

## (12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局(43) 国際公開日  
2016年4月28日(28.04.2016)

(10) 国際公開番号

WO 2016/063548 A1

(51) 国際特許分類:  
A61N 5/10 (2006.01)研究開発法人放射線医学総合研究所内 Chiba  
(JP).

(21) 国際出願番号: PCT/JP2015/005352

(22) 国際出願日: 2015年10月24日(24.10.2015)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:

特願 2014-217869 2014年10月24日(24.10.2014) JP

(71) 出願人: 国立研究開発法人放射線医学総合研究所 (NATIONAL INSTITUTE OF RADIOLOGICAL SCIENCES) [JP/JP]; 〒2638555 千葉県千葉市稻毛区穴川四丁目9番1号 Chiba (JP).

(72) 発明者: 稲庭 拓(INANIWA, Taku); 〒2638555 千葉県千葉市稻毛区穴川四丁目9番1号 国立研究開発法人放射線医学総合研究所内 Chiba (JP). 兼松 伸幸(KANEMATSU, Nobuyuki); 〒2638555 千葉県千葉市稻毛区穴川四丁目9番1号 国立

(74) 代理人: 西原 広徳(NISHIHARA, Hironori); 〒5320011 大阪府大阪市淀川区西中島6丁目5番3号 サムティフェイム新大阪1号館 7階 西原国際特許事務所内 Osaka (JP).

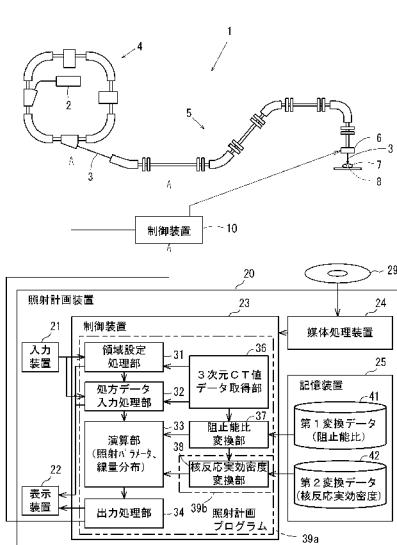
(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー

[続葉有]

(54) Title: IRRADIATION PLANNING APPARATUS AND IRRADIATION PLAN CORRECTION METHOD

(54) 発明の名称: 照射計画装置および照射計画補正方法



- 10, 23 Control device
- 20 Irradiation planning apparatus
- 21 Input device
- 22 Display device
- 24 Medium processing device
- 25 Storage device
- 31 Region setting processing unit
- 32 Prescription data input processing unit
- 33 Calculation unit (irradiation parameter, dose distribution)
- 34 Output processing unit
- 36 Three-dimensional CT value data acquisition unit
- 37 Stopping power ratio conversion unit
- 38 Nuclear reaction effective density conversion unit
- 39a Irradiation planning program
- 41 First conversion data (stopping power ratio)
- 42 Second conversion data (nuclear reaction effective density)

**(57) Abstract:** Provided is an irradiation planning apparatus comprising: a three-dimensional CT value data acquisition unit 36; a prescription data input processing unit 32 which acquires prescription data; a stopping power ratio conversion unit 37 and a nuclear reaction effective density conversion unit 38 which create first conversion data 41 and second conversion data 42 on the basis of three-dimensional CT value data; and a calculation unit 33 which obtains dose distribution on the basis of the prescription data, the first conversion data 41, and the second conversion data 42, wherein the stopping power ratio conversion unit 37 and the nuclear reaction effective density conversion unit 38 execute correction processing of correcting, using a physical quantity indicative of easiness in crushing particles of incident charged particle beam 3, data obtained from the three-dimensional CT value data, and then, the dose distribution is obtained. Accordingly, in calculation of dose distribution in a body in particle beam irradiation planning, dose error, due to the difference between the probability of nuclear reaction caused in the body by incident particles and the probability of nuclear reaction caused in water by incident particles, is corrected simply and accurately.

**(57) 要約:** 3次元CT値データ取得部36と、処方データを取得する処方データ入力処理部32と、第1変換データ41および第2変換データ42を前記3次元CT値データに基づいて作成する阻止能比変換部37および核反応実効密度変換部38と、前記処方データと前記第1変換データ41および第2変換データ42に基づいて線量分布を求める演算部33とを備え、前記阻止能比変換部37および核反応実効密度変換部38は、入射した前記荷電粒子ビーム3の粒子をどれだけ砕きやすいかを示す物理量を用いて前記3次元CT値データにより得られるデータを補正する補正処理を実行した上で前記線量分布を求める構成である照射計画装置を提供する。これにより、粒子線照射計画における体内での線量分布の計算において、入射粒子が体内で起こす核反応確率が水中で起こす核反応確率と異なることに起因する線量誤差を、簡便かつ高精度に補正する。



ラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー 添付公開書類:  
ロツバ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,  
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG). — 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

## 明 細 書

### 発明の名称：照射計画装置および照射計画補正方法

#### 技術分野

[0001] この発明は、例えば粒子線の照射計画を作成するような照射計画装置、照射計画プログラム、照射計画補正プログラム、および照射計画補正方法に関する。

#### 背景技術

[0002] 従来、陽子線治療及び炭素線治療に代表される粒子線治療に用いられる照射計画装置は、人体を密度の違う水として近似し、水中で測定した線量分布を人体という不均質媒質に適用することで体内での線量分布を計算している（特許文献1参照）。実際には、CT装置や撮影条件毎に予め用意した換算表を用いて、患者のCT画像の画素値（CT値）を、物質の粒子線に対する実効的な密度を表す阻止能比に変換することで、人体を密度の違う水として表現している。ここで、CT値は、物質のX線に対する実効的な線源弱係数を表す。

[0003] しかし、人体組成は水とは異なる。このため、入射粒子が体内で起こす核反応の割合は、水中で起こす核反応の割合とは異なる。核反応の割合が異なるということは、飛程付近まで到達する入射粒子の数が、体内と水中とでは異なることを意味する。

[0004] ここで、停止位置付近まで到達する入射粒子の割合は、ブレックピーコークの高さに直接影響する。このため、水中で測定された線量分布を体内に当てはめることで得られた照射計画の線量分布には、水と人体との核反応の違いに起因する誤差が生じる。しかも、その誤差の程度は、患者毎、ビーム方向毎に異なる。

[0005] しかし、現在までのところ、この誤差を補正する実用的なアルゴリズムは報告されていない。

[0006] 一方、品質保証のための絶対線量測定では、取扱いの容易さから、標準物

質である水の代替物として固体ファントムがしばしば用いられる。この場合、水と固体ファントムの組成の違い（それによる核反応確率の違い）により線量誤差が生じることが報告されている（非特許文献1，2参照）。

- [0007] この線量誤差を補正するため、絶対線量測定の場では、モンテカルロ計算や実測データを基に、固体ファントム中での測定値を水中での値に換算する係数（fluence correction factor）を求めておく。そして、この係数を用いて、固体ファントム中での測定値を水中線量に換算している（非特許文献3，4参照）。
- [0008] 理想的には、患者体内の線量分布計算で生じる線量誤差もfluence correction factorで補正すればよい。
- [0009] しかし、患者体内で補正係数を実測することは不可能である。その上、患者毎、ビーム毎に補正係数をモンテカルロ計算で求めていくことも非現実的である。

## 先行技術文献

### 特許文献

- [0010] 特許文献1：特開2013-252420号公報

### 非特許文献

- [0011] 非特許文献1：Palmans H and Verhaegen F, 1997, Calculated depth dose distributions for proton beams in some low-Z materials Phys. Med. Biol. 42, 1175-83

非特許文献2：Schneider U, Pemler P, Besserer J, Dellert M, Moosburger M, Boerner J, Pedroni E and Boehringer T, 2002, The water equivalence of solid materials used for dosimetry with small proton beams Med. Phys. 2

9, 2946-51

非特許文献3: Palmans H and Verhaegen F, 2005, Assigning nonelastic nuclear interaction cross sections to Hounsfield units for Monte Carlo treatment planning of proton beams Phys. Med. Biol. 50, 991-1000

非特許文献4: Al-Sulaifi L, Shipley D, Thomas R, Kackperek A, Regan P and Palmans H, 2010, Water equivalence of various materials for clinical proton dosimetry by experiment and Monte Carlo simulation Nucl. Instrum. Meth. A 619, 344-7

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0012] この発明は、上述した問題に鑑み、粒子線照射計画における体内での線量分布の計算において、入射粒子が体内で起こす核反応確率が水中で起こす核反応確率と異なることに起因する線量誤差を、簡便かつ高精度に補正する照射計画装置、照射計画プログラム、照射計画補正プログラム、および照射計画補正方法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

[0013] この発明は、粒子線による照射計画を作成する照射計画装置であって、前記粒子線の照射対象を前記粒子線とは異なる放射線により3次元スキャニングした3次元スキャニングデータを取得する3次元スキャニングデータ取得部と、前記照射対象に対して粒子線を照射する領域の位置と量を示す処方データを取得する処方データ取得部と、前記粒子線に反応する前記照射対象の物質の能力を表す物理量の分布を示す反応物理量分布データを前記3次元ス

キャニングデータに基づいて作成する反応物理量分布データ作成部と、前記処方データと前記反応物理量分布データに基づいて線量分布を求める線量分布算出部とを備え、前記反応物理量分布データ作成部は、前記3次元スキャニングデータを、水に対して着目する物質がどれくらい入射粒子を減速させる能力があるかを示す物理量である阻止能比に変換して3次元阻止能比データを作成する阻止能比補正処理部と、前記3次元阻止能比データから水と照射対象物質との違いを表す補正係数を求め、該補正係数により粒子線の深部線量分布を深さ毎に補正する照射対象物質補正処理部とで構成された照射計画装置、これに用いる照射計画プログラム、照射計画補正プログラム、および照射計画補正方法であることを特徴とする。

