

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-532137

(P2005-532137A)

(43) 公表日 平成17年10月27日(2005.10.27)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

A61B 5/00

A61B 6/03

G01T 1/161

F I

A61B 5/00

A61B 6/03

A61B 6/03

G01T 1/161

G

360Q

377

C

テーマコード (参考)

2G088

4C093

4C117

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2004-520990 (P2004-520990)  
 (86) (22) 出願日 平成15年7月8日 (2003.7.8)  
 (85) 翻訳文提出日 平成17年1月7日 (2005.1.7)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/003011  
 (87) 国際公開番号 W02004/008390  
 (87) 国際公開日 平成16年1月22日 (2004.1.22)  
 (31) 優先権主張番号 10231061.0  
 (32) 優先日 平成14年7月10日 (2002.7.10)  
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

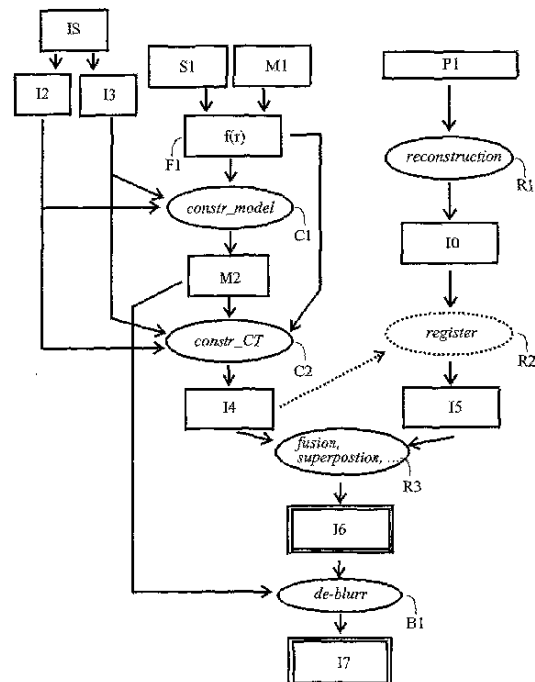
(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 Koninklijke Philips Electronics N. V.  
 オランダ国 5621 ペーアー アイン  
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ  
 1  
 Groenewoudseweg 1, 5  
 621 BA Eindhoven, The Netherlands  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100091214  
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像の情報内容を向上する方法及びシステム

## (57) 【要約】

本発明は、動く対象の画像の情報内容が向上される方法に関連する。本発明はまた、かかる方法が実行されうるシステム、並びに、データ処理ユニットにかかる方法を実行させることを可能とするコンピュータプログラムに関連する。方法は、医用撮像システム分野において特に使用される。本発明の方法によれば、まず、動く対象の第1の画像は第1の撮像方法によって捕捉され、この画像は対象の動きによって生ずるアーティファクトを含む。第2の撮像法によって捕捉され、動きの夫々の動き状態において対象を表わす2つの更なる画像から、画像処理又は画像形成段階において異なった方法で行われる動きモデルが形成され、第1の画像、又は、第1の画像及び2つの更なる画像から形成される組合せ画像が向上される。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

動く対象の動きアーティファクトを含む第 1 の画像から導出されうる画像内容を向上させる方法であって、

(a) 出来る限り少ない動きアーティファクトを伴って夫々の動き状態での対象を表わす 2 つの更なる画像を用いる段階と、

(b) 前記 2 つの動き状態間で前記動きを行っている間に前記対象によってとられる動き状態を特徴付ける動きモデルを決定する段階と、

(c) 前記動きモデル及び前記 2 つの更なる画像から、前記対象が前記動きを行なったかのように少なくともおおよそ前記対象を表わす中間画像を形成する段階と、

(d) 前記中間画像及び前記第 1 の画像から組合せ画像を形成する段階とを含む、方法。

10

**【請求項 2】**

動く対象の動きアーティファクトを含む第 1 の画像から導出されうる画像内容を向上させる方法であって、

(a) 出来る限り少ない動きアーティファクトを伴って夫々の動き状態での対象を表わす 2 つの更なる画像を用いる段階と、

(b) 前記 2 つの動き状態間で前記動きを行っている間に前記対象によってとられる動き状態を特徴付ける動きモデルを決定する段階と、

(c) 前記第 1 の画像を前記動きモデルによってフォーカシングする段階とを含む、方法。

20

**【請求項 3】**

動く対象の、投影から再構成されるべき、動きアーティファクトを含む第 1 の画像から導出されうる画像内容を向上させる方法であって、

(a) 出来る限り少ない動きアーティファクトを伴って夫々の動き状態での対象を表わす 2 つの更なる画像を用いる段階と、

(b) 前記 2 つの動き状態間で前記動きを行っている間に前記対象によってとられる動き状態を特徴付ける動きモデルを決定する段階と、

(c) 前記動きモデル及び前記 2 つの更なる画像から、前記対象が前記動きを行なったかのように少なくともおおよそ前記対象を表わす中間画像を形成する段階と、

(d) 前記対象の投影及び前記中間画像から前記第 1 の画像を再構成する段階とを含む、方法。

30

**【請求項 4】**

前記動きモデルを決定するよう、前記対象の部分に対して夫々の動きベクトル場が決定されることを特徴とする、請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の方法。

**【請求項 5】**

前記中間画像を形成するよう、前記対象の他の動き状態の第 1 の画像は、前記 2 つの更なる画像及び前記動きモデルによって形成され、このように形成される画像は重み付けされ、続いて前記 2 つの更なる画像と共に、前記動きが行われている間に前記画像中に表わされる前記夫々の動き状態が生ずる頻度に従って重畳されることを特徴とする、請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の方法。

40

**【請求項 6】**

前記中間画像及び前記第 1 の画像は、前記組合せ画像の形成の前に、特に弾性に位置合わせされるよう、位置合わせされることを特徴とする、請求項 1 記載の方法。

**【請求項 7】**

前記組合せ画像は更なる段階においてフォーカシングされることを特徴とする、請求項 1 記載の方法。

**【請求項 8】**

組合せ画像は、おそらくは位置合わせにより、前記フォーカシングされた第 1 の画像及び前記 2 つの更なる画像のうちの 1 つから形成されることを特徴とする、請求項 2 記載の

50

方法。

【請求項 9】

前記画像は P E T 画像又は S P E C T 画像であり、及び / 又は、前記 2 つの更なる画像は C T 画像であり、又は、請求項 1 或いは請求項 2 のいずれかに記載の方法の場合は M R 画像であることを特徴とする、請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 10】

請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の方法又はこれらの方法の組合せを実行するデータ処理ユニットを含む、画像処理システム。

【請求項 11】

第 1 の撮像方法により画像及び / 又は投影を形成する装置と、  
第 2 の撮像方法により画像及び / 又は投影を形成する装置と、  
請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の方法又はこれらの方法の組合せを実行するデータ処理ユニットを含む画像処理システムとを含む、  
特に医用検査装置である検査装置。

【請求項 12】

データ処理ユニットが、請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の方法又はこれらの方法の組合せを実行しうよう、データ処理ユニットと協働するようにされたコンピュータプログラム又はコンピュータプログラムプロダクト。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、動く対象の画像の情報内容を向上する方法に関連する。本発明はまた、この種類の方法が実行されるシステム、及び、データ処理ユニットにかかる方法を実行させることを可能とするコンピュータプログラムに関連する。この方法は、医用撮像システムの分野で特に使用される。

