

(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2008-506440

(P2008-506440A)

(43) 公表日 平成20年3月6日(2008.3.6)

|                                |                      |             |
|--------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                   | F I                  | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B</b> 8/00 (2006.01)  | A 6 1 B 8/00         | 4 C 6 0 1   |
| <b>G 0 1 S</b> 15/89 (2006.01) | G 0 1 S 15/89 B      | 5 B 0 5 7   |
| <b>G 0 6 T</b> 1/00 (2006.01)  | G 0 6 T 1/00 2 9 0 D | 5 J 0 8 3   |

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-520927 (P2007-520927)  
 (86) (22) 出願日 平成17年6月23日 (2005. 6. 23)  
 (85) 翻訳文提出日 平成18年12月27日 (2006. 12. 27)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2005/052078  
 (87) 国際公開番号 W02006/008664  
 (87) 国際公開日 平成18年1月26日 (2006. 1. 26)  
 (31) 優先権主張番号 60/587, 847  
 (32) 優先日 平成16年7月13日 (2004. 7. 13)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

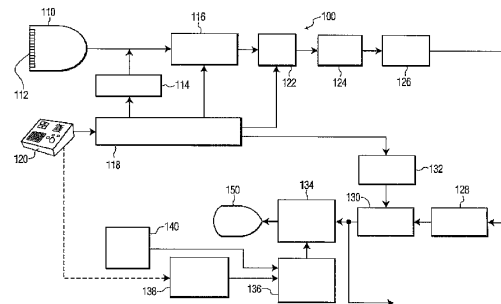
(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレク  
 トロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン  
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ  
 1  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100114753  
 弁理士 宮崎 昭彦  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 周囲光制御により見る標準デジタル画像

## (57) 【要約】

DICOM規格などの表示規格に従って画像を生成する超音波診断画像システムが記載されている。DICOM規格画像は、ワークステーションなどの他の表示装置やフィルムプリンタ又は画像プリンタに、エクスポートすること又は再現することができる。システムによって生成された標準画像は、観察するために、システムの表示装置に特徴的な固有の駆動レベルに変換される。この変換は、標準画像を異なる周辺光条件下で観察するのに対応して、ユーザが制御可能である。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

表示規格によって規定される外観を有する画像を生成する超音波診断画像システムであって、

前記超音波診断画像システムは、

物体からのエコー信号を受け取る超音波プローブ、

前記超音波プローブに結合されたプロセッサであって、受け取られた前記エコー信号に  
応答して画像値を生成するプロセッサ、

前記画像値に応答して、標準規格に適合する所望のマッピング関数を使用して前記画像  
値を変換するマッピングプロセッサ、

前記マッピングプロセッサに応答して、前記標準規格に適合する画像を外部記憶装置又  
は外部表示装置に供給する通信ポート、

前記超音波診断画像システムで使用される表示装置、および

前記表示装置に結合された変換プロセッサであって、前記マッピングプロセッサに応答  
して、前記表示規格に適合した画像を前記表示装置の特性表示関数に変換する変換プロセ  
ッサ、

を有する超音波診断画像システム。

10

**【請求項 2】**

前記超音波診断画像システムは、更に複数の周辺光関数を有しており、

前記複数の周辺光関数は、ユーザによる制御に応答するとともに、前記変換プロセッサ  
に結合されており、

前記複数の周辺光関数は、異なる周辺光条件に対して、標準画像を前記表示装置の表示  
関数に変換することが可能である、請求項 1 に記載の超音波診断画像システム。

20

**【請求項 3】**

前記変換プロセッサは更にルックアップテーブルを有しており、

前記ルックアップテーブルは、画像に応答するとともに、前記表示装置の駆動レベル信  
号を生成するための標準表示関数に適合している、請求項 1 に記載の超音波診断画像シ  
ステム。

