

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-454  
(P2004-454A)

(43) 公開日 平成16年1月8日(2004.1.8)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	2 G 0 8 8
A 6 1 B 8/08	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
G 0 1 T 1/161	G 0 1 T 1/161 C	5 B 0 5 7
G 0 6 T 3/00	G 0 6 T 3/00 3 0 0	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2002-366931 (P2002-366931)	(71) 出願人	590000248 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ Koninklijke Philips Electronics N. V. オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェeg 1 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
(22) 出願日	平成14年12月18日 (2002.12.18)	(74) 代理人	100070150 弁理士 伊東 忠彦
(31) 優先権主張番号	10162273.2	(74) 代理人	100091214 弁理士 大貫 進介
(32) 優先日	平成13年12月19日 (2001.12.19)		
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		

最終頁に続く

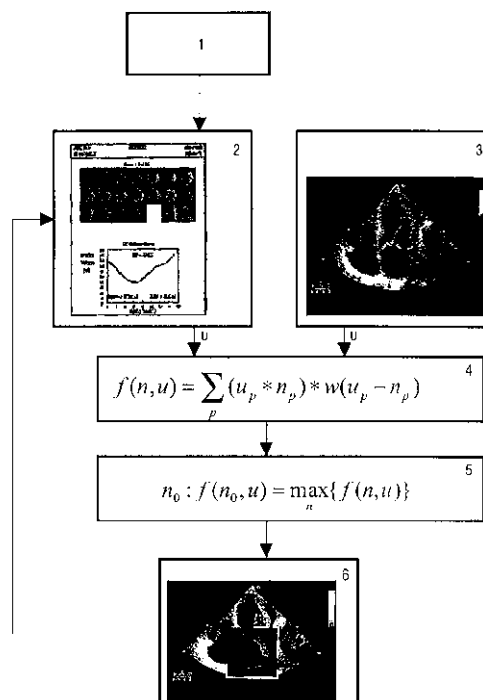
(54) 【発明の名称】 医用核画像の分解能を改良する方法及びその装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 核断面画像 (n) を二次元超音波画像 (u) に重ね合わせる方法を提供する。

【解決手段】 超音波画像 (u) と最もよい一致性を示す核断面画像 (n<sub>0</sub>) が、手動で、三次元核画像 (2) から選択される。この断面画像を決定するために、異なる条件の核断面画像 (n) に対して、推定値 (1) に基づいて、評価指数 f (n, u) が計算される。この評価指数は、前記二つの画像において、構造 (心臓の筋肉組織等) が一致する場合は正の値を有し、超音波画像 (u) のみにおいて構造が表される場合は 0 を有し、核断面画像 (n) のみにおいて構造が表される場合は負の値を有する。続いて、超音波画像に重ね合わすようにして、大きい評価指数値を有する核断面画像 (n<sub>0</sub>) を表示する。

【選択図】 図 1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体のボリュームの医用核画像を、同じ被検体のボリュームの超音波画像と組み合わせることにより、医用核画像の分解能を改良する方法であって：

医用核画像と超音波画像の種々の仮定がなされた相対位置のために、被検体のボリュームの同じ領域における核サブ画像と超音波サブ画像の一致性に関する評価指数を毎回演算し；

前記評価指数の最適値を有する相対位置を、核サブ画像と超音波サブ画像の空間登録位置として選択する；

ことを特徴とする医用核画像の分解能を改良する方法。

10

## 【請求項 2】

超音波画像は考慮されるそれぞれの超音波サブ画像と同一の二次元画像であり、核サブ画像は、二次元核断面画像として、三次元医用核画像から導き出されることを特徴とする請求項 1 に記載の医用核画像の分解能を改良する方法。

## 【請求項 3】

被検体のボリュームの核画像は S P E C T 法又は P E T 法によって取得されることを特徴とする請求項 1 に記載の医用核画像の分解能を改良する方法。

## 【請求項 4】

推定値は、被検体のボリュームに相対する超音波画像の位置のために与えられ、評価指数の演算は、医用核画像が前記推定値近傍の位置を占める、核画像と超音波画像の相対位置のみを考慮することを特徴とする請求項 1 に記載の医用核画像の分解能を改良する方法。

20

## 【請求項 5】

特徴領域を超音波画像から選択し、評価指数を前記特徴領域のみのために演算することを特徴とする請求項 1 に記載の医用核画像の分解能を改善する方法。

## 【請求項 6】

少なくとも一次元において互いに相対的に伸張及び/又は圧縮される核サブ画像と超音波サブ画像のためにも又、評価指数の演算を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の医用核画像の分解能を改良する方法。