## 発明の効果

[0014] この発明により、粒子線照射計画における体内での線量分布の計算において、入射粒子が体内で起こす核反応確率が水中で起こす核反応確率と異なることに起因する線量誤差を、簡便かつ高精度に補正する照射計画装置、照射計画プログラム、照射計画補正プログラム、および照射計画補正方法を提供できる。

## 図面の簡単な説明

[0015] [図1]線量を示すグラフによる説明図。

[図2]本線量分布補正を簡単に示したグラフによる説明図。

[図3]3次元スキャニングデータの画像および変換後の画像を示す説明図。

[図4]陽子線の水中での深部線量分布と各相互作用の寄与を示すグラフ図。

[図5]ICRU人体組織の阻止能比と各補正係数の関係を示す説明図。

[図6]一連の変換の様子を示す画像図とヒストグラム。

[図7]粒子線照射システムの全体構成を示す説明図。

[図8]第2実施形態に係る粒子線照射システム1Aの全体構成を示す説明図。

## 発明を実施するための形態

[0016] 本発明者らは、粒子線照射計画における体内での線量分布の計算において、入射粒子が体内で起こす核反応確率が水中で起こす核反応確率と異なるこ

とに起因する線量誤差を排除するべく鋭意研究を行った。

[0017] そして、この線量誤差を、簡便かつ高精度に補正する方法を開発した。また、この補正方法の基本原理について説明する。

[0018] <炭素線治療の場合>

炭素線治療において、炭素線が体内に入射すると、炭素イオンの一部は体内の原子核との核破碎反応を通してその数を減らしていく。逆に、核破碎反応により生成されるフラグメント粒子は徐々にその数を増していき、炭素線が停止する位置を超えて広く拡散していく。

[0019] 図1（A）は、モンテカルロ計算により導出した炭素線の水中での深部粒子数分布を原子番号ごとに示した図である。横軸は体表からの深さ、縦軸はフルエンスを示している。炭素線の線量分布  $d_j(x, y, z)$  は、入射粒子（炭素イオン）とフラグメント粒子からの線量寄与によるが、横方向の広がりの違いから、3つの成分の重ね合わせとして次の〔数1〕と表現できる。

[0020] [数1]

$$d_j(x, y, z) = \sum_{n=1}^3 d_{n,j}(x, y, z) = \sum_{n=1}^3 [I_n(s_s(z), E_{0j}, L_j) \cdot G(x, y, \sigma_{n,j}(z))]$$

※  $d_{n,j}(x, y, z)$  は、n番目の成分の線量分布を表す。

$I_n$  は、n番目の成分の線量分布をビーム軸と垂直な面内で積分した深部線量分布（Integrated Depth Dose：IDD）を表す。

$G(x, y, \sigma_{n,j}(z))$  は、標準偏差  $\sigma$  をもつ2次元正規分布を表す。

※ 詳細は、Inaniwa T, Furukawa T, Nagano A, Sato S, Saotome N, Noda K and Kanai T, 2009, Field-size effect of physical doses in carbon-ion scanning using range shifter plates.

Med. Phys. 36, 2889–97 参照。

[0021] ここで、第1成分（第1の領域）は入射粒子（炭素線治療なら炭素イオン

)、第2成分（第2の領域）は原子番号1，2以外の重いフラグメント、第3成分（第3の領域）は原子番号が1，2の軽いフラグメントによる寄与であると近似する。

- [0022] 図1（B）は、一例として290MeV/uのエネルギーを持つ炭素線の深部線量分布を示すグラフ図である。横軸は体表からの深さ、縦軸は線量を示している。グラフ101は、炭素線の水中での深部線量分布 $1DD_{total}$ を示し、グラフ102は、第1成分（Z=6）の線量寄与を示し、グラフ103は第2成分（Z=3～5）の線量寄与を示し、グラフ104は第3成分（Z=1～2）の線量寄与を示している。
- [0023] 粒子線の照射計画では、予め用意した換算表を用いて、患者のCT画像の画素値（CT値）を、物質の水に対する阻止能比 $\rho_s$ に変換することで、人体という不均質媒質を阻止能比の分布として表現する。ここで、阻止能比 $\rho_s$ は、水に対して着目する物質がどれくらい入射粒子を減速させる能力があるかを表す物理量である。一般に粒子線照射計画では、変換で得られた阻止能比の分布に対し、図1（B）に示したような水中で測定した線量分布を当てはめることで体内での線量分布を計算する。
- [0024] 発明者らは、ICRUレポート（ICRU Report 1992）に纏められた人体組織の組成一覧から、各組織の阻止能比 $\rho_s$ と核反応実効密度 $\rho_N$ の普遍的な相関関係を導いた。ここで、核反応実効密度 $\rho_N$ は、水に対して着目する物質がどれくらい入射粒子を碎きやすいかを表す物理量である。
- [0025] 本発明では、まず、粒子線とは異なる放射線であるX線を用いてCT装置により3次元スキャニングを行って得たCT値の3次元分布から阻止能比 $\rho_s$ の3次元分布を得て、さらに $\rho_s$ と $\rho_N$ の相関関係を用いて、核応実効密度 $\rho_N$ の3次元分布を作成する。
- [0026] 体表から着目する深さ $z$ までの、粒子の減速に関する実効的な距離 $S_s$ （ $z$ ）は、阻止能比 $\rho_s$ を着目する深さ $z$ まで線積分することで、次の〔数2〕と与えられる。
- [0027]

[数2]

$$s_S(z) = \int_0^z \rho_S(z') dz'$$

一方、深さ  $z$  までの、粒子を碎く（核反応を起こす）ことに関する実効的な距離  $S_N(z)$  は、核反応実効密度  $\rho_N$  を  $z$  まで線積分することで、次の [数3] と与えられる。

[0028] [数3]

$$S_N(z) = \int_0^z \rho_N(z') dz'$$

[0029] ここで、炭素線の水中での粒子束（フルエンス）を測定した Haettner 等の実験がある。（詳細は、Haettner E, Iwase H, Kramer M, Kraft G and Schardt D, 2013, Experimental study of nuclear fragmentation of 200 and 400 MeV/u  $^{12}C$  ions in water for applications in particle therapy Phys. Med. Biol. 58, 8265–79 参照。）

[0030] Kanematsu 等は、炭素線フルエンスの指数関数的減衰モデルのもとで、炭素線の平均自由行程（mean free path） $\lambda$ を255 mmと導いている。（※詳細は、Kanematsu N, Koba Y and Ogata R, 2013, Evaluation of plastic materials for range shifting, range compensation, and solid phantom dosimetry in carbon-ion radiotherapy Med. Phys. 40, 041724–1–6 参照）

この関係を用いれば、着目する深さ  $z$  までに生じる、水中と体内での核反

応による炭素線フルエンスの変化を、次の〔数4〕で表すことができる。

[0031] [数4]

$$\phi_w^p(z) = \frac{\exp\left(-\frac{s_N(z)}{\lambda}\right)}{\exp\left(-\frac{s_S(z)}{\lambda}\right)} = \exp\left(\frac{s_S(z) - s_N(z)}{\lambda}\right)$$

ここで、 $\phi_w^p(z)$  を減弱補正係数（Attenuation Correction Factor）と呼ぶことにする。

[0032] 減弱補正係数はその定義より、水よりも阻止能あたりに起こす核反応確率が高い物質を通過してきた場合には、 $s_S(z) < s_N(z)$  となる関係から  $\phi_w^p(z) < 1.0$  となる。

[0033] 逆に、水よりも阻止能あたりに起こす核反応確率が低い物質を通過してきた場合には、 $s_S(z) > s_N(z)$  となる関係から  $\phi_w^p(z) > 1.0$  となる。

[0034] この補正係数を用いて、〔数1〕で示した深部線量分布を補正する式は、次の〔数5〕に示す式で得られる。

[0035] [数5]

$$\begin{aligned} d_j'(x, y, z) &= \sum_{n=1}^3 d_{n,j}'(x, y, z) \\ &= \phi_w^p \cdot I_{1,j} \cdot G_{1,j} + I_{2,j} \cdot G_{2,j} + \frac{1}{\phi_w^p} \cdot I_{3,j} \cdot G_{3,j} \end{aligned}$$

入射粒子の線量は、入射粒子のフルエンスに比例するため、 $I_{1,j}$  を  $\phi_w^p(z)$  で補正する。フラグメント粒子は入射粒子の減弱の程度が多いほど増え

るため、第3成分の線量寄与  $I_{3,j}$  を  $1/\phi_w^p(z)$  で補正する。第2成分  $I_{2,j}$  の補正をしないのは、経験的なものによる。

[0036] 図2は、本線量分布補正を簡単に示したグラフによる説明図である。図2 (A)、(C)、(E)は、縦軸を炭素線フルエンス、横軸を体表からの深さとし、図2 (B)、(D)、(F)は、ブレック曲線を示し、縦軸を深部線量、横軸を体表からの深さとしている。

[0037] 図2 (A) および図2 (B) は、いずれも水中での炭素線フルエンスまたは深部線量を示している。図示するように、グラフ111は、深さに応じて炭素線フルエンスが低くなっている。グラフ116は、深さ1.0付近でピークを示している。

[0038] 図2 (C) および図2 (D) は、いずれも水よりも阻止能あたりに核反応を起こしにくい物質中 ( $\phi_w^p(z) > 1.0$ ) での炭素線フルエンスまたは深部線量を示している。図示するように、グラフ112はグラフ111より全体的に少し高くなっている。グラフ117もグラフ116より全体的に少し高くなっている。

[0039] 図2 (E) および図2 (F) は、いずれも水よりも阻止能あたりに核反応を起こしやすい物質中 ( $\phi_w^p(z) < 1.0$ ) での炭素線フルエンスまたは深部線量を示している。図示するように、グラフ113はグラフ111より全体的に少し低くなっている。グラフ118もグラフ116より全体的に少し低くなっている。このように核反応を起こしやすい物質であればフルエンスおよび深部線量は低くなり、逆に、核反応を起こしにくい物質であればフルエンスおよび深部線量は高くなる。

