

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2006 年 10 月 12 日 (12.10.2006)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2006/106941 A2

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2006/306880
- (22) 国際出願日: 2006 年 3 月 31 日 (31.03.2006)
- (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 2005-107566 2005 年 4 月 4 日 (04.04.2005) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010047 東京都千代田区内神田一丁目 1 番 1 4 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてののみ): 宮崎 靖 (MIYAZAKI, Osamu) [JP/JP]; 〒3020102 茨城県守谷市松前台 6-12-6 Ibaraki (JP). 廣川 浩一 (HIROKAWA, Koichi) [JP/JP]; 〒2770825 千葉県柏市布施 8 6 8-7 Chiba (JP). 植木 広則 (UEKI, Hironori) [JP/JP]; 〒1850014 東京都国分寺市東恋ヶ窪 1 丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 松浦 憲三 (MATSUURA, Kenzo); 〒1630239 東京都新宿区西新宿二丁目 6 番 1 号 新宿住友ビル 3 9 階 私書箱第 1 7 6 号 新都心国際特許事務所 Tokyo (JP).
- (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, 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, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, 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.
- (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, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 第 17 条(2)(a)に基づく宣言; 要約なし; 国際調査機関により点検されていない発明の名称.
- 2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各 PCT ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(54) Title: X-RAY CT APPARATUS

(54) 発明の名称: X 線 C T 装置

(57) Abstract:

(57) 要約:



WO 2006/106941 A2

明 細 書

X線CT装置

技術分野

[0001] 本発明は、X線CT装置に関し、特に被検体の組織などに応じてX線照射条件の選択的な設定を可能とし、その設定に応じて診断必要な画質を維持しながら被検体の被曝量を極力少なくできるようにされているX線CT装置に関する。

[0002] 本出願は、日本国特許法に基づく特許出願特願2005—107566号に基づくパリ優先権主張を伴う出願であり、特願2005—107566号の利益を享受するために参照による援用を受ける出願である。

背景技術

[0003] 従来、画質の向上を図りつつ被検体の被曝量を低減するための技術が開発されている。例えば特許文献1は、取得された投影データのビーム・ハードニング誤差を、撮像方法に応じて補正処理し、複数の照射器電流値を生成し、撮像対象に応じてイメージング・システムにこれらの照射器電流値を適用する。これにより、許容可能な程度に低い雑音レベルと良好なCNRを保持しつつ、被検体の大小に拘わらず、個々の被検体が受ける線量を減少させると共に線量効率を高めることができる。

特許文献1:特開2004—73865号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0004] ところで、X線CT画像の画質は、医師が被検体の組織における病巣等の視認に大きく関与する。このため、被検体の組織毎に固有で異なるX線の吸収または透過を考慮して撮影条件が設定されなければならない。しかし、特許文献1では、被検体の組織固有で異なるX線の吸収または透過を考慮した撮影条件を設定することが配慮されていない。

[0005] 本発明の目的は、被検体の組織固有で異なるX線の吸収または透過を考慮した撮影条件を設定することが可能なX線CT装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0006] 本発明のX線CT装置は、X線を照射するX線源と、そのX線源と対向配置され前記照射X線を検出するX線検出器と、これらX線源とX線検出器を回転可能に支持する回転盤とその回転盤の動力源を有するスキャナと、前記X線源とX線検出器の間に被検体を挿入した状態で、前記スキャナを回転させて前記被検体に複数の角度方向から前記X線源にX線を照射させ、前記X線検出器に複数の角度方向の前記被検体の透過X線を投影データとして検出させ、それら複数の角度方向の投影データを用いて前記被検体の断層像を再構成する画像処理手段と、前記再構成された断層像を表示する表示手段と、前記被検体の撮影対象部位の透過厚を用いて前記X線源に供給する電力の少なくとも一つの管電流及び管電圧の組み合わせによるX線照射条件候補を設定する設定手段と、前記設定されたX線照射条件候補に応じたX線照射条件を前記に供給して撮影を行う制御手段と、を備えたX線CT装置において、前記設定手段は、前記被検体の撮影対象部位のX線吸収係数を用いて、前記X線源に供給する電力の少なくとも一つの管電流及び管電圧の組み合わせによるX線照射条件候補を設定し、前記制御手段は、前記設定されたX線照射条件候補毎に前記被検体の所望の組織の診断に供するX線照射条件候補を選択可能に前記表示手段に表示させ、前記選択されたX線照射条件候補によって前記被検体の断層像の撮影を行うように制御する。

発明の効果

[0007] 本発明のX線CT装置によれば、被検体の組織固有で異なるX線の吸収または透過を考慮した撮影条件を設定することができる。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]一実施形態によるX線CT装置の構成を模式化して示す図である。

[図2]撮影プロトコル／減弱モデルテーブルの構成を示す図である。

[図3]X線照射条件設定処理の流れを示す図である。

[図4]単純化して減弱モデルを示す図である。

[図5]X線照射条件情報を構成する相関関係表の例を示す図である。

[図6a]灰白質のX線のエネルギーと吸収係数に関する特性データの例を示す図である。

。

[図6b]血液のX線のエネルギーと吸収係数に関する特性データの例を示す図である。

[図6c]骨のX線のエネルギーと吸収係数に関する特性データの例を示す図である。

[図6d]軟部組織のX線のエネルギーと吸収係数に関する特性データの例を示す図である。

[図7]画像ノイズの推定に利用できるデータの例を示す図である。

[図8]パーシャルボリューム効果の例を示す図である。

[図9]管電流及び管電圧入力画面の例を示す図である。

[図10]結果表示画面の例を示す図である。

[図11]第二実施形態で使用する相関関係表を模式的に示す図である。

[図12]条件入力画面の例を示す図である。

[図13]第二実施形態の処理の流れを示すフローチャートである。

[図14]ID入力画面の例を示す図である。

[図15]第三実施形態で使用する相関関係表を模式的に示す図である。

符号の説明

- [0009] 6 X線照射条件設定手段
- 22 画質インデックス算出部
- 23 被曝量算出部
- 24 X線照射条件情報作成部

発明を実施するための最良の形態

[0010] <第一実施形態>

第一実施形態は診断を所望する部位や造影剤の有無などの撮影プロトコルを指定すると、この撮影プロトコルに対応づけられた少なくとも一つの管電流及び管電圧の組み合わせについて、画質インデックス及び被曝量などを算出して表示する。そして、ユーザは表示された結果をみて実際に撮影に使用する管電流及び管電圧を選択する。

- [0011] 以下、本発明の実施の形態について説明する。図1に一実施形態によるX線CT装置の構成を模式化して示す。本実施形態のX線CT装置は、次の構成要素を備えている。ホストコンピュータ1はシステム全体の統括制御部である。回転走査機構2はX

線管13などX線照射系と検出器15などX線検出系が搭載され、撮影時の走査のための回転を行う。患者テーブル3は被検体を載せる寝台である。テーブル制御部4は患者テーブル3の動作(長手方向、被検体の昇降など)を制御する、画像処理装置5は前処理や再構成処理などの各種画像処理を行う。X線照射条件設定手段6は次の構成要素を備えている。ホストコンピュータ1には、データ格納手段である外部記憶装置7が接続され、また表示装置8と入力デバイス9が接続されている。なお患者テーブル3は、回転走査機構2における円形の空間部分に配置されるものであるが、図1では簡略化のため患者テーブル3を外してある。

- [0012] 回転走査機構(スキャナ)2は、回転盤11とこの回転盤11を回転駆動させるスキャナ駆動装置12を有している。スキャナ駆動装置12は、ホストコンピュータ1からの指示にしたがって回転盤11を回転させ、撮影の準備段階では回転盤11が所定の回転速度になった時点でホストコンピュータ1に準備完了を通知する。回転盤11には、次の構成要素が搭載されている。X線管13はX線源である。高電圧発生装置14はX線管13のための電圧及び電流を発生させる電源である、検出器15はX線管13から照射されたX線を検出する、。送受信機17は静止系(ホストコンピュータ1や画像処理装置5)に設けられている送受信機16との間でのデータの送受信を行う。
- [0013] X線管13は、撮影中、後述するようにして設定されるX線照射条件によるX線を検出器15に向かって照射する。検出器15は、被検体を透過してきたX線を検出し、それを電気信号に変換した後、計測回路でデジタルデータとして撮影データを取得する。その撮影データは、画像処理装置5で前処理、フィルタ処理、逆投影処理をはじめとした各種処理を施され、断層像として再構成される。再構成された画像(断層像)は、表示装置8に表示され、診断用画像として読影者に供される。
- [0014] X線照射条件設定手段6は、コンピュータプログラムとして構成されており、このX線照射条件設定手段6の機能については後述する。
- [0015] テーブル制御部4による患者テーブル3の制御は、例えば螺旋スキャンの場合であれば、予め患者テーブル3の加速時間を考慮した位置に患者テーブル3を移動させておく。次いで、患者テーブル3はその移動された位置から移動が開始され、患者テーブル3上の被検体へのX線の照射が開始される位置(X線曝射開始位置)に達す