【背景技術】

【0002】

この種類の方法は、動く対象の画像が形成されるべきいかなる場合においても適用され、これらの画像はしばしば回避することができない動きアーティファクトを含む。結果として、対象は、通常はぼけて画像化され、従って観察者にとっては対象に関する不適切な情報を提供するだけである。動きアーティファクトは、特に、動く対象のスライス画像又は体積画像の場合は、利用可能でない画像をしばしば生じさせる。

【0003】

非特許文献 1 は、組合せ画像を形成するよう、P E T 法により取得され再構成され、動きアーティファクトを含む動く対象の画像が、C T 法により取得され再構成された動く対象の更なる画像に重畳される方法を開示する。組合せ画像は、2 つの個々の画像の、両方の画像に含まれる重大な相互間の類似性の情報を用いた特別な位置合わせによって形成される。P E T 画像は、物理的な状況のため、開示される方法では考慮に入れられておらず位置合わせ中に問題を生じさせるはっきりとした動きアーティファクトを含む。

【非特許文献 1】ディー・マッテ (D. Mattes) 外、「Nonrigid multimodality image registration」、Medical imaging 2001: Image Processing, Proceedings of SPIE, 第 4322 巻、(2001 年)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、動きアーティファクトを含む画像の情報内容を高めることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

この目的は、本発明によれば、動く対象の動きアーティファクトを含む第 1 の画像から導出されうる画像内容を向上させる方法であって、

10

20

30

40

50

(a) 出来る限り少ない動きアーティファクトを伴って夫々の動き状態での対象を表わす2つの更なる画像を用いる段階と、

(b) 2つの動き状態間で動きを行っている間に対象によってとられる動き状態を特徴付ける動きモデルを決定する段階とを含む方法によって達成される。第1の画像は、投影から再構成されねばならないかもしれない。

【0006】

対象の動きによる動きアーティファクトを含む動く対象の第1の画像がある。動きアーティファクトは、例えば、捕捉時間中により多く動いた対象ほど、対象は鮮鋭に画像化されないことの原因である。かかる動きアーティファクトは、捕捉に用いられる撮像方法の捕捉時間が動きと比較して長く、対象が捕捉中に動く場合に生じうる。「動き」という用語は、非常に広い意味で解釈されるべきである。対象は、例えば、非常に複雑な自然な動き（人間の心臓）又は単に線形の均一な動き（一定の速度で回転する球面）を行いうる。

【0007】

更に、対象の少なくとも2つの更なる画像が必要とされる。これらの画像は夫々、対象の動きの夫々の状態を表わし、出来る限り動きアーティファクトがなく、動きの2つの状態は、第1の画像の捕捉中に対象によって行われる動きから発生する。或いは、表わされる動きの2つの状態は、対象によって異なる時点に行われた動きから発生するものでありえ、第1の画像の捕捉中に対象によって行われた動きと少なくともおおよそ同じである。動き状態を出来るだけ少ないアーティファクトを伴って画像化するために、捕捉時間は一般的には動きの持続時間と比較して短い。

【0008】

第1の画像の捕捉に使用されうる撮像法及び2つの更なる画像は同じものであっても異なるものであってもよい。全ての画像に対して共通の撮像方法が用いられる場合、第1の画像と2つの更なる画像の異なる特徴は、捕捉パラメータの異なる調整によって実現されうる。2つの異なる撮像法が用いられると、各撮像法は、対象の他の特徴を再現し、かかる異なった特徴の情報は、有利には後の段階において捕捉される。

【0009】

また、動きの2つの状態間で動きを行っている間に対象がとる動き状態を特徴付ける対象の動きの動きモデルが決定される。特に、対象の複雑な自然な動きの場合、対象の個々の部分は動きの実行中に異なって動き、例えば、対象のいくつかの部分は短い距離だけ進行するのに対して、他の部分は長くおそらくは曲がった経路を辿る。動きの2つの状態のうち的一方から開始して、動きモデルは、一方の動き状態から他方の動き状態への動き中に対象の異なる部分の動作を示す。

【0010】

このように対象の動きに関して得られる情報は、補足的な画像処理又は画像形成段階中に様々な方法で組み込まれることができ、より高い質の結果としての画像が得られる。

【0011】

例えば、請求項1に記載のような本発明によるかかる捕捉的な段階は、

(c) 動きモデル及び2つの更なる画像から、対象が動きを行なったかのように少なくともおおよそ対象を表わす中間画像を形成する段階と、

(d) 中間画像及び第1の画像から組合せ画像を形成する段階とである。

【0012】

形成される中間画像は、動きを行うかのように対象を表わす。このために、動きの2つの既知の状態から開始して、対象の動きは、動きモデルによって模倣され、中間画像は例えば重畳によりこの情報から形成される。このように再構成された中間画像は、第1の画像とほぼ同じ動きアーティファクトを伴って対象を表わす。

【0013】

観察者は、第1の画像を、そこに含まれる動きアーティファクトに関わらず出来る限り少ない偽り（falsification）で見ることを望むことがあり、なぜならば情報は公知の画像処理法の間に失われうるからである。組合せ画像を形成するための中間画像と第1の画

10

20

30

40

50

像の重畳は、一方では第 1 の画像が出来る限り少ない偽りで提示されること、他方では 2 つの更なる画像からの情報が、第 1 の画像の情報と直接組み合わされうよう中間画像中に準備されること、という利点を与える。

【 0 0 1 4 】

組合せは、様々な方法で行われうる。例えば、2 つの画像は加法的に重畳されえ、それにより個々の画像の関連のある情報は全体画像上に表示される。組合せ画像の可変的な分割は、更なる可能性を与え、それにより組合せ画像の一部は中間画像によって表わされ、他の部分は第 1 の画像によって表わされる。対象の詳細が中間画像によって一回表わされ、第 1 の画像によって一回表されるよう、観察者は、2 つのサブ領域間の境界を動かすことができる。或いは、サブ領域は、ウィンドウによって分割されるよう表示されえ、ウィンドウは制御ユニットにより組合せ画像に亘って変位可能である。組合せ画像を形成する簡単な方法は、中間画像及び第 1 の画像を、2 つの画像が観察者に対して同時に提示されるよう、互いに隣接して配置することを含む。

10

【 0 0 1 5 】

請求項 2 に記載の更なる補足的な段階は、

( c ) 第 1 の画像を動きモデルによってフォーカシングする段階とを含む。

【 0 0 1 6 】

フォーカシング中、動きアーティファクトは、第 1 の画像を表わす対象が観察者に対して鮮鋭に提示される程度に減少される。概して、対象の動きのいくつかの動き状態は画像中に重ね合わされた形で表わされるため、対象は観察者にとっては不鮮明に見える。動きの不鮮明さを伴って表わされた対象のフォーカシングのために、対象は動きの 1 つの動き状態のみで表わされ、残る動き状態との重畳は排除される。これは、鮮鋭でない表現をもたらす動きが分かっているときに可能である。第 1 の段階で決定される対象の動きの動きモデルは、対象の動きに関するこの情報を丁度含み、フォーカシングアルゴリズムはフォーカシングのために動きモデルからの情報を使用しうる。これは、1 つの動き状態で ( 即ち鮮鋭に ) 対象を表わし、観察者にとっては第 1 の撮像法によって捕捉されたかのように見える画像を生じさせる。これは、特に、第 1 の撮像法が、例えば物理的な理由により、動く対象の鮮鋭な画像を捕捉することに適していないときに有利である。

