

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6267117号
(P6267117)

(45) 発行日 平成30年1月24日(2018.1.24)

(24) 登録日 平成30年1月5日(2018.1.5)

(51) Int.Cl.

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

F 1

A 6 1 N 5/10
A 6 1 N 5/10D
E

請求項の数 17 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2014-525430 (P2014-525430)
 (86) (22) 出願日 平成24年8月14日 (2012.8.14)
 (65) 公表番号 特表2014-527439 (P2014-527439A)
 (43) 公表日 平成26年10月16日 (2014.10.16)
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2012/065863
 (87) 國際公開番号 WO2013/024086
 (87) 國際公開日 平成25年2月21日 (2013.2.21)
 審査請求日 平成27年8月14日 (2015.8.14)
 (31) 優先権主張番号 102011110615.8
 (32) 優先日 平成23年8月16日 (2011.8.16)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)
 (31) 優先権主張番号 61/575,133
 (32) 優先日 平成23年8月16日 (2011.8.16)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 506043354
 カール ツアイス メディテック アーグ
 一
 ドイツ国、73447 オーベルコッヘン
 、カールツアイスーシュトラーーゼ 22
 (74) 代理人 100108143
 弁理士 嶋崎 英一郎
 (72) 発明者 ヴァイガント, フランク
 ドイツ国、89522 ハイデンハイム、
 ハイルブルネル シュトラーーゼ 89
 審査官 伊藤 孝佑

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線照射を発生させるための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

基質に照射するためのX線照射の特定の放射線量率曲線を作成する方法であって、作成される前記特定の放射線量率曲線とは異なる少なくとも2つの所定の放射線量率曲線を選択し、並びに前記少なくとも2つの所定の放射線量率曲線を一定の割合で構成させて前記特定の放射線量率曲線を作成することによって、前記特定の放射線量率曲線を作成することを特徴とする、方法。

【請求項 2】

前記特定の放射線量率曲線を、前記所定の放射線量率曲線から決定することを特徴とする、請求項1に記載の方法。 10

【請求項 3】

前記特定の放射線量率曲線を、特定の放射線量率曲線の仕様値から決定す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】

前記作成される放射線量率曲線を、記憶装置内に保存することを特徴とする、請求項1～3のいずれか1項に記載の方法。

【請求項 5】

前記特定の放射線量率曲線を、前記少なくとも2つの所定の放射線量率曲線から、時間経過又は時間変化に合わせて構成することを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項 6】

前記特定の放射線量率曲線を、線形結合によって前記少なくとも2つの所定の放射線量率曲線から構成することを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項7】

基質(1)を照射するためのX線照射の特定の放射線量率曲線(10)を作成する装置(30)であって、該装置(30)は、作成される前記特定の放射線量率曲線(10)とは異なる少なくとも2つの所定の放射線量率曲線(11、12)を選択する選択装置を備え、並びに該装置(30)は、前記少なくとも2つの所定の放射線量率曲線(11、12)から一定の割合で前記特定の放射線量率曲線(10)を構成する装置を備えることを特徴とする、装置(30)。

【請求項8】

特定の放射線量率曲線(10)を有するX線照射を発生させる装置(30)であって、該装置(30)は、所定の第1の放射線量率曲線(11)を有する第1の仕様のX線照射、及び所定の第2の放射線量率曲線(12)を有する、前記第1の仕様のX線照射とは異なる、第2の仕様のX線照射を供給する装置を備え、かつ、該装置(30)は、前記特定の放射線量率曲線(10)を有する前記X線照射を、前記第1の仕様のX線照射及び前記第2の仕様のX線照射から一定の割合で構成する装置を備え、及び

前記特定の放射線量率曲線、前記所定の第1の放射線量率曲線、及び前記所定の第2の放射線量率曲線のそれぞれは、放射線量率を距離の関数として表していることを特徴とする、装置(30)。

10

20

【請求項9】

請求項8に記載の、X線照射を発生させる装置(30)であって、電子ビーム(32)を発生させる電子源(31)と、前記電子ビーム(32)の電子が標的(33)に衝突することによってX線照射を発生させる前記標的(33)と、印加される加速電圧によって前記電子ビーム(32)の前記電子を加速させる加速装置(37)と、第1の加速電圧に関連した所定の第1の放射線量率曲線(11)を有する第1の仕様のX線照射、及び第2の加速電圧に関連した所定の第2の放射線量率曲線(12)を有する、前記第1の仕様のX線照射とは異なる、第2の仕様のX線照射を供給する装置と、前記特定の放射線量率曲線(10)を有する前記X線照射を、前記第1の仕様のX線照射及び前記第2の仕様のX線照射から一定の割合で構成する装置であって、前記電子ビーム(32)を、前記第1の加速電圧及び前記第2の加速電圧を用いて一定の割合で交互に加速させる、又は加速させることができるように、前記加速装置(37)を操作するように設計されている装置と、を備えることを特徴とする、装置(30)。

30

【請求項10】

前記所定の放射線量率曲線から前記特定の放射線量率曲線(10)を決定する計算装置(35)を備え、及び／又は前記特定の放射線量率曲線(10)を保存する記憶装置(38)を備えることを特徴とする、請求項7に記載の装置(30)。

【請求項11】

40

前記所定の放射線量率曲線(11、12)を有する前記仕様のX線照射から、前記特定の放射線量率曲線(10)を有する前記X線照射を決定する計算装置(35)を備え、及び／又は前記特定の放射線量率曲線(10)を有する前記X線照射のパラメータ及び／又は値を保存する記憶装置(38)を備えることを特徴とする、請求項8に記載の装置(30)。

【請求項12】

特定の放射線量率曲線(10)の仕様値を、受け取るインターフェイス(39)及び／又は入力する入力装置(40)を備え、及び／又は特定の放射線量率曲線(10)を発生させる発生装置(41)を備えることを特徴とする、請求項7又は10に記載の装置(30)。

50

【請求項 1 3】

特定の放射線量率を有する前記 X 線照射の仕様値を、受け取るインターフェイス（39）及び／又は入力する入力装置（40）を備え、及び／又は特定の放射線量率曲線（10）を有する X 線照射を仕様値から発生させる発生装置（41）を備えることを特徴とする、請求項8、9又は11に記載の装置（30）。

【請求項 1 4】

前記特定の放射線量率曲線（10）を、前記少なくとも 2 つの所定の放射線量率曲線（11、12）から、時間経過又は時間変化に合わせて構成する、又は構成することができるよう設計されたタイムスイッチ装置（42）を備えることを特徴とする、請求項7、10、12のいずれか 1 項に記載の装置（30）。 10

【請求項 1 5】

前記特定の放射線量率曲線（10）を有する前記 X 線照射を、前記第 1 の仕様の X 線照射及び前記第 2 の仕様の X 線照射から、時間経過又は時間変化に合わせて構成する、又は構成することができるよう設計されたタイムスイッチ装置（42）を備えることを特徴とする、請求項8、9、11、13のいずれか 1 項に記載の装置（30）。

【請求項 1 6】

前記電子ビーム（32）を、前記第 1 の加速電圧及び前記第 2 の加速電圧を用いて時間経過又は時間変化に合わせて加速する、又は加速させることができるように設計されたタイムスイッチ装置（42）を備えることを特徴とする、請求項9に記載の装置（30）。 20

【請求項 1 7】

請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の方法を実施するための手段を有することを特徴とする、請求項7 ~ 16 のいずれか 1 項に記載の装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、基質に照射するための X 線照射の特定の放射線量率曲線を作成及び／又は提供する方法に関する。さらには、本発明は、特定の放射特性、特に特定の放射線量率曲線を有する X 線照射を発生又は提供するための、装置及び方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

前記のような装置及び方法は、例えば、放射線照射装置を用いた放射線治療の分野で使用されている。近時、最新鋭の放射線照射装置を用いて、術中に放射線照射することが、しばしば行われており、これにより、放射線照射をする位置、例えば、腫瘍又は腫瘍床に即座に照射することが可能である。 30

【0003】

それぞれの放射線照射に必要な X 線照射は、通例、X 線照射源において、又は X 線照射源を用いて発生される。とりわけ、X 線照射源は、放射線照射装置の構成要素である。公知の X 線照射源、例えば術中の放射線照射のためのものの作動原理は、特に、電子は電子ビーム源で発生されており、電子ビームとして放射されるという事実に基づいている。電子ビームは、加速電圧、特に高電圧により、加速ステージにおいて加速される。このようにして発生、加速された電子ビームは、標的、特に金からなる標的に向けられる。標的は、例えば、アプリケータの先端に配置することができる。標的に電子ビームが衝突すると、X 線照射が発生し、次いで、その結果生じる X 線照射野の形状で標的から放射される。こうした放射線照射装置は、例えば特許文献 1（WO 2009/132799 A2）に記載されている。

