

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/146164

発行日 平成29年4月13日 (2017. 4. 13)

(43) 国際公開日 平成27年10月1日 (2015. 10. 1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 N 5/10 (2006.01)	A 6 1 N 5/10 P	4 C 0 8 2
	A 6 1 N 5/10 F	
	A 6 1 N 5/10 H	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

出願番号 特願2016-510041 (P2016-510041)	(71) 出願人 301032942
(21) 国際出願番号 PCT/JP2015/001692	国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構
(22) 国際出願日 平成27年3月25日 (2015. 3. 25)	千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(31) 優先権主張番号 特願2014-68506 (P2014-68506)	(74) 代理人 100135781
(32) 優先日 平成26年3月28日 (2014. 3. 28)	弁理士 西原 広徳
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 松原 礼明
	千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
	国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構 内
	(72) 発明者 松藤 成弘
	千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
	国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構 内

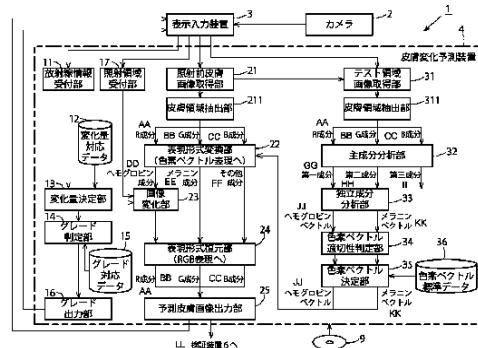
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線照射による皮膚変化予測装置と検証装置

(57) 【要約】

放射線照射による皮膚反応を事前に精度よく予測できる放射線照射による皮膚変化予測装置、検証装置、およびこれらのプログラムを提供する。

放射線照射による皮膚変化予測装置4に、照射予定の放射線の放射線情報の入力を受け付ける放射線情報受付部11と、生体の皮膚を撮影した皮膚画像を取得する照射前皮膚画像取得部21と、前記放射線情報により定まる放射線を照射したことによる前記皮膚の変化を演算して前記皮膚画像から変化後の予測皮膚画像を得る変化演算部と、前記予測皮膚画像を出力する予測皮膚画像出力部25とを備えた。変化演算部は、表現形式変換部22と、変化量決定部13と、画像変化部23と、表現形式復元部24とで構成される。



- 2 Camera
- 3 Display input device
- 4 Prediction device for skin change
- 11 Radiation information accepting unit
- 12 Amount-of-change correspondence data
- 13 Amount-of-change deciding unit
- 14 Grade determining unit
- 15 Grade correspondence data
- 16 Grade outputting unit
- 17 Exposure region accepting unit
- 21 Pre-exposure skin image acquiring unit
- 21/1/1 Skin region sampling unit
- 22 Form-of-expression converting unit (to color vector expression)
- 23 Image changing unit
- 24 Form-of-expression restoring unit (to RGB expression)
- 25 Prediction skin image outputting unit
- 31 Test region image acquiring unit
- 32 Principal component analyzing unit
- 33 Independent component analyzing unit
- 34 Color vector suitability determining unit
- 35 Color vector deciding unit
- 36 Color vector standard data
- AA R component
- BB G component
- CC B component
- DD Hemoglobin component
- EE Melanin component
- FF Other component(s)
- GG First component
- HH Second component
- II Third component
- JJ Hemoglobin vector
- KK Melanin vector
- LL To verification device (6)

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照射予定の放射線の放射線情報の入力を受け付ける放射線情報受付部と、
生体の皮膚を撮影した皮膚画像を取得する皮膚画像取得部と、
前記放射線情報により定まる放射線を照射したことによる前記皮膚の変化を演算して前記
皮膚画像から変化後の予測皮膚画像を得る変化演算部と、
前記予測皮膚画像を出力する出力部とを備えた
放射線照射による皮膚変化予測装置。

【請求項 2】

前記変化演算部は、
前記皮膚画像を、元の色成分による表現形式である皮膚画像色成分データから生体要素成
分による表現形式である皮膚画像生体要素成分データに変換する表現形式変換部と、
一部の前記皮膚画像生体要素成分データが前記放射線情報で定められる放射線照射によっ
て変化する変化量を決定する変化量決定部と、
前記変化量に応じて前記一部の皮膚画像生体要素成分データを変化させる変化部と、
変化後の画像を元のカラー画像の表現形式に復元する表現形式復元部とを有する
請求項 1 記載の放射線照射による皮膚変化予測装置。

10

【請求項 3】

前記変化量決定部により決定した変化量に基づいて、前記従来グレードの区分単位より
も細かい新グレードでのグレード値を算出するグレード値算出部を備えた
請求項 1 または 2 記載の放射線照射による皮膚変化予測装置。

20

【請求項 4】

前記皮膚画像取得部で得た皮膚画像から皮膚領域を抽出する皮膚領域抽出部を備え、
前記変化演算部は、前記皮膚領域の皮膚画像を用いた演算により変化後の予測皮膚画像を
得る構成である
請求項 1、2、または 3 記載の放射線照射による皮膚変化予測装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか一つに記載の放射線照射による皮膚変化予測装置から前記予
測皮膚画像を取得する予測皮膚画像取得部と、
放射線照射後に皮膚が撮影された照射後皮膚画像を取得する照射後皮膚画像取得部と、
前記予測皮膚画像と前記照射後皮膚画像とに基づいて放射線照射が適切に行われたか否か
を検証する検証部とを備えた
検証装置。

30

【請求項 6】

コンピュータを、
照射予定の放射線の放射線情報の入力を受け付ける放射線情報受付部と、
生体の皮膚を撮影した皮膚画像を取得する皮膚画像取得部と、
前記放射線情報により定まる放射線を照射したことによる前記皮膚の変化を演算して前記
皮膚画像から変化後の予測皮膚画像を得る変化演算部と、
前記予測皮膚画像を出力する出力部
として機能させる
放射線照射による皮膚変化予測プログラム。

40

【請求項 7】

コンピュータを、
請求項 6 記載の放射線照射による皮膚変化予測プログラムから前記予測皮膚画像を取得す
る予測皮膚画像取得部と、
放射線照射後に皮膚が撮影された照射後皮膚画像を取得する照射後皮膚画像取得部と、
前記予測皮膚画像と前記照射後皮膚画像とに基づいて放射線照射が適切に行われたか否か
を検証する検証部として機能させる
検証プログラム。

50

【請求項 8】

生体の皮膚の変化要因となる要因情報を要因情報受付部により受け付け、前記生体の皮膚を撮影した皮膚画像を皮膚画像取得部により取得し、前記要因情報により定まる要因が生じたことによる前記皮膚の変化を変化演算部により演算して前記皮膚画像から変化後の予測皮膚画像を得、前記予測皮膚画像を出力部により出力する皮膚変化予測方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、例えば、放射線照射による皮膚変化を事前に予測するような放射線照射による皮膚変化予測装置と皮膚変化予測プログラム、および、予測結果と実際の皮膚変化を検証するような検証装置と検証プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

人や動物等の生体の外から放射線を照射する放射線治療において、治療の対象となる腫瘍は、多くの場合に体内に存在する。このため、放射線治療は、放射線の通り道となる皮膚への被曝という副作用を常に伴う。

【0003】

放射線治療後の皮膚は、放射線の照射領域において、急性の皮膚反応が生じることによって赤く炎症している。従って、放射線治療によって腫瘍に投与する放射線量は、この皮膚反応によって制限される。また、この皮膚反応は、治療後の患者の生活の質（クオリティオブライフ：QOL）とも密接に関係している。このため、放射線治療によって生じる皮膚反応を事前に予測することができれば、治療で照射する放射線量の決定を容易にでき、また、治療後の患者の生活の質を向上することができる。

【0004】

ここで、特許文献を調査したところ、放射線治療用放射線モニタシステムが提案されていた（特許文献1参照）。このシステムは、放射線治療を受けている患者に浴びせられる放射線の吸収線量を推定することを目的としている。

【0005】

しかし、このシステムは実際に照射された放射線の吸収線量を測定しようとするものであり、放射線照射による皮膚反応を事前に予測するようなものではなかった。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0006】**

