

(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
2014 年 8 月 7 日(07.08.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/119050 A1

- (51) 国際特許分類:
A61N 5/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/077640
- (22) 国際出願日: 2013 年 10 月 10 日(10.10.2013)
- (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 2013-014153 2013 年 1 月 29 日(29.01.2013) JP
- (71) 出願人: 株式会社日立製作所 (HITACHI, LTD.)
[JP/JP]; 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目
6 番 6 号 Tokyo (JP). 国立大学法人北海道大学
(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION
HOKKAIDO UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒0600808 北海
道札幌市北区北 8 条西 5 丁目 Hokkaido (JP).
- (72) 発明者: ▲高▼柳 泰介 (TAKAYANAGI Taisuke);
〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 6
号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 松田 浩
二 (MATSUDA Koji); 〒1008280 東京都千代田区丸
の内一丁目 6 番 6 号 株式会社日立製作所内
Tokyo (JP). 品川 亮介 (SHINAGAWA Ryosuke); 〒
1008280 東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 6 号

株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 中島 千博
(NAKASHIMA Chihiro); 〒1008280 東京都千代田区
丸の内一丁目 6 番 6 号 株式会社日立製作所内
Tokyo (JP). 西村 荒雄 (NISHIMURA Arao); 〒
1008280 東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 6 号
株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 白土 博樹
(SHIRATO Hiroki); 〒0600808 北海道札幌市北区北
8 条西 5 丁目 国立大学法人北海道大学内
Hokkaido (JP). 松浦 妙子 (MATSUURA Taeko); 〒
0600808 北海道札幌市北区北 8 条西 5 丁目 国
立大学法人北海道大学内 Hokkaido (JP). 清水 伸
一 (SHIMIZU Shinichi); 〒0600808 北海道札幌市北
区北 8 条西 5 丁目 国立大学法人北海道大学内
Hokkaido (JP). 鬼丸 力也 (ONIMARU Rikiya); 〒
0600808 北海道札幌市北区北 8 条西 5 丁目 国
立大学法人北海道大学内 Hokkaido (JP). 梅垣 菊
男 (UMEGAKI Kikuo); 〒0600808 北海道札幌市北
区北 8 条西 5 丁目 国立大学法人北海道大学内
Hokkaido (JP).

(74) 代理人: 春日 譲 (KASUGA Yuzuru); 〒1030023 東
京都中央区日本橋本町三丁目 4 番 1 号トリイ日
本橋ビル Tokyo (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,

[続葉有]

(54) Title: PARTICLE-BEAM THERAPY SYSTEM

(54) 発明の名称: 粒子線治療システム

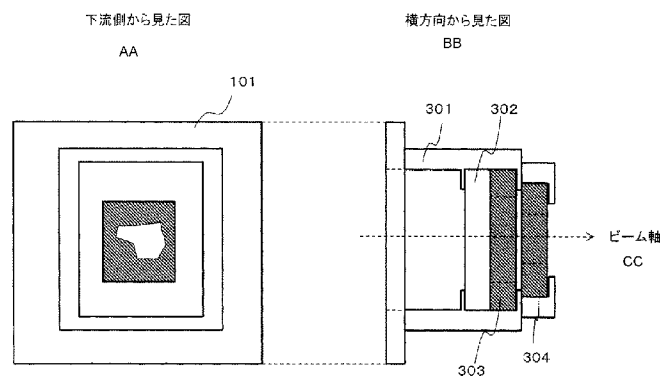


FIG. 3
AA As seen from downstream
BB As seen from widthwise direction
CC Beam axis

(57) Abstract: This particle-beam therapy system is provided with an exposure compensation device for short-range regions, said exposure compensation device comprising an energy absorber, a first collimator, and a second collimator. The exposure compensation device is characterized by the provision of a mechanism for mounting and removing the energy absorber, the first collimator, and the second collimator. The first collimator is positioned upstream where the beam is narrow, thereby keeping the width of the compensation device down and helping reduce the form factor and weight thereof. The second collimator is positioned downstream, thereby helping reduce the size of the penumbra.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2014/119050 A1



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, KE, KG, 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, 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.

MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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).

添付公開書類:

(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,

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

本発明の粒子線治療システムはエネルギー吸収体、第一のコリメータ及び第二のコリメータで構成される短飛程領域への照射補償装置を備えた。前記照射補償装置は前記エネルギー吸収体、第一のコリメータ及び第二のコリメータの着脱機構を備えることを特徴とする。第一のコリメータは、ビーム径の小さな上流側に配置することで前記補償装置の横幅を抑えることができ、短前記補償装置の小型・軽量化に寄与する。第二のコリメータは、下流側に設置することでペナンプラの改善に寄与する。

明 細 書

発明の名称：粒子線治療システム

技術分野

[0001] 本発明は、粒子線治療システムに関する。

背景技術

[0002] 粒子線治療では、スキャンニング照射法が普及しつつある。スキャンニング照射法では、標的を微少領域（以下、スポット）に分割して考え、スポット毎に細径のビームを照射する。あるスポットに既定の線量が付与されると、ビームの照射を停止し、次のスポットに向けてビームを走査する。ビームをビーム進行方向（以下、深さ方向）と垂直な方向（以下、横方向）に走査する場合は、走査電磁石を用いる。ある深さについてすべてのスポットに既定線量が付与されると、ビームを深さ方向に走査する。ビームを深さ方向に走査する場合は、加速器もしくはレンジシフタでビームのエネルギーを変更する。最終的に、全てのスポット、即ち標的全体に一樣な線量が付与される。

[0003] スポット毎のビームは、横方向に対して2次元ガウス分布状の広がりを持つ。1 σ はアイソセンタ面において3～20mm程度であり、高エネルギーのビームほど小さい。低エネルギーのビームは多重クーロン散乱による単位距離あたりの角度発散量が大きく、照射野形成装置内を通過する過程でビーム径が増大する。

[0004] 従って、被照射体の表面から浅い位置（以下、短飛程領域）にある標的に対しては、線量分布形成に低エネルギーのビームを用いるため、ペナンプラが増加する。ペナンプラは標的外又は標的と正常組織との境界近傍の領域において付与線量が80%から20%に低下するまでの横方向の距離を示し、ビーム径と正の相関を持つ。ここで、標的中心近傍の付与線量を100%とした。ペナンプラが小さいほど標的形状に合致した高精細な線量分布といえる。

[0005] このような課題に対して、非特許文献1では被照射体の上流にエネルギー

吸収体を設置する手法が提示されている。この手法では、短飛程領域の標的に対しても高エネルギーのビームを照射し、エネルギー吸収体により被照射体への入射直前にビームエネルギーを低下させる。低エネルギー状態でのビームのドリフト距離を抑えられるため、ビーム径を抑制し、ペナンプラを改善できる。また、非特許文献2には、コリメータを用いて標的外に入射するビームを遮蔽し、ペナンプラの改善を図る手法が提示されている。

先行技術文献

非特許文献

[0006] 非特許文献1: U. Titt, et al., “Adjustment of the lateral and longitudinal size of scanned proton beam spot using a pre-absorber to optimize penumbrae and delivery efficiency” Phys. Med Biol. 55 (2010) 7097-7106.

非特許文献2: M. Bues, et al., “Therapeutic step and shoot proton beam spot-scanning with a multi-leaf collimator: a monte carlo study” Radiat. Prot. Dosim. 115 164-9.

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 非特許文献1のエネルギー吸収体と非特許文献2のコリメータを併用すると、短飛程領域へのスキニング照射においてペナンプラをさらに改善できると考えられる。しかしながら、照射野形成装置へのこれら2つの装置の着脱方法について課題があった。被照射体の表面から深い位置、即ち短飛程領域外の標的に対してはこれら2つの装置を使用しないため、ビーム通過領域から取り除く必要がある。

[0008] エネルギー吸収体の駆動装置やマルチリーフコリメータを照射野形成装置内に備えると、装置の着脱が自動化され、操作者の負担を軽減できる。しかしながら、照射野形成装置が深さ方向に大型化するため、照射野形成装置内でのビームのドリフト距離が増加し、高エネルギー条件においてビーム径が

増大する。従って、短飛程領域への照射ではエネルギー吸収体及びコリメータの働きによってペナブラを改善できるものの、短飛程領域外への照射では逆にペナブラが増加する。また、照射野形成装置の大型化に伴って回転ガントリーも大型化し、粒子線治療システムのコストが増大する。

[0009] 照射野形成装置の先端部分にアプリケーションタの設置治具を設け、操作者が手動でアプリケーションタの着脱を実施する場合には、こうした課題を解決できる。ここで、エネルギー吸収体とコリメータで構成される短飛程領域への照射補償装置をアプリケーションタと称する。しかしながら、スキャニング照射法により照射野を形成する照射野形成装置は、一般的に横方向に対して400mm×300mmの範囲にビームを走査可能であり、こうした仕様に対応するアプリケーションタは大型且つ重量物となる。従って、照射野形成装置へのアプリケーションタの手動着脱は操作者の多大な負担となる。

[0010] 本発明は、コストの増加、短飛程領域外でのペナブラ増加、操作者の負担増加を伴うことなく、短飛程領域でのペナブラを改善することができるスキャニング照射法により照射野を形成する照射野形成装置を備えた粒子線治療システ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

[0011] 上記課題を解決するため、本発明の粒子線治療システムは、スキャニング照射法により照射野を形成する照射野形成装置と、エネルギー吸収体、第一のコリメータ、第二のコリメータ、前記エネルギー吸収体、前記第一のコリメータ及び前記第二のコリメータの着脱機構を有する短飛程領域への照射補償装置とを備え、前記照射野形成装置は、前記照射補償装置の着脱機構を有したことを特徴とする。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、スキャニング照射法により照射野を形成する照射野形成装置を備えた粒子線治療システムにおいて、コストの増加、短飛程領域外でのペナブラ増加、操作者の負担増加を伴うことなく、短飛程領域でのペナブラを改善することができる。

図面の簡単な説明

- [0013] [図1]本発明の一実施形態による粒子線治療システムの全体構成を示すブロック図である。
- [図2]本発明の一実施形態による照射野形成装置の概略図である。
- [図3]本発明の一実施形態による短飛程アプリケータの概略図である。
- [図4]本発明の一実施形態による支持フレームの概略図である。
- [図5]本発明の一実施形態によるコリメータ A 及びコリメータ B の概略図である。
- [図6]本発明の一実施形態によるエネルギー吸収体の概略図である。
- [図7]本発明の一実施形態によるエネルギー吸収体及びコリメータ A の概略図である。
- [図8]本発明の一実施形態によるエネルギー吸収体及びコリメータ A の他の例の概略図である。
- [図9]本発明の一実施形態による照射野形成装置への短飛程アプリケータの設置方法の一例を示す概略図である。
- [図10]本発明の一実施形態による照射野形成装置への短飛程アプリケータの設置方法の一例を示す概略図である。
- [図11]本発明の一実施形態による照射野形成装置への短飛程アプリケータの設置方法の他の一例を示す概略図である。
- [図12]本発明の一実施形態によるコリメータ A 及びコリメータ B の一例の概略図である。
- [図13]本発明の一実施形態による治療計画の手順を示すフローチャート図である。
- [図14]本発明の一実施形態による治療計画装置の概略図である。
- [図15]本発明の一実施形態による短飛程アプリケータ使用時のインターロック機構を示すブロック図である。
- [図16]本発明の一実施形態による短飛程アプリケータ使用時のインターロック機構の働きを示すフローチャート図である。