【0004】

放射線照射されるべき基質が組織であるとき、放射線照射される組織の X 線照射源までの指定された距離を到達するのに必要な放射線量を決定する必要がある。放射線照射装置の時間変化率についての関数であり、X 線照射源からの距離が増加するにつれて低下する放射線量率により、放射線照射される組織のために必要な放射線照射時間を決定すること 40

ができる、その結果、必要な放射線量が組織に到達し、又は、組織に若しくは組織内に送られる。放射線照射は、決定された又は選ばれた放射線量率を用いて、決定された放射線照射時間の間、実施される。

【0005】

X線照射源から放射されるX線照射は基質、例えば組織を通過するため、指定の放射線量を適用すべき場所以外の他の場所も放射線照射される。X線照射源は通常基質の表面に又は基質内に配置され、X線照射はX線照射源から伝播するため、放射線量率はX線照射源からの距離が増加するにつれて減少する。このことは、X線照射源のすぐ近くにおいて、そこから離れた所よりも高い放射線量率が得られることを意味する。

【0006】

10

X線照射源による放射線量率値の供給能力は、例えば、いわゆる放射線量率曲線によって描かれる。この曲線を用いて、X線照射源、例えば、X線照射源のアイソセンタから各種距離に対して、X線照射源によって供給可能な放射線量率値が決定される。X線照射源からの各種距離に対する放射線量率値の地点間における関係が放射線量率曲線となる。このような放射線量率曲線により、使用者は、基質のどの場所にどれだけの放射線量を適用するかを決定することができる。

【0007】

こうした放射線量率曲線の推移、例えば勾配は、適用した加速電圧に依存している。

【0008】

20

しかしながら、X線照射源の放射特性、例えば、標的から発生したX線照射の放射特性は、同じ作動電圧においてさえ、常に変動する。不可避な製造の許容誤差と材料の違いから、X線照射源は完全に同一に設計されていないからである。しかしながら、放射線照射、例えば、患者の治療を行うため、使用される正確なX線照射源の放射特性を知る必要がある。そのため、X線照射源は初めて使用する前に、常に較正（測定又は検査とも称する）されて、特定のX線照射源の放射特性、特にその放射線量率曲線が決定される。しかしながら、こうした測定は非常に複雑で面倒である。そのため、該測定は特定の加速電圧でのみ行われている。通例、その後、X線照射源は、較正が実施されたその加速電圧で作動される。他の加速電圧に対し、X線照射源の正確な放射特性は分からないからである。

【0009】

その結果、X線照射源の測定、特に種々の加速電圧に対する該測定は時間を要し、コストがかかる手段となる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】国際公開第2009/132799号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明は、引用した先行技術から出発して、初めに言及した装置と初めに言及した方法をさらに発展させて、前記問題を解消することを課題とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明によれば、この問題は、独立請求項1、2及び3に係る特徴をもった方法及び独立請求項9、10及び11に係る特徴をもった装置により解決される。本発明のさらなる特徴及び詳細については、従属請求項、明細書の記載及び図面から明らかとなる。そこでは、本発明に係る装置の1つの態様に關係して述べられる特徴及び詳細は、本発明に係る装置の個々の他の態様にも当てはまる。本発明に係る方法の1つの態様に關係して述べられる特徴及び詳細は、本発明に係る方法の個々の他の態様にも当てはまる。本発明の装置に關連して記載された特徴及び詳細は、その全てが本発明の方法にも当てはまる。該装置に関する記載は該方法にも完全に当てはまり、その逆も同様である。

50

【0013】

本発明の基本となる概念は、発生した又は供給されたX線照射の放射特性は、変えられるということである。それは、本発明によれば、特に時間をかけて実施されている。

【0014】

本発明は、特に、基質の放射線照射、好ましくは、特に腫瘍等の組織の放射線照射に関する分野にある。そこでは、基質の放射線照射は、放射線が基質に放射され、基質に到達し、及び／又は基質を透過するように行われる。非常に一般的な意味において、照射は、粒子又は波の伝播であり、そこでは、特にエネルギー及び／又は衝撃が伝えられる。本発明においては、照射は好ましくはX線照射である。

【0015】

照射は照射源により発生される。照射源は、通例、放射線量を発生、放射及び／又は供給する。放射線量は、基質、例えば組織内の特にイオン化した放射線の特に吸収された又は吸収可能な量である。時間単位及び質量単位当たりの吸収される放射線量を放射線量率と称する。特定の加速電圧において、照射源は、特に特定の放射線量率を有する。放射線量率曲線は、特に深部における放射線量の推移である。その原点は照射源であり、特にそのアイソセンタである。放射線照射装置のアイソセンタは、特に最小のボールの中心点である。その点を通じて、全ての回転角度で中心放射線は進行する。一般に、アイソセンタは、照射が始まる中心又は原点と言われる。

10

【0016】

照射源は、例えば、X線照射源である。その場合、発生された照射は、X線照射である。

20

【0017】

本発明によれば、基質、特に組織に照射するためのX線照射のために、特定の放射線量率曲線が作成及び／又は提供される。別の態様においては、特定の照射特性、例えば、前述したように特定の放射特性、特に特定の放射線量率曲線を有するX線照射が発生及び／又は供給される。

【0018】

こうした放射線量率曲線は、深部において放射線照射に利用できる特に放射線量率の推移である。放射線量率は、基質、特に組織物質の質量単位及び時間単位に関して、指定された場所、例えば、X線照射源から特定の距離にあるX線照射源から放射される特に照射エネルギーである。その原点はX線照射源であり、特にX線照射源のアイソセンタである。放射線量率曲線は照射源の場所、特にX線照射源のアイソセンタにおいて最大値を有する。そこから距離が増えるにつれて、放射線量率は低下する。このことは、例えば、放射線照射された基質による照射吸収及びX線照射源から距離が増えるに伴う立体的分布によって生じると考えられる。

30

【0019】

こうした放射線量率曲線は、好ましくは、いわゆる深部線量率曲線であり、特に水中での深部線量率曲線である。

【0020】

基質の放射線照射のために、特に放射線照射を用いた患者の治療のために、一般に、分当たりのグレイ[Gy / 分]を物理単位として有する、DDCとも称される水中での深部線量率曲線は、X線照射源の重要なパラメータである。水中での深部線量率曲線は水の深さの関数であり、原点(0 mm)はX線照射源、特にX線照射源のアイソセンタである。水中での深部線量率曲線は、各X線照射源の作成の間及び再較正の間も測定され、X線照射源に特有である。

40

【0021】

X線照射源はおよそX線の点線源であるため、水中での深部線量率曲線は一方では逆2乗の法則($f(x) \sim 1/x^2$)により決定され、他方では、発生したX線照射の水中の吸収($f(x) \sim I_0 * e^{-\mu_w * x}$)により決定される。

【0022】

50

X線照射源のX線照射、この場合において l_0 は、例えば、放射性線源とは対照的に、複素スペクトルで構成されているため、 l_0 は、エネルギーEの関数である。水の吸収係数(μ_w)もエネルギーEの関数であるため、吸収は、個々のX線照射源のスペクトルに強く依存している。

【0023】

X線照射源のスペクトルは、使用された材料及びX線制動スペクトルによる、特に電子の加速電圧による特性スペクトルからなる。

【0024】

今日使用されている設備を用いると、使用者は放射線照射装置において3つの異なる加速電圧Uを選択することができる。加速電圧Uは、例えば、30kV、40kV、50kVである。しかしながら、加速電圧は、処置の時間で固定されており、もはや変更することはできない。

10

【0025】

本発明によれば、後に詳しく述べるように、このアプローチを変えることができる。加速電圧は、放射線照射処置の間に変えることができる。

【0026】

一般的のX線照射源はその設計が類似しているため、X線スペクトルは同じ加速電圧で顕著には異ならず、水中での深部線量率曲線、DDCは、その推移に関してほぼ同じである。この推移は、水の深さが増すにつれて関数が減少することによって認識することができる。

20

【0027】

しかしながら、異なるX線照射源で同じ線量を特定の深部に加えると、水中での深部線量率曲線(DDC)の絶対高さを変化させることができる。該絶対高さは異なる放射線照射の時間によって補うことができる。