20

【 0 0 1 7 】

第 1 の画像が、請求項 3 に従って投影から再構成される場合、以下の補足的な段階、すなわち、

30

( c ) 動きモデル及び 2 つの更なる画像から、対象が動きを行なったかのように少なくともおおよそ対象を表わす中間画像を形成する段階と、

( d ) 対象の投影及び中間画像から第 1 の画像を再構成する段階とがある。  
がある。

【 0 0 1 8 】

この方法が用いられるためには、第 1 の画像の代わりに、動く対象の投影がまず利用可能であって、第 1 の画像が、例えばデータ処理装置によりこれらの投影から再構成されることが必要である。この種類の方法は、コンピュータ断層撮影法、磁気共鳴断層撮影法、又はポジトロン・エミッション断層撮影法といった医用スライス又は体積撮像法の分野から特に知られている。

40

【 0 0 1 9 】

特に、ポジトロン・エミッション断層撮影法の場合に撮像に用いられるような放射線放出対象の場合、この放射線の一部が対象の他の部分によって吸収されるという事実が考慮に入れられねばならない。再構成された画像中のアーティファクトを回避するために、再構成のためのいわゆる位置特定減衰に関する情報を考慮に入れる方法が知られている。このために、通常は、対象の透過画像が形成され、この透過画像は必要な位置特定減衰を表わす。しかしながら、特に、第 1 の画像中のアーティファクトを生じさせる対象の動きは、再構成のために考慮に入れられないよう、透過画像中に存在しないか、適切に存在しない。これは、再構成された画像中にアーティファクトを生じさせる。

50

## 【 0 0 2 0 】

2つの観点から、再構成中に中間画像を用いることが有利である。中間画像は、位置特定の減衰のための必要な情報を含み、また、中間画像中に存在する対象の動きが考慮に入れられる。かかる中間画像を用いて再構成された画像は、従来の透過画像によって再構成された画像と比較して向上した質を有する。従って、中間画像は、一般的には第1の撮像法による画像の形成に関する情報を含むべきであり、この場合は位置特定減衰に関する情報を含むべきである。

## 【 0 0 2 1 】

特に、請求項1及び3又は請求項2及び3に従う方法は組み合わせられうること、及びこれらが有利には互いを補うことに留意すべきである。

10

## 【 0 0 2 2 】

特に、異なって動く部分を有する対象の場合、請求項4に記載の動きベクトル場による表現は、方法の残りについての必要な情報の単純且つ適切な位置特定表現を提供する。動きベクトル場は、2つの公知の動き状態間で動きを行っている間に対象の対応する部分がどのように又はどの経路に沿って動くかを示しうる。

## 【 0 0 2 3 】

動きを行っている間に当該の動き状態が対象によってどれだけ頻繁にとられるか、または対象が当該の動き状態に相対的に留まる時間がどれだけ長いかが分かっているとき、請求項5に記載によれば中間画像の生成は特に単純である。かかる情報は、例えば、動きのモデルに基づくものであってもよく、又は、動きが行われているときにセンサによって決定されうる。かかる中間画像の形成は、動きモデル中に動き全体を記述する必要はなく、動きの個々の状態及びそれらの頻度に関する情報のみを記述すればよいという利点を与える。

20

## 【 0 0 2 4 】

異なる撮像方法の使用により、中間画像中の対象の個々の部分は第1の画像に対して異なって局所化されうる。対象の部分自体の間の相対的な差と、画像エッジに対する絶対的な差又は対象の部分の寸法の比率が生じうる。換言すれば、対象は中間画像中で、第1の画像の座標系とは異なる座標系で表わされる。請求項6に記載の位置合わせは、対象の当該の部分が、中間画像中に表わされる位置から第1の画像中に表わされる位置へ、又はその逆に変換されることを可能とする。対象の全ての部分は、中間画像中の並びに第1の画像中の同じ画像位置にあり、従って2つの画像の重畳を可能とする。

30

## 【 0 0 2 5 】

本発明による追加的な段階は、組合せ画像中に表わされた対象が動きの選択された動き状態で表わされることを可能とする。このために、公知のフォーカシングアルゴリズムが、動きモデルと及び/又は2つの更なる画像のうちの一方と組み合わせられて使用される。そして表示される動き状態は、使用されるフォーカシングアルゴリズムに従って、動きの如何なる動き状態にも対応しうるが、特に2つの更なる画像中に表わされる動き状態に対応しうる。

## 【 0 0 2 6 】

請求項2記載の方法の有利な更なる変形例は、請求項8に開示されている。観察者には、より鮮鋭な第1の画像が提供されるだけでなく、更に、2つの更なる画像のうちの一方との比較が可能とされる。

40

## 【 0 0 2 7 】

本発明による方法は、原理的には、同じ態様に基づく2つの撮像方法によって実行されうる。これに対して、異なる態様を用いることは、対応する画像中での動く対象の異なった特徴の表現を可能とする。本発明による方法は、有利には、第1の撮像法が動きアーティファクトなしに動く対象の画像を提供することができない請求項9に従って用いられる。

## 【 0 0 2 8 】

目的はまた、請求項10に記載されるシステムによっても達成される。画像処理装置は

50

、本発明による方法によって形成される画像又はデータを受信すること、適宜これらの画像又はデータを処理すること、及び、結果を視覚化すること又はこれを他のシステムに適用することが可能な如何なるシステムも意味するものと理解されるべきである。画像処理システムは、関連する撮像法により画像データを捕捉することにより装置から完全に独立でありうる。他方で、画像処理システムをより大きいシステムの構成要素として構築することも可能である。データ処理ユニットは、任意に、プログラマブルであるよう構成されうる。

#### 【 0 0 2 9 】

目的はまた、請求項 1 1 に開示される検査システムによっても達成されうる。画像を形成する装置は、従来技術から周知であるため、これらについては本願では詳述しない。例として、X 線システム、磁気共鳴断層撮影装置、及び核医学からの装置について述べる事ができる。2 つの撮像法は、共通の態様により又は異なった態様により、実現されうる。相違点は、次の例に基づいて説明されうる。即ち、共通の態様は、第 1 の撮像法が長い捕捉時間中に低い線量で動きアーティファクトを含む画像を生成し第 2 の撮像法が短い捕捉時間中により高い線量で画像を生成する従来の X 線透視法であると想定される。検査装置の構造に依存して、2 つの撮像法は、関連のあるパラメータの変動により、同じ装置によって実行されうる。異なった態様が用いられるとき、1 つの装置は、例えばコンピュータ断層撮影装置であり、他の装置は P E T システムでありうる。

10

#### 【 0 0 3 0 】

上述のようなシステムのデータ処理ユニットがプログラマブルであるよう構成される場合、請求項 1 2 に開示されるコンピュータプログラムは、データ処理ユニットが本発明による方法を実行させるのを可能とする。コンピュータプログラムは、設定に依存して、外部携帯可能な記憶媒体といったコンピュータプログラム製品によってデータ処理ユニットに対して利用可能とされうる。