## 【請求項 7】

超音波サブ画像と核サブ画像の間の評価指数は、すべての対応する画像ポイントの和として演算され、各加数は：

30

比較画像ポイント両者が関連構造を表す場合は、大きい正の値が割り当てられ；

超音波サブ画像の画像ポイントのみが関連構造を表す場合は、小さい値が割り当てられ；

核サブ画像の画像ポイントのみが関連構造を表す場合は、大きな負の値が割り当てられる；

；

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医用核画像の分解能を改良する方法。

## 【請求項 8】

大きい正又は負の値の絶対値は、関連構造の方向により信頼性の高いポイントを含む画像ポイント値として、より大きいことを特徴とする請求項 7 に記載の医用核画像の分解能を改良する方法。

40

## 【請求項 9】

超音波サブ画像に対応する画像ポイント値が所定の限界値より大きい場合はいつでも、核サブ画像の画像ポイントは、空間登録する超音波サブ画像の画像ポイントに重ね合わされて、再現されることを特徴とする請求項 1 に記載の医用核画像の分解能を改良する方法。

## 【請求項 10】

被検体のボリュームを画像化する装置であって：

被検体のボリュームの超音波画像のための記憶装置と；

被検体のボリュームの医用核画像のための記憶装置と；

医用核画像と超音波画像の仮定される種々の位置のために、被検体のボリュームの同じ領域の、核サブ画像と超音波サブ画像の一致性に関する評価指数を毎回演算し、核サブ画像

50

及び超音波サブ画像の空間登録位置として、評価指数の最適値を有する相対位置を選択するために、演算の段取りをするデータ処理ユニットと；を有する装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体のボリュームの医用核画像を、同じ被検体のボリュームの超音波画像と組み合わせることにより、被検体のボリュームの医用核画像の分解能を高める方法に関する。本発明は又、そのような方法を実施するために適する記憶装置及びデータ処理ユニットを備える装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

医用核方法は放射性マーカ物質の吸収を観察することにより身体の各器官の視覚化を可能にすることから、医療診断において非常に重要になってきている。以下では、シングルフォトンエミッションコンピュータ断層法 (Single Photon Emission Computed Tomography: SPECT) と同時計数ポジトロンエミッションコンピュータ断層法 (Position Emission Tomography: PET) を例として参照する。これらの方法は、心臓筋肉の代謝活性の三次元画像を与えるが、これらの画像は空間分解能が比較的低いため、殆どの場合において、心臓機能の正確な診断が困難である。

【0003】

一方、超音波法により、良好な分解能を伴って心臓の断面画像が得られることが知られている。いわゆるBモードの超音波操作により、著しく直接的な性質を有する音波は著しく直接的に細胞組織に作用する。細胞組織により反射されたエコー信号は復調され、増幅され、そして保存される。続いて、それまでのすべての音波の軌道のように、異なった軌道に沿って新しい音波は作用し、画像化される平面に位置付けられる。このようにして、前記平面が十分高密度に走査されると、復調され、増幅されたエコーはグレー値として符号化され、走査平面内の対象物の画像が、長さと角度に関して忠実に得られるようにして、画像平面に配列される。音波の軌道が扇形、平行、又はその他の形状になるようにして、上述の平面走査は行われる。音波が平面内に位置するのではなく、ボリューム (例えば、円錐状、又は並行線状) を走査するように音波の軌道を選択することによって、ボリュームの超音波画像を得ることができる。超音波画像が心臓筋肉の機能ではなく、単にその解剖学的構造を表すことは、超音波画像の一般的な性質である。

【0004】

さらに、患者の腎臓の画像化のための一方法が、文献 (J. P. Caravel et al., Fusion d'images anatomique (echographie) et fonctionnelles (tomoscintigraphie) renales, MEDECINE NUCLEAIRE, 1995, Elsevier) に開示されている。この方法によると、初めに、腎臓の三次元シンチグラフィ画像が、続いて、二次元超音波画像が形成される。その場合、超音波装置は、静止した基準システムに関連付けられるように、カメラシステムによって検出される位置マーカ (発光ダイオード) を備えている。適切な演算方法により、シンチグラフィ画像形成がなされた被検体のボリュームの位置と共に、超音波装置又は超音波画像の空間における位置を決定する。続いて、超音波画像に重ね合わせるために、超音波画像に対応する断面画像を三次元のシンチグラフィ画像から演算することができる。しかし、そのような方法には、超音波装置及びシンチグラフの位置を光学的に検知するために多大な労力を要する問題点がある。また、前記方法の精度は、光学的位置を検知する精度により制限される。さらに、例えば、画像取得の間に発生し得る、患者の呼吸による動きがあると、その動きによりシステムエラーが導入される。その結果、画像化は、位置に関して不正確な仮定に基づくことになる。