発明を実施するための形態

- [0014] 以下、図 1 乃至図 16 を用いて、本発明の一実施形態による粒子線治療システムの構成及び動作について説明する。図 1 は、本発明の一実施形態による粒子線治療システムの全体構成を示すブロック図である。粒子線治療システムは、短飛程領域への照射補償装置（以下、短飛程アプリケーション）101 と、陽子線照射装置 102 とを備えている。本実施例では、陽子線照射装置 102 を例に説明するが、本発明は陽子より質量の重い粒子（炭素線など）を用いた重粒子線照射装置にも適用できる。
- [0015] 図 1 に示すように、陽子線照射装置 102 は、陽子線発生装置 103、陽子線輸送装置 104 及び回転式照射装置 105 を有する。なお、本実施例では回転ガントリーを備える回転式照射装置 105 を例に説明するが、照射装置は固定式であってもよい。
- [0016] 陽子線発生装置 103 は、イオン源 106、前段加速器 107（例えば、直線加速器）及びシンクロトロン 108 を有する。イオン源 106 で発生した陽子イオンは、まず、前段加速器 107 で加速される。前段加速器 107 から出射した陽子線（以下、ビーム）は、シンクロトロン 108 で所定のエネルギーまで加速された後、出射デフレクタ 109 から陽子線輸送装置 104 に出射される。最終的に、ビームは、回転式照射装置 105 を経て被照射体に照射される。回転式照射装置 105 は、回転ガントリー（図示せず）及び照射野形成装置 110 を有する。回転ガントリーに設置された照射野形成装置 110 は、回転ガントリーと共に回転する。陽子線輸送装置 104 の一部は、回転ガントリーに取り付けられている。本実施例では、陽子線の加速装置としてシンクロトロン 108 を採用したが、サイクロトロンや直線加速器であってもよい。
- [0017] 次に、本実施例の照射野形成装置 110 によって実現される、スキャンング照射法の概要を説明する。スキャンング照射法では、照射範囲を微小領域（スポット）に分割し、スポット毎にビームを照射する。スポットに既定線量が付与されると、照射を停止して次の既定スポットに向けてビームを走査

する。横方向へのビーム走査には照射野形成装置 110 に搭載した走査電磁石（図示せず）を用いる。ある深さについてすべてのスポットに既定線量を付与すると、照射野形成装置 110 は深さ方向にビームを走査する。シンクロトロン 108 もしくは照射野形成装置 110 等に搭載したレンジシフタ（図示せず）を用いてビームのエネルギーを変更することで、深さ方向へのビーム走査は実現される。このような手順を繰り返し、最終的に一様な線量分布が形成される。

[0018] スポット毎のビームの横方向線量分布は、アイソセクタ面において $1\sigma = 3\text{ mm} \sim 20\text{ mm}$ のガウス分布状に広がっている。本実施例では、走査電磁石を励磁しない状態においてビームの中心が通過する直線をビーム軸と定義する。また、回転式照射装置 105 の回転軸とビーム軸との交点をアイソセクタと定義する。

[0019] 図 2 に示すように、照射野形成装置 110 の先端部分には短飛程アプリケーションタ設置用のスロット C201 が備わる。

[0020] 図 3 に短飛程アプリケーションタの概略図を示す。短飛程アプリケーションタ 101 は支持フレーム 301、エネルギー吸収体 302、第一のコリメータ 303（以下、コリメータ A）、第二のコリメータ 304（以下、コリメータ B）で構成され、短飛程領域へのビーム照射時において、ペナンプラを改善する目的で照射野形成装置 110 に設置される。図 4 に示すように、支持フレーム 301 には、エネルギー吸収体 302 及びコリメータ A 303 を納めるスロット A401、コリメータ B 304 を納めるスロット B402 が備わる。

[0021] 本発明の特徴は、機能に応じて短飛程アプリケーションタ 101 のコリメータをコリメータ A 303 とコリメータ B 304 に分割したことにある。ペナンプラを改善するには、コリメータをできるだけ下流側に設置する事が求められる。しかしながら、下流側ほどビーム径が増大するため、漏えいビームの遮蔽にはより横幅が広く、重量の大きなコリメータが必要になる。そこで、コリメータを a) 漏えいビームの遮蔽機能を持ったコリメータ（コリメータ A 303）と、b) 標的形狀に沿ってビームの横方向（ビーム進行方向に対し

て垂直な方向)形状を成型し、ペナンプラを改善する機能を持ったコリメータ(コリメータB304)に分割し、上記課題を解決した。コリメータA303は、ビーム径の小さな上流側に配置することで横幅を抑えることができ、短飛程アプリケーション101の小型・軽量化に寄与する。コリメータB304は、下流側に設置することでペナンプラの改善に寄与する。コリメータB304には漏えいビームの遮蔽機能が不要なため、図3にも示すようにコリメータA303ほどの横幅は必要ない。また、コリメータが分割され、支持フレーム301に対して個別に取り付ける構造となることから、パーツ毎の重量が減少し、操作者の負担がさらに軽減される。

[0022] 図5を用いてコリメータA303及びコリメータB304の構造を説明する。照射野周辺に漏えいするビームを遮蔽するため、コリメータAには厚さ20mmの真鍮板を用いる。照射野外に漏えいしたビームのみを遮蔽するため、コリメータA303の中心部分には開口部501が設けられている。本実施例では、深さ100mm以下の領域を照射する場合のみ短飛程アプリケーション101を使用するため上記仕様で十分な遮蔽効果が得られるが、使用条件によってはコリメータA303の材質及び厚みを変更する必要がある(例えば、より深い領域の照射にも短飛程アプリケーションを適用する場合には、厚みを増やす必要がある)。

[0023] コリメータA303と同様に、コリメータB304には厚さ20mmの真鍮板を用いる。標的形状に沿ってビームの横方向形状を成型し、線量分布のペナンプラを改善する目的で使用される。図5に示すように、標的形状に合わせてコリメータB304には患者固有の開口部502が開けられる。コリメータA303と同様に、本実施例では、深さ100mm以下の領域を照射する場合のみ短飛程アプリケーション101を使用するため上記仕様で十分な効果が得られるが、使用条件によってはコリメータB304の材質及び厚みを変更する必要がある。

[0024] 図6はエネルギー吸収体302の概略図を示す。本実施例では、エネルギー吸収体302として水等価厚40mmのABS樹脂を用いるが、使用条件

等に応じて材質、水等価厚の異なるものを用いてもよい。また、図6に示すように、本実施例のエネルギー吸収体302は中心部分が下流側にせり出しており（中心凸部601を有する）、図7に示すようにコリメータA303と一体化する構造となっている。ビーム径を低減するには、低エネルギー状態でのビームのドリフト距離を短縮するためエネルギー吸収体302をできるだけ下流側に設置することが有効である。ただし、エネルギー吸収体302を図8のような平板状の形態としても良い。この場合、図6、図7と比較してエネルギー吸収体302が上流側に位置するため、ビーム径が増加するデメリットはあるものの、エネルギー吸収体302の製作が容易になり短飛程アプリケーション101の製造コストが低下する。

[0025] 図9及び図10を用いて、照射野形成装置110への短飛程アプリケーション101の設置手順を示す。図9に示すように、まず、照射野形成装置110の先端部分に備わるスロットC201に対して、支持フレーム301のジョイント部901を横方向からスライドさせて取り付け、ボルト等の固定具（図示せず）で固定する。このとき、エネルギー吸収体302、コリメータ303A及びコリメータB304は支持フレーム301から取り外されている。次に、図10に示すようにコリメータA303と一体構造のエネルギー吸収体302をスロットA401に対して横方向からスライドさせて取り付け、固定具（図示せず）で固定する。最後に、コリメータB304をスロットB402に対して横方向からスライドさせて取り付け、固定具（図示せず）で固定する。

[0026] 本実施例では、短飛程アプリケーション101の設置方法及び手順を上記のように想定したが、エネルギー吸収体302、コリメータA303及びコリメータB304を照射野形成装置110に確実に固定できる方法であれば、同様の効果が得られる。

[0027] 図11に示すように、エネルギー吸収体302、コリメータA303及びコリメータB304を深さ方向に複数に分割し、支持フレーム301に対して個別に設置する構造としても本実施例と同様の効果が得られる。1パーツ

あたりの重量が減るため、短飛程アプリケーション 101 設置時における操作者の負担がさらに軽減する。

[0028] 陽子線照射装置 101 はアイソセンタ面において 400 mm × 300 mm の範囲にビームを照射できるため、想定される全照射条件に対して汎用の短飛程アプリケーション 101 を採用すると、エネルギー吸収体 302、コリメータ A 303 及びコリメータ B 304 を大型化しなくてはならない。そこで、本実施例の粒子線治療システムでは、図 12 に示すように治療部位毎（例えば、頭頸部、背骨など）に専用形状の短飛程アプリケーション 101 を備える。放射線治療で要求される照射野形状は、治療部位毎に概ね決まっている。従って、短飛程アプリケーション 101 を治療部位毎の専用形状とすれば、短飛程アプリケーション 101 を各治療に対し必要十分なサイズに小型化できる。短飛程アプリケーション 101 設置時において操作者の負担をさらに低減できる。

[0029] 図 13 に示す治療計画のフローチャート及び図 14 に示す本実施例の粒子線治療システムに備わる治療計画装置の概要図を用いて、短飛程アプリケーション 101 適用時における治療計画の手順を示す。図 14 に示すように、治療計画装置 1401 は、短飛程アプリケーション 101 の使用の有無及び使用する短飛程アプリケーション 101 の種類を選択するための操作画面 1402 を表示し、表示した操作画面 1402 で選択された短飛程アプリケーション 101 の使用の有無及び使用する短飛程アプリケーション 101 の種類を処方箋に記録して照射制御装置 1503（図 15 参照）に出力する。また、治療計画装置 1401 は、短飛程アプリケーション 101 を使用する場合、最適化計算の際に、使用できるスポットの配置および使用できる陽子線発生装置 103 からの出射ビームを、使用する短飛程アプリケーション 101 に応じた範囲に制限する。更に、治療計画装置 1401 は、治療部位毎に専用形状の短飛程アプリケーション 101 に関する情報や、操作画面 1402 で選択された短飛程アプリケーション 101 の使用の有無及び使用する短飛程アプリケーション 101 の種類を記録する。

まず、操作者は治療計画装置 1401 に被照射体の X 線 CT 画像情報を入

力し、操作画面 1402 に表示する（ステップ 1301）。次に、操作者は操作画面 1402 上の CT 画像 1403 を確認しながら、マウス等のユーザーインターフェース（図示せず）を用いて照射方向（即ち、回転ガントリーの角度）及び標的の範囲を指定する（ステップ 1302）。本実施例では X 線 CT 画像情報を用いたが、被照射体の内部構造を確認可能な画像であれば同様の効果が得られる。

[0030] 短飛程アプリケーション 101 を使用しない場合、操作者が操作画面上 1402 の最適化ボタン 1404 をクリックすることで、治療計画装置は指定された標的内に一様且つ十分な量の線量を付与するための適切なスポットの配置、各スポットへの照射ビームエネルギー、ビーム照射量を算出し、算出結果を処方箋として出力する（ステップ 1303）。