【0028】

しかしながら、水の深さが増すにつれて放射された線量が減少することを意味する水中での深部線量率曲線(DDC)の推移が、使用された全てのX線照射源に対して、同様である又は比較できることは、しばしば非常に重要なことである。

【0029】

既に上述したように、最近の解決法を用いると、それらは所望する放射線照射に対して、限られた数の異なる加速電圧からなる設定された選択に固定されている。これは、選択可能な加速電圧での、コストと時間を要するX線照射源の較正が原因である。それゆえ、これらの特定の加速電圧において、水中での深部線量率曲線(DDC)の個々の推移からの選択だけをすることができる。本発明は、これらの制約を取り除くことを可能にする。

30

【0030】

本発明によれば、多くの異なった水中での深部線量率曲線(DDC)を発生させることができ、X線照射源を使用することが可能にもなる。

【0031】

本発明の第1の態様は、基質に照射するためのX線照射の特定の放射線量率曲線を作成及び/又は提供する方法である。該方法は、作成及び/又は提供される前記特定の放射線量率曲線とは異なる少なくとも2つの所定の放射線量率曲線を選択し、並びに前記少なくとも2つの所定の放射線量率曲線を一定の割合で構成及び/又は調整して前記特定の放射線量率曲線を作成することによって、前記特定の放射線量率曲線を作成及び/又は提供することを特徴とする。一定の割合での構成及び/又は調整は、一定の割合又は比例配分の構成及び/又は調整とも称することができる。

40

【0032】

この第1の態様によれば、基質に照射するためのX線照射に対する特定の放射線量率曲線を作成及び/又は提供することを意図している。

【0033】

該特定の放射線量率曲線は、特に今まで利用することができない放射線量率曲線である

50

。この放射線量率曲線は、本発明の方法により作成及び／又は提供される。用語「作成される」は、該放射線量率曲線が形成されることを特に意味する。用語「提供される」は、該放射線量率曲線が利用のために届けられることを特に意味する。放射線量率曲線は、上述したような放射線量率曲線である。

【0034】

この特定の放射線量率曲線は、特別な方法により作成及び／又は提供される。
このための出発点は、既に利用可能な又は公知である少なくとも2つの所定の放射線量率曲線である。これら2つの所定の放射線量率曲線は、仕様放射線量率曲線とも称することができる。所定の放射線量率曲線は、互いに異なる。これらの放射線量率曲線は、例えば、上述した較正又は測定によって作成することができる。例えば、2つの所定の放射線量率曲線は、異なる加速電圧で測定された放射線量率曲線である。10

【0035】

最も簡単な場合では、そのような所定の放射線量率曲線を2つ使用する。もちろん、本発明によれば、そのような所定の放射線量率曲線を2つより多く使用することもできる。

【0036】

本発明によれば、前記所定の放射線量率曲線は、作成及び／又は提供される前記特定の放射線量率曲線とは異なる。好ましくは、1つの所定の放射線量率曲線は、上限であるか又は上限を形成し、もう1つの所定の放射線量率曲線は、下限であるか又は下限を形成する。本発明によれば、作成及び／又は提供される前記特定の放射線量率曲線は、好ましくは前記所定の放射線量率曲線の間に位置する。このことは、特に、特定の放射線量率曲線は、該特定の放射線量率曲線又はその推移が前記所定の放射線量率曲線の間に位置するようにして作成されることを意味する。20

【0037】

本発明においては、少なくとも2つのこうした所定の放射線量率曲線を採択又は選択する。作成及び／又は提供される放射線量率曲線は、その後前記少なくとも2つの所定の放射線量率曲線を一定の割合で構成及び／又は調整して形成又は作成される。

【0038】

本発明の第2の態様においては、特定の照射特性、特に特定の放射線量率曲線を有するX線照射を発生させる、及び／又は供給する方法が提供される。該方法は、指定の第1の照射特性、特に所定の第1の放射線量率曲線（これは特に指定の第1の放射線量率曲線）を有する第1の仕様のX線照射、及び指定の第2の照射特性、特に所定の第2の放射線量率曲線（これは特に指定の第2の放射線量率曲線）を有する第2の仕様のX線照射を一定の割合で構成及び／又は調整して前記特定の照射特性、特に前記特定の放射線量率曲線を有する前記X線照射を発生させることによって、前記X線照射を発生させる、及び／又は供給し、前記第2の仕様のX線照射が、前記第1の仕様のX線照射とは異なることを特徴とする。30

【0039】

本発明の第2の態様を用いると、X線照射が発生及び／又は供給される。このX線照射は特定の照射特性を有すると考えられる。前述した該照射特性は放射特性でありうる。特に、特定の放射線量率曲線を有するX線照射が発生及び／又は供給される。このように第2の態様の方法は、第1の態様の方法の一般的に言及された構成に対する好ましい態様である。そのため、上記の個々の説明はここでも参照され、組み込まれる。40

【0040】

本発明の第3の態様によれば、特定の照射特性、特に特定の放射線量率曲線を有するX線照射を発生させる、及び／又は供給する方法が提供される。該方法は、特に前述した第2の態様の方法の好ましい態様である。そのため、上記の個々の説明はここでも参照され、組み込まれる。本発明の第3の態様は、特定のX線照射源を使用した、前記方法のより具体的な態様である。

【0041】

電子源を介したこの方法を用いると、電子ビームが発生する。電子ビームは加速電圧に50

より加速され、標的に向かって加速させられる。X線照射は、標的に衝突する電子ビームの電子によって発生する。

【0042】

該方法は、第1の加速電圧に関連した指定の第1の照射特性を有する第1の仕様のX線照射、及び第2の加速電圧に関連した指定の第2の照射特性を有する第2の仕様のX線照射を一定の割合で構成及び／又は調整して前記特定の照射特性を有する前記X線照射を作成することによって、前記X線照射を発生させる、及び／又は供給し、前記第2の仕様のX線照射が、前記第1の加速電圧及び前記第2の加速電圧を用いて前記電子ビームを一定の割合で交互に加速させることを特徴とする。ここで、前記第2の仕様のX線照射は、前記第1の仕様のX線照射とは異なる。

10

【0043】

この態様の方法を用いると、X線照射を発生させるための装置が提供される。この装置はX線照射源を有し、又はX線照射源として設計される。

【0044】

好ましくは、本発明の上記3つの態様の方法は、後述される本発明に係る装置を用いて実施される。そのため、後述される本発明に係る装置に関する説明はここでも該当する。

【0045】

本発明は、低エネルギー及び／又は軟X線照射の発生に向けられることが好ましい。前記装置は、放射線照射装置の一部であることが好ましい。

【0046】

本発明の基礎的特徴は、特に、X線照射源、特に2つ又はそれより多い加速電圧で使用するように設計されたX線照射源を、特に第1の加速電圧に関連した、第1の放射線量率曲線及び特に第2の加速電圧に関連した、第2の放射線量率曲線の間に位置する放射線量率曲線を提供することができるように操作することである。この目的のために、特に所定の又は固定されたプランの個々の装置は、第1の加速電圧と第2の加速電圧、及び任意に更なる加速電圧で交互に操作される。

20

【0047】

特に、本発明では、放射線量率曲線の調整は加速電圧を変更することによって行うことができる。

【0048】

従来技術による公知の解決法に比べて、本発明は、操作中、例えば、処置の間、固定された加速電圧から変移させることを可能にする。

30

【0049】

放射線量率曲線、特に水中での深部線量率曲線（DDC）は、例えばX線照射源の製造又は再較正の間に、少数の加速電圧に対して（最小のケースは2つ）、測定されればよい。異なる放射線量率曲線の作成及び／又は提供は、例えば、測定した放射線量率曲線を調整して、特に計算装置、ソフトウェア等により、所望する放射線量率曲線の計算及び／又は決定によって行うことができる。計算装置は、計算ユニット又は計算手段とも称する。

【0050】

一般に、既に記載された又はこれから記載される本発明の装置に含まれる全ての器具（装置）は、それぞれユニット又は手段と称されることがある。

40

【0051】

特に、前記調整は、所定の放射線量率曲線とそこで放射線照射時間の間の一定の割合の関係を決定することにより行われる。その後の処理は、計算された各種加速電圧を用いて比例的な放射線照射によって実施することができる。

【0052】

ごく少数の放射線量率曲線、特に所定の放射線量率曲線の測定及びこれらの測定曲線からの放射線量率曲線、特に所定の放射線量率曲線のシミュレーションにより、かなりのコストの低減を図ることができる。