る前に定常速度となるようにテーブル制御部4が制御する。

- [0016] 以下では、本実施形態のX線CT装置でなされる撮影における処理の流れについて説明する。撮影モードでは、まず始めに撮影プロトコルを設定する。撮影プロトコルは、例えば頭部単純、頭部CTA (CT Angiography)、胸部一般、腹部3相撮影、下肢血管造影などがある。これらの撮影プロトコルは、例えば図2に示す例のようなテーブル形式でデータ化され、外部記憶装置7に設定の撮影プロトコル／減弱モデルデータベースに予め登録されている。したがって撮影プロトコルの設定は、撮影プロトコル／減弱モデルデータベースから必要なものを選択することで行われる。
- [0017] 次に、撮影プロセスはスキヤノグラム撮影に移行する。スキヤノグラム撮影は位置決め用の画像取得と被検体のサイズつまり透過厚などの情報取得が目的である。スキヤノグラムの撮影方向は、前後方向と左右方向が可能である。被検体の透過厚(体厚と体幅)についての情報を取得するには、前後方向または左右方向のいずれか一方で足りるのが通常であるが、必要に応じて2方向で撮影する場合もある。
- [0018] 続いて、スキヤノグラムを用いて断層像の撮影範囲を設定するとともに、撮影条件や再構成条件などを設定する。撮影条件としては、X線照射条件、スライス厚、テーブル送り(螺旋ピッチ)などが設定される。
- [0019] X線照射条件は、X線照射条件設定手段6を用いて行われる。図3に、X線照射条件設定手段6でなされるX線照射条件設定処理の流れを示す。まず被検体の透過厚情報を取得する(ステップS101)。この第一実施形態の処理は、点線で囲まれた読出部20をスキップし、スキヤノグラム解析部21によりスキヤノグラムを解析することで行われる。読出部20は第二実施形態で用いられる。スキヤノグラム解析では、解析対象の位置をユーザが指定する必要がある。解析対象位置は、被検体の体軸方向つまりZ方向での位置であり、断層像撮影におけるスライス位置(撮影対象部位)に対応している。その指定は、スキヤノグラムを表示した画面上でマーカなどを操作して行うようにすることもでき、また撮影プロトコルに予め定義する方法で行うこともできる。
- [0020] 次いで、画質インデックス算出部22は画質インデックスを算出する(ステップS102)。画質インデックスの算出には、減弱モデルを用いる。減弱モデルは、その例を単純化して図4に示すように、画質インデックスの算出位置における組織構成つまりX線の

減弱構造をモデル化したものである。画質インデックスの算出位置は断層像撮影におけるスライス位置であり、したがってスキヤノグラム解析の解析対象位置でもある。図4の例では、組織aと組織bからなるモデルとなっている。このような減弱モデルは、撮影プロトコルごとに用意される。本実施形態では、図2に示すように、撮影プロトコル／減弱モデルテーブルにより撮影プロトコルと対応付けたデータ形式にして撮影プロトコル／減弱モデルデータベースに予め登録するようにしている。

[0021] 画質インデックス算出部22は、画質インデックス算出処理の始めにまず、上記のように設定された撮影プロトコルに対応する減弱モデルを読み出す。それから、この減弱モデルと上記スキヤノグラム解析で得られた被検体の透過厚情報にX線照射条件を適用して画質インデックスを算出する。ここで、画質インデックスとは、撮影で得る画像の画質(読影性)に関する指標である。そのような画質インデックスには、SNR(信号／ノイズ比)やCNR(コントラスト／ノイズ比)などを用いることができる。上述のように、X線CT装置による画像の読影性については、診断対象組織と背景とのコントラストが大きな比重を占めている。つまり、コントラストが画像ノイズに対して十分に大きければ診断対象組織の読影が可能であるという特徴がある。こうした特徴を活かすことにより、より適切なX線照射条件を設定することが可能となる。このような観点から、画質インデックスにはCNRを用いるのがより好ましく、本実施形態ではCNRを用いるようにしている。

[0022] 画質インデックスは、複数のX線照射条件候補のそれぞれについて求める。そのX線照射条件候補は、外部記憶装置7に設定のX線照射条件データベースに予め登録されている。例えば管電流としては100mA、150mA、200mA、250mA、300mA、350mAという6種類とし、管電圧としては80kV、100kV、120kV、130kV、140kVという5種類とし、これら管電流と管電圧の組合せとして複数のX線照射条件候補が予め用意される。

[0023] 次に、被曝量算出部23は被曝量を算出する(ステップS103)。被曝量は、画質インデックスの算出と同様に、減弱モデルと被検体の透過厚情報にX線照射条件を適用して算出し、複数のX線照射条件候補のそれぞれについて求める。

[0024] こうして複数種類のX線照射条件候補のそれぞれについて画質インデックスと被曝

量を求めたら、次には、X線照射条件情報作成部24により、複数のX線照射条件候補とそれらに対応する画質インデックスと被曝量を用いてX線照射条件情報を作成する(ステップS104)。本実施形態では、図5に示す例のような相関関係表の形式でX線照射条件情報を作成するようにしている。図5の例では、複数のX線照射条件候補をX線照射条件A、B、C、……としてそれぞれにおける管電流と管電圧が示され、その各X線照射条件それぞれについて、画質レベルを付記した画質インデックス(CNR)と被曝量レベルを付記した被曝量とCNRを被曝量で除算した(CNR/被曝量)とが対応付けられている。(CNR/被曝量)は、値が大きいほど1単位あたりの被曝量に対してCNRが大きい、すなわち画質がよいことを示す。図5では、X線照射条件に(CNR)と被曝量と(CNR/被曝量)とを関連づけて示したが、これら3つのうちのいずれか一つとX線照射条件とを関連づけて表示してもよい。また、上記3つのうちの任意の組み合わせとX線照射条件とを関連づけて表示してもよい。また図5の例では、画質レベルを基準にし、画質レベル高い順でX線照射条件を配列するようにしているが、並べる順は被曝量が低い順でもよいし、(CNR/被曝量)が大きい順でもよい。また、ユーザに並べる順序を決定する条件を入力させ、この入力された条件に適合する順に並べて表示してもよい。

[0025] この相関関係表によるX線照射条件情報は、ステップS105において表示装置に表示され、続くステップS106では、表示装置に表示された相関関係表を参照して撮影者がX線照射条件を選択する。その選択に際して撮影者は、診断目的に応じた画質やX線CT装置の稼動状態などの様々な要件を考慮し、それらの総合として相関関係表の中から一つのX線照射条件を選択する。撮影者によってX線照射条件が選択されると、それが最終的なX線照射条件としてX線照射条件情報作成部24によって作成され、X線照射条件表示信号生成部25によりA/D変換され、ホストコンピュータ1を介して表示装置8に表示される(ステップS107)。

[0026] ここで、管電流については、被検体におけるX線の平均的な透過長が被検体に対するX線の照射角度によって異なることを加味した制御がなされる。すなわち透過長が長い照射角度では管電流を大きくし、透過長が短くなる照射角度では管電流を小さくすることで、常に検出器出力が一定のレベルになるようにする制御である。この場

合のパラメータである透過長には、上記のスキノグラム解析で取得した透過厚情報が利用される。またその制御における軸には、体軸方向Zと回転方向(ビュー角度) Θ があり、それぞれのパラメータについて管電流を変調させる。そしてその変調における基準管電流には、X線照射条件設定手段6により設定されたX線照射条件における管電流が用いられる。例えば、基準管電流を変調制御における最大値とする場合であれば、その最大値をMとし、振幅変調パターンを $P(Z, \Theta)$ とすれば、管電流Iは次の(1)式となる。

$$[数1] I(Z, \Theta) = M \times P(Z, \Theta) \quad (1)$$

以上のように、複数のX線照射条件候補のそれぞれについて画質インデックスと被曝量を求めることで作成したX線照射条件情報を撮影者に提示し、このX線照射条件情報に基づいて撮影者がX線照射条件を設定できるようにしたことにより、被曝量と画質の関係を中心にしつつも、それ以外の要件についても適切に配慮してのX線照射条件の設定が可能となり、したがってより適切なX線照射条件の設定が可能となる。

[0027] 以下では、画質インデックスとして用いるCNRの算出について説明する。入射X線を I_0 とし、透過経路上の吸収係数の積分値を $\mu(E) \times L$ とすれば、透過X線Iは数2式となる。

[0028] [数2]

$$I = \int I_0(E) \exp(-\mu(E) \times L) dE \quad (2)$$

[0029] また、再構成に用いるデータPは、入射X線との比を取り、数3式となる。

[0030] [数3]

$$P = -\log(I / \int I_0(E)) \quad (3)$$

[0031] ここで、図4の例のような組織a、bから構成される減弱モデルを前提にすると、診断対象である組織bを含むデータ P_w と含まないデータ P_{w0} は、(4)式と(5)式によりそれぞれ求められ、組織aと組織bの間のコントラストCは(6)式となる。

[0032] [数4]

$$P_w = -\log \left[\int I_0(E) \exp(\mu_a(E)d_a + \mu_b(E)d_b) dE / \int I_0(E) dE \right] \quad (4)$$

$$P_{w0} = -\log \left[\int I_0(E) \exp(\mu_a(E)(d_a + d_b)) dE / \int I_0(E) dE \right] \quad (5)$$

$$C = P_w / P_{w0} \quad (6)$$

[0033] ここで、 P_w の透過長と P_{w0} の透過長は、 $d_a + d_b$ で等しいとした。また、組織a、bは例えば水と造影血管などであり、上述の減弱モデルごとに定義される。例えば、図6a乃至図6dに示すようなX線のエネルギーと吸収係数に関する特性データ $\mu(E)$ が用意されている。 μ / ρ は質量原弱係数の値 (value of the mass attenuation coefficient)、 μ_{en} / ρ はエネルギー吸収係数の値 (value of the mass energy-absorption coefficient) を示す。