20

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【 0 0 3 1 】

以下の例及び実施例は、図 1 乃至図 6 を参照して説明される。図 1 乃至図 3 は、本発明による方法の多数の変形例の段階を示す。矩形のボックスは、結果、データ、画像等を表わす。方法の段階は、楕円内に示される。

#### 【 0 0 3 2 】

図 1 は、方法の第 1 の変形例のステップ及び結果を図式的に示す。方法は、2 つの異なる撮像法により、即ち本例では P E T 及び C T に基づく方法により、動く対象の画像を捕捉することを目的とする。異なった撮像法は、動く対象に関して異なった情報が捕捉されることを可能とする。かかる異なった情報はユーザに対して共通に提示されるべきである。

30

#### 【 0 0 3 3 】

例えば P E T ( ポジترون・エミッション断層撮影法 ) 法により横隔膜の領域において患者の胸部から形成される投影 P 1 が利用可能である ( 方法自体は図 1 には示されていない ) 。 P E T 法は、核医学の分野で知られており、スライス画像又は体積画像の形成を意図したものである。所定の不安定な核種でマークされた代謝製剤が患者に注入され、製剤は組織特異的 ( tissue-specific ) に又は機能特異的 ( function-specific ) に取り込まれる。放射線核種は、崩壊を用いて、崩壊の場所の近傍で異なった連続する処理で 2 つの量子を生じさせ、この量子は正反対の方向に飛び出し、患者を離れ、患者の周りのリング形状の検出器中に配置された適当なセンサによって検出されうる。量子は、それらの発生場所から患者を出る点へ進行するとき患者の更なる組織を横切り、組織は、組織の種類に従って量子を多少吸収しうる。概して、量子は組織特異的に減衰される。検出された量子全体は、対象の一組の投影 P 1 を形成し、これらの投影 P 1 から、続く再構成中に公知の方法でスライス画像又は体積画像が再構成されうる。P E T 法は、対象の機能画像を生じさせる。

40

#### 【 0 0 3 4 】

50

数分間から１時間続く投影 P 1 の捕捉中、患者は、横隔膜が呼吸に従って動く呼吸運動を行う。この呼吸運動は、再構成された P E T 画像 I 0 中に動きアーティファクトを生じさせ、このアーティファクトは、対象の不鮮明なぼけた画像として現れる。かかる動きアーティファクトの以下のような少なくとも２つの原因が知られている。

( 1 ) 呼吸運動により、組織の所与の場所は検出器に対して相違する位置を占め、従ってこの場所で生ずる 量子は検出器の異なったセンサによって捕捉される。

( 2 ) 略同じ場所で順次に生ずる 量子は、減衰の原因となる周囲の組織の相対位置が呼吸運動により X 線量子の発生場所に対して変化するため、異なる程度に減衰される。

#### 【 0 0 3 5 】

図 1 に図示しない C T に基づく方法によって捕捉された画像 I 2 及び I 3 もまた利用可能である。C T ( コンピュータ断層撮影 ) 法は、例えば、医用分野で公知であり、対象又は患者のスライス画像及び体積画像を形成するのに用いられ、これらの画像は解剖学的構造の情報を含む。C T に基づくシステムについては、以下詳述する。C T 画像は、画像捕捉が動きに対してかなり高速に行われうるため、P E T 画像とは対照的に、かなり少ない動きアーティファクトを含むか又は全く動きアーティファクトを含まない。対象に関する機能情報を伴う P E T 画像と対象に関する解剖学的構造の情報を伴う C T 画像を組み合わせる公知のシステムは、情報の組み合わせのときに P E T 画像と対象画像の動きアーティファクトを無視し、従って組み合わせられた情報は更なるアーティファクト又は誤りを含む。これらのアーティファクト又は誤りは、本発明によりかなり減少される。以下の説明では、上述の ( 1 ) の原因により P E T 画像中に生ずるアーティファクトが、組み合わせられた情報中にどのように考慮に入れられるかについて示す。

#### 【 0 0 3 6 】

かかる画像の捕捉について示すために、図 6 中、例として、コンピュータ断層撮影装置及び P E T システムから構成される組合せシステムを示す。コンピュータ断層撮影装置及び P E T システムはいずれも、原理的には、独立のシステムであるが、基準となる共通軸に対して幾何学的に結合されるものとして構成される。画像の捕捉のために、システムは、通常は連続的に用いられ、例えば、２つの目立った動き状態を表わす第 1 の C T 画像が捕捉され、続いて P E T データの捕捉が行われる。

#### 【 0 0 3 7 】

コンピュータ断層撮影装置は、z 方向に対して平行に延びる回転軸 1 4 の回りに回転することが可能なガントリ 1 を含む。このために、ガントリ 1 は、モータ 2 により、望ましくは一定の、しかし調整可能な角速度で駆動される。例えば X 線管といった放射線源 S は、ガントリ 1 に取り付けられる。放射線源は、放射線源 S によって生成される放射線から円錐放射線ビーム 4 を形成するコリメータ装置 3 を具備する。放射線ビーム 4 は、円筒状の検査ゾーン 1 3 内に存在する動く対象 ( 図示せず ) を貫通する。検査ゾーン 1 3 を横切った後、X 線ビーム 4 はガントリ 1 に取り付けられた 2 次元検出器ユニット 1 6 に入射する。

#### 【 0 0 3 8 】

放射線ビーム 4 の開口角  $\theta_{max}$  ( 開口角は、x - y 平面上のエッジに位置するビーム 4 の光線が放射線源 S と回転軸 1 4 によって画成される平面に対して成す角度として定義される ) は、測定値の捕捉中は検査されるべき対象がその中に存在せねばならない検査ゾーン 1 3 の直径を決定する。対象の体積画像を発生するために、例えば検査ゾーン 1 3 中の台の上に配置された対象は、モータ 5 により回転軸 1 4 又は z 軸の方向に対して平行に変位されうる。検出器ユニット 1 6 によって捕捉された測定データは、再構成ユニット 1 0 へ与えられ、再構成ユニット 1 0 は、検査ゾーン 1 3 のうちの放射線ビーム 1 4 が網羅する部分における吸収分布を測定データから再構成する。２つのモータ 2 及び 5、再構成ユニット 1 0、放射線源 S、検出器ユニット 1 6 から再構成ユニット 1 0 への測定データの転送は、適切な制御ユニット 7 によって制御される。

#### 【 0 0 3 9 】

モータ 2 及び 5 は、放射線源 S と検査ゾーン 1 3 が互いに対して螺旋状の経路、即ちい



わゆる軌跡に沿って動くよう、ガントリ 1 の角速度に対する検査ゾーン 13 の伝搬速度の比が一定であるよう制御されうる。この場合、放射線源 S と検出器ユニット 16、又は検査ゾーン 16 からなる走査ユニットが回転運動を行うか伝搬運動を行うかは重要ではなく、なぜならば相対的な運動のみが重要だからである。対象は、スライス画像の形成のためには変位されない。

#### 【0040】

動き信号は、捕捉ユニット 12 と、対象の動きを検出するよう対象上に配置された動きセンサ 15 とによって導出される。この信号は、所望であれば、再構成に適した測定データの選択を容易とするよう再構成ユニット 10 に印加されうる。更に、動き信号（以下詳述）は、本発明によれば動きモデルの決定のために本発明に従って用いられる。