【0053】

50

このことは実施例により実証される。例えば、X線照射源の製造の間に、30kV及び50kVの加速電圧に対する放射線量率曲線、特に水中での深部線量率曲線（DDC）を測定又は調査する。これらは特に所定の放射線量率曲線である。これらの放射線量率曲線から、40kV、すなわち特定の部分である30kVと特定の部分である50kVの間に位置する加速電圧に対し、放射線量率曲線、特に水中での深部線量率曲線（DDC）を作成することができる。この放射線量率曲線は特に特定の放射線量率曲線である。例えば、0.69部の50kVの放射線量率曲線と0.31部の30kVの放射線量率曲線により、40kVの放射線量率曲線を作成又は発生させることができる。

【0054】

好ましくは、本発明の第1の態様に関して、前記特定の放射線量率曲線を、前記所定の放射線量率曲線から決定及び／又は算出することができる。本発明の第2の態様及び第3の態様に関して、前記特定の照射特性、特に前記特定の放射線量率曲線を有する前記X線照射を、前記指定の照射特性、特に前記所定の放射線量率曲線を有する前記仕様のX線照射から決定及び／又は算出することができる。この目的のために、特に計算装置を設けることができ、そこでは計算及び／又は決定が行われる。計算のために、特定のソフトウェア及び／又は計算機プログラム製品を使用することができる。このアプローチの利点は既に上述した。特に、特定の放射線量率曲線及び／又は特定の照射特性を有するX線照射は、測定された所定の値からシミュレーションすることができる。このことは、ごくわずかな測定だけを実際に行う必要があり、これが前記方法の簡略化及びコスト低減をもたらすことを意味する。

10

【0055】

本発明の第1の態様に関する別の態様においては、前記特定の放射線量率曲線を、特定の放射線量率曲線の仕様値から決定及び／又は算出することができる。本発明の第2の態様及び第3の態様に関して、特定の照射特性、特に特定の放射線量率曲線を有する前記X線照射を、特定の照射特性、特に特定の放射線量率曲線を有するX線照射の仕様値から決定及び／又は算出することができる。このことは、使用者サイドから、特定の利用目的等のため、個々の仕様が作られることを意味する。例えば、使用者が所望する、特定の放射線量率曲線による放射線照射及び／又は使用者によって発生された、特定の照射特性をもつX線照射が達成される。前述した態様においては、所与の放射線量率曲線及び／又は仕様のX線照射からの最良の調整又は近似は、例えば、その目的のために供給された発生装置での個々の計算によってなされる。該発生装置は、発生ユニット又は発生手段とも称される。該発生装置については、本発明の装置に関連して詳細に後述する。該発生装置は、計算装置の一部、又は計算装置とすることができる。この目的のために使用される調整パラメータは、仕様の割合比を決定し、それにより個々の放射線照射時間を決定する。

20

30

【0056】

好ましくは、前記作成及び／又は提供される特定の放射線量率曲線、又は特定の照射特性、特に前記特定の放射線量率曲線を有する、前記作成及び／又は提供されるX線照射のパラメータ及び／又は値を、記憶装置内に保存する。記憶ユニット又は記憶手段とも称される該記憶装置については、本発明の装置に関連して詳細に後述する。これにより、さらなる利用のために保存データが利用可能となる。そこでは、X線照射を発生及び／又は供給するための個々の装置、特にそのような装置の計算装置が該記憶装置を備えるか、少なくともインターフェイスを介して該記憶装置にアクセスできることが好ましい。

40

【0057】

別の態様では、本発明の第1の側面においては、前記特定の放射線量率曲線を、前記少なくとも2つの所定の放射線量率曲線を構成及び／又は調整して時間経過又は時間変化にする、又は本発明の第2の側面においては、前記特定の照射特性、特に前記特定の放射線量率曲線を有する前記X線照射を、前記第1の仕様のX線照射及び前記第2の仕様のX線照射を構成及び／又は調整して時間経過又は時間変化にする、又は本発明の第3の側面においては、前記電子ビームを、時間経過又は時間変化に合わせて前記第1の加速電圧及び前記第2の加速電圧を用いて加速させることが好ましい。このことは、例えば、タイムス

50

イッチャユニット又はタイムスイッチ手段とも称されるタイムスイッチ装置で具体化することができる。該タイムスイッチ装置については、本発明の装置に関連して詳細に後述する。

【 0 0 5 8 】

このことは、発生及び／又は提供された結果に基づく放射線照射は、経過又は変化に合わせて実施することができることを意味する。いずれの場合であれ、トータルの放射線照射時間の後では、個々に算出された放射線照射の時間が実施されたことが確保される。例えば、好ましい態様においては、秒又は分当たりの加速電圧の変化を繰り返すことができる。前述した例を戻って参照すると、例えば、加速電圧の変化の繰り返しは、放射線照射の間、例えば、50 kVで0.69 * 1分、次いで30 kVで0.31 * 1分、そして、このルーチンを約20回実施して行われる。別の態様においては、一定の割合での経過に合わせて放射線照射することもできる。例えば、50 kVで0.69 * 20分、次いで30 kVで0.31 * 20分である。

【 0 0 5 9 】

本発明の第1の態様の前記特定の放射線量率曲線を、線形結合によって前記少なくとも2つの所定の放射線量率曲線から作成及び／又は調整する、又は本発明の第2又は第3の態様の前記特定の照射特性、特に前記特定の放射線量率曲線を有する前記X線照射を、前記第1の仕様のX線照射及び前記第2の仕様のX線照射から線形結合によって生成及び／又は調整することが好ましい。線形結合は数学的方法として知られる。線形結合は、特にベクトルであり、これは、他のいくつかのベクトルの合計で構成される。したがって、全ての加速電圧に対して、全ての放射線量率曲線の測定はもはや必要ではない。欠けている放射線量率曲線は、測定された放射線量率曲線の線形結合の手段により、測定された2, 3の放射線量率曲線で形成される。

【 0 0 6 0 】

以下の本明細書においては、各種装置について説明がなされているが、該装置は特に上記方法を実施するのに適している。そのため、該装置に関して、本発明の方法に関する上記記載は参照され、その内容は参照によって組み込まれ、その逆も同様である。

【 0 0 6 1 】

本発明の第4の態様においては、該態様は特に上記本発明の第1の態様に対応するが、基質を照射するためのX線照射の特定の放射線量率曲線を作成及び／又は提供する装置が提供される。この装置は、作成及び／又は提供される前記特定の放射線量率曲線とは異なる少なくとも2つの所定の放射線量率曲線を選択する選択装置を備え、並びに前記少なくとも2つの所定の放射線量率曲線から一定の割合で前記特定の放射線量率曲線を構成及び／又は調整する装置を備えることを特徴とする。該選択装置は、選択ユニット又は選択手段とも称される。該構成及び／又は調整する装置は、構成及び／又は調整するユニット又は手段とも称される。該装置の態様及び機能概念に関して、本発明の方法に関する記載が参照され、その内容は参照によってここに組み込まれる。

【 0 0 6 2 】

本発明の第5の態様においては、該態様は特に上記本発明の第2の態様に対応するが、特定の照射特性、特に特定の放射線量率曲線を有するX線照射を発生させる、及び／又は供給する装置が提供される。この装置は、指定の第1の照射特性、特に規定の第1の放射線量率曲線を有する第1の仕様のX線照射、及び指定の第2の照射特性、特に所定の第2の放射線量率曲線を有する、前記第1の仕様のX線照射とは異なる、第2の仕様のX線照射を発生させる、及び／又は供給する装置を備え、かつ、前記特定の照射特性、特に前記特定の放射線量率曲線を有する前記X線照射を、前記第1の仕様のX線照射及び前記第2の仕様のX線照射から一定の割合で構成及び／又は調整する装置とを備えることを特徴とする。該装置の態様及び機能概念に関して、本発明の方法に関する記載が参照され、その内容は参照によってここに組み込まれる。

