

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4727022号
(P4727022)

(45) 発行日 平成23年7月20日(2011.7.20)

(24) 登録日 平成23年4月22日(2011.4.22)

(51) Int.Cl.

F I

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

G 0 6 T 1/00 2 9 0 A

G 0 6 T 5/10 (2006.01)

G 0 6 T 5/10

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 0 0 S

A 6 1 B 6/00 3 5 0 A

請求項の数 8 外国語出願 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2000-197545 (P2000-197545)
 (22) 出願日 平成12年6月30日(2000.6.30)
 (65) 公開番号 特開2001-76129 (P2001-76129A)
 (43) 公開日 平成13年3月23日(2001.3.23)
 審査請求日 平成19年6月22日(2007.6.22)
 (31) 優先権主張番号 09/346517
 (32) 優先日 平成11年7月1日(1999.7.1)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

前置審査

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線写真画像の分解能を校正する方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

デジタル・イメージング・システムの分解能を校正する方法であって、

第1のイメージング・システムで使用しようとする第1のデジタル画像検出器の初期分解能を獲得するステップと、

前記第1のデジタル画像検出器の所望の分解能および前記第1のデジタル画像検出器の前記初期分解能に基づいて、前記第1のイメージング・システムの第1の分解能重み係数を決定するステップと、

前記第1のイメージング・システムの分解能を校正するために、前記第1の分解能重み係数を使用するステップと、

第2の医用イメージング・システムで使用しようとする第2のデジタル画像検出器の未調整の性能を測定するステップと、

前記第1のデジタル画像検出器のあらかじめ定めた所望の性能および前記第2のデジタル画像検出器の該未調整の性能に基づいて、前記第2の医用イメージング・システムにより処理される第1の空間周波数帯域に対する第2の分解能重み係数を決定するステップと、

前記第2のイメージング・システムの分解能を校正するために、前記第2の分解能重み係数を使用するステップと、

を含み、

前記性能がデジタル画像検出器を製造するのに用いる半導体製作技法の処理のパラッキ

によるノイズを含み、
前記第2の分解能重み係数を決定する前記ステップが、ノイズ・ファクタに従って前記第2の分解能重み係数の上限を決定することを含む、
方法。

【請求項2】

前記第2の分解能重み係数を決定する前記ステップが、第1の空間周波数帯域に対して複数の重み係数を決定することを含み、該決定のステップが、第1のデジタル画像検出器の未調整の性能の空間的変動に対する補償を行うための重み係数を決定することを含む請求項1に記載の方法。

【請求項3】

前記第2の分解能重み係数を決定する前記ステップがさらに、少なくとも1つの追加の空間周波数帯域に対する重み係数を決定することを含む請求項1又は2に記載の方法。

【請求項4】

前記測定の前記ステップが変調伝達関数を測定することを含み、かつ前記決定の前記ステップが所望の変調伝達関数に基づいて第2の分解能重み係数を決定することを含む請求項1に記載の方法。

【請求項5】

デジタル画像検出器を利用する医用イメージング・システム用の分解能校正サブシステムであって、
第1のイメージング・システムで使用しようとする第1のデジタル画像検出器からの第1のデジタル画像データと、第2のイメージング・システムで使用しようとする第2のデジタル画像検出器からの第2のデジタル画像データとを格納するメモリと、
該メモリに結合されていて、前記第1のデジタル画像データの第1の空間周波数帯域を決定しかつ該第1の空間周波数帯域に適用する第1の分解能重み係数を決定するプロセッサとを備え、
前記プロセッサが、
前記第1のデジタル画像検出器のあらかじめ定めた所望の分解能および前記第1のデジタル画像検出器の測定された第1の分解能に基づいて前記第1の分解能重み係数を算出し、
前記第2の医用イメージング・システムで使用しようとする前記第2のデジタル画像検出器の未調整の性能を測定し、
前記第1のデジタル画像検出器のあらかじめ定めた所望の分解能および前記第2のデジタル画像検出器の該未調整の性能に基づいて、前記第2の医用イメージング・システムにより処理される第1の空間周波数帯域に対する第2の分解能重み係数を決定し、
前記第2の医用イメージング・システムが後で使用使用可能にするために、前記第2の分解能重み係数を格納し、
前記性能がデジタル画像検出器を製造するのに用いる半導体製作技法の処理のバラツキによるノイズを含み、
前記第2の分解能重み係数を決定する前記ステップが、ノイズ・ファクタに従って前記第2の分解能重み係数の上限を決定することを含、分解能校正サブシステム。

【請求項6】

前記プロセッサが、画像データに対する追加の空間周波数帯域を決定し、かつ該追加の空間周波数帯域に対してデジタル画像検出器の所望の分解能およびデジタル画像検出器の測定された分解能に基づいた追加の重み係数を適用する請求項5に記載の分解能校正サブシステム。

【請求項7】

前記プロセッサが、空間分解能変動補償係数である複数の重み係数を算出し、
空間分解能変動補償係数が、画像データにより表された画像の中心に対して空間的に従属した分解能ファクタを含む請求項5に記載の分解能校正サブシステム。