10

#### 【0041】

更に、PET 捕捉ユニット 20 は、回転軸 14 に対して同心であるよう配置され、このユニットは、検査ゾーン 13 中に存在する対象の回りのリングとして配置される。捕捉ユニット 20 は、対象によって放出される量子を検出する個々のセンサ 21 を有する。スライス画像を形成するためには、センサ 21 を互いに隣接してリング状の形態に配置することにより、PET 捕捉ユニットを疑似 2 次元になるよう構成することで十分である。体積画像を生成するために、PET 捕捉ユニットは、互いに対して平行に、また、回転軸 13 回りにあるように配置された複数のかかるセンサのリングを有する。センサ 21 によって検出される信号は、評価ユニット 22 に印加され、評価ユニット 22 は、公知のアルゴリズムにより信号から 1 つ又はそれ以上の PET 画像を形成する。

20

#### 【0042】

上述の機能に加え、制御ユニット 7 はまた、CT システムの取得位置と PET システムの取得位置の間で対象を変位させるよう配置される。CT データ捕捉が成功した後、台の上の対象は、制御ユニット 7 及びモータ 5 により、関連のある製剤が対象に注入され PET データが捕捉される PET 捕捉ユニット 20 の捕捉位置へ変位される。

#### 【0043】

データ処理ユニット 23 は、本発明による方法及び動き信号を用いて、CT 画像と PET 画像の情報内容を、存在する場合は動きアーティファクトを減少させ、それによって結果を表示装置 11 によって視覚化するよう組み合わせる。データ処理ユニットがプログラマブルであるよう構成されていれば、コンピュータプログラムにより本発明による方法を実行することが可能とされる。コンピュータプログラムは、例えば ROM 又は EPROM といった内部メモリに格納されてもよく、又は、コンピュータプログラムが与えられたディスク又は CD-ROM といったコンピュータプログラムプロダクト中に格納されうる。

30

#### 【0044】

図示のコンピュータ断層撮影装置及び PET 捕捉ユニットは、スライス及び体積画像が捕捉されるよう構成されうる。

#### 【0045】

図 1 の画像 I2 及び I3 は、投影 P1 の捕捉中に対象によって行われる動きの 2 つの相違する動き状態を表わす。CT に基づく捕捉の方法では本質的に、PET に基づく捕捉に必要とされる時間よりもかなり少ない時間がかかるため、患者の呼吸運動の瞬間的な画像が形成されえ、特に吸入した状態の画像 I2 及び吐出した状態の画像 I3 が形成されうる。患者の動きの吸入した及び吐出した状態は、呼吸運動の特に特徴的な状態を表わす。或いは、呼吸運動の CT 画像 IS のシーケンスは、対象が投影 P1 の捕捉中と同じ運動を行なっているときに捕捉されうる。続いて、公知の方法を用いて、シーケンス IS から 2 つの画像 I2 及び I3 が抽出される。これは、動きが、投影 P1 の捕捉中に対象によって行われる動きに対してより正確に対応するという利点を与える。画像 I2 及び I3 が直接捕捉されるとき、患者の中でしばしば不自然な又はわかりにくい動き状態が生じ、このような状態は、自然の呼吸運動中に生ずるものと同じではない。

40

#### 【0046】

ステップ C1 において、動き状態関数 F1 と組み合わせ、動き画像 I2 及び I3 のこ

50

これらの状態から対象動きモデルM2が形成される。この種類の動き状態関数F1は、図4中、例として人間の呼吸運動についての頻度関数 $f(r)$ として示されている。頻度関数 $f(r)$ のy軸は、対象が動きを行っている間に対象が関連のある動き状態をどのくらい頻繁にとるかを示す。x軸は、動きが行われているときにとられる連続的な動き状態 $r$ を表わす。換言すれば、頻度関数は、対象が運動を行っている間、他の動き状態に対して所与の動き状態に平均してどれだけ長く留まるかを表わす。表わされたものが正規化されると、この曲線全体に亘る積分は、正確に1となる。呼吸運動中、呼吸運動に関与した器官又は組織が特に頻繁に又は長く吐出された状態(吐出)のままにいるということは、特に重要な面である。方法の更なるステップにおいて頻度のみが関心となる場合、対象が運動を行っている間にとられる動き状態の順序は無視でき、x軸上にプロットされる動き状態は、動きを行っている間は必ずしも互いに連続するものである必要はない。

【0047】

或いは、とられる動き状態の頻度に関する情報を提供するだけでなく、全体の動きの過程(動き状態、並びに、それらの頻度及び時間上の完了)を示す動き状態関数F1を用いることが可能である。しかしながら、かかる動き状態関数は、この変形例の次のステップにおいて使用するには冗長であるため、上述のように頻度関数を用いることで十分である。

【0048】

公知の動き過程については、動き状態関数F1は、実際の動きを考慮に入れることなく関数モデルM1から導出されうる。これは、特に、殆どの対象において動き過程が非常に似ているか同じであるときに可能である。例えば、人間の呼吸運動の場合に、モデルM1が図1の頻度関数 $f(r)$ によって形成されると、これは動き状態関数F1として直接考えることができ、動きモデルM2を決定するのに使用されうる。或いは、実際の動き過程は、適当なセンサS1によって決定されうる。呼吸運動の場合、例えば、呼吸運動は患者に取り付けられた呼吸運動センサによるPET投影P1の捕捉中に決定され、そこから、頻度関数 $f(r)$ 、又はより一般的には動き状態関数F1が動きモデルM2の構築のために導出される。

【0049】

ステップC1では、動きモデルM2は、画像I2及びI3と、動き状態関数F1とから導出される。各画像I2及びI3は、対象の夫々の既知の動き状態を表わし、各動き状態もまた動き状態関数F1中に表わされる。動き過程に対象の全ての構成要素が局所的に線形に動くとする、即ち、異なった方向及び長さの直線的な経路に沿って動く、とすると、画像I2とI3中に示す動き状態の間では、画像I2又はI3の一方に表わされる各画素について、又は、各対象構成要素について、動きの実行は動き状態関数F1によって決定されうる。この位置特異的な動き過程は、動きベクトル場中に維持されえ、動き状態関数F1と共に動きモデルM2を構成する。動きベクトルは、このように、2つの動き状態の間毎に動きを行う間、画素又は対象構成要素が動く方向又は動く速度又は動く距離を示す。

【0050】

数学的に言えば、この種類のベクトル場は、

【0051】

【数1】

$$\vec{x}_2 = \vec{x}_3 + \vec{m}(\vec{x}_3)$$

のように示されうる。動きの実行中、

〔外1〕

点 $\vec{x}_3$

は、

〔 外 2 〕

点  $\vec{x}_2$

に向かって動く。動きは、

〔 外 3 〕

動きベクトル場  $\vec{m}(\vec{x}_3)$

によって特徴付けられ、各動き状態は

【 0 0 5 2 】

【 数 2 】

$$\vec{x}(r) = \vec{x}_3 + r\vec{m}(\vec{x}_3)$$

によって近似されうる。パラメータ  $r$  [ 0 , 1 ] は、 $r = 0$  については、  
画像 I 3 中に表わす動き状態を表わし、

【 0 0 5 3 】

【 数 3 】

$$\vec{x}(r=0) = \vec{x}_3$$

であり、 $r = 1$  については、画像 I 2 中に示す動き状態

【 0 0 5 4 】

【 数 4 】

$$\vec{x}(r=1) = \vec{x}_2$$

を表わす。人間の呼吸運動では、例えば、

〔 外 4 〕

$\vec{x}_3$

は吐出した状態を示し、

〔 外 5 〕

$\vec{x}_2$

は吸入した状態を示す。概して、かかる数学的な記述は、様々な他の動きにも適用されうる。動きは、本質的には、周期的である必要はなく、繰り返される必要はない。図 5 は、動きの実行中に全ての動き状態が等しく頻繁にとられる対象の動きの頻度関数を示す。これは、例えば、対象の全ての部分が一定速度で同じ方向に動く場合である（例えば、自転車に乗っている人）。

