



(12) BẢN MÔ TẢ SÁNG CHẾ THUỘC BẰNG ĐỘC QUYỀN SÁNG CHẾ

(19) Cộng hòa xã hội chủ nghĩa Việt Nam (VN)
CỤC SỞ HỮU TRÍ TUỆ

(11)



1-0041532

(51)^{2020.01} A61N 5/10; A61B 6/00

(13) B

(21) 1-2021-01547

(22) 06/08/2019

(86) PCT/CN2019/099397 06/08/2019

(87) WO2020/038225 27/02/2020

(30) 201810971120.4 24/08/2018 CN

(45) 25/10/2024 439

(43) 25/06/2021 399

(73) OUR UNITED CORPORATION. (CN)

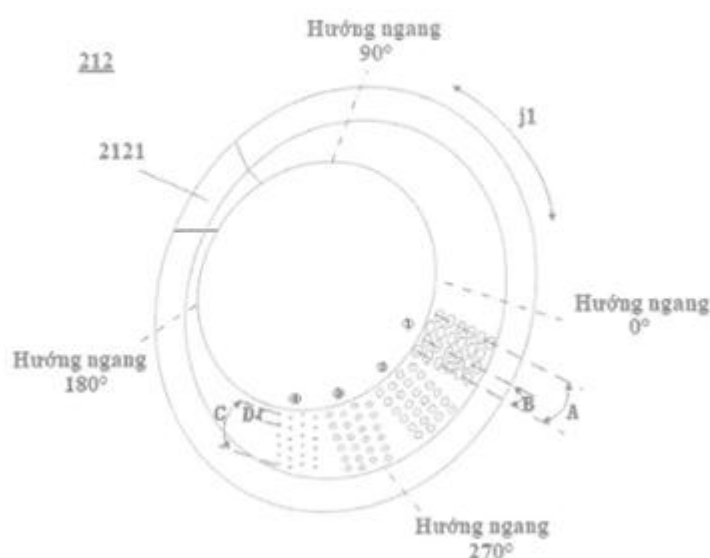
Room 10301, Floor 3, Unit 1, Building 28, Shou Chuang International Business Center, No. 66 Fengcheng 12 Road, Jingkai District Xi'an, Shaanxi 710018, China

(72) LIU, Haifeng (CN); LI, Daliang (CN).

(74) Công ty TNHH Sở hữu trí tuệ NTT (NTT IP CO.,LTD)

(54) DỤNG CỤ CHUẨN TRỰC, THIẾT BỊ XẠ TRỊ VÀ PHƯƠNG PHÁP ĐIỀU KHIỂN DẪN HƯỚNG THIẾT BỊ NÀY

(57) Sáng chế đề cập đến dụng cụ chuẩn trực, hệ thống xạ trị và phương pháp điều khiển dẫn hướng hệ thống này. Dụng cụ chuẩn trực này được lắp vào hệ thống xạ trị, hệ thống xạ trị này bao gồm nhiều nguồn phóng xạ, nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực được bố trí trên dụng cụ chuẩn trực này, và góc chung của mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực theo hướng dọc nằm trong khoảng góc chung được thiết lập trước. Mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm nhiều lỗ chuẩn trực, và các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ giao nhau ở tiêu điểm chung sau khi truyền qua mỗi lỗ chuẩn trực của tổ hợp lỗ chuẩn trực. Dụng cụ chuẩn trực, hệ thống xạ trị và phương pháp điều khiển dẫn hướng hệ thống này có thể bảo vệ mô và cơ quan nhạy cảm trong quá trình điều trị.



Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập

Sáng chế đề cập đến dụng cụ chuẩn trực, hệ thống xạ trị và phương pháp điều khiển dẫn hướng hệ thống này.

Tình trạng kỹ thuật của sáng chế

Với sự phát triển của công nghệ y học, phương pháp xạ trị ngày càng được ứng dụng rộng rãi hơn trong điều trị các khối u.

Hệ thống xạ trị đã biết để điều trị các khối u ở đầu chủ yếu bao gồm dao gama sử dụng nguồn phóng xạ đồng vị tự nhiên coban-60, để phát ra các tia gama, và sử dụng hoạt tính phóng xạ của các tia này để tiêu diệt tế bào khối u. Tuy nhiên, các tia này cũng có thể gây tổn thương các mô hoặc tế bào bình thường. Trong các công nghệ liên quan, dao gama đã biết bao gồm các nguồn phóng xạ 30 hoặc 180, các chùm được phát ra bởi nhiều nguồn phóng xạ từ các hướng khác nhau và tập trung ở tiêu điểm chung, sao cho tiêu điểm chung có tỷ lệ mật độ tia gama cao nhất, trong khi đó các chùm được phát ra từ mỗi nguồn phóng xạ ít gây tổn thương các mô hoặc tế bào bình thường. Theo cách thức này, mục đích tiêu diệt tế bào khối u trong khi bảo vệ các mô hoặc tế bào bình thường có thể đạt được, nhờ đó đạt được tác dụng điều trị khối u.

Tuy nhiên, trong quá trình điều trị các khối u ở đầu, các mô và cơ quan nhạy cảm (như mắt và các dây thần kinh quan trọng khác) cần được bảo vệ. Trong hệ thống xạ trị đã biết, các mô và cơ quan nhạy cảm được bảo vệ bằng cách điều chỉnh góc gama đối với đối tượng bị bệnh, tức là bằng cách điều chỉnh góc nâng của đầu.

Bản chất kỹ thuật của sáng chế

Sáng chế đề cập đến hệ thống thế hệ mới để bảo vệ các mô và cơ quan nhạy cảm.

Sáng chế đề cập đến dụng cụ chuẩn trực, hệ thống xạ trị và phương pháp điều khiển dẫn hướng hệ thống này, có thể bảo vệ mô và cơ quan nhạy cảm trong quá trình điều trị.

Theo một khía cạnh, sáng chế đề cập đến dụng cụ chuẩn trực, được lắp vào hệ thống xạ trị. Hệ thống xạ trị này bao gồm nhiều nguồn phóng xạ, nhiều tổ hợp lỗ chuẩn

trực được bố trí trên dụng cụ chuẩn trực này, và góc chung của mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực theo hướng dọc nằm trong khoảng góc chung được thiết lập trước.

Mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm nhiều lỗ chuẩn trực, và các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ giao nhau ở tiêu điểm chung sau khi truyền qua mỗi lỗ chuẩn trực của tổ hợp lỗ chuẩn trực.

Theo một khía cạnh khác, sáng chế đề cập đến hệ thống xạ trị, bao gồm thiết bị nguồn phóng xạ. Thiết bị nguồn phóng xạ này bao gồm thân nguồn và dụng cụ chuẩn trực theo sáng chế, và thân nguồn này được trang bị nhiều nguồn phóng xạ.

Sáng chế đề cập đến phương pháp điều khiển dẫn hướng hệ thống xạ trị bao gồm các bước sau: thu nhận ít nhất một khoảng góc của các chùm phát ra; và dẫn hướng hệ thống xạ trị để phát ra các chùm nằm trong ít nhất một khoảng góc của các chùm phát ra và đảm bảo các chùm này giao nhau ở tiêu điểm chung.

Sáng chế đề cập đến hệ thống xạ trị. Nhiều nguồn phóng xạ được bố trí trên hệ thống xạ trị, nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực được bố trí trên dụng cụ chuẩn trực này, và góc chung của mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực theo hướng dọc nằm trong khoảng góc chung được thiết lập trước. Mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm nhiều lỗ chuẩn trực, và các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ giao nhau ở tiêu điểm chung sau khi truyền qua mỗi lỗ chuẩn trực của tổ hợp lỗ chuẩn trực. Nhiều nguồn phóng xạ có thể được dẫn hướng bằng hệ thống xạ trị để quay xung quanh trục tâm của hệ thống xạ trị, sao cho các nguồn phóng xạ có thể được tắt khi truyền qua các mô hoặc cơ quan nhạy cảm, và các nguồn phóng xạ có thể được bật bởi các chùm phát ra từ các lỗ chuẩn trực trên dụng cụ chuẩn trực khi truyền qua các mô và cơ quan bình thường. Theo cách thức này, trong quá trình điều trị các khối u ở đầu, các mô và cơ quan nhạy cảm như mắt có thể được bảo vệ khỏi bị tổn thương thêm.

