(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7607496号
(P7607496)

(45)発行日　令和6年12月27日(2024.12.27)

(24)登録日　令和6年12月19日(2024.12.19)

(51)国際特許分類		FI		
A61B	*6/00 (2024.01)*	A61B	6/00	560
A61B	*6/46 (2024.01)*	A61B	6/00	530Z
A61B	*6/50 (2024.01)*	A61B	6/00	533
		A61B	6/46	506Z
		A61B	6/50	513

請求項の数　13　（全34頁）

(21)出願番号　特願2021-63571(P2021-63571)
(22)出願日　令和3年4月2日(2021.4.2)
(65)公開番号　特開2022-158574(P2022-158574A)
(43)公開日　令和4年10月17日(2022.10.17)
審査請求日　令和6年1月11日(2024.1.11)

(73)特許権者　306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布２丁目２６番３０号
(74)代理人　110001519
弁理士法人太陽国際特許事務所
(72)発明者　川村　隆浩
神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地
富士フイルム株式会社内
審査官　佐藤　賢斗

最終頁に続く

(54)【発明の名称】　学習装置、方法およびプログラム、並びに放射線画像処理装置、方法およびプログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

少なくとも１つのプロセッサを備え、

前記プロセッサは、学習用データと正解データとからなる教師データを用いてニューラルネットワークを機械学習することにより、対象被写体の少なくとも１つの対象放射線画像が入力されると、前記対象被写体の組成および前記対象被写体の体厚の少なくとも一方を出力する学習済みニューラルネットワークを構築し、

前記学習用データは、

人体を模した厚さを有し、前記人体の軟部組織と同様の放射線透過率を有する材質からなる基準物体に、前記基準物体と放射線検出器との間に物体を介在させた状態で放射線を照射することにより取得した基準画像、

前記放射線のエネルギー特性、

前記物体の厚さと材質、および

前記基準画像を取得した際の撮影条件、を含み、

前記正解データは、

前記基準画像、前記放射線のエネルギー特性、前記物体の厚さと材質、および前記撮影条件を用いて被写体の少なくとも１つの放射線画像から導出された前記被写体の組成および体厚の少なくとも一方を含む、

学習装置。

【請求項２】

前記物体は、撮影装置において被写体を載置する撮影台の天板、および前記被写体を透過した放射線から散乱線成分を除去するための散乱線除去グリッドの少なくとも一方である請求項１に記載の学習装置。

【請求項３】

前記対象放射線画像は、骨部および軟部を含む前記対象被写体を透過した放射線に基づく単純放射線画像である請求項１または２に記載の学習装置。

【請求項４】

前記対象放射線画像は、骨部および軟部を含む前記対象被写体を透過したそれぞれエネルギー分布が互いに異なる放射線に基づく第１の放射線画像および第２の放射線画像である請求項１または２に記載の学習装置。

【請求項５】

前記被写体の組成および前記対象被写体の組成は、骨塩量および筋肉量の少なくとも一方である請求項１から４のいずれか１項に記載の学習装置。

【請求項６】

少なくとも１つのプロセッサを備え、

前記プロセッサは、

対象被写体の少なくとも１つの対象放射線画像を取得し、

請求項１から５のいずれか１項に記載の学習装置により構築された学習済みニューラルネットワークおよび前記対象放射線画像を用いて、前記対象被写体の組成および前記対象被写体の体厚の少なくとも一方の推定結果を導出する放射線画像処理装置。

【請求項７】

前記対象放射線画像は、骨部および軟部を含む前記対象被写体を透過した放射線に基づく単純放射線画像である請求項６に記載の放射線画像処理装置。

【請求項８】

前記対象放射線画像は、骨部および軟部を含む前記対象被写体を透過したそれぞれエネルギー分布が互いに異なる放射線に基づく第１の放射線画像および第２の放射線画像である請求項６に記載の放射線画像処理装置。

【請求項９】

前記対象被写体の組成は、骨塩量および筋肉量の少なくとも一方である請求項６から７のいずれか１項に記載の放射線画像処理装置。

【請求項１０】

学習用データと正解データとからなる教師データを用いてニューラルネットワークを機械学習することにより、対象被写体の少なくとも１つの対象放射線画像が入力されると、前記対象被写体の組成および前記対象被写体の体厚の少なくとも一方を出力する学習済みニューラルネットワークを構築する学習方法であって、

前記学習用データは、

人体を模した厚さを有し、前記人体の軟部組織と同様の放射線透過率を有する材質からなる基準物体に、前記基準物体と放射線検出器との間に物体を介在させた状態で放射線を照射することにより取得した基準画像、

前記放射線のエネルギー特性、

前記物体の厚さと材質、および

前記基準画像を取得した際の撮影条件、を含み、

前記正解データは、

前記基準画像、前記放射線のエネルギー特性、前記物体の厚さと材質、および前記撮影条件を用いて被写体の少なくとも１つの放射線画像から導出された前記被写体の組成および体厚の少なくとも一方を含む、

学習方法。

【請求項１１】

対象被写体の少なくとも１つの対象放射線画像を取得し、

請求項１から５のいずれか１項に記載の学習装置により構築された学習済みニューラル

ネットワークおよび前記対象放射線画像を用いて、前記対象被写体の組成および前記対象被写体の体厚の少なくとも一方の推定結果を導出する放射線画像処理方法。

【請求項１２】

学習用データと正解データとからなる教師データを用いてニューラルネットワークを機械学習することにより、対象被写体の少なくとも１つの対象放射線画像が入力されると、前記対象被写体の組成および前記対象被写体の体厚の少なくとも一方を出力する学習済みニューラルネットワークを構築する手順をコンピュータに実行させる学習プログラムであって、

前記学習用データは、

人体を模した厚さを有し、前記人体の軟部組織と同様の放射線透過率を有する材質からなる基準物体に、前記基準物体と放射線検出器との間に物体を介在させた状態で放射線を照射することにより取得した基準画像、

前記放射線のエネルギー特性、

前記物体の厚さと材質、および

前記基準画像を取得した際の撮影条件、を含み、

前記正解データは、

前記基準画像、前記放射線のエネルギー特性、前記物体の厚さと材質、および前記撮影条件を用いて被写体の少なくとも１つの放射線画像から導出された前記被写体の組成および体厚の少なくとも一方を含む、

学習プログラム。

【請求項１３】

対象被写体の少なくとも１つの対象放射線画像を取得する手順と、

請求項１から５のいずれか１項に記載の学習装置により構築された学習済みニューラルネットワークおよび前記対象放射線画像を用いて、前記対象被写体の組成および前記対象被写体の体厚の少なくとも一方の推定結果を導出する手順とをコンピュータに実行させる放射線画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本開示は、学習装置、方法およびプログラム、並びに放射線画像処理装置、方法およびプログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

従来より、被写体を構成する物質によって透過した放射線の減衰量が異なることを利用して、エネルギー分布が異なる２種類の放射線を被写体に照射して得られた２枚の放射線画像を用いたエネルギーサブトラクション処理が知られている。エネルギーサブトラクション処理とは、上記のようにして得られた２つの放射線画像の各画素を対応させて、画素間で適当な重み係数を乗算した上で減算（サブトラクト）を行って、放射線画像に含まれる特定の構造物を抽出した画像を取得する方法である。このようなエネルギーサブトラクション処理を行うことにより、例えば、胸部を撮影することにより取得した放射線画像から軟部を抽出した軟部画像を導出すれば、骨に邪魔されることなく軟部に現れた陰影を観察できる。逆に骨部を抽出した骨部画像を導出すれば、軟部に邪魔されることなく、骨部に現れた陰影を観察できる。

【０００３】

また、エネルギーサブトラクション処理により、骨塩量、脂肪および筋肉等の人体の組成を導出するための各種手法も提案されている。例えば、特許文献１には、被写体を透過したそれぞれエネルギー分布が異なる放射線により取得された複数の放射線画像から、被写体の軟部を抽出した軟部画像を生成し、軟部画像および放射線画像を取得した際の撮影条件に基づいて被写体の体厚分布を推定し、推定した体厚分布を人体に対応するモデルで近似した近似体厚分布を算出し、近似体厚分布に基づいて被写体内の体脂肪率の分布を算

出する手法が提案されている。

【０００４】

一方、被写体の放射線画像を撮影する際、とくに被写体の厚さが大きいと、被写体内において放射線が散乱して散乱線が発生し、発生した散乱線により取得される放射線画像のコントラストが低下するという問題がある。このため、放射線画像に含まれる散乱線成分を除去するための散乱線除去処理が行われている（例えば、特許文献２参照）。特許文献２に記載された手法によれば、被写体の放射線減弱係数に基づいて放射線画像の散乱線成分が導出され、導出された散乱線成分が放射線画像から減算されることにより、散乱線除去処理が行われる。このような散乱線除去処理をエネルギーサブトラクション処理を行う際に適用することにより、より精度よく組成が分離された骨部画像および軟部画像を取得することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【文献】特開２０１８－１５３６０５号公報

【文献】特開２０１５－０４３９５９号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

ところで、実際に被写体の放射線撮影を行う場合、被写体と放射線検出器との間にグリッドが使用されたり、撮影台または撮影台の天板等の物体が介在されたりする場合がある。このような物体は固有の放射線特性を有しているため、物体を透過することによって放射線の線質が硬化するビームハードニングにより放射線減弱係数が変化する。具体的には、ビームハードニングにより放射線減弱係数が小さくなる。また、放射線減弱係数は、被写体に照射される放射線のエネルギーが高いほど小さくなる。このため、放射線のエネルギー特性、および被写体と放射線検出器との間に介在する物体の放射線特性を考慮しないと、被写体の組成さらには体厚を精度よく推定することができない。

【０００７】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、被写体の体厚および組成の少なくとも一方を精度よく推定することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

本開示による学習装置は、少なくとも１つのプロセッサを備え、

プロセッサは、学習用データと正解データとからなる教師データを用いてニューラルネットワークを機械学習することにより、対象被写体の少なくとも１つの対象放射線画像が入力されると、対象被写体の組成および対象被写体の体厚の少なくとも一方を出力する学習済みニューラルネットワークを構築し、

学習用データは、

厚さおよび材質が既知の基準物体に、基準物体と放射線検出器との間に物体を介在させた状態で放射線を照射することにより取得した基準画像、

放射線のエネルギー特性、

物体の厚さと材質、および

基準画像を取得した際の撮影条件、を含み、

正解データは、

基準画像、放射線のエネルギー特性、物体の厚さと材質、および撮影条件を用いて被写体の少なくとも１つの放射線画像から導出された被写体の組成および体厚の少なくとも一方を含む。

【０００９】

なお、本開示による学習装置においては、物体は、撮影装置において被写体を載置する撮影台の天板、および被写体を透過した放射線から散乱線成分を除去するための散乱線除

去グリッドの少なくとも一方であってもよい。

【００１０】

また、本開示による学習装置においては、対象放射線画像は、骨部および軟部を含む対象被写体を透過した放射線に基づく単純放射線画像であってもよい。

【００１１】

また、本開示による学習装置においては、対象放射線画像は、骨部および軟部を含む対象被写体を透過したそれぞれエネルギー分布が互いに異なる放射線に基づく第１の放射線画像および第２の放射線画像であってもよい。

【００１２】

また、本開示による学習装置においては、被写体の組成および対象被写体の組成は、骨塩量および筋肉量の少なくとも一方であってもよい。

【００１３】

本開示による放射線画像処理装置は、少なくとも１つのプロセッサを備え、

プロセッサは、対象被写体の少なくとも１つの対象放射線画像を取得し、

本開示による学習装置により構築された学習済みニューラルネットワークおよび対象放射線画像を用いて、対象被写体の組成および対象被写体の体厚の少なくとも一方の推定結果を導出する。

【００１４】

なお、本開示による放射線画像処理装置においては、対象放射線画像は、骨部および軟部を含む対象被写体を透過した放射線に基づく単純放射線画像であってもよい。

【００１５】

また、本開示による放射線画像処理装置においては、対象放射線画像は、骨部および軟部を含む対象被写体を透過したそれぞれエネルギー分布が互いに異なる放射線に基づく第１の放射線画像および第２の放射線画像であってもよい。

【００１６】

また、本開示による放射線画像処理装置においては、対象被写体の組成は、骨塩量および筋肉量の少なくとも一方であってもよい。

【００１７】

本開示による学習方法は、学習用データと正解データとからなる教師データを用いてニューラルネットワークを機械学習することにより、対象被写体の少なくとも１つの対象放射線画像が入力されると、対象被写体の組成および対象被写体の体厚の少なくとも一方を出力する学習済みニューラルネットワークを構築する学習方法であって、

学習用データは、

厚さおよび材質が既知の基準物体に、基準物体と放射線検出器との間に物体を介在させた状態で放射線を照射することにより取得した基準画像、

放射線のエネルギー特性、

物体の厚さと材質、および

基準画像を取得した際の撮影条件、を含み、

正解データは、

基準画像、放射線のエネルギー特性、物体の厚さと材質、および撮影条件を用いて被写体の少なくとも１つの放射線画像から導出された被写体の組成および体厚の少なくとも一方を含む。

【００１８】

本開示による放射線画像処理方法は、対象被写体の少なくとも１つの対象放射線画像を取得し、

本開示による学習装置により構築された学習済みニューラルネットワークおよび対象放射線画像を用いて、対象被写体の組成および対象被写体の体厚の少なくとも一方の推定結果を導出する。

【００１９】

なお、本開示による学習方法および放射線画像処理方法を、コンピュータに実行させる

プログラムとして提供してもよい。

【発明の効果】

【００２０】

本開示によれば、被写体の体厚および組成の少なくとも一方を精度よく推定することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２１】

【図１】本開示の実施形態による学習装置および放射線画像処理装置を適用した放射線画像撮影システムの構成を示す概略ブロック図

【図２】本実施形態による学習装置および放射線画像処理装置の概略構成を示す図

【図３】本実施形態による学習装置および放射線画像処理装置の機能的な構成を示す図

【図４】本実施形態において用いられるニューラルネットワークの概略構成を示す図

【図５】教師データを示す図

【図６】ニューラルネットワークの学習を説明するための図

【図７】学習済みニューラルネットワークが行う処理の概念図

【図８】表示画面を示す図

【図９】正解データの導出装置の機能的な構成を示す図

【図１０】基準物体の撮影を説明するための図

【図１１】放射線のエネルギースペクトルを示す図

【図１２】放射線エネルギーに対する人体の軟部組織、骨部組織およびアルミニウムの放射線減弱係数を示す図

【図１３】基準物体の厚さと放射線減弱係数との関係を示す図

【図１４】散乱線モデルを示す図

【図１５】骨部画像を示す図

【図１６】軟部画像を示す図

【図１７】被写体の体厚に対する骨部と軟部とのコントラストの関係を示す図

【図１８】ルックアップテーブルの一例を示す図

【図１９】筋肉組織を透過後の放射線と脂肪組織を透過後の放射線とのエネルギースペクトルの一例を示す図

【図２０】本実施形態において行われる学習処理のフローチャート

【図２１】本実施形態において行われる放射線画像処理のフローチャート

【発明を実施するための形態】

【００２２】

以下、図面を参照して本開示の実施形態について説明する。図１は本開示の実施形態による学習装置および放射線画像処理装置を適用した放射線画像撮影システムの構成を示す概略ブロック図である。図１に示すように、本実施形態による放射線画像撮影システムは、撮影装置１と、本実施形態による学習装置および放射線画像処理装置（以下、放射線画像処理装置で代表させる場合があるものとする）１０とを備える。