【 0 0 5 5 】

次のステップ C 2 は、画像 I 2 及び I 3 から、画像 I 0 と略同じ動きアーティファクトを示す画像 I 4 を形成することを目的とする。これは、画像 I 2 又は I 3 の一方から開始して、残る動き状態の最初の人為的な画像が、動きモデル M 2 によって形成され、画像 I 4 を形成するよう人為的な画像が重ね合わされることで達成され、

【 0 0 5 6 】

10

20

30

40

【数 5】

$$I4(\vec{x}) = \int_0^1 f(r) I3(\vec{x}_3 + r\vec{m}(\vec{x}_3)) dr$$

で表わされる。画像 I 4 は、画像 I 3 と

〔外 6〕

動きベクトル場  $(\vec{x}_3 + \vec{m}(\vec{x}_3))$

10

の積を頻度関数  $f(r)$  で重み付けしたものを全ての動き状態  $r$  について積分したもののから形成され、

〔外 7〕

動きベクトル場  $(\vec{x}_3 + \vec{m}(\vec{x}_3))$

と頻度関数  $f(r)$  は、動きモデル M 2 を構成する。結果として、画像 I 4 は関連のある滞留持続時間によって重み付けされた全ての動き状態の重畳を表わす。

【0057】

同様に、PET 画像 I 0 の形成の理論的な考察によれば、PET 画像 I 0 もまた当該の滞留持続時間によって重み付けされた全ての動き状態の重畳を構成するという結果が得られる。このことはこれが初期の動き状態の画像 I 0 a (本例では図示せず)、頻度関数  $f(r)$ 、及び

20

〔外 8〕

動きモデル  $(\vec{x}_a + \vec{m}(\vec{x}_a))$

の積の全ての動き状態  $r$  にわたる積分から形成されることを意味し、即ち、

【0058】

【数 6】

$$I0(\vec{x}) = \int_0^1 f(r) I0_a(\vec{x}_a + r\vec{m}(\vec{x}_a)) dr$$

30

である。

【0059】

理想的な場合、画像 I 0 a は、画像 I 3 と同じ動き状態を表わし、

〔外 9〕

ベクトル  $\vec{x}_a$  及び  $\vec{x}_3$

40

並びに当該の頻度関数及び動きモデルは対応する。この画像 I 0 の形成の考察は、以下説明するフォーカシング段階に使用されえ、何故ならば画像 I 0 中の動きアーティファクトはこのように立証されるからである。

【0060】

図 6 に示すような組合せ装置の代わりとして、画像 I 0 並びに画像 I 2 及び I 3 は、2 つの独立のシステムによって捕捉されうる。対象は、例えば PET システムといった第 1 の装置内に配置され、PET 画像が捕捉される。続いて、対象は、第 2 のシステム内に配置され、CT 画像が捕捉される。2 つのシステムの場所的な隔たりにより、PET 画像 I 0 中の対象構成要素は、通常は CT 画像 I 2、I 3、及び I 4 中のものとは異なって局所

50

化されるため、画像 I 4 及び I 0 の不適切な直接的な重畳又は直接的な比較のみが行われる。従って、ステップ R 2 では、いわゆる位置合わせ操作が行われる。ステップ R 2 は任意であり、画像 I 0 の座標系が（図 6 に示すシステムの場合のように）画像 I 2 及び I 3 の座標系に適切に正確に対応するときは必要でない。I 0 は、I 5 と等しくされえ、方法は以下に説明するように続けられる。

#### 【0061】

位置合わせは、対応する構造を有する 2 つ又はそれ以上の画像間で座標系を等しくする一般的に知られた方法である。異なった内容の 2 つの同一の対象の物理的な対応性もまた生じうる。これは、例えば、同じ対象の機能的な PET 画像及び解剖学的な CT 画像の場合である。位置合わせがうまくいった後、1 つの画像中に表わされる対象部分は、決定された座標変化によって他の画像中の対応する対象部分に関連付けられ得る。結果として、例えば、1 つの画像中に示される対象部分は、それらが他の画像中に表わされる同一の対象部分の対応する位置を占めるようシフトされうる。

10

#### 【0062】

非特許文献 1 は、このような CT 画像と PET 画像の位置合わせがどのように実行されるかを示す。位置合わせは一般的に知られているため、これについてはここでは更に詳述しない。しかしながら、非特許文献 1 にも記載されているように、公知の PET システムでは、位置合わせを容易とするために、実際の PET 画像に加えて透過画像が捕捉される。核種でマーク付けされた代謝製剤の注入の前に、このために患者の周りの軌跡に沿って放射エネルギーが配置され、この源は、患者を貫通する患者の方向に光線を発し、光線は放射線源とは反対側に配置された PET 検出器のセンサによって検出される。続いて再構成される透過画像は、原理的には CT 画像と同様であり、その中に含まれる解剖学的な情報により、実際の PET 画像の画質が低い場合は特に、CT 画像との位置合わせに、よりよく適している。透過画像と CT 画像の間の座標変換が決定されると、透過画像の座標系と PET 画像の座標系は実質的に同一であるため、実際の PET 画像と CT 画像の座標は対応するようにされうる。この方法は、図 1 には図示しないが、それでもやはり本願で使用されうる。

20

#### 【0063】

位置合わせ R 2 が成功した後、画像 I 0 の画素又は対象構成要素は、画像 I 4 の座標系中に変換されうる。これは、PET 画像 I 5 を生成する。可能な代替案、即ち、画像 I 4 を画像 I 0 の座標系へ変換することについては本願では詳述しない。画像 I 4 と I 5 の比較又は組合せは、いずれの画像も対象の動きの実質的に同じ動きアーティファクトを示し、いずれの画像も同じ座標系に関して対象を表わすため、ここで行われうる。例えば医師である観察者は、所与の適用について偽り（falsification）のない画像 I 0 の表現（この意味での座標変換は偽りを表わさない）を、そこからの情報と他の画像からの情報の比較又は組合せを可能とするよう、望むことがある。従来技術は、単に、2 つの画像 I 2 又は I 3 のうちの一方のみを画像 I 0 と比較又は組み合わせる可能性のみを提供する。画像 I 0 とは対照的に、画像 I 2 又は I 3 は動きアーティファクトを示さず、従って、一方では適切な座標変換の探索はより困難であり、他方では組合せ又は変換自体は困難を伴ってのみ可能である。

30

40

#### 【0064】

図 1 中にステップ R 3 として示すかかる比較又は組合せは、原理的に知られており、例えば、重畳によって、又は、隣接に配置された画像によって、又は、手で選択された境界を伴った部分的な重畳によって、又は、手で選択可能な境界を伴う他の画像中の 1 つの画像の部分的な画像化によって実現されうる。ステップ R 3 の結果は、画像 I 6 を構成する。