**【請求項 4】**

前記超音波診断画像システムの表示装置は、フラットパネルディスプレイを有する、請  
求項 3 に記載の超音波診断画像システム。

30

**【請求項 5】**

前記複数の周辺光関数はルックアップテーブルに記憶されている、請求項 2 に記載の超  
音波診断画像システム。

**【請求項 6】**

前記複数の周辺光関数は、標準画像を特定の表示装置用の駆動レベルに変換する関数を  
改良する、請求項 5 に記載の超音波診断画像システム。

**【請求項 7】**

前記複数の周辺光関数は、異なる周辺光条件に対して、標準画像を特定の表示装置用の  
駆動レベルに変換する、請求項 5 に記載の超音波診断画像システム。

40

**【請求項 8】**

前記マッピングプロセッサは、画像値をグレースケールマップに対応付けるように、画  
像値に応答する、請求項 1 に記載の超音波診断画像システム。

**【請求項 9】**

前記マッピングプロセッサに結合される異なるグレースケールマップを有するマップ源  
、および

前記マップ源に結合され、前記マッピングプロセッサによって使用される特定のグレー  
スケールマップを選択するためのユーザ調整部、

を更に有する、請求項 8 に記載の超音波診断画像システム。

**【請求項 10】**

50

前記マッピングプロセッサは、画像値を対数の範囲の値に変換するよう動作する対数コンバータを更に有している、請求項 1 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 1 1】

前記マッピングプロセッサは、画像値に応答して前記画像値を J N D 表示値のマッピング関数に変換するプロセッサを更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 1 2】

前記変換プロセッサは、J N D 表示値の標準画像を、J N D 輝度表示レベルの画像を再現するためのディスプレイに特徴的な駆動レベルに変換するプロセッサを更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 1 3】

前記通信ポートは、放射型画像ディスプレイとプリント画像ディスプレイとのうちの少なくとも一方の画像ディスプレイを有するネットワークに結合されている、請求項 1 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 1 4】

前記超音波診断画像システムは、  
周辺光センサ、および

前記周辺光センサに応答するとともに、前記変換プロセッサに結合された複数の周辺光関数、  
を更に有し、

前記複数の周辺光関数は、異なる複数の周辺光条件に対して、標準画像を、前記表示装置の表示関数に変換することを可能にする、請求項 1 に記載の超音波診断画像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医学的診断画像システムに関し、特に、変化する周辺光条件に対してユーザが制御できるようにしながら標準画像の転送および観察を可能にする超音波診断画像システムに関する。

【背景技術】

【0002】

デジタル化画像を取得し、蓄積し、見ることは、今や、医療画像診断の基本的なことである。超音波診断では、デジタル走査コンバータの出現により、20 年以上も前からデジタル画像が使用され始めた。画像の画素値をデジタル化することによって、画像を伝送し、蓄積し、数量的に正確に再現することができる。診断用のデジタル画像を取り扱うために、多くの国に規格が定められた。アメリカ合衆国では、主に医療画像の伝送および蓄積に関する規格用に、D I C O M (Digital Imaging and Communications in Medicine) 標準規格が開発され、実行されている。D I C O M 標準規格の画像により行われる診断にとって重要なことは、斯かる画像を診断用に表示するやり方である。医療診断画像は、ばらつきのない診断が行えるように視覚的に均一な一貫性をもって表示されることが重要である。超音波モニタに表示される画像は、超音波モニタに表示される画像を転送して診断用ワークステーションで見る場合の画像や、超音波モニタに表示される画像をフィルム若しくは写真印画紙に印刷した場合の画像と、視覚的に同じ外観でなければならない。

【0003】

D I C O M 標準規格のうちの、画像の視覚的な表示について取り扱うパートは、P S 3 . 1 4 である。標準規格のこのパートは、表示された輝度レベルと画素値を関係づける関数を規定する。具体的には、P S 3 . 1 4 は、デジタル画像値を所定の範囲の輝度レベルに変換するための数量的な体系を示している。画素値と輝度レベルとの間の既知の関数関係を使用することによって、一つの画像を、最初に診断値を獲得した装置の診断値と同じ診断値で、別の装置又は媒体に表示し、別の装置又は媒体で見ることができる。

【0004】

P S 3 . 1 4 が無くそうしている 1 つの変数は、より診断に適しているとユーザが個

10

20

30

40

50

人的に感じるように画像を調整するときユーザが使用するユーザの好みのばらつきである。ユーザに斯かる調整を行う気にさせる一つの環境変数は、患者が診察されている部屋又は施設の照明である。場合によっては、例えば、患者を安心させ気楽にさせるために、部屋は明るく照らされている。他の場合では、部屋を薄暗くして、表示画像の微妙な特徴を診断医が容易に見分けることができるようにしている。更に他の場合では、明るく照明された部屋で画像を取得し、次いで、診断医に見せるために、画像を薄暗い診断室のワークステーションに電子的に伝送する。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