【特許文献1】特表2005-512028号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

この発明は、上述の問題に鑑みて、放射線照射による皮膚反応を事前に精度よく予測できる放射線照射による皮膚変化予測装置、検証装置、放射線照射による皮膚変化予測プログラム、および検証プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0008】**

この発明は、照射予定の放射線の放射線情報の入力を受け付ける放射線情報受付部と、生体の皮膚を撮影した皮膚画像を取得する皮膚画像取得部と、前記放射線情報により定まる放射線を照射したことによる前記皮膚の変化を演算して前記皮膚画像から変化後の予測皮膚画像を得る変化演算部と、前記予測皮膚画像を出力する出力部とを備えた放射線照射による皮膚変化予測装置とこれを利用した検証装置、およびこれらのプログラムであることを特徴とする。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【0009】

この発明により、放射線照射による皮膚反応を事前に精度よく予測できる放射線照射による皮膚変化予測装置、検証装置、放射線照射による皮膚変化予測プログラム、および検証プログラムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】皮膚変化予測システムの構成を示すブロック図。

【図2】放射線照射によるグレード決定の説明図。

【図3】皮膚変化の説明図。

【図4】グレード判定画面の画面構成図。

【図5】皮膚変化検証システムの構成を示すブロック図。

【図6】照射領域の検証用画像を示す説明図。

【図7】皮膚領域抽出効果を説明する説明図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

光子線治療および陽子線・重粒子線治療等の放射線治療において、放射線照射による皮膚反応は、一般に次の4段階のグレードで表される。

グレード1：軽い紅斑

グレード2：強い紅斑

グレード3：水泡、糜爛（ピラン）

グレード4：潰瘍

【0012】

このグレード表現は、非常に荒いものであり、医師が皮膚の状態を目視確認してグレードを判別しているのが現状である。このため、このグレードを定量的に精度よく把握できるようにし、医師間でも共通尺度で意思疎通を図れるようにする必要があった。

【0013】

発明者らは、放射線照射による皮膚反応を放射線治療前に精度よく予測できる方法を研究した。当初は、皮膚反応によって肌が赤くなることに着目し、カメラで撮影したRGB表現形式の画像からR成分（赤色成分）を取り出すことで、皮膚が被曝する放射線量（以下、皮膚線量という。）と皮膚反応の関係を検証して放射線照射後の皮膚画像を作成することを検討した。

【0014】

しかし、実際に試験を行い、照射による皮膚線量と、照射後の皮膚の撮影画像から得られる皮膚反応の程度との相関性を確認すると、皮膚線量とR成分の変化量とが必ずしも対応しなかった。このため、放射線照射前に皮膚を撮影した皮膚画像から成分を分離して、放射線照射による皮膚反応後の皮膚画像を精度良く作成することは、非常に困難であった。

【0015】

発明者らは、鋭意研究したものの、研究を開始してから約10年の間、皮膚線量から皮膚反応を精度よく予測する方法は発見されなかった。

【0016】

ここで、皮膚が赤く炎症する反応は、ダメージを受けた細胞を修復するために皮膚表面付近の毛細血管が拡張して血流量を増やそうとする生体反応の結果である。このため、発明者らは、血液中の色素であるヘモグロビン流量と、赤い炎症として現れる皮膚反応の程度が相関している可能性があることに着目した。また、ヘモグロビン流量は、治療に要する放射線量とも相関している可能性にも着目した。

【0017】

そうすると、皮膚線量とヘモグロビン流量の相関性を臨床データから把握できれば、皮膚線量と皮膚反応の関係を定量的に把握できる可能性がある。

10

20

30

40

50

【0018】

しかし、ヘモグロビン流量という尺度のみでは、医師間の意思疎通においても感覚的に理解し難く、目で見えてわかる皮膚反応（軽い紅斑、強い紅斑、水泡・糜爛、潰瘍）、特に変化後の皮膚画像で示すことが望まれる。

【0019】

一方、化粧効果や健康状態の定量的評価のために顔の肌色を構成する主成分であるメラニンとヘモグロビンの相対的色素含量をデジタル画像のRGB値から抽出する技術が開発された（特許文献：特開2002-200050、非特許文献：Tsumura N, et al.: Image-based skin color and texture analysis/synthesis by extracting hemoglobin and melanin information in the skin, ACM Trans. Graphics 22, 770, 2003.）。この技術を適用すると、撮影した皮膚画像からヘモグロビン量を意図的に操作したような合成画像を得ることが出来、この操作を画像の中の特定の領域にだけ選択的に行うことも可能である。

10

【0020】

しかし、放射線治療による皮膚反応は、グレード1（軽い紅斑）からグレード4（潰瘍）までであるために赤味だけで表現できるわけではなく、過去の研究で撮影画像のR成分の変化と皮膚線量との相関が取れなかったことから、この技術を応用することには困難性があると考えられた。

20

【0021】

発明者らは、鋭意研究した結果、放射線治療においては、グレード1～グレード2の間で放射線治療計画を立てられることから、グレード1～グレード2を重視すれば良いことを着想した。そして、グレード1～グレード2であれば、ヘモグロビン流量と皮膚線量との間に相関がとれ、かつ、ヘモグロビン流量と皮膚反応との間にも相関がとれるのではないかとこのことを着想した。

【0022】

そして、発明者らは、皮膚を撮影したRGB表現形式の皮膚画像（反射光）を、ヘモグロビン成分等の生体要素（吸光成分）で表現する生体要素表現形式に変換し、そのうちのヘモグロビン成分に対して、照射予定の放射線による皮膚線量に対応するヘモグロビン流量変化量を適用し、生体要素表現形式からRGB表現形式に皮膚画像を戻すことで、皮膚線量に応じた皮膚反応を予測した予測皮膚画像の作成に成功した。

30

【0023】

また、これとともに、精度の高いグレード判定を実現し、医師間の意思疎通の尺度を定量化するとともに細かくすることを実現した。

以下、この発明の一実施形態を図面と共に説明する。

【実施例】

【0024】

図1は、皮膚変化予測システム1の構成を示すブロック図であり、図2は、放射線照射によるグレード決定の説明図であり、図3は、皮膚変化の説明図である。

40

【0025】

図1に示すように、皮膚変化予測システム1は、撮影装置であるカメラ2と、パーソナルコンピュータである表示入力装置3と、パーソナルコンピュータである皮膚変化予測装置4とで構成されている。なお、図3の各画像は、元はカラー画像であるが、モノクロ画像となる特許図面上で違いをわかりやすくするために、実際のものよりも全て一定濃度で濃度を濃くしたものである。

【0026】

カメラ2は、生体の皮膚を撮影した撮影画像データ（皮膚画像色成分データ）を表示入力装置3へ送信する。この撮影画像データは、図3（A）に示すRGB表現形式（図示はモノクロで表示されるが、実際にはカラー画像である）の皮膚画像のデータである。ここ

50

で取得される撮影画像データは、撮影環境として撮影対象の皮膚に当たっている照明量がある程度の一様性を有していることが必要である。この一様性は厳密である必要はなく、不自然な不均一さが無い程度でよい。

【0027】

なお、撮影画像の色成分は、光の三原色（RGB表現形式）であるR成分（赤）とG成分（緑）とB成分（青）、または、色の三原色（SMY表現形式）であるC成分（シアン）とM成分（マゼンタ）とY成分（イエロー）、あるいは、印刷の四原色（CMYK表現形式）であるC成分（シアン）とM成分（マゼンタ）とY成分（イエロー）とK成分（ブラック）等、色を表現する適宜の成分で構成することができる。この実施例では、好ましい色成分として光の三原色を用いている。

10

【0028】

表示入力装置3は、操作入力を受け付けるキーボードとマウスまたはタッチパネルなどの入力部と、画像表示を行う液晶ディスプレイまたはCRTモニタ等の表示部と、データおよびプログラムを記憶するハードディスク等の記憶部と、前記プログラムに従って各種動作や演算を行うCPUとROMとRAMによる制御部と、カメラ2や皮膚変化予測装置4等の外部機器と接続されてデータ送受信を行うUSB等の接続インターフェースとを備えている。

【0029】

表示入力装置3は、カメラ2から受信した撮影画像データを皮膚変化予測装置4に送信する処理、撮影画像と入力部で構成される入力画面を表示して皮膚線量、照射領域、およびテスト領域を入力させる処理、入力された皮膚線量、照射領域、およびテスト領域を皮膚変化予測装置4に送信する処理を実行する。

