

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2013-530733

(P2013-530733A)

(43) 公表日 平成25年8月1日(2013. 8. 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 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 0 9 3

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2013-509544 (P2013-509544)	(71) 出願人	512291075
(86) (22) 出願日	平成23年5月10日 (2011. 5. 10)		カール ツァイス メディテック アーゲー
(85) 翻訳文提出日	平成24年12月27日 (2012. 12. 27)		ドイツ国、0 7 7 4 5 イェナ、ゲシュヴ
(86) 国際出願番号	PCT/EP2011/057518		イッセル シュトラーセ 5 1 - 5 2
(87) 国際公開番号	W02011/141463	(74) 代理人	100108143
(87) 国際公開日	平成23年11月17日 (2011. 11. 17)		弁理士 嶋崎 英一郎
(31) 優先権主張番号	61/395, 389	(72) 発明者	ヴァイガント, フランク
(32) 優先日	平成22年5月12日 (2010. 5. 12)		ドイツ国、8 9 5 2 2 ハイデンハイム、
(33) 優先権主張国	米国 (US)		ハイルブロンネル シュトラーセ 8 9
(31) 優先権主張番号	102010020352.1	(72) 発明者	ヘルシュキント, カルステン
(32) 優先日	平成22年5月12日 (2010. 5. 12)		ドイツ国、7 4 3 5 4 ベズィークハイム
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		、ジャンーコレリーシュトラーセ 1 8 / 1

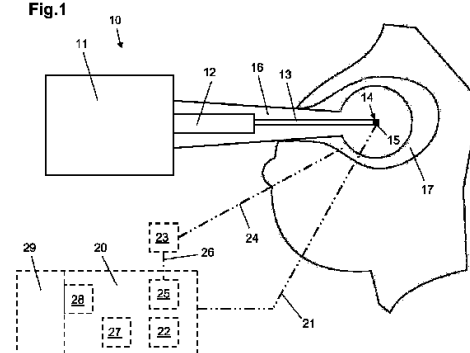
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織治療のためのデータを生成、及び／又は、提供する方法

(57) 【要約】

低エネルギー放射線照射装置 (1 0) によって、組織治療、特に腫瘍治療のためのデータ (2 8) を生成、及び／又は、提供する方法である。ここでは、低エネルギー放射線照射装置 (1 0) は軟放射線、好ましくは、0 ~ 最大線エネルギーで 1 0 0 k e V のスペクトルを有する放射線、特に、0 ~ 最大放射エネルギーで 5 0 k e V のスペクトルを有する放射線を生成する放射線照射源 (1 4) と、放射線照射対象である組織に対して放射線照射を射出する射出装置とを有する。該方法は、放射線照射源 (1 4) の物理データが、前記射出装置 (1 5) からの離出に直接基づいて決定される；組織、例えば、腫瘍組織及び／又は腫瘍近傍の組織 (1 7) のクオリティデータが決定される；決定対象の組織の物理特性データが、前記放射線照射源 (1 4) の放射線照射に関連して決定される。組織治療、例えば、腫瘍治療のためのデータ (2 8) が、前記決定されるデータから生成されるか、該決定されるデータが、組織治療、特に腫瘍治療のためのデータを生成するために提供されるかの少なくともどちらか一方が行われる。

Fig.1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

低エネルギー放射線照射装置（１０）によって、組織治療のためのデータ（２８）を生成、及び／又は、提供する方法であって、前記低エネルギー放射線照射装置（１０）が、軟放射線、好ましくは、０～最大線エネルギーで１００ｋｅＶのスペクトルを有する放射線、特に、０～最大放射エネルギーで５０ｋｅＶのスペクトルを有する放射線を生成する放射線照射源（１４）と、放射線照射対象である組織に対して放射線照射を射出する射出装置とを有する方法において、

前記放射線照射源（１４）の物理データが、前記射出装置（１５）からの離出に直接基づいて決定されるステップと、

前記組織（１７）の構成データが決定されるステップと、

前記決定対象の組織の物理特性データが、前記放射線照射源（１４）の前記放射線照射に関連して決定されるステップと、

前記組織治療のためのデータ（２８）が、前記決定されるデータから生成されるか、該決定されるデータが、前記組織治療のためのデータを生成するために提供されるかの少なくともどちらか一方が行われるステップと

を特徴とする方法。

【請求項 2】

前記放射線源（１４）の前記スペクトルが、前記射出装置（１５）からの離出に直接基づいて、前記放射線装置（１４）の物理データとして決定されることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記組織（１７）の前記構成データが、画像提供方法によって決定されることを特徴とする、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 4】

質量エネルギー吸収係数が、前記放射線源（１４）の前記放射線に関連して、前記決定対象の組織の物理特性データとして決定されることを特徴とする、請求項 1～3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5】

放射線照射対象である前記組織のための線量パワーが、前記決定されるデータから決定されることを特徴とする、請求項 1～4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6】