これらの変化する状況の中で、音波検査者は、輝度およびコントラストなどの画像表示制御要素を調整して、音波検査者が診断に最も役立つと考える画像を表示しようとする。この場合、画像は、元の画像システムオペレータによる診断値と同じ診断値を維持する他の装置又はビューメディアに伝送できなければならない。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の原理によれば、超音波診断画像システムは、DICOMなどの視知覚規格に従って、別の媒体に転送して観察するための画像を生成する。標準画像を画像システムの表示装置の表示関数に変換するためのプロセッサが備えられている。異なる周辺光条件を考慮して修正される表示関数を用いて画像システムの表示装置に標準画像を表示できるようにするシステムのユーザ制御手段又は周辺光センサが備えられている。したがって、ユーザは、画像システムにおいて、種々の周辺光条件で診断用の画像を観察し、視知覚や診断値の標準化が行われた画像をエクスポートする又は印刷することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

先ず、図1を参照すると、本発明の原理に従って構成される超音波診断画像システム100が、ブロック図で示されている。画像システム100は、アレイ送受波器112を有する走査ヘッド110を備えている。アレイ送受波器112は、画像の取得が行われる領域に、異なる角度でビームを送信する。ビームの送信は送信器114により制御される。送信器114は、アレイ送受波器112の各素子の動作に関する周波数、位相、および時間を制御し、したがって、各ビームは、アレイ送受波器112の所定の起点から、所定の角度で送信される。各ビーム方向から戻ってくるエコーは、アレイ送受波器の素子で受け取られ、AD変換によってデジタル化され、デジタルビーム形成器116に結合される。デジタルビーム形成器116は、送受波器112のアレイ素子からのエコーを遅延させて合計し、各走査線方向又は各ビーム方向に沿う一連の合焦されたコヒーレントデジタルエコーサンプルを形成する。一連のサンプルを使用して、ビーム形成器116により形成されたビームに対応する画像フレームが形成される。送信器114およびビーム形成器116はシステムコントローラ118の制御によって動作する。このシステムコントローラ118は、超音波システム100のユーザが操作するユーザインタフェース120に備えられた制御用つまみの設定に応答する。システムコントローラ118は送信器114を制御して、所望の数の走査線群が、所望の角度、所望の送信エネルギー、および所望の周波数で送信されるようにする。システムコントローラ118は、デジタルビーム形成器116も制御し、この制御によって、使用されるアパーチャと画像深さに適するように、ビーム形成器116が受け取ったエコー信号を適切に遅延させ結合する。

【0008】

走査線エコー信号は、対象の周波数帯の範囲を規定するプログラマブルデジタルフィルタ122によってフィルタ処理される。ハーモニックコントラスト剤を映し出す場合、又はTHI (tissue harmonic imaging) を実行する場合、フィルタ122の通過帯域は、伝送周波帯の高調波成分が通過するように設定される。フィルタ処理された信号は、検出器124で検出される。Bモードイメージングでは、検出器124はエコー信号のエンベ

10

20

30

40

50

ローブの振幅検出を行う。ドップライメージングでは、画像の各点に関する一連のエコーを集めて、ドップラ処理して、ドップラシフト又はドップラパワー強度を評価する。画像の走査線からのエコーデータは、画像メモリ126に収集される。画像のデータはスキャンコンバータ128に結合されている。スキャンコンバータ128では、エコーデータが、リニア走査型矩形画像又はセクタ形画像などの所望の画像フォーマットに処理される。