Mô tả văn tắt hình vẽ

Sáng chế sẽ được mô tả chi tiết hơn trong phần mô tả dưới đây cùng các hình vẽ kèm theo. Các hình vẽ kèm theo trong phần mô tả dưới đây chỉ minh họa một số phương án của sáng chế. Người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực này sẽ hiểu rằng các hình vẽ kèm theo khác cũng có thể được tạo ra từ các hình vẽ kèm theo này mà không cần nỗ lực sáng tạo.

Fig.1 là hình vẽ thể hiện kết cấu của hệ thống xạ trị đã biết;

Fig.2 là hình vẽ thể hiện kết cấu của thiết bị nguồn phóng xạ đã biết;

Fig.3 là hình chiếu nhìn từ trên xuống thể hiện thân nguồn đã biết;

Fig.4 là hình chiếu nhìn từ trên xuống thể hiện dụng cụ chuẩn trực đã biết;

Fig.5 là hình vẽ thể hiện dụng cụ chuẩn trực khác theo một phương án của sáng chế;

Fig.6 là hình vẽ thể hiện dụng cụ chuẩn trực khác theo một phương án của sáng chế;

Fig.7 là hình vẽ thể hiện hệ thống xạ trị theo một phương án của sáng chế;

Fig.8 là hình vẽ thể hiện hệ thống xạ trị khác theo một phương án của sáng chế;

Fig.9 là hình vẽ thể hiện hệ thống xạ trị khác theo một phương án của sáng chế;

Fig.10 là hình vẽ thể hiện hệ thống xạ trị khác theo một phương án của sáng chế;

Fig.11 là hình vẽ thể hiện dụng cụ chuẩn trực khác theo một phương án của sáng chế;

Fig.12 là hình vẽ thể hiện phương pháp điều khiển dẫn hướng theo một phương án của sáng chế;

Fig.13 là hình vẽ thể hiện phương pháp điều trị xạ trị theo một phương án của sáng chế;

Fig.14 là hình vẽ thể hiện phương pháp điều khiển dẫn hướng khác theo một phương án của sáng chế;

Fig.15 là hình vẽ thể hiện phương pháp điều trị xạ trị khác theo một phương án của sáng chế;

Fig.16 là hình vẽ thể hiện phương pháp điều khiển dẫn hướng khác theo một phương án của sáng chế;

Fig.17 là hình vẽ thể hiện phương pháp điều khiển dẫn hướng khác theo một phương án của sáng chế; và

Fig.18 là hình vẽ thể hiện phương pháp điều khiển dẫn hướng khác theo một phương án của sáng chế.

Mô tả chi tiết sáng chế

Sáng chế sẽ được mô tả chi tiết hơn trong phần mô tả dưới đây cùng các hình vẽ kèm theo.

Sáng chế mô tả hệ thống xạ trị đã biết để điều trị khối u ở đầu. Nguyên tắc để điều trị xạ trị khối u ở đầu được thể hiện trên Fig.1 và Fig.2. Nhiều nguồn phóng xạ có thể được lắp vào thân nguồn 12. Các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ giao nhau ở tiêu điểm chung sau khi truyền qua lỗ chuẩn trực trên dụng cụ chuẩn trực 13, và tiêu điểm chung được bố trí trong khoang của thiết bị nguồn phóng xạ 11 của hệ thống xạ trị này. Giường điều trị 12 được sử dụng để mang đối tượng bị bệnh và di chuyển đối tượng bị bệnh vào buồng điều trị của thiết bị nguồn phóng xạ 10, sao cho vị trí bị bệnh của đối tượng bị bệnh được định vị ở tiêu điểm chung để điều trị xạ trị.

Thân nguồn 12 của hệ thống xạ trị đã biết này có hình dạng phễu như được thể hiện trên Fig.3. Các nguồn phóng xạ có thể được chia thành sáu tổ hợp, trong đó mỗi tổ hợp bao gồm năm nguồn phóng xạ, tức là tổng cộng 30 nguồn phóng xạ. 30 nguồn phóng xạ được phân bố trên thân nguồn. Như được thể hiện trên Fig.4, dụng cụ chuẩn trực 13 bao gồm sáu tổ hợp kênh chuẩn trực. Sáu tổ hợp kênh chuẩn trực tương ứng với các vị trí của sáu tổ hợp nguồn phóng xạ. Mỗi tổ hợp kênh chuẩn trực bao gồm bốn tổ hợp phụ. Các lỗ chuẩn trực của mỗi tổ hợp phụ được nạp đầy bằng các thanh vonfram dạng rắn để thực hiện chắn nguồn. Mỗi tổ hợp phụ còn lại bao gồm năm lỗ chuẩn trực, và các lỗ chuẩn trực trong các tổ hợp phụ khác nhau có kích cỡ khác nhau.

Trong quá trình điều trị, thân nguồn và dụng cụ chuẩn trực có thể được dẫn hướng để quay với nhau để chuyển các lỗ chuẩn trực có kích cỡ khác nhau và thực hiện việc bật/tắt nguồn bằng cách chắn các nguồn phóng xạ bởi dụng cụ chuẩn trực. Tuy nhiên, sáu tổ hợp lỗ chuẩn trực có kích cỡ khác nhau và nguồn bật/tắt được chuyển đồng thời, và một trong số các tổ hợp không thể được điều khiển riêng. Do đó, trong quá trình điều trị, góc gama cần được điều chỉnh, sao cho các tia này được duy trì cách xa các mô và cơ quan nhạy cảm như mắt.

Như được thể hiện trên Fig.7 và Fig.8, sáng chế đề cập đến hệ thống xạ trị, bao gồm thiết bị nguồn phóng xạ 21. Thiết bị nguồn phóng xạ 21 bao gồm thân nguồn 211 và dụng cụ chuẩn trực 212, thân nguồn 211 được trang bị nhiều nguồn phóng xạ 211a, dụng cụ chuẩn trực 212 được trang bị nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực, và góc chung của mỗi tổ hợp

lỗ chuẩn trực theo hướng dọc nằm trong khoảng góc chung được thiết lập trước. Mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm nhiều lỗ chuẩn trực, và các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ giao nhau ở tiêu điểm chung f sau khi truyền qua mỗi lỗ chuẩn trực của tổ hợp lỗ chuẩn trực.

Ví dụ, như được thể hiện trên Fig.5, dụng cụ chuẩn trực 212 có thể có hình dạng phễu, và hướng dọc của dụng cụ chuẩn trực 212 như được thể hiện bằng mũi tên $j1$ được thể hiện trên Fig.5, nằm trong khoảng từ 0° đến 360° theo hướng dọc. Dụng cụ chuẩn trực 212 cũng có thể có hình dạng ống như được thể hiện trên Fig.6, và hướng dọc của dụng cụ chuẩn trực 212 là hướng như được thể hiện bằng mũi tên $j2$ được thể hiện trên Fig.6. Hai đầu của bản tròn được thể hiện trên Fig.6 có kích cỡ bằng nhau, hoặc tất nhiên có thể có kích cỡ khác nhau. Sáng chế không giới hạn hình dạng cụ thể của dụng cụ chuẩn trực, và hướng dọc theo sáng chế được mô tả trên Fig.5 và Fig.6 chỉ nhằm mục đích minh họa.