[0034] 以上のようにして求めたコントラストCについて、画像ノイズを N_{w0} とし、減弱モデルが円形であるとすれば、CNRは(7)式となる。

[0035] [数5]

$$CNR = C / N_{w0} \quad (7)$$

[0036] ここで、図4の例のように減弱モデルが楕円形の場合には、厳密には複数の角度方向においてコントラストと画像ノイズを求めて平均する必要があるが、最も単純には図4に示すように2方向からの投影 $P_w(\theta 1)$ 、 $P_{w0}(\theta 1)$ と $P_w(\theta 2)$ 、 $P_{w0}(\theta 2)$ のみで近似することでもよい。

[0037] 画像ノイズ N_{w0} は、スキヤノグラム解析で取得した透過厚の水等価厚と撮影条件から計算によって推定することも可能であるが、図7に示すような特性を実験により求め、テーブル化して用意しておき、これを用いて求めるようにしてもよい。

[0038] 図8は、周知のパーシャルボリューム効果の影響を示したもので、スライス厚が厚くなるのに応じて相対的にコントラストが低下することを示している。こうしたパーシャルボリューム効果によるコントラストの低下を図4における診断対象の組織bのサイズに応じて考慮するようにする形態も可能で、そのような形態によると、CNRの算出精度

をより高めることができる。

[0039] また、図2に示す例の撮影プロトコル／減弱モデルテーブルでは、診断対象の組織bのサイズ情報とともに組織bの密度情報も登録するようにしている。このような密度情報を利用する形態も可能で、そのような形態によると、CNRの算出に柔軟性を持たせることができる。例えば、脳梗塞などの診断で非造影のCT検査を行う場合、検出したいものを毛細血管レベルのわずかな変化であると定義する。また、5mm程度の病巣を捉えたいとした場合、5mmすべてが毛細血管ではないので、5mmの脳組織に含まれる毛細血管床の割合を密度として定義できる。また、造影検査の場合は、造影剤のヨード濃度によって造影効果が変わるため、ヨードの吸収係数のみを保存しておき、使用する造影剤のヨード濃度に応じて組織密度を変化させれば様々なタイプの造影剤に対応できる。また、胸部撮影の場合、最も細い胸膜に近い枝構造は毛細血管であり、血液と空気とのコントラストが付けばよく、毛細血管に比べて密度を高く設定してもよい。

[0040] 本実施形態に係るX線照射条件設定手段6では、被曝量算出部23を備えたが、被曝量算出部23は必ずしも備えなくてもよい。この場合、図3においてステップS103を省略する。また、ステップS104、105において被曝量を考慮せず、画質インデックスに基づくX線照射条件情報を作成、表示する。

[0041] また、本実施形態では撮影プロトコルを指定したが図9に示す管電流及び管電圧入力画面100を表示させ、ユーザが所望する管電流及び管電圧を入力してもよい。管電流及び管電圧入力画面100には、管電流及び管電圧の入力フィールド101と、画質インデックス及び／又は被曝量算出処理を実行させるための実行ボタン102と、その他の管電流及び管電圧の組み合わせについての計算をさせるか否かを選択するためのチェックボックス103とが備えられる。ユーザが、入力フィールド101に管電流及び管電圧を入力し、実行ボタン102にマウスカursor104を合わせてクリックすると、画質インデックス算出部22は、入力された管電流及び管電圧に基づいて画質インデックスを算出する。被曝量算出部23も同様に、入力された管電流及び管電圧に基づいて被曝量を算出する。X線照射条件情報作成部は、算出された管電流及び管電圧に基づいてX線照射条件情報を作成する。作成された結果は、表示装置8

に表示される。

[0042] チェックボックス103にチェックが入力されている場合には、外部記憶装置7に設定のX線照射条件データベースに予め登録されている管電流及び管電圧の組み合わせについても画質インデックス及び被曝量を算出する。

[0043] 図10は、チェックボックス103にチェックが入力されているときの結果表示画面の例である。結果表示画面110には、入力された管電流及び管電圧に対するX線照射条件情報及び予め格納されているX線照射条件候補についての画質インデックス(CNR)、被曝量、(CNR/被曝量)が相互に関連づけた表として表示される。そして、入力された管電流及び管電圧に関する結果を表示した行112は、他のX線照射条件候補との区別を容易にするために、表示色を変えたり、矢印113を付加したりして表示する。これにより、入力された管電流及び管電圧の組み合わせによるX線照射条件と、X線照射条件候補とを比較して評価することができる。

<第二実施形態>

第二実施形態は、ユーザが希望する画質インデックスまたは被曝量のうちの少なくとも一つを入力すると、入力された条件により適合した管電流及び管電圧の組み合わせを表示する。ユーザは、表示されたものの中から実際に撮影に使用する管電流及び管電圧を選択する。

[0044] 図1は、本実施形態に係るX線照射条件設定部6の構成を示すブロック図である。X線照射条件設定部6は、第一実施形態に係るX線照射条件設定部6の構成に加え、後述する図11のCNR、被曝量、透過厚、X線照射条件、撮影プロトコルの相関関係表から入力された画質インデックス及び/又は被曝量に対応するX線照射条件候補及び撮影プロトコルを読み出すための読出部20を備える。

[0045] また外部記憶装置7には、図11のCNR、被曝量、透過厚、X線照射条件、撮影プロトコルの相関関係表が格納される。図11の相関関係表は、第一実施形態における画質インデックス算出部22及び被曝量算出部23が、ある撮影プロトコルにおける管電流、管電圧と被検体透過量とが決定された場合の画質インデックス及び被曝量を予め算出し、その算出に基づいてX線照射条件情報作成部24が作成し、外部記憶装置7に登録したものである。画質インデックス算出部22、被曝量算出部23、X線照

射条件情報作成部24は、図11の相関関係表を作成したり更新したりする場合に機能するが、図11の相関関係表を予め他のX線CT装置やシミュレータ装置により作成し、作成された相関関係表を外部記憶装置7に取り込む場合には、画質インデックス算出部22、被曝量算出部23、X線照射条件情報作成部24は必須構成要件ではない。図11に(CNR／被曝量)の項目を追加してもよい。

- [0046] 図12は、条件を入力するための画面表示例を示す。条件入力画面140は、画質インデックスの入力フィールド141、実行ボタン142、撮影プロトコル選択メニュー143、被曝量入力フィールド144と、を備える。
- [0047] ここでは、ユーザが画質インデックスとしてCNRを入力する場合について説明する。
- [0048] ユーザが、画質インデックスとしてCNRまたはSNRの入力フィールド141に所望する値を入力し、マウ斯卡ーソル145を実行ボタン142に合わせてクリックする。これにより、図13に示す処理が開始される。
- [0049] ステップS201では読出部20が入力されたCNR情報を取得し、外部記憶装置7に予め格納された図13の相関関係表を検索する。そして、CNRの値が最も近いX線照射条件を読み出す。
- [0050] ステップS202では、ステップS101と同様に透過厚情報の取得を行う。
- [0051] ステップS203では、読出部20がステップS201で読み出したX線照射条件候補及びステップS202で取得した透過厚情報に対応するX線照射条件候補及び撮影プロトコルを、外部記憶装置7に登録された図11の相関関係表から読み出す。
- [0052] ステップS204では、読出部20が表示装置8にステップS203で読み出したX線照射条件候補及び撮影プロトコルを表示する。
- [0053] ステップS205及びS206では、ステップS106及びS107と同様、X線照射条件候補の中から撮影に使用するX線照射条件を選択し、設定する。
- [0054] 本実施形態により、ユーザが所望する画質インデックスの値及び被検体透過厚に基づいて、より好適なX線照射条件候補及び撮影プロトコルを表示し、選択させることができる。
- [0055] 上記実施形態では図12の条件入力画面140において画質インデックスを入力した

が、これに代えて被曝量を入力してもよい。更に、図12の条件入力画面140において、撮影プロトコルの選択メニュー143を用いて撮影プロトコルの選択も同時に行ってもよい。これにより、読出部20が図11の相関関係表からX線照射条件候補を抽出するときに、入力された撮影プロトコルに対応するX線照射条件候補だけを参照すればよく、参照処理の速度を向上させることができる。

< 第三実施形態 >

第三実施形態は、ユーザ毎に撮影プロトコルを編集、更新し、そのユーザが設定した撮影プロトコルに基づいてX線照射条件の選択、表示処理を行う。

- [0056] 本実施形態では、第一及び／または第二実施形態に係るX線照射条件設定6の構成要素に加えて撮影プロトコル編集部を備える。
- [0057] 撮影プロトコル編集部は、図14のID入力画面160を表示する。ID入力画面160は、ユーザを固有に識別するためのユーザID入力フィールド161と、編集処理を実行するための編集ボタン162と撮影処理を実行するための撮影ボタン163とを備える。
- [0058] ユーザがユーザIDを入力しマウ斯卡ーソル164を編集ボタン162に合わせてクリックすると、図15の撮影プロトコル／減弱モデルテーブル170が表示装置8に表示される。撮影プロトコル／減弱モデルテーブル170には、図2の撮影プロトコル／減弱モデルテーブルに加えてユーザIDレコードが追加されている。ユーザが編集したいレコードをクリックすると、編集フィールド171に表示が変更される。編集フィールド171に所望する数値を入力し保存ボタン172をクリックする。これにより、ユーザIDと編集後の撮影プロトコルとを関連づけて外部記憶装置7に登録することができる。また、図示はしないもののマウスを右クリックして「行の挿入」メニューを選択表示し、撮影プロトコル／減弱モデルテーブル170に新たな行を挿入し、撮影プロトコルを設定してもよい。
- [0059] ID入力画面160において撮影ボタン163がクリックされると、ユーザID入力フィールド161に入力されたユーザIDに対応づけられた撮影プロトコルに基づいて第一及び第二実施形態の処理が行われる。
- [0060] 本実施の形態により、ユーザによって見たい組織サイズが異なるなど、ユーザごとに撮影プロトコルをカスタマイズしたい場合には、そのユーザが編集、設定した撮影