[0040] 図3は、一連の変換の様子を示す画像図である。図3 (A) は、減弱係数  $\mu$  を用いたCT値の画像を示し、図3 (B1) は、阻止能比  $\rho_s$  によって補正した阻止能比画像を示し、図3 (C1) は、さらに核反応実効密度  $\rho_N$  によって補正した核反応実効密度画像を示す。また、図3 (B2) は縦軸を阻止能比、横軸を減弱係数とし、CT値の画像から阻止能比画像を求めるのに使用する変換表を示す図である。図3 (C2) は、縦軸を核反応実効密度、横軸

を阻止能比とし、阻止能比画像から核反応実効密度画像を求めるのに使用する変換表を示す図である。このように、CT値から核反応実効密度画像を求め、前記補正を適用することで、精度のよい粒子線照射計画を作成することができる。

[0041] <陽子線治療の場合>

陽子線が水中を通過すると、水分子の電子または原子核との間で、水分子の電子（体内であれば体内的電子）に対してエネルギーを与えながら陽子線がエネルギーを失って減速していく電磁相互作用（electromagnetic interaction: EM）、全体の運動エネルギーが保存されながらエネルギーを渡すだけで原子核の種類が変化しない弾性散乱（elastic interaction: EL）、エネルギーを渡すことによって原子核の種類は変わらないが励起する非弾性散乱（inelastic interaction: IE）、それ以外（EM、EL、IE以外）の反応である核反応（nonelastic interaction: NE）を起こす。ここで、ELまたはIEを起こした陽子は、その反応で僅かにエネルギーを失うが、EMのみを起こす陽子束とほぼ同じ深さまで到達する。ELとIEを起こした陽子束をまとめて扱えば、陽子線が水中に付与する線量分布D(s)は、次の〔数6〕に示すように、各相互作用の寄与( $D_{EM}(s)$ 、 $D_{EL/IE}(s)$ 、 $D_{NE}(s)$ )の加算で表すことができる。

[0042] [数6]

$$D(s) = D_{EM}(s) + D_{EL/IE}(s) + D_{NE}(s)$$

※ $D_{EM}(s)$ は、EM相互作用のみを起こした入射粒子による水の吸収線量を表す。

$D_{EL/IE}(s)$ は、EL相互作用またはIE相互作用を起こした入射粒子による水の吸収線量を表す。

$D_{NE}(s)$ は、NE相互作用に起因する水の吸収線量を表す。

[0043] 一方、陽子束が水以外の物質を通過した場合に、物質中の深さz(水等価

深  $s$  ) に付与する線量 (dose to water in material) は、次の [数7] により表される。

[0044] [数7]

$$D(z) = \frac{1 - A's(z)}{1 - As(z)} D_{EM}(s(z)) + \frac{Y'}{Y} D_{EL/IE}(s(z)) + \frac{\gamma'}{\gamma} \frac{(A' - Y')}{(A - Y)} D_{NE}(s(z))$$

ここで、[数7] における各成分 (ターム) を説明する。

[0045] <第1成分 EM系統>

$1 - A s$  は水の中での EM相互作用のみを起こした陽子数 (フルエンス) の変化を示す。  $A$  は傾きを表し、 $1 - A s$  は水について深さ  $s$  において EM 相互作用のみを起こした陽子数 (フルエンス) がどれくらい減っているかを表す。

$1 - A' s$  は、水ではないものが、水と同じ深さまできたときにフルエンスがどれだけ減っているかを表す。

つまり、 $(1 - A' s) / (1 - A s)$  は、深さ  $s$  において EMの反応がどれだけ水と違ったかという補正をかけている。

[0046] <第2成分 EL/IE系統>

$Y$  は傾きを示し、水について深さ  $s$  において EL 相互作用または IE 相互作用を起こした陽子数 (フルエンス) がどれだけ増えているかを表す。

$Y'$  は、水ではないものが、水と同じ深さまできたときに EL 相互作用または IE 相互作用を起こした陽子数 (フルエンス) がどれだけ増えているかを表す。

つまり、 $Y' / Y$  は、深さ  $s$  において EL および IE の反応がどれだけ水と違ったかという補正をかけている。なお、本来は  $Y' s / Y s$  と表現されるが、深さ  $s$  が分子と分母にあるためにキャンセルされて  $Y' / Y$  で表されている。

[0047] <第3成分 NE系統>

$A - Y$  は、水の中で NE の反応がどれだけ起こっているかを表す。

$A' - Y'$  は、物質中で、水と同じ深さ (水等価深) まできたときに NE

の反応がどれだけ起こっているかを表す。

つまり、 $A' - Y' / A - Y$  は、物質中の水等価深  $s$  において  $N_E$  の反応がどれだけ水と違ったかという補正をかけている。

$\gamma$  は、水について、入射陽子が核反応をおこした際にどれだけ荷電粒子にエネルギーを与えたかを示している。詳述すると、核反応で生じた荷電粒子は反応が起こったところの近傍でエネルギーを落とすので線量計算に含めるが、核反応で生じた中性子やガンマ線は反応が起こったところの近傍にエネルギーをそれほど落とさないので線量計算に含めない。このため、 $\gamma$  が大きければ荷電粒子に受け渡されるエネルギーの割合が大きいことを示し、 $\gamma$  が小さければ中性子やガンマ線に受け渡されるエネルギーの割合が大きく荷電粒子に受け渡されるエネルギーの割合が小さいことを示す。

$\gamma'$  は、水以外のものが、どれだけ核反応をおこしてどれだけ荷電粒子にエネルギーを与えたかを示している。

つまり、 $\gamma' / \gamma$  は、深さ  $s$  において  $N_E$  の反応により荷電粒子に受け渡されるエネルギーの割合がどれだけ水と違ったかを示す。

[0048] ここで、 $D_{EM}$  の補正係数  $(1 - A' s(z)) / (1 - A s(z))$  は、 $EM$  相互作用のみをおこす一次陽子数の物質中と水中との比を、 $D_{EI/IE}$  の補正係数  $Y' / Y$  は、 $EL/IE$  相互作用を起こす陽子数の物質中と水中との比を表す。

[0049] また、 $D_{NE}$  の補正係数  $\gamma' / \gamma$  と  $(A' - Y') / (A - Y)$  はそれぞれ“核反応を起こした陽子のエネルギーが標的の荷電粒子に与えられる割合”および“核反応を起こす陽子数”的物質中と水中との比を表す。物質が深さ  $z$  に応じて連続的に変化する場合、上記 [数 7] は、次の [数 8] とすることで一般性を失わない。

[0050] [数 8]

$$D(z) = \frac{\left(1 - \int_0^z A'(\hat{z})\rho_s(\hat{z})d\hat{z}\right)}{1 - A s(z)} D_{EM}(s(z)) + \frac{\int_0^z Y'(\hat{z})\rho_s(\hat{z})d\hat{z}}{Y_s(z)} D_{EL/IE}(s(z)) + \frac{\gamma'(z)(A' - Y')}{\gamma(A - Y)} D_{NE}(s(z))$$

すなわち、物質毎に補正係数  $A$ 、 $A'$ 、 $Y$ 、 $Y'$ 、 $\gamma' / \gamma$  と阻止能比  $\rho$

$s$  がわかっていれば、水中での各相互作用の線量寄与  $D_{EM}$ 、 $D_{EL/IE}$ 、 $D_{NE}$  を [数8] の式にしたがって補正して足し合わせることで、物質中の線量分布を計算することが可能になる。

- [0051] 図4は、エネルギー216MeVの陽子線の水中での深部線量分布Dと各相互作用の寄与  $D_{EM}$ 、 $D_{EL/IE}$ 、 $D_{NE}$  を示したグラフ図である。縦軸は線量を示し、横軸は深さを示している。
- [0052] 粒子線の照射計画では、予め用意した換算表を用いて、患者のCT画像の画素値(CT値)を、物質の水に対する阻止能比  $\rho_s$  に変換することで、人体という不均質媒質を阻止能比の分布として表現する。ここで、阻止能比  $\rho_s$  は、水に対して着目する物質がどれくらい入射粒子を減速させる能力があるかを表す物理量である。一般に粒子線照射計画では、変換で得られた阻止能比の分布に対し、水中で測定した線量分布を当てはめることで体内での線量分布を計算する。
- [0053] 発明者らは、ICRUレポート(ICRU Report 1992)に纏められた人体組織の組成一覧をもとに、モンテカルロシミュレーションコード GEANT4内に人体組織ファントムを作成し、ファントムへの陽子線照射を模擬することで、各組織の阻止能比  $\rho_s$  と各補正係数  $A' / A$ 、 $Y' / Y$ 、 $\gamma' / \gamma$  の普遍的な相関関係を導いた。基準物質である水についてもGEANT4で陽子線照射を模擬することで、EM減弱係数AとEL/IE収率Yを求めた。
- [0054] 図5は、ICRU人体組織の阻止能比  $\rho_s$  と各補正係数  $A' / A$ 、 $Y' / Y$ 、 $\gamma' / \gamma$  の関係を示す説明図である。各図において、縦軸は補正係数、横軸は阻止能比(粒子線の止めやすさ)を示している。また、各図にプロットされている「+」は、ICRU人体組織における各組織(各物質)のパラメータを拾い出して一つずつプロットしたものである。図において、阻止能比が1.0より大きいものは粒子線を水より止めやすい組織(物質)であることを示し、1.0より小さいものは粒子線を水より止めにくい組織(物質)であることを示す。

[0055] 図5（a）は、EMについての補正係数 $A'/A$ のグラフを示し、図5（b）は、EL/I Eについての補正係数 $Y'/Y$ のグラフを示し、図5（c）は、NEについての補正係数 $A'/A$ のグラフを示す。図示するように、各補正係数のグラフは、図5（a），図5（b）に示すEMおよびEL/I Eについては正の相関を示し、図5（c）に示すNEについては負の相関を示している。