【 0 0 6 3 】

本発明の第6の態様においては、該態様は特に上記本発明の第3の態様に対応するが、

10

20

30

40

50

特定の照射特性、特に特定の放射線量率曲線を有するX線照射を発生させる、及び／又は供給する装置が提供される。この装置は、電子ビームを発生させる電子源と、前記電子ビームの電子が標的に衝突することによってX線照射を発生させる前記標的と、印加される加速電圧によって前記電子ビームの前記電子を加速させる加速装置と、第1の加速電圧に関連した、指定の第1の照射特性、特に所定の第1の放射線量率曲線を有する第1の仕様のX線照射、及び第2の加速電圧に関連した、指定の第2の照射特性、特に所定の第2の放射線量率曲線を有する、前記第1の仕様のX線照射とは異なる、第2の仕様のX線照射を発生させる、及び／又は供給する装置と、前記特定の照射特性、特に前記特定の放射線量率曲線を有する前記X線照射を、前記第1の仕様のX線照射及び前記第2の仕様のX線照射から一定の割合で構成及び／又は調整する装置であって、前記電子ビームを、前記第1の加速電圧及び前記第2の加速電圧を用いて一定の割合で交互に加速させる、又は加速させることができるように、前記加速装置を操作するように設計されている装置とを備えることを特徴とする。該装置の態様及び機能概念に関して、本発明の方法に関する記載が参照され、その内容は参照によってここに組み込まれる。

【0064】

上記装置は、まず電子源を有する。電子源により、電子が発生され、特に電子ビームとして放射される。このように、電子源は、特に電子ビームを発生させる。さらに、該装置は、標的を有し、該標的は例えば金で形成される。該標的はX線照射を実際に発生させる。電子源により発生された電子は電子ビームとして標的に衝突する。標的に衝突する電子ビームの電子により、標的から放射されるX線照射が発生する。

【0065】

本発明の方法並びに本発明の装置は、特に術中の放射線照射の分野で使用される。そこでは、X線照射、特に短距離のX線照射が使用され、直接放射線照射の位置、例えば、腫瘍又は腫瘍床に照射される。この目的のために使用されるX線照射源において、電子は電子源で発生される。電子は電子ビームとして、加速電圧により例えば金からなる標的に向かって加速される。そこで特に低エネルギーのX線照射が発生し、該X線照射は等方性に放射され、放射線照射すべき組織内に浸透する。

【0066】

ベリリウムからなる先端を備えたX線プローブがしばしば、こうした放射線照射治療において使用される。ベリリウムはX線照射のための、ほとんど透明な材料である。X線プローブは、真空電子ビーム管として設計するのが好ましい。この真空電子ビーム管では、電子ビームが電子源により発生し、次いで、加速電圧により加速される。電子ビームは標的に向けられる。標的上では、電子は突然に減速し、X線照射が発生する。

【0067】

こうした装置は、電子アクセラレータとも称される、加速電圧により電子を加速する加速器を設けることが好ましい。加速器又はアクセラレータは、加速ユニット又は加速手段とも称される。電子の加速は、特に加速器に印加される高電圧によりもたらされる。好ましくは、本発明の装置は、加速器を作動させるように設計される。このことは、例えば、該装置は、前記加速器により、所望する加速電圧が供給されるように該加速器を操作するよう設計されていることを意味する。加速器の操作は、特に該装置を操作している間に、加速器を作動させることにより、標的に衝突する電子ビームを加速させるための加速電圧の値を変化させる又は変化可能にするようにしてなされることが好ましい。好ましくは、加速器を介して、各種加速電圧を切り替える。このように該加速器は、少なくとも2つの異なる加速電圧の間で選択的な切り替えができるように設計される。例えば、該加速器は、計算装置の一部としてもよく、又は計算装置により制御させることができる。

【0068】

この好ましい態様により、特に固定された電圧からの脱却が可能となり、その結果、特に各種放射線量率曲線を発生させることができる。このことは、前記装置は、好ましくは、前記加速器を介して、電子ビームを標的に向かって各種加速電圧で加速することができるように、加速器を操作するように設計されていることを意味する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 9 】

本発明は、一定の加速電圧に限定されない。好ましくは、0～150kVの加速電圧が印加される。組織への放射線照射のためには、10～100kVの加速電圧を印加することが好ましい。

【 0 0 7 0 】

本発明の装置は、所定の放射線量率曲線から前記特定の放射線量率曲線を決定及び／又は計算する、又は前記特定の照射特性、特に前記特定の放射線量率曲線を有する前記X線照射を、前記指定の照射特性、特に前記指定の放射線量率曲線を有する前記仕様のX線照射から決定及び／又は計算する計算装置を備えることが好ましい。

【 0 0 7 1 】

代替として又は追加して、本発明の装置は、前記特定の放射線量率曲線又は前記特定の照射特性、特に前記特定の放射線量率曲線を有する前記X線照射のパラメータ及び／又は値を記憶する記憶装置を備えることが好ましい。

【 0 0 7 2 】

別の態様においては、本発明の装置は、特定の放射線量率曲線の仕様値又は特定の照射特性、特に前記特定の放射線量率曲線を有する前記X線照射の仕様値を、受け取るインターフェイス及び／又は入力する入力装置を備えることができる。該仕様値は、インターフェイスを介して、特に外部から上記装置に送られる。入力ユニット又は入力手段とも称される前記入力装置は、例えば、キーボード、タッチパネル、データ等を読み取るリーダーである。

【 0 0 7 3 】

別の態様においては、本発明の装置は、特定の放射線量率曲線、又は特定の照射特性、特に特定の放射線量率曲線を有するX線照射を仕様値から発生させる発生装置を備えることができる。該装置の機能概念に関して、本発明の方法に関する記載が参照され、その内容は参照によってここに組み込まれる。

【 0 0 7 4 】

本発明の装置は、前記特定の放射線量率曲線を、前記少なくとも2つの所定の放射線量率曲線から、時間経過又は時間変化に合わせて構成及び／又は調整する、又は構成及び／又は調整することができるよう設計されたタイムスイッチ装置を備える、又は前記特定の照射特性、特に前記特定の放射線量率曲線を有する前記X線照射を、前記第1の仕様のX線照射及び前記第2の仕様のX線照射から、時間経過又は時間変化に合わせて構成及び／又は調整する、又は構成及び／又は調整することができる、又は前記電子ビームを、前記第1の加速電圧及び前記第2の加速電圧を用いて時間経過又は時間変化に合わせて加速する、又は加速させることができることが好ましい。該装置の機能概念に関して、本発明の方法に関する記載が参照され、その内容は参照によってここに組み込まれる。

【 0 0 7 5 】

本発明に係る装置は、特に既に説明した本発明に係る方法を実施するための手段である。したがって、該方法に関する全ての前記記載は該装置に当てはまり、その逆も同様である。

【 0 0 7 6 】

本発明は、添付図面を参照しつつ、例示態様に関して詳細に説明される。

【 図面の簡単な説明 】**【 0 0 7 7 】**

【図1】放射線照射装置による基質への放射線照射を表す概略図である。

【図2】X線照射を発生させるための装置を示す図である。

【図3】基質への放射線照射に対する、放射線量率曲線の例を示す図である。

【図4】水中での深部線量率曲線の例を示す図である。

【図5】所定の放射線量率曲線と目標とする放射線量率曲線との間の偏差（deviation）を示す図である。

【図6】基質に放射線照射をするためのフローチャートである。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】

【0078】

図1には、放射線照射装置による基質1への放射線照射を概略的に示している。一般に、放射線照射の間、例えばアプリケータ4に導入される又は配置される、照射源3は、放射線照射される基質1の表面に配置される。放射線照射の目標は、基質1内の箇所2(例えば腫瘍)に放射線照射することである。

【0079】

使用者、例えば医師は、放射線照射のために放射線照射される箇所2に放射されるか、又は該位置に到達するか、又は該位置に吸収される放射線量を決定又は設定する。このことは、例えば、放射線量を決定する使用者によって行われる。放射線量は、放射線量値とも称され、放射線照射される特定の地点、例えば、箇所2の例えば地点Cに加えられる。
10

【0080】

次いで、放射線量は、照射源3から放射される放射線量率及び放射線照射時間に基づいて加えられる。必要とされる放射線量(地点Cで必要とされる放射線量値を意味する)は、地点Cに存在する放射線量率値及び放射線照射時間に基づいて加えられる。しかしながら、照射源3は、矢印5に示すように、全ての立体的方向に放射するため、放射線量率値は、基質1内の地点A及びBにも適用される。

【0081】

図1の地点Aは、基質1の表面すぐの場所であり、このことは、該箇所において、照射源3が配置されることを意味する。地点Cは、基質1内にあり、より具体的には地点2にあり、ここは放射線照射され、基質1の表面から離れていることを意味する。地点Bも基質1内にあるが、地点Cほどは深くない。地点Bは、地点A及びCの間にある。
20