プロトコルに基づいてX線照射条件の表示、設定を行うことができる。

産業上の利用可能性

- [0061] 本発明は、X線CT装置について、被検体の被曝量と画質の関係を中心にしたより適切なX線照射条件の設定を可能とするものであり、医療用のX線CT装置の分野で広く利用することができる。

請求の範囲

- [1] X線を照射するX線源と、そのX線源と対向配置され前記照射X線を検出するX線検出器と、これらX線源とX線検出器を回転可能に支持する回転盤とその回転盤の動力源を有するスキャナと、前記X線源とX線検出器の間に被検体を挿入した状態で、前記スキャナを回転させて前記被検体に複数の角度方向から前記X線源にX線を照射させ、前記X線検出器に複数の角度方向の前記被検体の透過X線を投影データとして検出させ、それら複数の角度方向の投影データを用いて前記被検体の断層像を再構成する画像処理手段と、前記再構成された断層像を表示する表示手段と、前記被検体の撮影対象部位の透過厚を用いて前記X線源に供給する電力の少なくとも一つの管電流及び管電圧の組み合わせによるX線照射条件候補を設定する設定手段と、前記設定されたX線照射条件候補に応じたX線照射条件を前記に供給して撮影を行う制御手段と、を備えたX線CT装置において、
- 前記設定手段は、前記被検体の撮影対象部位のX線吸収係数を用いて、前記X線源に供給する電力の少なくとも一つの管電流及び管電圧の組み合わせによるX線照射条件候補を設定し、
- 前記制御手段は、前記設定されたX線照射条件候補毎に前記被検体の所望の組織の診断に供するX線照射条件候補を選択可能に前記表示手段に表示させ、前記選択されたX線照射条件候補によって前記被検体の断層像の撮影を行うように制御することを特徴とするX線CT装置。
- [2] 前記設定手段は、前記被検体のスキャノグラムを解析するスキャノグラム解析部と、前記X線照射条件候補により画質インデックス算出する画質インデックス算出部と、複数のX線照射条件候補とそれらに対応する画質インデックスを用いてX線照射条件情報を作成するX線照射条件情報作成部と、を備えたことを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。
- [3] 前記設定手段は、前記X線照射条件候補について、前記被検体の撮影対象部位の透過厚と前記撮影対象部位のX線吸収係数とを用いて撮影を実行したときに予想される前記被検体の被曝量を求める被曝量算出部を更に備え、
- 前記制御手段は、前記算出された被曝量を前記X線照射条件候補に関連づけて

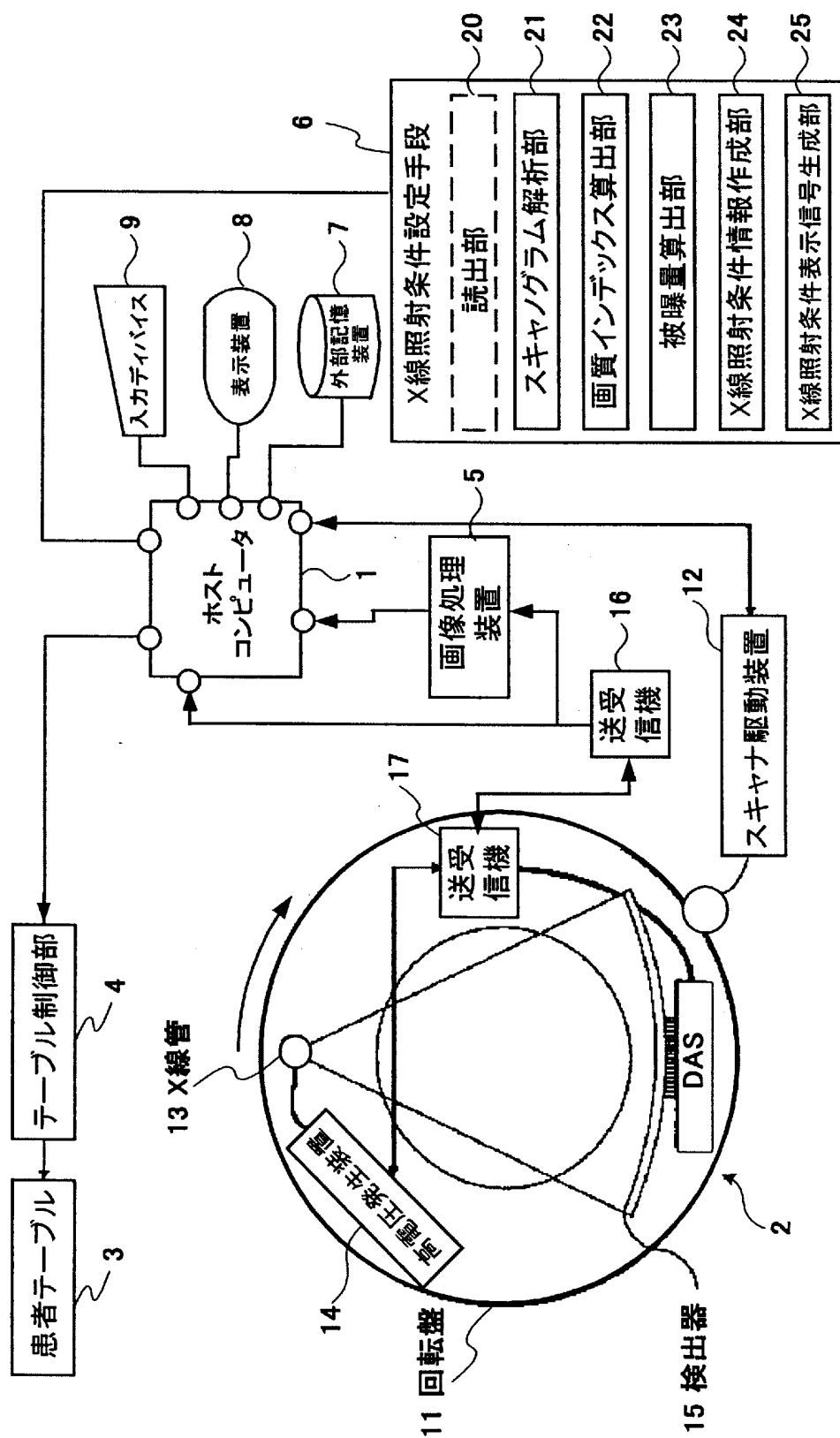
前記表示手段に表示することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

- [4] 前記被検体の撮影対象部位、撮影方向、又は撮影種類の少なくとも一つを含む撮影プロトコル情報と、該撮影プロトコル情報に対応する少なくとも一つの管電流及び管電圧の組み合わせによるX線照射条件候補情報とを関連づけて格納するプロトコル格納部と、
- 前記プロトコル格納部から前記撮影プロトコル情報を読み出して表示する撮影プロトコル表示部と、
- 前記表示された撮影プロトコル情報を選択するプロトコル選択部と、
- を更に備え、
- 前記制御手段は、前記プロトコル選択部により選択された撮影プロトコル情報を前記プロトコル格納部から読出し、該読み出された撮影プロトコル情報によりX線照射条件候補情報を算出することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。
- [5] 前記画質インデックス算出部は、前記画質インデックスとしてコントラスト／ノイズ比又はシグナル／ノイズ比の少なくとも一つを用いる請求項2に記載のX線CT装置。
- [6] 前記画質インデックス算出部は、コントラスト／ノイズ比を算出し、
- 前記X線照射条件作成部は、 $\{(\text{コントラスト／ノイズ比}) / \text{被曝量}\}$ からなる指標値を算出し、該指標値を更にX線照射条件候補と関連づけたX線照射条件情報を作成する請求項3に記載のX線CT装置。
- [7] 前記画質インデックス算出部は、前記撮影対象部位における組織構成をモデル化した減弱モデルを用いて前記画質インデックスの算出を行う請求項2に記載のX線CT装置。
- [8] 前記被曝量算出部は、前記撮影対象部位における組織構成をモデル化した減弱モデルを用いて前記被曝量の算出を行う請求項3に記載のX線CT装置。
- [9] 前記画質インデックス算出部は、前記スキヤノグラム撮影により得られたスキヤノグラム画像に基づく前記撮影対象部位の透過厚を用いて前記画質インデックスの算出を行う請求項2に記載のX線CT装置。
- [10] 前記被曝量算出部は、前記スキヤノグラム撮影により得られたスキヤノグラム画像に基づく前記撮影対象部位の透過厚を用いて前記被曝量の算出を行う請求項3に記載

載のX線CT装置。

- [11] 前記表示部は、前記X線照射条件情報作成手段によって作成されたX線照射条件情報を、画質インデックスが好適な順、又はユーザが指定した条件に適合する順に並べ替えて表示する請求項2に記載のX線CT装置。
- [12] 前記プロトコル格納部は、前記X線照射条件候補について、前記被検体の撮影対象部位の透過厚と前記撮影対象部位のX線吸収係数とを用いて撮影を実行したときに予想される前記被検体の被曝量を更に関連づけて格納し、
前記読出部は、前記入力された画質インデックスに対応する被曝量を更に読出し、
前記X線照射条件候補表示部は、前記読み出された被曝量を更に表示する請求項4に記載のX線CT装置。