20

【0030】

皮膚変化予測装置4は、少なくともプログラムおよびデータを記憶する記憶部と、前記プログラムに従って各種動作や演算を行うCPUと、表示入力装置3等の外部機器を接続するUSB等の接続インターフェースとを備えている。記憶部には、記録媒体9から皮膚変化予測プログラムがインストールされている。なお、皮膚変化予測装置4は、表示入力装置3と同様に、入力部および表示部等をさらに備えても良い。この皮膚変化予測装置4は、画像処理を行う画像処理装置でもある。

【0031】

皮膚変化予測装置4は、記憶部のプログラムに従って制御部が動作する処理機能部として、放射線情報受付部11（要因情報受付部）、変化量対応データ12、変化量決定部13、グレード判定部14、グレード対応データ15、グレード出力部16、照射領域受付部17、照射前皮膚画像取得部21（皮膚画像取得部）、皮膚領域抽出部211、表現形式変換部22、画像変化部23、表現形式復元部24、予測皮膚画像出力部25、テスト領域画像取得部31、皮膚領域抽出部311、主成分分析部32、独立成分分析部33、色素ベクトル適切性判定部34、色素ベクトル決定部35、及び色素ベクトル標準データ36を備えている。このうちの表現形式変換部22と、変化量決定部13と、画像変化部23と、表現形式復元部24は、放射線照射による皮膚変化を演算する変化演算部として機能する。

30

40

【0032】

放射線情報受付部11は、放射線治療計画における放射線情報（要因情報）の入力を表示入力装置3により受け付ける。この放射線情報の受付は、手入力によって入力される、USB等の情報媒体から入力される、あるいは治療計画装置から通信手段を介して受信するなど、適宜の方法によって実行するとよい。このとき受け付ける放射線情報は、少なくとも放射線種別と線量を必須とし、放射線種別によってはさらに線質を必須とする。具体的には、放射線種別がX線であれば、線量の入力を受け付ける。放射線種別が荷電粒子線（陽子、炭素を含む重イオン粒子）であれば、線量と線質の入力を受け付ける。線量は物理的に測定可能な吸収線量（単位 グレイ（Gy）、または臨床効果の指標として生物学的効果比（RBE）を乗じた臨床線量（単位 Gy（RBE））で表現され、線質は粒

50

子の単位長さあたりのエネルギー付与量（LETまたは線エネルギー、単位 $\text{keV}/\text{micrometer}$ ）で表現される。また、放射線情報には、放射線を照射するタイミングに関して、基準日からの経過時間（経過日数）も受け付ける。なお、本明細書において、「皮膚線量」の用語は、X線であれば線量を指すもの、荷電粒子線であれば線量と線質を指すものとして用いる。

【0033】

変化量対応データ12は、皮膚線量とヘモグロビン流量の変化量に対応付けたデータである。このデータは、皮膚線量とヘモグロビン流量の数値に対応付けた表データとする、あるいは、皮膚線量を入力するとヘモグロビン流量が算出される計算式データとするなど、適宜の形式のデータとすることができる。この変化量対応データ12は、皮膚線量照射前後の照射領域のヘモグロビン量がレーザー血流計等の測定器によって測定され、皮膚線量と対応づけられた臨床データを用いて、事前に作成され登録されたものである。

10

【0034】

ここで、本実施例における変化量対応データ12を詳述する。

図2(A)は、ヘモグロビン色素画像の画素値である $H(x, y)$ とヘモグロビン流量（皮膚血流量）の変化量の測定結果をプロットしたグラフである。全データに対して原点を通る直線でフィットすると、傾きは $0.0139(20)(\text{ml}/\text{min}/100\text{g})^{-1}$ であった。相関係数は0.74であり、両者の間に相関があると言える。なお図中に点線で図示するエラーバンドに、照明環境に起因する15%の画素値の誤差、血流量測定に起因する $0.2\text{ml}/\text{min}/100\text{g}$ の誤差、そしてフィットによる誤差を二乗和して算出されている。血流量測定に起因する誤差とは主には心拍による生体的な効果が原因である。

20

【0035】

図2(B)は、皮膚線量とヘモグロビン流量の関係のデータをプロットしたグラフである。この定量関係が皮膚障害における皮膚の紅斑の度合いを数値化する重要な関係となる。グラフ中の塗りつぶしシンボルはレーザー血流計によって直接測定されたデータであり、中抜きシンボルは図2(A)の関係式を用いて画像解析した画素値から変換して得たヘモグロビン流量（血流量）である。その結果、 $0.205(18)\text{ml}/\text{min}/100\text{g}/\text{Gy}(RBE)$ の傾きを得た。レーザーによるデータだけの場合の相関係数は0.75、画像も含めた全データの場合は0.60であり相関が認められる。ここで図中に点線で図示するエラーバンドは、血流量測定に起因する $0.2\text{ml}/\text{min}/100\text{g}$ の誤差、そしてフィットによる誤差を二乗和して算出されている。

30

【0036】

従って、本実施例においては、ヘモグロビン色素画像の画素値に対するヘモグロビン流量（皮膚血流量）の変化量の傾き $0.0139(20)(\text{ml}/\text{min}/100\text{g})^{-1}$ 、および、ヘモグロビン流量に対する皮膚線量の傾き $0.205(18)\text{ml}/\text{min}/100\text{g}/\text{Gy}(RBE)$ を変化量対応データ12としている。

【0037】

このように、ヘモグロビン色素画像の画素値とヘモグロビン流量（皮膚血流量）に相関関係があり、かつ、ヘモグロビン流量（皮膚血流量）と皮膚線量に相関関係があることから、ヘモグロビン色素画像における画素値変化量から皮膚線量を推定する、逆に皮膚線量からヘモグロビン色素画像における画素値変化量を推定することができる。

40

【0038】

変化量決定部13は、放射線情報受付部11から取得する放射線情報と変化量対応データ12に基づいて、ヘモグロビン流量を変化させる変化量を決定する。決定した変化量は、画像変化部23へ送信する。

【0039】

グレード判定部14は、放射線情報受付部11から変化量決定部13を介して受け取る放射線情報と、グレード対応データ15に基づいて、グレードを判定する。この時判定するグレードは、例えば従来の4段階のグレードをさらに10倍の精細度が高めた40段階

50

のグレードとするなど、精度よく詳細なグレードとする。グレード判定部 14 は、判定したグレードをグレード出力部 16 へ送信する。

【0040】

グレード対応データ 15 は、放射線情報とグレードを対応付けるためのデータであり、表形式のデータとする、あるいは、放射線情報の数値を代入することで解を求める演算式とするなど、適宜の形式のデータとすることができる。

【0041】

このグレード対応データ 15 は、臨床データによって事前に作成されたものである。詳述すると、図 2 (C) 及び図 2 (D) は、画素値変化量から算出できるヘモグロビン流量 (血流量) とグレード判定の関係を示すグラフであり、第一縦軸 (図示左側の縦軸) がヘモグロビン流量 (血流量)、横軸がグレードを示している。図 2 (C) における第二縦軸 (図示右側の縦軸) は画素値変化量、図 2 (D) における第二縦軸 (図示右側の縦軸) は皮膚線量を示している。

10

【0042】

このグラフより、本実施例では、グレード対応データ 15 として、ヘモグロビン流量 (血流量) が 6.4 ml/min/100g 以上増加する場合にグレードは 2 以上と定めた。また、本実施例では、ヘモグロビン流量変化 (血流量変化) との変換係数を使うと、グレード 1/2 の境界線に対応する画素値変化量、皮膚線量が算出でき、それぞれ $0.09, 32 \text{ Gy (RBE)}$ 程度と推測される。この場合の誤差は、 $\pm 20\%$ である。

20

【0043】

なお、グレード判定の閾値は上記数値に限られるものではなく、適宜定めることができる。重要なことは、グラフに示すように、ヘモグロビン流量 (血流量)、皮膚線量、画素値変化量のそれぞれが精密なグレード値と 1:1 で定量的に対応付けられていることである。