【0005】

10

20

30

40

50

**【発明が解決しようとする課題】**

本発明は上記問題点に鑑みてなされたものであり、本発明の目的は、非常に高い登録精度を提供し、用いる特定のハードウェア数が少なくても実現可能である、超音波画像と医用核画像を組み合わせる装置及び方法を提供することである。

**【0006】****【課題を解決するための手段】**

上記目的を達成するために、本発明は、請求項1記載の方法及び請求項10記載の装置を開示している。更に好適な態様については、従属請求項で開示している。

**【0007】**

本発明による医用核画像の分解能又は精度を改良する方法は、被検体のボリュームの超音波画像を、同じ被検体のボリュームの医用核画像（以後、簡単のために、しばしば核画像と記す）と組み合わせることに基づいている。本発明によれば、空間的に種々仮定された核画像と超音波画像の相対位置を検討し、これによって、実際と（最もよく）一致する相対位置を見出す。仮定された各相対位置のために、核画像の現実部分又は非現実部分である核サブ画像は、超音波画像の現実部分又は非現実部分である超音波サブ画像と比較される。このとき、核サブ画像及び超音波サブ画像は、仮定された相対位置のために、被検体のボリュームと同じ空間断面を表す筈である。核サブ画像と超音波サブ画像の間の一致性のために評価指数を演算することにより、この比較は定量的に実施される。前記演算の完了の後、核サブ画像と超音波サブ画像の（実）空間登録位置として、評価指数の最適値を有する相対位置が選択される。評価指数の定義によっては、高い一致性は、著しく大きい値又は著しく小さい値により表される。それ故、評価指数の最適値は、得られるすべての値の最大値及び最小値それぞれとして理解される。以下においては、通常の習慣に従って、評価指数の大きい正の値は高い一致性を表すことを意味する。しかし、すべての実施例は、類似する考え方に基づいて、二者択一の定義の仕方によって相互に対応させることができる。

**【0008】**

前記方法の好適な変形例は、超音波画像が、考慮されている超音波サブ画像それぞれと一致する、二次元画像であり、そして、核サブ画像が、二次元核断面画像として、三次元医用核画像から導かれる場合に関わる。二次元超音波画像と、三次元核線画像から導かれる二次元断面画像は、実際にしばしば比較され、従って、特定の関係にある。従って、以下の多くの場合に、この状況は例として用いられる。

**【0009】**

しかし、本発明による方法は又、例えば、三次元超音波画像を二次元又は三次元核画像との比較を含む。このとき、三次元画像の二次元断面を表す核サブ画像又は超音波サブ画像により、毎回の三次元画像の比較を行うことができる。特に、三つの互いに直交する断面より成るサブ画像を観察することができる。

**【0010】**

上記の方法は、超音波画像と核画像の空間的相対位置を決定するための複雑な装置を必要としない優位性を有する。この相対位置は、すでに存在するデータに基づく評価指数に依存することなく決定される。例えば、核断面画像が検出された被検体のボリュームの三次元医用核画像であって、所定の二次元超音波画像と最もよく一致する三次元医用核画像において、主治医は、超音波画像の断面をまったく自由に選択することができる。この方法の更なる優位性は、医用放射線照射と超音波照射との間に、患者の身体が大きく動くことがあっても、問題がないことである。なぜなら、そのような動きは、前記相対位置に関して不正確な仮定に結びつき得ないからである。

**【0011】**

前記方法に従って、SPECT法又はPET法を用いて、被検体のボリュームの医用核画像を取得することが好ましい。これらの方法により、医師は、例えば、心臓筋肉の代謝機能に関する有用な情報を取得することができる。しかし、これらの方法は又、空間分解能が比較的低い問題点を有している。上記の組み合わせ方法により、この問題点は効果的に