【0082】

放射線照射される地点2に放射線照射する間、照射源3からの照射は全ての立体的方向に伝播するため、放射線照射の間、地点A、B及びCには異なる放射線量率値が存在する。これは、放射線量率は照射源3から供給され、照射源3のアイソセンタからの距離が増加するにつれて減少するために生じる。

【0083】

放射線照射時間により、特定の放射線量が地点A、B及びCに生じる。放射線量は、放射線量率又は放射線量率値及び放射線照射時間の積に対応するからである。
30

【0084】

したがって、地点Aに存在する放射線量率値及び放射線量は、地点B及びCに存在する放射線量率値及び放射線量よりも大きい又は高い。地点Bに存在する放射線量率値及び放射線量は、地点Cに存在する放射線量率値及び放射線量よりも大きい又は高い。

【0085】

X線照射は、図2に示されている装置30により発生させることができる。装置30は特に術中の放射線照射の分野で使用される。

【0086】

装置30は第一に電子源31を備える。電子源31により、特に電子ビーム32として放射される電子が発生する。電子源31は、特に電子ビーム32を発生させる。さらに、該装置は、標的33を備え、該標的は例えば金で形成することができる。標的33は、X線照射及び/又はX線照射野を実際に発生させ、これらは標的33から生じている矢印によって表している。標的33は、X線プローブ真空管34内に、その末端において配置されている。
40

【0087】

電子源31により発生する電子は、電子ビーム32として標的33に衝突する。そこでは、電子ビーム32の電子は減速し、X線照射が発生する。特定の照射特性、特に特定の放射線量率曲線を有する該X線照射は、標的33から放射される。

【0088】

さらに、装置30は、計算装置35を備える。この計算装置35により、X線照射を操
50

作することが可能となる。

【0089】

さらに、装置30は、電子ビーム32を偏向させるために偏向器36を備える。偏向器36は、例えば、磁気偏向コイルとすることができます。偏向器36により、磁場を形成することができ、電子ビーム32の電子が偏向され、該電子は標的33に向かって加速されており、このことは、電子ビームの破線で示している。これにより、電子が標的33に衝突する位置を設定することが可能になる。その結果、特に、発生し、放射されたX線照射の空間的照射ファイルを調整することができる。偏向器36により、電子ビーム32は標的33上を移動させることができる。

【0090】

また、装置30は、印加された加速電圧、特に、高電圧により、電子を加速するための加速器37を備える。計算装置35は、対応する接続線により図2に表されている加速器37を作動させるように設計される。このことは、加速器37を介して所望する加速電圧が印加されるようにして、計算装置35は加速器37を操作するよう設計されていることを意味する。計算装置35を介した加速器37の作動は、加速器37を作動することにより、標的33に衝突する電子ビーム32を加速するための加速電圧が変更されるようにしてなされる。計算装置35により、放射線照射中に、少なくとも2つの異なる加速電圧値の間を切り替える（スイッチする）ことができる。この目的のため、対応して加速器37は計算装置35を介して作動、例えば、制御される。

【0091】

計算装置35は、他の画面に関連して記載したように、前記所定の放射線量率曲線から前記特定の放射線量率曲線を決定及び／又は計算する、又は前記特定の照射特性、特に前記特定の放射線量率曲線を有する前記X線照射を、前記指定の照射特性、特に前記所定の放射線量率曲線を有する前記仕様のX線照射から決定及び／又は計算するために使用される。

【0092】

発生された又は計算された放射線量率曲線若しくはパラメータ及び／又は特定の照射特性、特に特定の放射線量率曲線を有するX線照射の値は、記憶装置38に記憶させることができる。記憶装置38は、計算装置35に割り当てる又は含めることができる。

【0093】

さらに、計算装置35は、インターフェイス39及び入力装置40を備えて、本発明を実施するために必要な、要求される仕様値を受け取る又は入力することができる。

【0094】

計算装置35の一部であることが好ましい発生装置41において、特定の放射線量率曲線、又は特定の照射特性、特に特定の放射線量率曲線を有するX線照射を仕様値から発生させることができる。

【0095】

計算装置35の一部であることが好ましいタイムスイッチ装置42により、発生された及び／又は供給された結果に基づく放射線照射を経過又は変化に合わせて行うことができる。

【0096】

装置30は、X線照射野50、51、52を発生及び／又は提供するために使用して、基質1、例えば組織（図示せず）に放射線照射することができる。

【0097】

図1に示す基質1、詳しくは、放射線照射される基質の箇所2に放射線照射することを望む使用者は、事前に、放射線照射時間の後に地点A、B及びCに適用されることになる放射線量を決定する。

【0098】

この決定は例えば図3に示した画面のように行うことができる。図3には、基質1を放射線照射するための放射線量率曲線の例示を表した画面が示されている。そのy軸は物理

10

20

30

40

50

単位グレイ[Gy]で示した放射線量、x軸は物理単位ミリメートル[mm]で示したアイソセンタまでの距離を表す。

【0099】

図3の画面からわかるように、図1を考慮すると、地点Aにおいて、10グレイの放射線量が適用されている。地点Bにおいて、7グレイの放射線量が適用されている。地点Cにおいて、3.5グレイの放射線量が適用されている。異なる地点の放射線量、例えば地点B及びCの放射線量は、矢印7及び8によって決定することができる。

【0100】

さらに図3の画面からわかるように、図3には、アイソセンタからの距離にわたって放射線量がプロットされており、図1に合わせて地点Aは基質1の表面にあり、このことは、照射源3からすぐの所にあることを意味する。地点Bは図1において地点A及びCの間にあって、基質1内10mmの深さにある。箇所2に対応する、図1において示した放射線照射される地点Cは、基質1の表面の下、30mmの深さにあり、このことは基質1内であることを意味する。

【0101】

地点A、B及びCに対する固定された放射線量により、放射線量曲線6を作成することができる。この放射線量曲線6により、例えば、別の地点(図示せず)に対する放射線量も決定することができる。

【0102】

異なる地点を接続した曲線を、異なる放射線量及び異なる放射線量率に対して作成することができる。第1のケースにおいては、放射線量曲線が作成される。第2のケースにおいては、放射線量率曲線が形成され、これは図4に3通り示している。

【0103】

図4においては、水中での深部線量率曲線10、11、12(以後、放射線量率曲線とも称する)の例を表した画面を示している。水中での深部線量率曲線は、図3に関して既に述べたように、放射線量率値に依存したいくつかの距離で構成される。

【0104】

図4においては、照射源3のアイソセンタまでの距離に対する、水中での深部線量率の値又は放射線量率曲線の画面を示している。

【0105】

水中での深部線量率は、基質に対して放射線照射時間の間、適用する必要がある放射線量率であり、所定の放射線量が発生又は適用される。放射線照射時間は、放射線照射時間枠、継続時間又は処置時間、時間枠又は作業の所要時間とも称する。簡単にいうと、放射線量は、放射線量率と放射線照射時間の積によって発生させることができる。

【0106】

放射線量率及び/又は水中での深部線量率の物理単位は、グレイ/分[Gy/分]で与えられる。図4に示した水中での深部線量率はy軸である。一般にプロットは対数で行われる。図4の画面のx軸は、アイソセンタまでの距離を示している。該距離は物理単位ミリメートル[mm]で与えられる。

【0107】

照射源3から放射される照射は、放射の箇所のすぐ後が最も高い。このことは、例えば、図4において、アイソセンタ3までの距離が小さいところでは、放射線量率曲線は最も高い値を示す事実から理解できる。

【0108】

図4には、全体で3つの曲線10、11、12が示されている。この3つの曲線10、11、12は1つの特定の放射線量率曲線10と2つの所定の放射線量率曲線11、12である。所定の放射線量率曲線11、12の推移は、照射源3における個々の加速電圧の印加により発生する。

【0109】

照射源3において加速電圧を印加することにより、X線照射が照射源3から発生し、放

10

20

30

40

50

射される。該X線照射は、照射源3から離れた所よりも、照射源3のすぐ近くの方が高い。X線照射の発生については、例えば、図2から導き出すことができる。簡単にいうと、照射の強度又は照射は、照射源3までの距離又はアイソセンタまでの距離が増えるにつれて減少する。この挙動は、図4に示された、3つの放射線量率曲線10、11、12にも示されている。

【0110】

基質、例えば組織を指定の照射で放射線照射するのであれば、照射が到達する箇所は非常に重要である。このことは、図1に示すように、照射源3は、通常、放射線照射する箇所2に又は箇所2の中に直接案内されないために、放射線照射する箇所2と照射源3の間に距離が存在するときに当てはまる。