[0031] 一方、短飛程アプリケーション 101 を使用する場合、操作者は操作画面 1402 上の該当する短飛程アプリケーション使用チェックボックス 1405 をチェックする（ステップ 1304）。例えば、コリメータ A の横幅 250 mm × 250 mm である頭頸部用短飛程アプリケーションの欄 1405 a にチェックを入れると、治療計画装置 1401 は処方箋の作成時に実施する最適化計算の際、使用できるスポットの配置を 200 mm × 200 mm 以内に制限する。また、最適化計算の際、使用できる陽子線発生装置 103 からの出射ビームを飛程 100 mm 以下に制限する。その後、最適化ボタン 1404 をクリックすると、治療計画装置 1401 からは、スポットの配置が 200 mm × 200 mm 以内、ビーム飛程が 100 mm 以下に制限された処方箋が出力される（ステップ 1303）。また、処方箋には短飛程アプリケーションの種類に関する情報（例えば、頭頸部用、背骨用など）も記載される。

[0032] このように、本実施例の治療計画装置 1401 は、短飛程アプリケーション 101 設置時の誤照射を防止する機能を有する。前述のように、本実施例の短飛程アプリケーション 101 は小型化のため治療部位毎に専用形状としている。しかしながら、陽子線照射装置 102 はアイソセンタ面において 400 mm × 300 mm の範囲にビーム照射可能な性能を有しているため、コリメータ

A 3 0 3 の外側への万が一のビーム照射を防止する機能が必須である。なお、本実施例では横幅 2 5 0 m m × 2 5 0 m m の短飛程アプリータに対してスポットの配置制限を 2 0 0 m m × 2 0 0 m m 以内としたが、ビーム径や漏えい線量のクライテリアに応じて変更する必要がある。

[0033] また、本実施例ではコリメータ A 3 0 3 およびコリメータ B 3 0 4 の厚みを 2 0 m m としている。陽子線照射装置 1 0 2 はこの厚みを容易に透過可能な飛程 3 0 0 m m までのビームを照射可能な性能を有しているため、本実施例のように、操作者のミス等により高エネルギーのビーム、即ち飛程の長いビームが照射されてしまう事を防止する機能は必須である。本実施例では飛程の制限を 1 0 0 m m 以下としたが、エネルギー吸収体 3 0 2、コリメータ A 3 0 3 及びコリメータ B 3 0 4 の厚みによって変更する必要がある。

[0034] 本実施例では、陽子線照射装置 1 0 2 及び短飛程アプリータ 1 0 1 も誤照射防止のインターロック機構を備える。図 1 5 のブロック図に示すように、照射野形成装置 1 1 0 先端部のスロット C 2 0 1 にはセンサ 1 5 0 1、支持フレーム 3 0 1 の接続部 9 0 1 には I C チップ（第一センサ） 1 5 0 2 が備わる。I C チップ 1 5 0 2 には短飛程アプリータ 1 0 1 の種類（例えば、頭頸部用、背骨用など）に関する情報が記録されている。前述の手順に従って支持フレーム 3 0 1 を照射野形成装置 1 1 0 に接続すると、センサ 1 5 0 1 が I C チップ 1 5 0 2 の情報を読み取って照射制御装置 1 5 0 3 に送信する。一方、スロット A 4 0 1 及びスロット B 4 0 2 には、エネルギー吸収体 3 0 2、コリメータ A 3 0 3 及びコリメータ B 3 0 4 の着脱状況を監視するため、リミットスイッチ（第二センサ） 1 5 0 4 が備わる。リミットスイッチ 1 5 0 4 からは、エネルギー吸収体 3 0 2、コリメータ A 3 0 3 及びコリメータ B 3 0 4 が支持フレーム 3 0 1 に正しく設置されている場合にのみ、センサ 1 5 0 1 を介して照射制御装置 1 5 0 3 に対して信号が出力される。

[0035] 図 1 6 は、上記インターロック機能の働きを示すフローチャート図である。まず、被照射体へのビーム照射を実施するため、操作者が、治療計画装置

1401から照射制御装置1503に処方箋を入力するよう操作する（ステップ1601）。すると、照射制御装置1503は処方箋から今回のビーム照射における短飛程アプリケーション101適用の有無と、適用予定の短飛程アプリケーション101の種類を読み取る。さらに、照射制御装置1503は読み取った前記情報を照射野形成装置110のセンサ1501から出力されたICチップ1502の情報と照合する（ステップ1602）。処方箋と同じ短飛程アプリケーション101が照射野形成装置110に設置されていることを確認したのち、照射制御装置1503は全リミットスイッチ1504から信号が出力されていることを確認する（ステップ1603）。全リミットスイッチ1504から信号が出力されている事を確認したのち、照射制御装置1503は陽子線照射装置102に対してビーム照射開始許可信号を送信する（ステップ1604）。本実施例ではICチップ1502とセンサ1501を用いたが、短飛程アプリケーション101の種類を識別できる方法であれば同様の効果が得られる。また、本実施例ではリミットスイッチ1504を用いたが、各機器の着脱状況を監視できる方法であれば同様の効果が得られる。

[0036] 本発明の粒子線治療システムを用いた短飛程領域へのビーム照射の手順を示す。まず、治療室（図示せず）に備わる患者カウチ（図示せず）に被照射体を固定する。患者カウチは6軸方向に可動し、操作者により被照射体を任意の位置に移動できる。次に、回転ガントリーに取り付けられたレーザーマーカ（図示せず）やX線撮影装置（図示せず）により、被照射体の現在位置と治療計画時の位置とのズレ量を算出し、患者カウチを動作させてズレ量を十分低減させる。さらに、前述の手順に従って短飛程アプリケーション101を照射野形成装置110に設置し、治療計画時と同じ角度まで回転ガントリーを回転させる。上記治療室での作業後、操作者は照射制御室（図示せず）に移動する。最後に、治療計画装置1401を用いて事前に作成した処方箋を照射制御装置1503に入力し、ビーム照射を開始する。短飛程アプリケーション101が正しく照射野形成装置110に設置されている事を確認したのち、照射制御装置1503は陽子線照射装置102にビーム照射許可信号を送

信する。ビーム照射許可信号を受信したのち、前述のスキャンング照射法の手順に従い、陽子線照射装置 102 は処方箋に記載された情報に基づいて各スポットに対して順番にビームを照射する。

[0037] このように、本発明によれば、スキャンング照射法により照射野を形成する照射野形成装置を備えた粒子線治療システムにおいて、コストの増加、短飛程領域外でのペナンプラ増加、操作者の負担増加を伴うことなく、短飛程領域でのペナンプラを改善する。また、短飛程アプリケーションの適用によりブラッグピークの幅が増加するため、拡大ブラッグピーク形成に必要な深さ方向へのスポット数が減少し、線量率が向上する。さらにまた、ブラッグピーク幅の拡大により、標的内線量一様度に対するロバスト性が向上する。

[0038] なお、本発明は上記の実施形態に限られず、種々の変形、応用が可能なものである。

符号の説明

[0039] 101…照射補償装置（短飛程アプリケーション）、
102…陽子線照射装置、
103…陽子線発生装置、
104…陽子線輸送装置、
105…回転式照射装置、
106…イオン源、
107…前段加速器、
108…シンクロトロン、
109…出射デフレクタ、
110…照射野形成装置、
201…スロットC、
301…支持フレーム、
302…エネルギー吸収体、
303…コリメータA、
304…コリメータB、

4 0 1 …スロット A、
4 0 2 …スロット B、
5 0 1 …コリメータ A の開口部、
5 0 2 …コリメータ B の開口部、
6 0 1 …エネルギー吸収体の中心凸部、
9 0 1 …支持フレームのジョイント部、
1 3 0 1 …治療計画の手順、
1 3 0 2 …治療計画の手順、
1 3 0 3 …治療計画の手順、
1 3 0 4 …治療計画の手順、
1 4 0 1 …治療計画装置、
1 4 0 2 …操作画面、
1 4 0 3 …被照射体の X 線 C T 画像、
1 4 0 4 …最適化ボタン、
1 4 0 5 …短飛程アプリケーションの使用の有無を示すチェックボックス、
1 4 0 5 a …使用する短飛程アプリケーションの種類を示すチェックボックス、
1 5 0 1 …センサ、
1 5 0 2 …I C チップ、
1 5 0 3 …照射制御装置、
1 5 0 4 …リミットスイッチ、
1 6 0 1 …ビーム照射までの手順、
1 6 0 2 …ビーム照射までの手順、
1 6 0 3 …ビーム照射までの手順、
1 6 0 4 …ビーム照射までの手順。

請求の範囲

- [請求項1] 粒子線治療システムであって、
- スキャニング照射法により照射野を形成する照射野形成装置と、
- エネルギー吸収体、第一のコリメータ、第二のコリメータ、前記エネルギー吸収体、前記第一のコリメータ及び前記第二のコリメータの着脱機構を有する短飛程領域への照射補償装置とを備え、
- 前記照射野形成装置は、前記照射補償装置の着脱機構を有したことを特徴とする粒子線治療システム。
- [請求項2] 請求項1に記載の粒子線治療システムにおいて、
- 横方向の形状が異なる少なくとも2種類以上の前記エネルギー吸収体、前記第一のコリメータ及び前記第二のコリメータを有する前記照射補償装置を更に備えた
- ことを特徴とする粒子線治療システム。
- [請求項3] 請求項1又は請求項2に記載の粒子線治療システムにおいて、
- 処方箋作成時において、最適化計算の際に前記照射補償装置の使用の有無及び使用する前記照射補償装置の種類を選択し、この選択した前記照射補償装置の使用の有無及び使用する前記照射補償装置の種類を前記処方箋に記録して出力する治療計画装置を更に備えた
- ことを特徴とする粒子線治療システム。
- [請求項4] 請求項3に記載の粒子線治療システムにおいて、
- 前記照射補償装置を使用することが選択された場合、スポットを配置可能な範囲及び使用可能な出射ビームエネルギーを前記照射補償装置毎に制限して最適化計算する前記治療計画装置を更に備えた
- ことを特徴とする粒子線治療システム。
- [請求項5] 請求項3又は請求項4に記載の粒子線治療システムにおいて、
- 陽子線照射装置と、
- 前記照射補償装置の着脱状況及び設置された前記照射補償装置の種類を監視して照射制御装置に出力する第一センサを有する前記照射野

形成装置と、

前記治療計画装置から出力された前記処方箋が入力されると、入力された前記処方箋に記録された、最適化計算の際に選択した前記照射補償装置の使用の有無及び前記照射補償装置の種類の情報と、前記第一センサから出力された前記照射野形成装置における前記照射補償装置の着脱状況及び設置した前記照射補償装置の種類的情報とを照合し、両者が一致する場合のみ前記陽子線照射装置に対してビーム照射を許可する前記照射制御装置とを更に備えた

ことを特徴とする粒子線治療システム。

[請求項6]