緩和することができる。

【0012】

前記方法の好適な変形例に従って、被検体のボリュームに関連する超音波画像の位置のために推定値が与えられ、評価指数の演算は、核画像と超音波画像両者の相対位置のみを考慮に入れる。ここで、核画像は、この推定値近傍において仮定された位置を占めている。これは、例えば、三次元核画像と二次元超音波画像との比較のために、核サブ画像（核断面画像）の位置を規定する角度が、対応する推定角度近傍において多少広い範囲から選択されることを意味する。従って、演算に必要とされる労力は軽減され、又、不正確な結果をもたらすリスクも減らすことができる。主治医は、手動操作で超音波画像の位置の推定値を選択することができる。この目的のために、主治医は、通常の照射分類（心臓の場合は、例えば、“長軸方向の胸骨の画像”、“短軸方向の大動脈弁の画像”、“二つの心室の先端部画像”、及び“長軸方向の左側胸骨の画像”）を用いることができる。又、推定値を決定するために、自動操作方法を利用することも可能である。そのような自動操作方は、必ずしも高い正確度を有する必要はない。

10

【0013】

更に、特徴領域を超音波画像から好適に選択する。それに続く評価指数の演算は、この選択された領域のみに対してなされる。超音波サブ画像と核サブ画像の間の一致性を評価する上では、その他のすべての画像領域は重要ではない。従って、超音波サブ画像及び核サブ画像の間の登録に関して、不適当な又は誤った画像領域の影響を回避することができる。又、特に、エコーの強いマスキング又はアーチファクト（*artefact*）を伴う領域を超音波画像から排除することができる。特徴領域に限定する更なる優位性は、評価係数の決定のために必要とされる演算作業量を減らすことができることである。

20

【0014】

前記方法の更なる変形に従って、超音波サブ画像の少なくとも一次元が核サブ画像に関して拡大又は縮小される画像の組み合わせのためにも又、評価指数は演算される。従って、超音波速度に関する不正確な仮定に起因するエラーのために、特に、画像の軸方向に超音波画像を $\pm 10\%$ 拡大又は縮小する変形例を補正することができる。

【0015】

評価指数を決定するために必要とされる演算作業量を低減するために、その演算に先立って、超音波画像及び/又は核画像のデジタル分解能を低下することができる。更に、前記二つのタイプの画像のデジタル分解能を優位に等しくすることができる。

30

【0016】

本発明による好適な変形例は、超音波サブ画像と核サブ画像の間の評価指数が、すべての対応する画像ポイント（即ち、超音波サブ画像と核サブ画像の画像ポイントが、空間的に同じポイントに属すと仮定される）の和として演算されることである。各加数には、次のような値が割り当てられる。

- 超音波サブ画像と核サブ画像両者の比較される画像ポイントが関連する構造を表す場合は、加数は正の大きい値を有する。
- 超音波サブ画像の画像ポイントのみが関連する構造を表す場合は、加数は小さい値を有する。
- 放射線サブ画像の画像ポイントのみが関連する構造を表す場合は、加数は負の大きい値を有する。

40

【0017】

特に次のような点において、前記方法には特徴がある。

a) 超音波画像の画像ポイント値は、前記関連する構造に属する画像ポイントが大きい画像ポイント値を有する場合であると定義される。これは、超音波画像の通常のグレー値表示の場合であって、心臓筋肉の細胞組織は明るい形状に示される場合、即ち、大きいグレー値が表示される場合である。

b) 核画像の画像ポイント値は、a) で述べた関連する構造が特定の医用核画像化方法において表されるときに、前記関連する構造に属する画像ポイントが大きい画像ポイント

50

値を有し、前記関連する構造が表されないときに、小さい画像ポイント値を有する、と定義される。そのような定義は、放射線照射量が明るい形状に、即ち大きいグレー値を伴って表されるSPECT法又はPET法のためには一般的である。

c) 超音波サブ画像と核サブ画像の間の評価指数は、すべての対応する画像ポイントの和として演算される。この和を導き、二種類の対応する画像ポイントに属する各加数は、次のように割り当てられる。

- 超音波サブ画像と核サブ画像の比較される画像ポイント両者が大きい画像ポイント値を有する場合は、加数には正の大きい値が割り当てられる。

- 超音波サブ画像の画像ポイントが大きい画像ポイント値を有し、それに対応する核サブ画像の画像ポイントが小さい画像ポイント値を有する場合は、加数には小さい値（正又は負の数で、ほぼ0に等しい）が割り当てられる。