【００２３】

撮影装置１は、第１の放射線検出器５および第２の放射線検出器６に、放射線源２から発せられ、撮影台３に仰臥した被写体Ｈを透過したＸ線等の放射線を、それぞれエネルギーを変えて照射するいわゆる１ショット法によるエネルギーサブトラクションを行うことが可能な撮影装置である。撮影時においては、図１に示すように、放射線源２に近い側から順に、散乱線除去グリッド（以下単にグリッドと称する）４、第１の放射線検出器５、銅板等からなる放射線エネルギー変換フィルタ７、および第２の放射線検出器６を配置して、放射線源２を駆動させる。第１および第２の放射線検出器５，６と放射線エネルギー変換フィルタ７とは密着されている。なお、グリッド４、第１の放射線検出器５、放射線エネルギー変換フィルタ７および第２の放射線検出器６は、撮影台３の天板３Ａの下方に取付部３Ｂにより取り外し可能に取付けられている。

【００２４】

これにより、第１の放射線検出器５においては、いわゆる軟線も含む低エネルギーの放射線による被写体Ｈの第１の放射線画像Ｇ１が取得される。また、第２の放射線検出器６においては、軟線が除かれた高エネルギーの放射線による被写体Ｈの第２の放射線画像Ｇ２が取得される。したがって、第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２はエネルギー分布が異なる放射線画像となる。第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２は放射線画像処理装置１０に入力される。

【００２５】

第１および第２の放射線検出器５，６は、放射線画像の記録および読み出しを繰り返して行うことができるものであり、放射線の照射を直接受けて電荷を発生する、いわゆる直接型の放射線検出器を用いてもよいし、放射線を一旦可視光に変換し、その可視光を電荷信号に変換する、いわゆる間接型の放射線検出器を用いるようにしてもよい。また、放射線画像信号の読出方式としては、ＴＦＴ（thin film transistor）スイッチをオン・オフさせることによって放射線画像信号が読み出される、いわゆるＴＦＴ読出方式のもの、または読取り光を照射することによって放射線画像信号が読み出される、いわゆる光読出方式のものを用いることが望ましいが、これに限らずその他のものを用いるようにしてもよい。

【００２６】

なお、本実施形態においては、撮影装置１において、１つの放射線検出器のみを取付部３Ｂに取付けて被写体Ｈの撮影を行う場合がある。この場合の撮影を単純撮影と称し、単純撮影により取得される放射線画像を単純放射線画像Ｇ０と称する。

【００２７】

グリッド４は、放射線を透過しない鉛等と、放射線を透過しやすいアルミニウムやファイバー等のインタースペース素材とが、例えば４．０本／mm程度の細かなグリッド密度で交互に配置されて構成されている。グリッド４を使用することにより、被写体Ｈを透過した放射線の散乱線成分を除去することができるが、完全には除去することができない。このため、第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２または単純放射線画像Ｇ０には、被写体Ｈを透過した放射線の一次線成分のみならず、散乱線成分も含まれる。

【００２８】

なお、一次線成分とは、被写体Ｈを透過した放射線のうち、被写体Ｈにより散乱されることなく放射線検出器に到達した放射線により表される画素値の信号成分である。一方、散乱線成分とは、被写体Ｈを透過した放射線のうち、被写体Ｈにより散乱されて放射線検出器に到達した放射線により表される画素値の信号成分である。

【００２９】

放射線画像処理装置１０は、不図示のネットワークを介して画像保存システム９と接続されている。画像保存システム９は、撮影装置１により撮影された放射線画像の画像データを保存するシステムである。画像保存システム９は、保存している放射線画像から、放射線画像処理装置１０からの要求に応じた画像を取り出して、要求元の装置に送信する。画像保存システム９の具体例としては、ＰＡＣＳ（Picture Archiving and Communication Systems）が挙げられる。

【００３０】

次いで、本実施形態による学習装置および放射線画像処理装置について説明する。まず、図２を参照して、本実施形態による学習装置および放射線画像処理装置のハードウェア構成を説明する。図２に示すように、放射線画像処理装置１０は、ワークステーション、サーバコンピュータおよびパーソナルコンピュータ等のコンピュータであり、ＣＰＵ（Central Processing Unit）１１、不揮発性のストレージ１３、および一時記憶領域としてのメモリ１６を備える。また、学習装置および放射線画像処理装置１０は、液晶ディスプレイ等のディスプレイ１４、キーボードおよびマウス等の入力デバイス１５、並びに不図示のネットワークに接続されるネットワークＩ／Ｆ（InterFace）１７を備える。ＣＰＵ１１、ストレージ１３、ディスプレイ１４、入力デバイス１５、メモリ１６およびネットワークＩ／Ｆ１７は、バス１８に接続される。なお、ＣＰＵ１１は、本開示におけるプロ

セッサの一例である。

【００３１】

ストレージ１３は、ＨＤＤ（Hard Disk Drive）、ＳＳＤ（Solid State Drive）、およびフラッシュメモリ等によって実現される。記憶媒体としてのストレージ１３には、学習装置および放射線画像処理装置１０にインストールされた学習プログラム１２Ａおよび放射線画像処理プログラム１２Ｂが記憶される。ＣＰＵ１１は、ストレージ１３から学習プログラム１２Ａおよび放射線画像処理プログラム１２Ｂを読み出してメモリ１６に展開し、展開した学習プログラム１２Ａおよび放射線画像処理プログラム１２Ｂを実行する。

【００３２】

なお、学習プログラム１２Ａおよび放射線画像処理プログラム１２Ｂは、ネットワークに接続されたサーバコンピュータの記憶装置、あるいはネットワークストレージに、外部からアクセス可能な状態で記憶され、要求に応じて学習装置および放射線画像処理装置１０を構成するコンピュータにダウンロードされ、インストールされる。または、ＤＶＤ（Digital Versatile Disc）、ＣＤ－ＲＯＭ（Compact Disc Read Only Memory）等の記録媒体に記録されて配布され、その記録媒体から学習装置および放射線画像処理装置１０を構成するコンピュータにインストールされる。

【００３３】

次いで、本実施形態による学習装置および放射線画像処理装置の機能的な構成を説明する。図３は、本実施形態による学習装置および放射線画像処理装置の機能的な構成を示す図である。図３に示すように、学習装置および放射線画像処理装置１０は、画像取得部２１、情報取得部２２、学習部２３、推定部２４および表示制御部２５を備える。そして、ＣＰＵ１１は、学習プログラム１２Ａを実行することにより、情報取得部２２および学習部２３として機能する。また、ＣＰＵ１１は、放射線画像処理プログラム１２Ｂを実行することにより、画像取得部２１、推定部２４および表示制御部２５として機能する。

【００３４】

画像取得部２１は、放射線画像処理装置１０において対象となる被写体Ｈの体厚、骨塩量および筋肉量の推定結果を導出するに際し、撮影装置１に被写体Ｈの単純撮影を行わせることにより、第１の放射線検出器５から被写体Ｈの単純放射線画像Ｇ０を取得する。なお、撮影装置１に被写体Ｈの撮影を行わせることにより、第１および第２の放射線検出器５，６から、被写体Ｈについてのエネルギー分布が異なるの第１の放射線画像Ｇ１および第２の放射線画像Ｇ２を取得するようにしてもよい。単純放射線画像Ｇ０、第１の放射線画像Ｇ１および第２の放射線画像Ｇ２の取得に際しては、撮影線量、管電圧、放射線源２と第１および第２の放射線検出器５，６の表面との距離であるＳＩＤ（Source Image receptor Distance）、放射線源２と被写体Ｈの表面との距離であるＳＯＤ（Source Object Distance）、並びに散乱線除去グリッドの有無などの撮影条件が設定される。

【００３５】

ＳＯＤおよびＳＩＤについては、後述するように体厚分布の算出に用いられる。ＳＯＤについては、例えば、ＴＯＦ（Time Of Flight）カメラで取得することが好ましい。ＳＩＤについては、例えば、ポテンショメーター、超音波距離計およびレーザー距離計等で取得することが好ましい。

【００３６】

撮影条件は、操作者による入力デバイス１５からの入力により設定すればよい。設定された撮影条件は、ストレージ１３に保存される。なお、本実施形態においては、放射線画像処理プログラム１２Ｂとは別個のプログラムにより、単純放射線画像Ｇ０、または第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２を取得してストレージ１３に保存するようにしてもよい。この場合、画像取得部２１は、ストレージ１３に保存された単純放射線画像Ｇ０、または第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２を処理のためにストレージ１３から読み出すことにより取得する。

【００３７】

情報取得部２２は、画像保存システム９からネットワークＩ／Ｆ１７を介して、後述す

るニューラルネットワークを学習するための教師データを取得する。教師データについては後述する。

【００３８】

学習部２３は、情報取得部２２が取得した教師データを用いてニューラルネットワークを機械学習することにより、対象となる被写体Ｈの単純放射線画像Ｇ０が入力されると、被写体Ｈの体厚、骨塩量および筋肉量を出力する学習済みニューラルネットワーク２４Ａを構築する。

【００３９】

ニューラルネットワークとしては、単純パーセプトロン、多層パーセプトロン、ディープニューラルネットワーク、畳み込みニューラルネットワーク、ディープビリーフネットワーク、リカレントニューラルネットワーク、および確率的ニューラルネットワーク等が挙げられる。本実施形態においては、ニューラルネットワークとして畳み込みニューラルネットワークを用いるものとする。

【００４０】

図４は、本実施形態において用いられるニューラルネットワークを示す図である。図４に示すように、ニューラルネットワーク３０は、入力層３１、中間層３２および出力層３３を備える。中間層３２は、例えば、複数の畳み込み層３５、複数のプーリング層３６および全結合層３７を備える。ニューラルネットワーク３０では、出力層３３の前段に全結合層３７が存在している。そして、ニューラルネットワーク３０では、入力層３１と全結合層３７との間において、畳み込み層３５とプーリング層３６とが交互に配置されている。

【００４１】

なお、ニューラルネットワーク３０の構成は図４の例に限定されるものではない。例えば、ニューラルネットワーク３０は、入力層３１と全結合層３７との間に、１つの畳み込み層３５と１つのプーリング層３６とを備えるものであってもよい。

【００４２】

図５はニューラルネットワークの学習に使用する教師データの例を示す図である。図５に示すように、教師データ４０は、学習用データ４１と正解データ４２とからなる。学習用データ４１は、基準画像４１Ａ、放射線エネルギー特性４１Ｂ、物体特性４１Ｃ、および撮影条件４１Ｄを含む。正解データ４２は、ある被写体の放射線画像に基づいて導出された被写体の体厚４２Ａ、骨塩量４２Ｂおよび筋肉量４２Ｃを含む。なお、体厚４２Ａ、骨塩量４２Ｂおよび筋肉量４２Ｃは放射線画像の各画素について求められる値である。

【００４３】

放射線エネルギー特性４１Ｂは、放射線のエネルギースペクトル、管電圧、アルミ半価層および総ろ過量のうちの少なくとも１つを含む。放射線エネルギー特性４１Ｂについては後述する。物体特性４１Ｃは、被写体Ｈ（または後述する基準物体）と放射線検出器５との間に介在される物体である天板３Ａおよびグリッド４のそれぞれの材質および厚さを含む。天板３Ａの材質としては例えばアクリルが挙げられる。グリッド４の材質はグリッド４を構成するインタースペース素材の材質であり、例えばアルミニウムが挙げられる。撮影条件４１Ｄは撮影時の線量、線質、ＳＩＤおよびＳＯＤの少なくとも１つを含む。

【００４４】

教師データ４０は、学習用データ４１として基準物体の厚さ、放射線エネルギー特性、物体の特性、および撮影条件、並びに正解データ４２として体厚、骨塩量および筋肉量の組み合わせを変化させたものが複数用意される。なお、教師データ４０に含まれる正解データ４２の導出については後述する。

【００４５】

学習部２３は、多数の教師データ４０を用いてニューラルネットワークを学習する。図６は、ニューラルネットワーク３０の学習を説明するための図である。ニューラルネットワーク３０の学習を行うに際し、学習部２３は、ニューラルネットワーク３０の入力層３１に、学習用データ４１である基準画像４１Ａ、放射線エネルギー特性４１Ｂ、物体特性４１Ｃおよび撮影条件４１Ｄを入力する。

【００４６】
なお、基準画像４１Ａについては、基準画像４１Ａの各画素の画素値が入力される。放射線エネルギー特性４１Ｂがエネルギースペクトルの場合は放射線エネルギーに対する相対放射線光子数の関係そのもの（すなわち放射線エネルギーに対する相対放射線光子数の値）が入力される。放射線エネルギー特性４１Ｂがアルミ半価層である場合には、管電圧とアルミ半価層との組み合わせが入力される。放射線エネルギー特性４１Ｂが総ろ過量である場合には、管電圧と総ろ過量との組み合わせが入力される。物体特性４１Ｃについては、物体すなわち天板３Ａおよびグリッド４の厚さおよび材質のそれぞれが入力される。撮影条件４１Ｄについては、撮影時の線量、線質、ＳＩＤおよびＳＯＤの値がそれぞれ入力される。

【００４７】
そして、学習部２３は、ニューラルネットワーク３０の出力層３３から、体厚、骨塩量および筋肉量を出力データ４７として出力させる。そして、学習部２３は、出力データ４７と正解データ４２との相違を損失Ｌ０として導出する。なお、損失Ｌ０は、出力データ４７に含まれる体厚、骨塩量および筋肉量のそれぞれと、正解データ４２に含まれる体厚４２Ａ、骨塩量４２Ｂおよび筋肉量４２Ｃのそれぞれとの相違の総和である。