【0044】

グレード出力部 16 は、グレード判定部 14 で得られたグレードを表示入力装置 3 へ送信し、表示入力装置 3 にグレード表示画面として表示する、

照射領域受付部 17 は、生体の皮膚のうち放射線治療計画において放射線を照射する照射領域の入力を表示入力装置 3 から受け付ける。照射領域受付部 17 は、受け付けた照射領域を画像変化部 23 へ送信する。

30

【0045】

照射前皮膚画像取得部 21 は、放射線照射前に皮膚を撮影した照射前皮膚画像データを表示入力装置 3 から取得する。この照射前皮膚画像データは、RGB 表現形式であるため、R 成分と G 成分と B 成分に容易に分離できる。照射前皮膚画像取得部 21 は、この分離可能な照射前皮膚画像データを表現形式変換部 22 へ送信する。

【0046】

皮膚領域抽出部 211 は、照射前皮膚画像取得部 21 で取得した照射前皮膚画像データから皮膚領域 (肌領域) を抽出する。この皮膚領域の抽出は、照射前皮膚画像データの各ピクセルのうち、皮膚領域条件を満たすピクセルを抽出することで実行する。

【0047】

皮膚領域条件は、RGB 表現形式における次の条件を全て満たすピクセルを皮膚領域とする。

40

< 皮膚領域条件 >

$$R > R_th$$

$$G/R > R_ratio1$$

$$B/R > R_ratio2$$

(注) R は R 成分の濃度 (例えば $0 \sim 255$) を示す。

G は G 成分の濃度 (例えば $0 \sim 255$) を示す。

B は B 成分の濃度 (例えば $0 \sim 255$) を示す。

R_th は所定値であり、例えば $100 \sim 160$ とする、あるいは 10 とすること

50

ができる。なお、R__t hは、10以上とすることができ、50以上とすることが好ましく、100以上とすることがより好ましい。また、R__t hは、200以下とすることが好ましく、160以下とすることがより好ましい。

R__r a t i o 1は所定値であり、例えば1.1とする、あるいは1.0とする等、適宜の値とすることができ、なお、R__r a t i o 1は、0.5~1.5とすることが好ましく、0.9~1.2とすることがより好ましく、1.0~1.1とすることがさらに好ましい。

R__r a t i o 2は所定値であり、例えば1.1とする、あるいは1.0とする等、適宜の値とすることができ、なお、R__r a t i o 2は、0.5~1.5とすることが好ましく、0.9~1.2とすることがより好ましく、1.0~1.1とすることがさらに好ましい。

10

【0048】

なお、上記皮膚領域の抽出条件により適切な画像を得るための撮影条件は、(1)肌色が認識できる程度の明るさがあること、(2)不自然な影や白とびが生じることなく皮膚領域が照らされていること、の2点のみである。この2点の条件をクリアできていれば、上記皮膚領域の抽出が良好に行われる。なお、条件(2)においては、皮膚領域が略均一に照らされていることがより好ましい。

【0049】

表現形式変換部22は、取得した照射前皮膚画像データ(皮膚領域抽出済み)を、RGB表現形式から色素ベクトル表現形式へ変換する。この変換は、色素ベクトル決定部35から受け取る色素ベクトルを用いることで実行する。ここで、色素ベクトルとは、本実施形態においてヘモグロビンベクトルとメラニンベクトルを指す。色素ベクトル表現形式は、ヘモグロビン成分と、メラニン成分と、その他成分の3成分に情報が分離されている。表現形式変換部22による表現形式の変更の詳細については後述する。

20

【0050】

画像変化部23は、照射前皮膚画像データから表現形式変換部22によって抽出されたヘモグロビン成分のうち、照射領域受付部17によって定められた照射領域に対して、変化量決定部13で決定した変化量を適用し、当該照射領域のヘモグロビン成分を変化させる。この画像変化部23による画像変化処理の詳細は後述する。

【0051】

表現形式復元部24は、変化量決定部13で変化させた後の色素ベクトル表現形式の画像データ(皮膚画像生体要素成分データ)を、RGB表現形式に変換することで表現形式の復元を実行する。表現形式復元部24は、復元後のRGB表現形式の画像データを予測皮膚画像として予測皮膚画像出力部25へ送信する。

30

【0052】

予測皮膚画像出力部25は、受信した予測皮膚画像を表示入力装置3へ送信し、表示させる。

【0053】

テスト領域画像取得部31は、表示入力装置3によって入力されたテスト領域を取得する。このテスト領域は、撮影した皮膚画像の一部を選択した領域であり、例えば100ピクセル×100ピクセルの小領域とするなど、適宜の領域とすることができ、

40

【0054】

皮膚領域抽出部311は、テスト領域の皮膚画像に対して皮膚領域抽出部211と同一の操作を実施して肌画像を抽出する。なお、この皮膚領域抽出部311を設けず、皮膚領域抽出部211で抽出された皮膚領域からテスト領域画像取得部31がテスト領域を抽出する構成としてもよい。

【0055】

主成分分析部32は、テスト領域の皮膚画像(皮膚領域抽出済み)に対して主成分分析(多変量解析の一種)を行う。主成分分析部32は、最も相関の高い方向(最も分布の広い方向)へ主成分の座標軸(第一成分の第一軸)を取り出し、以降、それまでの座標軸に

50

直交する平面（多次元上での平面）の上で最も相関の高い方向（最も分布の広い方向）へ第 n 成分の第 n 軸を取り出す作業を繰り返す。演算した結果は、最も相関のある高い第一成分（第一軸）と、この第一成分に直交する第二成分（第二軸）の二軸により、98%以上を表現できている。このため、残りの成分をまとめて第三成分として破棄し、以降の処理で第一成分と第二成分のみを用いる。これにより、皮膚変化予測装置 4 は、高精度かつ高速の処理を実現している。テスト領域画像での画像データを主成分分析したベクトルで表現すると、次の（数 1）に示す式となる。

【0056】

【数 1】

$$\begin{pmatrix} r_{test} \\ g_{test} \\ b_{test} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_0 \\ g_0 \\ b_0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} r_{ave} \\ g_{ave} \\ b_{ave} \end{pmatrix} + pc1 \begin{pmatrix} r_1 \\ g_1 \\ b_1 \end{pmatrix} + pc2 \begin{pmatrix} r_2 \\ g_2 \\ b_2 \end{pmatrix} + pc3 \begin{pmatrix} r_3 \\ g_3 \\ b_3 \end{pmatrix}$$

10

（注） (r_0, g_0, b_0) は、肌色のベース色を示す。

$r_{ave}, g_{ave}, b_{ave}$ は、画像中の (r, g, b) の値から (r_0, g_0, b_0) の値を減算した後の値の平均値を示す。

$pc1$ は第一成分、 $pc2$ は第二成分、 $pc3$ は第三成分を示す。

(r_1, g_1, b_1) は、第一成分を表すベクトルである。

(r_2, g_2, b_2) は、第二成分を表すベクトルである。

(r_3, g_3, b_3) は、第三成分を表すベクトルである。

20

なお、各ベクトルは 1 に規格化されており、互いに直交しているためお互いの内積はゼロとなる。

【0057】

独立成分分析部 33 は、主成分分析部 32 で得られた第一成分と第二成分で表現されるデータに対して独立成分分析（多変量解析の一種）を実行し、各軸が最も独立な状態となる直交しない二軸の座標軸を取る。得られた座標軸の各成分は、一方の成分がヘモグロビンベクトルとなり、他方の成分がメラニンベクトルとなる。テスト領域画像での画像データを独立成分分析したベクトルで表現すると、次の（数 2）に示す式となる。

30

【0058】

【数 2】

$$\begin{pmatrix} r_{test} \\ g_{test} \\ b_{test} \end{pmatrix} \cong \begin{pmatrix} r_0 \\ g_0 \\ b_0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} r_{ave} \\ g_{ave} \\ b_{ave} \end{pmatrix} + h \begin{pmatrix} r_h \\ g_h \\ b_h \end{pmatrix} + m \begin{pmatrix} r_m \\ g_m \\ b_m \end{pmatrix}$$

40

（注） $r_{ave}, g_{ave}, b_{ave}$ は、画像中の (r, g, b) の値から (r_0, g_0, b_0) の値を減算した後の値の平均値を示す。