10

- 超音波サブ画像の画像ポイントが小さい画像ポイント値を有し、それに対応する核サブ画像の画像ポイントが大きい画像ポイント値をとる場合は、加数には大きい負の値が割り当てられる。

#### 【0018】

超音波エコー及び放射線照射により検出される構造のそれぞれが大きいグレー値（画像ポイント値）を伴って再現される、超音波画像と核画像の一般的表示を用いて、この種の方法を実行することができる。しかし、他の表示を利用するときも又、同等の操作が可能であると理解される。前記方法は、関連する（解剖学的）構造が超音波画像の如何なる場合においても再現できる、それ故、大きい画像ポイント値を有する、という仮定に基づいている。しかしながら、核画像において、そのような解剖学的構造は、放射線照射により検出することができる照射量を示す場合にのみ、再現することができる。従って、すべての場合において、核画像における大きい画像ポイント値は関連する構造が存在することによる。ここで、小さい画像ポイント値（暗い領域）は、存在する構造が生理学的に不活性であると共に構造が存在しないことによる。上記の評価指数の定義を考慮すると、観察される画像の空間登録の仮定と対照的であるために、次のように理解される。超音波サブ画像と核サブ画像で対応する関連の構造が検出される場合には、大きい正の値が割り当てられ、超音波画像のみにおいて構造が検出される場合には、殆ど0に等しい小さい値として評価され、また、核サブ画像のみにおいて構造が検出される場合には、大きい負の値として“ペナルティーが与えられる”。

20

30

#### 【0019】

後者の方法のさらなる変形例に従って、前記した加数の大きい正の値及び大きい負の値はより大きい絶対値を有する。ここで、関連する構造に含まれるポイントの画像ポイント値の信頼性がより高くなるに従い、関連する画像ポイント値はより大きくなる（画像ポイント値の通常の見解を用いるとき）。従って、信頼性が高いと認識される構造は、演算により求められる評価指数は非常に大きい値を有する結果となる。

#### 【0020】

特に、超音波サブ画像と組み合わせて、選択される核サブ画像を表示するために、上記方法を用いることができる。例えば、超音波画像に核サブ画像を色付きで重ね合わせることができる。

40

#### 【0021】

そのような重ね合わせ表示は、マスキング方式で実施されることが好ましい。即ち、超音波サブ画像の画像ポイント値が所定値より大きい位置のみにおいて、実施されることが好ましい。従って、心臓検査においては、核サブ画像は、超音波サブ画像が心臓筋肉の細胞組織を示す位置のみにおいて、重ね合わされる。

#### 【0022】

本発明はまた、被検体のボリュームを（二次元的に又は三次元的に）画像化するための装置に関する。この装置は

- 被検体のボリュームの超音波画像のための記憶装置と、
- 被検体のボリュームの医療用核画像のための記憶装置と、

50

- 医用核画像と超音波画像の仮定される種々の関連する位置のために、被検体のボリュームの同じ範囲の、核サブ画像と超音波サブ画像の相関性に関する評価指数を計算し、核サブ画像及び超音波サブ画像の空間登録位置として、評価指数の最適値を有する相対位置を選択するために、演算の段取りをするデータ処理ユニットと演算の段取りをするデータ処理ユニットと、  
を備える。

#### 【0023】

この種の装置は、上記した本発明による方法を実施するために適している、それ故、取得される医用核画像の精度を改善することができる。また、前記方法のさらに種々の変形例の実施を可能にするように、特に、データ処理ユニットの適切なプログラミングを行うことにより、前記装置を準備することができる。更に、前記装置は、SPECT法或いはPET法のために、超音波発生装置及び/又は断層撮影装置に直接結合する結合手段を備えており、それら装置から画像を直接引き継ぐことができる。

10

#### 【0024】

##### 【発明の実施の形態】

本発明による方法は、高い空間分解能を提供する心臓の超音波画像に、低い空間分解能で生理的機能の表示を再現することができる核画像を組み合わせることを意図している。以下の実施例のために、超音波画像は二次元画像であり、核画像は三次元画像であると仮定している。

#### 【0025】

好適なその組み合わせのために、先ず、ブロック2に示されるように、例えば、心臓を含む被検体のボリュームの空間表示を取得するために、SPECT法又はPET法のような標準的な医用核方法が用いられる。医師は、この三次元画像の形成の後に、心臓の三次元超音波画像uを形成するために、更なる特別なハードウェアを設ける必要もなく、従来の自由可動式の超音波装置を自由に利用することができる(ブロック3)。その上、医師は、心臓に関するこの超音波画像のおおよその位置を手動で入力することができる(ブロック1)。