【００４８】
学習部２３は、損失Ｌ０に基づいてニューラルネットワーク３０を学習する。具体的には、学習部２３は、損失Ｌ０を小さくするように、畳み込み層３５におけるカーネルの係数、各層間の結合の重み、および全結合層３７における結合の重み等（以下パラメータ４８とする）を調整する。パラメータ４８の調整方法としては、例えば、誤差逆伝播法を用いることができる。学習部２３は終了条件を満足するまでパラメータ４８の調整を繰り返す。終了条件は、損失Ｌ０が予め定められたしきい値以下となること、または予め定められた回数学習を行うことが挙げられる。

【００４９】
これによって、対象となる被写体Ｈの単純放射線画像Ｇ０が入力された場合に、入力された単純放射線画像Ｇ０の各画素における被写体Ｈの体厚、骨塩量および筋肉量を出力するようにパラメータ４８が調整されて、学習済みニューラルネットワーク２４Ａが構築される。構築された学習済みニューラルネットワーク２４Ａはストレージ１３に記憶される。

【００５０】
図７は学習済みニューラルネットワーク２４Ａが行う処理の概念図である。図７に示すように、上記のようにして構築された学習済みニューラルネットワーク２４Ａに、患者の単純放射線画像Ｇ０が入力されると、学習済みニューラルネットワーク２４Ａは入力された単純放射線画像Ｇ０の各画素についての体厚、骨塩量および筋肉量（すなわち体厚分布、骨塩量分布および筋肉量分布）を出力するようになる。

【００５１】
推定部２４は、対象となる被写体Ｈを撮影することにより取得された単純放射線画像Ｇ０から、被写体Ｈの体厚、骨塩量および筋肉量の推定結果を導出する。本実施形態においては、推定部２４は、学習済みニューラルネットワーク２４Ａに単純放射線画像Ｇ０を入力し、学習済みニューラルネットワーク２４Ａから体厚、骨塩量および筋肉量を出力させることにより、被写体Ｈの体厚、骨塩量および筋肉量の推定結果を導出する。

【００５２】
表示制御部２５は、推定部２４が推定した体厚、骨塩量および筋肉量の推定結果をディスプレイ１４に表示する。図８は推定結果の表示画面を示す図である。図８に示すように表示画面５０には、被写体Ｈの単純放射線画像Ｇ０、体厚の推定結果である体厚画像Ｇｔ、骨塩量の推定結果である骨塩画像Ｇｅおよび筋肉量の推定結果である筋肉画像Ｇｍが表示されている。体厚画像Ｇｔは体厚に応じた模様が付与されている。骨塩画像Ｇｅにおいては骨塩量分布に応じた模様が付与されている。筋肉画像Ｇｍには筋肉量分布に応じた模様が付与されている。

【００５３】

なお、骨塩画像Ｇｅに関して、図８においては説明を簡単なものとするために、大腿骨についてのみ骨塩量を表す模様が付与されている。骨塩画像Ｇｅの下方には、付与された模様についての骨塩量の大小を示すリファレンス５１が表示されている。操作者はリファレンス５１を参照しつつ骨塩画像Ｇｅを読影することにより、骨塩量を容易に認識することができる。なお、模様に代えて、骨塩量に応じて異なる色を骨塩画像Ｇｅに付与するようにしてもよい。

【００５４】

また、筋肉画像Ｇｍに関して、説明のために筋肉画像Ｇｍには骨部領域の輪郭が破線で示されている。また、図８においては説明を簡単なものとするために、大腿骨付近についてのみ筋肉量を表す模様が付与されている。筋肉画像Ｇｍの下方には、付与された模様についての筋肉量の大小を示すリファレンス５２が表示されている。操作者はリファレンス５２を参照しつつ筋肉画像Ｇｍを読影することにより、筋肉量を容易に認識することができる。なお、模様に代えて、筋肉量に応じて異なる色を筋肉画像Ｇｍに付与するようにしてもよい。

【００５５】

以下、教師データ４０の正解データ４２に含まれる体厚、骨塩量および筋肉量の導出について説明する。

【００５６】

図９は、正解データ４２に含まれる体厚、骨塩量および筋肉量を導出する導出装置の機能的な構成を示す図である。なお、導出装置６０はワークステーション、サーバコンピュータおよびパーソナルコンピュータ等のコンピュータであり、図２に示す本実施形態による学習装置および放射線画像処理装置と同様のハードウェア構成を有する。導出装置６０においては、ＣＰＵが導出プログラムを実行することにより、基準画像から散乱線モデルを導出し、散乱線モデルを用いて体厚、骨塩量および筋肉量を導出する。

【００５７】

図９に示すように、導出装置６０は、画像取得部６１、情報取得部６２、減弱係数導出部６３、一次線成分導出部６４、散乱線成分導出部６５、モデル導出部６６、散乱線除去部６７、サブトラクション部６８および組成導出部６９を備える。そして、導出装置６０のＣＰＵが導出プログラムを実行することにより、導出装置６０のＣＰＵは、画像取得部６１、情報取得部６２、減弱係数導出部６３、一次線成分導出部６４、散乱線成分導出部６５、モデル導出部６６、散乱線除去部６７、サブトラクション部６８および組成導出部６９として機能する。

【００５８】

画像取得部６１は、散乱線モデルを導出するに際し、人体を模擬した基準物体の撮影を撮影装置１に行わせることにより基準画像Ｋ０を取得する。この際、使用される放射線検出器は１つのみでよい。なお、基準画像Ｋ０が画像保存システム９に保存されている場合、画像取得部６１は画像保存システム９から基準画像Ｋ０を取得する。

【００５９】

図１０は基準物体の撮影を説明するための図である。なお、基準物体の撮影は図１に示す撮影装置１により行われる。図１０に示すように、基準物体７０は、５ｃｍ、１０ｃｍおよび２０ｃｍ等の異なる厚さの部分を段階的に有し、人体の軟部組織（脂肪および筋肉）と同様の放射線透過率を有する材料からなる。このため、基準物体７０は人体の放射線特性を模擬したものとなる。ここで、軟部組織は筋肉と脂肪とがある割合で混合されてなる。筋肉と脂肪との混合割合は性別および体格等に応じて異なるが、平均的な体脂肪率（６５％）により規定することができる。したがって、筋肉０．７５、脂肪０．６５の割合で混合させた組成に対応する、例えばアクリル等の材料を基準物体として用いる

【００６０】

基準画像Ｋ０を取得するに際し、図１０に示すように、基準物体７０を撮影台３の天板３Ａ上に載置し、放射線源２を駆動してグリッド４を介して放射線検出器（ここでは第１の放射線検出器５）に基準物体７０を透過した放射線を照射することにより、画像取得部

６１が基準画像Ｋ０を取得する。基準画像Ｋ０の各画素の画素値は、基準物体７０を直進した放射線に基づく一次線成分および基準物体７０により散乱された放射線に基づく散乱線成分を含む。

【００６１】

なお、基準物体７０は、図１０に示すように異なる厚さを有する１つの物体に限定されるものではない。それぞれが異なる厚さを有する複数の基準物体を用いてもよい。この場合、複数の基準物体を一度に撮影することにより基準画像Ｋ０を取得してもよく、複数の基準物体を別々に撮影することにより、基準物体のそれぞれに対応する基準画像を取得するようにしてもよい。

【００６２】

一方、画像取得部６１は、被写体Ｈの組成（すなわち骨塩量および筋肉量）を導出するに際して、撮影装置１に被写体Ｈの撮影を行わせることにより、第１および第２の放射線検出器５，６から、被写体Ｈの第１の放射線画像Ｇ１および第２の放射線画像Ｇ２を取得する。なお、第１の放射線画像Ｇ１および第２の放射線画像Ｇ２が画像保存システム９に保存されている場合、画像取得部６１は画像保存システム９から第１の放射線画像Ｇ１および第２の放射線画像Ｇ２を取得する。

【００６３】

基準画像Ｋ０、第１の放射線画像Ｇ１および第２の放射線画像Ｇ２の取得に際しては、撮影時の線量、線質、ＳＩＤおよびＳＯＤ、並びにグリッド４の有無等の撮影条件が設定される。

【００６４】

情報取得部６２は、撮影時に設定された撮影条件を取得する。また、情報取得部６２は、基準物体７０の撮影時における放射線のエネルギー特性を取得する。放射線のエネルギー特性は撮影装置１から取得してもよく、画像保存システム９に放射線のエネルギー特性を保存しておき、画像保存システム９から取得するようにしてもよい。なお、エネルギー特性は、撮影装置１の公称値を使用してもよいが、装置毎に特性の個体差があるため、半導体線量計を用いて予め計測しておくことが好ましい。

【００６５】

ここで、エネルギー特性は、（ｉ）放射線源２から出射される放射線のエネルギースペクトル、（ｉｉ）管電圧［ｋＶ］と総ろ過量［ｍｍＡｌ当量］、および（ｉｉｉ）管電圧［ｋＶ］とアルミ半価層［ｍｍＡｌ］のいずれかにより規定される。放射線のエネルギースペクトルは放射線エネルギー［ｋｅＶ］に対する相対放射線光子数の関係をプロットしたものである。管電圧は発生される放射線エネルギー分布の最大値を意味する。総ろ過量は放射線源２における放射線発生器およびコリメータ等の撮影装置１を構成する各構成部品が持つろ過量を、アルミニウムの厚さに換算したものである。総ろ過量は、大きいほど撮影装置１でのビームハードニングの影響が大きく、放射線の波長分布における高エネルギー成分が多いものとなる。半価層は発生された放射線エネルギー分布に対して、線量を半分に減衰させるために要するアルミニウムの厚さにより定義される。半価層のアルミニウムが厚いほど、放射線の波長分布における高エネルギー成分が多いものとなる。

【００６６】

図１１は放射線のエネルギースペクトルを示す図である。図１１においては、エネルギースペクトルは管電圧９０ｋＶおよび総ろ過量２．５ｍｍＡｌに相当する。なお、総ろ過量２．５ｍｍＡｌは半価層２．９６ｍｍＡｌに相当する。

【００６７】

減弱係数導出部６３は、放射線のエネルギー特性を用いて、基準物体７０と放射線検出器５との間に存在する物体のビームハードニングの影響を反映させた、基準物体７０の厚さと基準物体７０の放射線減弱係数との関係を導出する。

【００６８】

減弱係数導出部６３は、まず情報取得部６２が取得した放射線のエネルギー特性から、周知のＴｕｃｋｅｒの近似式等を用いて、放射線のエネルギースペクトルを導出する。な

お、情報取得部６２が取得したエネルギー特性が放射線のエネルギースペクトルであれば、取得したエネルギースペクトルをそのまま用いればよい。

【００６９】

さらに、減弱係数導出部６３は、人体の軟部組織の放射線減弱特性を用いて、放射線スペクトルのシミュレーションにより、基準物体７０の厚さに依存した放射線減弱係数を導出する。

【００７０】

ここで、放射線源２から出射される放射線のエネルギースペクトルをＳin（Ｅ）、基準物体７０の厚さをｔとしたとき、基準物体７０を透過後の放射線量Ｘbody（ｔ）は、人体の軟部組織の放射線減弱特性μSoft（Ｅ）を用いて下記の式（１）により算出することができる。なお、放射線エネルギーに対する人体の軟部組織、骨部組織およびアルミニウムの放射線減弱係数は、例えば図１２に示すように既知である。アルミニウムはグリッド４のインタースペース素材である。ここで、図１２には基準物体７０の材料であるアクリル（Polymethyl methacrylate、ＰＭＭＡ）の放射線減弱係数も示している。図１２に示すように、アクリルの放射線減弱係数は人体の軟部組織の放射線減弱係数とほぼ一致する。

【数１】

$$X_{body}(t) = \int_0^{\infty} S_{in}(E) \times \exp\{-\mu_{Soft}(E) \times t\} dE \qquad (1)$$

【００７１】

一方、図１に示すように、撮影装置１において基準物体７０の撮影を行う場合、基準物体７０と放射線検出器５，６との間には天板３Ａおよびグリッド４が存在する。天板３Ａの材質がアクリルであり、グリッド４のインタースペース素材がアルミニウムであるものとする。アクリルの放射線減弱係数をμＰＭＭＡ（Ｅ）、天板３Ａの厚さ（すなわちアクリルの厚さ）厚さをｔＰＭＭＡとし、アルミニウムの放射線減弱特性をμAl（Ｅ）、グリッド４（すなわちアルミニウム）の厚さをｔAlとすると、天板３Ａおよびグリッド４を透過した後のＸ線量Ｘout（ｔ）は、下記の式（２）により表される。

【数２】

$$X_{out}(t) = \int_0^{\infty} S_{in}(E) \times \exp\{-\mu_{Soft}(E) \times t\} \times \exp\{-\mu_{PMMA}(E) \times t_{PMMA}\} \times \exp\{-\mu_{Al}(E) \times t_{Al}\} dE \qquad (2)$$

【００７２】

なお、天板３Ａの材質およびグリッド４のインタースペース素材が未知の場合には、上記式（２）により天板３Ａおよびグリッド４を透過した後のＸ線量Ｘout（ｔ）を導出することができない。この場合、放射線源２から出射される放射線のエネルギー特性（ｋＶ，ＴＦ０）および天板３Ａとグリッド４とを透過後の放射線のエネルギー特性（ｋＶ，ＴＦ１）を線量計を用いて計測し、エネルギー特性（ｋＶ，ＴＦ０）およびエネルギー特性（ｋＶ，ＴＦ１）を用いた下記の式（２－１）により、天板３Ａおよびグリッド４を透過した後のＸ線量Ｘout（ｔ）を導出することができる。なお、式（２－１）におけるエネルギー特性はある管電圧［ｋＶ］により出射される放射線の総ろ過量（Total Filteration）［ｍｍＡｌ当量］を表す。

【数３】

$$X_{out}(t) = \int_0^{\infty} S_{in}(E) \times \exp\{-\mu_{Soft}(E) \times t\} \times \exp\{-\mu_{Al}(E) \times (TF1 - TF0)\} dE \qquad (2-1)$$

【００７３】

天板３Ａおよびグリッド４を含めた撮影系における、基準物体７０の放射線減弱係数は、基準物体７０がないとき（すなわち、基準物体７０の厚さが０のとき）の放射線量を基準として、下記の式（３）に示すように、基準物体７０を透過後の放射線が減弱した割合

を指数減衰で表す形となる。

【数４】

$$\frac{X_{out}(t)}{X_{out}(0)} = \exp\{-\mu_{Soft}(t) \times t\} \qquad (3)$$

【００７４】

式（３）を下記の式（４）に示すように軟部組織の放射線減弱係数μSoft（ｔ）について解くことにより、基準物体７０の厚さｔと放射線減弱係数との関係を導出することができる。