Theo sáng chế, góc chung giữa các tổ hợp lỗ chuẩn trực theo hướng dọc nằm trong khoảng góc chung được thiết lập trước, và góc chung cực đại giữa nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực theo hướng dọc nằm trong khoảng góc chung được thiết lập trước. Hơn nữa, theo sáng chế, như được thể hiện trên Fig.5, góc chung giữa các thân chuẩn trực 212 theo hướng dọc là góc chung được tạo ra bằng cách sử dụng các tâm của các thân chuẩn trực 212 làm tham chiếu. Lưu ý rằng khi các thân chuẩn trực bao gồm một hàng và các tâm của nhiều thân chuẩn trực trong cùng một hàng nằm trên cùng một đường dọc, được tin rằng góc chung giữa nhiều thân chuẩn trực theo hướng dọc bằng 0° . Theo sáng chế, khoảng góc chung được thiết lập trước lớn hơn hoặc bằng 0° .

Ví dụ, như được thể hiện trên Fig.5, sáng chế đề cập đến dụng cụ chuẩn trực 212. Dụng cụ chuẩn trực 212 được thể hiện trên Fig.5 được trang bị bốn tổ hợp lỗ chuẩn trực theo một phương án, tức là tổ hợp lỗ chuẩn trực số 1, tổ hợp lỗ chuẩn trực số 2, tổ hợp lỗ chuẩn trực số 3, và tổ hợp lỗ chuẩn trực số 4. Mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực tương ứng bao gồm 24 lỗ chuẩn trực. Tổ hợp lỗ chuẩn trực số 1 được sử dụng làm ví dụ minh họa, các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ giao nhau ở tiêu điểm chung sau khi truyền qua mỗi lỗ chuẩn trực của tổ hợp lỗ chuẩn trực số 1. Góc chung của tổ hợp lỗ chuẩn trực số 1, góc chung của tổ hợp lỗ chuẩn trực số 2, góc chung của tổ hợp lỗ chuẩn trực số 3, và góc chung của tổ hợp lỗ chuẩn trực số 4 theo hướng dọc nằm trong khoảng góc chung

được thiết lập trước. Như được thể hiện trên Fig.5, tổ hợp lỗ chuẩn trực số 1 được sử dụng làm ví dụ minh họa, và góc chung của tổ hợp lỗ chuẩn trực số 1 theo hướng dọc (hướng như được thể hiện bằng mũi tên j1 được thể hiện trên Fig.5) được ký hiệu là A. Theo một phương án, khoảng góc chung được thiết lập trước A có thể nằm trong khoảng từ 5° đến 60° , tức là $5^\circ \leq A \leq 60^\circ$. Khoảng góc chung được thiết lập trước A có thể là góc chung bất kỳ nằm trong khoảng từ 5° đến 60° . Theo một phương án, khoảng góc chung được thiết lập trước A có thể bằng 5° , 8° , 10° , 12° , 18° , 20° , 25° , 30° , 40° , 45° , 50° , hoặc 60° . Tham chiếu có thể được thực hiện đối với các phần mô tả còn lại của sáng chế đối với mô tả cụ thể của dụng cụ chuẩn trực.

Dụng cụ chuẩn trực được trang bị nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực, có thể là dụng cụ chuẩn trực được trang bị hai hoặc nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực. Theo phương án như được thể hiện trên Fig.5, dụng cụ chuẩn trực 212 được trang bị bốn tổ hợp lỗ chuẩn trực. Mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm nhiều lỗ chuẩn trực, và số lượng của nhiều lỗ chuẩn trực tương ứng với các nguồn phóng xạ có thể nằm trong khoảng từ 20 đến 180, ví dụ, 30 hoặc 180. Sáng chế không giới hạn số lượng hoặc cách thức bố trí của các lỗ chuẩn trực, và phương án như được thể hiện trên Fig.5 chỉ nhằm mục đích minh họa sáng chế. Hệ thống xạ trị này cũng bao gồm nhiều nguồn phóng xạ. Các lỗ chuẩn trực trên dụng cụ chuẩn trực tương ứng với các nguồn phóng xạ về số lượng và cách thức bố trí, sao cho các chùm được phát ra từ các nguồn phóng xạ giao nhau ở tiêu điểm chung sau khi truyền qua các lỗ chuẩn trực.

Ví dụ, như được thể hiện trên Fig.6, dụng cụ chuẩn trực 212 cũng có thể có hình dạng ống như được thể hiện trên Fig.6, và hướng dọc của dụng cụ chuẩn trực 212 là hướng như được thể hiện bằng mũi tên j2 được thể hiện trên Fig.6. Hai đầu của bàn tròn được thể hiện trên Fig.6 có kích cỡ bằng nhau, hoặc tất nhiên có thể có kích cỡ khác nhau (như được thể hiện trên Fig.9). Sáng chế không giới hạn hình dạng cụ thể của thân nguồn, và các hình dạng như được thể hiện trên Fig.5 và Fig.6 chỉ nhằm mục đích minh họa sáng chế. Theo phương án như được thể hiện trên Fig.6, dụng cụ chuẩn trực được trang bị hai tổ hợp lỗ chuẩn trực và mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm 20 lỗ chuẩn trực.

Theo một phương án, trong hệ thống xạ trị như được thể hiện trên Fig.9, thân nguồn 211 có hình dạng ống, và hai đầu của thân nguồn có hình dạng ống 211 có đường kính bằng nhau. Trong hệ thống xạ trị như được thể hiện trên Fig.9, thân nguồn 211

và/hoặc dụng cụ chuẩn trực 212 cũng có thể di chuyển theo hướng như được thể hiện bằng trục tâm của thiết bị nguồn phóng xạ 21 để thực hiện bật/tắt nguồn. Ví dụ, trong hệ thống xạ trị như được thể hiện trên Fig.10, thân nguồn 211 có hình dạng ống, và hai đầu của thân nguồn 211 có hình dạng ống có đường kính không bằng nhau. Trong hệ thống xạ trị như được thể hiện trên Fig.10, thân nguồn 211 và/hoặc dụng cụ chuẩn trực 212 có thể cũng di chuyển theo hướng A để thực hiện bật/tắt nguồn. Tất nhiên, quá trình bật/tắt nguồn có thể được thực hiện thông qua quá trình quay, không bị giới hạn theo sáng chế.

Sáng chế đề cập đến hệ thống xạ trị. Nhiều nguồn phóng xạ 211a được bố trí trên hệ thống xạ trị, nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực được bố trí trên dụng cụ chuẩn trực này, và góc chung của mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực theo hướng dọc nằm trong khoảng góc chung được thiết lập trước. Mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm nhiều lỗ chuẩn trực, và các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ 211a giao nhau ở tiêu điểm chung sau khi truyền qua mỗi lỗ chuẩn trực của tổ hợp lỗ chuẩn trực. Nhiều nguồn phóng xạ 211a có thể được dẫn hướng bằng hệ thống xạ trị để quay xung quanh trục tâm của hệ thống xạ trị, sao cho các nguồn phóng xạ 211a có thể được tắt khi truyền qua các mô hoặc cơ quan nhạy cảm, và các nguồn phóng xạ 211a có thể được bật bởi các chùm phát ra từ các lỗ chuẩn trực trên dụng cụ chuẩn trực khi truyền qua các mô và cơ quan bình thường. Theo cách thức này, trong quá trình điều trị các khối u ở đầu, các mô và cơ quan nhạy cảm như mắt có thể được bảo vệ khỏi bị tổn thương thêm.