10

【0111】

図1と図3に示すように、箇所2に放射線照射するために、3.5グレイの放射線量が地点Cにおいて適用される。地点Cは基質1の表面から30mmの深さにある。図4を用いることにより、一般に、所定の放射線量率曲線11、12を考慮して、どの条件（どの放射線量率値及び放射線照射時間であるかを意味する）がそのために必要であるかを決定することができる。

【0112】

既に述べたように、所定の放射線量率曲線11、12は加速電圧を印加することにより作成される。このことは、特定の加速電圧は特有の放射線量率曲線11、12をもたらすことを意味する。対照的に、異なる加速電圧は異なる放射線量率曲線11、12をもたらす。例えば、図4に示された所定の放射線量率曲線11、12は異なる2つの加速電圧を印加することにより作成される。

20

【0113】

例えば、電子ビームが50kVの加速電圧で加速されるところでX線照射を発生させることができる。この加速電圧により、例えば、放射線量率曲線11を形成することができる。例えば、AC30kVを印加することにより、例えば、放射線量率曲線12を形成することができる。

【0114】

例として、30mmの深さにある図1に示した地点Cにおいて、必要な放射線量である3.5グレイが適用される。このことは、例えば、所定の放射線量率曲線11を用いるか、又は、所定の放射線量率曲線12を用いることにより達成することができる。

30

【0115】

例えば、2つの加速電圧が印加されると、放射線量率曲線11、12を得ることができる。

【0116】

図4からわかるように、基質1の表面から30mmの深さ（地点C）における所定の放射線量率曲線11又は12を用いることにより、0.2グレイ/分の放射線量率値（所定の放射線量率曲線11）又は0.05グレイ/分の放射線量率値（所定の放射線量率曲線12）が適用される。このことは矢印21及び22から明らかである。

【0117】

40

地点Cにおいて、必要とされる3.5グレイの放射線量を適用するために、放射線照射は、放射線量率曲線11を用いるときは17.5分間、継続する必要があり、放射線量率曲線12を用いるときは70分間、継続する必要がある。

【0118】

図3からわかるように、使用者により、地点A及び地点Bにおいても、指定の放射線量を加えることが決定される。したがって、3つの全ての地点（A、B、C）において、指定の放射線量が加えられるが、このことは、所定の放射線量率曲線11又は所定の放射線量率曲線12それ自体では可能でない。放射線量率曲線11を用いて地点A、B及びCにおいて3つの放射線量を加えるのであれば、地点Cに対して必要な17.5分の放射線照射時間を用いると、地点Aでは10グレイを超える放射線量、地点Bでは7グレイを超える

50

る放射線量を加えることになる。しかしながら、このような結果は使用者には受け入れられない。同様のことは放射線量率曲線 1 2 に当てはまる。

【 0 1 1 9 】

しかしながら、地点 A、B 及び C に対して必要な放射線量は、特定の放射線量率曲線 1 0 により加えることができる。さらに、40 kV の加速電圧により放射線量率曲線 1 0 が得られるが、該電圧に対し、今まで測定値は利用されていない。こうした状況下、本発明の方法を用いた放射線照射は可能である。

【 0 1 2 0 】

既に説明したように、必要な放射線量は、特定の放射線量率曲線 1 0 の形の放射線量率値により、放射線量曲線として得ることができる。そこでは、全体の放射線照射時間を、例えば 10 分間に見積もることができます。このことは、40 kV の加速電圧を印加する照射を用いて基質に放射線照射する間に、3つの全ての地点 A、B 及び C で、10 分間の放射線照射時間の経過後に必要な放射線量が加えられることを意味する。10

【 0 1 2 1 】

このことは、上述したように、2つ又はそれより多い所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 を一定の割合で用いることにより実施される。図 4 に示した例において、適合する（これは特定であることを意味する）放射線量率曲線 1 0 は、所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 の間に位置する。

【 0 1 2 2 】

本発明の方法を使用するとき、所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 を一定の割合で構成させることにより、特定の放射線量率曲線 1 0 が作成される。このことは、例えば、適当な制御アルゴリズムにより行うことができる。20

【 0 1 2 3 】

例えば、調整は、アイソセンタからの 1 つ又はいくつかの距離に対して、指定の放射線量率値を決定することにより行うことができる。このことは、使用者が直接に、又は計算プログラムにより決定される。これらの決定された放射線量率値は、その後、特定の放射線量率曲線 1 0 を結果として生じさせる。

【 0 1 2 4 】

その場合、必要な特定の放射線量率曲線 1 0 は、所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 の放射線量率値を一定の割合で用いることにより、所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 により形成することができる。該放射線量率値は、照射源 3 のアイソセンタからの対応する距離（これは同じ距離を意味する）に対して、利用することが可能である。30

【 0 1 2 5 】

よりよい理解のために、上記について、例を用いて再度述べる。基質 1 の表面下 30 mm にある地点 C において、3.5 グレイの放射線量が加えられる。このことは、例えば、利用できる 2 つの放射線量率曲線 1 1、1 2（これは所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 を意味する）により、放射線照射時間を調整することにより達成することができる。しかしながら、基質 1 の表面下 10 mm にある地点 B において、地点 C に対する放射線照射時間を使用した場合は、7 グレイの放射線量が加えられるならば、地点 B における必要な放射線量を達成することはできない。40

【 0 1 2 6 】

しかしながら、地点 B 及び C において、所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 を一定の割合で組み合わせることにより、必要な放射線量を加えることができる。放射線照射時間、例えば、10 分間の設定を考慮した場合、地点 B 及び C において必要な放射線量を、例えば、所定の（第 1 の）放射線量率曲線 1 1 を 0.69 部、及び所定の（第 2 の）放射線量率曲線 1 2 を 0.31 部用いることにより加えることができる。該部又は割当の決定は、既に述べたように、制御アルゴリズムにより行うことができる。その場合、加速電圧は対応するように切り替えられる。一定の割合の調整が達成されるように、その異なる加速電圧を交替で照射源 3 に印加することができる。そこでは、変化又はスイッチングを自由に選択することができる。この調整は、既に述べたように、例えば、計算機プログラム又はシ50

ミュレーションプログラムの手段を用いて行うことができる。

【 0 1 2 7 】

所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 又は地点 B 及び C の放射線量率値は変えることができないので、所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 を用いるときは、決定された割当は結果として放射線照射時間に影響を及ぼす。放射線照射時間を 10 分間とした上述した例に関して、所定の（第 1 の）放射線量率曲線 1 1 を用いると、10 分間の 0.69 倍の結果となり、所定の（第 2 の）放射線量率曲線 1 2 を用いると、10 分間の 0.31 倍の結果となる。

【 0 1 2 8 】

図 5において、2つの所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 を一定の割合で構成した特定の放射線量率曲線 1 0 と、目標の放射線量率曲線の間の偏差を描いた図面が示されている。10

【 0 1 2 9 】

該図面の y 軸には、偏差がパーセントで与えられており、これは特定の放射線量率曲線と目標の放射線量率曲線の間で生ずる。該図面の x 軸には、照射源を意味するアイソセンタまでの距離が与えられている。

【 0 1 3 0 】

図 5の図面からわかるように、2つ又はそれよりも多い所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 による特定の放射線量率曲線 1 0 の作成は、目標の放射線量率曲線が少なくとも 2 つの所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 の一定の割合の構成により、完全には近似されておらず、誤差を前提にしている。このことは、特定の放射線量率曲線 1 0 に調整することにより、目標の放射線量率曲線への近似化のみが行われるという事実が原因である。特定の放射線量率曲線 1 0 の計算は、誤差が可能な限り小さくなるように、可能な限り正確に行われる。このことは、真実が十分に反映されることを意味する。20

【 0 1 3 1 】

さらに、図 5の図面からわかるように、2つの所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 の一定の割合で構成された特定の放射線量率曲線 1 0 と、測定された又は計算された放射線量率曲線を意味する目標の放射線量率曲線との間の調整の誤差は数パーセントの範囲にあり、この場合は 1 パーセントからマイナス 5 パーセントの範囲にある。該誤差は非常に小さいので、調整は、該誤差を受けるとしても十分に正確であると考えられる。このことは、たとえ設計が同一であっても、全ての照射源 3 が同じ放射線量率曲線 1 1、1 2 を発生しないという事実によって支持される。30