[0056] 粒子線の治療計画装置では、X線の実効的な線減弱係数を表すCT値を（CT装置と撮影条件毎に校正された）変換テーブルを介して阻止能比 $\rho_s$ に変換する。すなわち、治療計画装置では、線量計算を行う際に、患者体内の阻止能比分布 $\rho_s$ が予め決定されている。したがって、図5に示した阻止能比 $\rho_s$ と各補正係数 $A'/A$ ,  $Y'/Y$ ,  $\gamma'/\gamma$ の普遍的な相関関係および水のEM減弱係数AとEL/I E収率Yから体内での線量計算に〔数8〕の式の補正を適用することが可能になる。

[0057] 図6は、一連の変換の様子を示す画像図とヒストグラムである。図6（a）は、補正前の線量分布の画像を示し、図6（b）は、補正後の線量分布の画像を示し、図6（c）は、補正前（非補正）と補正後の線量差の画像を示す。また、図6（d）は縦軸を体積、横軸を線量とする線量体積ヒストグラムである。このように、CT値から核反応実効密度画像を求め、前記補正を適用することで、精度のよい粒子線照射計画を作成することができる。

[0058] 以下、本発明の一実施形態を図面と共に説明する。

## 実施例 1

[0059] 図7は、本発明の第1実施形態に係る粒子線照射システム1の全体構成を示す説明図である。

[0060] 粒子線照射システム1は、イオン源2から照射された荷電粒子ビーム3を加速して出射する加速器4と、該加速器4から出射された荷電粒子ビーム3を輸送するビーム輸送系5と、該ビーム輸送系5を経た荷電粒子ビーム3を患者7の照射対象であるターゲット部8（例えば、腫瘍部）に照射する照射装置（スキャニング照射装置）6と、前記粒子線照射システム1を制御する

制御装置 10 と、粒子線照射システム 1 の照射パラメータを決定するコンピュータとしての照射計画装置 20 を備えている。なお、この実施例では、イオン源 2 から照射する荷電粒子ビーム 3 として炭素線ビームを使用するが、これに限らず様々な荷電粒子ビーム（荷電重粒子ビームを含む）を照射する粒子線照射システム 1 に本発明を適用できる。

- [0061] 前記加速器 4 は荷電粒子ビーム 3 の強度を調整するようになっている。  
前記照射装置 6 は、荷電粒子ビーム 3 をビーム進行方向（Z 方向）に垂直な平面を形成する X-Y 方向に偏向させるスキャニングマグネット（図示省略）と、荷電粒子ビーム 3 の位置を監視する線量モニタ（図示省略）と、Z 方向の荷電粒子ビーム 3 の停止位置を調整するレンジシフタ（図示省略）とを備え、ターゲット部 8 に対しスキャン軌道沿って荷電粒子ビーム 3 をスキャンするようになっている。
- [0062] 前記制御装置 10 は、加速器 4 からの荷電粒子ビーム 3 の強度や、ビーム輸送系 5 内での荷電粒子ビーム 3 の位置修正や、照射装置 6 のスキャニングマグネット（図示省略）によるスキャニングや、レンジシフタ（図示省略）によるビーム停止位置等を制御するようになっている。
- [0063] 前記照射計画装置 20 は、キーボードおよびマウス等で構成される入力装置 21、液晶ディスプレイまたは CRT ディスプレイ等で構成される表示装置 22、CPU および ROM および RAM で構成される制御装置 23、CD-ROM および DVD-ROM 等の記憶媒体 29 に対するデータの読み書きを行うディスクドライブ等で構成される媒体処理装置 24、および、ハードディスク等で構成される記憶装置 25 を備えている。
- [0064] 制御装置 23 は、記憶装置 25 に記憶されている照射計画プログラム 39 a および照射計画補正プログラム 39 b を読み込み、領域設定処理部 31、処方データ入力処理部 32、演算部 33、出力処理部 34、3 次元 CT 値データ取得部 36、阻止能比変換部 37、および核反応実効密度変換部 38 として機能する。
- [0065] 記憶部 25 は、3 次元 CT 値データ（3 次元スキャニングデータ）を阻止

能比に変換する第1変換データ41と、この阻止能比を核反応実効密度に変換する第2変換データ42を記憶している。第1変換データ41は、CT値を阻止能比に変換する従来技術による換算表のデータである。第2変換データ42は、阻止能比を核反応実効密度に変換する本発明による換算表のデータであり、減弱補正係数 $\phi_{w^p}(z)$ は、各変換で得られた阻止能比と核反応実効密度の3次元分布から上述した〔数2〕～〔数4〕から求められる。

- [0066] このように構成された照射計画装置20は、照射計画プログラム39aおよび照射計画補正プログラム39bに従って、各機能部が次のように動作する。
- [0067] まず、3次元CT値データ取得部36は、別途のCT装置から照射対象（患者）の3次元CT値データを取得する。すなわち、照射対象の各3次元位置におけるX線に対する実効的な線減弱係数を3次元CT値データとして取得する。
- [0068] 領域設定処理部31は、表示装置22に3次元CT値データを画像表示し、計画作成者が入力装置21で入力する領域指定（ターゲット部8の指定）を受け付ける。
- [0069] 処方データ入力処理部32は、表示装置22に処方入力用画面を表示し、計画作成者が入力装置21で入力する処方データを受け付ける。この処方データは、3次元CT値データの各座標における粒子線の照射位置と照射量を示すデータである。なお、この処方データには、粒子線の種類（例えば炭素原子核または水素原子核等）も含めて種類別の照射位置と照射量とし、複数種類の粒子線を用いる処方データとしてもよい。
- [0070] 阻止能比変換部37は、一般的な粒子線照射計画装置で行われているように、予め用意されている第1変換データ（変換テーブル）を用いて、3次元CT値データを各3次元位置における阻止能比 $\rho_s$ に変換する。この変換により、阻止能比 $\rho_s$ の3次元分布である阻止能比データが得られる。この阻止能比データへの変換は、予め用意した換算表によって変換する既存の技術で行えば良い。

- [0071] 核反応実効密度変換部38は、人体組織における阻止能比 $\rho_s$ と核反応実効密度 $\rho_N$ の相関関係を示す第2変換データを用いて、阻止能比データを各3次元位置における核反応実効密度 $\rho_N$ に変換し、核反応実効密度 $\rho_N$ の3次元分布を導出する。この変換により、核反応実効密度の3次元分布である核反応実効密度データが得られる。これにより、体内での線量計算に、水中で測定された線量分布をそのまま適用するのではなく、上述した〔数2〕～〔数4〕で得られた減弱補正係数 $\phi_{w^p}(z)$ を用いて、〔数5〕に従って深さ毎に線量分布を補正して適用する。
- [0072] 演算部33は、処方データ、阻止能比データ、および核反応実効密度データを受け取り、これらに基づいて照射パラメータおよび線量分布を作成する。すなわち、処方データの照射位置に処方データの照射量の照射を行うために、粒子線照射システム1から照射すべき粒子線の量（粒子数）を阻止能比データおよび核反応実効密度データを用いて逆算し、粒子線照射システム1から照射する粒子線の照射パラメータを算出する。また、演算部33は、算出した照射パラメータで粒子線を照射対象に照射した場合の線量分布を算出する。
- [0073] 出力処理部34は、算出した照射パラメータおよび線量分布を表示装置22に出力して表示する。また、出力処理部34は、照射パラメータおよび線量分布を、粒子線照射システム1を制御する制御装置10に送信する。
- [0074] 以上に説明した照射計画装置20により、粒子線照射システム1は、水で近似して計画した照射パラメータよりも照射対象に合わせて高精度に補正された照射パラメータを用いて高精度なビームを照射することができる。ビームの照射は、例えばターゲット領域に対して一様な線量分布の照射を与えるスキャニング照射法を用いたスポットビームの照射（線量分布はスポットビームの総和となる）など、適宜の照射とすることができます。
- [0075] 第2変換データ42を阻止能比に対する核反応実効密度の補正としたため、既存の様々な粒子線照射システム1の照射計画装置20に即座に導入して利用できる。詳述すると、CT値はCT装置および撮影環境によって異なり

、このCT値から阻止能比に変換する換算表もCT装置および撮影環境によって異なる。このため、CT値から直接核反応実効密度の補正を行う場合、CT装置や撮影環境毎に換算表を作成する必要が生じる。これに対して、既存の粒子線照射システム1においては、既に設置されたCT装置および撮影環境における阻止能比への換算表が存在しているため、これを利用して装置や環境に個別の設定を不要とすることができます。すなわち、1つの第2変換データ42を作成しておけば、どのようなCT装置および撮影環境であっても、個別調整済みの換算表で計算された阻止能比から第2変換データ42により核反応実効密度による補正を実施できる。このように補正するための第2変換データ42を共通化することで、インストール時に誤ったデータを用いることも防止でき、安全に高精度の照射計画作成を実現することができる。

[0076] また、体内の線量分布計算に、水中で測定された線量分布（上述した【数1】）をそのまま適用するのではなく、通過する物質の核反応確率の程度により線量分布を補正して適用することで、核反応に起因する線量誤差を簡便に補正できる。

[0077] また、この照射計画装置20により、粒子線照射計画の線量分布計算において、体内で入射粒子が起こす核反応の影響を正確に反映させることができる。これにより、体内組成を加味した、より正確な線量分布計算が可能になる。しかも、この方法は、簡便かつ人体組成の普遍的な性質を用いるものであり、どの照射計画装置にも搭載可能である。このため、この方法は、今後、炭素線を用いた粒子線照射計画の線量計算アルゴリズムの中で標準となりうる。

## 実施例 2

[0078] 図8は、本発明の第2実施形態に係る粒子線照射システム1Aの全体構成を示す説明図である。第1実施形態と異なる構成として、核反応実効密度変換部38（図7参照）の代わりにEM補正部38a、EL/IE補正部38b、およびNE補正部38cが設けられ、照射計画補正プログラム39b（