【請求項8】

前記第2の分解能重み係数が、デジタル画像検出器の所望の変調伝達関数とデジタル画像検出器の測定された変調伝達関数との関数である請求項5に記載の分解能校正サブシステム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、全般的には医用診断イメージング・システムに関し、詳細にはデジタル検出器を利用する医用イメージング・システムにおける分解能の校正に関する。

【0002】

【従来の技術】

X線イメージングは、医学診断用ツールとして長く認められてきている。X線イメージング・システムは、医師が正確な診断をするのに必要な情報を含むことが多い、例えば胸部、頸部、脊椎、頭部および腹部などの画像を捕捉するために広く用いられている。例えば胸部X線画像を撮影する場合、患者はその胸部をX線センサにあてて立ち、X線技術者はこのX線センサおよびX線源を適当な高さに位置決めする。次いで、線源が発生させ、身体の変化する部位によって様々な程度に減衰を受けたX線エネルギーをX線センサにより検出する。X線センサが半導体デジタル画像検出器である場合には、検出したX線エネルギーを付属の制御システムによってスキャンし、ディスプレイ（表示装置）上に対応する診断用画像を作成する。X線センサが従来のフィルムである場合には、このフィルムは続いて現像され、バックライトを使用して表示される。

【0003】

X線によるか否かによらず、いかなるイメージング・システムにおいても、画質が最も重要なものである。この点において、デジタル画像検出器を使用するX線イメージング・システム（「デジタルX線システム」）は、独自の課題に直面している。詳細には、デジタルX線システムは、（絶対的な意味と、ある画像の全体の均一性という両方の意味においての）画像分解能、画像分解能の均一性（例えばシステムの違いや経時的な均一性）、画像ノイズなどのCTQ(Critical to Quality)測定に対する厳格な要求を満たさねばならない。しかし、従来においては、デジタルX線システムはCTQパラメータを満足させることができないことが多かった。すなわち、デジタルX線システムは検出器の全体にわたって一貫した画質を提供できないことが多かった。その原因は、一部においては半導体デジタル画像検出器を製造するのに用いる半導体製作技法の処理のバラツキによるものであり、本質的にはイメージング技術によるものであった。

【0004】

したがって、例えば、同じ一つの場所にある2種類のデジタルX線システムで、この2つのシステムが共にCTQ測定に合格している場合であっても、知覚される画質に著しい違いを有することがある。このため医師や技術者が、無用にも一方の装置が他方よりも劣っていると考えたり、1つまたは複数の有能な装置の使用を控えたり、あるいはこの2つのデジタルX線システムの間の画像の差をなくするために時間を費やしたりすることがある。さらに、デジタルX線システムを提供する側では、知覚されたデジタルX線システムのバラツキの説明を求めるメンテナンス・コールに応答するのに時間と費用を背負うことがあり、結局のところ2つのデジタルX線システムは共に仕様の範囲内であるということがあり得る。（すなわち、劣っていると知覚された装置に対するデジタル画像検出器が優っていると知覚された装置に匹敵することを確認するために、多大な時間と費用を費やしただけということがある）。

【0005】

【課題を解決するための手段】

前述のように、デジタル画像検出器の特性は、元来様々なものである。複数のデジタル・イメージング・システムにわたって一貫した画質（詳細には、画像分解能）を提供する必要があるが、従来においては、このような一貫性を提供するための自動的技法はなかった。さらに、CTQ測定が厳格であるために、デジタル画像検出器に対しては受容可

10

20

30

40

50

能となる歩留まりが低くなり、続いて破棄されるか、うまくいっても医用診断システム用には使用できないことがある。このため、時間、資金、並びにリソースが無駄となる。

【 0 0 0 6 】

前述の問題やこれまでに経験されたその他の問題を克服するためのデジタル・イメージング・システムにおいて、分解能に対する制御を提供するための方法および装置に対する要求が当産業分野で長い間存在している。

【 0 0 0 7 】

【課題を解決するための手段】

本発明の好ましい実施形態により、デジタル・イメージング・システムの分解能を較正するための方法および装置を提供できる。この方法および装置には、そのイメージング・システムで使用される第1のデジタル画像検出器の未調整の性能を測定することが含まれる。次いで、この方法および装置は、医用イメージング・システムにより処理される第1の空間周波数帯域に対する重み係数を決定する。例えば、処理される空間周波数帯域の各々は、Burtの角錐分解(Burt pyramid decomposition)などの多重分解能分解(multi resolution decomposition)技法を用いて形成される。その重み係数は、デジタル画像検出器のあらかじめ定めた所望の性能およびデジタル画像検出器の測定された性能に基づく。さらに、その重み係数は目標性能または目標分解能に基づくこともある。この重み係数は、医用イメージング・システムによって空間周波数帯域に後で適用するために格納される。同一の重み係数または別個の異なる重み係数を、複数の空間分解能レベルで適用することができる。ただ1つの重み係数を、所与の空間分解能のすべてのピクセルに適用することもできる。あるいは、多数の空間分解能変動補償係数を空間周波数帯域の各々の異なる領域で用いることもできる。離散的な重み係数ではなく較正ファクタを使用して、その較正を連続時間システムに合わせて一般化することができる。