Trong hệ thống xạ trị theo sáng chế, thiết bị nguồn phóng xạ này còn bao gồm thiết bị dẫn hướng thân nguồn được tạo kết cấu để dẫn hướng nguồn phóng xạ quay xung quanh trục tâm của nó. Thiết bị dẫn hướng này có thể là động cơ, và thiết bị nguồn phóng xạ cũng có thể kiểm soát quá trình dẫn hướng của động cơ để thu được vị trí tương đối của nguồn phóng xạ theo thời gian thực để xác định xem nguồn phóng xạ đã được bật hoặc tắt hay chưa.

Trong quá trình điều trị, khối u của đối tượng bị bệnh có thể được định vị chính xác ở tiêu điểm chung, sao cho các tế bào khối u có thể bị tiêu diệt bởi các tia phóng xạ. Tuy nhiên, khi đối tượng bị bệnh bị di chuyển trong quá trình điều trị, thì các tia phóng xạ có thể bị lệch hướng, không chỉ gây bất lợi cho quá trình điều trị mà còn có thể gây hại cho sức khỏe của đối tượng bị bệnh. Tiêu điểm chung của hệ thống xạ trị đã biết được bố trí trong khoang của thiết bị nguồn phóng xạ, do đó không thể kiểm soát được xem

đầu của đối tượng bị bệnh có bị di chuyển trong quá trình điều trị hay không. Trong hệ thống xạ trị theo sáng chế, tiêu điểm chung được bố trí bên ngoài bề mặt đầu của thiết bị nguồn phóng xạ. Ví dụ, như được thể hiện trên Fig.8-Fig.10, tiêu điểm chung được bố trí bên ngoài bề mặt đầu của thiết bị nguồn phóng xạ, thuận lợi để quan sát và kiểm soát xem đối tượng bị bệnh có bị di chuyển trong quá trình điều trị hay không.

Trong hệ thống xạ trị theo sáng chế, hệ thống xạ trị này cũng bao gồm thiết bị chụp ảnh 23. Thiết bị chụp ảnh 23 được bố trí trên cạnh của thiết bị nguồn phóng xạ 21, và tiêu điểm chung f được bố trí nằm trong vùng chụp ảnh của thiết bị chụp ảnh 23. Tức là, khối u của đối tượng bị bệnh nằm trong vùng chụp ảnh được chụp ảnh bằng thiết bị chụp ảnh 23, dựa trên hình ảnh thu được để xác định xem đối tượng bị bệnh có bị di chuyển hay không. Quá trình kiểm soát sự di chuyển của đối tượng bị bệnh dựa trên hình ảnh có độ chính xác cao hơn.

Ví dụ, thiết bị chụp ảnh 23 theo sáng chế có thể là tổ hợp bất kỳ của một hoặc nhiều thiết bị chụp ảnh tia X, thiết bị chụp ảnh cắt lớp, thiết bị chụp ảnh cộng hưởng từ, thiết bị chụp ảnh tia X kỹ thuật số kết hợp xóa nền, thiết bị chụp ảnh siêu âm, hoặc thiết bị chụp ảnh cắt lớp phát xạ positron. Ví dụ, thiết bị chụp ảnh này là thiết bị chụp ảnh tia X. Theo một phương án, như được thể hiện trên Fig.8, thiết bị chụp ảnh này có thể bao gồm ống tia X và bộ phận phát hiện dạng bảng điều khiển phẳng. Theo cách khác, thiết bị chụp ảnh này có thể bao gồm hai ống tia X và hai bộ phận phát hiện dạng bảng điều khiển phẳng, và các chùm được phát ra từ hai ống tia X giao nhau. Tất nhiên, thiết bị chụp ảnh này cũng có thể là tổ hợp của hai hoặc nhiều thiết bị chụp ảnh khác nhau bất kỳ. Ví dụ, thiết bị chụp ảnh này có thể là tổ hợp của thiết bị chụp ảnh tia X và thiết bị chụp ảnh tia X kỹ thuật số kết hợp xóa nền. Sáng chế không giới hạn chế độ thiết lập cụ thể của thiết bị chụp ảnh, và chỉ sử dụng thiết bị chụp ảnh nêu trên để nhằm mục đích minh họa sáng chế. Cụ thể, khi thiết bị chụp ảnh này bao gồm điểm tâm tạo ảnh, thì tiêu điểm chung trùng với điểm tâm tạo ảnh này.

Như được thể hiện trên Fig.8, thiết bị chụp ảnh 23 có thể là ống bóng đèn 232 và bộ phận phát hiện dạng bảng điều khiển phẳng 231 được trạng bị riêng cơ cấu cố định để cố định thiết bị chụp ảnh 23, hoặc thiết bị chụp ảnh 23 cũng có thể được trạng bị riêng thiết bị dẫn hướng để dẫn hướng ống bóng đèn 232 và bộ phận phát hiện dạng bảng điều khiển phẳng 32 quay. Theo cách khác, như được thể hiện trên Fig.9, thiết bị chụp ảnh 23

có thể được bố trí cố định trong thiết bị chắn 24, vị trí và kết cấu cụ thể của thiết bị chắn 24 không bị giới hạn theo sáng chế, và thiết bị chắn nêu trên được sử dụng chỉ để nhằm mục đích minh họa sáng chế.

Ngoài ra, hệ thống xạ trị theo sáng chế còn bao gồm giường điều trị 22 để mang đối tượng bị bệnh. Như được thể hiện trên Fig.7-Fig.10, sáng chế không giới hạn kết cấu hoặc cách thức di chuyển cụ thể của giường điều trị 22, có thể là giường ba chiều như được thể hiện trên Fig.8-Fig.10, hoặc có thể là giường sáu chiều như được thể hiện trên Fig.7. Giường điều trị 22 có thể được tạo kết cấu chọn lọc theo nhu cầu điều trị, và không cần mô tả chi tiết thêm.

Trong hệ thống xạ trị theo sáng chế, chi tiết ngăn hạ xuống cũng được bố trí giữa dụng cụ chuẩn trực và thân nguồn. Như được thể hiện trên Fig.7 đến Fig.8, chi tiết ngăn hạ xuống là ổ trục.

Trong hệ thống xạ trị theo sáng chế, thiết bị nguồn phóng xạ này còn bao gồm thiết bị chắn 24. Thiết bị chắn 24 được bố trí ở cạnh của thiết bị nguồn phóng xạ 21. Các chùm được phát ra từ nguồn phóng xạ 21a được chắn bởi thiết bị chắn 24 sau khi truyền qua tiêu điểm chung f . Ví dụ, như được thể hiện trên Fig.8-Fig.10, thiết bị chắn 24 được bố trí ở cạnh của tiêu điểm chung f của thiết bị nguồn phóng xạ 21, và các chùm được phát ra từ nguồn phóng xạ 21a được chắn bởi thiết bị chắn 24 sau khi truyền qua tiêu điểm chung f , để ngăn ngừa bức xạ quá mức trong phòng điều trị. Ví dụ, khi thiết bị chắn 24 có hình dạng tương tự khối hình vánh khuyên, thì toàn bộ các tia này từ nguồn phóng xạ 21a đang quay xung quanh trục tâm được tiếp nhận bởi thiết bị chắn này. Theo cách khác, thiết bị chắn 24 là khối chắn có thể quay dọc theo trục tâm của thiết bị nguồn phóng xạ 21 để điều khiển nguồn phóng xạ 21a quay để tiếp nhận các tia phóng xạ sau khi truyền qua tiêu điểm chung f . Lưu ý rằng khi giường điều trị 22 mang đối tượng bị bệnh bị di chuyển, thì thiết bị chắn 24 được trang bị kênh để tạo thuận lợi cho quá trình di chuyển của giường điều trị.

Dụng cụ chuẩn trực theo sáng chế được mô tả chi tiết trong phần mô tả dưới đây.