図 7 参照) の代わりに照射計画補正プログラム 39c が設けられ、第 2 変換データ 42 の代わりに第 2 変換データ 42a が設けられている。

- [0079] EM 補正部 38a、EL/I E 補正部 38b、および NE 補正部 38c は、阻止能比変換部 37 から阻止能比データを受け取り、第 2 変換データ 42a から補正係数  $A' / A$ ,  $Y' / Y$ ,  $\gamma' / \gamma$  を受け取って、それぞれの補正を行う。
- [0080] EM 補正部 38a は、電磁相互作用 (EM) の補正を行う部分であり、EL/I E 補正部 38b は、弾性散乱 (EL) 及び非弾性散乱 (I E) の補正を行う部分であり、NE 補正部 38c は、核反応 (NE) の補正を行う部分である。
- [0081] 照射計画補正プログラム 39c は、第 1 実施形態と同様に、照射計画装置 20A の各機能部を動作させる。特に、この第 2 実施形態においては、EM 補正部 38a、EL/I E 補正部 38b、および NE 補正部 38c により、上述した [数 8] の式と第 2 変換データ 42a を用いて照射計画の補正を行う。
- [0082] 第 2 変換データ 42a は、各組織の補正係数  $A' / A$ ,  $Y' / Y$ ,  $\gamma' / \gamma$  を記憶している。
- [0083] その他の構成および動作は、第 1 実施形態と同一であるため、同一要素に同一符号を付してその詳細な説明を省略する。
- [0084] 以上の構成および動作により、第 2 実施形態の粒子線照射システム 1A は、水で近似して計画した照射パラメータよりも照射対象に合わせて高精度に補正された照射パラメータを用いて高精度なビームを照射することができる。ビームの照射は、例えばターゲット領域に対して一様な線量分布の照射を与えるスキャニング照射法を用いたスポットビームの照射（線量分布はスポットビームの総和となる）など、適宜の照射とすることができる。
- [0085] 第 2 変換データ 42a によって阻止能比から補正係数を導出するため、既存の様々な粒子線照射システム 1A の照射計画装置 20A に即座に導入して利用できる。詳述すると、CT 値は CT 装置および撮影環境によって異なり

、このCT値から阻止能比に変換する換算表もCT装置および撮影環境によって異なる。このため、CT値から直接補正を行う場合、CT装置や撮影環境毎に換算表を作成する必要が生じる。これに対して、既存の粒子線照射システム1Aにおいては、既に設置されたCT装置および撮影環境における阻止能比への換算表（X線の減弱を粒子線のストッピングパーレーションに変換する換算表）が存在しているため、これをを利用して装置や環境に個別の設定を不要とすることができます。すなわち、1つの第2変換データ42aを作成しておけば、どのようなCT装置および撮影環境であっても、個別調整済みの換算表で計算された阻止能比を第2変換データ42aを用いて、電磁相互作用（EM）、弾性散乱（EL）、非弾性散乱（IE）、及び核反応（NE）に関わる補正係数の分布に変換し、各相互作用の水との違いを考慮した補正を実施できる。このように補正するための第2変換データ42aを共通化することで、インストール時に誤ったデータを用いることも防止でき、安全に高精度の照射計画作成を実現することができる。

[0086] また、体内の線量分布計算に、水中で測定された線量分布（第1実施形態で説明した〔数1〕）をそのまま適用するのではなく、通過する物質の核反応確率の程度により線量分布を補正して適用することで、核反応に起因する線量誤差を簡便に補正できる。

[0087] また、この照射計画装置20Aにより、粒子線照射計画の線量分布計算において、体内で入射粒子が起こす核反応の影響を正確に反映させることができる。これにより、体内組成を加味した、より正確な線量分布計算が可能になる。しかも、この方法は、簡便かつ人体組成の普遍的な性質を用いるものであり、どの照射計画装置にも搭載可能である。このため、この方法は、今後、陽子線を用いた粒子線照射計画の線量計算アルゴリズムの中で標準となりうる。

[0088] この発明と実施の形態の対応において、

この発明の粒子線は、実施の形態の荷電粒子ビーム3に対応し、

以下同様に、

照射対象は、患者 7 に対応し、  
領域は、ターゲット部 8 に対応し、  
照射計画装置、コンピュータは、照射計画装置 20 に対応し、  
処方データ取得部は、処方データ入力処理部 32 に対応し、  
線量分布算出部は、演算部 33 に対応し、  
3 次元スキャニングデータ取得部は、3 次元 CT 値データ取得部 36 に対応し、  
反応物理量分布データ作成部は、阻止能比変換部 37 および核反応実効密度変換部 38 に対応し、  
阻止能比補正処理部は、阻止能比変換部 37 に対応し、  
照射対象物質補正処理部は、核反応実効密度変換部 38、EM 補正部 38a、EL/I E 補正部 38b、および NE 補正部 38c に対応し、  
核反応実効密度補正処理部は、核反応実効密度変換部 38 に対応し、  
粒子線作用補正処理部は、EM 補正部 38a、EL/I E 補正部 38b、および NE 補正部 38c に対応し、  
反応物理量分布データは、第 1 変換データ 41 および第 2 変換データ 42、42a に対応し、  
3 次元阻止能比データは、第 1 変換データ 41 に対応し、  
3 次元核反応実効密度データは、第 2 変換データ 42 に対応し、  
成分は、第 1 成分、第 2 成分、および第 3 成分に対応するが、  
これに限られるものではない。

[0089] なお、上述した第 1 実施形態における実施例の補正における各成分の原子番号は、原子番号が 6 の炭素線治療に特化したものであるが、これに限らず、原子番号が異なる他の核種を用いる場合に、各成分に含まれる原子番号の範囲を適宜の範囲とすることができる。

[0090] また、第 2 実施形態においては、[数 8] を用いた補正処理において、「EM」「EL/I E」「NE」の 3 成分に対してそれぞれ補正し加算したが、これに限らず、「EM+EL/I E」「NE」の 2 成分とする、あるいは

、「EM」「EL」「IE」「NE」の4成分とする等、適宜の構成とすることができる。この場合も、水で近似して計画した照射パラメータよりも精度を向上させた照射計画を照射対象に合わせて作成することができる。

[0091] また、阻止能比補正処理部（阻止能比変換部37）と照射対象物質補正処理部（核反応実効密度変換部38、EM補正部38a、EL/IE補正部38b、およびNE補正部38c）は、演算の概念として2系統の演算に分かれていればよいのであって、実際の演算は2つの補正処理をまとめて1つの演算で実行する構成にしてもよい。

### 産業上の利用可能性

[0092] この発明は、粒子線を照射して治療する技術に利用することができる。

### 符号の説明

[0093] 3…荷電粒子ビーム

7…患者

8…ターゲット部

20, 20A…照射計画装置

32…処方データ入力処理部

33…演算部

36…3次元スキャニングデータ取得部

37…阻止能比変換部

38…核反応実効密度変換部

38a…EM補正部38a

38b…EL/IE補正部38b

38c…NE補正部38c

41…第1変換データ

42, 42a…第2変換データ

## 請求の範囲

- [請求項1] 粒子線による照射計画を作成する照射計画装置であって、前記粒子線の照射対象を前記粒子線とは異なる放射線により3次元スキャニングした3次元スキャニングデータを取得する3次元スキャニングデータ取得部と、前記照射対象に対して粒子線を照射する領域の位置と量を示す処方データを取得する処方データ取得部と、前記粒子線に反応する前記照射対象の物質の能力を表す物理量の分布を示す反応物理量分布データを前記3次元スキャニングデータに基づいて作成する反応物理量分布データ作成部と、前記処方データと前記反応物理量分布データに基づいて線量分布を求める線量分布算出部とを備え、前記反応物理量分布データ作成部は、前記3次元スキャニングデータを、水に対して着目する物質がどれくらい入射粒子を減速させる能力があるかを示す物理量である阻止能比に変換して3次元阻止能比データを作成する阻止能比補正処理部と、前記3次元阻止能比データから水と照射対象物質との違いを表す補正係数を求め、該補正係数により粒子線の深部線量分布を深さ毎に補正する照射対象物質補正処理部とで構成された照射計画装置。
- [請求項2] 前記照射対象物質補正処理部は、粒子線の深部線量分布を原子番号に応じて成分分けするか、あるいは粒子線の相互作用によって成分分けして、成分別に深部線量分布の補正を実行する構成である  
請求項1記載の照射計画装置。
- [請求項3] 前記照射対象物質補正処理部は、前記3次元阻止能比データを、水に対して着目する物質がどれくらい入射粒子を碎きやすいかを表す物理量である核反応実効密度に変換して3次元核反応実効密度データを作成し、粒子線の深部線量分布を原

子番号に応じて成分分けし、補正係数を適用する成分と適用しない成分とに分けて深部線量分布の補正する核反応実効密度補正処理部である

請求項2記載の照射計画装置。

[請求項4]

前記核反応実効密度補正処理部は、  
データ原子番号が3～5の成分を、前記補正係数を適用しない成分とし、  
原子番号が6の成分を、粒子線フルエンスの変化から求めた減弱補正係数を乗算する成分とし、  
原子番号が1～2の成分を、前記減弱補正係数の逆数を乗算する成分とした

請求項3記載補正の照射計画装置。

[請求項5]

前記照射対象物質補正処理部は、  
粒子線の深部線量分布を少なくとも電磁相互作用に関する成分と核反応に関する成分に分け、それぞれについて補正係数により補正する粒子線作用補正処理部である

請求項2記載の照射計画装置。

[請求項6]

前記照射対象物質補正処理部は、  
粒子線の深部線量分布を前記電磁相互作用に関する成分と、前記核反応に関する成分と、弾性散乱および非弾性散乱に関する成分の3成分に分けてそれぞれ補正係数により補正し、補正後の値を加算する構成である

請求項5記載の照射計画装置。

[請求項7]

コンピュータを、  
前記粒子線の照射対象を前記粒子線とは異なる放射線により3次元スキャニングした3次元スキャニングデータを取得する3次元スキャニングデータ取得部と、  
前記照射対象に対して粒子線を照射する領域の位置と量を示す処方デ