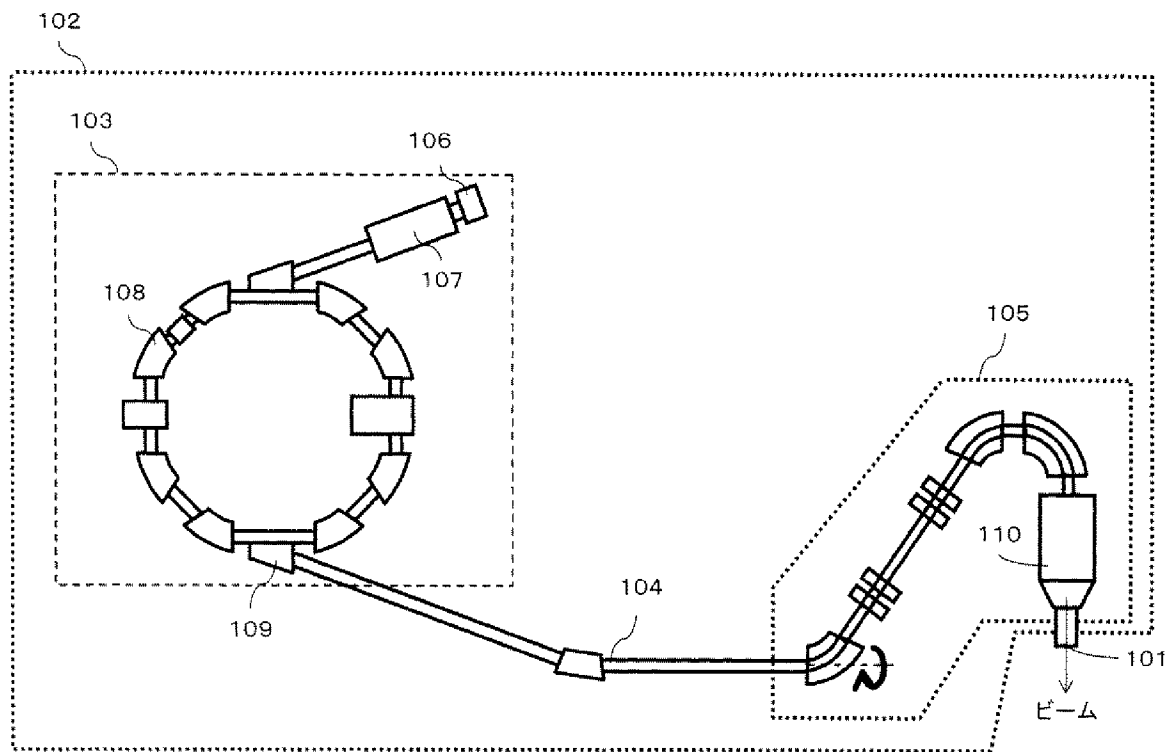
請求項5に記載の粒子線治療システムにおいて、

前記エネルギー吸収体、前記第一のコリメータ及び前記第二のコリメータの着脱状況を監視して前記照射制御装置に出力する第二センサを有する前記照射補償装置と、

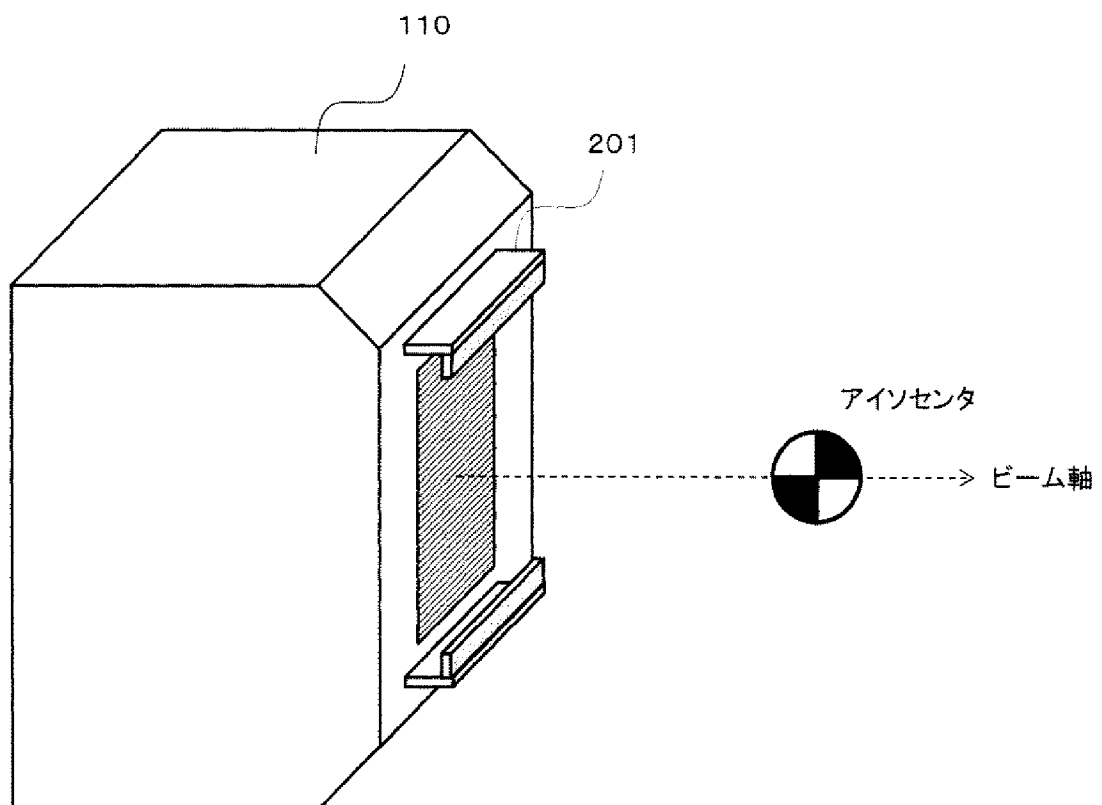
前記処方箋に前記照射補償装置を使用することが記録され、且つ前記エネルギー吸収体、前記第一のコリメータ及び前記第二のコリメータがすべて前記照射補償装置に設置されていることを前記第二センサから出力された情報より認識した場合のみ前記陽子線照射装置に対してビーム照射を許可する前記照射制御装置とを更に備えた

ことを特徴とする粒子線治療システム。

[図1]



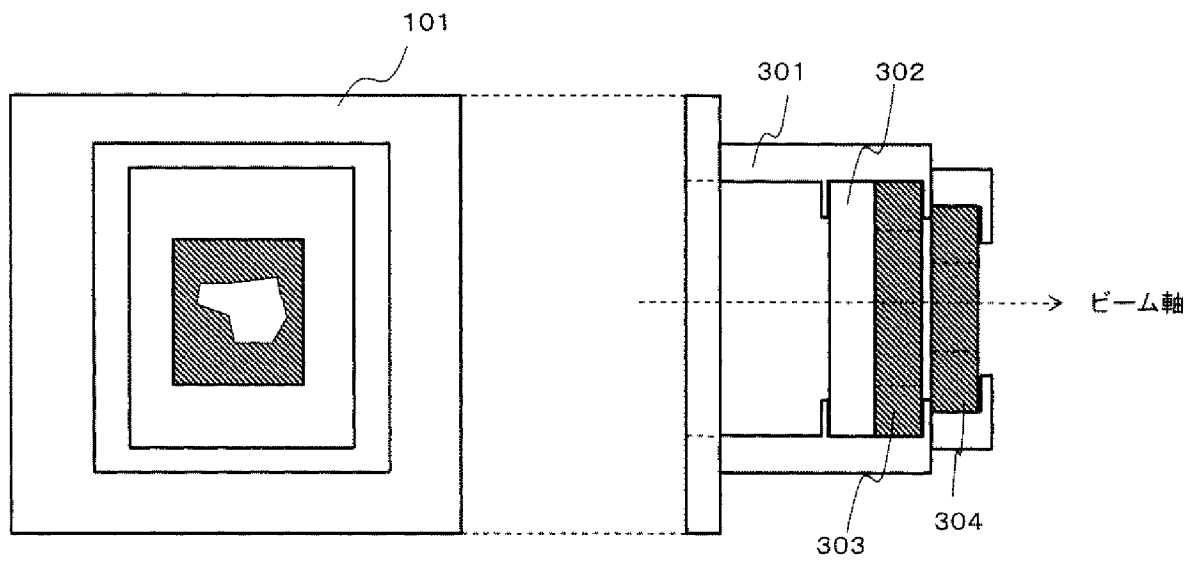
[図2]



[図3]