20

#### 【0026】

超音波画像u、三次元医用核画像(ブロック2)、及び超音波画像の位置のための初期値又は推定値(ブロック1)の提示後に、超音波画像uに最もよく適合する核ボリューム画像の断面 $n_0$ の決定を開始することができる。この終了に向けて、ブロック2において、三次元画像のボリュームを経由して、二次元断面画像nが演算される。これに先立ち、超音波画像の位置のために、推定値近傍のボリュームから幾つかの断面画像が演算される。この演算は、超音波画像uと比較されるために、超音波画像uの推定位置近傍における可能性のある断面位置の所定バンド幅が考慮されることを意味している。

30

#### 【0027】

続いて、超音波画像u(この説明の全般における“超音波サブ画像”に相当する)に最もよく適合する断面画像 $n_0$ を決定するために、超音波画像u及び比較されるすべての核断面画像n(この説明の全般における“核サブ画像”に相当する)に関して、次のような一連の工程が実施される。

40

#### 【0028】

1. 画像登録のために必要な演算作業量を低減するために、核断面画像nの解像度を低くする。
2. 超音波画像uにおいて、エコーの強いマスキング又はアーチファクトを伴う領域を排除するために、自動操作又は手動により、所定領域が選択される。
3. 超音波画像uの解像度が核断面画像nの解像度と一致するように、超音波画像uの解像度を低くする。
4. ブロック4で実施されるような、核断面画像nと超音波画像uの比較は、次の仮定に基づいている。

- 超音波画像uは、周辺の細胞組織ではなく、画像ポイントのより大きいグレー値を有

50

する心臓筋肉、及び特に管腔を表す。

- 核断面画像  $n$  は心臓筋肉の一部を示し、その画像に表されない筋肉の一部も又存在し得る。

【0029】

上記の考慮に鑑み、登録アルゴリズムにおいて、評価指数  $f(n, u)$  は、核断面画像  $n$  におけるのと同様に、超音波画像  $u$  においても、細胞組織が可視的である領域に対して、評価指数  $f(n, u)$  は正の値を有する。又、評価指数  $f(n, u)$  は細胞組織が超音波画像  $u$  のみにおいて可視的である領域は中間値と評価され、細胞組織が核断面画像  $n$  のみにおいて可視的である領域は負の値と評価される。

【0030】

更に、演算される評価指数は、関与する画像の画像信号の大きさに応じて局所的に重み付けがされる。この点で、超音波画像  $u$  及び核断面画像  $n$  は、平均値と分散に関して、適切に調整されると仮定される。

5. ブロック4に示されるように、演算された評価指数は、ブロック5における先行した演算から得られた評価指数の最大値と比較される。評価指数が前記最大評価指数より大きい場合には、その評価指数値が得られた最大評価指数として保存され、それ時点までで、基礎を成す核断面画像  $n$  はその超音波画像  $u$  と最もよい一致を示すこととなる。続いて、この方法はブロック2に戻り、新しい核断面画像  $n$  が次の比較のために選択され、前記新しい核断面画像  $n$  は、空間的に画像化されるボリュームにおいて、先行する断面画像から僅かに異なる位置を占める。

【0031】

超音波速度に関する誤った仮定による不正確な登録を防止するために、ブロック4では、評価指数の演算に先立って、超音波画像  $u$  を軸方向に10%拡大することができる。

【0032】

関連するすべての核断面画像  $n$  を(拡大された)超音波画像  $u$  と比較した後に、ブロック5では、最もよい相関性を示す断面画像  $n_0$  が得られる。この画像は、ブロック6において、超音波画像に重ね合わされる。このようにして、主治医は、医用核画像からの生理学的情報に加えて、有用な超音波画像からの高分解能を有する空間情報を取得することができる。

【0033】

その重ね合わせ表示のために、色付けされたオーバーレイとして、核画像  $n$  は超音波画像上に表示される。次いで、好適には、その核画像  $n$  は、マスクとして、即ち、超音波画像が心臓の細胞組織を示す位置においてのみ、再現される。これら二種類の表示の間には他の折衷の仕方も又可能であることはいうまでもない。