ータを取得する処方データ取得部と、  
前記粒子線に反応する前記照射対象の物質の能力を表す物理量の分布  
を示す反応物理量分布データを前記3次元スキャニングデータに基づ  
いて作成する反応物理量分布データ作成部と、  
前記処方データと前記反応物理量分布データに基づいて線量分布を求  
める線量分布算出部として機能させ、  
前記反応物理量分布データ作成部を、  
前記3次元スキャニングデータを、水に対して着目する物質がどれく  
らい入射粒子を減速させる能力があるかを示す物理量である阻止能比  
に変換して3次元阻止能比データを作成する阻止能比補正処理部と、  
前記3次元阻止能比データから水と照射対象物質との違いを表す補正  
係数を求め、その補正係数により粒子線の深部線量分布を深さ毎に補  
正する照射対象物質補正処理部として機能させる  
照射計画プログラム。

## [請求項8]

コンピュータを、  
3次元スキャニングデータを、水に対して着目する物質がどれくらい  
入射粒子を減速させる能力があるかを示す物理量である阻止能比に変  
換して3次元阻止能比データを作成する阻止能比補正処理部と、  
前記3次元阻止能比データから水と照射対象物質との違いを表す補正  
係数を求め、その補正係数により粒子線の深部線量分布を深さ毎に補  
正する照射対象物質補正処理部として機能させる  
照射計画補正プログラム。

## [請求項9]

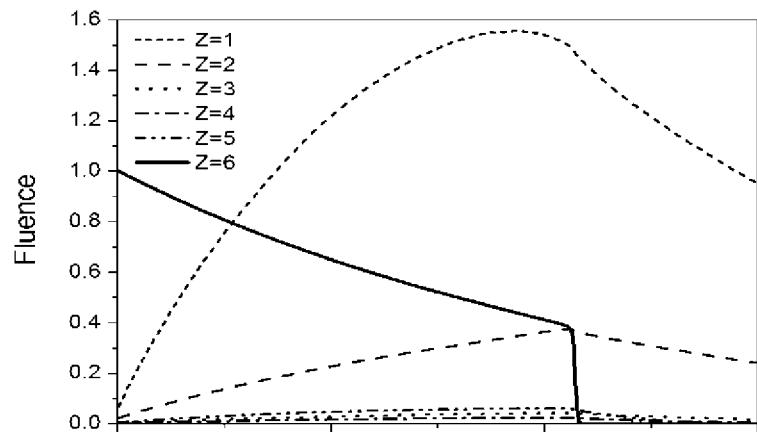
粒子線による照射計画を補正する照射計画補正方法であって、  
3次元スキャニングデータを、水に対して着目する物質がどれくらい  
入射粒子を減速させる能力があるかを示す物理量である阻止能比に変  
換して3次元阻止能比データを作成し、  
前記3次元阻止能比データから水と照射対象物質との違いを表す補正  
係数を求め、その補正係数により粒子線の深部線量分布を深さ毎に補

正する

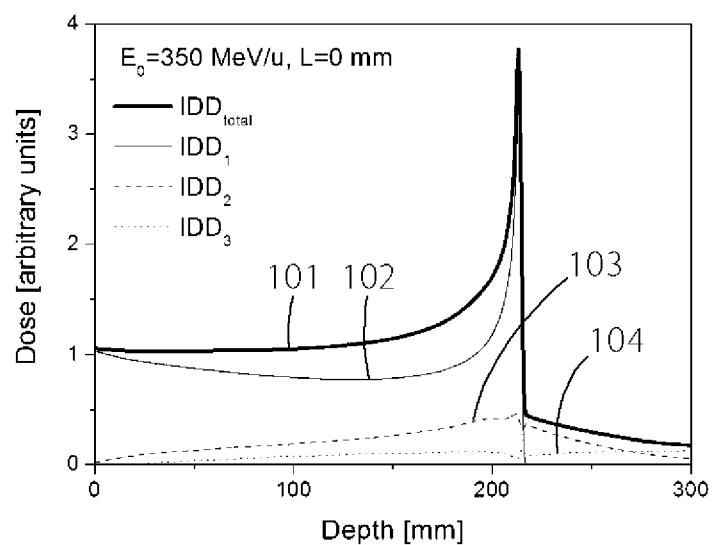
照射計画補正方法。

[図1]

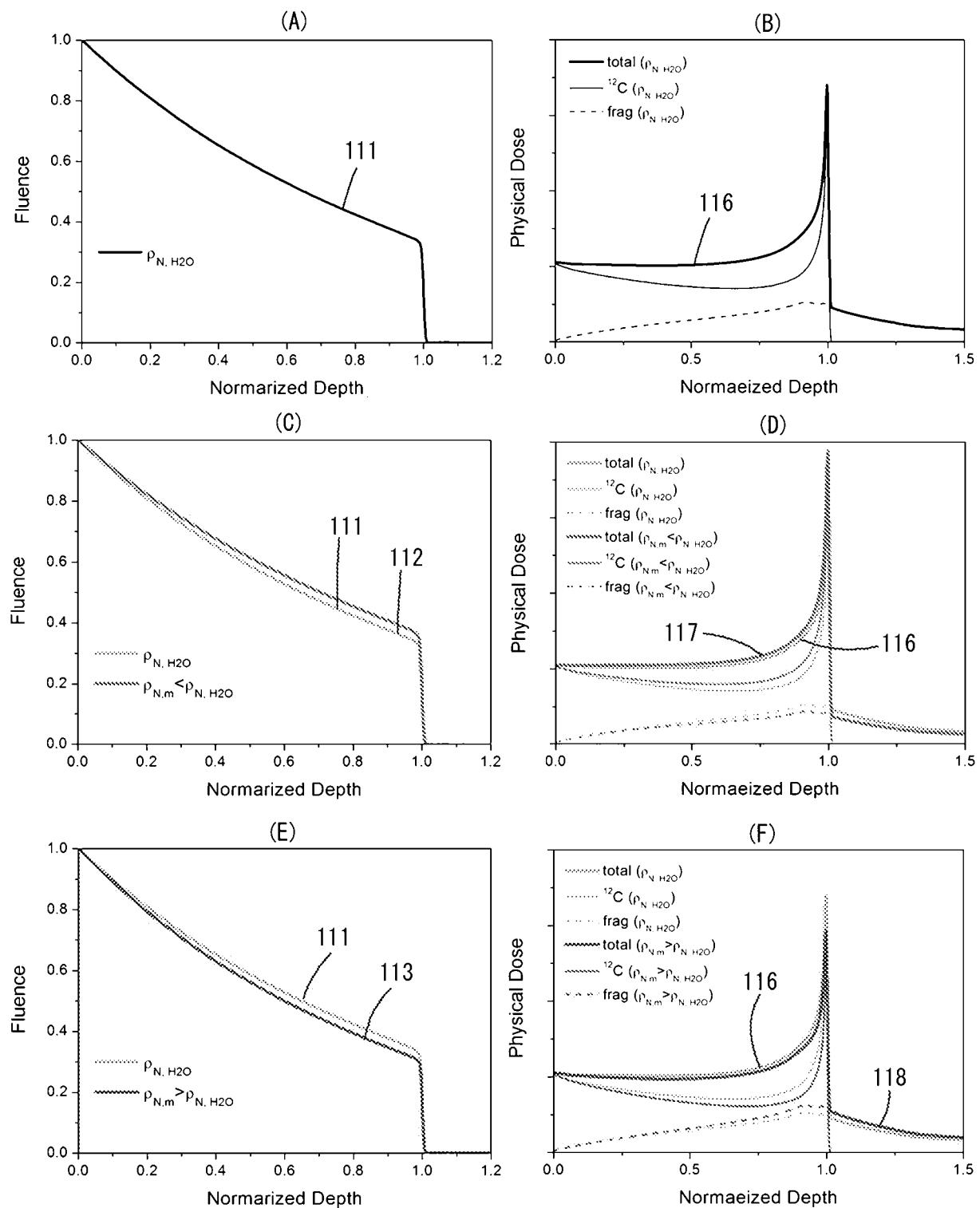
(A)



(B)



[図2]

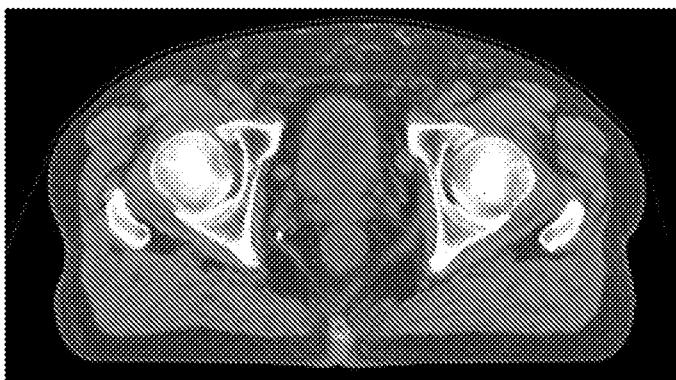


[図3]

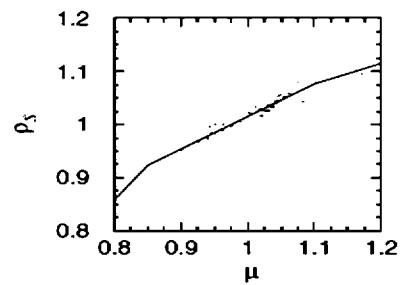
(A)



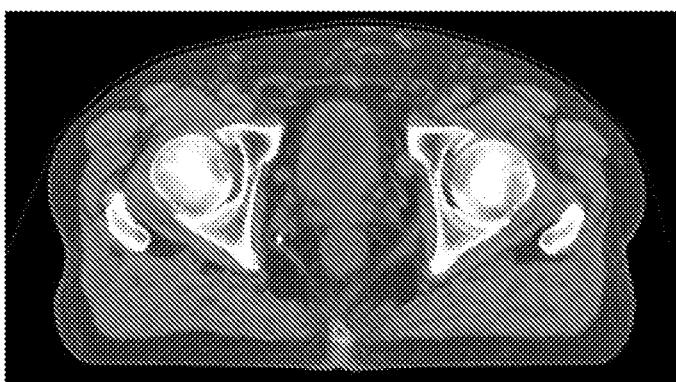
(B 1)