【数５】

$$\mu_{Soft}(t) = -\frac{\ln\left\{\frac{X_{out}(t)}{X_{out}(0)}\right\}}{t} \qquad (4)$$

【００７５】

基準物体７０は段階的に複数の異なる厚さを有する。このため、減弱係数導出部６３は、基準物体７０が有する複数の厚さのそれぞれについて、式（４）により放射線減弱係数を導出する。そして、減弱係数導出部６３は、基準物体７０にない厚さの放射線減弱係数については、基準物体７０にある厚さの放射線減弱係数を用いた補間演算を行うことにより、基準物体７０の厚さｔと放射線減弱係数との関係を導出する。図１３は基準物体７０の厚さｔと放射線減弱係数との関係を示す図である。図１３においては、管電圧９０ｋＶおよび総ろ過量２．５ｍｍＡｌの場合の基準物体７０の厚さと放射線減弱係数との関係を示す。減弱係数導出部６３は、放射線のエネルギー特性毎に基準物体７０の厚さと放射線減弱係数との関係を導出し、導出した関係を導出装置６０のストレージに保存する。

【００７６】

一次線成分導出部６４は、減弱係数導出部６３が導出した基準物体７０の厚さと放射線減弱係数との関係に基づいて、基準物体７０の厚さに対応した放射線減弱係数を導出する。さらに、基準物体７０の厚さに対応した放射線減弱係数に基づいて、基準画像Ｋ０に含まれる一次線成分を導出する。

【００７７】

ここで、基準画像Ｋ０の各画素の画素値をＩ０o（ｘ，ｙ）、基準画像Ｋ０の各画素に対応する基準物体７０の厚さをＴ０（ｘ，ｙ）、基準画像Ｋ０の各画素の厚さＴ０（ｘ，ｙ）に対する上記式（４）により導出した放射線減弱係数をμSoft0（ｘ，ｙ）としたとき、一次線成分導出部６４は、下記の式（５）により基準画像Ｋ０の各画素の画素値に含まれる一次線成分Ｉ０p（ｘ，ｙ）を導出する。なお、基準物体７０は複数の厚さを段階的に有するため、一次線成分導出部６４は、基準物体７０にある厚さ毎に一次線成分Ｉ０p（ｘ，ｙ）を導出する。なお、一次線成分導出部６４は、基準物体７０にない厚さに対応する一次線成分については、基準物体７０にある厚さの一次線成分を用いた補間演算を行うことにより、基準物体７０の厚さと一次線成分との関係を導出してもよい。

$$I0p(x,y) = I0o(x,y) \times \exp(-\mu Soft0(x,y) \times T0(x,y)) \qquad (5)$$

【００７８】

散乱線成分導出部６５は、基準画像Ｋ０の画素値と一次線成分との差分に基づいて、基準物体７０に含まれる散乱線成分を導出する。すなわち、散乱線成分導出部６５は、下記の式（６）により散乱線成分Ｉ０s（ｘ，ｙ）を導出する。なお、基準物体７０は複数の厚さを段階的に有するため、基準物体７０の段階的な厚さに対応する散乱線成分Ｉ０s（ｘ，ｙ）を導出することとなる。なお、散乱線成分導出部６５は、基準物体７０にない厚さに対応する散乱線成分については、基準物体７０にある厚さの散乱線成分を用いた補間演算を行うことにより、基準物体７０の厚さと散乱線成分との関係を導出してもよい。

$$I0s(x,y) = I0o(x,y) - I0p(x,y) \qquad (6)$$

【００７９】

モデル導出部６６は、基準物体７０の厚さと一次線成分Ｉ０ｐ（ｘ，ｙ）に対する散乱線成分Ｉ０ｓ（ｘ，ｙ）の割合との関係を表す散乱線モデルを導出する。すなわち、モデル導出部６６は、基準物体７０の厚さ毎に、一次線成分Ｉ０ｐ（ｘ，ｙ）に対する散乱線成分Ｉ０ｓ（ｘ，ｙ）の割合（すなわちＩ０ｓ（ｘ，ｙ）／Ｉ０ｐ（ｘ，ｙ））をＳＴＰＲ(Scatter-to-Primary Ratio）として算出し、基準物体７０の厚さとＳＴＰＲの関係をプロットすることにより散乱線モデルを導出する。なお、基準物体７０の厚さは段階的に異なるため、基準物体７０にない厚さにおけるＳＴＰＲについては、基準物体７０にある厚さにおけるＳＴＰＲを用いた補間演算により導出すればよい。

【００８０】

図１４は散乱線モデルを示す図である。図１４においては、管電圧９０ｋＶおよび総ろ過量２．５ｍｍＡｌの場合の基準物体７０の厚さとＳＴＰＲとの関係を示す。モデル導出部６６は、導出した散乱線モデルを導出装置６０のストレージに保存する。なお、基準物体７０は人体の放射線特性を模擬したものである。このため、図１４に示す散乱線モデルは、被写体Ｈの厚さとＳＴＰＲとの関係を表すものとなる。

【００８１】

なお、散乱線モデルは、撮影装置１の放射線源２が出射することが可能な放射線のエネルギー特性毎に導出して導出装置６０のストレージに保存しておけばよい。

【００８２】

散乱線除去部６７は、モデル導出部６６が導出した散乱線モデルを用いて、画像取得部６１が取得した第１の放射線画像Ｇ１および第２の放射線画像Ｇ２のそれぞれから散乱線成分を除去する。以下、散乱線成分の除去について説明する。散乱線成分を除去する手法としては、例えば、特開２０１５－０４３９６９号公報等に記載された手法等の任意の手法を用いることができる。以下、特開２０１５－０４３９６９号公報に記載された手法を用いた場合の散乱線除去処理について説明する。なお、以降の説明において、散乱線成分が除去された第１および第２の放射線画像についても、参照符号としてＧ１，Ｇ２をそれぞれ用いるものとする。

【００８３】

まず、散乱線除去部６７は、初期体厚分布Ｔｓ（ｘ，ｙ）を有する被写体Ｈの仮想モデルを取得する。仮想モデルは、初期体厚分布Ｔｓ（ｘ，ｙ）に従った体厚が、第１の放射線画像Ｇ１の各画素の座標位置に対応づけられた、被写体Ｈを仮想的に表すデータである。なお、初期体厚分布Ｔｓ（ｘ，ｙ）を有する被写体Ｈの仮想モデルは、導出装置６０のストレージに予め記憶されているものとするが、仮想モデルが保存された外部のサーバから取得するようにしてもよい。

【００８４】

次に、散乱線除去部６７は、下記の式（７）、（８）に示すように、仮想モデルに基づいて、仮想モデルの撮影により得られる一次線画像を推定した推定一次線画像Ｉｐ（ｘ，ｙ）と、仮想モデルの撮影により得られる散乱線画像を推定した推定散乱線画像Ｉｓ（ｘ，ｙ）とを導出する。さらに、散乱線除去部６７は、下記の式（９）に示すように、推定一次線画像Ｉｐ（ｘ，ｙ）と推定散乱線画像Ｉｓ（ｘ，ｙ）とを合成した画像を、被写体Ｈの撮影により得られた第１の放射線画像Ｇ１を推定した推定画像Ｉｍ（ｘ，ｙ）として導出する

$$Ip(x,y) = Io(x,y) \times \exp(-\mu Soft(x,y) \times T(x,y)) \quad (7)$$

$$Is(x,y) = Io(x,y) \times STPR(T(x,y)) * PSF(T(x,y)) \quad (8)$$

$$Im(x,y) = Is(x,y) + Ip(x,y) \quad (9)$$

【００８５】

ここで、（ｘ，ｙ）は第１の放射線画像Ｇ１の画素位置の座標、Ｉｏ（ｘ，ｙ）は画素位置（ｘ，ｙ）における第１の放射線画像Ｇ１の画素値、Ｉｐ（ｘ，ｙ）は画素位置（ｘ，ｙ）における一次線成分、Ｉｓ（ｘ，ｙ）は画素位置（ｘ，ｙ）における散乱線成分である。なお、１回目の推定画像Ｉｍ（ｘ，ｙ）の導出の際には、式（７）、（８）における体厚分布Ｔ（ｘ，ｙ）として、初期体厚分布Ｔｓ（ｘ，ｙ）を用いる。また、式（７）

におけるμSoft（Ｔ（ｘ，ｙ））は、減弱係数導出部６３が導出した、図１３に示す基準物体７０の厚さｔと放射線減弱係数との関係を参照することにより導出する。また、式（８）におけるＳＴＰＲ（Ｔ（ｘ，ｙ））は、被写体Ｈの撮影時に使用した放射線のエネルギー特性に基づいて、モデル導出部６６が導出した、図１４に示す散乱線モデルを参照することにより導出する。

【００８６】

また、式（８）におけるＰＳＦ（Ｔ（ｘ，ｙ））は、体厚分布Ｔ（ｘ，ｙ）に応じて１つの画素から広がる散乱線の分布を表す点拡散関数（Point Spread Function)であり、放射線のエネルギー特性に応じて定義される。また、＊は畳み込み演算を示す演算子である。ＰＳＦは、撮影装置１における照射野の分布、被写体Ｈの組成の分布、撮影時の照射線量、管電圧、撮影距離、および放射線検出器５，６の特性等によっても変化する。このため、ＰＳＦは照射野情報、被写体情報および撮影条件等に応じて、撮影装置１が使用する放射線のエネルギー特性毎に予め実験的に求めておき、導出装置６０のストレージに保存しておけばよい。

【００８７】

次に、散乱線除去部６７は、推定画像Ｉｍと第１の放射線画像Ｇ１との違いが小さくなるように仮想モデルの初期体厚分布Ｔｓ（ｘ，ｙ）を修正する。散乱線除去部６７は、推定画像Ｉｍと第１の放射線画像Ｇ１との違いが予め定められた終了条件を満たすまで、体厚分布Ｔ（ｘ，ｙ）、散乱線成分Ｉｓ（ｘ，ｙ）および一次線成分Ｉｐ（ｘ，ｙ）の導出を繰り返すことにより、体厚分布Ｔ（ｘ，ｙ）、散乱線成分Ｉｓ（ｘ，ｙ）および一次線成分Ｉｐ（ｘ，ｙ）を更新する。散乱線除去部６７は、終了条件を満たした際に式（８）により導出される散乱線成分Ｉｓ（ｘ，ｙ）を第１の放射線画像Ｇ１から減算する。これにより、第１の放射線画像Ｇ１に含まれる散乱線成分が除去される。なお、終了条件を満たした際の体厚分布Ｔ（ｘ，ｙ）が教師データ４０に含まれる正解データ４２の体厚４２Ａとして使用される。

【００８８】

一方、散乱線除去部６７は、第２の放射線画像Ｇ２に対しても上記第１の放射線画像Ｇ１と同様に散乱線除去処理を行う。

【００８９】

サブトラクション部６８は、エネルギーサブトラクション処理を行うことにより、散乱線除去処理済みの第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２から、被写体Ｈの骨部が抽出された骨部画像Ｇｂおよび軟部が抽出された軟部画像Ｇｓを導出する。なお、以降の処理における第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２は、散乱線成分が除去された処理済み放射線画像である。

【００９０】

骨部画像Ｇｂを導出するに際し、サブトラクション部６８は、第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２に対して、下記の式（１０）に示すように、それぞれ対応する画素間での重み付け減算を行うことにより、図１５に示すように、各放射線画像Ｇ１，Ｇ２に含まれる被写体Ｈの骨部が抽出された骨部画像Ｇｂを生成する。式（１０）において、β１は重み付け係数であり、骨部組織および軟部組織の放射線減弱係数に基づいて、式（１０）によって各放射線画像Ｇ１，Ｇ２に含まれる被写体Ｈの骨部を抽出可能な値に設定される。なお、骨部画像Ｇｂにおける骨部領域内の各画素の画素値が骨部画素値となる。

$$Gb(x、y)=G1(x、y)-\beta 1\times G2(x、y) \quad (10)$$

【００９１】

一方、軟部画像Ｇｓを導出する場合には、サブトラクション部６８は、第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２に対して、下記の式（１１）に示すように、それぞれ対応する画素間での重み付け減算を行うことにより、図１６に示すように、各放射線画像Ｇ１，Ｇ２に含まれる被写体Ｈの軟部が抽出された軟部画像Ｇｓを生成する。式（１１）において、β２は重み付け係数であり、骨部組織および軟部組織の放射線減弱係数に基づいて、式（１１）によって各放射線画像Ｇ１，Ｇ２に含まれる被写体Ｈの軟部を抽出可能な値に設定

される。

Ｇｓ（ｘ、ｙ）＝Ｇ１（ｘ、ｙ）－β２×Ｇ２（ｘ、ｙ）　（１１）

【００９２】

なお、軟部画像Ｇｓは、被写体Ｈの軟部組織による軟部領域を表すものである。本実施形態において被写体Ｈの「軟部組織」とは、骨部組織以外のことをいい、具体的には、筋肉組織、脂肪組織、血液、および水分を含む。

【００９３】

組成導出部６９は、被写体Ｈの組成を導出する。具体的には、組成導出部６９は、骨部画像Ｇｂの画素値に基づいて、骨部画像Ｇｂの骨部領域の画素毎に骨塩量を組成として導出する。また、組成導出部６９は、軟部画像Ｇｓにおける軟部領域の画素毎に筋肉量を組成として導出する。まず、骨塩量の導出について説明する。

【００９４】

組成導出部６９は、骨部画像Ｇｂの画素毎に骨塩量を導出する。本実施形態において、組成導出部６９は、骨部画像Ｇｂの各画素値を基準撮影条件により取得した場合の骨画像の画素値に変換することにより骨塩量を導出する。具体的には、組成導出部６９は、後述するルックアップテーブルから取得される補正係数を用いて、骨部画像Ｇｂの各画素値を補正することにより骨塩量を導出する。

【００９５】

ここで、放射線源２における管電圧が高く、放射線源２から放射される放射線が高エネルギーであるほど、放射線画像における軟部と骨部とのコントラストが小さくなる。また、放射線が被写体Ｈを透過する過程において、放射線の低エネルギー成分が被写体Ｈに吸収され、放射線が高エネルギー化するビームハードニングが生じる。ビームハードニングによる放射線の高エネルギー化は、被写体Ｈの体厚が大きいほど大きくなる。