【 0 0 0 8 】

さらに、好ましい実施形態により、デジタル画像検出器を利用するデジタル・イメージング・システム用の分解能較正サブシステムを提供できる。この分解能較正サブシステムは、デジタル画像データ（例えば、半導体X線検出器などのデジタル画像検出器から収集された画像データ）を格納するためのメモリと、このメモリに結合されているプロセッサとを含む。このプロセッサは、専用のハードウェア、またはハードウェア/ソフトウェアの組み合わせを介して画像データの第1の空間周波数帯域を決定し、かつこの第1の空間周波数帯域に重み係数を適用する。その重み係数は、デジタル画像検出器の（例えば、事前に規定した所望の変調伝達関数の形で表現される）事前に規定した所望の分解能、並びにデジタル画像検出器の（例えば、測定された変調伝達関数の形で表現される）測定された分解能に基づく。この場合にも、較正ファクタにより特徴付けられる周波数応答をもつフィルタを使用して、その較正を連続時間システムに合わせて一般化することができる。

【 0 0 0 9 】

【発明の実施の形態】

図1を説明すると、図1は分解能較正サブシステム102を取り入れた医用イメージング・システム100を示している。分解能較正サブシステム102は、通信インタフェース104と、CPU106と、プログラム/データ・メモリ・システム108とを含んでいる。この通信インタフェース104と接続されているのは、図1ではX線センサ110（付属の読み出し用電子回路112を伴っている）として示されているデジタル画像検出器109である。エネルギー源は、図1では付属の制御用電子回路116を有するX線源114として示してある。X線源114はX線エネルギー118を発生させ、これがX線センサ110により検出される。

【 0 0 1 0 】

メモリ108内に格納されるのはデジタル画像検出器109から収集された画像データ120（例えば、画像レベルを表すピクセル値）である。さらに、メモリ108は画像データ120の多重分解能分解122を格納する。図1にはさらに、フラット・ファントム

1 2 4、バー・パターン・ファントム 1 2 6、および均一度メッシュ 1 2 8 を示す。

【 0 0 1 1 】

X線センサ 1 1 0 は半導体 X 線検出器であることが好ましい。X 線源 1 1 4 および制御用電子回路 1 1 6 は、市場で入手可能な X 線管アセンブリに見られるものとすることができる。

【 0 0 1 2 】

分解能校正サブシステム 1 0 2 は通信インタフェース 1 0 4 を利用し、デジタル画像検出器 1 0 9 からデジタル画像データ 1 2 0 を収集する。通信インタフェース 1 0 4 は、シリアル・インタフェース、パラレル・インタフェース、工業用インタフェース、あるいはネットワーク・インタフェースなどの、いかなる汎用の通信インタフェースとすることができる。C P U 1 0 6 は、例えば汎用の C P U、D S P、あるいは用途特定の集積回路などであり、これによりメモリ・システム 1 0 8 内に格納された校正プログラムを実行させる。この校正プログラムは、図 2 に示す流れ図の各ステップに従う。

【 0 0 1 3 】

C P U 1 0 6 により、例えば、画像データ 1 2 0 の B u r t の角錐分解 (Burt pyramid decomposition) やその他の多重分解能分解技法を用いて、多重分解能分解 1 2 2 を決定する。多重分解能分解技法の一例が、「M u l t i r e s o l u t i o n I m a g e P r o c e s s i n g a n d A n a l y s i s」(Ed.A.Rosenfield, Springer Series in Information Sciences, Springer Verlag, 1 0 ~ 1 4 ページ (1 9 8 4)) に詳述されている。得られた多重分解能分解 1 2 2 は、一連の分解能レベルの全体にわたる画像成分を表す多数の空間周波数帯域を備える。

【 0 0 1 4 】

多重分解能分解とは、その各々が直前の画像を低域通過フィルタ処理したコピーであるような一連の画像のことである。原画像により、この一連の画像のうちの第 1 の画像を形成させることができ、さらに後続の画像の各々は、直前の画像を低域通過フィルタ処理したコピーであるため、段階的に狭くなって行く周波数帯域での空間周波数情報を含むことになる。換言すると、一連の画像内の各画像内では、徐々に周波数成分が減少して行くことになる。

【 0 0 1 5 】

デジタル画像検出器 1 0 9 はその分解能によって特徴付けることができる。典型的には、分解能は、デジタル画像検出器 1 0 9 の様々な空間周波数に対する振幅応答を定量化したものである変調伝達関数 (M T F ; modulation transfer function) の形 (例えば、1 ミリメートルあたりのラインペア数の形) で与えられる。空間周波数が増加すると、その分解能は有限であることから、デジタル画像検出器 1 0 9 の M T F は減少する。換言すると、デジタル画像検出器 1 0 9 が空間周波数の線の部分と空間の部分とを識別することができるのはある点まで (例えば、数ラインペア毎ミリメートルまで) であり、この点以降ではデジタル画像検出器 1 0 9 は線と空間とを識別することができない。