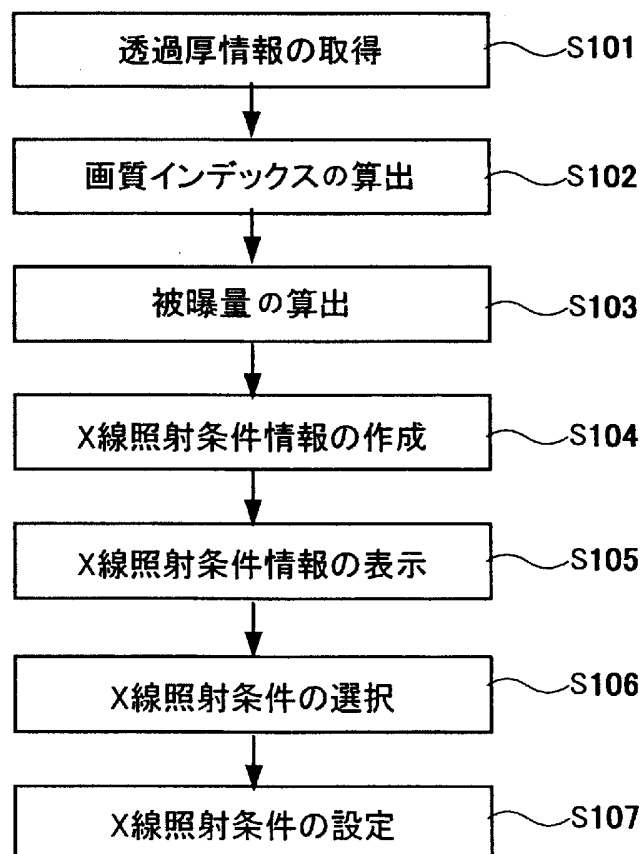
[図1]



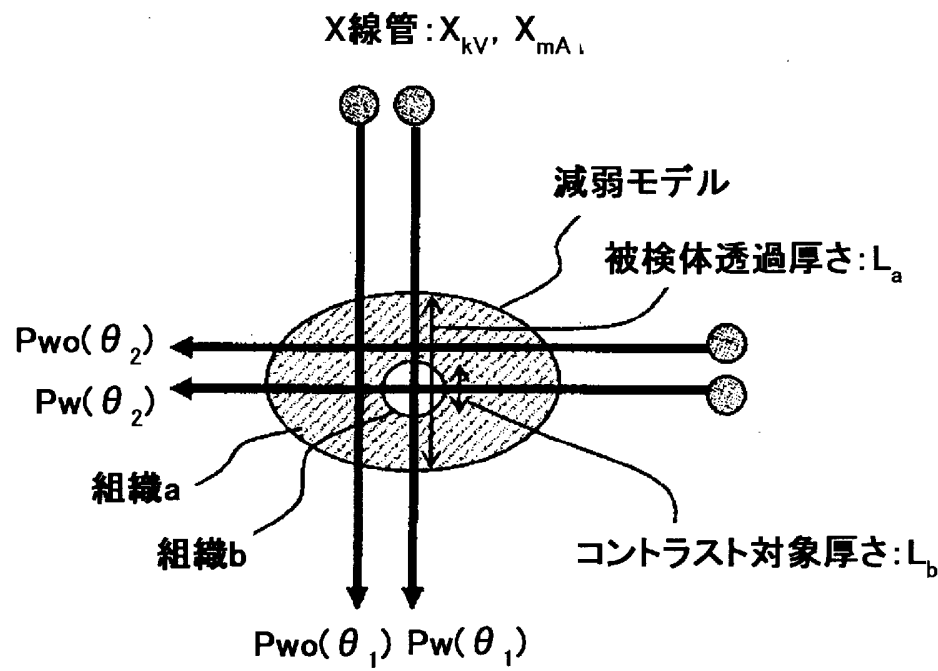
[図2]

	撮影 プロトコル	組織a/b	組織b 密度	組織b サイズ
1	頭部単純	水／血液	0. 1	5[mm]
2	頭部CTA	水／造影剤	0. 01	0. 625[mm]
3	肝臓3相	水／血液	0. 1	5[mm]
4	下肢血管	水／造影剤	0. 01	1. 25[mm]
5	胸部単純	空気／血液	0. 5	0. 625[mm]
6	冠動脈造影	水／造影剤	0. 1	0. 625[mm]
7	骨	水／骨	0. 8	0. 625[mm]

[図3]



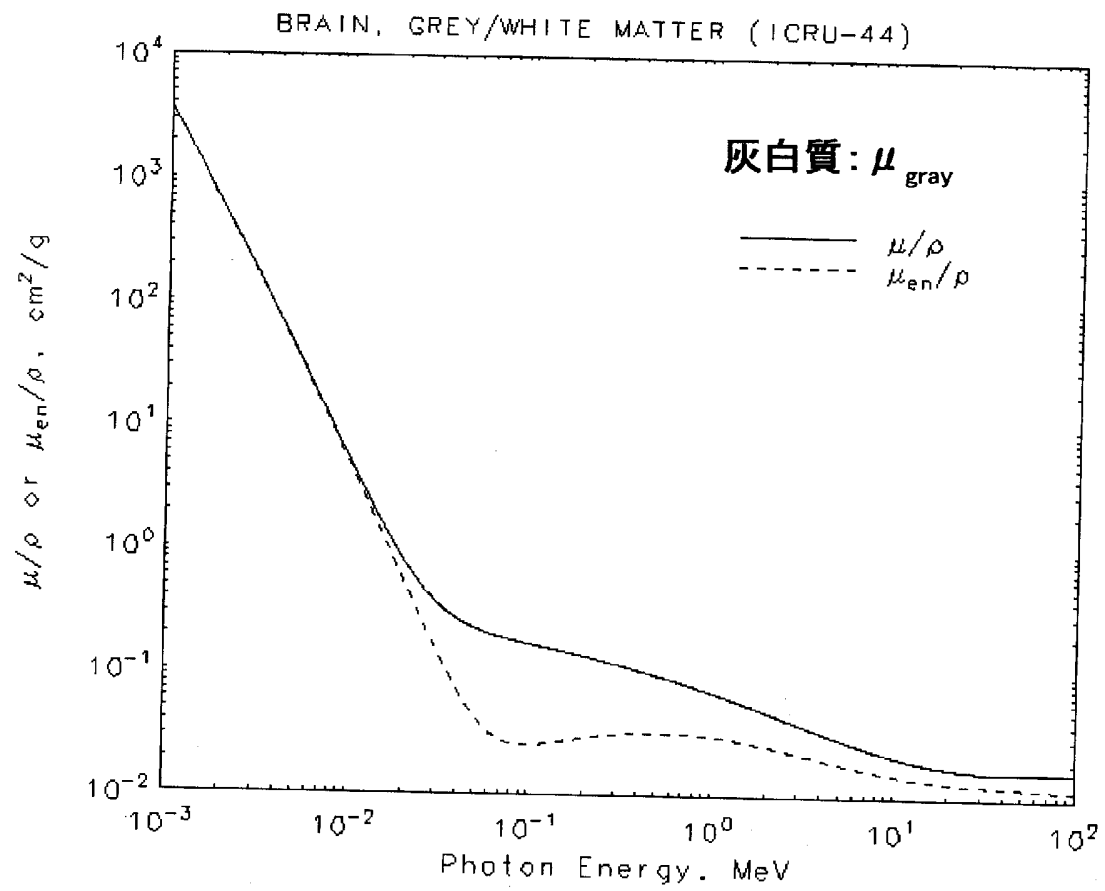
[図4]



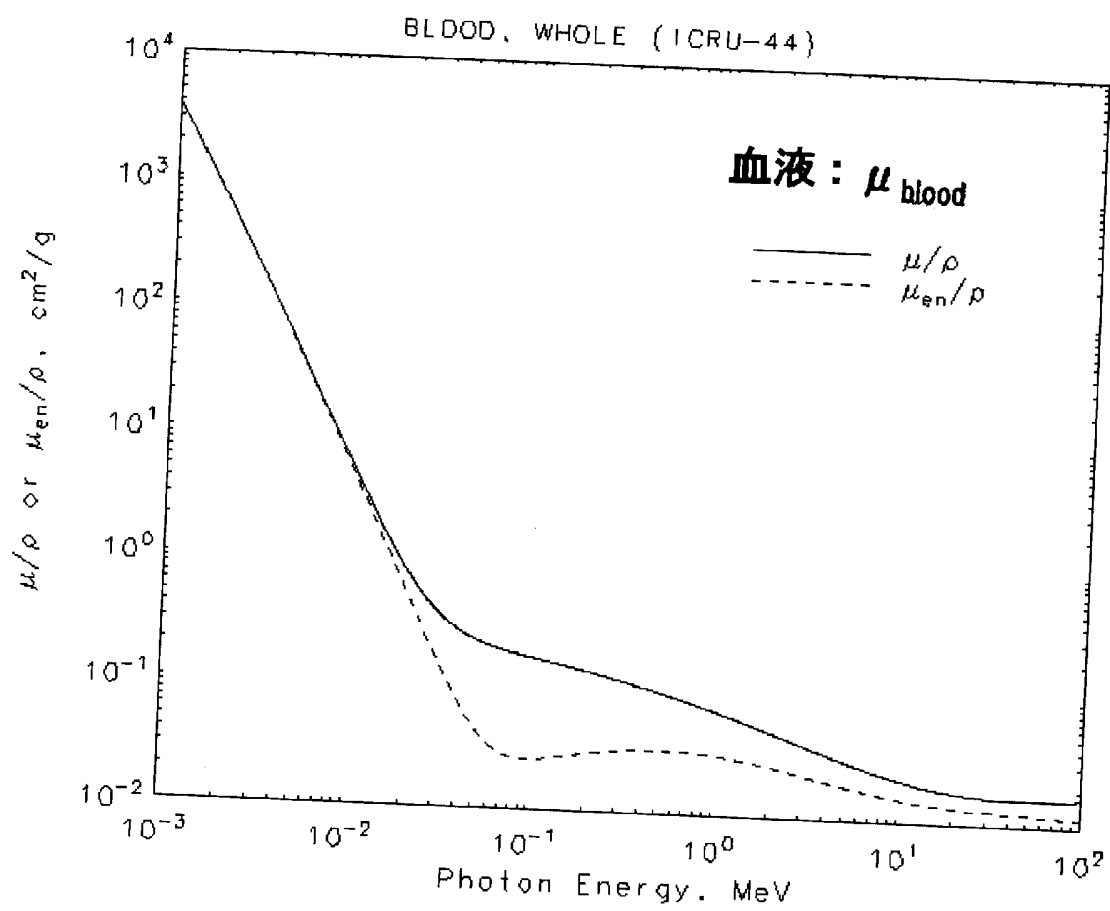
[図5]