前記線量パワーを計算するために、

前記放射線射出装置（１５）のアイソセンタと、放射線照射対象である前記組織の位置との間の結合ベクトルが、決定されることと、

前記放射線射出装置の表面における、前記結合ベクトルの出口ポイントが、計算されることと、

前記出口ポイントと、放射線照射対象である前記組織の位置との間の距離が、計算されることと、

前記組織（１７）の前記構成データにおける関連する空間体積が、前記計算された距離にわたって計算されることと、

組織の種類ならびに組織の位置、及び／又は、組織の広がり、前記計算された距離にわたって決定されることと、

前記計算された距離にわたって実行された伝達の後に放射線照射対象である前記組織の位置に見られる前記放射線スペクトルが、計算されることと、

放射線照射対象である前記組織の位置における前記線量パワーが、前記放射線スペクトル、及び、放射線照射対象である前記組織の位置における組織の種類から計算されることと

を特徴とする、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

さらなる物理データ及び／又は生物学的データ及び／又は医学的データを、生成及び／又は決定及び／又は提供することができることと、前記さらなる物理データ及び／又は生物学的データ及び／又は医学的データが、前記組織治療、例えば腫瘍治療のためのデータ（２８）を生成するために使用されるか、該組織治療のためのデータを生成するために提供されるか、の少なくともいずれか一方が行われることとを特徴とする、請求項１～６のいずれか一項に記載の方法。

【請求項８】

前記決定されるデータ、及び／又は、前記組織治療のためのデータ（２８）が、表示画面（２９）上に視覚的に表示されることを特徴とする、請求項１～７のいずれか一項に記載の方法。

10

【請求項９】

前記放射線源（１４）の前記物理データ、及び／又は、前記放射線源（１４）の前記放射線に関連して決定される前記組織の前記物理特性、及び／又は、前記組織の構成データと共に、特に、前記組織の構成データに混ぜて、前記さらなる物理データ及び／又は生物学的データ及び／又は医学的データが、視覚的に表示されることを特徴とする、請求項８に記載の方法。

【請求項１０】

データ処理装置上で実行されるか、又は、該データ処理装置にロードされる場合に、データ処理ユニット上で、請求項１～９のいずれか一項に記載の方法が実行されるように、該データ処理装置と相互作用するコンピュータプログラム製品。

20

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、放射線装置によって、組織治療、特に腫瘍治療のためのデータを生成、及び／又は、提供する方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

最近の腫瘍の治療方法は、例えば、最初に外科手術により腫瘍を切除し、続いて、腫瘍近傍の残った辺縁組織に放射線照射をすることが行われる。外科手術を必要とすることなく、放射線照射だけで腫瘍と闘うことも可能である。

40

【０００３】

放射線照射を実施する場合、必要とする放射線照射線量及び放射線照射密度が調節できるよう、放射線照射機器を適切に据えることが重要である。

【０００４】

例えば、特許文献１には、放射線療法のパラメータの決定及びモニタリングのために、放射線照射すべき組織の最初の画像を画像提供医学技法で発生させる手段が開示されている。最初の画像の手段により、放射線照射機器の最初のパラメータの設定が実施される。

50

組織はこのパラメータの設定で放射線照射される。さらに、放射線照射すべき組織の少なくともさらに１つの画像が発生される。続いて、画像の自動比較が実施され、異常の場合は信号が発生する。

【０００５】

いわゆる高エネルギー直線加速装置の手段を用いて放射線照射を行うことも知られている。そこでは、放射線治療装置、例えば、Ｘ線治療装置、で腫瘍への放射線照射の計画の作業は、以下のとおりに行われる。

【０００６】

最初に、腫瘍付近の一定の領域の画像、例えば、ＣＴ又はＸ線画像を画像提供方法により作成する。この画像はディスプレイ画面に表示される。次いで、放射線照射すべき腫瘍及び／又は組織に印が付けられる。放射線照射の計画が方法、例えば、適切なソフトウェアの手段を用いて設定される。直接、画像上に外科医に患者の体内の線量率を表示するために、生成した写真の表面を、等線量曲線／表面／体積をプロットすることにより、放射線照射の計画から計算された値で覆う。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００７】

【特許文献１】ＤＥ 10 2004039 191 Ａ 1

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【０００８】

この公知の手段の欠点は、低エネルギーの装置又は放射線照射方法のそれぞれに適用することができないことである。その方法は、直線加速装置による放射線照射に関連して述べられており、低エネルギーのシステム及び適用に使用することはできない。低エネルギーの放射線照射装置はしばしば手術時の方法において使用されている。

【０００９】

直線加速装置を備えたシステムよりも、かなり低い放射線エネルギー、例えば、Ｘ線エネルギーを備えたシステムにおいては、低エネルギー線と放射線照射すべき組織との物理的相互作用は、低エネルギー線のためにより複雑になる。このことは、種々のタイプの組織はそれらの線を異なる程度弱めることを意味する。これは、例えば、いわゆる光学効果、すなわちコンプトン効果が原因でありうる。さらに、低エネルギーのシステムは、単色放射線の特性をもつシステムを表していない。低エネルギーのシステムは、０から現状の例えば５０keVの最大放射エネルギーまでの、むしろ非常に複雑な放射線スペクトルを示している。これは、低エネルギーの放射線照射システムの放射線の組織への浸透が増大すると、放射線スペクトルが組織への吸収が増大するにつれて、弱化は均質な組織でも変化することを意味している。

30

【００１０】

それゆえ、直線加速装置に関係した公知のアプローチでは、低エネルギーの放射線システムをうまく用いることができない。なぜなら、それにより、患者の線量の実際の値からの計算に、大きな偏差が生じるからである。

40

【００１１】

したがって、本発明は、放射線照射方法によって、組織治療のためのデータを生成、及び／又は、提供する方法であって、低エネルギーの放射線照射装置及び／又は低エネルギーの放射線照射方法と関連して、直接的、特に視覚的な放射線照射の計画を行うことができる方法を提供するという問題点に基づいている。