【００９６】

図１７は被写体Ｈの体厚に対する骨部と軟部とのコントラストの関係を示す図である。なお、図１７においては、８０ｋＶ、９０ｋＶおよび１００ｋＶの３つの管電圧における、被写体Ｈの体厚に対する骨部と軟部とのコントラストの関係を示している。図１７に示すように、管電圧が高いほどコントラストは低くなる。また、被写体Ｈの体厚がある値を超えると、体厚が大きいほどコントラストは低くなる。なお、骨部画像Ｇｂにおける骨部領域の画素値が大きいほど、骨部と軟部とのコントラストは大きくなる。このため、図１７に示す関係は、骨部画像Ｇｂにおける骨部領域の画素値が大きいほど、高コントラスト側にシフトすることとなる。

【００９７】

本実施形態において、骨部画像Ｇｂにおける、撮影時の管電圧に応じたコントラストの相違、およびビームハードニングの影響によるコントラストの低下を補正するための補正係数を取得するためのルックアップテーブルが導出装置６０のストレージに保存されている。補正係数は、骨部画像Ｇｂの各画素値を補正するための係数である。

【００９８】

図１８は、導出装置６０のストレージに記憶されるルックアップテーブルの一例を示す図である。図１８において、基準撮影条件を、管電圧９０ｋＶに設定したルックアップテーブルＬＵＴ１が例示されている。図１８に示すようにルックアップテーブルＬＵＴ１において、管電圧が大きいほど、かつ被写体Ｈの体厚が大きいほど、大きい補正係数が設定されている。図１８に示す例において、基準撮影条件が管電圧９０ｋＶであるため、管電圧が９０ｋＶで体厚が０の場合に、補正係数が１となっている。なお、図１８において、ルックアップテーブルＬＵＴ１を２次元で示しているが、補正係数は骨部領域の画素値に応じて異なる。このため、ルックアップテーブルＬＵＴ１は、実際には骨部領域の画素値を表す軸が加わった３次元のテーブルとなる。

【００９９】

組成導出部６９は、被写体Ｈの体厚分布Ｔ（ｘ，ｙ）および導出装置６０のストレージに記憶された撮影条件に含まれる放射線源２の管電圧の設定値に応じた画素毎の補正係数

Ｃ０（ｘ，ｙ）を、ルックアップテーブルＬＵＴ１から抽出する。被写体Ｈの体厚分布Ｔ（ｘ，ｙ）は、散乱線除去部６７において終了条件を満たした際の体厚分布Ｔ（ｘ，ｙ）を用いる。そして、組成導出部６９は、下記式（１２）に示すように、骨部画像Ｇｂにおける骨部領域の各画素の画素値Ｇｂ（ｘ，ｙ）に対して、補正係数Ｃ０（ｘ，ｙ）を乗算することにより、骨部画像Ｇｂの画素毎の骨塩量Ｂ（ｘ，ｙ）（ｇ／ｃｍ^2）を導出する。このようにして導出された骨塩量Ｂ（ｘ，ｙ）は、基準撮影条件である９０ｋＶの管電圧により被写体Ｈを撮影することにより取得され、かつビームハードニングの影響が除去された放射線画像に含まれる骨部領域の画素値を表すものとなる。式（１２）により導出された骨塩量Ｂ（ｘ，ｙ）が、教師データ４０に含まれる正解データ４２の骨塩量４２Ｂとして使用される。

Ｂ（ｘ，ｙ）＝Ｃ０（ｘ，ｙ）×Ｇｂ（ｘ，ｙ）　（１２）

【０１００】

ここで、補正係数Ｃ０（ｘ，ｙ）は以下のようにして導出することができる。まず、被写体Ｈの軟部組織の厚さに応じた骨部組織の放射線減弱係数を導出する。軟部組織と骨部組織とが放射線の透過経路上において重なった状態を仮想し、軟部組織の厚さをｔsoftとすると、放射線減弱係数は軟部組織の厚さに依存した関数として導出することができる。放射線源２から出射される放射線のエネルギースペクトルをＳin（Ｅ）、被写体Ｈの軟部組織の厚さをｔsoftとしたとき、骨部組織がないとした場合の被写体Ｈを透過後の放射線量Ｘout1（ｔsoft）は、人体の軟部組織の放射線減弱特性μSoft（Ｅ）を用いて、被写体Ｈの厚さｔ毎に下記の式（１３）により算出することができる。なお、式（１３）においては、上記式（２）と同様に、被写体Ｈと放射線検出器５，６との間に存在する物体（すなわち天板３Ａおよびグリッド４）の放射線減弱係数を考慮している。

【数６】

$$X_{out1}(t) = \int_0^{\infty} S_{in}(E) \times \exp\{-\mu_{Soft}(E) \times t_{Soft}\} \times \exp\{-\mu_{PMMA}(E) \times t_{PMMA}\} \times \exp\{-\mu_{Al}(E) \times t_{Al}\} dE \qquad (13)$$

【０１０１】

骨部組織がある場合の放射線量Ｘout2（ｔ）は、さらに骨部組織の放射線減弱係数μBone（Ｅ）を用いて下記の式（１４）により導出される。

【数７】

$$X_{out2}(t) = \int_0^{\infty} S_{in}(E) \times \exp\{-\mu_{Soft}(E) \times t_{Soft} - \mu_{Bone}(E) \times t_{Bone}\} \times \exp\{-\mu_{PMMA}(E) \times t_{PMMA}\} \times \exp\{-\mu_{Al}(E) \times t_{Al}\} dE \qquad (14)$$

【０１０２】

骨部組織の放射線減弱係数は、骨部組織がないときの放射線量を基準として、下記の式（１５）に示すように、骨部組織による放射線量の減衰割合を指数減衰で表す形となる。

【数８】

$$\frac{X_{out2}(t)}{X_{out1}(t)} = \exp\{-\mu_{Booe}(t) \times t_{Bone}\} \qquad (15)$$

【０１０３】

式（１５）を下記の式（１６）に示すようにμBone（ｔ）について解くことにより、被写体Ｈの厚さｔと骨部組織の放射線減弱係数との関係を導出することができる。なお、ｔBoneは骨部組織の厚さである。

【数９】

$$\mu_{Bone}(t) = -\frac{\ln\left\{\frac{X_{out2}(t)}{X_{out1}(t)}\right\}}{t_{Bone}} \qquad (16)$$

【０１０４】

補正係数Ｃ０（ｔ）は、撮影部位に応じて定義された平均的な被写体Ｈの厚さｔbaseにおける骨部領域の減弱係数μBone（ｔbase）の骨コントラストを基準とするよう、被写体Ｈの厚さ毎に骨部領域の減弱係数の逆数を乗じた下記の式（１７）により導出される。

【数１０】

$$C0(t) = \frac{\mu_{Bone}(t_{base})}{\mu_{Bone}(t)} \qquad (17)$$

【０１０５】

次いで、筋肉量の導出について説明する。上述したように、軟部組織は、筋肉組織、脂肪組織、血液、および水分を含む。本実施形態においては、軟部組織における脂肪組織以外の組織を筋肉組織とみなす。すなわち、本実施形態においては、血液および水分も含めた非脂肪組織を筋肉組織に含めることにより、筋肉組織として扱うものとする。

【０１０６】

組成導出部６９は、筋肉組織および脂肪組織のエネルギー特性の差を利用して、軟部画像Ｇｓにおいて筋肉と脂肪とを分離する。ここで図１９に示すように、人体である被写体Ｈに入射前の放射線に比べて、被写体Ｈを透過後の放射線の線量は低くなる。また、筋肉組織と脂肪組織とは吸収するエネルギーが異なり、放射線減弱係数が異なるため、被写体Ｈを透過後の放射線のうち、筋肉組織を透過後の放射線と、脂肪組織を透過後の放射線とではエネルギースペクトルが異なる。図１９に示すように、被写体Ｈを透過して、第１の放射線検出器５および第２の放射線検出器６の各々に照射される放射線のエネルギースペクトルは、被写体Ｈの体組成、具体的には、筋肉組織と脂肪組織との割合に依存する。筋肉組織よりも脂肪組織の方が放射線を透過しやすいため、脂肪組織に比べて筋肉組織の割合が多い方が、人体を透過後の放射線の線量が少なくなる。

【０１０７】

このため、組成導出部６９は、軟部画像Ｇｓにおいて、上述した筋肉組織および脂肪組織のエネルギー特性の差を利用して、筋肉と脂肪とを分離する。すなわち、組成導出部６９は、軟部画像Ｇｓから筋肉画像と脂肪画像とを生成する。また、組成導出部６９は、筋肉画像の画素値に基づいて各画素の筋肉量を導出する。

【０１０８】

なお、組成導出部６９が、軟部画像Ｇｓから筋肉と脂肪とを分離する具体的な方法は限定されないが、一例として、組成導出部６９は、下記の式（１８）および式（１９）により、軟部画像Ｇｓから筋肉画像を生成する。具体的には、まず、組成導出部６９は、式（１８）により、軟部画像Ｇｓ内の各画素位置（ｘ，ｙ）における筋肉率ｒｍ（ｘ，ｙ）を導出する。なお、式（１８）におけるμｍは筋肉組織の放射線減弱係数に応じた重み付け係数であり、μＡは脂肪組織の放射線減弱係数に応じた重み付け係数である。また、Δ（ｘ，ｙ）は、濃度差分布を表す。濃度差分布とは、放射線が被写体Ｈを透過することなく第１の放射線検出器５および第２の放射線検出器６に到達することにより得られる濃度から見た濃度変化の画像上の分布である。濃度変化の画像上の分布は、軟部画像Ｇｓにおいて、第１の放射線検出器５および第２の放射線検出器６に放射線が直接照射することにより得られる素抜け領域における濃度から、被写体Ｈの領域における各画素の濃度を減算することにより算出される。

ｒｍ（ｘ，ｙ）={μＡ-Δ（ｘ，ｙ）/Ｔ（ｘ，ｙ）}/(μＡ-μｍ)　（１８）

【０１０９】

さらに、組成導出部６９は、下記式（１９）により、軟部画像Ｇｓから筋肉画像Ｇｍを生成する。

Ｇｍ（ｘ，ｙ）＝ｒｍ（ｘ，ｙ）×Ｇｓ（ｘ，ｙ）　（１９）

【０１１０】

そして、組成導出部６９は、下記（２０）式に示すように、筋肉画像Ｇｍの各画素（ｘ，ｙ）に対して、予め定められた画素値と筋肉量との関係を表す補正係数Ｃ１（ｘ，ｙ）を乗算することにより、筋肉画像Ｇｍの画素毎の筋肉量Ｍ（ｘ，ｙ）（ｇ／ｃｍ^2）を導出する。式（２０）により導出された筋肉量Ｍ（ｘ，ｙ）が、教師データ４０に含まれる正解データ４２の筋肉量４２Ｃとして使用される。

Ｍ（ｘ，ｙ）＝Ｃ１（ｘ，ｙ）×Ｇｍ（ｘ，ｙ）　（２０）

【０１１１】

ここで、補正係数Ｃ１（ｘ，ｙ）は以下のようにして導出することができる。まず、被写体Ｈの軟部の厚さに応じた骨の減弱係数を導出する。脂肪と筋肉とが放射線の透過経路上において重なった状態を仮想し、脂肪の厚さをｔAとすると、放射線減弱係数は脂肪の厚さに依存した関数として導出することができる。

【０１１２】

放射線源２から出射される放射線のエネルギースペクトルをＳin（Ｅ）、被写体Ｈの脂肪の厚さをｔAとしたとき、筋肉がないとした場合の被写体Ｈを透過後の放射線量Ｘout3（ｔ）は、人体の脂肪の放射線減弱特性μＡ（Ｅ）を用いて、被写体Ｈの厚さｔ毎に下記の式（２１）により算出することができる。なお、式（２１）においては、式（２）と同様に、被写体Ｈと放射線検出器５，６との間に存在する物体（すなわち天板３Ａおよびグリッド４）の放射線減弱係数を考慮している。

【数１１】

$$X_{out3}(t)=\int_0^{\infty} S_{in}(E)\times\exp\{-\mu_A(E)\times t_A\}\times\exp\{-\mu_{PMMA}(E)\times t_{PMMA}\}\times\exp\{-\mu_{Al}(E)\times t_{Al}\}dE \qquad (21)$$

【０１１３】

筋肉がある場合の放射線量Ｘout4（ｔ）は、さらに筋肉の放射線減弱係数μＭ（Ｅ）を用いて下記の式（２２）により導出される。

【数１２】

$$X_{out4}(t)=\int_0^{\infty} S_{in}(E)\times\exp\{-\mu_A(E)\times t_A-\mu_M(E)\times t_M\}\times\exp\{-\mu_{PMMA}(E)\times t_{PMMA}\}\times\exp\{-\mu_{Al}(E)\times t_{Al}\}dE \qquad (22)$$

【０１１４】

筋肉の放射線減弱係数は、筋肉がないときの放射線量を基準として、下記の式（２３）に示すように、筋肉による放射線量の減衰割合を指数減衰で表す形となる。

【数１３】

$$\frac{X_{out4}(t)}{X_{out3}(t)}=\exp\{-\mu_M(t)\times t_M\} \qquad (23)$$

【０１１５】

式（２３）を下記の式（２４）に示すようにμＭ（ｔ）について解くことにより、脂肪の厚さｔAと筋肉の放射線減弱係数との関係を導出することができる。なお、ｔＭは筋肉の厚さである。

【数１４】

$$\mu_M(t)=-\frac{\ln\left\{\frac{X_{out4}(t)}{X_{out3}(t)}\right\}}{t_M} \qquad (24)$$