【 0 0 1 6 】

デジタル画像検出器 1 0 9 の M T F を決定するための一助として、デジタル・イメージング・システム 1 0 0 ではイメージング・ファントムを利用することができる。イメージング・ファントムとは、例えば一連の鉛製のバーを空間で仕切ったものなど、周知の校正パターンをもつ一片の素材である。その厚さおよび間隔により、測定しようとする空間周波数が決まる。鉛の部分は減衰が大きく、一方空間部分ではほとんど減衰がない。これらのステップ応答の空間的変動を用いて、下記のようにしてその M T F を決定する。

【 0 0 1 7 】

詳細には、バー・パターン・ファントム 1 2 6 は、デジタル画像検出器の分解能を示す M T F を決定するために用いることができる多くのタイプのファントムのうちの一例である。バー・パターン・ファントム 1 2 6 は、互いに離隔させた一連の鉛製ストリップを備えている。その間隔は、好ましくは 0 . 5 ~ 2 . 5 ラインペア毎ミリメートル (一般にそのデジタル画像検出器を用いて検出しようとするフィーチャのサイズに一致する間隔)

である。MTFは、各空間周波数帯域毎に、その帯域内のピクセルがバー・パターン・ファントム126上の鉛製ストリップの作り出すステップ応答を如何に良好にとらえているかに従って決定される。MTFは、例えば、0.50、0.55、0.60、0.70、0.80、0.90、1.0、1.1、1.2、1.4、1.6、1.81 p/mmというラインペアのグループに対応する12の空間周波数において、次式により決定することができる。

【0018】

$MTF = (Pi * \sqrt{2}) / ((4 * Mean0) * \sqrt{VarFreq})$

上式において、

$VarFreq = |VarROI - VarNoise|$

10

VarROI = そのROI内での分散

$VarNoise = (VarBlack + VarWhite) / 2$

$Mean0 = (MeanWhite - MeanBlack) / 2$

である。

【0019】

各関心領域(ROI)は、例えば前述の各分解能のグループの中心にあると定義することができる。各ROIのサイズはそのROIが(n-2)本のラインペア(ここでnは現在のグループのラインペアの総数)をカバーするように設定することが好ましい。例えば、総数が5ラインペアのグループでは、そのROIは3ラインペアをカバーする。MTFに対する前述の公式は、VarNoiseの項を用いてバックグラウンドのノイズを考慮しているだけでなく、そのROI内での白黒レベルの平均値と分散をも考慮していることに留意されたい。

20

【0020】

しかし、別のタイプのファントムもMTFの決定に適する。一例として、急峻な区画としたエッジを有するファントム(例えば、タンゲステン製または銅製のエッジ・ファントム)により、検出器上にエッジ画像を提供できる。エッジ画像は、黒からグレー領域を経て白まで移行している。次いで、このエッジ応答の導関数(線像分布関数(line spread function))のフーリエ変換を用いてMTFを計算する。

【0021】

絶対MTFとは、デジタル画像検出器上の事前に選択した領域(例えばその中心)で決定されるMTFである。次いで、MTF分解能の均一性の空間的変動は、下記のようにして絶対MTFに対して正規化することができる。

30

【0022】

分解能の均一性は、メッシュ・パターン(例えば、好ましくは検出器の限界分解能によって定まる空間周波数を有するステンレス鋼製のメッシュである均一度メッシュ128)を撮影することにより測定することができる。実施の一形態では、その均一度メッシュ128は、概ね1.5ラインペア毎ミリメートル(例えば、2.5ラインペア毎ミリメートルの限界分解能の概ね3/5に相当する)の周波数を有する。その標準偏差の、デジタル画像検出器の周囲の関心領域内での平均画像レベルに対する比により、当該領域内でのすべての空間周波数帯域にわたる局所分解能の相対的評価ができる。分解能の均一性は画像

40

【0023】

フラット・ファントム124を使用すると、デジタル画像検出器110のノイズ・パワースペクトル(NPS)を決定することができる。フラット・ファントム124は均一の厚さを有する。2つのフラット・フィールド画像を減算し、得られた差分画像によりデジタル画像検出器のNPSが特徴付けられる。一例として、この差分画像のフーリエ変換の放射状平均(radial average)によりNPSの尺度が提供される。

【0024】

重み係数Coeff(i)により、所与の帯域「i」の範囲内でのMTF調整の量が決定される(この調整によりMTFは増加する場合も減少する場合もある)。各周波数帯域「i

50

」に対して周波数帯域から成るレンジ全体にわたる一般的な記述は次式となる。

【 0 0 2 5 】

$\text{Coef}(i) = \text{Function}(\text{Desired-Performance}(i), \text{Raw-Performance}(i))$

また、一例として、

$\text{Coef}(i) = \text{Desired-Performance}(i) / \text{Raw-Performance}(i)$

したがって、 $\text{Desired-Performance}(i) = 100$ であり（例えば、パー・パターン・ファントム126のステップ応答が完全に再生され）、かつ $\text{Raw-Performance}(i) = 50$ である場合には、 $\text{Coef}(i) = 2$ となる。 $\text{Desired-Performance}(i)$ は、空間周波数帯域「 i 」でのあらかじめ定めた所望の分解能（例えば、目標MTF）とすることが好ましい。また $\text{Raw-Performance}(i)$ は、その空間周波数帯域「 i 」での測定された分解能（例えば、未調整の初期分解能）であることが好ましい。