X線照射条件 (管電流・管電圧)	CNR	被曝量	CNR/被曝量
X線照射条件A(…mA・…kV)	〇〇(レベル1)	〇〇(レベル〇〇)	〇〇(レベル〇〇)
X線照射条件B(…mA・…kV)	〇〇(レベル1)	△△(レベル△△)	△△(レベル△△)
X線照射条件C(…mA・…kV)	△△(レベル2)	××(レベル××)	××(レベル××)
.....			
.....			
.....			
.....			

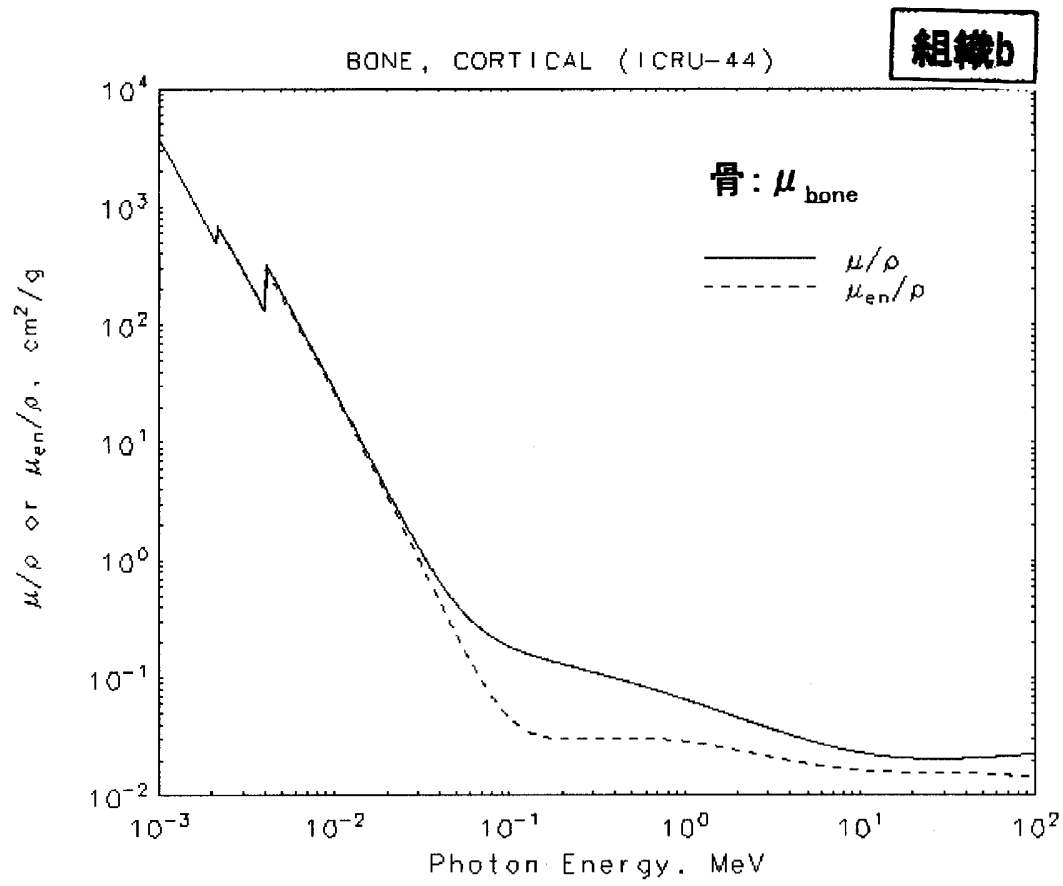
[図6a]



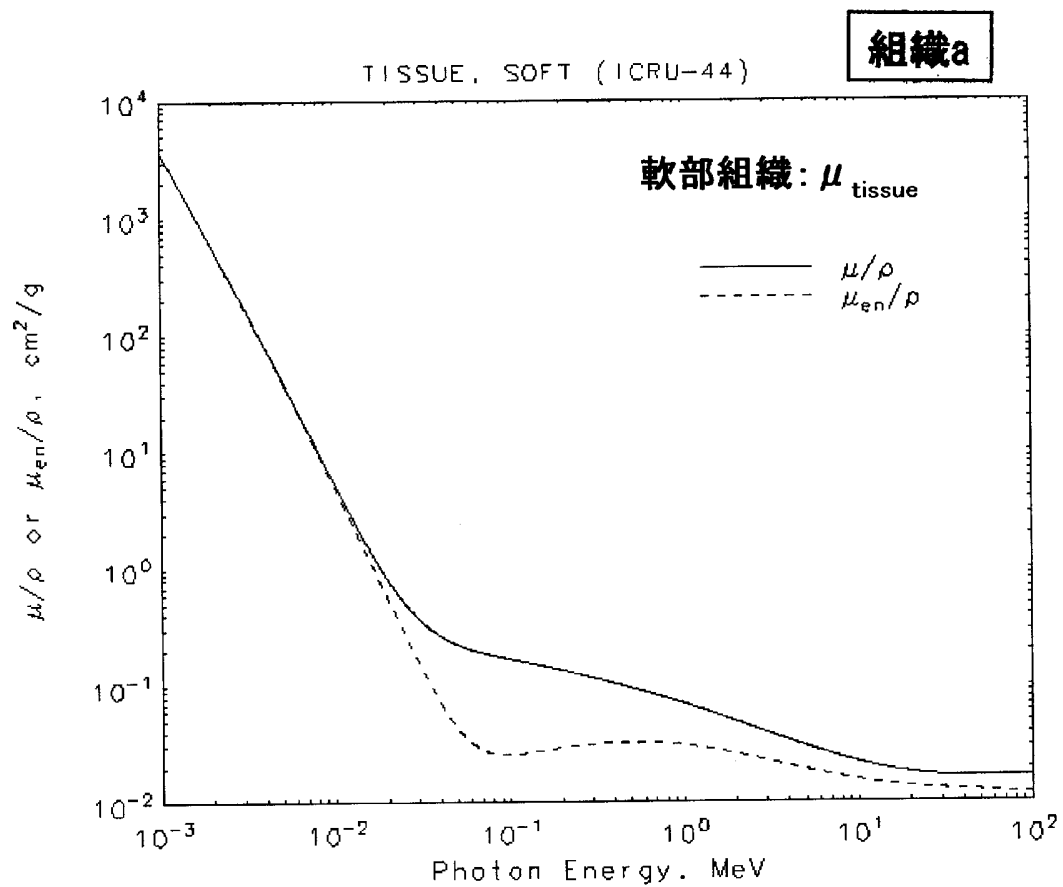
[図6b]



[図6c]

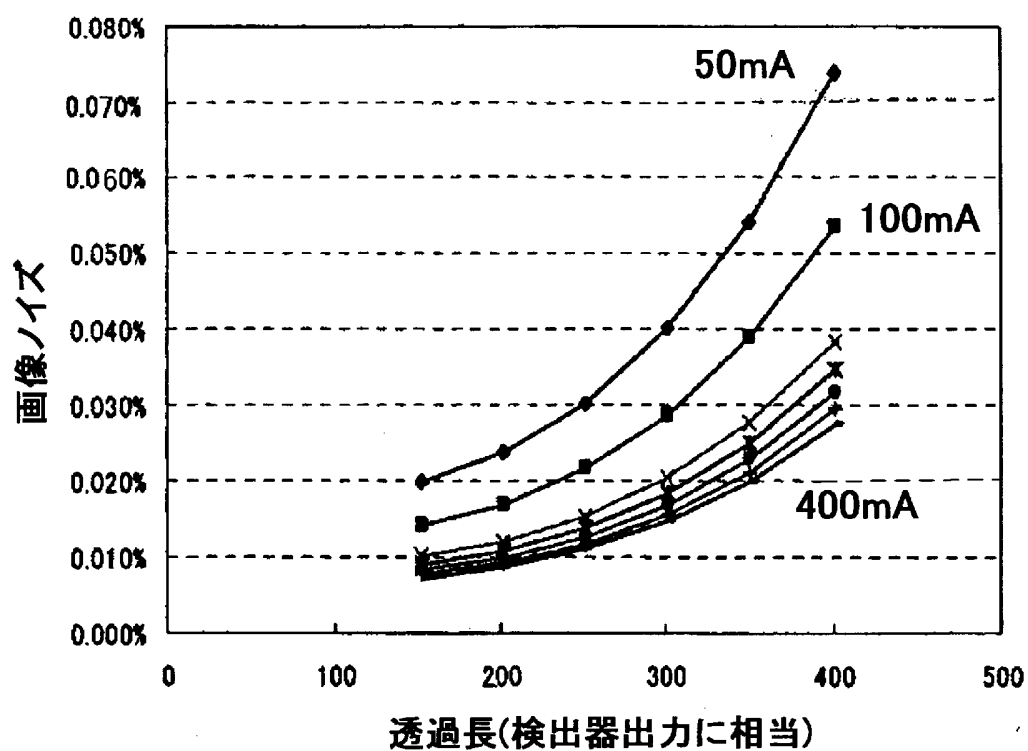


[図6d]