【課題を解決するための手段】

【００１２】

この問題点は、独立請求項１０に係る特徴を有するコンピュータプログラム製品及び独立請求項１に係る特徴を有する方法によって解決される。本発明のさらなる特徴及び詳細については、従属項及び明細書の記載から知ることができる。本発明の方法と関連して述

50

べられる特徴及び詳細は、もちろん前記コンピュータプログラム製品に当てはまり、その逆も同様である。

【0013】

本発明の方法は、直接的、特に視覚的な治療の計画立案を可能にする、低エネルギーの放射線照射システム又は放射線照射方法のための解決法を特に提供する。例えば、該システム又は方法は、それぞれ手術時の方法において使用することができる。同様に、該システム又は方法は、それぞれ表面、例えば、人体の外側の治療に対して使用することができる。しかし、本発明は、言及された考えられる適用に限定されるものではない。

【0014】

好ましくは、本発明のシステム又は方法は、それぞれ腫瘍治療に関連して使用することができる。同様に、腫瘍手術とは無関係に使用することもできる。

【0015】

低エネルギーの放射線照射システム又は放射線照射方法はとりわけ、組織床、例えば、腫瘍床のためのシステム又は方法をそれぞれ表している。該システム又は方法では、特に切除、例えば、腫瘍の切除の後に、組織床、例えば、腫瘍床に軟放射線、特にX線を照射する。その目的のために、放射線照射源の射出装置、好ましくは、妥当なサイズの適切なアプリケーションを備えた該射出装置を組織床、例えば、腫瘍床に配置する。低エネルギーの適用であるため、最初に健康な組織に放射線照射する必要なく、所望する細胞組織には直接放射線照射される。

【0016】

本発明は、低エネルギー放射線照射装置によって、組織治療、特に、腫瘍治療のためのデータを生成、及び/又は、提供する方法、特に、自動的に生成、及び/又は、提供する方法であって、前記低エネルギー放射線照射装置が、軟放射線、好ましくは、0～最大線エネルギーで100keVのスペクトルを有する放射線、特に、0～最大放射エネルギーで50keVのスペクトルを有する放射線を生成する放射線照射源と、放射線照射対象である組織に対して放射線照射を射出する射出装置とを有する方法である。本発明は、最大100keV、特に、50keVの放射線照射源に限定されるものではない。本発明は、軟放射線、特に軟X線の範囲に一般に適用することができる。

【0017】

したがって、低エネルギー放射線照射装置は、まず放射線源を有しており、これは手術時において、放射線、例えばX線を発生させる。発生した放射線は、適切な射出装置により、放射線照射対象である組織に対して方向づけられる。該射出装置は、直接放射線源に配置及び/又は形成することができ、あるいは、プローブ装置により放射線源に接続することができる。アプリケーション設備は、該射出装置を受け入れるように設計された、例えば、アプリケーション要素からなる。このことは、該射出装置、可能な場合はプローブ装置を備えた該射出装置は、該アプリケーション要素に挿入、例えば、押し込まれていることを意味する。アプリケーション要素が使用されている場合は、該アプリケーション要素は、例えば、該射出装置とすることができる。

【0018】

特に、該射出装置は、場合に応じて、該装置により、又は該装置から、放射線照射装置から放射線が放射線照射すべき組織に射出される装置とすることができる。

【0019】

本発明の装置は以下に述べるステップによって特徴付けられる。

放射線照射源の物理データが、前記射出装置からの離出に直接基づいて決定されるステップ；

前記組織、例えば、腫瘍組織及び/又は腫瘍近傍の組織、の構成データが決定されるステップ；

前記決定対象の組織の物理特性データが、前記放射線照射源の前記放射線照射に関連して決定されるステップ；

前記組織治療、例えば、腫瘍治療、のためのデータが、前記決定されるデータから生成

10

20

30

40

50

される及び／又は該決定されるデータが、前記組織治療、例えば、腫瘍治療、のためのデータを生成するために提供されるステップ。

【0020】

本発明方法は、特定の進行スキームに限定されるものではなく、特に最初の3つの方法ステップについては限定されるものではない。各データが決定され、次にさらに進行することが重要である。

【0021】

好ましくは、本発明方法の実施は、コンピュータで補助する。その場合には、少なくとも1つの処理装置及び／又は少なくとも1つのデータ処理装置を設けて、該方法をそれに基づいて行うことが好ましい。

【0022】

本発明方法においては、前記放射線源の物理データが前記射出装置からの離出に直接基づいて決定される。特に、該物理データは、該放射線源の放射線が該射出装置から離出する位置又は領域又は位置の近傍部で決定される。特に、物理データは、物理的に記載し、及び／又は前記放射線源及び／又は該放射線源から供給及び／又は離出する放射線の特徴付けるものである。例えば、プローブ要素又はアプリケーション要素のそれぞれの端部から離出する、放射線源の前記スペクトルを直接決定する。スペクトルの値は、適切な測定によって発生されることが好ましい。また、その結果は好ましくはファイル又はデータベースに保存される。例えば、いわゆるモンテカルロ計算も考慮される。これは最初からX線源の離出特性を計算及び／又はシミュレートする。ファイル又はデータベースは好ましくは保存装置に保存する。本方法を実施する方法又は処理装置は、場合に応じて、保存装置にアクセスし、又はアクセスすることができる。