【0034】

ブロック4で用いられる表示指数  $f(n, u)$  の可能な定義について、図2及び3を参照して、以下に詳細に述べる。

【0035】

図2に、登録される超音波画像  $u$  と核断面画像  $n$  の小断面が、相互に積層されるようにして示されている。簡単のために、それらの画像には、白黒表示が仮定されている。関与する心臓筋肉の細胞組織は、超音波画像  $u$  においては明るい形状に表され、大きいグレー値  $G(u)$  (二次元図面における縦軸方向) に対応している。同様に、観察される放射能は、細胞組織の生理学的活動に基づいて、核断面画像  $n$  において明るい形状に表れる、従って、大きいグレー値  $G(n)$  として表れる。

【0036】

図2における下から2番目の図は、核断面画像  $n$  と超音波画像  $u$  の間の差を表す一次元断面、即ち、 $G(n) - G(u)$  を示している。ここでは、 $G(n) - G(u)$  の値の割り当ては、次のようになる。

- 核断面画像  $n$  のみが細胞組織を示す領域では、正の値を有する。

- 核断面画像  $n$  と超音波画像  $u$  が、細胞組織の存在又は非存在に関して一致する領域で

10

20

30

40

50

は、0となる。

- 超音波画像  $u$  のみが細胞組織を示す領域では、負の値を有する。

【0037】

核断面画像  $n$  と超音波画像  $u$  が、空間的にまったく同じ位置を有する場合は、核断面画像  $n$  が細胞組織を示すすべての位置において、超音波画像  $u$  も又細胞組織を示す。又、超音波画像  $u$  が細胞組織を示さないすべての位置においては、核断面画像  $n$  も又細胞組織を示さない筈である。従って、これらの条件と一致する領域では、評価指数は大きい又は正の値が得られる。また同様に、核断面画像のみが細胞組織を示す領域では、負の値が得られる。超音波画像  $u$  のみが細胞組織を示す領域では、空間的相関性があり得るかどうかは未決定の儘である。従って、0と評価される。図2中の一番下に示されるように、これらの基準を満たす関数  $f(n, u)$  が規定され、例えば次のように表される。

10

$$f(n, u) = \rho(u_p \cdot n_p) \cdot w(u_p - n_p)$$

ここで、

$p$  = 画像ポイント

$u_p$  = 超音波画像  $u$  における画像ポイント  $p$  の画像ポイント値、及び

$n_p$  = 核断面画像  $n$  における画像ポイント  $p$  の画像ポイント値

である。

【0038】

関数  $w(\quad)$  は重み関数であり、 $n$  と  $u$  の間における、0から大きな負の値までの差、正の値からわずかな値までの差、及び、負の値から大きな正の値までの差が割り当てられる。例えば、次のように、この関数を定義することができる。

20

$$w(\quad) = w(\quad + e) = a \cdot [1 + b \cdot (\quad) \cdot (1 - d \cdot h(\quad))]$$

ここで、 $\quad = (\quad) - e$  であり、 $(\quad)$  はシグモイド関数(連続的であり、単調に増加し、座標系の原点を通過して伸び、そして、負の方向に -1 及び正の方向に +1 の限界値を有する)であり、 $h(\quad)$  は重要な副関数( $x < 0$  に対して 0、 $x > 0$  に対して 1)であり、実数である  $a$ 、 $b$ 、 $c$ 、 $d$  及び  $e > 0$  はマッチングパラメータである。パラメータ  $e$  は、好適には、 $\quad = 0$  に対して関数  $w(\quad)$  が最大値を有するように選択される。図3に、重み関数  $w$  の変分原理が示されている。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による二次元超音波画像を三次元医用核画像から得られる二次元断面画像と組み合わせる方法のフロー図である。