#### 【0009】

エコー信号は、マッピング(mapping)として知られている処理によって、表示値の範囲に変換される。一組のグレースケール画像値は、グレースケールマッピング処理130が行われ、ドップラ値は一般にカラーマッピング処理が行われる。エコー値を、人間の目でもっと容易に見分けられる値の範囲に変換するために、グレースケールマッピングには、通常、エコー値の対数変換が含まれている。対数変換を使用したグレースケールマッピングは、低い輝度レベルを、わずかに異なる複数の暗い値の区別がより簡単に行える範囲の値に変換するので、より微妙な組織の特徴の鮮明度を向上させることができる。本発明によれば、グレースケール範囲の中の個々のグレースケール変化が、普通の観察者が視覚的に認識する複数のグレースケールレベルに等間隔の差を生じさせるように、エコー値は、グレースケール標準表示関数に変換される。本発明の実施例では、グレースケール画像は、DICOM規格の輝度表示値の標準表示関数(SDF)に変換される。SDFの輝度値は、PS 3.14で規定されるものである。図2は、DICOMの標準表示関数のJNDインデックス(index of just-noticeable differential value)に対する対数表示された輝度値の曲線を示している。

10

20

#### 【0010】

SDFに変換された画像は、外部ネットワーク、外部記憶装置、および外部表示装置(例えば、ワークステーション、ペーパープリンタ、およびフィルムプリンタ)に転送することができる。これらの装置がDICOM標準画像に対応している場合、この画像を同じ診断値に再現することができる。この画像は、ワークステーションモニタなどの放射ディスプレイで表示させることができ、又は暗い部屋のLCDディスプレイに表示することができ、透過フィルムに焼き付けてX線ライトボックスで見ることができ、又は、光沢のある印画紙若しくは光沢のない印画紙に印刷してもよく、どの場合でも同じ診断ができる。この画像の表示は、標準DICOM画像を、対応する表示装置の特性表示曲線に適合させることによって行われ、これにより、標準DICOM画像が表示装置の既知の表示特性に変換される。画像は、この画像を表示する種々の表示装置に対しても、表示装置の性能の限界を超えない範囲内で、同じ診断値を提示している。

30

#### 【0011】

本発明の他の態様によれば、画像の診断状況を最も良好に表示するとユーザが感じるマップを選択する機能をユーザが有している。これは、ユーザ制御パネル120とシステムコントローラ118とを介してグレースケールマップ記憶部132から新しいマッピング関数を選択することによって行われる。このようにユーザが選択可能なマップは、特定の状況においてユーザは画像がどのように見えることを望むのかを理解することによって、一般には、実験的、経験的に得られる。例えば、血管に使用する場合では、ユーザは、暗い部分は表示されないことを望み、血管壁は鮮明ではっきりと白色に画定されることを望む。例えば胸部の画像および肝臓の画像では、ユーザは、一般に、画像のグレースケールレベルの小さい領域での微妙なコントラストの差を明確に見分けられるように、低いグレースケールレベルがはっきりと区分されることを望む。ユーザによって新しいマップが選択されると、新しいマッピング関数が、前に使用したマッピング関数に取って代わる。前に使用したマッピング関数は、臨床用途で実行されるデフォルトマップである。新しいマップの輝度値の範囲は画像に隣接して表示される輝度バーで示され、使用されるマップの識別名は、次に使用するときのために、画像とともに記憶してもよい。グレースケールマッピング関数130のデフォルトマップなどの記憶されたマッピング関数は、一般的には、ルックアップテーブルである。このルックアップテーブルによって、入力エコー値がグ

40

50

レースケールマップの出力輝度値をアドレスする。

【0012】

本発明の他の態様によれば、標準表示関数 (SDF) に変換された画像は、SDF / D変換プロセッサ134に供給される。このプロセッサ134は、標準輝度値に変換された画像を、超音波システム100の表示装置150に適した表示値の範囲に変換する。例えば、変換プロセッサ134の入力部に供給される画像データは、図3に示す典型的なCRT表示装置用の輝度値の標準曲線30に位置する離散的な一連の輝度値に変換することができる。しかし、別の表示装置150では、フラットパネル表示装置の応答曲線32によって示されているような、当該別の表示装置に固有の表示関数に従って輝度値に変換する一連のデジタル駆動レベル (DDL) に対応することができる。特定の表示装置150に標準画像の輝度レベルを忠実に再現するために、SDF曲線の値は、装置に固有の応答曲線32の値から、曲線34の値に変換されなければならない。曲線34の値は、超音波画像の輝度範囲を線形目盛りで表している。この変換は、変換プロセッサ134の入力部に供給される標準画像の入力輝度値によってアドレス指定される出力DDL値のルックアップテーブルによって行われることが好ましい。別の表示装置は異なる表示応答をすることがあり、この場合、この別の表示装置を正確に駆動するために、SDF曲線から別の装置の関数の値への変換が行われる。変換プロセッサ134によって生成されるDDL値が表示装置150に供給される場合、この表示装置150は、DICOM表示規格の人間認識レベルに適合する輝度レベルの画像をディスプレイに表示するように表示装置150に固有の駆動レベルで駆動される。