(r_h, g_h, b_h) は、ヘモグロビンベクトルを表す。

(r_m, g_m, b_m) は、メラニンベクトルを表す。

h は、ヘモグロビン量（ヘモグロビン座標）を示す係数である。

m は、メラニン量（メラニン座標）を示す係数である。

なお、等号ではなく近似等号を使っているのは、第三成分を無視したためである。また、各色素ベクトルは 1 に規格化されているが、色素ベクトル同士に直交関係はない。

また、上記（数 1）および（数 2）では平均値 $r_{ave}, g_{ave}, b_{ave}$ を各成分

50

に加算することを明確に表記しているが、平均値 r_{ave} 、 g_{ave} 、 b_{ave} を（数 1）及び（数 2）の数式における R_0 、 B_0 、 G_0 に含ませて表現上は見えない形に表現してもよい。この場合でも、同じ意味の数式であるから、RGB 表現形式をヘモグロビンベクトル等が用いられた生体要素表現形式に変換することができる。

【0059】

色素ベクトル適切性判定部 34 は、得られた色素ベクトルが適切か否かを判定する。詳しく述べると、テスト領域画像取得部 31 で取得されるテスト領域は、主成分分析部 32 でヘモグロビンとメラニンとを第一成分と第二成分に選び、独立成分分析部 33 で独立成分として分離してくれるものでなければならない。このようなテスト領域が操作者によって表示入力装置 3 で入力されたか否かを判定するために、色素ベクトル適切性判定部 34 は、得られた色素ベクトルがヘモグロビンベクトルとメラニンベクトルであるか否かを判定する。

10

【0060】

色素ベクトル決定部 35 は、色素ベクトル適切性判定部 34 による判定結果が「適切」であれば、独立成分分析部 33 から送信されたヘモグロビンベクトルとメラニンベクトルを色素ベクトルとして決定する。色素ベクトル適切性判定部 34 による判定結果が「不適切」であれば、色素ベクトル決定部 35 は、色素ベクトル標準データ 36 から標準的なヘモグロビンベクトルとメラニンベクトルを取得して、これを色素ベクトルとして決定する。色素ベクトル決定部 35 は、決定したヘモグロビンベクトルとメラニンベクトルを表現形式変換部 22 へ送信する。なお、この実施例では、一度不適切であれば色素ベクトル標準データ 36 を使用することとしているが、これに限らず、テスト領域の取得から適否の判定までを複数回繰り返し、所定回数繰り返しても全て不適切であった場合に色素ベクトル標準データ 36 を用いる構成としてもよい。

20

【0061】

色素ベクトル標準データ 36 は、予め算出された標準的な色素ベクトル（ヘモグロビンベクトルとメラニンベクトル）を記憶している。

【0062】

< 表現形式変換部 22 による表現形式の変更の詳細 >

表現形式変換部 22 は、独立成分分析部 33 で得られた色素ベクトルを用いて、 (r, g, b) の三成分を、次の（数 3）の式に示す (h, m, s) の三成分に線形変換（座標変換）する。

30

【0063】

【数 3】

$$\begin{pmatrix} r \\ g \\ b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_0 \\ g_0 \\ b_0 \end{pmatrix} + h \begin{pmatrix} r_h \\ g_h \\ b_h \end{pmatrix} + m \begin{pmatrix} r_m \\ g_m \\ b_m \end{pmatrix} + s \begin{pmatrix} 1/\sqrt{3} \\ 1/\sqrt{3} \\ 1/\sqrt{3} \end{pmatrix}$$

40

（注） s は、照明の単位ベクトル（陰影ベクトル）の係数であり、ヘモグロビンおよびメラニンによる色素ベクトルにて表現できない情報をすべて押し込んだものに該当する。

【0064】

ここで、（数 3）への線形変換について説明する。（数 3）をより正確に表現すると、次の（数 4）で表すことができる。

【数4】

$$\begin{pmatrix} r(x,y) \\ g(x,y) \\ b(x,y) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_0 \\ g_0 \\ b_0 \end{pmatrix} + H(x,y) \begin{pmatrix} r_h \\ g_h \\ b_h \end{pmatrix} + M(x,y) \begin{pmatrix} r_m \\ g_m \\ b_m \end{pmatrix} + S(x,y) \begin{pmatrix} 1/\sqrt{3} \\ 1/\sqrt{3} \\ 1/\sqrt{3} \end{pmatrix}$$

(注) (x, y) の二次元の位置関数になっている変数は画像データのピクセル毎に異なる値が入る。

10

(x, y) の関数になっていない箇所は定数であることを意味している。

【0065】

上記(数4)は、(r(x, y), g(x, y), b(x, y)) で表現されていたフルカラー画像が (H(x, y), M(x, y), S(x, y)) の三種類の色素画像に分解されることを示している。

【0066】

ここで、H(x, y), M(x, y), S(x, y) は、次の(数5)で表すことができる。

【数5】

$$H(x, y) = h(x, y) + h_{ave}$$

20

$$M(x, y) = m(x, y) + m_{ave}$$

$$S(x, y) = s(x, y) + s_{ave}$$

30

(注) $h_{ave}, m_{ave}, s_{ave}$ は、 h, m, s の各成分の平均値を示す。この平均値は、画像全体の平均値とする等、適宜の平均値とできるが、皮膚を表現する領域だけのRGB成分から算出する平均値であることが好ましい。従って、この実施例では皮膚領域のRGBの平均値を用いる。

【0067】

上記(数5)における $h(x, y), m(x, y), s(x, y)$ は、上述した(数1)により示した主成分分析を行って得た第一成分と第二成分の主成分ベクトルを用いて、次の(数6)の計算式により導出する。

【数6】

40

$$h(x, y) = \frac{(r(x, y) - g(x, y)) * (r_2 - b_2) - (r(x, y) - b(x, y)) * (r_2 - g_2)}{(r_1 - b_1) * (r_2 - b_2) - (r_1 - b_1) * (r_2 - g_2)}$$

$$m(x, y) = \frac{(r(x, y) - g(x, y)) * (r_1 - b_1) - (r(x, y) - b(x, y)) * (r_1 - g_1)}{(r_1 - b_1) * (r_2 - g_2) - (r_1 - g_1) * (r_2 - b_2)}$$

$$u(x, y) = \frac{\sqrt{3}}{(g_2 - r_2)} \{ (r(x, y) * g_2 - g(x, y) * r_2) - (r_1 * g_2 - g_1 * r_2) * h(x, y) \}$$

50

【0068】

h_{ave} , m_{ave} , s_{ave} については、上記（数6）における $r(x, y)$, $g(x, y)$, $b(x, y)$, $h(x, y)$ の箇所を r_{ave} , g_{ave} , b_{ave} , h_{ave} にそれぞれ置き換えた式により導出できる。

【0069】

この表現形式の変換により、図3（A）に示した皮膚画像が、図3（B）に示すヘモグロビン成分皮膚画像、図3（C）に示すメラニン成分皮膚画像、図3（D）に示すその他成分皮膚画像に分離される。図はモノクロ画像となっているが、実際には、図3（B）は薄い赤色系の単一色スケール画像であり、図3（C）は薄い黄土色系の単一色スケール画像であり、図3（D）は薄い灰色系の単一色スケール画像（グレースケール画像）である。例えば青い血管は、ヘモグロビンまたはメラニンの色素ベクトルでは表現できないため、その影響が影となってその他成分である図3（D）に見えている。図3（B）～図3（D）に図示する例は、皮膚領域抽出を行わないで変換した場合の画像であるが、例えば、背景など皮膚以外が写りこんでいる画像の場合は、平均値 r_{ave} , g_{ave} , b_{ave} に対して皮膚領域抽出を行うとさらに良好なヘモグロビン成分皮膚画像が得られる（後述の図7参照）。

10

【0070】

なお、この実施例では、生体要素成分としてヘモグロビン成分とメラニン成分による色素成分を用いているが、これに限らず、他の成分を用いる構成としてもよい。この場合、ヘモグロビン成分、ユーメラニン成分、フェオメラニン成分、カロチン成分、またはこれらの複数等とすることができ、このうちのユーメラニン成分とフェオメラニン成分をまとめてメラニン成分とすることができる。どのように構成する場合でも、生体要素成分は、少なくともヘモグロビン成分を有することが好ましい。