Sáng chế đề cập đến dụng cụ chuẩn trực được lắp vào hệ thống xạ trị. Hệ thống xạ trị này bao gồm nhiều nguồn phóng xạ, nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực được bố trí trên dụng cụ chuẩn trực này, và góc chung của mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực theo hướng dọc nằm trong khoảng góc chung được thiết lập trước. Mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm nhiều lỗ chuẩn

trực, và các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ giao nhau ở tiêu điểm chung sau khi truyền qua mỗi lỗ chuẩn trực của tổ hợp lỗ chuẩn trực.

Như được thể hiện trên Fig.5, dụng cụ chuẩn trực 212 có thể có hình dạng phễu, và hướng dọc của dụng cụ chuẩn trực 212 như được thể hiện bằng mũi tên j1 được thể hiện trên Fig.5, nằm trong khoảng từ 0° đến 360° theo hướng dọc. Dụng cụ chuẩn trực cũng có thể có hình dạng ống như được thể hiện trên Fig.6, và hướng dọc của dụng cụ chuẩn trực là hướng như được thể hiện bằng mũi tên j2 được thể hiện trên Fig.6. Hai đầu của bản tròn được thể hiện trên Fig.6 có kích cỡ bằng nhau, hoặc tất nhiên có thể có kích cỡ khác nhau (như được thể hiện trên Fig.10). Sáng chế không giới hạn hình dạng cụ thể của dụng cụ chuẩn trực, và hướng dọc theo sáng chế được mô tả theo các hình dạng nêu trên chỉ nhằm mục đích minh họa sáng chế.

Ví dụ, như được thể hiện trên Fig.5, sáng chế đề cập đến dụng cụ chuẩn trực 212. Dụng cụ chuẩn trực được thể hiện trên Fig.5 được trang bị bốn tổ hợp lỗ chuẩn trực theo một phương án, tức là tổ hợp lỗ chuẩn trực số 1, tổ hợp lỗ chuẩn trực số 2, tổ hợp lỗ chuẩn trực số 3, và tổ hợp lỗ chuẩn trực số 4. Mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm 24 lỗ chuẩn trực tương ứng theo một phương án. Tổ hợp lỗ chuẩn trực số 1 được sử dụng làm ví dụ minh họa, các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ giao nhau ở tiêu điểm chung sau khi truyền qua mỗi lỗ chuẩn trực của tổ hợp lỗ chuẩn trực số 1. Góc chung của tổ hợp lỗ chuẩn trực số 1, góc chung của tổ hợp lỗ chuẩn trực số 2, góc chung của tổ hợp lỗ chuẩn trực số 3, và góc chung của tổ hợp lỗ chuẩn trực số 4 theo hướng dọc nhằm trong khoảng góc chung được thiết lập trước. Như được thể hiện trên Fig.5, tổ hợp lỗ chuẩn trực số 1 được sử dụng làm ví dụ minh họa, và góc chung của tổ hợp lỗ chuẩn trực số 1 theo hướng dọc (hướng như được thể hiện bằng mũi tên j1 được thể hiện trên Fig.5) được ký hiệu là A. Theo một phương án, khoảng góc chung được thiết lập trước A có thể nằm trong khoảng từ 5° đến 60° , tức là $5^\circ \leq A \leq 60^\circ$. Khoảng góc chung được thiết lập trước A có thể là góc chung bất kỳ nằm trong khoảng từ 5° đến 60° . Theo một phương án, khoảng góc chung được thiết lập trước A có thể bằng 5° , 8° , 10° , 12° , 18° , 20° , 25° , 30° , 40° , 45° , 50° , hoặc 60° .

Đối với dụng cụ chuẩn trực theo sáng chế, theo hướng dọc, khoảng bước giữa hai lỗ chuẩn trực liền kề lớn hơn kích cỡ của nguồn phóng xạ. Hơn nữa, dụng cụ chuẩn trực có thể làm lệch nguồn phóng xạ một góc nhỏ hơn, sao cho nguồn phóng xạ có thể được

chấn bởi khoảng bước giữa các lỗ chuẩn trực thay vì thiết bị chấn. Do đó, nguồn phóng xạ có thể nhanh chóng được bật hoặc tắt.

Ví dụ, đối với dụng cụ chuẩn trực theo sáng chế, theo hướng dọc, mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm nhiều hàng nguồn phóng xạ, và góc chung giữa hai hàng liền kề của các nguồn phóng xạ nằm trong khoảng từ 2° đến 15° . Ví dụ, trong số nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực, góc chung giữa hai hàng liền kề bất kỳ của các tổ hợp lỗ chuẩn trực là bằng nhau, hoặc góc chung giữa hai hàng liền kề của các tổ hợp lỗ chuẩn trực khác nhau là khác nhau, không bị giới hạn theo sáng chế, và phương án được thể hiện trên Fig.5 chỉ nhằm mục đích minh họa sáng chế. Như được thể hiện trên Fig.5, nhiều nguồn phóng xạ được chia thành bốn hàng, trong đó góc chung giữa các hàng liền kề của các lỗ chuẩn trực là B (được thể hiện trên Fig.4, hai hàng này chỉ nhằm mục đích minh họa sáng chế), góc chung B có thể nằm trong khoảng từ 2° đến 15° , tức bằng $2^\circ \leq B \leq 15^\circ$, và góc chung được thiết lập trước B có thể là góc chung bất kỳ nằm trong khoảng từ 2° đến 15° . Ví dụ, khoảng góc chung được thiết lập trước B có thể bằng 2° , $2,5^\circ$, 3° , 5° , 6° , 8° , 10° , 12° , hoặc 15° .

Đối với dụng cụ chuẩn trực theo sáng chế, góc chung giữa các tổ hợp lỗ chuẩn trực theo hướng ngang nằm trong khoảng từ 20° đến 60° . Ví dụ, như được thể hiện trên Fig.5, khoảng góc chung được thiết lập trước C có thể nằm trong khoảng từ 20° đến 60° , tức bằng $20^\circ \leq C \leq 60^\circ$, và khoảng góc chung được thiết lập trước C có thể là góc chung bất kỳ nằm trong khoảng từ 20° đến 60° . Ví dụ, khoảng góc chung được thiết lập trước C có thể bằng 20° , 25° , 30° , 38° , 40° , 45° , 50° , 53° , hoặc 60° .

Ví dụ, trong dụng cụ chuẩn trực theo sáng chế, theo hướng ngang, góc chung giữa hai lỗ chuẩn trực liền kề bất kỳ nằm trong khoảng từ 1° đến 10° . Ví dụ, góc chung giữa hai lỗ chuẩn trực liền kề bất kỳ theo hướng ngang là bằng nhau, hoặc góc chung giữa hai lỗ chuẩn trực liền kề bất kỳ theo hướng ngang là khác nhau, không bị giới hạn theo sáng chế, và phương án nêu trên như được thể hiện trên Fig.5 chỉ nhằm mục đích minh họa sáng chế. Ví dụ, như được thể hiện trên Fig.5, hai lỗ chuẩn trực được thể hiện chỉ nhằm mục đích minh họa sáng chế, góc chung giữa hai lỗ chuẩn trực theo hướng ngang được ký hiệu là D, góc chung D có thể nằm trong khoảng từ 1° đến 10° , tức là $1^\circ \leq D \leq 10^\circ$, và góc chung được thiết lập trước D có thể là góc chung bất kỳ nằm trong khoảng từ 1° đến 10° . Ví dụ, khoảng góc chung được thiết lập trước D có thể bằng 1° , 2° , 3° , 5° , 6° , 8° , 9° ,

hoặc 10° .

Đối với dụng cụ chuẩn trực như được thể hiện trên Fig.5, trong đó các lỗ chuẩn trực của mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực được chia thành nhiều hàng theo hướng dọc và các nguồn phóng xạ trong cùng một hàng có cùng hướng ngang, và các lỗ chuẩn trực của mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực được chia thành nhiều hàng theo hướng ngang và các nguồn phóng xạ trong cùng một hàng có cùng hướng dọc. Hơn nữa, để thực hiện quá trình chiếu xạ không đồng phẳng và bảo vệ các mô bình thường tốt hơn, trong thân nguồn theo sáng chế, các lỗ chuẩn trực có các vị trí khác nhau theo hướng ngang. Tức là, mỗi lỗ chuẩn trực có hướng ngang khác nhau.