#### 【0065】

当該の用途に依存して、システムのユーザが画像 I 6 を所与の情報へ制限すること、又は特に所与の画像をハイライトすることが有用であり得る。このために、アーティファクトを含み、動きの 1 つの動き状態のみが表わされている画像 I 6 をフォーカシングするよ

50

う任意のステップ B 1 が行われうる。線形の動きに適したフォーカシングのための公知のアルゴリズムは、A.K. Katsaggelos, "Iterative image restoration algorithm", OPTICAL ENGINEERING, 1989年7月、第28巻、第7号、第735頁以降に記載されている。特に、式(1)は、動きの不鮮明さが一般的にはどのようにして、動きを線形の動きへモデル化することにより表現されえ、方法の更なる過程において補償されうるかを示す。

【0066】

図2は、組合せシステムにおける本発明による方法の更なる変形例を示す図である。図1に示すように、再び動きモデル M 2 が決定され、また PET 画像 I 0 が形成される。図1に示される位置合わせ R 2 は、画像 I 0, I 2 及び I 3 の座標系の対応性が適切であるため、省かれる。

10

【0067】

ステップ B 2 において、図1のステップ B 1 と同様に、画像 I 0 のフォーカシングが行われる。図1に示すフォーカシングとは対照的に、図2に示すフォーカシング B 2 は、より鮮明な PET 画像 I 8 が捕捉された CT 画像、本例では画像 I 2、と同じ動き状態を表わすよう、行われる。結果として、画像 I 8 は、本例では I 2 である元の CT 画像と直接的に比較又は組み合わされうる。或いは、この処理は、画像 I 3 によって又は画像シーケンス I S からの画像によって行われうる。比較ステップ R 4 では、図1のステップ R 3 に示すのと同じ方法が示される。画像 I 9 は、結果として得られる画像である。

【0068】

20

図2の方法(図示せず)の代わりに、画像 I 0 と画像 I 2 及び I 3 の座標系が異なる場合、図1の組合せ画像 16 の代わりに画像 I 5 に対してフォーカシングが適用される。以前に実行された位置合わせ R 2 の結果として、画像 15 の座標系が画像 I 4 の座標系に対応し、従って動きモデル M 2 の座標系に対応することが達成される。このことは、動きモデル M 2 による画像 I 5 のフォーカシング B 1 を可能とする。結果として得られる画像は、動きの動き状態を表わし実質的には全く動きアーティファクトを含まない PET 画像である。

【0069】

図3は、動きモデルによる画像の情報内容を向上させる更なる可能性を示す図である。公知の PET システムでは、透過画像は、上述の方法によって、即ち実際の PET 画像に加えて捕捉される。この透過画像は、放射線の放射線の位置特異的な(location-specific)減衰を表わす。この減衰情報は、周囲の組織による量子の吸収を補正するために(減衰補正)、投影 P 1 の再構成 R 1 のために用いられる。I.T.Hsiao 外による「Noise Propagation from Attenuation Correction into PET Reconstructions」、(「Nuclear Science&Medical Imaging including Nuclear Power Systems, 2000 Symposium, IEEE ISBN 0-7803-6503-8」)には、様々な方法が開示されており、例えば表1には、位置特異的な減衰の補正について記載されている。式(4)は、分布効果を考慮に入れつつ位置特異的な減衰により、線形の再構成オペレータとして表現される再構成を増やす可能性を示している。

30

【0070】

40

しかしながら、透過画像は、実際の PET 画像とは対照的に捕捉時間が動きの持続時間と比較して短いため、これらの方法は、僅かな動きアーティファクトのみを含むか又は全く動きアーティファクトを含まないという欠点がある。結果として、減衰情報は適切には使用されず、上述の原因 2 による PET 画像中の動きアーティファクトは考慮に入れない。

【0071】

従って、本発明によれば、PET 画像 I 10 の再構成 R 5 は、図1に示すように、CT 画像 I 2 及び I 3 から、並びに、動きモデル M 2 から形成される透過画像 I 4 を用いる。画像 I 4 は、本質的には、いかなる減衰情報もなしに再構成された PET 画像と同じ動きアーティファクトを含む。結果として、PET 画像中の動きアーティファクトは考慮に入

50

れられ、画像 I 4 からの減衰情報を用いる再構成 R 5 は、従来の透過画像を用いた再構成よりも定量的に向上された画像 I 1 0 を生成する。

【 0 0 7 2 】

概して、図 1、図 2、及び図 3 の方法は、方法の様々な結果を観察者に提示することを可能とするよう、システム内で同時に使用されうる。図 3 の方法は、図 1 及び図 2 の方法と任意に組み合わせられえ、即ち、使用されるシステムが組合せシステムであるかぎり組み合わせられえ、何故ならば P E T システムの座標系は、組合せシステムの場合以外は C T システムの座標系に略対応するためである。

【 0 0 7 3 】

また、図 1、図 2 及び図 3 に示す方法は、C T 及び P E T に限られるものではないこと  
10 に留意すべきである。例えば、P E T に基づく方法の代わりに磁気共鳴撮像法によって画像 I 0 を捕捉すること、又は、C T に基づく方法を用いる代わりに、超音波又は高速磁気共鳴断層撮影法によって画像 I 2 及び I 3 を捕捉することが可能である。本発明による方法は、一般的には、画像中に存在する動きアーティファクトを考慮に入れつつ動く対象についての異なった情報を含む画像を比較する可能性を与え、医用以外の用途もまた可能である。例えば、動きアーティファクトを含む走っている車の画像は、感熱カメラによって捕捉されえ、更なる画像は従来の写真方法によって捕捉されうる。感熱カメラの画像は、位置特異的な機能的な処理を示すのに対して、写真画像は対象の構造上の特徴を表わす。  
20 有利に動きアーティファクトを考慮に入れつつ組合せ画像を形成するようかかる異なる種類の情報を重畳することは、全ての情報を同時に観察者に提示することを可能とする。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 4 】