【図2】超音波サブ画像と核サブ画像の間の、相互の画像ポイントに対する、一致性のための評価指数の計算原理の説明図である。

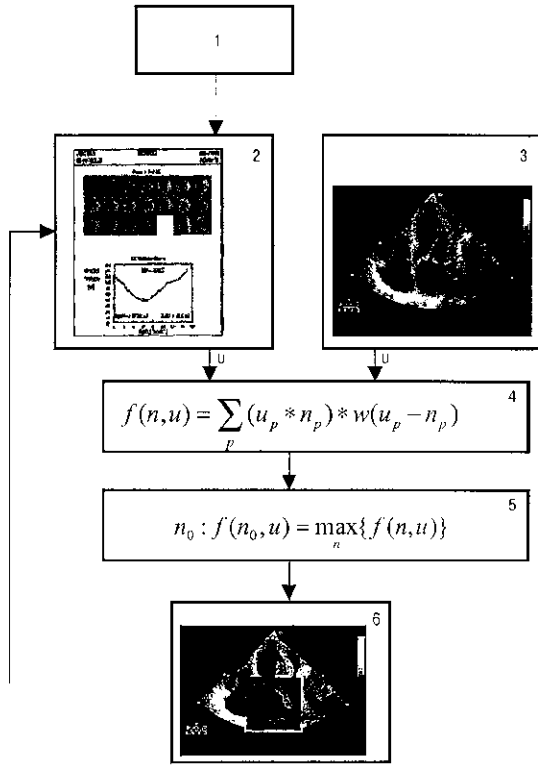
【図3】評価指数の計算に用いられる関数の原理を示す図である。

【符号の説明】

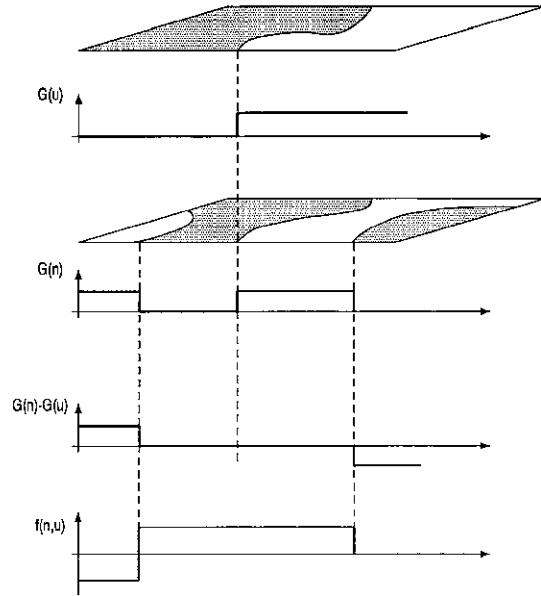
- 1 第1ブロック
- 2 第2ブロック
- 3 第3ブロック
- 4 第4ブロック
- 5 第5ブロック
- 6 第6ブロック

40

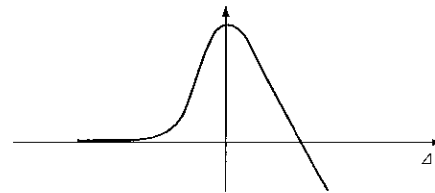
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 カイ エック

ドイツ連邦共和国, 5 2 0 7 6 アーヘン, イー ローテ ハーク ヴェーク 4 0

Fターム(参考) 2G088 EE02 FF04 FF07 KK32 KK33 LL12

4C601 DD15 EE01 EE09 EE12 JC15 JC21 JC25 KK02 KK24 LL33

5B057 AA09 BA03 CA02 CA08 CA12 CA13 CA16 CB02 CB08 CB12

CB16 CD05 CE08 DA07 DB02 DB05 DB09 DC22 DC32

专利名称(译)	用于提高医学核图像分辨率的方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004000454A</a>	公开(公告)日	2004-01-08
申请号	JP2002366931	申请日	2002-12-18
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	カイエック		
发明人	カイ エック		
IPC分类号	G01T1/161 A61B8/00 A61B8/08 G06T3/00		
CPC分类号	A61B8/5238 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08 G01T1/161.C G06T3/00.300 G06T5/50		
F-TERM分类号	2G088/EE02 2G088/FF04 2G088/FF07 2G088/KK32 2G088/KK33 2G088/LL12 4C601/DD15 4C601/EE01 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/JC15 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/LL33 5B057/AA09 5B057/BA03 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD05 5B057/CE08 5B057/DA07 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC22 5B057/DC32 4C188/EE02 4C188/FF04 4C188/FF07 4C188/KK32 4C188/KK33 4C188/LL12		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10162273 2001-12-19 DE		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种在二维超声图像 (u) 上叠加核横截面图像 (n) 的方法。从三维核图像 (2) 中手动选择与超声图像 (u) 最匹配的核横截面图像 (n0)。为了确定该截面图像，基于估计值 (1)，针对不同条件下的核截面图像 (n) 计算评价指标 f(n, u)。当结构 (心脏的肌肉组织等) 在两个图像中匹配时，该评价指标为正值，而当仅在超声图像 (u) 中表示该结构时，该评价指标为0。如果该结构仅在核横截面图像 (n) 中表示，则其值为负。然后，显示评价指标值大的核截面图像 (n0)，以使其重叠在超声波图像上。[选型图]图1