下流側から見た図

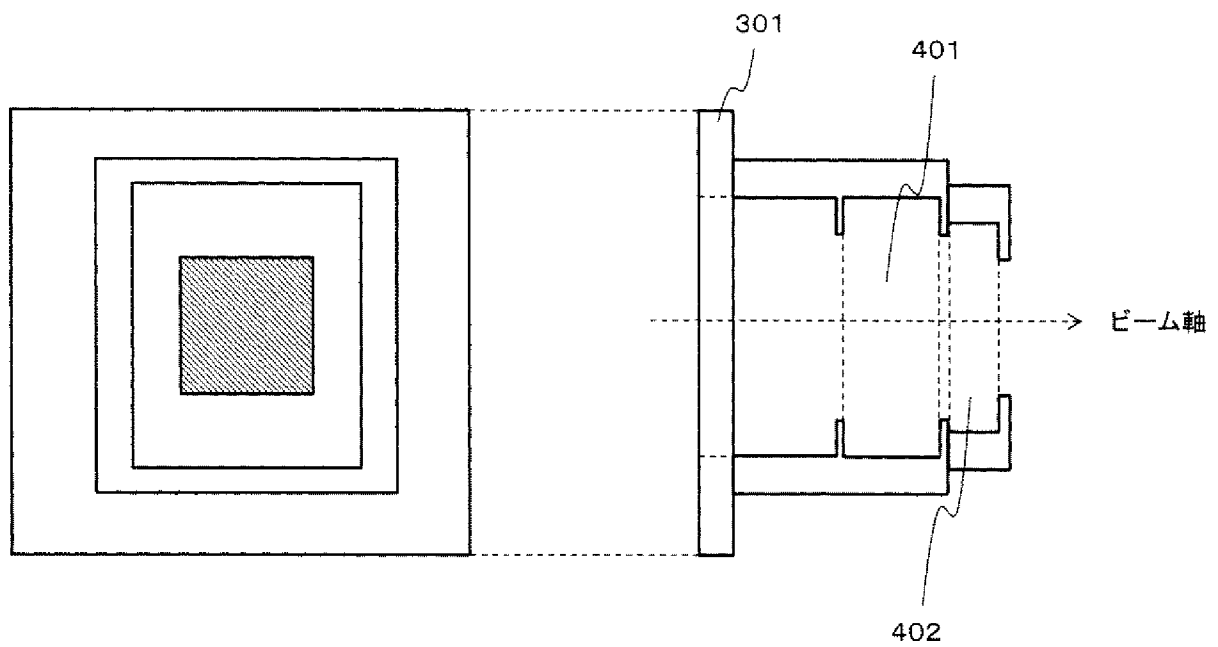
横方向から見た図



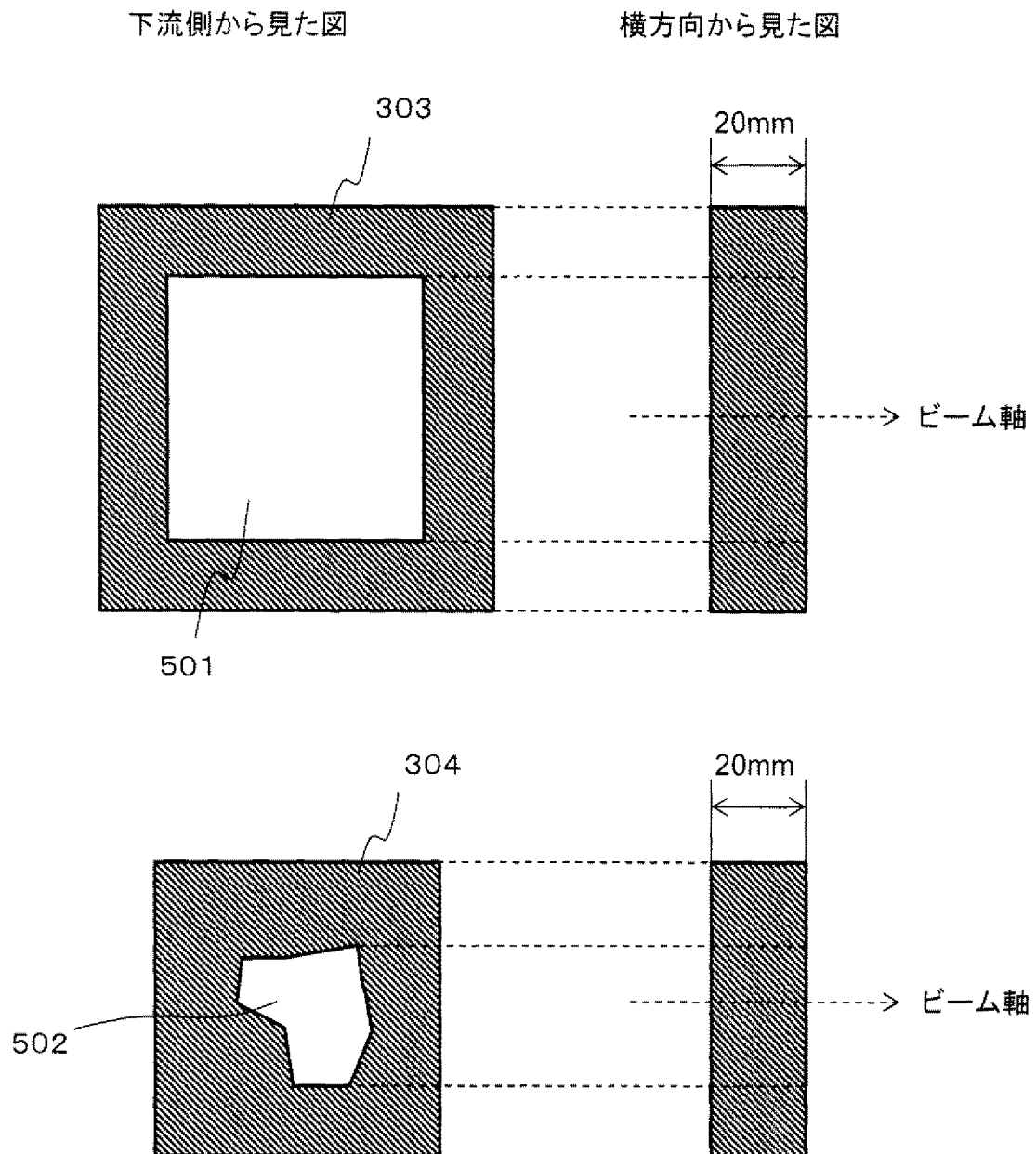
[図4]

下流側から見た図

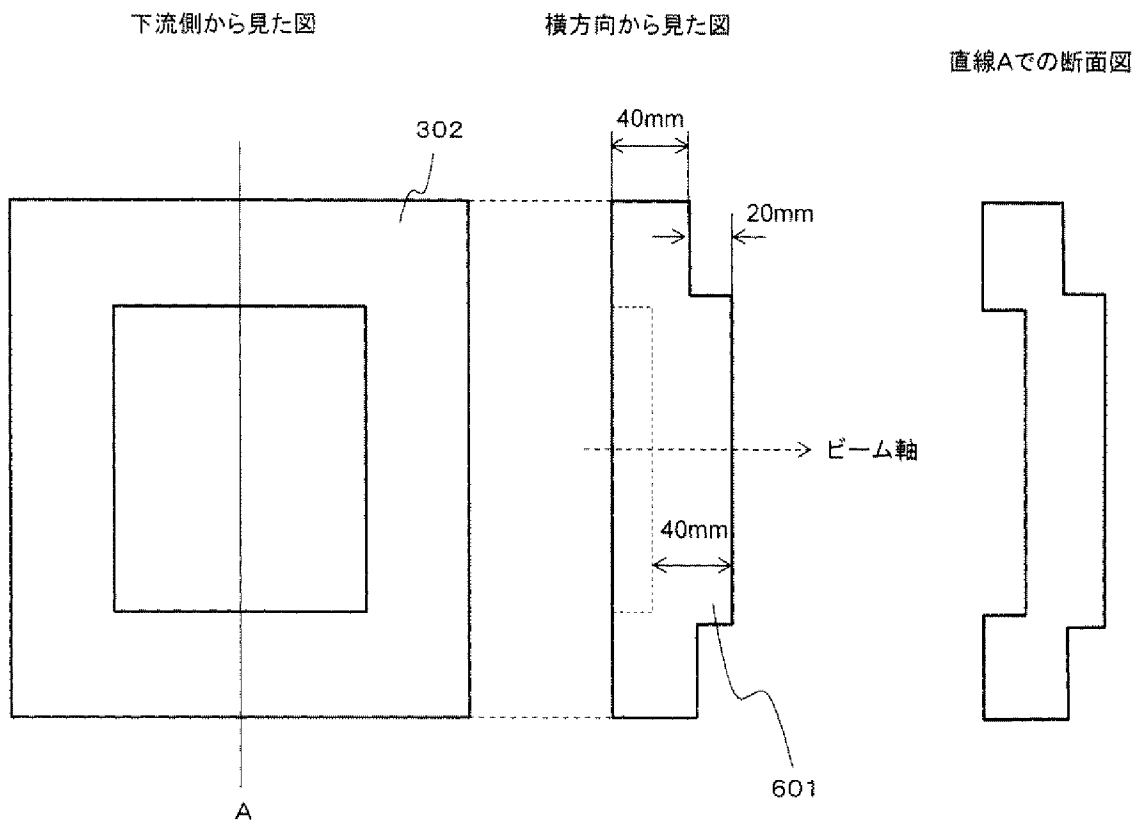
横方向から見た図



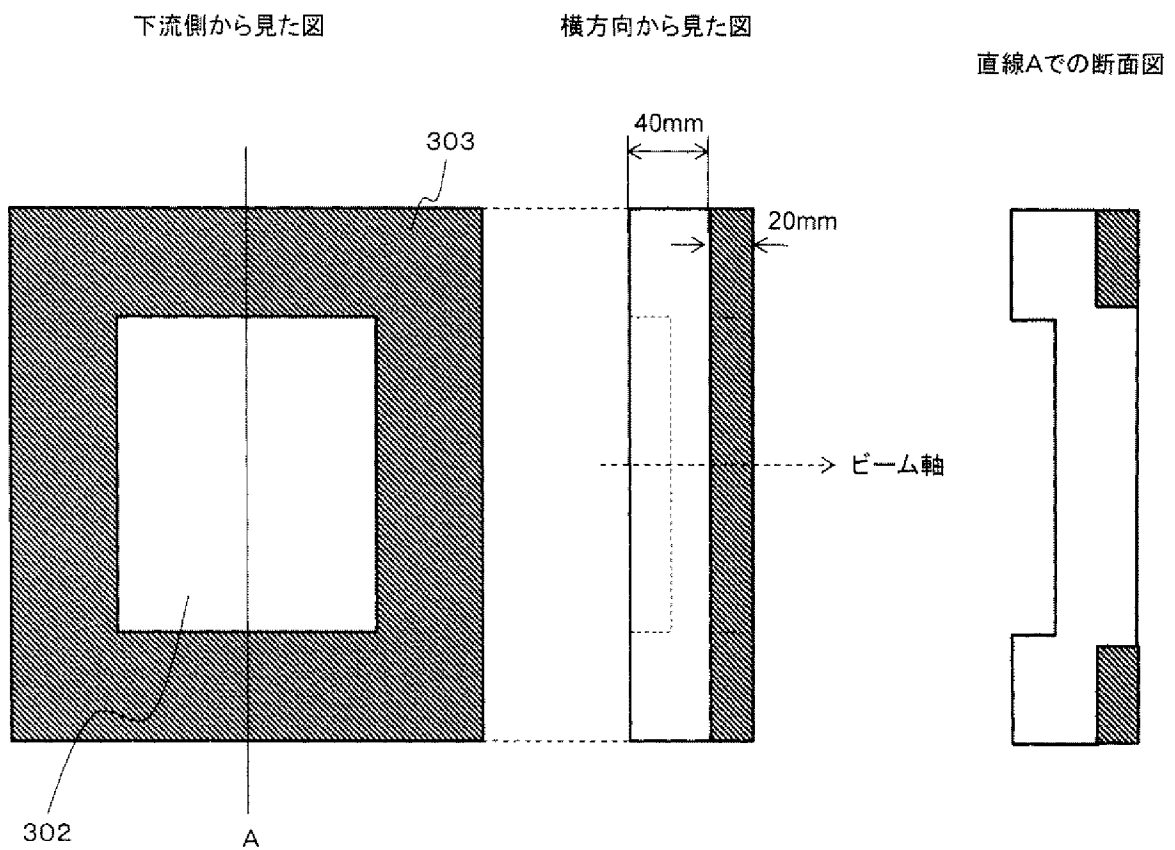
[図5]



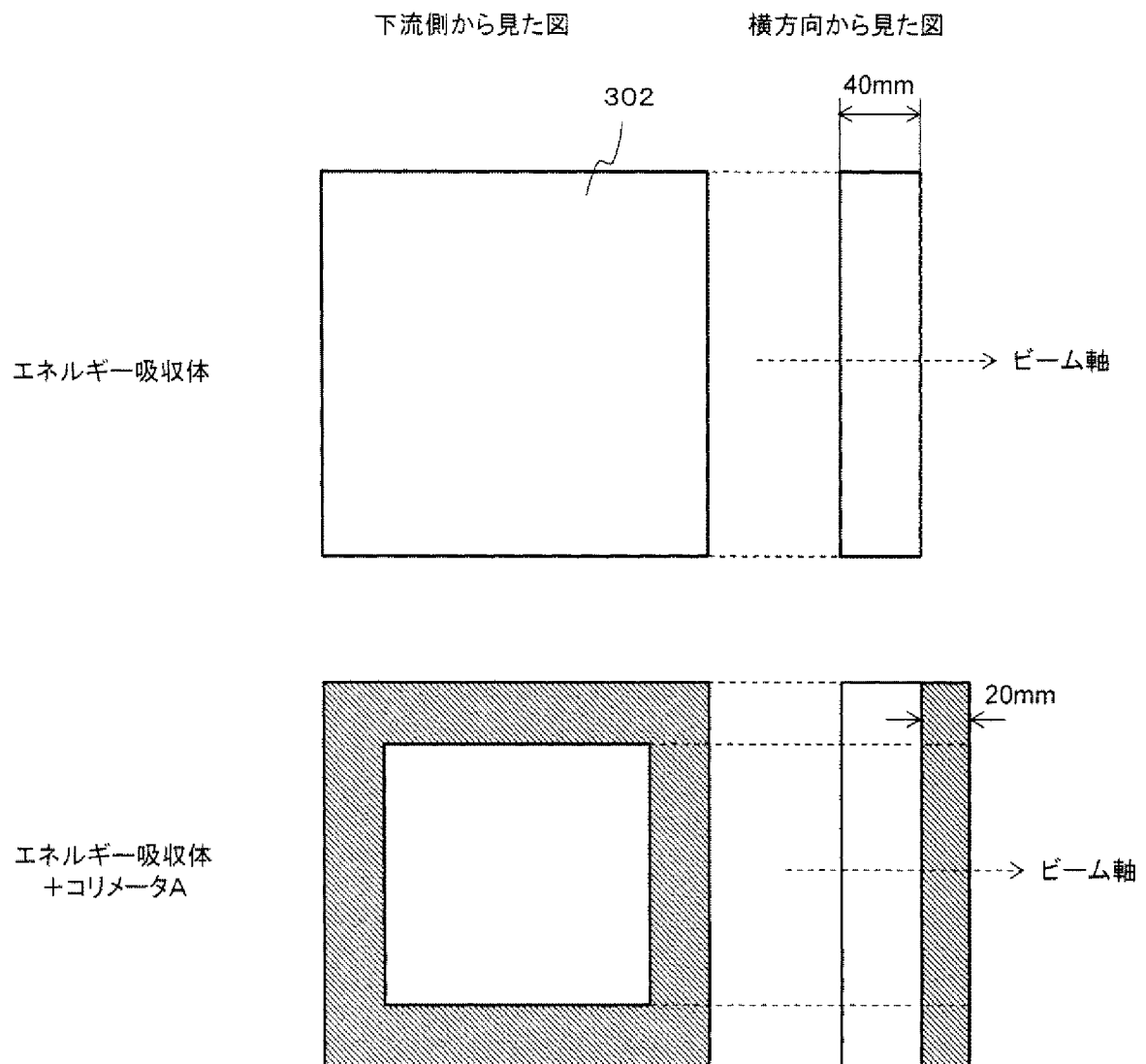
[図6]



