.) 16 April 2020 (2020-04-16) paragraphs [0004], [0007]-[0008], [0041]-[0072], etc.	1-2, 4, 10-12
A	JP 2020-91232 A (CANON MEDICAL SYSTEMS CORP.) 11 June 2020 (2020-06-11) paragraphs [0008]-[0052], etc.	1-12
A	JP 2021-163493 A (THE REGENTS OF THE UNIVERSITY OF CALIFORNIA) 11 October 2021 (2021-10-11) paragraphs [0010]-[0067], etc.	1-12
A	WO 2021/260928 A1 (SHIMADZU CORPORATION) 30 December 2021 (2021-12-30) paragraphs [0024]-[0036], etc.	1-12
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“D” document cited by the applicant in the international application</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 13 March 2024		Date of mailing of the international search report 26 March 2024
Name and mailing address of the ISA/JP Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2024/000419

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2022/245214 A1 (UNIVERSITEIT MAASTRICHT) 24 November 2022 (2022-11-24) entire text, all drawings	1-12
<div></div>		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2024/000419

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP	2020-517946	A	18 June 2020	WO 2018/200493 A1 page 5, line 14 to page 7, line 2, page 8, lines 1-15, page 10, line 20 to page 13, line 6, page 19, line 4 to page 22, line 3, page 23, line 7 to page 32, line 8, etc. US 2020/0311914 A1 KR 10-2019-0137913 A CN 110753935 A	
JP	2020-60514	A	16 April 2020	(Family: none)	
JP	2020-91232	A	11 June 2020	(Family: none)	
JP	2021-163493	A	11 October 2021	US 2021/0304457 A1 paragraphs [0054]-[0099], etc.	
WO	2021/260928	A1	30 December 2021	US 2023/0281889 A1 paragraphs [0062]-[0080], etc. CN 115702365 A	
WO	2022/245214	A1	24 November 2022	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

G01T 1/161(2006.01)i; G01T 1/164(2006.01)i; G06T 1/00(2006.01)i; G06T 7/00(2017.01)i;
G06V 10/70(2022.01)i
FI: G01T1/161 D; G01T1/161 A; G01T1/161 B; G01T1/164 Z; G06T1/00 290B; G06T7/00 350B; G06T7/00 614;
G06V10/70

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

G01T1/161; G01T1/164; G06T1/00; G06T7/00; G06V10/70

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報1922-1996年
日本国公開実用新案公報1971-2024年
日本国実用新案登録公報1996-2024年
日本国登録実用新案公報1994-2024年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2020-517946 A（ザ ボード オブ トラスティーズ オブ ザ レランド スタン フォード ジュニア ユニバーシティー）18.06.2020（2020-06-18） 段落0012-0016, 0020, 0022-0026, 0041-004 9, 0055-0078等	1-2, 4, 6, 10-12
X	JP 2020-60514 A（キャノンメディカルシステムズ株式会社）16.04.2020（2020- 04-16） 段落0004, 0007-0008, 0041-0072等	1-2, 4, 10-12
A	JP 2020-91232 A（キャノンメディカルシステムズ株式会社）11.06.2020（2020- 06-11） 段落0008-0052等	1-12
A	JP 2021-163493 A（カリフォルニア大学）11.10.2021（2021-10-11） 段落0010-0067等	1-12

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☒ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー
“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技术水準を示すもの
“D” 国際出願で出願人が先行技術文献として記載した文献
“E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に
公表されたもの
“L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若し
くは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を
付す）
“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
“P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の
後に公表された文献

“T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵
触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引
用するもの
“X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性
又は進歩性がないと考えられるもの
“Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献
との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がな
いと考えられるもの
“&” 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日
13. 03. 2024

国際調査報告の発送日
26. 03. 2024

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

権限のある職員（特許庁審査官）

佐野 浩樹 2U 4071

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2021/260928 A1 (株式会社島津製作所) 30.12.2021 (2021 - 12 - 30) 段落 0 0 2 4 - 0 0 3 6 等	1-12
A	WO 2022/245214 A1 (UNIVERSITEIT MAASTRICHT) 24.11.2022 (2022 - 11 - 24) 全文全図	1-12

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2024/000419

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	2020-517946	A	18.06.2020	WO 2018/200493 A1 第5頁第14行-第7頁第2行, 第8頁第1行-第15行, 第10頁第20行-第13頁第6行, 第19頁第4行-第22頁第3行, 第23頁第7行-第32頁第8行等 US 2020/0311914 A1 KR 10-2019-0137913 A CN 110753935 A	
JP	2020-60514	A	16.04.2020	(ファミリーなし)	
JP	2020-91232	A	11.06.2020	(ファミリーなし)	
JP	2021-163493	A	11.10.2021	US 2021/0304457 A1 段落0054-0099等	
WO	2021/260928	A1	30.12.2021	US 2023/0281889 A1 段落0062-0080等 CN 115702365 A	
WO	2022/245214	A1	24.11.2022	(ファミリーなし)	