【0023】

さらに、本発明方法においては、組織のクオリティデータ、例えば、腫瘍組織及び／又は腫瘍近傍の組織のクオリティデータが決定される。特に、クオリティデータとは、組織の品質及び／又は性質及び／又は構成及び／又は外観及び／又は特性及び／又は組成及び／又は軟度及び／又は形状及び／又はテクスチャー等に関する情報を提供するデータである。例えば、組織のクオリティデータ、例えば、腫瘍組織及び／又は腫瘍近傍の組織のクオリティデータは、画像提供方法の手段によって決定される。例えば、CT画像、レントゲン写真、X線画像等の適切な画像を生成することができる。組織、例えば、腫瘍組織又は腫瘍近傍の組織の種類を決定するため、好ましくは自動的に決定するため、前もって撮られる、画像、CT写真、X線写真等が用いられる。組織周辺の、例えば、腫瘍近傍の任意の各空間体積、いわゆるボクセルにおいて、該位置での各々の吸収とそれにより組織の種類を、各々のグレー値、好ましくはHounsfield unitから求めることが考えられる。用語ボクセルは、特に、3次元グラフィックにおけるデータ要素を表している。本発明方法では、最初に組織の画像、例えば、腫瘍組織及び／又は腫瘍近傍の組織の画像が例えば画像提供方法の手段によって提供されうる。こうして発生した画像は、次いで分析方法を用いて各々のグレー値等が解析される。次いで、決定されたグレー値から組織の種類が決定され、クオリティデータとして、又はクオリティデータに関連して提供される。グレー値と組織の種類の関係は、例えば、データベースとして、又はデータベース内に存在している。

【0024】

さらに、本発明方法においては、決定された組織の物理データが、放射線源の放射線と関連させて決定される。好ましくは、決定された組織の物理データが放射線源の放射線と関連させて決定されると、質量エネルギー吸収係数が決定される。軟放射線、例えば、X線の範囲でエネルギー $[\mu / \rho(E)]$ {組織の種類}に依存する各々の質量エネルギー吸収係数が各種組織の種類に対して既知であるならば、これらの値はインターネットに保存され、又はインターネットからファイル又はデータベースの表として取り出すことが可能であることが好ましい。特定の組織に対し、エネルギー $[\mu / \rho(E)]$ {組織の種類}に依存する各々の質量エネルギー吸収係数がまだ知られていないときは、それは、事前の

10

20

30

40

50

個々の要素 $[\mu / \rho (E)]$ {要素}の質量エネルギー吸収係数から、組織の軟度を用いて計算することができ、それは該表として保存される。ファイル及び／又はデータベースは、好ましくは保存装置に保存され、本方法を実施する基礎となる方法又は処理ユニットは、場合に応じて、該装置にアクセスする又はアクセスしうる。こうして該値は将来のために、特に自動、利用及び／又は計算のために、ファイル又はデータベースに保存される。

【0025】

次いで、本発明方法においては、組織処理のためのデータ、例えば、腫瘍処理のためのデータを決定したデータから発生し、及び／又は決定したデータは、組織処理、例えば、腫瘍処理のためのデータを発生させるために提供される。これについての好ましいが非限定的な例は本明細書でより詳細に述べる。

10

【0026】

本発明方法においては、特に、低エネルギー放射線照射システムで直接に、特に視覚的に、組織のクオリティデータ、例えば、CT画像又はX線画像と関連して、組織治療、例えば、腫瘍治療を計画するための必要なデータを示すこと、又は表示することがそれぞれ可能となる。このように、本発明方法によれば、特に、物理的及び／又は生物学的及び／又は該システムの医学的有効性に関する計算と表示を備えた低エネルギー放射線システムの手段を用いて、組織治療、例えば、腫瘍治療を計画することが可能となる。

【0027】

好ましくは、放射線照射すべき組織への線量率を決定されたデータから計算、特に自動的に計算することが好ましい。組織内の特定の場所において、処理中に該場所に達する線量率の値が必要又は所望されたときは、本発明方法を用いて容易に計算することができる。特に、射出装置又はアプリケーション装置の表面におけるスペクトルが分かるときは本発明方法を用いて容易に計算することができる。例えば、特定の場所の吸収線量率の計算を、放射線スペクトル及びそのポイントでの組織の種類から実施することができる。

20

【0028】

好ましい態様においては、前記計算の過程は、以下のようなものである。放射線射出装置のアイソセンタと放射線照射すべき組織のポイントとの間の結合ベクトルを、線量率を計算するために決定する；放射線射出装置の表面で結合ベクトルの出口のポイントを計算する；該出口のポイントと前記組織のポイントとの間の経路領域(path section)を計算する；前記組織のクオリティデータにおける関連する空間体積を前記計算された経路領域にわたって計算する；前記組織の種類ならびに組織の位置、及び／又は、組織の広がり、前記計算された経路領域にわたって決定する；前記計算された経路領域にわたって実行された伝達の後に前記組織の位置に見られる前記放射線スペクトルを計算する；放射線照射対象である前記組織の位置における前記線量率を、前記放射線スペクトル、及び、放射線照射対象である前記組織の位置における組織の種類から計算する。

30

【0029】

このことは、簡潔な実施形態の手段を実施例として用いて明確にされる。

【0030】

組織G内の特定の位置において、治療中に該位置に達する線量率Dの値が所望されている場合は、本発明方法を用いた計算の過程は以下のようにすることができる。この例では、射出装置の表面でのスペクトルは既知である必要がある。

40

【0031】

最初に、レントゲンシステムXRSのアイソセンタとポイントGとの間の結合ベクトルを決定する。次いで、射出装置の表面における結合ベクトルの出口ポイントAを計算する。次いで、AからGへの経路領域及び関連するボクセルを、前もって発生されている画像、例えば、CT画像におけるこの経路領域にわたって計算する。さらに、決定されたボクセルにおけるAからGへの経路領域にわたって、組織の種類及びそれぞれの位置及び／又は広がり、それぞれ計算又は決定する。さらに、AからGへの経路領域にわたって伝達の後にエンドポイントGに存在する、放射線スペクトル、例えば、レントゲンスペクトルSを計算する。Gにおける吸収線量率Dの計算を、放射線ポイントスペクトルS及びこ