10

20

【0013】

本発明の別の態様では、超音波システムのユーザは、表示装置150に対して使用される表示関数を、周辺光のレベルに応じて、変えることができる。これにより、ユーザは、超音波システムが使用されている部屋の光レベルを考慮して、標準画像の表示輝度を調整することができる。部屋の中の照明が明るくなるにつれて、主に部屋の光が表示面で反射するという理由で、画像を表示する暗いグレースケールの部分は劣化する。これにより、JND表示条件を満たしているが互いに近接している複数の暗い値が、視覚的に区別できなくなり、組織の微妙な違いがある領域内の画像の診断値が小さくなる。この問題はCRTモニタを有するシステムの場合にもっと顕著になる。その理由は、CRTモニタのガラスは、周辺光の多くをフィルタおよびレンズが吸収するフラットパネルディスプレイ (LCDなど) と比較して、かなりの量の光を反射するからである。

30

【0014】

部屋の明るさの違いを処理する従来の方法では、表示装置に、ユーザが周辺光レベルに応じて調整可能な輝度調整つまみおよびコントラスト調整つまみを備えている。部屋が明るくなると、ユーザはディスプレイの輝度調整つまみおよびコントラスト調整つまみを調整することができる。しかし、この方法は、画像輝度を要求されるレベルで調整するものではなく、この方法は、特に、JNDをより低い輝度レベルに還元してしまう。望ましい結果を実現するために、本願発明者は、異なる周辺光条件で、表示装置150から戻ってくる光を、光度計で実験的に測定した。この異なる周辺光条件では、周辺光のレベルが、非常に暗い部屋から非常に明るい部屋まで、5段階のレベルで変化している。異なるグレースケール値の光レベルを記録し、この光レベルを使用して、図4に示すように、異なる5つの曲線をルックアップテーブルの形式で実験的に作成した。この図に示されている曲線は、特定の表示装置150のデジタル駆動レベルに対するp値の関数である。このp値は装置に依存しない標準化された値である。これら曲線は暗いグレースケールレベルの表示を改善するものであり、光レベルの影響を最も受ける部分は、周辺光レベルが増加するに伴い、変化している。例えば、曲線41は、曲線41全体の範囲にわたって、比較的線形である。この曲線は、ディスプレイの低い輝度レベルでのダイナミックレンジの劣化に対して大きく補償する必要がある明るい部屋で使用されるだろう。曲線の番号が大きいほど、より暗い部屋に対して使用される。例えば、曲線49は、グラフの原点の近くで急峻に曲がった形状から明らかなように、連続的に続く低いグレースケールレベル間の急

40

50

激な変化に適応したものである。この表示関数は、薄暗い部屋で表示画像の診断ができるような値を維持するために必要とされる低レベルの駆動値（特に、低輝度レベル）において、大きな微分値を必要とする。

【 0 0 1 5 】

部屋の中の周辺光レベルが増加又は減少するので、ユーザは、コントロールパネル 1 2 0（即ち、ユーザインターフェース）のユーザ輝度調整つまみ 1 3 8 を操作することによって表示画像を調整し、これにより、周辺光関数ユニット 1 3 6 の選択により新しい周辺光関数を選択する。次いで、新しい周辺光関数（曲線 4 1 ~ 4 9 のグループによって示されているような関数）を使用して、画像標準表示関数 S D F を、表示装置 1 5 0 に対して周辺光の調整が行われた表示関数に変換する。尚、本発明の一実施例では、変換プロセッサ 1 3 4 において、周辺光関数記憶ユニット 1 3 6 の複数の周辺光関数のうちの一つの周辺光関数により改良されるシングルベースライン S D F / D D 変換関数を使用してもよい。あるいは、周辺光関数記憶ユニット 1 3 6 の各ルックアップテーブルが、標準関数から、特別な周辺光条件に対して必要な駆動レベルへの一貫した変換を実現してもよく、この場合、ユーザによって選択される 1 個のルックアップテーブルがディスプレイの完全な変換を実行する。このような構成の選択は、設計とシステムアーキテクチャの問題になる。