【０１１６】
補正係数Ｃ１（ｔ）は、撮影部位に応じて定義された平均的な被写体Ｈの厚さｔbaseにおける筋肉の放射線減弱係数μＭ（ｔbase）の筋肉コントラストを基準とするよう、被写体Ｈの厚さ毎に筋肉の放射線減弱係数の逆数を乗じた下記の式（２５）により導出される。
【数１５】

$$C1(t) = \frac{\mu_M(t_{base})}{\mu_M(t)} \qquad (25)$$

【０１１７】
次いで、本実施形態において行われる処理について説明する。図２０は本実施形態において行われる学習処理を示すフローチャートである。まず、情報取得部２２が画像保存システム９から教師データ４０を取得し（ステップＳＴ１）、学習部２３が、教師データ４０に含まれる学習用データ４１をニューラルネットワーク３０に入力して体厚、骨塩量および筋肉量を出力させ、正解データ４２との相違に基づく損失Ｌ０を用いてニューラルネットワーク３０を学習し（ステップＳＴ２）、ステップＳＴ１にリターンする。そして、学習部２３は、終了条件を満足するまでステップＳＴ１，ＳＴ２の処理を繰り返し、学習処理を終了する。これにより、学習部２３は、学習済みニューラルネットワーク２４Ａを構築する。
【０１１８】
次いで、本実施形態における体厚、骨塩量および筋肉量の推定結果を導出する放射線画像処理について説明する。図２１は本実施形態における放射線画像処理を示すフローチャートである。なお、処理対象となる単純放射線画像Ｇ０は、撮影により取得されてストレージ１３に記憶されているものとする。処理を開始する指示が入力デバイス１５から入力されると、画像取得部２１が、単純放射線画像Ｇ０をストレージ１３から取得する（ステップＳＴ１１）。次いで、推定部２４が単純放射線画像Ｇ０から体厚、骨塩量および筋肉量の推定結果を導出する（ステップＳＴ１２）。そして、表示制御部２５が、推定結果を単純放射線画像Ｇ０と併せてディスプレイ１４に表示し（ステップＳＴ１３）、処理を終了する。
【０１１９】
このように本実施形態においては、基準画像４１Ａ、放射線エネルギー特性４１Ｂ、物体特性４１Ｃ、および撮影条件４１Ｄを含む学習用データ４１、並びに基準画像４１Ａ、放射線エネルギー特性４１Ｂ、物体特性４１Ｃ、および撮影条件４１Ｄを用いて被写体の放射線画像から導出された体厚４２Ａ、骨塩量４２Ｂおよび筋肉量４２Ｃを含む正解データ４２からなる教師データ４０を用いて学習済みニューラルネットワーク２４Ａを構築するようにした。そして、学習済みニューラルネットワーク２４Ａを用いて、対象となる被写体Ｈを撮影することにより取得した単純放射線画像Ｇ０についての体厚、骨塩量および筋肉量の推定結果を導出するようにした。
【０１２０】
ここで、本実施形態においては、正解データ４２としての体厚４２Ａ、骨塩量４２Ｂおよび筋肉量４２Ｃを導出するに際して、撮影装置１における放射線のエネルギー特性を用いて、被写体Ｈと第１および第２放射線検出器５，６との間に介在させた天板３Ａおよびグリッド４等の物体のビームハードニングの影響を反映させた基準物体７０の厚さと放射線減弱係数との関係を導出し、導出した関係に基づいて、基準画像Ｋ０に含まれる基準物体７０の厚さに応じた一次線成分および散乱線成分を導出し、基準物体７０の厚さと一次線成分に対する散乱線成分の割合との関係を表す散乱線モデルを導出している。そして、導出した散乱線モデルを用いて散乱線成分を除去し、散乱線成分が除去された第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２を用いることにより、被写体Ｈに照射される放射線のエネルギー特性および被写体と放射線検出器との間に介在する物体を考慮して、体厚、骨塩量および筋肉量を導出している。
【０１２１】

このため、本実施形態によれば、構築された学習済みニューラルネットワーク２４Ａを用いることにより、被写体Ｈに照射される放射線のエネルギー特性および被写体Ｈと放射線検出器との間に介在する物体を考慮して、対象となる被写体Ｈの体厚、骨塩量および筋肉量を精度よく推定することができる。

【０１２２】

なお、上記実施形態においては、被写体Ｈの単純放射線画像Ｇ０の入力により、体厚、骨塩量および筋肉量を出力するように学習済みニューラルネットワーク２４Ａを構築しているが、これに限定されるものではない。対象となる被写体Ｈについてのエネルギー分布が異なる第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２の入力により、体厚、骨塩量および筋肉量を出力するように学習済みニューラルネットワーク２４Ａを構築してもよい。

【０１２３】

また、上記実施形態においては、体厚、骨塩量および筋肉量を出力するように学習済みニューラルネットワーク２４Ａを構築しているが、これに限定されるものではない。体厚、骨塩量および筋肉量のいずれか１つまたはこれらのうちの２つの組み合わせを出力するように学習済みニューラルネットワーク２４Ａを構築してもよい。この場合、体厚、骨塩量および筋肉量のいずれか１つまたはこれらのうちの２つの組み合わせを正解データ４２として含む教師データ４０を用意すればよい。このように構築された学習済みニューラルネットワーク２４Ａからは、単純放射線画像Ｇ０、または第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２の入力により体厚、骨塩量および筋肉量のいずれか１つまたはこれらのうちの２つの組み合わせが出力されることとなる。

【０１２４】

また、上記実施形態においては、被写体Ｈと放射線検出器５，６との間に介在する物体は、天板３Ａおよびグリッド４であるが、これに限定されるものではない。グリッド４を使用しない場合、被写体Ｈと放射線検出器５，６との間に介在する物体は、天板３Ａのみとなる。また、臥位ではなく立位で被写体Ｈの撮影を行う場合、天板３Ａを使用することなくグリッド４のみを使用する場合がある。この場合、被写体Ｈと放射線検出器５，６との間に介在する物体は、グリッド４のみとなる。このように、被写体Ｈと放射線検出器５，６との間に介在する物体が、天板３Ａのみまたはグリッド４のみである場合、天板３Ａのみの放射線減弱係数またはグリッド４のみのビームハードニングの影響を反映させた、基準物体７０の厚さと放射線減弱係数との関係を導出して正解データ４２を導出するようにすればよい。

【０１２５】

また、上記実施形態においては、正解データ４２としての筋肉量４２Ｃを導出するに際して、エネルギーサブトラクション処理を行うことにより、散乱線除去処理済みの第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２から、被写体Ｈの軟部組織における筋肉が抽出された筋肉画像Ｇｍを導出するようにしてもよい。筋肉画像Ｇｍを導出する場合には、サブトラクション部６８は、第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２に対して、下記の式（２６）に示すように、それぞれ対応する画素間での重み付け減算を行うことにより、各放射線画像Ｇ１，Ｇ２に含まれる被写体Ｈの筋肉が抽出された筋肉画像Ｇｍを生成すればよい。式（２６）において、β３は重み付け係数であり、脂肪および筋肉の放射線減弱係数に基づいて、式（２６）によって各放射線画像Ｇ１，Ｇ２に含まれる被写体Ｈの筋肉を抽出可能な値に設定される。

$$Gm(x, y) = G1(x, y) - \beta 3 \times G2(x, y) \quad (26)$$

【０１２６】

また、上記実施形態においては、１ショット法により第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２を取得しているが、これに限定されるものではない。撮影を２回行ういわゆる２ショット法により第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２を取得してもよい。２ショット法の場合、被写体Ｈの体動により、第１の放射線画像Ｇ１および第２の放射線画像Ｇ２に含まれる被写体Ｈの位置がずれる可能性がある。このため、第１の放射線画像Ｇ１および第２の放射線画像Ｇ２において、被写体の位置合わせを行った上で、本実施形態の処理を行

うことが好ましい。位置合わせの処理としては、例えば特開２０１１－６５５０６０号公報に記載された手法を用いることができる。特開２０１１－６５５０６０号公報に記載された手法は、第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２のそれぞれについての、周波数帯域が異なる構造物を表す複数の第１の帯域画像および複数の第２の帯域画像を生成し、対応する周波数帯域の第１の帯域画像および第２の帯域画像における、互いに対応する位置の位置ずれ量を取得し、位置ずれ量に基づいて第１の放射線画像Ｇ１と第２の放射線画像Ｇ２との位置合わせを行うようにしたものである。

【０１２７】

また、上記実施形態においては、第１および第２の放射線検出器５，６を用いて被写体Ｈを撮影するシステムにおいて取得した被写体の放射線画像を用いて、学習処理および放射線画像処理を行っているが、放射線検出器に代えて、蓄積性蛍光体シートを用いて被写体の放射線画像を取得するシステムにおいても、本開示の技術を適用できることはもちろんである。この場合において、単純放射線画像Ｇ０の取得は、１枚の蓄積性蛍光体シートに被写体Ｈを透過した放射線を照射して、被写体Ｈの放射線画像情報を蓄積性蛍光体シートに蓄積記録し、蓄積性蛍光体シートから放射線画像情報を光電的に読み取ることにより行えばよい。また、第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２の取得は、２枚の蓄積性蛍光体シートを重ねて被写体Ｈを透過した放射線を照射して、被写体Ｈの放射線画像情報を各蓄積性蛍光体シートに蓄積記録し、各蓄積性蛍光体シートから放射線画像情報を光電的に読み取ることにより行えばよい。なお、蓄積性蛍光体シートを用いて第１および第２の放射線画像Ｇ１，Ｇ２を取得する場合にも、２ショット法を用いるようにしてもよい。

【０１２８】

また、上記実施形態における放射線は、とくに限定されるものではなく、Ｘ線の他、α線またはγ線等を用いることができる。

【０１２９】

また、上記実施形態において、画像取得部２１、情報取得部２２、学習部２３、推定部２４および表示制御部２５といった各種の処理を実行する処理部（Processing Unit）のハードウェア的な構造としては、次に示す各種のプロセッサ（Processor）を用いることができる。上記各種のプロセッサには、上述したように、ソフトウェア（プログラム）を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサであるＣＰＵに加えて、ＦＰＧＡ（Field Programmable Gate Array）等の製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス（Programmable Logic Device :PLD）、ＡＳＩＣ（Application Specific Integrated Circuit）等の特定の処理を実行させるために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路等が含まれる。

【０１３０】

１つの処理部は、これらの各種のプロセッサのうちの１つで構成されてもよいし、同種または異種の２つ以上のプロセッサの組み合わせ（例えば、複数のＦＰＧＡの組み合わせまたはＣＰＵとＦＰＧＡとの組み合わせ）で構成されてもよい。また、複数の処理部を１つのプロセッサで構成してもよい。

【０１３１】

複数の処理部を１つのプロセッサで構成する例としては、第１に、クライアントおよびサーバ等のコンピュータに代表されるように、１つ以上のＣＰＵとソフトウェアとの組み合わせで１つのプロセッサを構成し、このプロセッサが複数の処理部として機能する形態がある。第２に、システムオンチップ（System On Chip:SoC）等に代表されるように、複数の処理部を含むシステム全体の機能を１つのＩＣ（Integrated Circuit）チップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、各種の処理部は、ハードウェア的な構造として、上記各種のプロセッサの１つ以上を用いて構成される。

【０１３２】

さらに、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造としては、より具体的には、半導体素子等の回路素子を組み合わせた電気回路（Circuitry）を用いることができる。

【０１３３】

以下、本開示の付記項を記載する。

（付記項１）

少なくとも１つのプロセッサを備え、

前記プロセッサは、

異なる厚さの基準物体を表す少なくとも１つの基準画像であって、前記基準物体と放射線検出器との間に物体を介在させた状態で前記基準物体を放射線によって撮影した少なくとも１つの基準画像を取得し、

前記放射線のエネルギー特性に対応した、前記基準物体および前記物体によるビームハードニングの影響を反映させた、前記基準物体の厚さと前記基準物体の放射線減弱係数との関係を導出し、

前記基準物体の厚さと前記基準物体の放射線減弱係数との関係に基づいて、前記基準画像に含まれる前記基準物体の厚さに対応した一次線成分を導出し、

前記基準画像と前記一次線成分との差分に基づいて、前記基準画像に含まれる前記基準物体の厚さに対応した散乱線成分を導出し、

前記基準物体の厚さと前記一次線成分に対する前記散乱線成分の割合との関係を表す散乱線モデルを導出する散乱線モデル導出装置。

（付記項２）

前記プロセッサは、前記放射線のエネルギー特性、前記エネルギー特性に対応した前記基準物体の放射線減弱係数、前記基準物体の厚さ、前記エネルギー特性に対応した前記物体の放射線減弱係数、および前記物体の厚さに基づいて、前記基準物体の厚さと前記基準物体の放射線減弱係数との関係を導出する付記項１に記載の散乱線モデル導出装置。

（付記項３）

前記プロセッサは、前記放射線のエネルギー特性、前記エネルギー特性に対応した前記基準物体の放射線減弱係数、前記基準物体の厚さ、前記エネルギー特性に対応した前記物体の放射線減弱係数、および前記物体の透過前後の前記放射線のエネルギー特性に基づいて、前記基準物体の厚さと前記基準物体の放射線減弱係数との関係を導出する付記項１に記載の散乱線モデル導出装置。

（付記項４）

前記プロセッサは、前記基準物体にない厚さについての前記基準物体の厚さと前記基準物体の放射線減弱係数との関係を、前記基準物体にある厚さについての前記基準物体の厚さと前記基準物体の放射線減弱係数との関係を補間することにより導出し、

前記基準物体にない厚さについての一次線成分を、前記基準物体にある厚さについての一次線成分を補間することにより導出し、

前記基準物体にない厚さについての散乱線成分を、前記基準物体にある厚さについての散乱線成分を補間することにより導出し、

前記基準物体にない厚さについての散乱線モデルを、前記基準物体にある厚さについての散乱線モデルを補間することにより導出する付記項１から３のいずれか１項に記載の散乱線モデル導出装置。

（付記項５）

前記物体は、撮影装置において被写体を載置する撮影台の天板、および前記被写体を透過した放射線から散乱線成分を除去するための散乱線除去グリッドの少なくとも一方である付記項１から４のいずれか１項に記載の散乱線モデル導出装置。

（付記項６）

少なくとも１つのプロセッサを備え、

前記プロセッサは、

被写体の少なくとも１つの放射線画像を取得し、

前記被写体の体厚分布を取得し、

付記項１から５のいずれか１項に記載の散乱線モデル導出装置により導出された散乱線モデルおよび前記被写体の体厚分布を用いて、前記放射線画像に含まれる散乱線成分を除去することにより少なくとも１つの処理済み放射線画像を導出する放射線画像処理装置。