Dụng cụ chuẩn trực được trang bị nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực. Ví dụ, dụng cụ chuẩn trực có thể được trang bị hai hoặc nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực. Theo một phương án như được thể hiện trên Fig.5, dụng cụ chuẩn trực được trang bị bốn tổ hợp lỗ chuẩn trực. Mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm nhiều lỗ chuẩn trực, và số lượng của nhiều lỗ chuẩn trực tương ứng với các nguồn phóng xạ có thể nằm trong khoảng từ 20 đến 180, ví dụ, 30 hoặc 180. Sáng chế không giới hạn số lượng hoặc cách thức bố trí của các lỗ chuẩn trực, và phương án như được thể hiện trên Fig.5 chỉ nhằm mục đích minh họa sáng chế. Hệ thống xạ trị này cũng bao gồm nhiều nguồn phóng xạ, và các lỗ chuẩn trực trên dụng cụ chuẩn trực tương ứng với các nguồn phóng xạ về số lượng và cách thức bố trí, sao cho các chùm được phát ra từ các nguồn phóng xạ giao nhau ở tiêu điểm chung sau khi truyền qua các lỗ chuẩn trực.

Ví dụ, như được thể hiện trên Fig.6, dụng cụ chuẩn trực cũng có thể có hình dạng ống và hướng dọc của dụng cụ chuẩn trực là hướng như được thể hiện bằng mũi tên j2 được thể hiện trên Fig.6. Hai đầu của bàn tròn được thể hiện trên Fig.6 có kích cỡ bằng nhau, hoặc tất nhiên có thể có kích cỡ khác nhau (như được thể hiện trên Fig.10). Sáng chế không giới hạn hình dạng cụ thể của thân nguồn, và các hình dạng như được thể hiện trên Fig.5 và Fig.6 chỉ nhằm mục đích minh họa sáng chế. Theo phương án như được thể hiện trên Fig.6, dụng cụ chuẩn trực được trang bị hai tổ hợp lỗ chuẩn trực và mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm 20 lỗ chuẩn trực.

Dụng cụ chuẩn trực 212 theo sáng chế cũng bao gồm vùng chắn 2121 được tạo kết cấu để chắn các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ. Tức là, các nguồn phóng xạ có thể được tắt bằng cách chắn các tia từ các nguồn phóng xạ bằng dụng cụ chuẩn trực.

Sáng chế không giới hạn vị trí cụ thể của vùng chắn trong thân chắn. Theo một phương án như được thể hiện trên Fig.5, vùng chắn đối diện về mặt không gian với mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực.

Ví dụ, trong dụng cụ chuẩn trực theo sáng chế, vùng chắn được bố trí ở giữa hai tổ hợp lỗ chuẩn trực liền kề bất kỳ trong số nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực. Ví dụ, theo một phương án như được thể hiện trên Fig.11, vùng chắn được bố trí ở giữa tổ hợp lỗ chuẩn trực số 2 và tổ hợp lỗ chuẩn trực số 3.

Theo một phương án như được thể hiện trên Fig.11, chỉ một vùng chắn được bao gồm. Sáng chế đề cập đến dụng cụ chuẩn trực, bao gồm nhiều vùng chắn. Ví dụ, vùng chắn cũng có thể được bố trí giữa tổ hợp lỗ chuẩn trực số 1 và tổ hợp lỗ chuẩn trực số 2. Theo cách khác, vùng chắn cũng có thể được bố trí giữa tổ hợp lỗ chuẩn trực số 3 và tổ hợp lỗ chuẩn trực số 4. Theo cách khác, vùng chắn cũng có thể được bố trí giữa hai tổ hợp lỗ chuẩn trực liền kề bất kỳ. Sáng chế không giới hạn số lượng và cách thức phân bố của nhiều vùng chắn, và phương án nêu trên chỉ nhằm mục đích minh họa sáng chế.

Dụng cụ chuẩn trực theo sáng chế bao gồm bộ phận chuẩn trực bên trong và bộ phận chuẩn trực bên ngoài được nối cố định với nhau, và lỗ chuẩn trực trên bộ phận chuẩn trực bên trong và lỗ chuẩn trực trên bộ phận chuẩn trực bên ngoài được bố trí tương ứng. Tức là, dụng cụ chuẩn trực có thể bao gồm lớp kép, và bộ phận chuẩn trực bên trong và bộ phận chuẩn trực bên ngoài có thể được cố định bằng khóa vít.

Dụng cụ chuẩn trực theo sáng chế bao gồm bộ phận chuẩn trực bên trong và bộ phận chuẩn trực bên ngoài, có thể quay với nhau. Ví dụ, trong quá trình điều trị, khi xuất hiện sự cố, nguồn phóng xạ có thể được tắt nhanh chóng thông qua bộ phận chuẩn trực bên trong, sau đó bộ phận chuẩn trực bên ngoài được xoay để căn chỉnh quá trình chắn bằng nguồn phóng xạ để chắn nguồn phóng xạ. Hơn nữa, vùng chắn của bộ phận chuẩn trực bên trong được căn chỉnh với nguồn phóng xạ, sao cho nguồn phóng xạ có thể được tắt hoàn toàn.

Đối với dụng cụ chuẩn trực theo sáng chế, lỗ chuẩn trực trên bộ phận chuẩn trực bên trong là lỗ côn, và/hoặc lỗ chuẩn trực trên bộ phận chuẩn trực bên ngoài là lỗ thẳng. Ví dụ, mỗi bộ phận chuẩn trực bên trong và bộ phận chuẩn trực bên ngoài có thể được trang bị lỗ thẳng; hoặc bộ phận chuẩn trực bên trong được trang bị lỗ côn, trong khi đó bộ phận chuẩn trực bên ngoài được trang bị lỗ thẳng; hoặc bộ phận chuẩn trực bên trong và

bộ phận chuẩn trực bên ngoài đều có thể được trang bị lỗ côn.

Đối với dụng cụ chuẩn trực theo sáng chế, vùng chắn được trang bị thân chắn, và tỷ trọng vật liệu của thân chắn lớn hơn tỷ trọng vật liệu của dụng cụ chuẩn trực. Ví dụ, thân chắn được nối cố định với dụng cụ chuẩn trực, và thân chắn có thể được chế tạo bằng khối vonfram hoặc khối chì hoặc hợp kim của chúng. Dụng cụ chuẩn trực theo sáng chế có thể được chế tạo bằng gang. Do đó, thân chắn có thể chắn nguồn phóng xạ tốt hơn.

Sáng chế đề cập đến phương pháp điều khiển dẫn hướng hệ thống xạ trị. Như được thể hiện trên Fig.12, phương pháp điều khiển dẫn hướng này bao gồm các bước sau:

Bước S1: thu nhận ít nhất một khoảng góc của các chùm phát ra; và

Bước S2: dẫn hướng hệ thống xạ trị để phát ra các chùm nằm trong ít nhất một khoảng góc của các chùm phát ra và đảm bảo các chùm này giao nhau ở tiêu điểm chung.