10

【 0 0 1 6 】

更に、超音波システムは周辺光センサ 1 4 0 を備えることができる。この周辺光センサ 1 4 0 によって、システムは、検出された周辺光の状態に基づいて、適切な周辺光変換関数 1 3 6 を自動的に選択し適用することができる。この自動調整モードはオン状態であることが好ましく、ユーザがディスプレイを手動で調整したい場合はオフ状態であることが好ましい。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 本発明の原理に従って構成される超音波診断画像システムをブロック図で示す。

【 図 2 】 観察者が認識できる最小の輝度差に対する輝度値のグレースケール標準表示関数を示すグラフである。

【 図 3 】 標準表示関数を画像システム表示装置の表示関数に変換するグラフである。

【 図 4 】 異なる周辺光条件に対する一連の表示関数であって、表示装置を制御するためにユーザが選択することができる一連の表示関数を示すグラフである。

30

【 図 2 】

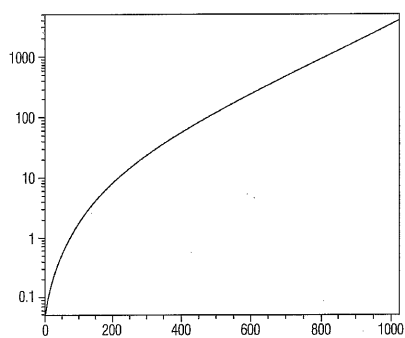


FIG. 2

【图 4】

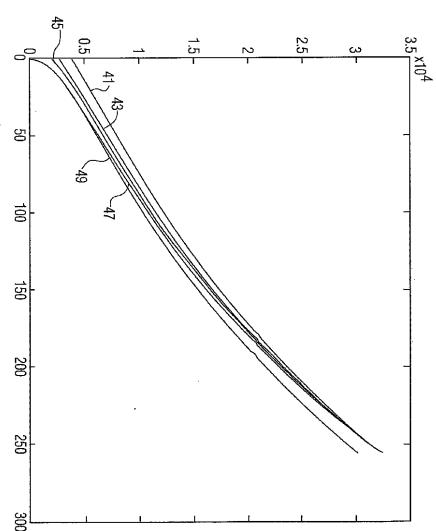


FIG. 4



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/IB2005/052078

| <b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b><br>IPC 7 G01S7/52 G06T5/40   |   |  |
|---|---|--|
| According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC   |   |  |
| <b>B. FIELDS SEARCHED</b><br>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)<br>IPC 7 G01S 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)<br>EPO-Internal, INSPEC, WPI Data, PAJ   |   |  |
| <b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>   |   |  |
| Category *  | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages  | Relevant to claim No.                              |
| X   | WO 00/36825 A (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.; PHILIPS CORPORATE INTELLECTUAL PR) 22 June 2000 (2000-06-22)<br>abstract; figures 2,3<br>page 1, line 2 - page 7, line 20<br>page 9, lines 26-28 | 1-14   |
| Y   | US 5 585 841 A (HARDIN ET AL)<br>17 December 1996 (1996-12-17)<br>abstract; figures 2-4<br>column 1, line 12 - column 2, line 23<br>column 3, line 1 - column 6, line 21                              | 1-14   |
| P,Y   | DE 103 38 484 A1 (SIEMENS AG)<br>17 March 2005 (2005-03-17)<br>abstract; figures 1-4<br>paragraphs '0001! - '0011!, '0016! - '0020!<br>-----<br>-/-   | 1-14   |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.   |   |  |
| * Special categories of cited documents :<br>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance<br>"E" earlier document but published on or after the international filing date<br>"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)<br>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means<br>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed<br>"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<br>"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<br>"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.<br>"&" document member of the same patent family |   |  |
| Date of the actual completion of the international search   |   | Date of mailing of the international search report |
| 7 September 2005  |   | 21/09/2005   |
| Name and mailing address of the ISA<br>European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2<br>NL - 2280 HV Rijswijk<br>Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,<br>Fax: (+31-70) 340-3016  |   | Authorized officer                                 |
|   |   | Reuss, T   |