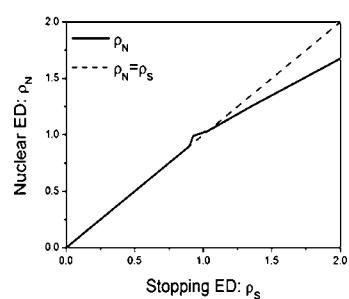
(B 2)



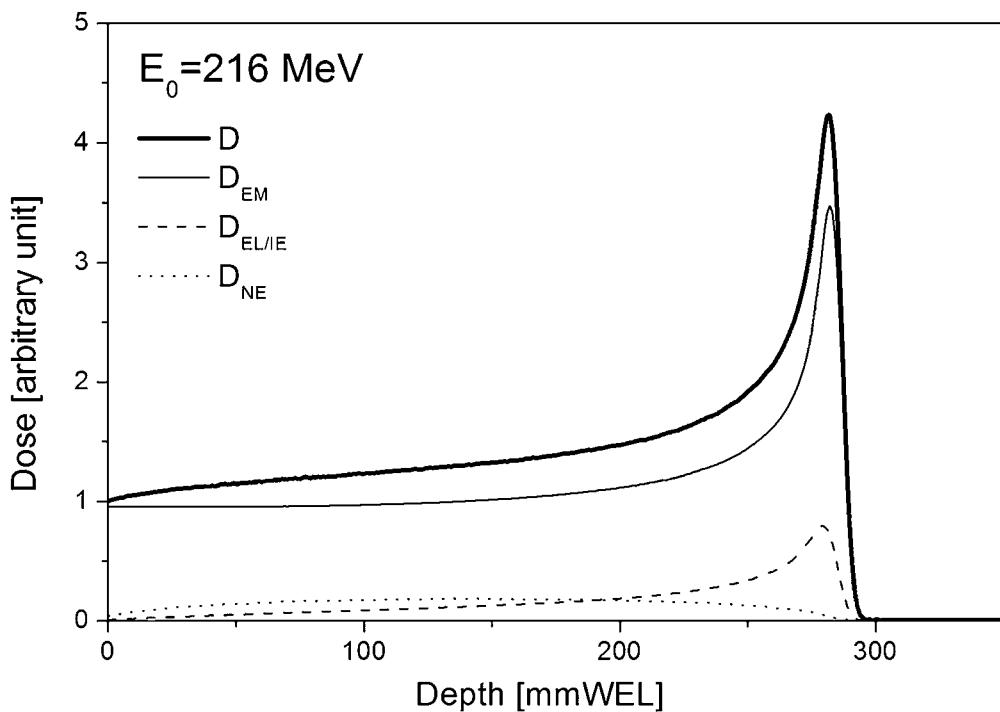
(C 1)



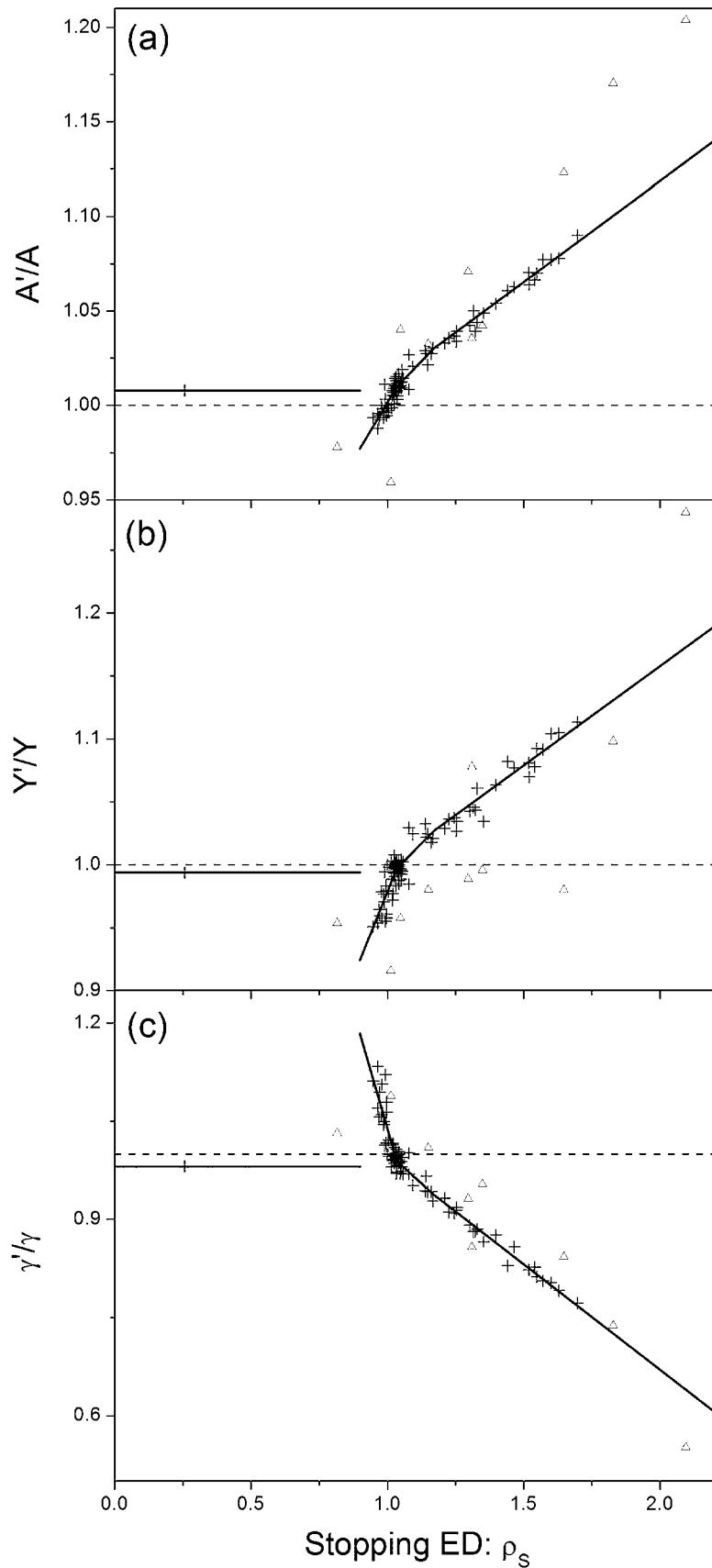
(C 2)



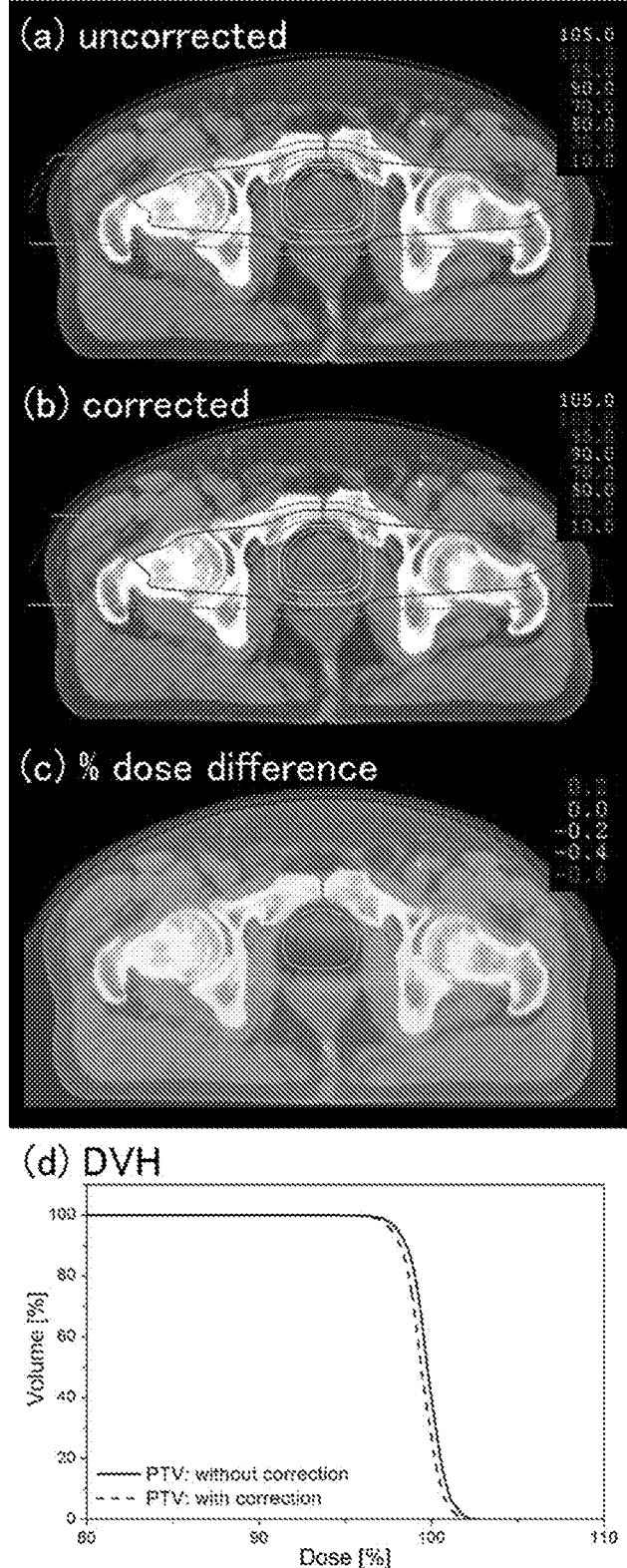
[図4]