Lưu ý rằng vị trí không được thiết lập trước thường được thiết lập cho thiết bị dẫn hướng trong hệ thống xạ trị, và vị trí không này đóng vai trò làm tham chiếu trong quá trình điều trị xạ trị để kiểm chứng quá trình dẫn hướng nằm trong khoảng góc dẫn hướng. Theo sáng chế, khoảng góc của các chùm phát ra có thể là khoảng góc cần thiết cho hệ thống xạ trị để phát ra các chùm để điều trị xạ trị, trong đó khoảng góc này được bao gồm trong kế hoạch điều trị tương ứng do nhân viên y tế đưa ra theo hình ảnh khối u của đối tượng bị bệnh, và khoảng góc này là khoảng góc cần thiết cho thiết bị dẫn hướng này để dẫn hướng. Ví dụ, như được thể hiện trên Fig.13, trong kế hoạch điều trị tương ứng do nhân viên y tế đưa ra theo hình ảnh khối u của đối tượng bị bệnh, hệ thống xạ trị thực hiện quá trình điều trị xạ trị trong khoảng thời gian B1, nhưng không thực hiện quá trình điều trị xạ trị trong khoảng thời gian A1 (vùng A1 bao gồm vùng bức xạ của hai mắt để ngăn ngừa các tia khỏi gây tổn thương dây thần kinh thị giác). Khoảng góc của các chùm phát ra là khoảng góc dẫn hướng ở đó thiết bị dẫn hướng này dẫn hướng nguồn phóng xạ chiếu xạ trong khoảng thời gian B1, và khoảng góc bảo vệ là khoảng góc dẫn hướng ở đó thiết bị dẫn hướng này dẫn hướng nguồn phóng xạ không chiếu xạ trong khoảng thời gian A1. Trong quá trình điều trị xạ trị, chỉ cần quay để chiếu xạ nằm trong khoảng góc dẫn hướng của bức xạ trong khoảng thời gian B1, sao cho các mô nhạy cảm có thể được bảo vệ khỏi bị tổn thương do chiếu xạ vào mắt. Ví dụ, khoảng góc dẫn hướng là góc quay của động cơ. Theo sáng chế, khi hệ thống xạ trị quay một góc lớn hơn 360° , thì khoảng góc dẫn hướng cũng vượt quá 360° . Theo cách khác, khi hệ thống xạ trị quay một góc lớn

hơn 360° , thì số lần quay và khoảng góc dẫn hướng tương ứng với số lần quay khác nhau được phân ranh giới.

Tất nhiên, trong quá trình điều trị xạ trị, quá trình chiếu xạ quay cũng có thể được thực hiện trên vùng A1 và vùng B1. Trong trường hợp này, khoảng góc của các chùm phát ra là khoảng góc dẫn hướng để chiếu xạ trong vùng A1 và vùng B1. Ví dụ, khoảng góc của các chùm phát ra có thể là 360° . Tại thời điểm này, mức độ chiếu xạ của các mô nhạy cảm như dây thần kinh thị giác có thể được giảm bằng cách giảm thời gian chiếu xạ để bảo vệ các mô và cơ quan nhạy cảm.

Theo phương pháp điều khiển dẫn hướng theo sáng chế, hệ thống xạ trị này bao gồm nhiều nguồn phóng xạ, và các điểm nguồn của nhiều nguồn phóng xạ nằm trong khoảng góc được thiết lập trước theo hướng dọc. Phương pháp điều khiển dẫn hướng bao gồm các bước sau: thu nhận ít nhất một khoảng góc của các chùm phát ra; và dẫn hướng hệ thống xạ trị để phát ra các chùm nằm trong khoảng góc của các chùm phát ra và đảm bảo các chùm này giao nhau ở tiêu điểm chung, sao cho các mô và cơ quan nhạy cảm như mắt có thể được bảo vệ khỏi bị tổn thương thêm trong quá trình điều trị các khối u ở đầu.

Như được thể hiện trên Fig.14, phương pháp điều khiển dẫn hướng theo sáng chế còn bao gồm các bước sau:

Bước S3: thu nhận ít nhất một khoảng góc bảo vệ. Ít nhất một khoảng góc bảo vệ nhỏ hơn 360° .

Như được thể hiện trên Fig.15, hệ thống xạ trị thực hiện quá trình điều trị xạ trị trong khoảng thời gian B1 và khoảng thời gian B2, nhưng không thực hiện quá trình điều trị xạ trị trong khoảng thời gian A1 và khoảng thời gian A2 (khoảng thời gian A1 và khoảng thời gian A2 tương ứng với các vùng mắt để ngăn ngừa các tia khỏi gây tổn thương dây thần kinh thị giác). Khoảng góc của các chùm phát ra là khoảng góc dẫn hướng ở đó thiết bị dẫn hướng này dẫn hướng nguồn phóng xạ chiếu xạ trong khoảng thời gian B1 và khoảng thời gian B2, và khoảng góc bảo vệ là khoảng góc dẫn hướng ở đó thiết bị dẫn hướng này dẫn hướng nguồn phóng xạ không chiếu xạ trong khoảng thời gian A1 hoặc khoảng thời gian A2.

Bước S4: dẫn hướng hệ thống xạ trị sao cho chùm không được phát ra từ nguồn phóng xạ nằm trong khoảng góc bảo vệ.

Theo phương pháp điều khiển dẫn hướng theo sáng chế, hệ thống xạ trị này bao gồm nhiều nguồn phóng xạ, và các điểm nguồn của nhiều nguồn phóng xạ nằm trong khoảng góc được thiết lập trước theo hướng dọc. Phương pháp điều khiển dẫn hướng bao gồm các bước sau: thu nhận ít nhất một khoảng góc của các chùm phát ra và ít nhất một khoảng góc bảo vệ; và dẫn hướng hệ thống xạ trị để phát ra các chùm nằm trong khoảng góc của các chùm phát ra và đảm bảo các chùm này giao nhau ở tiêu điểm chung, sao cho chùm không được phát ra từ các nguồn phóng xạ nằm trong khoảng góc bảo vệ. Theo cách thức này, trong quá trình điều trị các khối u ở đầu, các mô và cơ quan nhạy cảm như mắt có thể được bảo vệ khỏi bị tổn thương thêm.

Ví dụ, ít nhất một của khoảng góc của các chùm phát ra liền kề với ít nhất một của khoảng góc bảo vệ. Như được thể hiện trên Fig.15, quá trình điều trị xạ trị được thực hiện trong khoảng thời gian B1 và khoảng thời gian B2, nhưng quá trình điều trị xạ trị không được thực hiện trong khoảng thời gian A1 cũng như khoảng thời gian A2. Do khoảng thời gian B1 liền kề với khoảng thời gian A1, nên khoảng góc của các chùm phát ra tương ứng với khoảng thời gian B1 liền kề với khoảng góc bảo vệ tương ứng với khoảng thời gian A1.

Theo phương pháp điều khiển dẫn hướng theo sáng chế, nhiều khoảng góc của các chùm phát ra được thu nhận, và hệ thống xạ trị này được vận hành ở các tốc độ khác nhau nằm trong ít nhất hai khoảng góc của các chùm phát ra. Ví dụ, như được thể hiện trên Fig.15, khi quá trình điều trị xạ trị được thực hiện trong khoảng thời gian B1 và khoảng thời gian B2, thì khoảng góc của các chùm phát ra tương ứng với khoảng thời gian B1 và khoảng góc của các chùm phát ra tương ứng với khoảng thời gian B2 được thu nhận. Tốc độ của hệ thống xạ trị nằm trong khoảng góc của các chùm phát ra tương ứng với khoảng thời gian B1 được ký hiệu là $V1$, và tốc độ của hệ thống xạ trị nằm trong khoảng góc của các chùm phát ra tương ứng với khoảng thời gian B2 được ký hiệu là $V2$, $V1 \neq V2$. Thời gian chiếu xạ ở các vị trí khác nhau có thể được điều chỉnh bằng cách điều chỉnh tốc độ, sao cho mật độ của tiêu điểm được điều chỉnh.