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/IB2005/052078

| C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT |   |                       |
|--|---|-----------------------|
| Category *   | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages  | Relevant to claim No. |
| Y  | DE 197 21 984 A1 (SIEMENS AG, 80333 MUENCHEN, DE; SIEMENS AG)<br>3 December 1998 (1998-12-03)<br>abstract; figures 1,3-5<br>column 1, line 3 - column 2, line 49<br>column 3, lines 2-4<br>column 3, line 28 - column 5, line 38<br>-----   | 1-14                  |
| Y  | DE 101 45 770 A1 (SIEMENS AG)<br>3 April 2003 (2003-04-03)<br>abstract; figures 1,2<br>paragraphs '0001! - '0021!, '0026! - '0030!, '0033! - '0035!<br>-----  | 1-14                  |
| Y  | BLUME, H.: "The ARC/NEMA Proposal for a gray-scale display function standard"<br>MEDICAL IMAGING 1996: IMAGE DISPLAY, vol. 2707, 1996, pages 344-360, XP002343874<br>Proceedings of the SPIE<br>abstract; figures 1-16<br>Section 1. Introduction<br>Section 2. The Standard<br>Section 3, first two paragraphs<br>Section 4.2, Section 6. Discussion<br>-----  | 1-14                  |
| A  | BLUME H ET AL: "Practical aspects of grayscale calibration of display systems"<br>MEDICAL IMAGING 2001: PACS AND INTEGRATED MEDICAL INFORMATION SYSTEMS: DESIGN AND EVALUATION 20-22 FEB. 2001 SAN DIEGO, CA, USA,<br>vol. 4323, 2001, pages 28-41, XP002343875<br>Proceedings of the SPIE - The International Society for Optical Engineering SPIE-Int. Soc. Opt. Eng USA<br>the whole document<br>----- | 1-14                  |

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/IB2005/052078

| Patent document<br>cited in search report |    | Publication<br>date | Patent family<br>member(s) | Publication<br>date |
|---|----|---------------------|----------------------------|---------------------|
| WO 0036825                                | A  | 22-06-2000          | DE 19857761 A1             | 21-06-2000          |
|   |    |                     | WO 0036825 A1              | 22-06-2000          |
|   |    |                     | EP 1055322 A1              | 29-11-2000          |
|   |    |                     | JP 2002532767 T            | 02-10-2002          |
|   |    |                     | US 6618056 B1              | 09-09-2003          |
| US 5585841                                | A  | 17-12-1996          | EP 0682838 A1              | 22-11-1995          |
|   |    |                     | JP 8506944 T               | 23-07-1996          |
|   |    |                     | WO 9418787 A1              | 18-08-1994          |
| DE 10338484                               | A1 | 17-03-2005          | NONE                       |                     |
| DE 19721984                               | A1 | 03-12-1998          | NONE                       |                     |
| DE 10145770                               | A1 | 03-04-2003          | WO 03026285 A2             | 27-03-2003          |
|   |    |                     | DE 10294309 D2             | 01-07-2004          |
|   |    |                     | US 2004239682 A1           | 02-12-2004          |

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, 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, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, 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, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ネルソン ナディーン

アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 4 1 - 3 0 0 3 ボゼル ピーオー ボックス 3 0 0 3

(72)発明者 ラスト ディビッド

アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 4 1 - 3 0 0 3 ボゼル ピーオー ボックス 3 0 0 3

(72)発明者 ウルリック テイナー

アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 4 1 - 3 0 0 3 ボゼル ピーオー ボックス 3 0 0 3

F ターム(参考) 4C601 EE22 GB03 HH04 JB28 JB53 JB55 KK02 KK03 KK40 KK41

LL21 LL35

5B057 AA07 BA02 BA05 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CC01

CE11 CH07 DA16 DA17 DB02 DB09

5J083 AA02 AB17 AC29 AD13 AE08 EB04

描述了一种超声诊断成像系统，其根据诸如DICOM标准的显示标准产生图像。DICOM标准图像可以在诸如工作站和胶片或图像打印机之类的其他显示设备上导出和再现。由系统产生的标准化图像被转换成独特的驾驶级别，这是用于观看的系统显示设备的特征。该变换是用户可控制的，用于在不同的环境光条件下观看标准化图像。