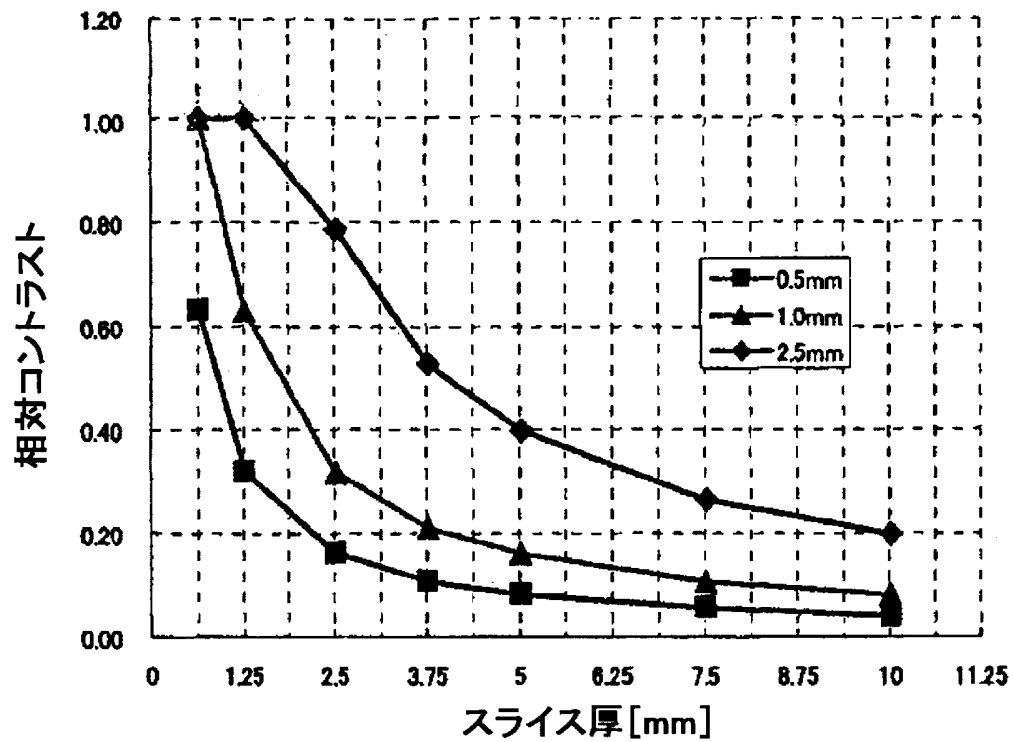


[図7]

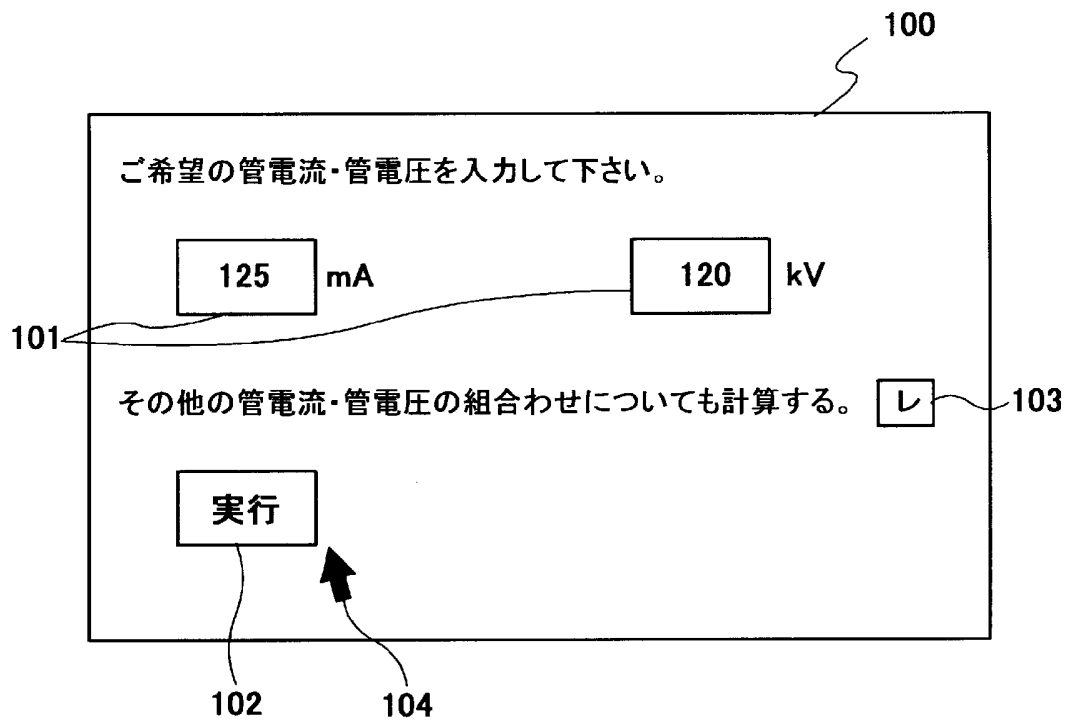
管電流とノイズ



[図8]



[図9]



[図10]

110

	X線照射条件 (管電流・管電圧)	CNR	被曝量	CNR/被曝量
	X線照射条件A(…mA・…kV)	〇〇(レベル1)	〇〇(レベル〇〇)	〇〇(レベル〇〇)
	X線照射条件B(…mA・…kV)	〇〇(レベル1)	△△(レベル△△)	△△(レベル△△)
113	X線照射条件C(…mA・…kV)	△△(レベル2)	××(レベル××)	××(レベル××)
				
112				
				
				

[図11]

CNR	SNR	被曝量	透過厚	X線照射条件 (管電流・管電圧)	撮影プロトコル
OO(レベル1)	OO(レベル1)	OO(レベル1)	xx	X線照射条件A(...mA・...kV)	頭部単純
OO(レベル1)	△△(レベル2)	OO(レベル1)	yy	X線照射条件B(...mA・...kV)	頭部単純
△△(レベル2)	△△(レベル2)	△△(レベル2)	zz	X線照射条件C(...mA・...kV)	頭部単純
...	...	...	...	...	...
OO(レベル1)	△△(レベル2)	△△(レベル2)	xx	X線照射条件A(...mA・...kV)	頭部CTA
OO(レベル1)	△△(レベル2)	△△(レベル2)	yy	X線照射条件B(...mA・...kV)	頭部CTA
△△(レベル2)	△△(レベル2)	△△(レベル2)	zz	X線照射条件C(...mA・...kV)	頭部CTA
...	...	...	...	...	...

[図12]

140

ご希望の条件を入力して下さい。

(画像インデックス)

CNR SNR

(撮影プロトコル)

撮影 プロトコル
頭部単純
頭部CTA
肝臓3相
下肢血管
胸部単純
冠動脈造影
骨

141

143

(被曝量)