（付記項７）
前記プロセッサは、前記散乱線モデルおよび前記被写体の体厚分布を用いて、前記少なくとも１つの放射線画像に含まれる一次線成分を導出し、
前記一次線成分と前記処理済み放射線画像との差分が予め定められた条件を満たすまで、前記体厚分布、前記散乱線成分および前記一次線成分を更新することにより、前記少なくとも１つの処理済み放射線画像を導出する付記項６に記載の放射線画像処理装置。
（付記項８）
前記被写体の放射線画像は、骨部および軟部を含む前記被写体を透過したそれぞれエネルギー分布が互いに異なる放射線に基づく第１の放射線画像および第２の放射線画像であり、
前記プロセッサは、前記散乱線モデルを用いて、前記第１の放射線画像および前記第２の放射線画像のそれぞれから散乱線成分を除去することにより、前記第１の放射線画像および前記第２の放射線画像のそれぞれについての第１の処理済み放射線画像および第２の処理済み放射線画像を導出し、
前記第１の処理済み放射線画像および前記第２の処理済み放射線画像から前記被写体の組成を導出する付記項６または７に記載の放射線画像処理装置。
（付記項９）
前記プロセッサは、前記第１の処理済み放射線画像および前記第２の処理済み放射線画像から前記被写体の骨部を抽出した骨部画像を導出し、
前記骨部画像の画素値に基づいて、前記骨部画像の骨部領域の画素毎に骨塩量を前記組成として導出する付記項８に記載の放射線画像処理装置。
（付記項１０）
前記プロセッサは、前記骨部の放射線減弱係数に基づいて導出された補正係数により前記骨部画像の画素値を補正することによって、前記骨部領域の画素毎に骨塩量を導出する付記項９に記載の放射線画像処理装置。
（付記項１１）
前記補正係数は、前記被写体と前記第１および第２の放射線画像を取得する放射線検出器との間に介在される物体の放射線減弱係数にも基づいて導出される付記項１０に記載の放射線画像処理装置。
（付記項１２）
前記プロセッサは、前記第１の処理済み放射線画像および前記第２の処理済み放射線画像から前記被写体の筋肉を抽出した筋肉画像を導出し、
前記筋肉画像の画素値に基づいて、前記筋肉画像の画素毎に筋肉量を前記組成として導出する付記項８に記載の放射線画像処理装置。
（付記項１３）
前記プロセッサは、前記第１の処理済み放射線画像および前記第２の処理済み放射線画像から前記被写体の軟部を抽出した軟部画像を導出し、
前記軟部画像から前記筋肉画像を導出し、
前記筋肉の放射線減弱係数に基づいて導出された補正係数により前記筋肉画像の画素値を補正することによって、前記筋肉画像の画素毎に筋肉量を導出する付記項１２に記載の放射線画像処理装置。
（付記項１４）
前記補正係数は、前記被写体と前記第１および第２の放射線画像を取得する放射線検出器との間に介在される物体の放射線減弱係数にも基づいて導出される付記項１３に記載の放射線画像処理装置。
（付記項１５）
前記プロセッサは、前記組成をディスプレイに表示する付記項８から１４のいずれか１項に記載の放射線画像処理装置。
（付記項１６）
異なる厚さの基準物体を表す少なくとも１つの基準画像であって、前記基準物体と放射

線検出器との間に物体を介在させた状態で前記基準物体を放射線によって撮影した少なくとも１つの基準画像を取得し、

前記放射線のエネルギー特性に対応した、前記基準物体および前記物体によるビームハードニングの影響を反映させた、前記基準物体の厚さと前記基準物体の放射線減弱係数との関係を導出し、

前記基準物体の厚さと前記基準物体の放射線減弱係数との関係に基づいて、前記基準画像に含まれる前記基準物体の厚さに対応した一次線成分を導出し、

前記基準画像と前記一次線成分との差分に基づいて、前記基準画像に含まれる前記基準物体の厚さに対応した散乱線成分を導出し、

前記基準物体の厚さと前記一次線成分に対する前記散乱線成分の割合との関係を表す散乱線モデルを導出する散乱線モデル導出方法。

（付記項１７）

被写体の少なくとも１つの放射線画像を取得し、

前記被写体の体厚分布を取得し、

付記項１から５のいずれか１項に記載の散乱線モデル導出装置により導出された散乱線モデルおよび前記被写体の体厚分布を用いて、前記放射線画像に含まれる散乱線成分を除去することにより少なくとも１つの処理済み放射線画像を導出する放射線画像処理方法。

（付記項１８）

異なる厚さの基準物体を表す少なくとも１つの基準画像であって、前記基準物体と放射線検出器との間に物体を介在させた状態で前記基準物体を放射線によって撮影した少なくとも１つの基準画像を取得する手順と、

前記放射線のエネルギー特性に対応した、前記基準物体および前記物体によるビームハードニングの影響を反映させた、前記基準物体の厚さと前記基準物体の放射線減弱係数との関係を導出する手順と、

前記基準物体の厚さと前記基準物体の放射線減弱係数との関係に基づいて、前記基準画像に含まれる前記基準物体の厚さに対応した一次線成分を導出する手順と、

前記基準画像と前記一次線成分との差分に基づいて、前記基準画像に含まれる前記基準物体の厚さに対応した散乱線成分を導出する手順と、

前記基準物体の厚さと前記一次線成分に対する前記散乱線成分の割合との関係を表す散乱線モデルを導出する手順とをコンピュータに実行させる散乱線モデル導出プログラム。

（付記項１９）

被写体の少なくとも１つの放射線画像を取得する手順と、

前記被写体の体厚分布を取得する手順と、

付記項１から５のいずれか１項に記載の散乱線モデル導出装置により導出された散乱線モデルおよび前記被写体の体厚分布を用いて、前記放射線画像に含まれる散乱線成分を除去することにより少なくとも１つの処理済み放射線画像を導出する手順とをコンピュータに実行させる放射線画像処理プログラム。

【符号の説明】

【０１３４】

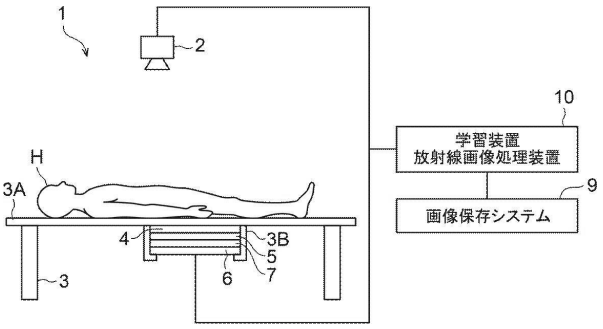
１　撮影装置
２　放射線源
３　撮影台
３Ａ　天板
３Ｂ　取付部
４　グリッド
５，６　放射線検出器
７　放射線エネルギー変換フィルタ
１０　放射線画像処理装置
１１　ＣＰＵ
１２　メモリ

１３　ストレージ
１４　ディスプレイ
１５　入力デバイス
１６　メモリ
１７　ネットワークＩ／Ｆ
１８　バス
２１　画像取得部
２２　情報取得部
２３　学習部
２４　推定部
２４Ａ　学習済みニューラルネットワーク
２５　表示制御部
３０　ニューラルネットワーク
３１　入力層
３２　中間層
３３　出力層
３５　畳み込み層
３６　プーリング層
３７　全結合層
４０　教師データ
４１　学習用データ
４１Ａ　基準画像
４１Ｂ　放射線エネルギー特性
４１Ｃ　物体特製
４１Ｄ　撮影条件
４２　正解データ
４２Ａ　体厚
４２Ｂ　骨塩量
４２Ｃ　筋肉量
４７　出力データ
４８　パラメータ
５０　表示画面
５１，５２　リファレンス
６０　導出装置
６１　画像取得部
６２　情報取得部
６３　減弱係数導出部
６４　一次線成分導出部
６５　散乱線成分導出部
６６　モデル導出部
６７　散乱線除去部
６８　サブトラクション部
６９　組成導出部
７０　基準物体
Ｇ１　第１の放射線画像
Ｇ２　第２の放射線画像
Ｇｅ　骨塩画像
Ｇｂ　骨部画像
Ｇｍ　筋肉画像
Ｇｓ　軟部画像

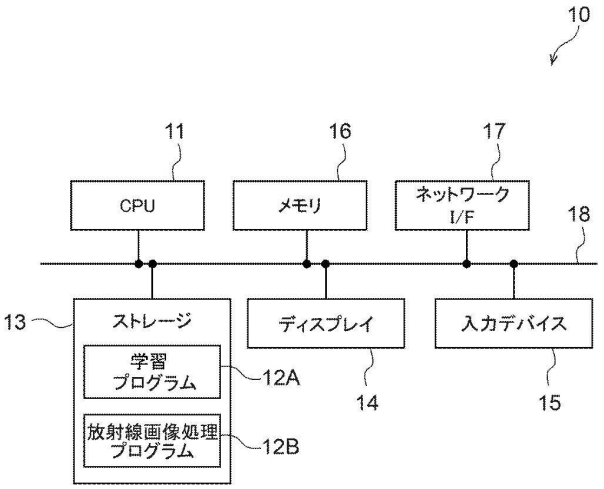
Ｇｔ　体厚画像
Ｋ０　基準画像
ＬＵＴ１　ルックアップテーブル

【図面】

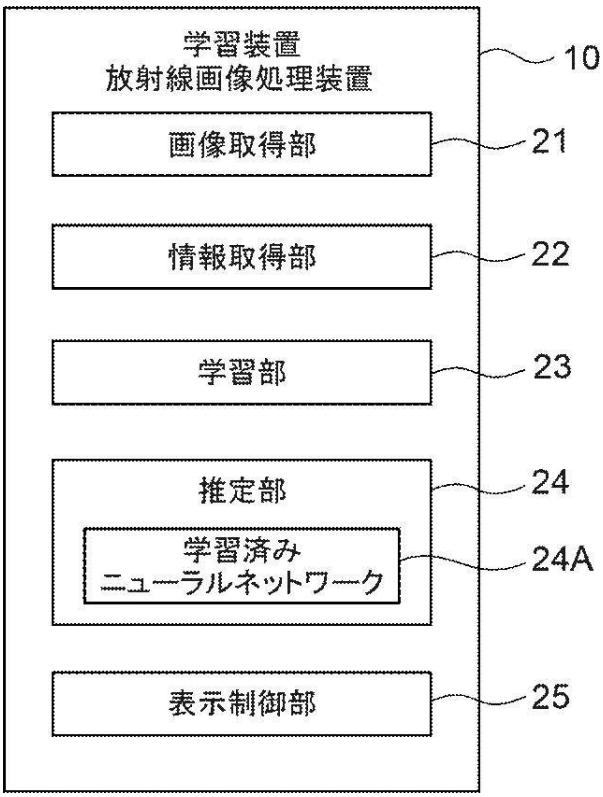
【図１】



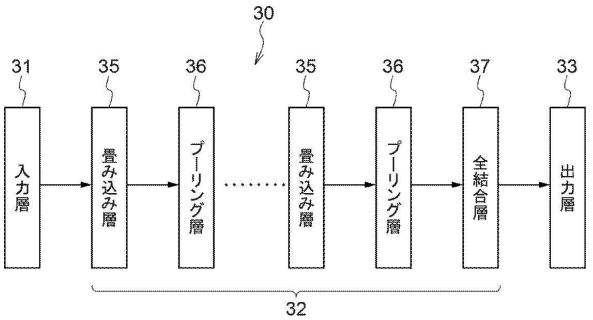
【図２】



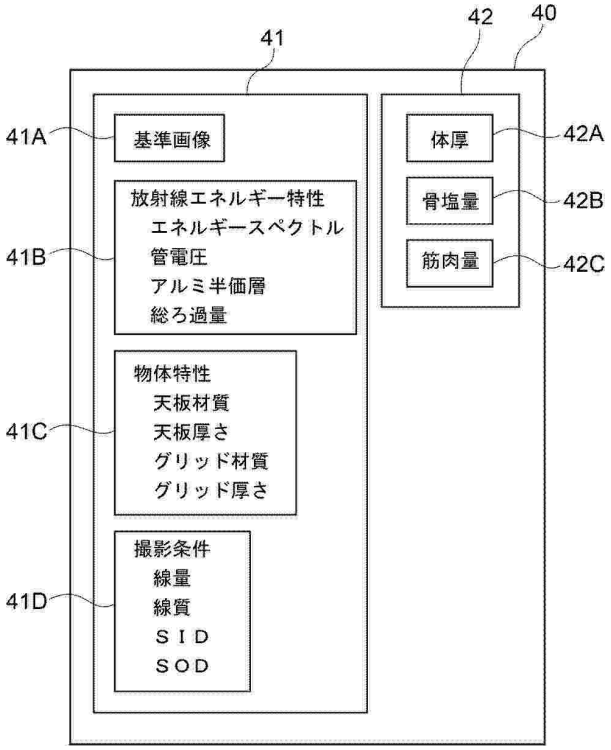
【図３】



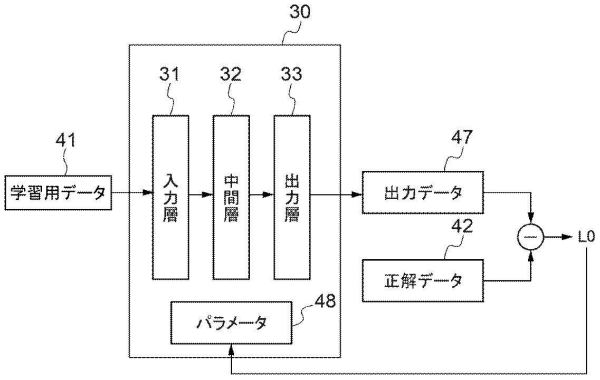
【図４】



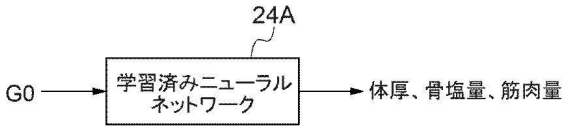
【図５】


41
42
40
41A
基準画像
41B
放射線エネルギー特性
エネルギースペクトル
管電圧
アルミ半価層
総ろ過量
41C
物体特性
天板材質
天板厚さ
グリッド材質
グリッド厚さ
41D
撮影条件
線量
線質
ＳＩＤ
ＳＯＤ
体厚
42A
骨塩量
42B
筋肉量
42C