50

のポイントでの組織の種類から実行する。それによって、物理的有効性がわかるようになる。

【0032】

さらなる物理データ及び／又は生物学的データ及び／又は医学的データを、生成及び／又は決定及び／又は提供することができ、その場合において、前記さらなる物理データ及び／又は生物学的データ及び／又は医学的データを、前記組織治療、例えば腫瘍治療のためのデータを生成するために使用するか、該組織治療のためのデータを生成するために提供するか、の少なくともいずれか一方が行われることが好ましい。

【0033】

例えば、所望するならば、組織の任意の各位置において、生物学的数値としてRBE（生物効果比）及び医学的数値として腫瘍の再発可能性（再発性）を計算することができ、好ましくは、表示すること、例えば、見てとれるようにすることができる。

10

【0034】

低エネルギー治療と他の治療又は治療形態、例えば、前述した画像、例えば、CT写真、X線画像又はレントゲンの手段による、直線加速装置を用いた放射線照射との比較可能性の問題を解決するため、他の治療形態と比較して低エネルギーシステムにより同等の治療有効性が保証されるそれらの領域又は体積が、前述したHounsfield-scaleの手段により、例えば、付加的に計算することができ、次いで、ユーザーに情報を与えるも目的のため、情報目的の画像に示される。例えば、いわゆる“等価球（sphere of equivalence）”が挙げられる。このことは、例えば、文献“Carsten Herskind, Jürgen Griebel, Uta Kraus-Tiefenbacher, Frederik Wenz—Sphere of Equivalence—a novel Target volume concept for intraoperative radiotherapy using low-energy X rays—in Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol.72 No.5, pp 1575-1581 from 2008”に記載されており、この開示は本発明の明細書内に参照として組み込む。この等価球の値は、画像、例えば、CT画像で表すことが好ましい。

20

【0035】

好ましい態様においては、前記決定される及び／又は、計算されるデータ、及び／又は、前記組織治療、例えば、腫瘍治療のためのデータが、表示画面上に視覚的に表示される。

【0036】

とりわけ、放射線源の物理データ、及び／又は、前記放射線源の前記放射線に関連して決定される組織の物理特性データ、及び／又は、前記さらなる物理データ及び／又は生物学的データ及び／又は医学的データは、前記組織、特に腫瘍組織及び／又は腫瘍近傍組織のクオリティデータと共に、視覚的に表示され、特に前記組織、特に腫瘍組織及び／又は腫瘍近傍組織のクオリティデータ内に示されるようにすることができる。

30

【0037】

前述した本発明方法を用いて、特に、直接に視覚的に組織治療、特に腫瘍治療を計画するのに必要なデータを、低エネルギー放射線照射システムを用いて表示画面上に、組織、例えば、周辺を含めた腫瘍組織のCT画像、X線画像又はレントゲンと共に表示すること、又は組織、例えば、周辺を含めた腫瘍組織のCT画像、X線画像又はレントゲン内に示された表示画面上に表示することが可能となる。

40

画像内に示されたデータは種々のユーザーに、システム及び／又は治療の物理的／生物学的／医学的有効性に関する重要な情報を提供することができる。そうでなければ、ユーザー自身が面倒であるが計算する必要がある。

【0038】

本発明方法においては、組織内の線量率を計算できるだけではない。このデータは、また、組織の画像内に示すことができる。さらに、さらなる生物学的／医学的データ／情報を計算することもでき、また、画像内に示すこともできる。

【0039】

本発明方法は、低エネルギー放射線照射システムの放射線、例えば、スペクトルの物理

50

特性、及び低エネルギー放射線照射システムの放射線及び／又は軟 X 線に関連して、種々の組織の種類に関する物理特性の知識に基づいている。該物理特性は、最大 1 0 0 keV、特に最大 5 0 keV の X 線照射した組織のエネルギー依存性の吸収挙動等を意味している。さらに、本方法は、また、特に、画像のピクチャーピクセルのグレーレベルを例えば Hounsfield スケールに基づいて各組織の種類に関連付けて、冒された組織周辺、例えば、腫瘍近傍の画像、例えば、C T 写真又はレントゲン写真によって得られた知識に基づいている。

【 0 0 4 0 】

3 D の計算は必ずしも必須ではない。通例、2 D の断面図も十分である。

【 0 0 4 1 】

10

十分に均質な組織においては、例えば、乳房のみの治療の場合、本方法は、必ずしも不均質な組織を計算する能力をもつ必要はない。その場合、均質な組織の計算は十分である。

【 0 0 4 2 】

さらなる態様においては、コンピュータプログラムを設ける。データ処理装置又はユニット上で実行されるか、又は、該データ処理装置又はユニットにロードされる場合に、該コンピュータプログラムは前記記載の方法が実行されるように、該データ処理装置と相互作用する。

【 0 0 4 3 】

該コンピュータプログラムは、前記システムの物理的及び／又は生物学的及び／又は医学的有効性についての計算及び表示を備えた低エネルギー放射線照射システムのためのものであることが好ましい。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 4 】