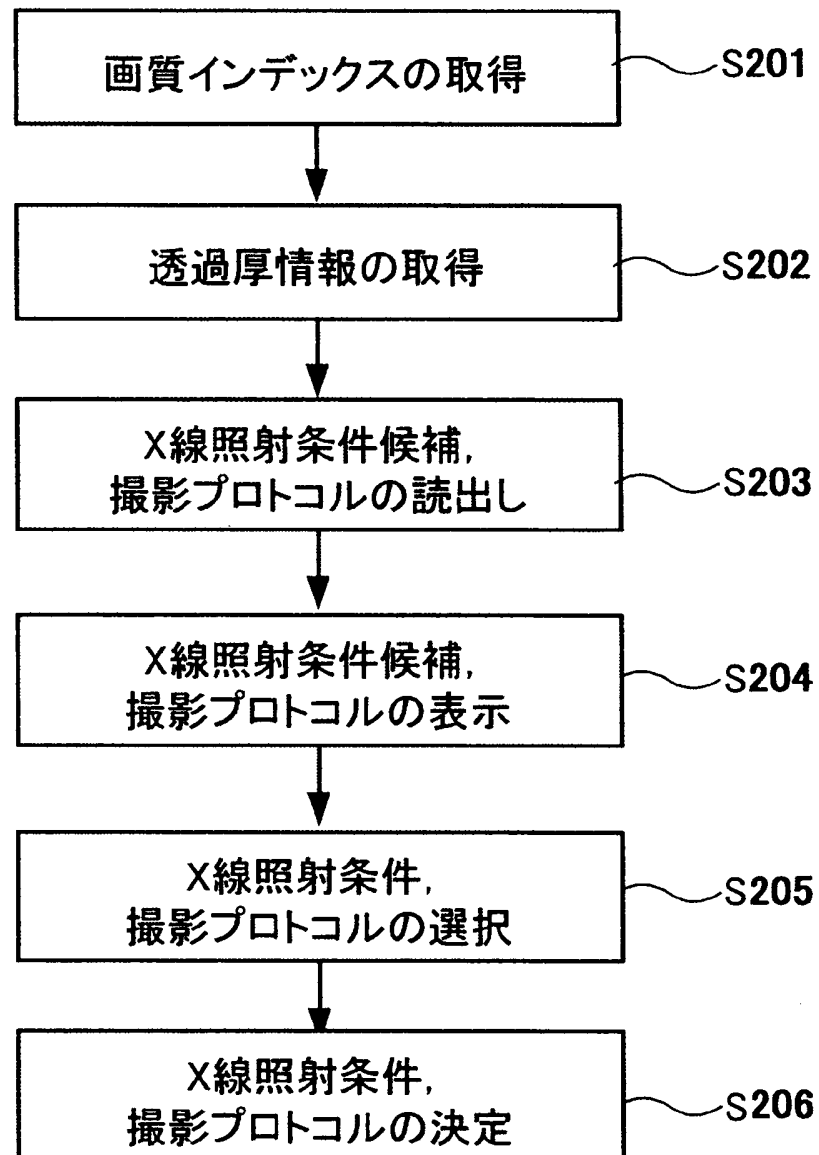
実行

144

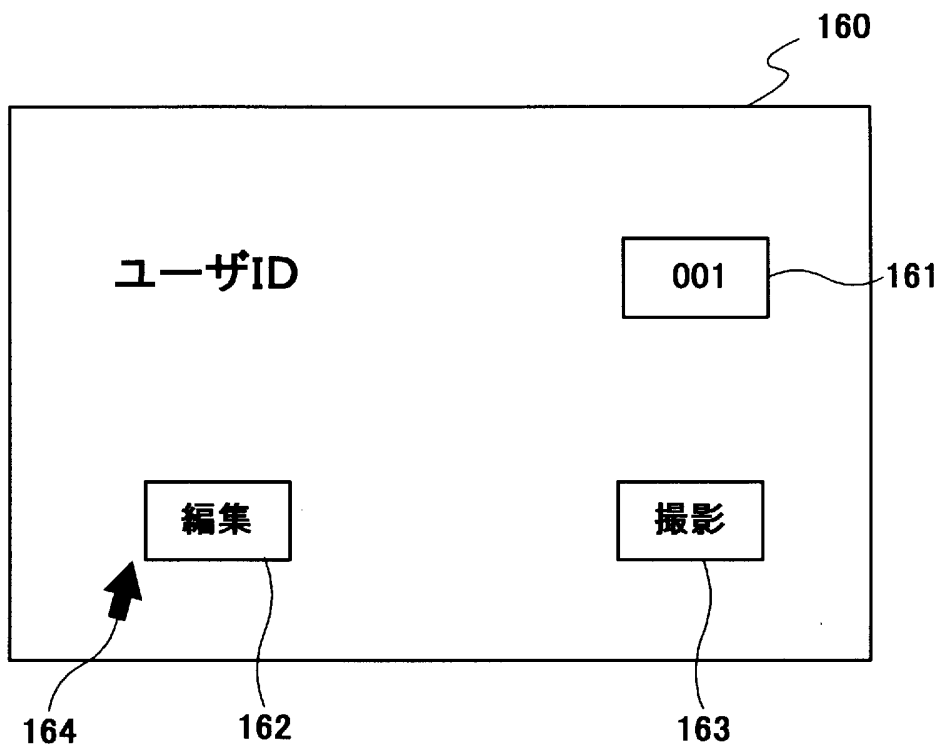
145

142

[図13]



[図14]



[図15]

ユーザID		撮影 プロトコル	組織a/b	組織b 密度	組織b サイズ
001	1	頭部単純	水／血液	0. 1	3 [mm]
001	2	頭部CTA	水／造影剤	0. 01	0. 625[mm]
001	3	肝臓3相	水／血液	0. 1	5[mm]
001	4	下肢血管	水／造影剤	0. 01	1. 25[mm]
001	5	胸部単純	空気／血液	0. 5	0. 625[mm]
001	6	冠動脈造影	水／造影剤	0. 1	0. 625[mm]
001	7	骨	水／骨	0. 8	0. 625[mm]

保存

Applicant's or agent's file reference MD2005-006PC	IMPORTANT DECLARATION	Date of mailing (<i>day/month/year</i>) 16 May, 2006 (16.05.06)
International application No. PCT/JP2006/306880	International filing date (<i>day/month/year</i>) 31 March, 2006 (31.03.06)	(Earliest) Priority Date (<i>day/month/year</i>) 04 April, 2005 (04.04.05)
International Patent Classification (IPC) or both national classification and IPC Int.Cl. ⁷ A61B6/03 (2006.01)		
Applicant Hitachi Medical Corp.		

This International Searching Authority hereby declares, according to Article 17(2)(a), that **no international search report will be established** on the international application for the reasons indicated below.

1. ☐ The subject matter of the international application relates to:
 - a. ☐ scientific theories.
 - b. ☐ mathematical theories.
 - c. ☐ plant varieties.
 - d. ☐ animal varieties.
 - e. ☐ essentially biological processes for the production of plants and animals, other than microbiological processes and the products of such processes.
 - f. ☐ schemes, rules or methods of doing business.
 - g. ☐ schemes, rules or methods of performing purely mental acts.
 - h. ☐ schemes, rules or methods of playing games.
 - i. ☐ methods for treatment of the human body by surgery or therapy.
 - j. ☐ methods for treatment of the animal body by surgery or therapy.
 - k. ☐ diagnostic methods practised on the human or animal body.
 - l. ☐ mere presentations of information.
 - m. ☐ computer programs for which this International Searching Authority is not equipped to search prior art.
2. ☒ The failure of the following parts of the international application to comply with prescribed requirements prevents a meaningful search from being carried out:

☐ the description
 ☒ the claims
 ☐ the drawings
3. ☐ A meaningful search could not be carried out without the sequence listing; the applicant did not, within the prescribed time limit:

☐ furnish a sequence listing on paper complying with the standard provided for in Annex C of the Administrative Instructions, and such listing was not available to the International Searching Authority in a form and manner acceptable to it.
☐ furnish a sequence listing in electronic form complying with the standard provided for in Annex C of the Administrative Instructions, and such listing was not available to the International Searching Authority in a form and manner acceptable to it.
☐ pay the required late furnishing fee for the furnishing of a sequence listing in response to an invitation under Rule 13ter.1(a) or (b).
4. ☐ A meaningful search could not be carried out without the tables related to the sequence listings; the applicant did not, within the prescribed time limit, furnish such tables in electronic form complying with the technical requirements provided for in Annex C-bis of the Administrative Instructions, and such tables were not available to the International Searching Authority in a form and manner acceptable to it.
5. Further comments:

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

出願人又は代理人 の書類記号 MD2005-006PC	重要決定	発送日 (日.月.年) 16.05.2006
国際出願番号 PCT/JP2006/306880	国際出願日 (日.月.年) 31.03.2006	優先日 (日.月.年) 04.04.2005
国際特許分類 (IPC) Int.Cl. A61B6/03 (2006.01)		
出願人 (氏名又は名称) 株式会社日立メディコ		

この出願については、法第8条第2項 (PCT17条(2)(a)) の規定に基づき、次の理由により国際調査報告を作成しない旨の決定をする。

1. ☐ この国際出願は、次の事項を内容としている。
 - a. ☐ 科学の理論
 - b. ☐ 数学の理論
 - c. ☐ 植物の品種
 - d. ☐ 動物の品種
 - e. ☐ 植物及び動物の生産の本質的に生物学的な方法 (微生物学的方法による生産物及び微生物学的方法を除く。)
 - f. ☐ 事業活動に関する計画、法則又は方法
 - g. ☐ 純粋に精神的な行為の遂行に関する計画、法則又は方法
 - h. ☐ 遊戯に関する計画、法則又は方法
 - i. ☐ 人の身体の手術又は治療による処置方法
 - j. ☐ 動物の身体の手術又は治療による処置方法
 - k. ☐ 人又は動物の身体の診断方法
 - l. ☐ 情報の単なる提示
 - m. ☐ この国際調査機関が先行技術を調査できないコンピューター・プログラム
2. ☒ この国際出願の次の部分が所定の要件を満たしていないので、有効な国際調査をすることができない。

☐ 明細書
☒ 請求の範囲
☐ 図面
3. ☐ 入手可能な配列表が存在せず、有意義な調査を行うことができなかった。
 出願人は所定の期間内に、

☐ 実施細則の附属書Cに定める基準を満たす紙形式の配列表を提出しなかったため、国際調査機関は、認められた形式及び方法で配列表を入手することができなかった。
☐ 実施細則の附属書Cに定める基準を満たす電子形式の配列表を提出しなかったため、国際調査機関は、認められた形式及び方法で配列表を入手することができなかった。
☐ PCT規則13の3.1(a)又は(b)に基づく命令に応じた、要求された配列表の遅延提出手数料を支払わなかった。
4. ☐ 入手可能な配列表に関連するテーブルが存在しないため、有意義な調査ができなかった。すなわち、出願人が、所定の期間内に、実施細則の附属書Cの2に定める技術的な要件を満たす電子形式のテーブルを提出しなかったため、国際調査機関は、認められた形式及び方法でテーブルを入手することができなかった。
5. 附記

名称及びあて名 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員)	2Q	3614
	上田 正樹 電話番号 03-3581-1101 内線 3292		