10

【 0 0 2 6 】

次いで、 $\text{Coef}(i)$ を各空間周波数帯域内の各ピクセル値 $p(x, y, i)$ に対して適用し、新たなピクセル値 $p'(x, y, i) = \text{Coef}(i) * p(x, y, i)$ を形成させることができる。しかし、別の線形関数および非線形関数も使用可能である。

【 0 0 2 7 】

ある特定の空間周波数帯域内のピクセルすべてに対し単一の重み係数を適用するのではなく、この分解能較正サブシステム102では、ピクセルの幾つかの領域の各々に対して、あるいは1つの空間周波数帯域内のピクセルのすべてに対して1つの重み係数が提供されるように複数の重み係数を決定することができる。したがって、 $\text{Coef}(i)$ は、分解能の均一性の測定値（例えばMTFU）に基づいて、 $\text{Coef}(x, y, i)$ により置き換えることができる。すなわち、 $p'(x, y, i) = \text{Coef}(x, y, i) * p(x, y, i)$ となる。

20

【 0 0 2 8 】

幾つかの例では、その分解能の均一性は、ディジタル画像検出器上である特定のパターン、例えば放射状パターンに従う。分解能較正サブシステム102はこのパターンを用いて、空間周波数帯域内のピクセルに対して、さらに迅速な決定ができ（行うべき測定がより少なく済み）、 $\text{Coef}(x, y, i)$ を適用することができる。下記の項 $R(x, y)$ を用いて、ディジタル画像検出器の中心（絶対MTFを決定した位置にあたる）に対して正規化した空間的に従属した分解能ファクタが表される。一般に、 $\text{Coef}(x, y, i) = \text{Coef}(i) * R(x, y)$ である。

30

【 0 0 2 9 】

ピクセル値に重み係数を乗算することにより分解能を強調することができるが、強調が過度であると画像内のノイズ成分に望ましくない影響を及ぼすことがある。一般に、出力の信号対雑音比（SNR）（周波数 f の関数）は、分解能が強調されても不変のままである。

【 0 0 3 0 】

$$\begin{aligned} \text{SNR}(f) &= C * [\text{MTF}_A(f)]^2 / [\text{NPS}_A(f)] \\ &= C * [\text{MTF}_B(f)]^2 / [\text{NPS}_B(f)] \\ &= C * [\alpha(f) * \text{MTF}_A(f)]^2 / [\alpha(f)]^2 * \text{NPS}_A(f) \end{aligned}$$

40

上式において、 C は照射量、 X 線ビームの質などに依存する係数は適用されたMTFの強調量（離散式の場合には、例えば重み係数の大きさ）、 A は生画像値（測定された画像値）、また B は補償された画像値（処理された画像値）である。ここに示すように、分解能の強調は、MTFに対して線形に影響を及ぼすが、ノイズに対しては (f) の2乗に従って影響を及ぼす。したがって、MTFを急激に増加させると、ノイズはこれよりさらに急激に増大する。画像内への過度のノイズの導入を防ぐために、分解能較正サブシステム102では、各分解能帯域および各ピクセル毎に、ノイズ・ファクタに従って次式のようにしてその重み係数の上限を決めている。

50

【 0 0 3 1 】

$\text{Coef}(x,y,i) = \min(\text{Coef}(x,y,i), \text{Noise-Factor})$

一例として、

$\text{Coef}(x,y,i)$

$= \min((\text{MTF}_D(i) / \text{MTF}_R(i)) * R(x,y) , \text{sqrt}(\text{NPS}_M(i) / \text{NPS}_R(i)))$

上式において、 sqrt は平方根関数、下付き文字Dは所望の値であることを示し、下付き文字Rは生の値（測定された値）であることを示し、また下付き文字Mは事前に選択した最大値（すなわち、 $\text{NPS}_M(i)$ は例えば顧客のCTQ仕様に従って許容可能な事前に選択した最大ノイズ）であることを示している。

【 0 0 3 2 】

10

重み係数を各空間周波数帯域に関して適用し終えた後に、医用イメージング・システム100は追加の画像処理（例えばコントラスト強調）を適用し、次いで表示のために画像を再構成させることがある。

【 0 0 3 3 】

画像分解能の較正は、離散式の場合（ピクセル画像の場合）に限定されない。むしろ、画像検出器分解能の較正は、以下でさらに詳細に記載するように連続時間の場合に拡張できる。

【 0 0 3 4 】

連続時間システム（このシステムでは $\text{Coef}(i)$ の離散値が連続較正ファクタ（ f ）によって置き換えられる）においては、次式となる。

20

【 0 0 3 5 】

$(f) = \min(\text{Noise-Factor}(f) , \text{MTF}_D(f) / \text{MTF}_R(f))$

一例として、

$(f) = \min(\text{sqrt}((f)) , \text{MTF}_D(f) / \text{MTF}_R(f))$

上式において、 $\text{NPS}_R(f) = (1 / (f)) * \text{NPS}_M(f)$ であり、

さらに典型的には、 $\text{MTF}_D(f) = \text{MTF}_R(f)$ 、かつ、 $(f) = 1.0$ である。

【 0 0 3 6 】

一般的な場合には、デジタル・フィルタは、 (f) により特徴付けられる周波数応答をもつように設計することができる。次いで、連続画像信号をフィルタに加え、所望の分解能較正を達成することができる。再び図1について説明すると、画像入力信号150は次に、分解能較正フィルタ152に加えられる。この結果、分解能較正フィルタ152により、分解能を較正した信号出力154が作成される。