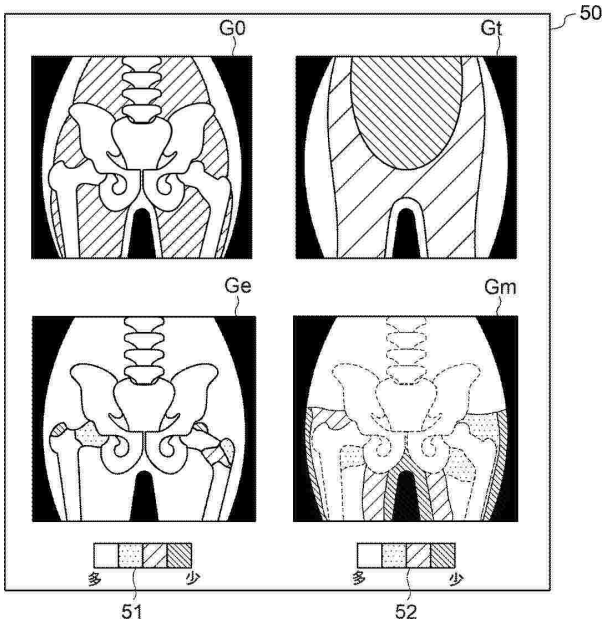
【図６】


30
31
32
33
41
学習用データ
入力層
中間層
出力層
47
出力データ
42
正解データ
L0
48
パラメータ

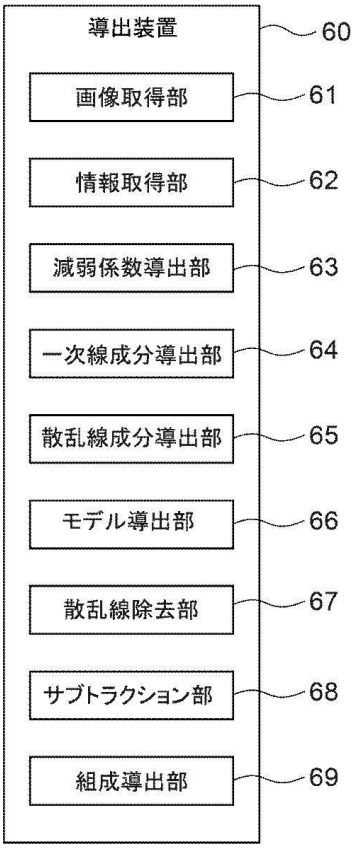
【図７】


24A
G0
学習済みニューラルネットワーク
体厚、骨塩量、筋肉量

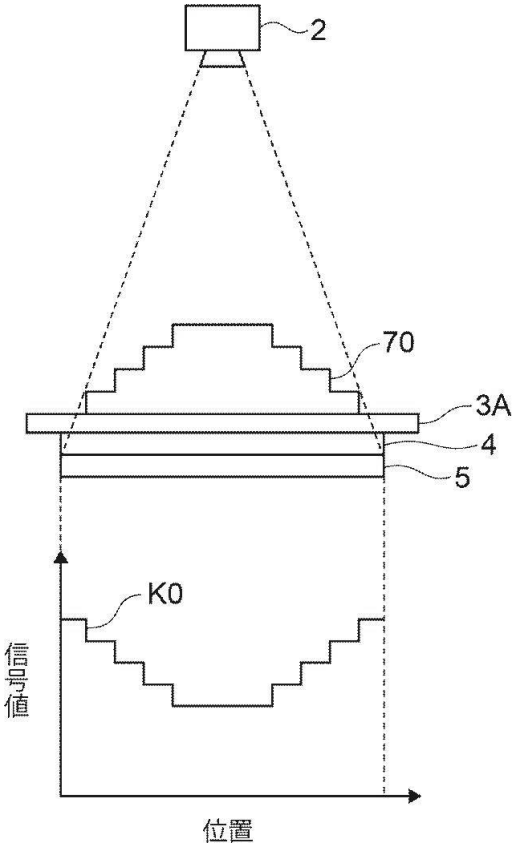
【図８】


50
G0
Gt
Ge
Gm
多
少
51
多
少
52

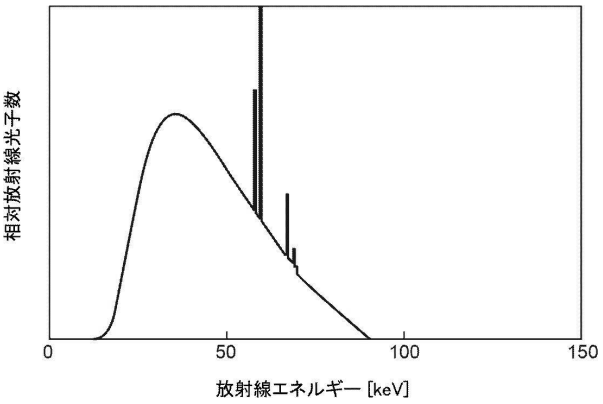
【図９】



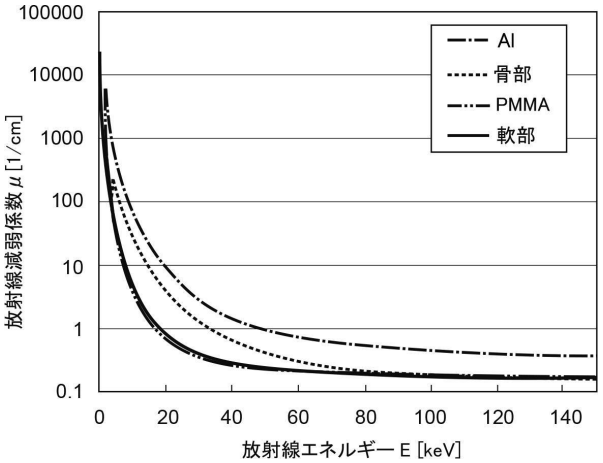
【図１０】



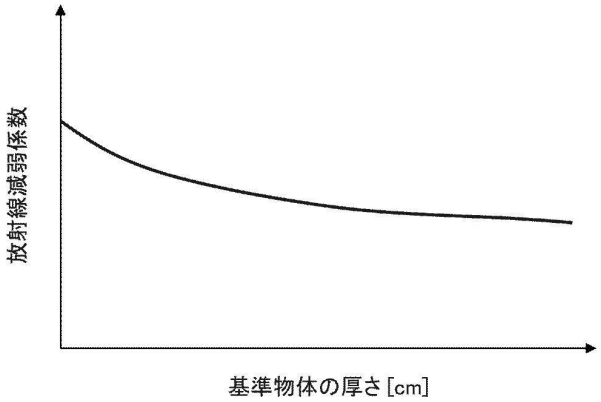
【図１１】



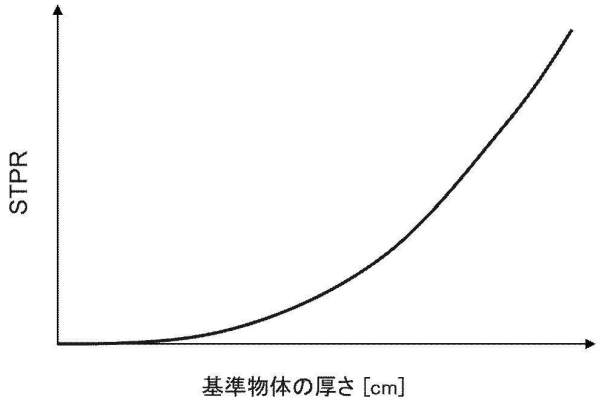
【図１２】



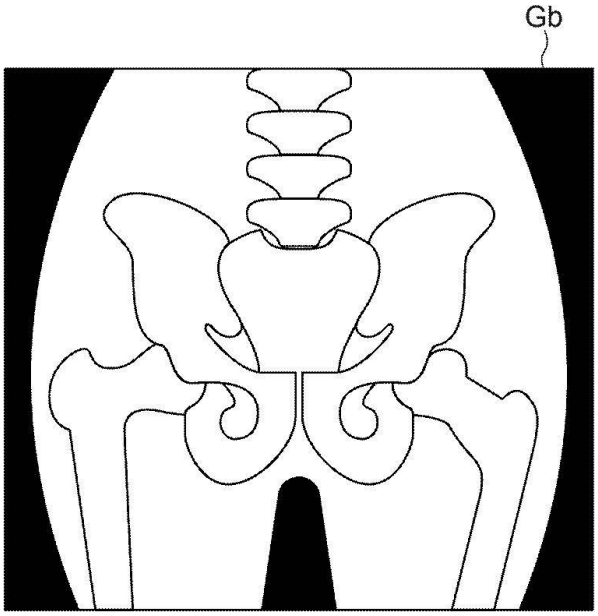
【図１３】



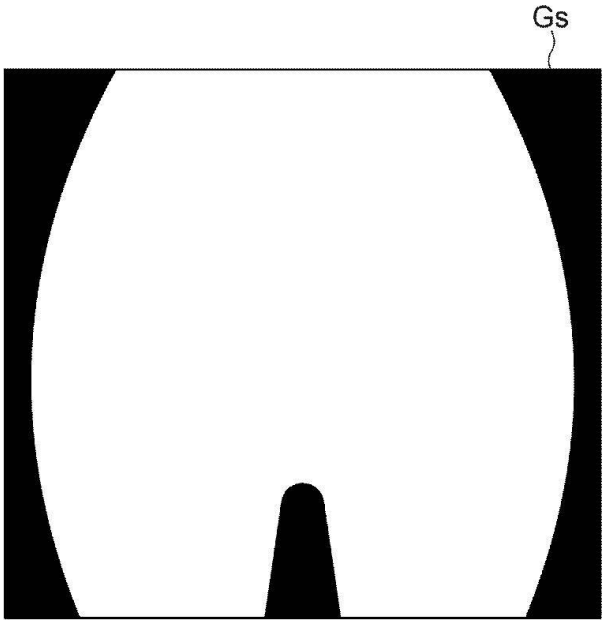
【図１４】



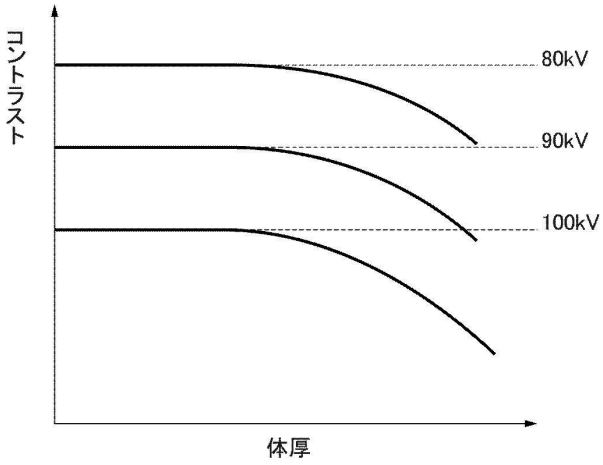
【図１５】



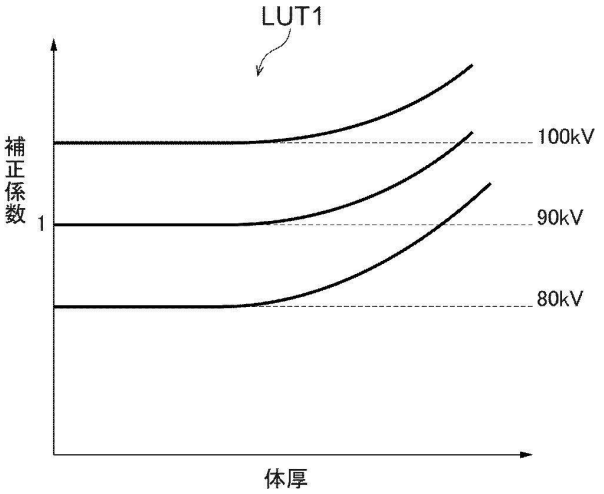
【図１６】



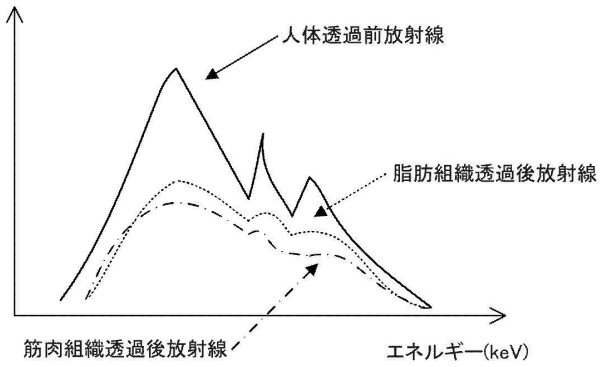
【図１７】



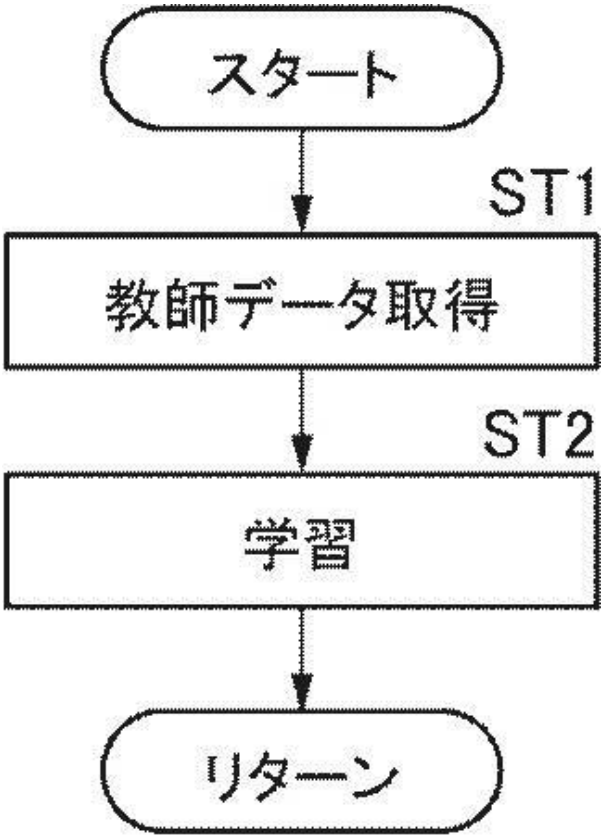
【図１８】



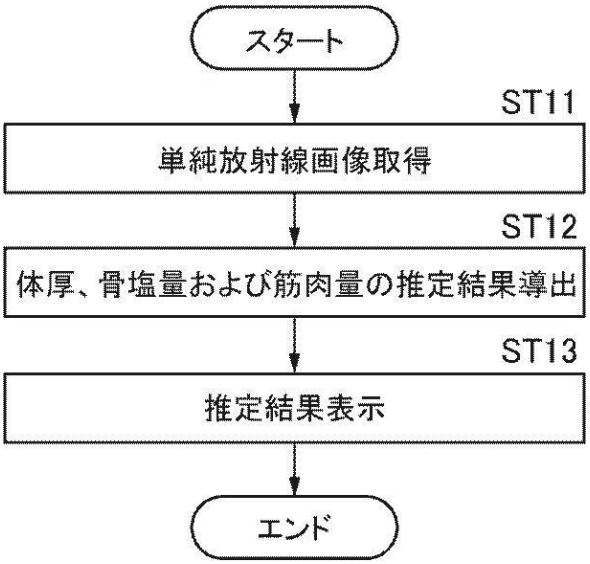
【図１９】



【図２０】



【図２１】


スタート
ST11
単純放射線画像取得
ST12
体厚、骨塩量および筋肉量の推定結果導出
ST13
推定結果表示
エンド

フロントページの続き

(56)参考文献　国際公開第２０２０／０５４７３８（WO，Ａ１）
米国特許出願公開第２０１２／００１４５８４（ＵＳ，Ａ１）
特開２０１９－２０２０３５（ＪＰ，Ａ）
国際公開第２０１９／１９９６４４（WO，Ａ１）

(58)調査した分野　(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　６／００ － ６／５８
Ｇ０１Ｔ　７／００ － ７／１２