【図 1】手術中の腫瘍治療のためのデータを生成、及び／又は、提供する本発明方法を実施するときに用いる低エネルギー放射線照射装置の概略図である。

【図 2】表面での組織治療のためのデータを生成、及び／又は、提供する本発明方法を実施するときに用いる低エネルギー放射線照射装置の概略図である。

【図 3】放射線照射される組織に対する線量率が特定のポイント G で、どのようにして計算されるかを示す概略図である。

30

【発明を実施するための形態】

【 0 0 4 5 】

以下に、図面を参照して実施態様の手段により、一層詳細に本発明を説明する。

【 0 0 4 6 】

図 1 においては、低エネルギー放射線照射装置 1 0 が示されている。これは乳房腫瘍切除の後に、手術中の組織に対する放射線照射のために使用することができる。

【 0 0 4 7 】

低エネルギー放射線照射装置 1 0 は、電子ビームを発生するための装置 1 1 及び隣接するビーム偏向器 1 2 を備えている。また、発生した電子ビームを放射線源 1 4 に案内するためのガイド装置 1 3 が設けられている。金ターゲットを有することができる放射線源 1 4 は低エネルギー軟放射線、例えば、0 ~ 最大放射線エネルギーで 1 0 0 k e V、特に、5 0 k e V のスペクトルを有する低エネルギー軟放射線を生成する。放射線源 1 4 により生成した放射線は射出装置を経て放射線照射される組織上に向けることができる。そこから、放射線は予め決定した組織内に標的に向けられるようにして放出されうる。放射線源 1 4 を腫瘍母地又は放射線照射の位置に標的位置決めするため、場合に応じて、アプリケーション機器を設ける。図の例では、バルーンアプリケーション機器である。

40

【 0 0 4 8 】

放射線照射装置 1 0 は、乳房への放射線照射の間、腫瘍の近傍の組織 1 7 に放射線照射する役割を果たす。最初に、腫瘍は外科手術で切除される。次いで、アプリケーション機器 1 6 が放射線照射を行う場所に導入される。次いで、放射線源 1 4 をアプリケーション機器 1 6

50

に挿入する。その中に、放射線源 14 は、アプリケーション機器 16 の手段により、正確に配置しうる。

【0049】

腫瘍の治療のために必要なデータを生成、提供することは、本発明方法によりもたらされる。その流れについては、詳細に後述する。よりよく理解するため、本発明方法の流れに関連する図中の要素は破線で示している。

【0050】

本発明においては、低エネルギー放射線照射装置 10 の手段を用いて腫瘍の治療のためのデータを生成、及び / 又は、提供する方法が提供される。処理ユニット 20 が該方法を実施するために設けられる。

10

【0051】

放射線源 14 の物理データは射出装置 15 からの離出から直接決定される。この目的のため、例えば、放射線源 14 のスペクトルが放射線源 14 の物理データとして射出装置 15 からの離出から直接決定することができる。該物理データは結合ライン 21 によって明確化される。単数又は複数のスペクトルの値は、それぞれ適切な測定手段を用いて生成されることが好ましく、その結果はファイル又はデータベースに保存することが好ましい。ファイル及び / 又はデータベースは保存装置 22 に保存される。本方法を実施する基礎となる方法又は処理ユニット 20 は、場合に応じて、保存装置 22 にアクセスし、又はアクセスしうる。

【0052】

20

さらに、腫瘍近傍の組織 17 のクオリティデータが決定される。例えば、腫瘍近傍の組織 17 のクオリティデータは、結合ライン 24 によって明確化される画像提供方法を実施するための装置 23 の手段を用いて生成することができる。例えば、CT 画像、X 線画像等の適切な画像が装置 23 の手段を用いて生成することができる。腫瘍近傍の組織 17 の種類を決定、好ましくは自動的に決定するため、予め撮られた CT 写真、X 線写真等の画像が例えば使用される。本発明によれば、例えば、最初に、腫瘍近傍の組織 17 の画像が画像提供方法の手段を用いて生成することができる。こうして生成した画像は、次いで結合ライン 26 によって明確化された処理ユニット 20 内の解析装置 25 に送られ、解析方法の手段を用いて解析装置 25 で個々のグレー値等について解析される。処理ユニット 20 においては、次いで組織の種類が、決定したグレー値から決定され、クオリティデータの形態で、又はクオリティデータとして提供される。

30

【0053】

さらに、決定対象の組織の物理特性データは、放射線照射源 14 の放射線照射に関連して決定される。この目的のため、質量エネルギー吸収係数が決定することが好ましい。

【0054】

特に、種々の組織の種類に対して、軟放射線、例えば、X 線の範囲でエネルギー $[\mu / \rho(E)]$ { 組織の種類 } に依存する質量エネルギー吸収係数が既知である。例えば、種々の組織の種類に対して、質量エネルギー吸収係数がファイル又はデータベースに保存されることができる。ファイル及び / 又はデータベースは好ましくは保存装置 27 に保存され、本方法を実施する基礎となる方法又は処理ユニット 20 は、場合に応じて、該装置にアクセスする又はアクセスしうる。

40

【0055】

次いで、腫瘍の治療のためのデータ 28 が決定されたデータから生成され、及び / 又は決定されたデータは腫瘍の治療のためのデータを生成するために提供される。放射線照射する組織の線量率は決定されたデータから計算すること、好ましくは自動的に計算することができる。

【0056】

決定された及び / 又は計算されたデータ及び / 又は腫瘍の治療のためのデータは、視覚的に表示画面 29 上に示される。特に、放射線源 14 の物理データ及び / 又は放射線源 14 に関連して決定された組織の物理特性データ及び / 又はさらなる物理的及び / 又は生物