20

【0071】

<画像変化部23による画像変化処理の詳細>

画像変化部23は、上記（数3）の式における h 成分に対して、変化量決定部13で決定された変化量（ヘモグロビン増加量）を増加させる。

このようにして画像変化させた後に各成分を合成し元のRGB表現形式に復元すると、図3（E）に示す予測皮膚画像が得られる。図3（E）の予測皮膚画像は、特許図面としてモノクロ画像になっているが、実際にはカラー画像である。この図3（E）の例は、四角形の第1照射領域41と、この第1照射領域41と一部重なる四角形の第2照射領域42にそれぞれ放射線を照射した場合の予測皮膚画像を示している。この第1照射領域41と第2照射領域42は、照射領域受付部17で受け付けた領域である。第1照射領域41は、第2照射領域42よりも皮膚線量が多いために第2照射領域42よりも濃く（赤く）表示されており、かつ、第1照射領域41と第2照射領域42が重なっている重複照射領域43はさらに濃く（赤く）表示されている。

30

【0072】

なお、表示入力装置3と皮膚変化予測装置4は、別の装置として構成したが、1つの装置としてまとめて構成してもよい。この場合、1つのコンピュータとして構成することができる。例えばタッチパネルモニタなどの表示入力部、あるいはキーボードやマウス等の入力部と液晶ディスプレイやCRTモニタ等の表示部を、表示入力装置3とすることができる。また、例えば、制御部と記憶部を皮膚変化予測装置4とすることができる。これにより1つのコンピュータで表示入力装置3と皮膚変化予測装置4を構成できる。

40

【0073】

図4は、グレード出力部16が表示入力装置3に出力して表示するグレード判定画面50の画面構成図である。

【0074】

グレード判定画面50は、予測グレード値表示部51、予測グレード目盛表示部52、急性期スコア表示部56、および皮膚反応表示部58を備えている。

【0075】

50

予測グレード値表示部 5 1 は、グレード判定部 1 4 によって判定されたグレード値が表示される。このグレード値は、従来の 1 ~ 4 の 4 段階よりもさらに細かい段階を示せる値であり、例えば 0 . 1 ~ 4 . 0 までの 4 0 段階で表示される。

【 0 0 7 6 】

なお、このグレード値の細かい段階は、どこからどこまでが従来の 4 段階のどこに入るかが明確な段階とすることが好ましく、この実施例では、本発明によるグレード（以下新グレードという）が 0 . 1 ~ 1 . 0 までは従来グレードの 1 に対応し、新グレードの 1 . 1 ~ 2 . 0 までが従来グレードの 2 に対応し、新グレードの 2 . 1 ~ 3 . 0 までが従来グレードの 3 に対応し、新グレードの 3 . 1 ~ 4 . 0 までが従来グレードの 4 に対応している。

10

【 0 0 7 7 】

予測グレード目盛表示部 5 2 は、従来グレードを新グレードに対応させて細かく分割した目盛を示し、この目盛を指す予測値マーク 5 3 を表示する。

予測値マーク 5 3 は、予測値を正確に示す予測値明示部 5 4 と、この予測値から誤差が生じ得る範囲を示す誤差範囲表示部 5 5 とを備えている。この誤差範囲表示部 5 5 が予測グレード目盛表示部 5 2 の目盛の並ぶ報告に幅をもっており、その内側で重なるように予測値マーク 5 3 が設けられていることで、予測値の中央値と誤差の範囲を直観的にわかりやすく認識できる。誤差範囲表示部 5 5 で表示される誤差は、予め定めた一定の範囲とする、あるいは、その都度演算で求めるなど、適宜の方法によって定めることができる。予め定めた一定の範囲とする場合は、例えば、レーザー血流計によって測定するヘモグロビン量の誤差（例えば 1 0 % ~ 1 5 % ）に撮影環境に依存する誤差（例えば 1 5 % ）を加味した誤差（例えば 1 8 % ~ 2 1 % ）とすることができる。

20

【 0 0 7 8 】

急性期スコア表示部 5 6 は、従来のグレード 1 ~ 4 を示しており、皮膚反応表示部 5 8 は、従来のグレード 1 ~ 4 に対応する皮膚反応である「軽い紅斑」「強い紅斑」「水泡、糜爛（ピラン）」「潰瘍」をそれぞれグレードに対応させて表示している。

【 0 0 7 9 】

急性期スコア表示部 5 6 と皮膚反応表示部 5 8 は、予測される新グレードが位置するグレード部分を、色付きで表示する等の差別化表示 5 8 を行う。これにより、従来グレードであればどのグレードに該当するかを容易に把握できるようにしている。

30

【 0 0 8 0 】

図 5 は、これまでに説明した皮膚変化予測システム 1 に検証装置 6 を追加した皮膚変化検証システム 1 0 の構成を示すブロック図である。

検証装置 6 は、予測皮膚画像取得部 6 1 と、照射後皮膚画像取得部 6 2 と、比較検証部 6 3 と、検証結果出力部 6 4 とを備えている。検証装置 6 は、少なくともプログラムおよびデータを記憶する記憶部と、前記プログラムに従って各種動作や演算を行う CPU と、皮膚変化予測装置 4 等の外部機器を接続する USB 等の接続インターフェースとを備えている。検証装置 6 の記憶部には、記録媒体 9 から検証プログラムがインストールされている。この検証装置 6 は、皮膚変化予測装置 4 と別のハードウェアとしても良いが、皮膚変化予測装置 4 と同じハードウェアに機能を搭載して構成してもよい。

40

【 0 0 8 1 】

予測皮膚画像取得部 6 1 は、皮膚変化予測装置 4 の予測皮膚画像出力部 2 5（図 1 参照）から予測皮膚画像を取得する。

【 0 0 8 2 】

照射後皮膚画像取得部 6 2 は、放射線照射後にカメラ 2 で皮膚が撮影された照射後皮膚画像を表示入力部 3 を介して取得する。

【 0 0 8 3 】

比較検証部 6 3 は、予測皮膚画像取得部 6 1 から受信する予測皮膚画像と、照射後皮膚画像取得部 6 2 から受信する照射後皮膚画像を比較し、放射線照射計画に対する照射領域および皮膚変化の適切性を検証する。具体的には、放射線照射によって皮膚反応の生じて

50

いる領域と放射線照射計画における照射領域の一致度を算出し、この一致度が所定範囲内であるか否かによって適否を判定する。ここで、予測皮膚画像取得部 6 1 から受信する予測皮膚画像は、別途の治療計画装置で計画された放射線情報等に基づいて予測された画像である。このため、この時点で治療計画に関する放射線情報は無くとも良いが、放射線情報を得てより詳細に比較検証する構成としてもよい。

【 0 0 8 4 】

また、皮膚反応によって回りの皮膚と色が異なっている程度を放射線治療計画によって色が変化する程度との一致度を算出し、この一致度が所定範囲内であるか否かによって適否を判定する。この色変化の一致度の算出は、予測皮膚画像と照射後皮膚画像を直接比較して行う、あるいは、上述した表現形式変換部 2 2 による色素ベクトル表現への変換をしてヘモグロビン成分のみを比較して行うなど、適宜の構成とすることができる。

10

【 0 0 8 5 】

検証結果出力部 6 4 は、比較検証部 6 3 で検証した結果である適否判定と一致度を表示入力装置 3 に出力して表示させる。このとき、検証結果出力部 6 4 は、次に図 6 と共に説明する検証用画像も表示させる。なお、図 6 の各画像は、元はカラー画像であるが、モノクロ画像となる特許図面上で違いをわかりやすくするために、実際のものよりも全て一定濃度で濃度を濃くしたものである。