30

【 0 0 3 7 】

前述したような多重分解能分解では、較正ファクタ（ f ）は、離散係数 $\text{Coef}(i)$ （例えば、多重分解能分解の $i = 0 \sim 7$ の分解能レベルの全体にわたる $\text{Coef}(i)$ ）により、次式のように置き換えられる。

【 0 0 3 8 】

$\text{Coef}(i) = [1/(f_2 - f_1)] \int_{f_1}^{f_2} (f) df$

ここで、

$f_1 = N / 2^{(i+1)}$ 、 $f_2 = N / 2^i$

40

上式において、Nはデジタル画像検出器のナイキスト（Nyquist）周波数（例えば、2.5ラインペア毎ミリメートル）である。したがって、 $\text{Coef}(i)$ は、所与のレンジの全体にわたる較正ファクタ（ f ）の平均であることが好ましい。

【 0 0 3 9 】

ここで図2について説明すると、図2はデジタル医用イメージング・システムの分解能を較正するための流れ図200を表している。ステップ202において、分解能調整システム（例えば、医用イメージング・システム100、または工場での較正システム）によりデジタル画像検出器の未調整の性能を測定する。この未調整の性能は、例えばMTF、MTFU、NPS、あるいはSNRに相当する。例えば一つの箇所に設置される2つ以上の関連するデジタル・イメージング・システムはマッチングしていることが望ましい

50

ため、分解能調整システムによって、この関連するデジタル・イメージング・システムで使用される２つ以上のデジタル画像検出器の未調整の性能を測定することがある。

【 0 0 4 0 】

次に、ステップ 2 0 4 において、分解能調整システムは、医用イメージング・システムにより処理される、空間周波数帯域に対する重み係数を決定する。この重み係数は、デジタル画像検出器の所望の性能（例えば顧客の C T Q 数値により指定される）および測定された未調整の性能に基づくことが好ましい。さらに、２つのシステムがマッチングしている場合、第 2 のシステム内のデジタル画像検出器に対する重み係数は、第 1 のデジタル画像検出器の事前選択した所望の性能および第 2 のデジタル画像検出器の測定された未調整の性能に基づくことが好ましい。換言すると、この２つのシステムが事前選択した同じ所望の調整済み分解能を達成するように重み係数が選択される。そのシステムの特定のデジタル画像検出器が例外的なものである場合には、デジタル・イメージング・システムを事前選択した分解能にマッチングさせるために、システムの分解能すなわち M T F を実際には減少させる必要もあることに留意されたい。さらに、システムをマッチングさせる処理は、任意の具体的な基準値に基づいて行うことができる。したがって、全体的な分解能標準はそのデジタル・イメージング・システムの製造者により設定することができる。次いで、この製造者により製作されたデジタル・イメージング・システムは、この分解能標準に合わせてすべてマッチングさせることができる。

10

【 0 0 4 1 】

ステップ 2 0 6 において、分解能調整システムは、任意選択により、各空間分解能レベルの個々のピクセルに対する空間分解能変動補償重み係数を決定する。前述のように、空間分解能変動補償重み係数 $C o e f (x , y , i)$ によりデジタル画像検出器 1 1 0 の全体にわたり分解能の均一性の変化を補償する。重み係数は各空間分解能レベルにある各ピクセル毎に決定することがあり、あるいはより小さい重み係数の組を各空間分解能レベルのより大きな領域内のピクセル間で使用するように決定することもある。別法として、分解能の均一性に対する補正がないことを示すために重み係数を一定値 ($C o e f (x , y , i) = C o e f (i)$) に設定することもある。

20

【 0 0 4 2 】

ステップ 2 0 8 において、分解能調整システムは、その重み係数があまり大きすぎることがなく、その適用により得られる処理画像内で所望の最大ノイズ・ファクタを超えることがないことを確認することが好ましい。換言すると、分解能調整システムは、前述のように、任意の重み係数を重み係数とノイズ・ファクタの最小値に置き換えることができる。ステップ 2 1 0 において、分解能調整システムは、このデジタル検出器を取り入れた医用イメージング・システムで後に使用できるように、このデジタル検出器に対する諸係数をメモリ内に格納する。

30

【 0 0 4 3 】

医用イメージング・システム 1 0 0 が画像を表示する前に、C P U 1 0 6 は画像データ 1 2 0 の多重分解能分解 1 2 2 を作成することが好ましい（ステップ 2 1 2）。前述のように、多重分解能分解 1 2 2 は、その画像内の空間周波数帯域に対応した多数の分解能レベルを含んでいる。C P U 1 0 6 は、ステップ 2 1 4 において、各ピクセル、領域、または空間周波数帯域に対して決定した重み係数を適用する。次に、ステップ 2 1 6 において、C P U 1 0 6 は、分解能を強調させた多重分解能を使用して画像を表示させるために画像の再構成を行う。