50

学的及び／又は医学的データを視覚的に、腫瘍近傍の組織のクオリティデータと一緒に、特に該クオリティデータ内に示すことができる。

【0057】

図2においては、低エネルギー放射線照射装置10が示されている。これは人体の表面組織の放射線照射に対して使用される。

【0058】

低エネルギー放射線照射装置10は、電子ビームを発生するための装置11及び隣接するビーム偏向器12を備えている。また、発生した電子ビームを放射線源14に案内するためのガイド装置13が設けられている。金ターゲットを有することができる放射線源14は低エネルギー軟放射線、例えば、0～最大放射線エネルギーで100keV、特に、50keVのスペクトルを有する低エネルギー軟放射線を生成する。放射線源14により発生される放射線は、射出装置15を介して、放射線照射される組織上に向けることができる。射出装置の中で、放射線は予め決定した組織内に標的に向けられるようにして放出される。

【0059】

さらに図2に示されているように、アプリケーション装置16が設けられる。これは表面アプリケーションであり、組織17の放射線照射が人体の外側で、腫瘍の手術とは独立して行うこともできるためのものである。図2の態様では、図1と関連して示したように、放射線は手術中には導入されない。放射線は放射線照射する表面に適用される。アプリケーション装置16を用いて種々の放射線特性を生成することができるように、例えば、放射線照射する組織内に種々の深さで放射線照射することができるようにするため、図2に示されている、本態様のアプリケーション装置16は、放射線に影響を与える要素18を有する。放射線に影響を与える要素18は、放射線特性を変化させるためのレンズとして設けることが好ましい。要素18は、好ましくは交換可能に、つまり脱着できるように、アプリケーション装置16上に配置される。放射線は、放射線に影響を与える要素18を介して、放射線源14から放射線照射する組織表面17に適用される。

【0060】

図2に示した前述した態様は例えば特に皮膚上又は器官の表面上の表面傷害又は腫瘍の放射線照射に対しても好適である。

【0061】

組織の治療のための必要なデータを生成、提供することが再び本発明方法によって、もたらされる。その過程は詳細に後述される。よりよく理解するために、図2においても、該方法の過程に係る該図中の要素を、破線を用いて示している。

【0062】

本発明においては、低エネルギー放射線照射装置10の手段を用いた腫瘍の治療のためのデータを生成及び／又は提供する方法が提供される。処理ユニット20は該方法を実施するために設けられる。

【0063】

放射線源14の物理データは直接、射出装置15からの離出から決定される。この目的のため、例えば、放射線源14のスペクトルが放射線源14の物理データとして射出装置15からの離出から直接決定することができる。該物理データは結合ライン21によって明確化される。単数又は複数のスペクトルの値は、それぞれ適切な測定手段を用いて生成されることが好ましく、その結果はファイル又はデータベースに保存することが好ましい。ファイル及び／又はデータベースは保存装置22に保存される。本方法を実施する基礎となる方法又は処理ユニット20は、場合に応じて、保存装置22にアクセスし、又はアクセスしうる。

【0064】

また、腫瘍近傍の組織17のクオリティデータが決定される。例えば、腫瘍近傍の組織17のクオリティデータは、結合ライン24によって明確化される画像提供方法を実施するための装置23の手段を用いて生成することができる。例えば、CT画像、X線画像等

の適切な画像が装置 23 の手段を用いて生成することができる。腫瘍近傍の組織 17 の種類を決定、好ましくは自動的に決定するため、予め撮られた CT 写真、X 線写真等の画像が例えば使用される。本発明によれば、例えば、最初に、腫瘍近傍の組織 17 の画像が画像提供方法の手段を用いて生成することができる。こうして生成した画像は、次いで結合ライン 26 によって明確化された処理ユニット 20 内の解析装置 25 に送られ、解析方法の手段を用いて解析装置 25 で個々のグレー値等について解析される。処理ユニット 20 においては、次いで組織の種類が、決定したグレー値から決定され、クオリティデータの形態で、又はクオリティデータとして提供される。

【0065】

また、決定された組織の物理特性データが、放射線源 14 の放射線と関連させて決定される。この目的のために、好ましくは、質量エネルギー吸収係数が決定される。特に、軟放射線、例えば、X 線の範囲でエネルギー $[\mu / \rho (E)]$ {組織の種類} に依存する各々の質量エネルギー吸収係数が各種組織の種類に対して既知である。例えば、各種組織の種類に対する質量エネルギー吸収係数がそれぞれファイル又はデータベースに保存される。ファイル及び / 又はデータベースは好ましくは保存装置 27 に保存され、本方法を実施する基礎となる方法又は処理ユニット 20 は、場合に応じて、該装置にアクセスする又はアクセスしうる。

【0066】

次いで、腫瘍の治療のためのデータ 28 は決定されたデータから生成され、及び / 又は決定されたデータは腫瘍の治療のためのデータを生成するために提供される。放射線照射する組織の線量率は決定されたデータから計算すること、好ましくは自動的に計算することが好ましい。

【0067】

決定された及び / 又は計算されたデータ及び / 又は腫瘍の治療のためのデータは、視覚的に表示画面 29 上に示される。特に、放射線源 14 の物理データ及び / 又は放射線源 14 に関連して決定された組織の物理特性データ及び / 又はさらなる物理的及び / 又は生物学的及び / 又は医学的データを視覚的に、腫瘍近傍の組織のクオリティデータと一緒に、特に該クオリティデータ内に示すことができる。