【 0 0 8 6 】

図 6 は、照射領域の検証用画像を示す説明図である。図 6 (A) は、治療計画から算出した皮膚線量の分布を示す皮膚線量分布画像である。図示の例では、1 門 1 2 . 5 G y (R B E) の処方線量を二方向から照射しており、二門照射が重なった部分の皮膚線量 2 2 G y (R B E) を 1 0 0 % としている。図 6 (B) は、図 6 (A) に示した治療計画による照射後に写真撮影した照射後皮膚画像である。この照射後皮膚画像は、図 6 (A) における長方形の白枠部分を拡大表示している。図 6 (C) は、照射後皮膚画像を色素分解したヘモグロビン色素画像である。図 6 (D) は、図 6 (A) ~ 図 6 (C) における照射領域を説明するための説明図である。図示するように、本実施例の照射では、第一照射領域 7 1 と、第二照射領域 7 5 と、第一照射領域 7 1 および第二照射領域 7 5 の重なり部分である重複照射領域 7 3 が存在している。このように、図 6 (A) ~ 図 6 (C) に示す各画像を検証結果出力部 6 4 により出力することで、図 6 (A) の治療計画における皮膚線量分布画像と図 6 (C) の治療後のヘモグロビン色素画像を比較して計画通りに適切な照射が出来たか否かを検証できる。

20

30

【 0 0 8 7 】

なお、比較検証部 6 3 および検証結果出力部 6 4 は、治療計画における皮膚線量分布画像 (図 6 (A) 参照) から推定した予測皮膚画像と照射後皮膚画像 (図 6 (C) のヘモグロビン色素画像) を並べて表示入力装置 3 に表示し、医師の目視判断によって最終決定されて表示入力装置 3 に入力された適否を受け取る構成としてもよい。この場合、比較検証部 6 3 で検証した結果を表示入力装置 3 に表示した上で最終判断を医師にゆだねる構成とすることができるが、比較検証部 6 3 では比較検証を行わずに適否判断を完全に医師にゆだねる構成とすることも可能である。

【 0 0 8 8 】

以上の構成及び動作により、放射線照射による皮膚反応を事前に精度よく予測することができる。

40

また、皮膚変化予測装置 4 は、放射線照射後の皮膚の変化を予測皮膚画像で明瞭に表示することができる。このため、操作者は、放射線治療を行う前に、どの程度の皮膚変化が生じるかを目視で分かり易く把握することができる。

【 0 0 8 9 】

また、皮膚変化予測装置 4 は、従来よりも詳細なグレード値を出力することができる。このため、操作者は、例えばグレード 2 であっても、グレード 1 に近いグレード 2 なのか、それともグレード 3 に近いグレード 2 なのかを、明瞭に把握できる。従って、操作者が予測されたグレード値を見て皮膚線量を治療前に最適に調節することを容易に実現できる

50

。

【0090】

また、皮膚変化予測装置4は、精度の良いグレード値を定量的に出力できる。このため、グレード値は、医師間の意思疎通の共通尺度として利用されることができる。そして、皮膚変化予測装置4は、放射線照射による皮膚変化を示す尺度としてグレード値の標準化を実現し得る。

【0091】

また、皮膚変化予測装置4は、グレード判定画面50に従来グレードと新グレードとを並べて表示するため、従来グレードに慣れている医師が新グレードを違和感なく利用することができる。特に、予測値マーク53を表示することにより、皮膚変化予測装置4は、医師が直観的にわかり易い形で表示することができる。

10

【0092】

また、皮膚変化予測装置4は、放射線照射による皮膚の変化を、元の皮膚画像に対して相対量の変化として予測皮膚画像を作成する。このため、操作者は、撮影環境等の厳密性が要求されず、皮膚変化予測装置4を簡易に利用することができる。

【0093】

また、皮膚変化予測装置4は、偏光照明などの特殊な撮影環境を必要とせず、照明（若しくは自然光）に不自然な不均一さがなければ十分である。このため、様々な環境で様々なカメラ2を用いて簡易に撮影した皮膚画像を利用することができる。

20

【0094】

また、検証装置6は、皮膚変化予測装置4により予測された予測皮膚画像と、実際に放射線が照射された後の照射後皮膚画像とを比較検証することができる。これにより、操作者は、計画通りの放射線治療が行われたか否かを容易に確認することができる。また、予測皮膚画像と照射後皮膚画像の誤差が大きいような場合には、その原因を追究して予測精度を高めることに活用することができる。

【0095】

また、皮膚領域抽出部211により皮膚領域を抽出してから計算を行うことで、図7の説明図に示すように色素分解の精度を向上させることができる。すなわち、図7(A)は照射後に撮影した撮影画像であり、ここから皮膚領域を抽出することなくヘモグロビン色素画像を求めると図7(B)に示すヘモグロビン色素画像となる。これに対して皮膚領域を抽出して計算することで、図7(C)に示す撮影画像から図7(D)に示す高精度なヘモグロビン色素画像を得ることができる。なお、図7(A)と図7(C)は同一の撮影画像である。また、図7の各画像は、元はカラー画像であるが、モノクロ画像となる特許図面上で違いをわかりやすくするために、実際のものよりも全て一定濃度で濃度を濃くしたものである。

30

【0096】

また、RGB表現形式と色素ベクトル表現形式との変換に、RGB表現形式の画素の平均値を用いることで、変換を実現できる。

また、この平均値を、画像全体の平均値ではなく皮膚領域のみのRGB画素値から算出した平均値とすることで、照明環境や撮影環境の影響を受けずに精度よくヘモグロビン量を推定することができる。すなわち、背景色や衣服の色による影響を防止することができる。ゆるやかな撮影条件で誰でも容易に利用することができる。また、過去に撮影した撮影画像で解析を意図していない撮影画像であっても、精度よく解析してヘモグロビン量を推定することができる。

40

【0097】

この発明は、上述の実施形態の構成のみに限定されるものではなく、多くの実施の形態を得ることができる。

例えば、色素ベクトルとしてヘモグロビンベクトルとメラニンベクトルを用いたが、メラニン成分をその他成分としてまとめてヘモグロビンベクトルとその他としてもよい。この場合でも、ヘモグロビン成分のみに画像変化を行えば良いため、皮膚線量の照射による

50

皮膚変化の予測画像を適切に作成することができる。

【 0 0 9 8 】

また、放射線の影響による皮膚の変化に限らず、他の要因によっておこる皮膚紅斑の症状の定量化、および皮膚紅斑の予測に用いても良い。この場合、予測に使うことに加えて、現状の定量化による正確な把握、および医師間の正確な情報伝達に役立てることができる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 9 9 】