40

【 0 0 4 4 】

次に図 3 について説明すると、図 3 は多重分解能画像分解 3 0 0 を表している。分解 3 0 0 は、分解 3 0 0 内の特定の空間周波数に関連する分解能レベル 3 0 2 ~ 3 1 0（実際に使用されるのはこれより多いことや少ないことがある）を表している。各分解能レベル 3 0 2 ~ 3 1 0、例えば分解能レベル 3 0 2 は、ピクセル 3 1 2 によって構成されている。ピクセル 3 1 2 は事前選択した形状およびピクセル数とした領域にグループ分けすることができる。図 3 には、辺縁の領域 3 1 4 と中央の領域 3 1 6 を示してある。

50

【 0 0 4 5 】

中央領域 3 1 6 は、デジタル画像検出器の中心を専らカバーすると共に、好ましくは（前述のように）絶対 M T F を決定するための区域を表している。画像分解能の空間的変動は、中央領域 3 1 6 を外れたところ、例えば 1 つまたは複数の辺縁領域（例えば辺縁領域 3 1 4）で測定する。前述したように、全体の空間周波数帯域 3 0 2 ~ 3 1 0 に対して単一の重み係数を決定することや、各空間周波数帯域 3 0 2 ~ 3 1 0 内の各領域 3 1 4、3 1 6 毎に 1 つの重み係数を与えるために複数の重み係数を決定すること、あるいは各空間周波数帯域 3 0 2 ~ 3 1 0 内の各ピクセル 3 1 2 毎に 1 つの重み係数を与えるために複数の重み係数を決定することがある。これら複数の重み係数は、前述のようにして決定した空間分解能変動補償重み係数 $C o e f (x, y, i)$ であることが好ましい。これらの重み係数は各空間周波数帯域 3 0 2 ~ 3 1 0 内、あるいは領域 3 1 4、3 1 6 内のピクセル値に対して画像再構成の前に適用され（例えば、掛け算され）、そのデジタル画像検出器が所望の分解能に合わせて補償される。

10

【 0 0 4 6 】

図 4 について説明すると、グラフ 4 0 0 は分解能調整の結果の一例である。このグラフは空間周波数軸 4 0 2 と M T F 軸 4 0 4 とを有する。図 4 には、生の（測定された）M T F の線 4 0 6、目標 M T F の線 4 0 8、並びに達成された M T F の線 4 1 0 が表されている。前述の分解能調整技法を使用して、生の M T F を達成された M T F の線 4 1 0 によって示すレベルまで改善させる。達成された M T F の線 4 1 0 はさらに、関心周波数の全体にわたって、事前に選択した所望の M T F すなわち目標 M T F の線 4 0 8 と密接に対応していることを示している。

20

【 0 0 4 7 】

このため、本発明により、（画像処理分解能強調を経て）デジタル画像検出器の分解能仕様を緩和させる能力が提供される。歩留まりはこれに連れて増加する。さらに、本発明により、ノイズ関連の性能目標を達成するために分解能の強調量に制限を加えながら、顧客の C T Q 仕様に従った、具体的なシステム・レベル分解能の較正が可能となる。さらに、本発明を完全自動のデジタル・イメージング・システム較正の一部として使用すること、並びに多数のデジタル画像検出器および多数のデジタル・イメージング・システムの間で分解能の一貫性を達成させるために使用することができる。さらに、記載した方法および装置により分解能係数を空間的に調整し、デジタル画像検出器の全体にわたって均一な分解能を達成することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【図 1】分解能較正サブシステムを取り入れた医用イメージング・システムの略図である。

【図 2】デジタル医用イメージング・システムの分解能を較正するための流れ図である。

【図 3】特定の空間周波数帯域でのデジタル画像を含む、多重分解能画像分解を表す略図である。

【図 4】デジタル画像検出器の分解能調整の結果の一例を示すグラフである。

【符号の説明】

40

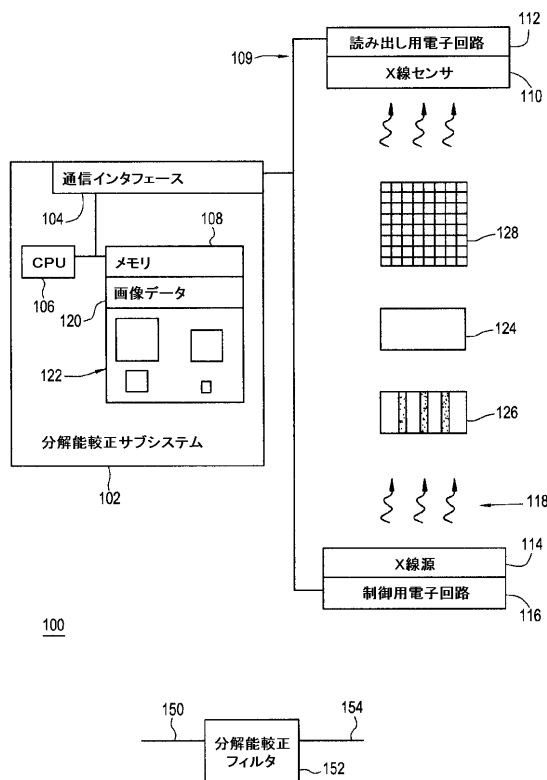
- 1 0 0 医用イメージング・システム
- 1 0 2 分解能較正サブシステム
- 1 0 4 通信インタフェース
- 1 0 6 C P U
- 1 0 8 メモリ
- 1 0 9 デジタル画像検出器
- 1 1 0 X 線センサ
- 1 1 2 読み出し用電子回路
- 1 1 4 X 線源
- 1 1 6 制御用電子回路