【図 1】請求項 1 に記載の方法の例を示すブロック図である。

【図 2】請求項 2 に記載の方法の例を示すブロック図である。

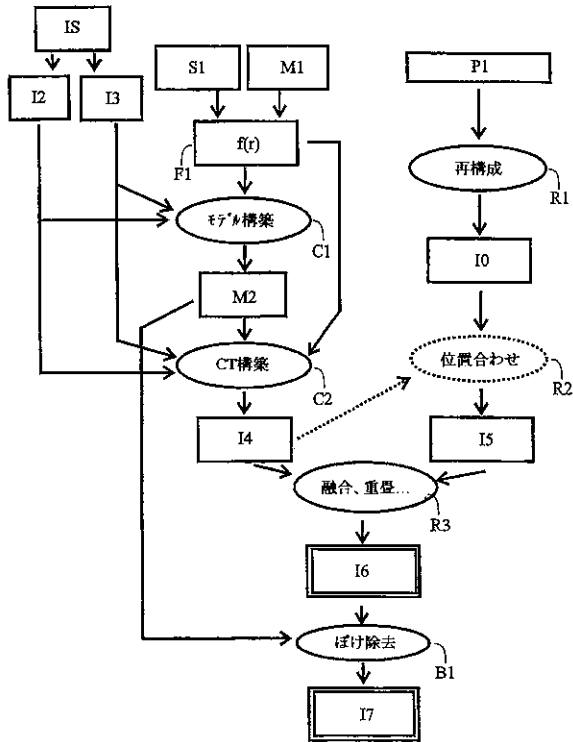
【図 3】請求項 3 に記載の方法の例を示すブロック図である。

【図 4】例として人間の呼吸の動き状態を示す図である。

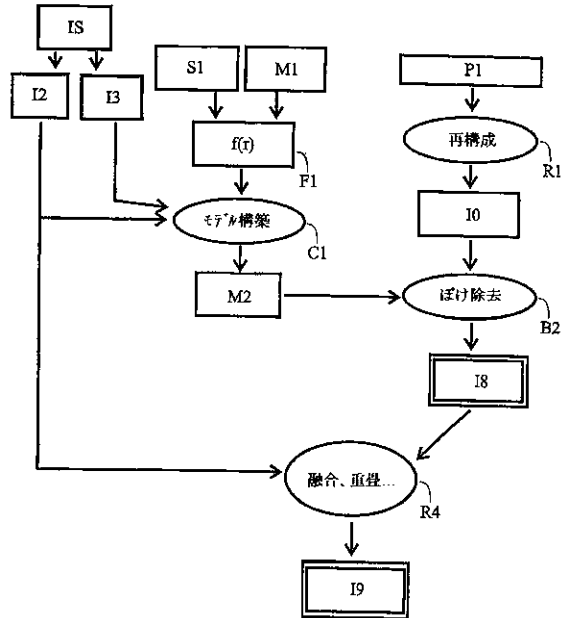
【図 5】均一な動きの動き状態関数を示す図である。

【図 6】P E T - C T 組合せシステムを示す図である。

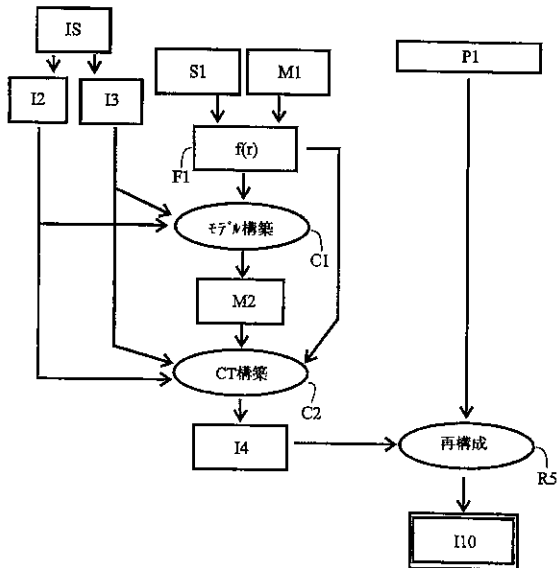
【図 1】



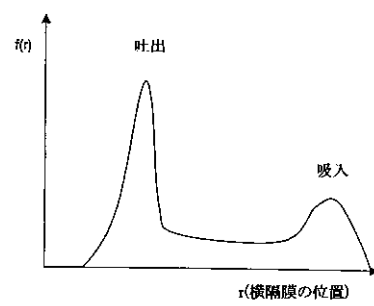
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【図 5】

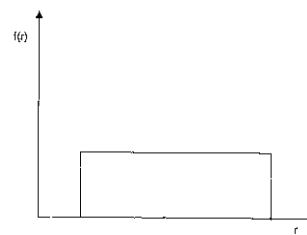


FIG.5



【 図 6 】

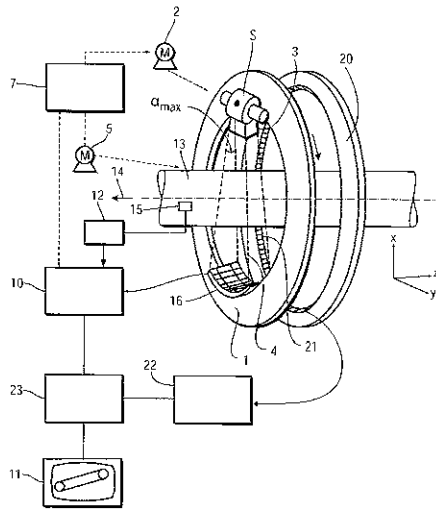


FIG.6

## 【国際調査報告】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		National Application No PCT/IB 03/03011
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC 7 G06T5/00 G06T7/20		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, INSPEC, WPI Data		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	HEDLEY M ET AL: "MOTION ARTIFACT SUPPRESSION: A REVIEW OF POST-PROCESSING TECHNIQUES" MAGNETIC RESONANCE IMAGING, TARRYTOWN, NY, US, vol. 10, no. 4, July 1992 (1992-07), page 627, XP008022707 ISSN: 0730-725X abstract section "motion artifacts", 1st paragraph section "motion models" section "model parameter estimation" section "data correction" ----- -/--	1,3-7, 9-12
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "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) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "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 "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 "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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
19 December 2003		04 05. 2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Gao, M

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

mal Application No  
PCT/IB 03/03011

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>MATTES D ET AL: "NONRIGID MULTIMODALITY IMAGE REGISTRATION" PROCEEDINGS OF THE SPIE, SPIE, BELLINGHAM, VA, US, vol. 4322, 19 February 2001 (2001-02-19), pages 1609-1620, XP008021029 ISSN: 0277-786X cited in the application abstract page INT section 2.1.</p>	1,3-7, 9-12
A	<p>KATSAGGELOS A K: "ITERATIVE IMAGE RESTORATION ALGORITHMS" OPTICAL ENGINEERING, SOC. OF PHOTO-OPTICAL INSTRUMENTATION ENGINEERS, BELLINGHAM, US, vol. 28, no. 7, 1 July 1989 (1989-07-01), pages 735-748, XP000033800 ISSN: 0091-3286 cited in the application section 1. section 2.1.-2.2.</p>	1,3-7, 9-12

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

national application No.  
PCT/IB 03/03011

**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1,3,5-7,clms4

9 when depending on clm 1 or 3 and clms10-12 when corresponding to clm 1 or 3.

Remark on Protest

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ IB 03/03011

## FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: clms 1, 3, 5-7, clms 4, 9 when depending on clm 1 or 3  
and clms 10-12 when corresponding to clm  
1 or 3

image deblurring based on motion blurred image simulation  
---

2. claims: clm 2, clms 4, 9 when depending on clm 2 and clms 10-12  
when corresponding to clm 2

local motion models  
---

3. claim: clm 8

image fusion  
---

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 ヴェーゼ, ユルゲン

ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 2, フィリップス イ  
ンテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーク内

(72)発明者 レーシュ, ペーター

ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 2, フィリップス イ  
ンテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーク内

(72)発明者 ダ シルヴァ, アンジェラ ジェイン

ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 2, フィリップス イ  
ンテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーク内

(72)発明者 ペトリッロ, マイケル ジェイ

ドイツ連邦共和国, 5 2 0 6 6 アーヘン, ヴァイスハオスシュトラッセ 2, フィリップス イ  
ンテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーク内

F ターム(参考) 2G088 EE02 FF02 FF04 FF07 KK33 KK35 LL12 LL13

4C093 AA22 BA03 CA13 FE30 FF35 FF50

4C117 XA01 XB09 XE44 XE45 XE46 XJ01 XJ14 XK13 XK18 XK24

XR07 XR08 XR09 XR10