この発明は、放射線の照射による皮膚への影響を予測する産業、予測の適否を検証する産業、皮膚紅斑の影響を定量化する産業に利用することができる。

10

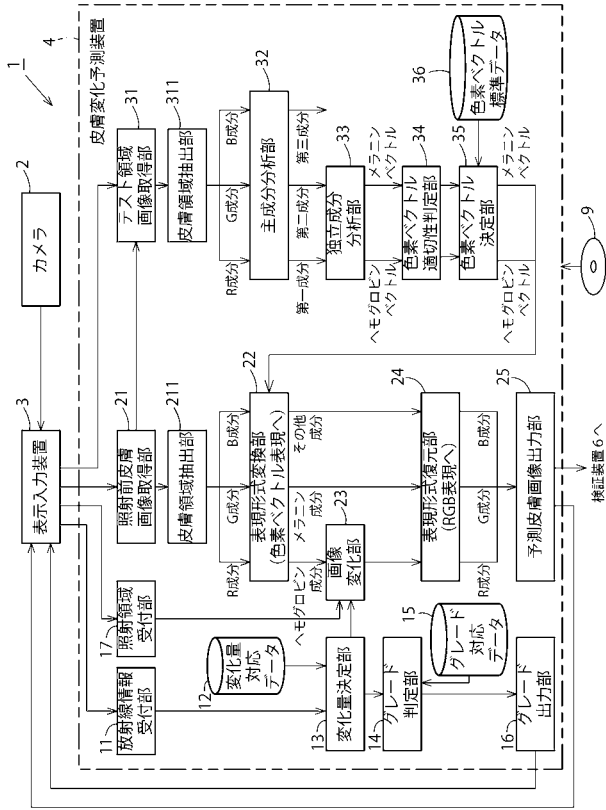
【 符号の説明 】

【 0 1 0 0 】

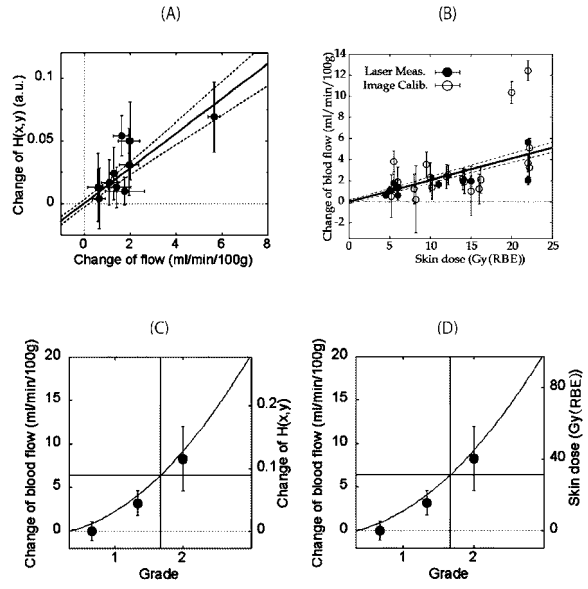
- 4 ... 皮膚変化予測装置
- 6 ... 検証装置
- 1 1 ... 放射線情報受付部
- 1 3 ... 変化量決定部
- 1 4 ... グレード判定部
- 2 1 ... 照射前皮膚画像取得部
- 2 2 ... 表現形式変換部
- 2 3 ... 画像変化部
- 2 4 ... 表現形式復元部
- 2 5 ... 予測皮膚画像出力部
- 6 1 ... 予測皮膚画像取得部
- 6 2 ... 照射後皮膚画像取得部
- 6 3 ... 比較検証部
- 2 1 1 , 3 1 1 ... 皮膚領域抽出部

20

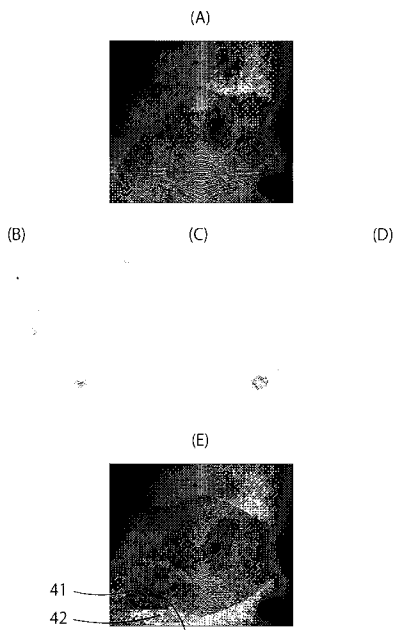
【図1】



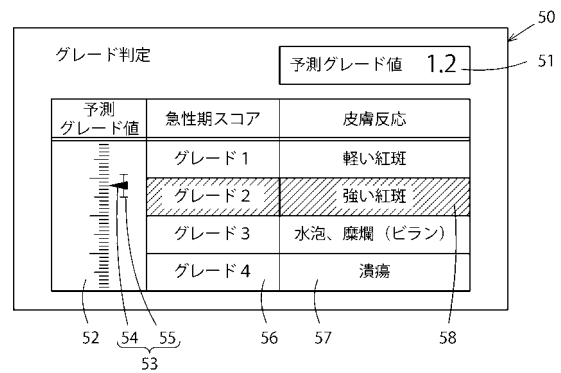
【図2】



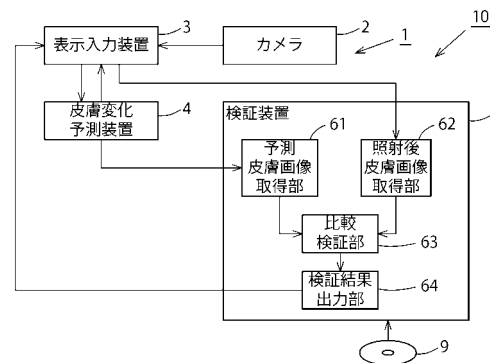
【図3】



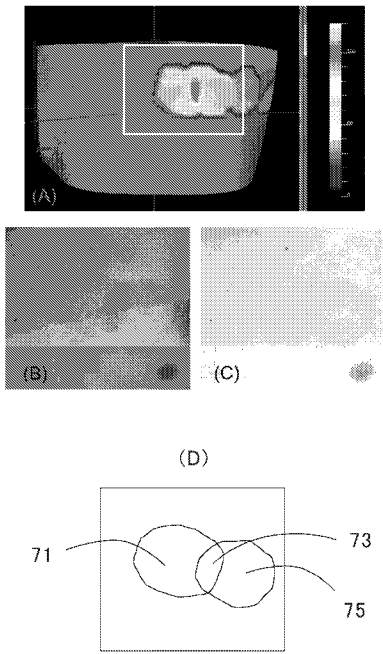
【図4】



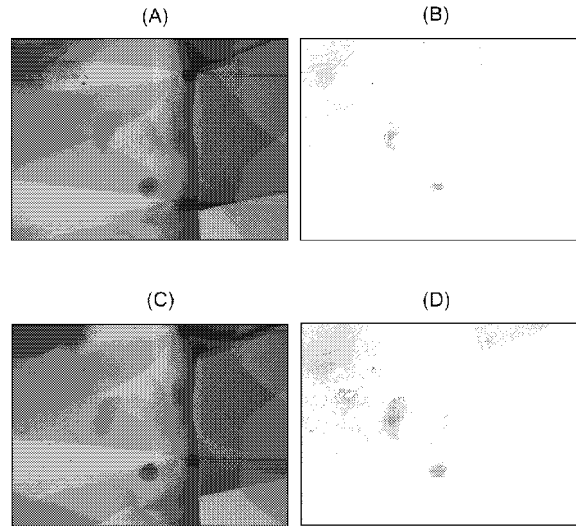
【図5】



【 図 6 】



【 図 7 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/001692
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61N5/10(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61N5/10 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2013/024534 A1 (Mitsubishi Electric Corp.), 21 February 2013 (21.02.2013), paragraphs [0013] to [0043]; fig. 1 to 8 & US 2014/0094642 A1 & EP 2745874 A1 & TW 201309267 A & CN 103702716 A	1, 4, 6, 8
X	JP 2012-055510 A (Mitsubishi Electric Corp.), 22 March 2012 (22.03.2012), paragraphs [0013] to [0029]; fig. 1 to 7 (Family: none)	1, 4, 6, 8
A	JP 2009-523049 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 18 June 2009 (18.06.2009), entire text; all drawings & US 2009/0003527 A1 & WO 2007/080522 A1 & EP 1977269 A & CN 101371161 A	1-8
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 04 June 2015 (04.06.15)		Date of mailing of the international search report 16 June 2015 (16.06.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/001692

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-200050 A (Kao Corp.), 16 July 2002 (16.07.2002), entire text; all drawings (Family: none)	1-8
A	JP 10-244013 A (Technology Research Association of Medical and Welfare Apparatus), 14 September 1998 (14.09.1998), entire text; all drawings (Family: none)	1-8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/001692									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61N5/10(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61N5/10											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2015年	日本国実用新案登録公報	1996-2015年	日本国登録実用新案公報	1994-2015年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2015年										
日本国実用新案登録公報	1996-2015年										
日本国登録実用新案公報	1994-2015年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X	WO 2013/024534 A1 (三菱電機株式会社) 2013.02.21, 段落 [0013] - [0043], 図1-8 & US 2014/0094642 A1 & EP 2745874 A1 & TW 201309267 A & CN 103702716 A	1, 4, 6, 8									
X	JP 2012-055510 A (三菱電機株式会社) 2012.03.22, 段落 [0013] - [0029], 図1-7 (ファミリーなし)	1, 4, 6, 8									
A	JP 2009-523049 A (コーニンクレック フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ) 2009.06.18, 全文, 全図 & US 2009/0003527 A1	1-8									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 04.06.2015		国際調査報告の発送日 16.06.2015									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 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) 井上 哲男	<table border="1"> <tr> <td>31</td> <td>8918</td> </tr> </table>	31	8918						
31	8918										
		電話番号 03-3581-1101 内線 3386									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 0 1 6 9 2
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
	& WO 2007/080522 A1 & EP 1977269 A & CN 101371161 A	
A	JP 2002-200050 A (花王株式会社) 2002.07.16, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8
A	JP 10-244013 A (技術研究組合医療福祉機器研究所) 1998.09.14, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

Fターム(参考) 4C082 AA01 AA05 AC02 AC03 AC04 AE01 AG02 AN02 AN04 AP02
AP03 AR02

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。