【0068】

図 3 においては、放射線照射される組織に対する線量率が特定のポイント G で、どのようにして計算されるかを概略的に示す。組織の特定のポイント G で、手術中にそのポイントに達する線量率の値が必要とされる又は所望される場合は、本発明方法の手段を用いて容易に計算することができる。

【0069】

腫瘍組織又は腫瘍周辺の組織に位置しうる組織 G 内の特定の位置において、治療中に該位置に達する線量率 D の値が所望されている場合は、本発明方法を用いた計算の過程は以下のようにすることができる。この例では、射出装置の表面でのスペクトルは既知である必要がある。

【0070】

最初に、放射線源 14 の先端領域内にあるアイソセンタとポイント G との間の結合ベクトル V を決定する。放射線源 14 は、ここでは X 線源であり、アプリケーション装置 16 内に位置している。次いで、射出装置、この例ではアプリケーション装置、の表面における結合ベクトル V の出口ポイント A を計算する。次いで、A から G への各種組織の種類 1、2、3 及び 4 を通る経路領域及び関連するボクセルを、前もって発生されている画像、例えば、CT 画像におけるこの経路領域にわたって計算する。さらに、決定されたボクセルにおける A から G への経路領域にわたって、及び / 又は決定されたボクセルにおいて、組織の種類 1、2、3 及び 4 及びそれぞれの位置及び / 又は広がり、それぞれ計算又は決定する。さらに、A から G への経路領域にわたって伝達後に エンドポイント G に存在する、放射線スペクトル、例えば、レントゲンスペクトル S を計算する。G における吸収線量率 D の計算を、放射線ポイントスペクトル S 及びこのポイントでの組織の種類から実行する

10

20

30

40

50

。それによって、物理的有効性がわかるようになる。

【符号の説明】

【 0 0 7 1 】

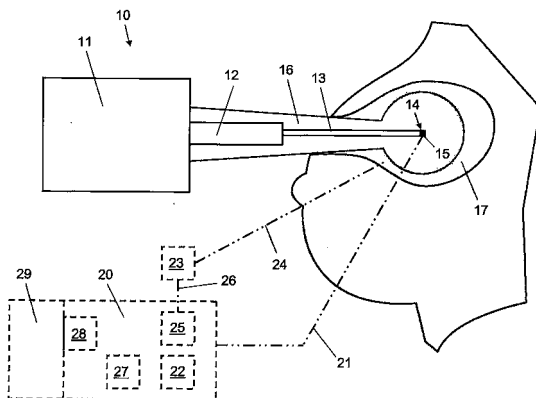
- 1 0 低エネルギー放射線照射装置
- 1 1 電子ビームを発生するための装置
- 1 2 放射線偏向器
- 1 3 電子ビームを案内するためのガイド装置
- 1 4 放射線源
- 1 5 射出装置
- 1 6 アプリケータ装置
- 1 7 腫瘍の近傍の組織 / 放射線照射される組織
- 1 8 放射線に影響を与える要素

- 2 0 処理ユニット
- 2 1 放射線源のスペクトルの決定
- 2 2 放射線源の物理データを備えた保存装置
- 2 3 画像提供方法を実施するための装置
- 2 4 組織のクオリティデータの生成
- 2 5 解析装置
- 2 6 クオリティデータの伝達
- 2 7 各種組織の種類の質量エネルギー吸収係数を備えた保存装置
- 2 8 腫瘍の治療のためのデータ
- 2 9 表示画面

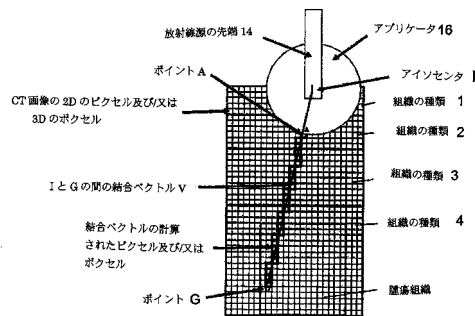
10

20

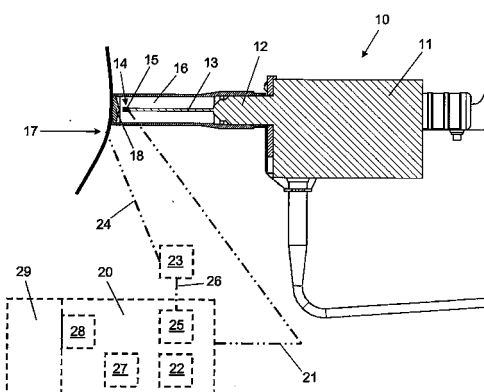
【 図 1 】



【 図 3 】



【 図 2 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2011/057518

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61N5/10
ADD.

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)

A61N A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2010/011844 A1 (TUFTS MEDICAL CT [US]; RIVARD MARK J [US]) 28 January 2010 (2010-01-28) paragraphs [0020] - [0023], [0032], [0048], [0065] - [0072], [0076], [0080], [0082], [0088] claims 1,5,6 figure 6; table 2 -----	1-10

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ 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 document 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

23 August 2011

Date of mailing of the international search report

02/09/2011

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Büchler Costa, Joana

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2011/057518

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2010011844 A1	28-01-2010	US 2011184283 A1	28-07-2011

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ヴェンツ, フレデリック

ドイツ国、 6 9 1 2 0 ハイデルベルク、ブルメンタールシュトラッセ 4 5

Fターム(参考) 4C082 AC02 AE05 AG09 AN02

4C093 AA01 AA22 AA25 AA30

【要約の続き】

【選択図】図 1