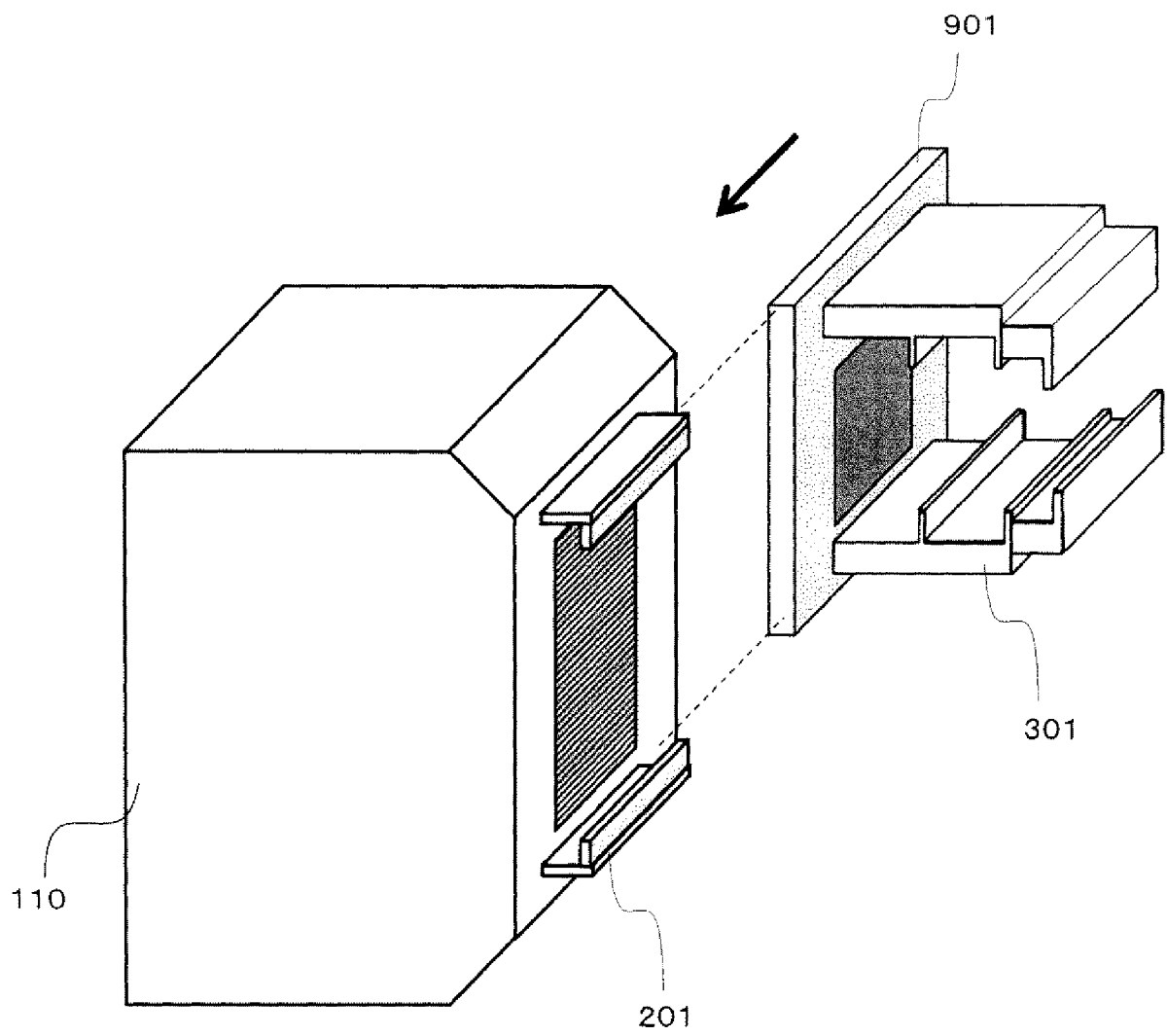
[図7]



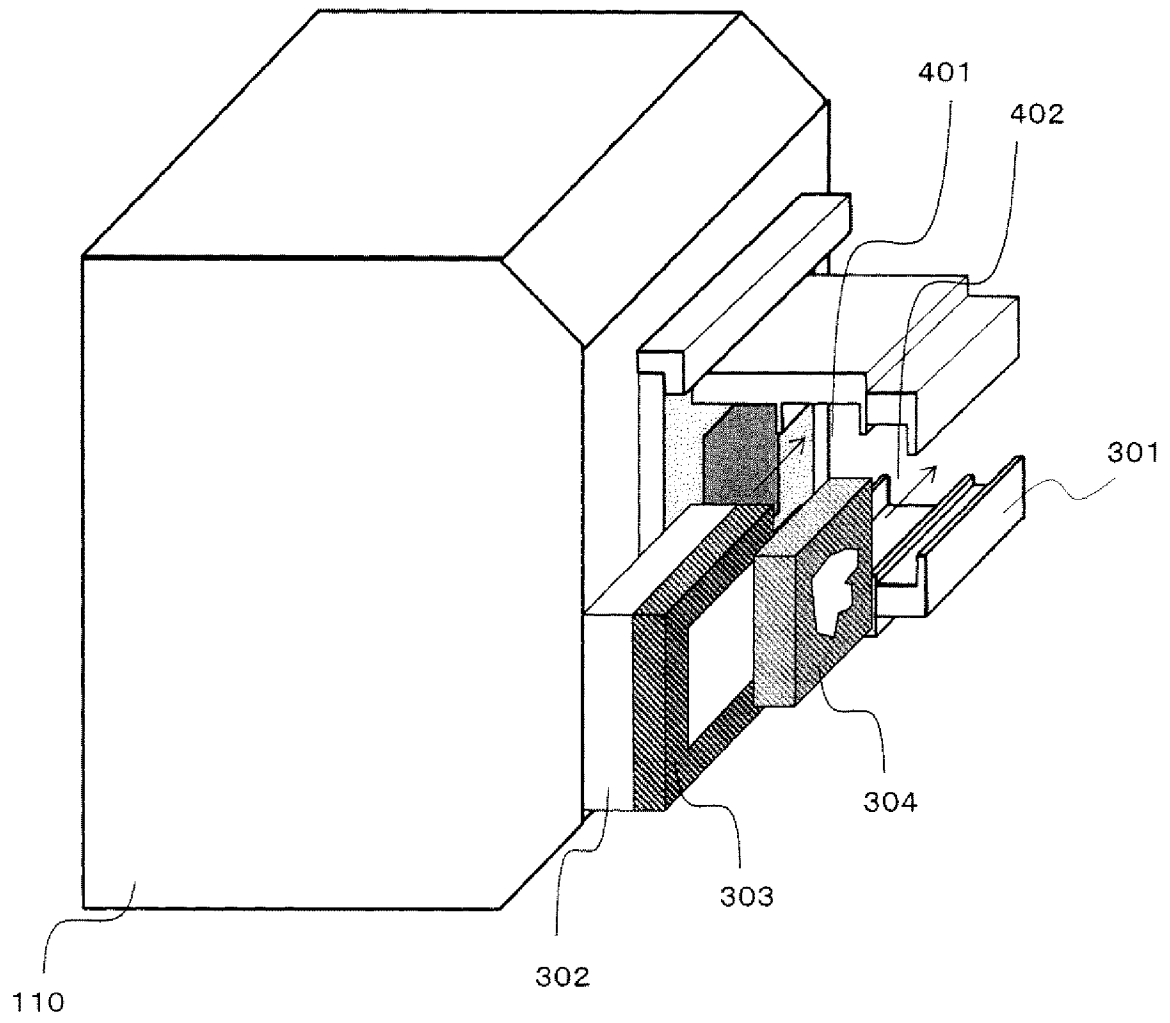
[図8]