50

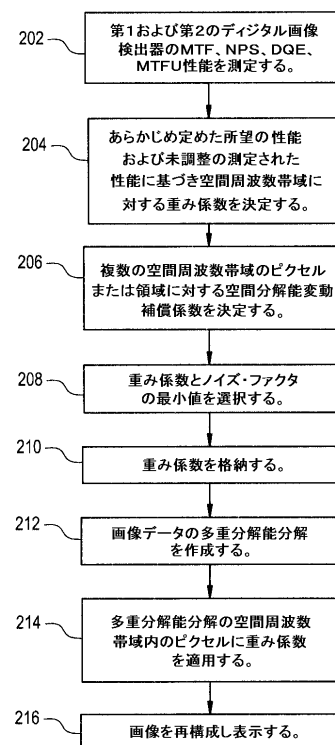
- 1 1 8 X線エネルギー
- 1 2 0 画像データ
- 1 2 2 多重分解能分解
- 1 2 4 フラット・ファントム
- 1 2 6 バー・パターン・ファントム
- 1 2 8 均一度メッシュ
- 1 5 0 画像入力信号
- 1 5 2 分解能校正フィルタ
- 1 5 4 信号出力
- 3 0 0 多重分解能画像分解
- 3 0 2 ~ 3 1 0 分解能レベル
- 3 1 2 ピクセル
- 3 1 4 辺縁領域
- 3 1 6 中央領域
- 4 0 2 空間周波数軸

10

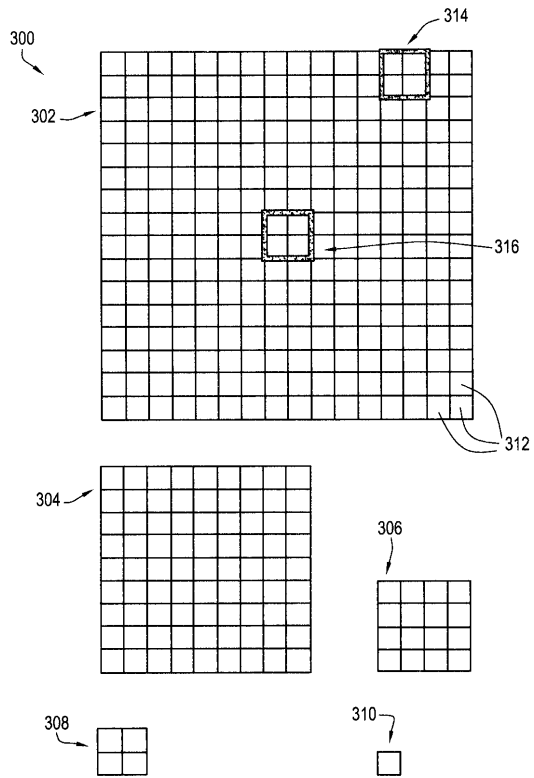
【図 1】



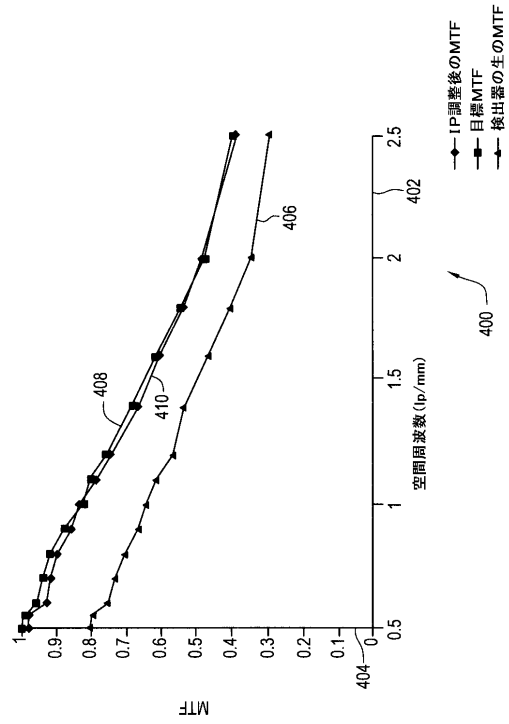
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

- (72)発明者 ケネス・スコット・カンブ
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワーケシャー、クレストウッド・ドライブ、614番
- (72)発明者 ジェフリー・アラン・カウツァー
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワーケシャー、パインウッド・コート、ダブリュー223・
エヌ2834番
- (72)発明者 リチャード・アウフリヒティヒ
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワウワトッサ、ナンバー105、ノース・124ティーエイ
チ・ストリート、2500番

審査官 岡本 俊威

- (56)参考文献 特開平09-163146(JP,A)
特開平11-070083(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G06T 1/00
G06T 5/00-5/50
A61B 6/00