【 0 1 3 2 】

図 6においては、基質 1 に放射線照射するための 2 つの異なるアプローチが示されている。

【 0 1 3 3 】

図 6 に示されたアプローチはフローチャートで与えられており、一般に、図 1、3 及び 4 の例が参照される。

【 0 1 3 4 】

照射源 3 の手段により基質 1 に放射線照射するため、使用者は、アイソセンタからの各種距離に対して、各種の必要な放射線量を決定する（ステップ 1 0 0）、又はこれらの放射線量を設定する。このことは、例えば図 3 に示している。40

【 0 1 3 5 】

さらにステップ 1 0 1 において、所望する放射線量に基づいて必要な放射線量曲線を決定する。

【 0 1 3 6 】

基質 1 への公知の放射線照射を用いると、放射線量率曲線 1 1 又は 1 2 のうちの 1 つだけ（これは所定の放射線量率曲線 1 1、1 2 の 1 つだけを意味する）を利用できることが多い。2つの放射線量率曲線 1 1、1 2 が利用できると、使用者は、所定の放射線量率曲線から最も適切な放射線量率曲線 1 1 又は 1 2 (DDC) を選択する（ステップ 2 0 0）。選択した所定の放射線量率曲線 1 1 又は 1 2 に基づいて、使用者は、必要な放射線照射50

時間を決定する（ステップ201）。後に、基質1の放射線照射を行う（ステップ400）。

【0137】

このアプローチを用いると、使用者によって所望され、特定された放射線量は、放射線量曲線として得られず、基質1は所望するように放射線照射されないことが起こりうる。

【0138】

本発明の方法によれば、あらゆる特定の放射線量率曲線10を作成することができる。これは2つ又はそれよりも多い所定の放射線量率曲線11、12によるランダムな放射線量曲線を意味する。

【0139】

放射線照射の開始において、本発明の方法を用いて、ステップ100及び101は上記アプローチに対応して行われる。

【0140】

しかしながら、放射線量曲線を決定した（ステップ101）後、1つではない所定の放射線量率曲線11、12を選択する。最も適切な放射線量率曲線を目標の放射線量率曲線として作成する（ステップ300）。

【0141】

しかしながら、目標の放射線量率曲線を照射源3により作成できない、又はこの目標の放射線量率曲線のための調査が行われないならば、ステップ301において、特定の放射線量率曲線10として、所定の放射線量率曲線11、12から一定の割合で構成された目標の放射線量曲線への近似化が行われる。

【0142】

さらなる過程（ステップ302）において、所定の放射線量率曲線11、12から一定の割合で構成するために必要となる放射線照射時間を決定する。

【0143】

他のアプローチに関しては、基質1への放射線照射をステップ302（ステップ400）の後に行う。

【符号の説明】

【0144】

- A 地点
- B 地点
- C 地点
- 1 基質
- 2 放射線照射する箇所（腫瘍）
- 3 照射源（アイソセンタ）
- 4 アプリケータ
- 5 照射
- 6 放射線量曲線
- 7 地点Bに対する放射線量の決定
- 8 地点Cに対する放射線量の決定
- 10 決定された放射線量曲線
- 11 所定の放射線量率曲線（第1）
- 12 所定の放射線量率曲線（第2）
- 21 決定矢印
- 22 決定矢印
- 30 X線照射を発生させるための装置
- 31 電子源
- 32 電子ビーム
- 33 標的
- 34 X線プローブ管

10

20

30

40

50

3 5 計算装置
 3 6 偏向器
 3 7 加速器
 3 8 記憶装置
 3 9 インターフェイス
 4 0 入力装置
 4 1 発生装置
 4 2 タイムスイッチ装置
 1 0 0 フローチャートステップ
 1 0 1 フローチャートステップ
 2 0 0 フローチャートステップ
 2 0 1 フローチャートステップ
 3 0 0 フローチャートステップ
 3 0 1 フローチャートステップ
 3 0 2 フローチャートステップ
 4 0 0 フローチャートステップ

10

【図1】

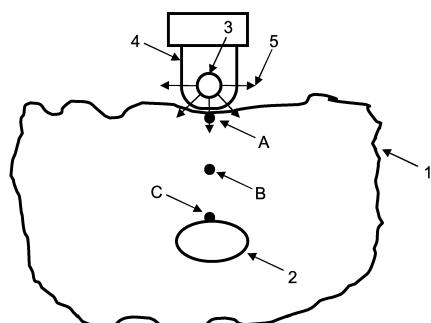


Fig. 1

【図2】

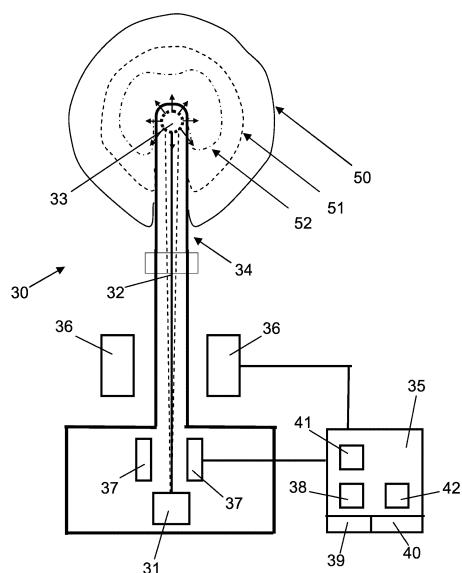


Fig. 2

【図3】

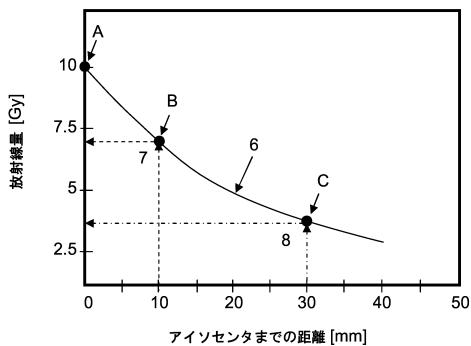


Fig. 3

【図5】

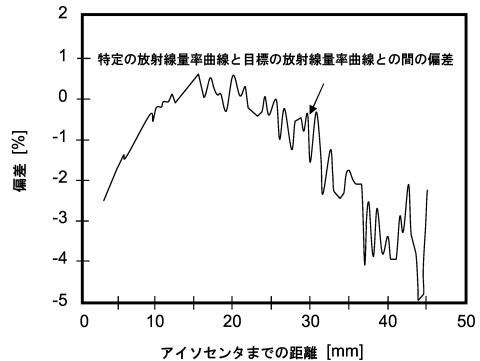


Fig. 5

【図4】

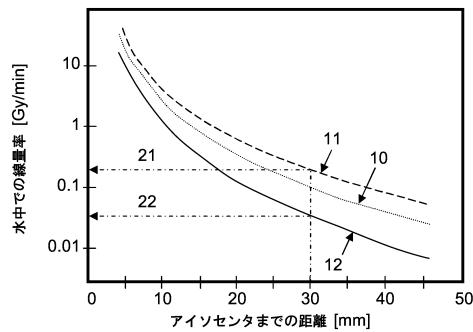


Fig. 4

【図6】

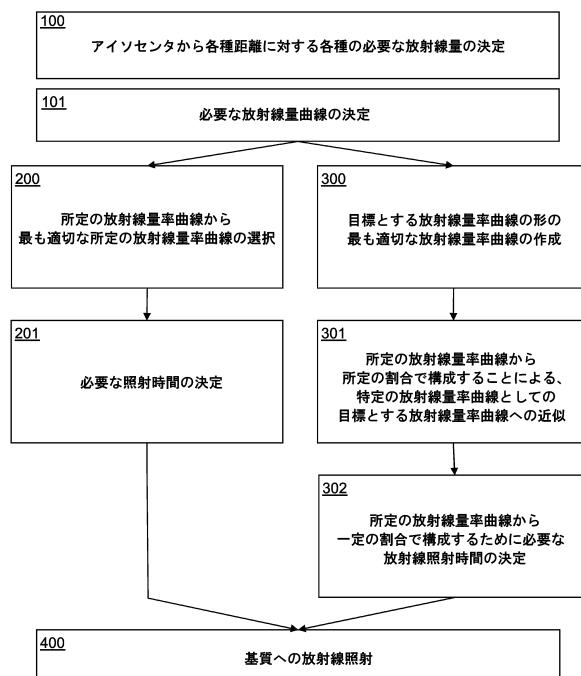


Fig. 6

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-024125(JP,A)
米国特許出願公開第2011/0060602(US,A1)
特表2005-516652(JP,A)
特表2007-526010(JP,A)
特表2005-512273(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 N 5 / 10
H 05 G 1 / 46