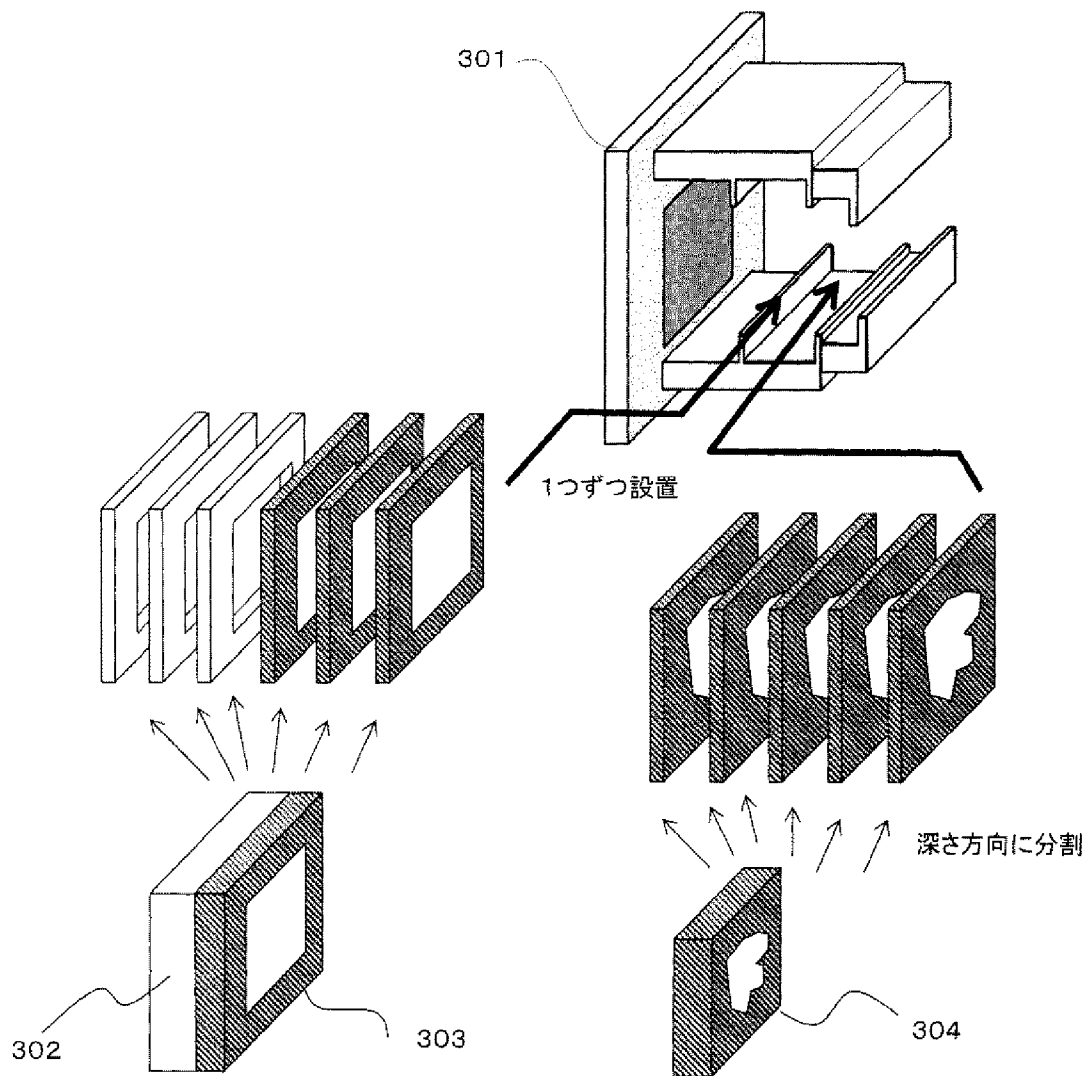
[図9]



[図10]

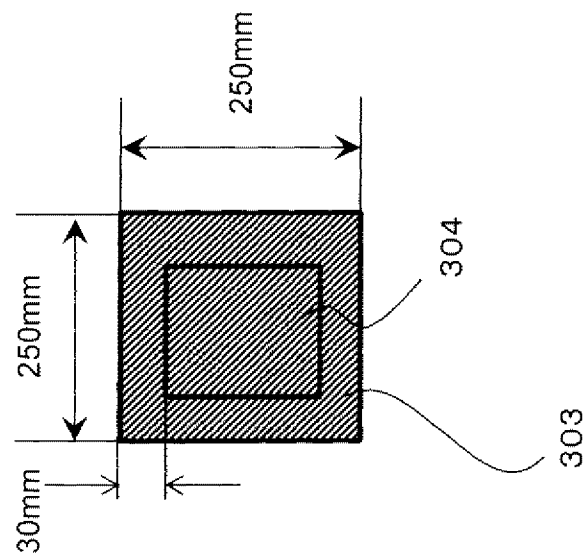


[図11]

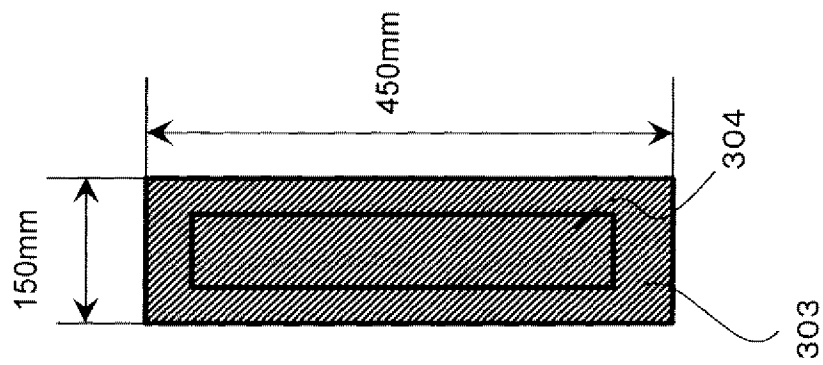


[図12]

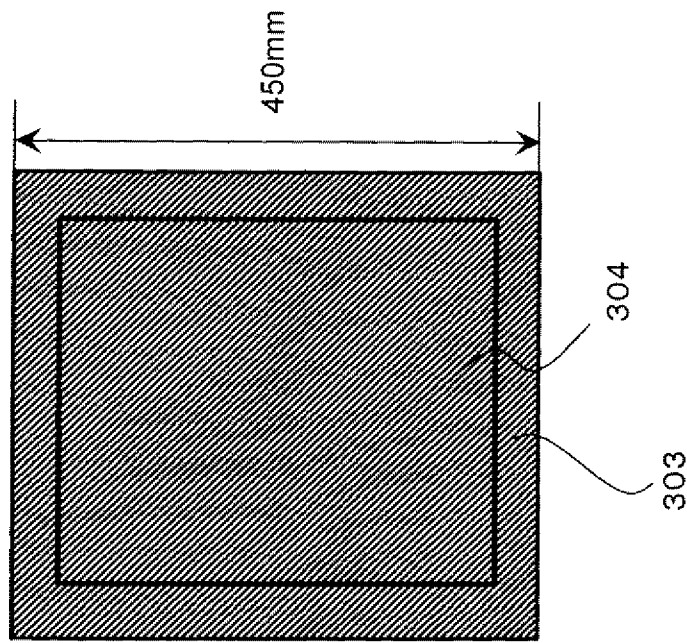
短飛程アプリケーション(頭頸部用)の
コリメータA及びコリメータB(全閉)
を下流側から見た図