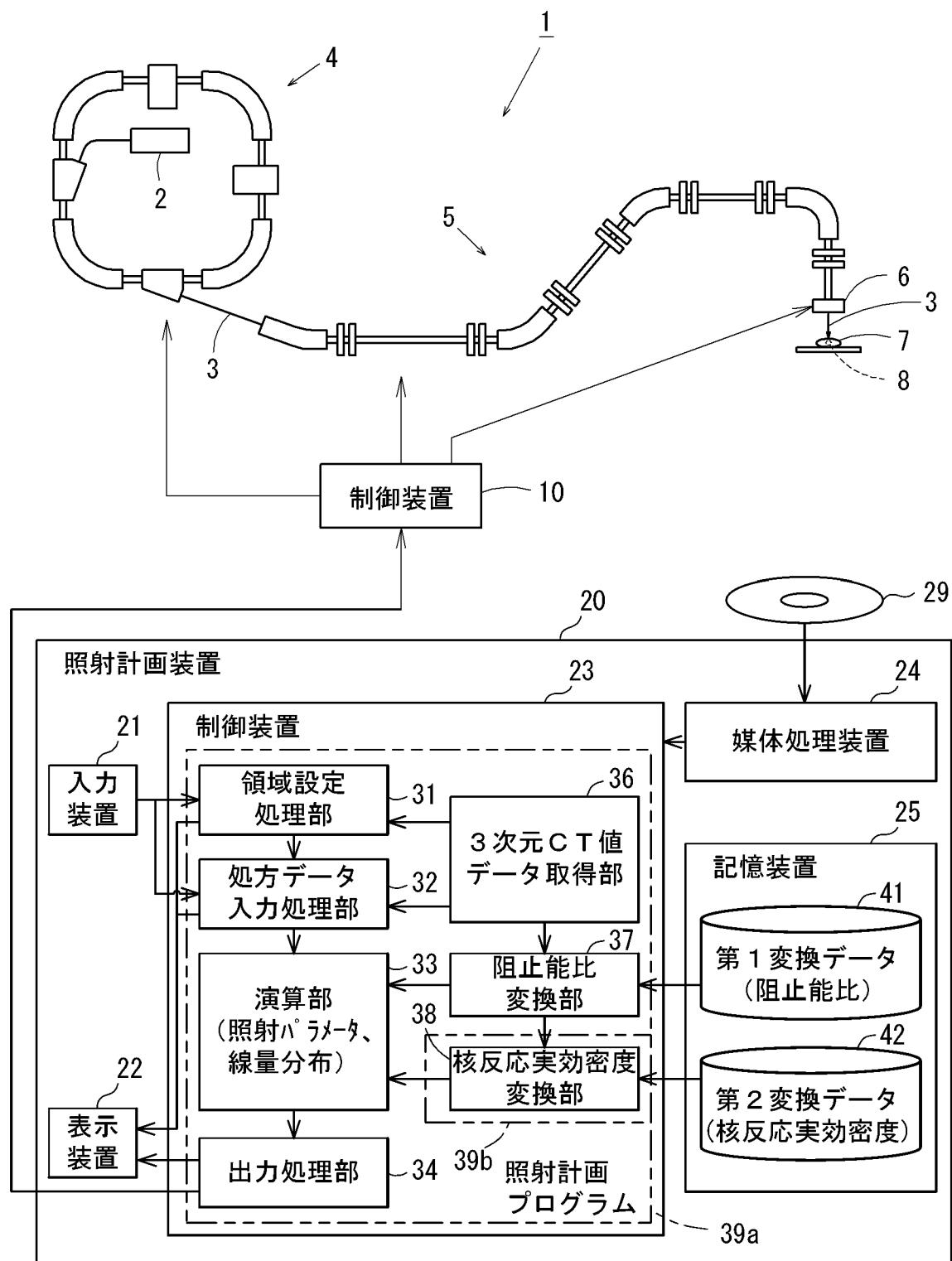
[図5]



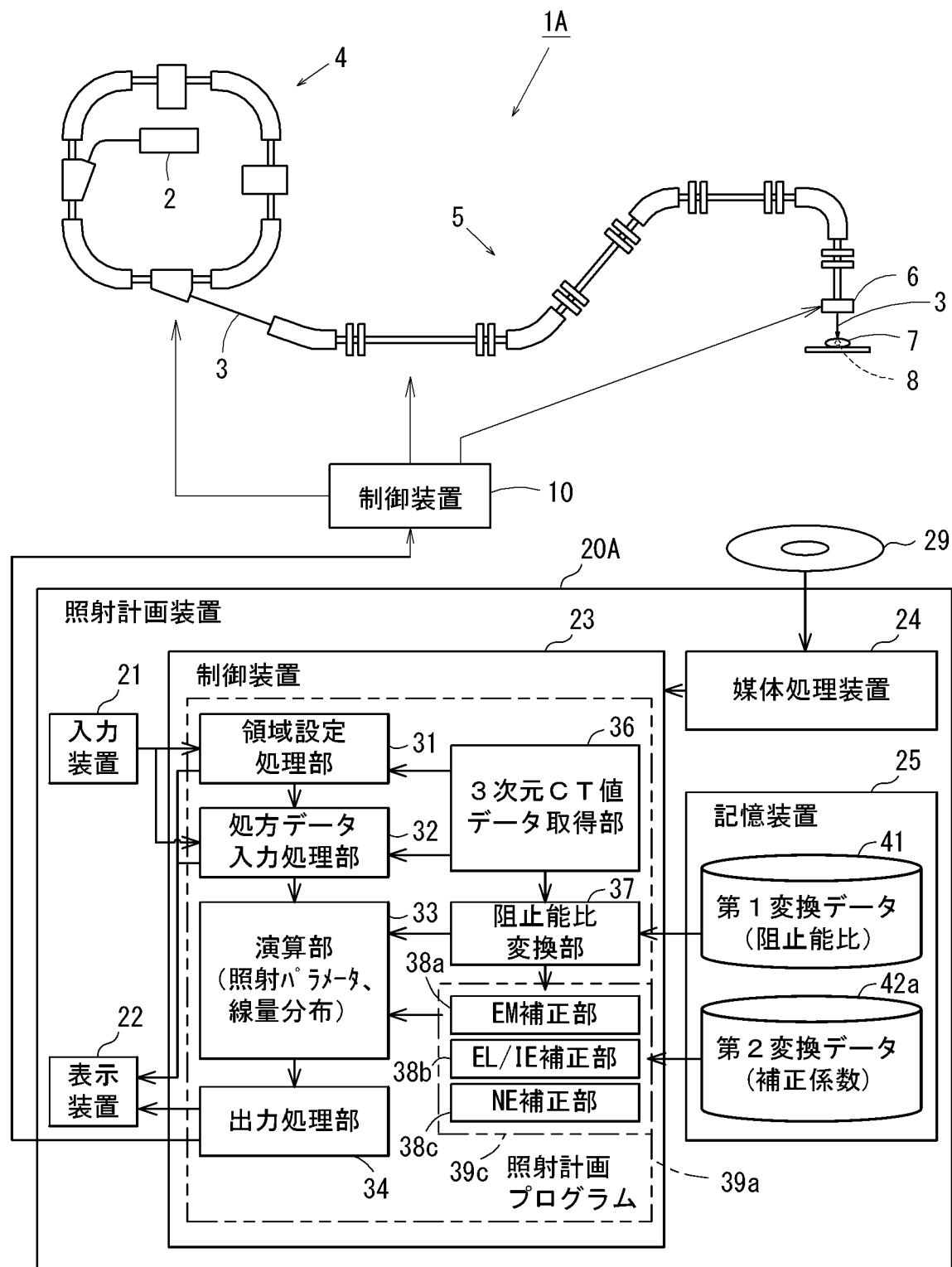
[図6]



[図7]



[図8]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/005352

**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 1996–2016  
 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971–2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994–2016

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 2012/120636 A1 (Mitsubishi Electric Corp.), 13 September 2012 (13.09.2012), paragraphs [0027] to [0045]; fig. 5 to 14 & US 2012/0313002 A1 paragraphs [0046] to [0065]; fig. 5 to 14 & TW 201236712 A & CN 103338819 A	1, 7–9
A	JP 2013-519452 A (Loma Linda University Medical Center), 30 May 2013 (30.05.2013), entire text; all drawings & US 2011/0220794 A1 & WO 2011/100628 A2 & EP 2534471 A1 & AU 2011215659 A & IL 221397 D	1–9

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	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search  
04 January 2016 (04.01.16)

Date of mailing of the international search report  
12 January 2016 (12.01.16)

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/JP2015/005352

## 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 2013-252420 A (Toshiba Corp.), 19 December 2013 (19.12.2013), entire text; all drawings & US 2013/0329856 A1 & WO 2013/154162 A & EP 2837406 A1 & CN 103458967 A	1-9
A	WO 2012/032609 A1 (National Institute of Radiological Sciences), 15 March 2012 (15.03.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-9
A	WO 2011/162021 A1 (National Institute of Radiological Sciences), 29 December 2011 (29.12.2011), entire text; all drawings & JP 5521225 B	1-9

## 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

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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 2012/120636 A1 (三菱電機株式会社) 2012.09.13, 段落 [0027] - [0045], 図5-14 & US 2012/0313002 A1, 段落 [0046]-[0065], 図5-14, & TW 201236712 A & CN 103338819 A	1, 7-9
A	JP 2013-519452 A (ローマ リンダ ユニヴァーシティ メディカル センター) 2013.05.30, 全文, 全図 & US 2011/0220794 A1 & WO 2011/100628 A2 & EP 2534471 A1 & AU 2011215659 A & IL 221397 D	1-9

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 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. 01. 2016

## 国際調査報告の発送日

12. 01. 2016

## 国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

## 特許庁審査官（権限のある職員）

3 I 8918

井上 哲男

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

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
A	JP 2013-252420 A (株式会社東芝) 2013.12.19, 全文, 全図 & US 2013/0329856 A1 & WO 2013/154162 A & EP 2837406 A1 & CN 103458967 A	1 - 9
A	WO 2012/032609 A1 (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2012.03.15, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1 - 9
A	WO 2011/162021 A1 (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2011.12.29, 全文, 全図 & JP 5521225 B	1 - 9