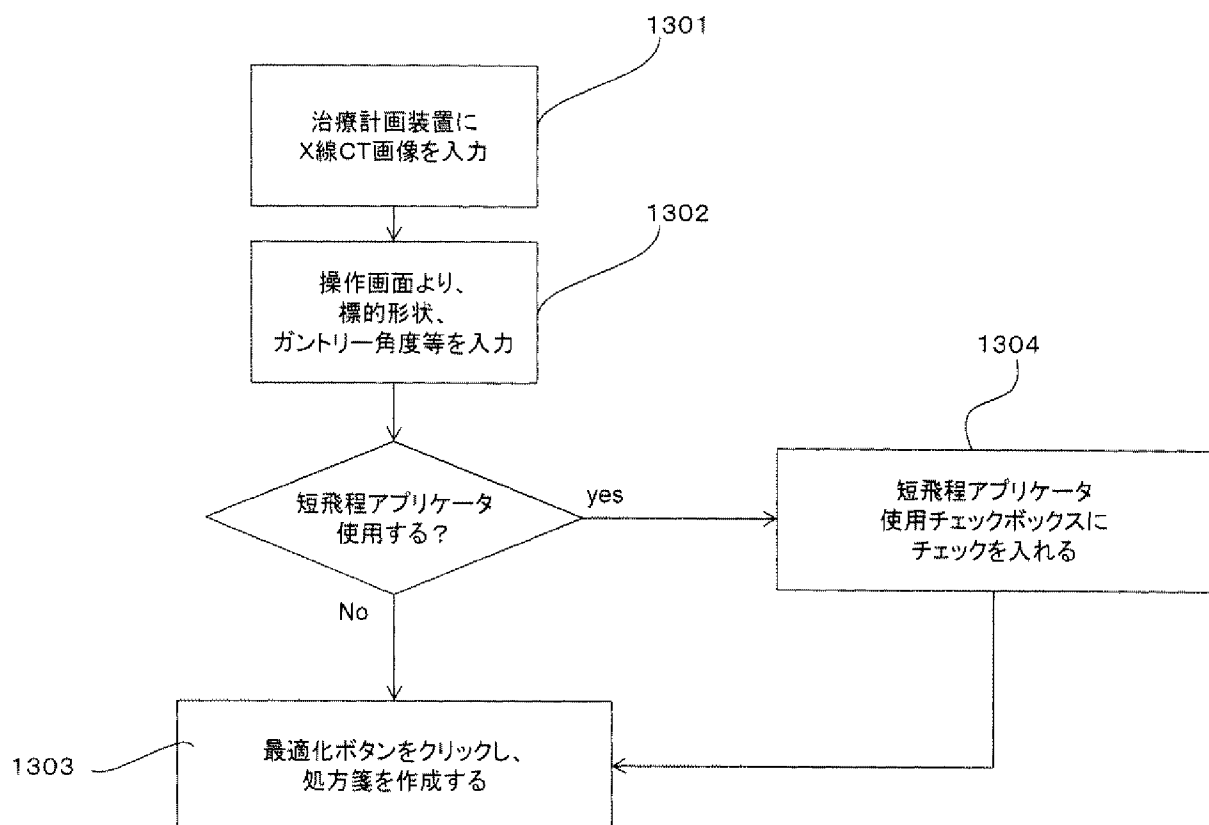
短飛程アプリケーション(背骨用)の
コリメータAを下流側から見た図



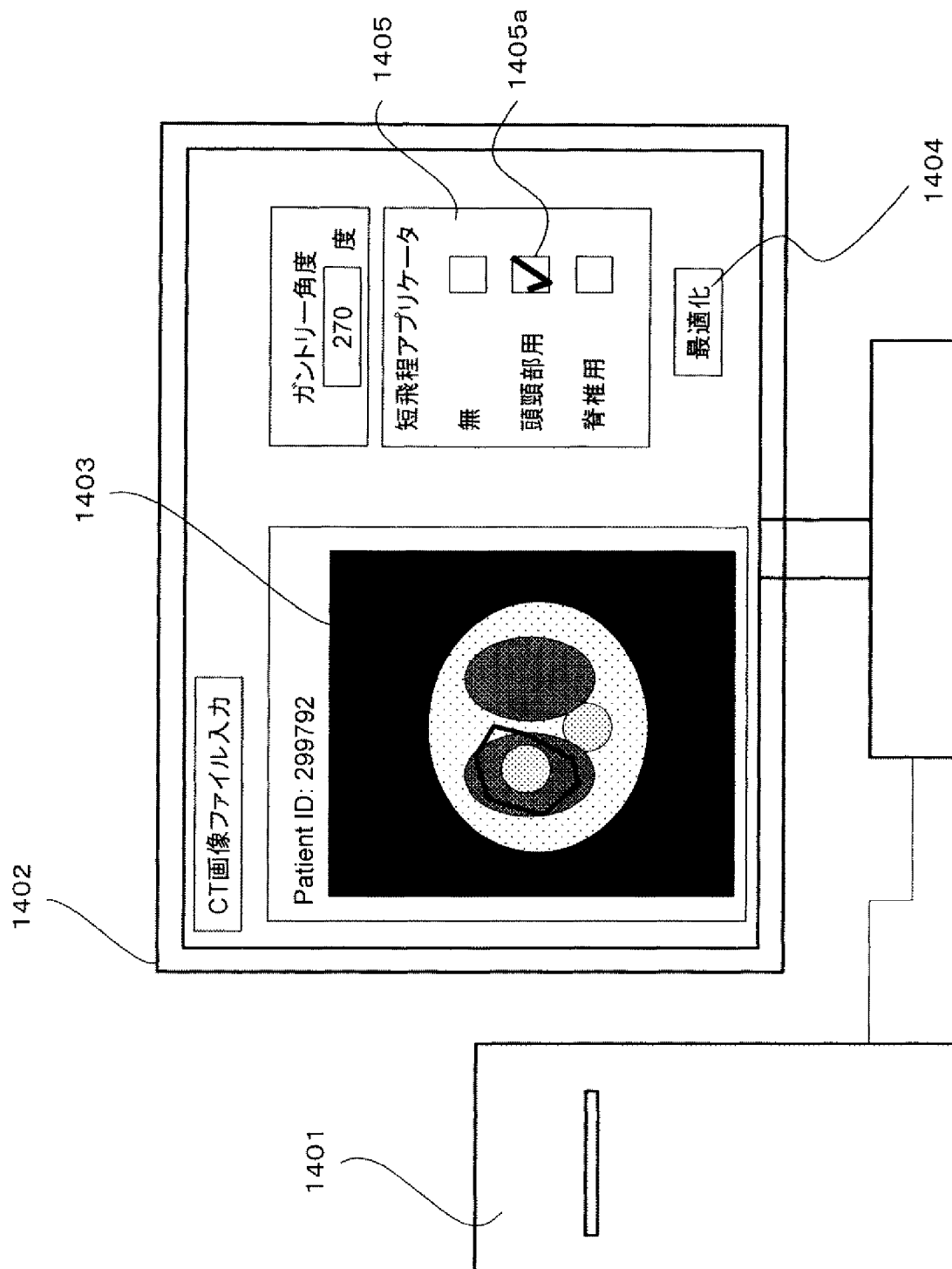
短飛程アプリケーション(汎用)の
コリメータAを下流側から見た図



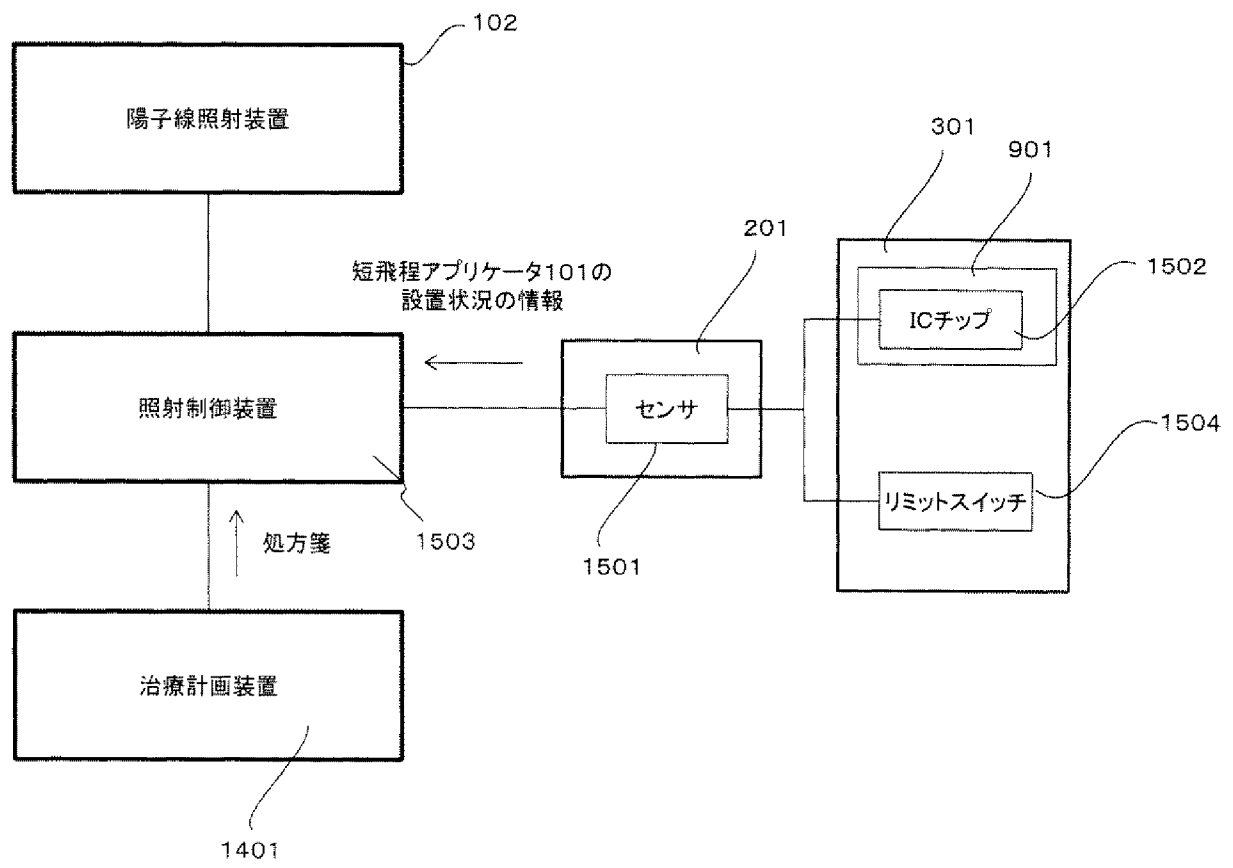
[図13]



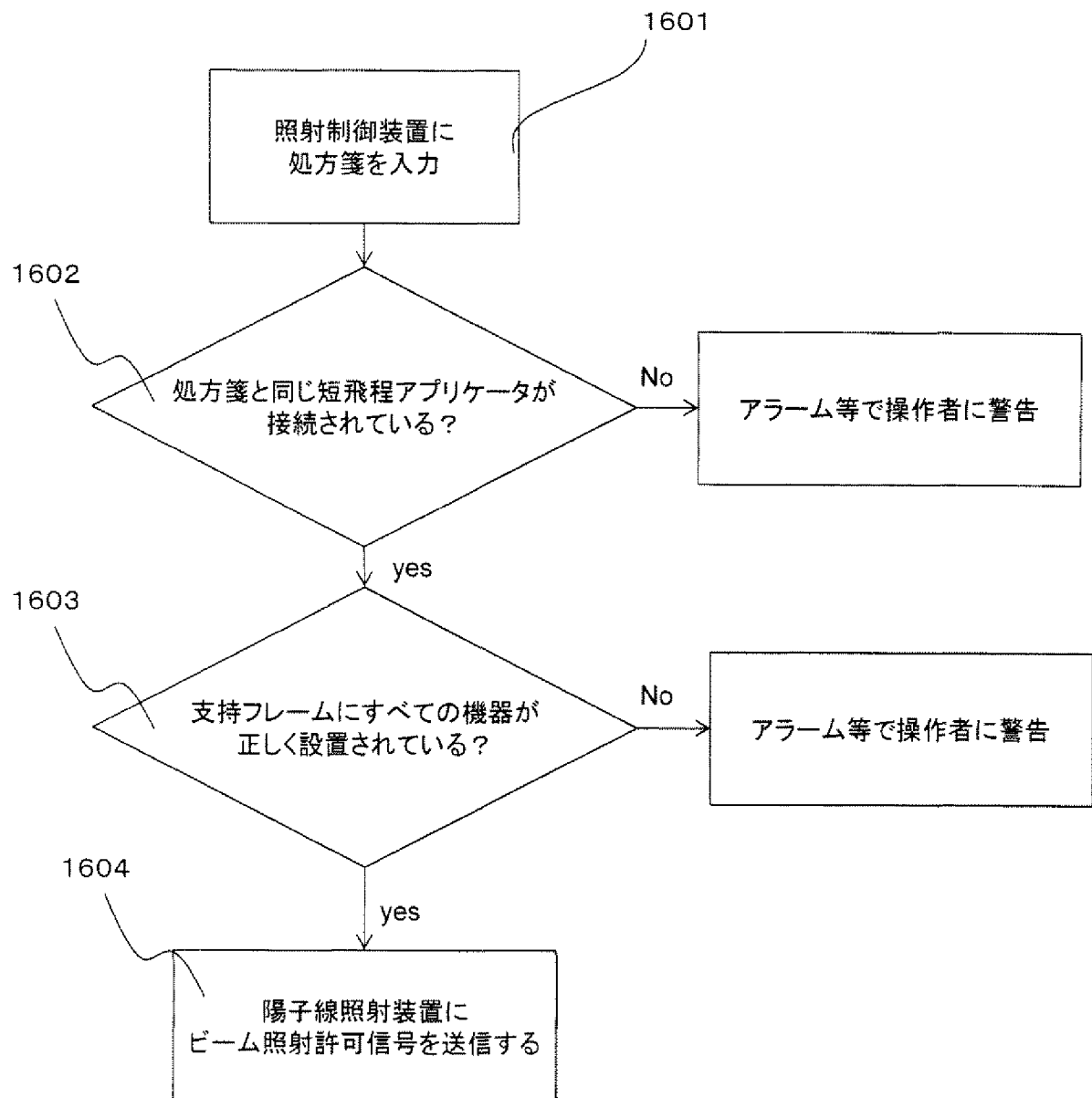
[図14]



[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/077640

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
Y	JP 2007-534391 A (Paul Scherrer Institute), 29 November 2007 (29.11.2007), paragraphs [0036], [0046] to [0059]; fig. 4 & US 2008/0023644 A1 & EP 1584353 A1 & WO 2005/102453 A1	1-6
Y	JP 2009-236867 A (Sumitomo Heavy Industries, Ltd.), 15 October 2009 (15.10.2009), paragraphs [0007] to [0009], [0030] to [0032]; fig. 2 to 3 & US 2009/0242789 A1 & CN 101546617 A & TW 200942289 A	1-6

☒ 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 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
22 November, 2013 (22.11.13)

Date of mailing of the international search report
03 December, 2013 (03.12.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/077640

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 11-47291 A (Sumitomo Heavy Industries, Ltd.), 23 February 1999 (23.02.1999), paragraph [0029]; fig. 3 & US 6080992 A	1-6
Y	JP 10-234874 A (Hitachi, Ltd.), 08 September 1998 (08.09.1998), paragraphs [0014] to [0026]; fig. 1 to 3 (Family: none)	3-6
A	JP 2010-29594 A (National Institute of Radiological Sciences), 12 February 2010 (12.02.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 2002-306617 A (Wakasa Wan Energy Research Center), 22 October 2002 (22.10.2002), entire text; all drawings (Family: none)	1-6

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

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（I P C））

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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
Y	JP 2007-534391 A（パウル・シェラー・インスティトゥート） 2007.11.29, 段落【0036】、【0046】－【0059】、図4 & US 2008/0023644 A1 & EP 1584353 A1 & WO 2005/102453 A1	1－6
Y	JP 2009-236867 A（住友重機械工業株式会社）2009.10.15, 段落【0007】－【0009】、【0030】－【0032】、図2 －3 & US 2009/0242789 A1 & CN 101546617 A & TW 200942289 A	1－6

☒ 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

2 2 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 3 . 1 2 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / 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）

毛利 大輔

3 I

4 1 3 7

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 3 4 6

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
Y	JP 11-47291 A (住友重機械工業株式会社) 1999. 02. 23, 段落【0029】, 図3 & US 6080992 A	1 - 6
Y	JP 10-234874 A (株式会社日立製作所) 1998. 09. 08, 段落【0014】 - 【0026】, 図1 - 3 (ファミリーなし)	3 - 6
A	JP 2010-29594 A (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2010. 02. 12, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1 - 6
A	JP 2002-306617 A (財団法人若狭湾エネルギー研究センター) 2002. 10. 22, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1 - 6