Ví dụ, như được thể hiện trên Fig.13, khi quá trình chiếu xạ quay được thực hiện trong vùng A1 và vùng B1 trong quá trình điều trị xạ trị, khoảng góc của các chùm phát ra là khoảng góc dẫn hướng đối với quá trình chiếu xạ được thực hiện trong vùng A1 và vùng B1. Tốc độ của hệ thống xạ trị nằm trong khoảng góc của các chùm phát ra tương

ứng với khoảng thời gian B1 được ký hiệu là V1, và tốc độ của hệ thống xạ trị nằm trong khoảng góc của các chùm phát ra tương ứng với khoảng thời gian A1 được ký hiệu là V2, $V1 < V2$. Tức là, tốc độ trong khoảng thời gian A1 lớn hơn tốc độ trong khoảng thời gian B1, sao cho mức độ chiếu xạ được tiếp nhận bởi các mô nhạy cảm trong khoảng thời gian A1 được giảm để bảo vệ các mô và cơ quan nhạy cảm.

Lưu ý rằng khoảng góc dẫn hướng theo sáng chế là góc quay của động cơ, và khoảng góc dẫn hướng cũng vượt quá 360° . Ví dụ, khi góc quay của động cơ vượt quá 360° , thì số lần quay và khoảng góc dẫn hướng tương ứng với số lần quay khác nhau được phân ranh giới. Hệ thống xạ trị này được vận hành ở các tốc độ khác nhau nằm trong ít nhất hai khoảng góc của các chùm phát ra, và có tốc độ hướng dẫn khác nhau trong cùng một khoảng thời gian chiếu xạ tương ứng với số lần quay khác nhau. Ví dụ, khi thời gian điều trị dự kiến cho quá trình điều trị xạ trị là 2 phút, và 1 phút là cần thiết cho mỗi quá trình quay của động cơ, thì như được thể hiện trên Fig.15, tốc độ dẫn hướng đối với quá trình chiếu xạ trong vùng B1 nằm trong khoảng góc của các chùm phát ra của quá trình quay thứ nhất được ký hiệu là V1, và tốc độ dẫn hướng đối với quá trình chiếu xạ trong vùng B1 nằm trong khoảng góc của các chùm phát ra của quá trình quay thứ hai được ký hiệu là V2, $V1 \neq V2$.

Theo phương pháp điều khiển dẫn hướng theo sáng chế, như được thể hiện trên các hình vẽ nêu trên, hai khoảng góc của các chùm phát ra có tốc độ khác nhau liên kết với nhau.

Theo phương pháp điều khiển dẫn hướng theo sáng chế, hệ thống xạ trị được dẫn hướng để di chuyển tịnh tiến qua lại nằm trong khoảng góc của các chùm phát ra. Ví dụ, khi chỉ một khoảng góc của các chùm phát ra được thu nhận, hệ thống xạ trị có thể di chuyển tịnh tiến qua lại nằm trong khoảng góc của các chùm phát ra để tăng mức độ chiếu xạ được tiếp nhận bởi khối u. Tất nhiên, khi nhiều góc nằm trong khoảng góc của các chùm phát ra được thu nhận, hệ thống xạ trị cũng có thể di chuyển tịnh tiến qua lại nằm trong góc nằm trong khoảng góc của các chùm phát ra để tăng mức độ chiếu xạ được tiếp nhận bởi khối u.

Theo phương pháp điều khiển dẫn hướng theo sáng chế, thân chẩn được trang bị vùng chẩn, Bước S4 được thể hiện trên Fig.14 cụ thể bao gồm: dẫn hướng hệ thống xạ trị sao cho các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ được chẩn bởi dụng cụ chuẩn

trực. Ví dụ, thân nguồn có thể được dẫn hướng để làm lệch dụng cụ chuẩn trực, sao cho nguồn phóng xạ trên thân nguồn được chắn bởi khoảng bước giữa các lỗ chuẩn trực trên dụng cụ chuẩn trực. Góc quay lệch nhỏ hơn là cần thiết để thân nguồn làm lệch dụng cụ chuẩn trực, do đó nguồn phóng xạ có thể nhanh chóng được bật hoặc tắt. Theo cách khác, thân nguồn có thể được dẫn hướng để làm lệch dụng cụ chuẩn trực, sao cho nguồn phóng xạ trên thân nguồn được chắn bởi vùng chắn trên dụng cụ chuẩn trực.

Theo phương pháp điều khiển dẫn hướng theo sáng chế, khi hệ thống xạ trị còn bao gồm thân chuyển, và các bước được thể hiện trên Fig.14 được sử dụng làm các phương án cụ thể, thì như được thể hiện trên Fig.16, phương pháp điều khiển dẫn hướng còn bao gồm:

Bước S5: dẫn hướng thân chuyển sao cho một phần của các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ γ được chắn bởi vùng chắn của thân chuyển.

Thân chuyển được thể hiện trên Fig.11. Thân chuyển được dẫn hướng sao cho một phần của các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ γ được chắn bởi vùng chắn của thân chuyển. Theo cách thức này, một phần của các chùm được phát ra từ các nguồn phóng xạ có thể được chắn bởi vùng chắn của thân chuyển, nhờ đó thực hiện được mục đích điều chỉnh mật độ bức xạ.

Theo phương pháp điều khiển dẫn hướng theo sáng chế, theo hướng dọc, khoảng bước giữa hai lỗ chuẩn trực liền kề trong cùng một tổ hợp lỗ chuẩn trực lớn hơn kích cỡ của nguồn phóng xạ. Bước S4 được thể hiện trên Fig.14 cụ thể bao gồm: dẫn hướng hệ thống xạ trị sao cho nhiều nguồn phóng xạ được làm lệch với lỗ chuẩn trực, trong đó các chùm được phát ra từ một phần của các nguồn phóng xạ được chắn bởi vùng mép của tổ hợp lỗ chuẩn trực, và các chùm được phát ra từ các nguồn phóng xạ còn lại được chắn bởi vùng khoảng bước giữa các lỗ chuẩn trực. Ví dụ, thân nguồn có thể được dẫn hướng để làm lệch dụng cụ chuẩn trực, sao cho các nguồn phóng xạ trên thân nguồn được chắn bởi khoảng bước giữa các lỗ chuẩn trực trên dụng cụ chuẩn trực. Góc quay lệch nhỏ hơn là cần thiết sao cho thân nguồn làm lệch dụng cụ chuẩn trực, do đó các nguồn phóng xạ có thể nhanh chóng được bật hoặc tắt.

Ví dụ, trong hệ thống xạ trị như được thể hiện trên Fig.8-Fig.10, tiêu điểm chung được bố trí bên ngoài bề mặt đầu của thiết bị nguồn phóng xạ. Hệ thống xạ trị còn bao gồm thiết bị chụp ảnh, và tiêu điểm chung được bố trí nằm trong vùng chụp ảnh của thiết

bị chụp ảnh. Như được thể hiện trên Fig.17, phương pháp điều khiển dẫn hướng cũng bao gồm các bước sau:

Bước S6: điều khiển thiết bị chụp ảnh để thu được hình ảnh của đối tượng bị bệnh.

Bước S7: xác định khoảng góc của các chùm phát ra theo hình ảnh của đối tượng bị bệnh.

Lưu ý rằng khoảng góc của các chùm phát ra trong bước S1 có thể là khoảng góc của các chùm phát ra được xác định bởi nhân viên y tế dựa trên hình ảnh của đối tượng bị bệnh trước khi điều trị xạ trị, và trong quá trình điều trị, khoảng góc của các chùm phát ra có thể được xác định hoặc điều chỉnh dựa trên hình ảnh thu được.

Ví dụ, hệ thống xạ trị như được thể hiện trên Fig.8-Fig.10 còn bao gồm thiết bị chụp ảnh, và tiêu điểm chung được bố trí nằm trong vùng chụp ảnh của thiết bị chụp ảnh. Như được thể hiện trên Fig.18, phương pháp điều khiển dẫn hướng cũng bao gồm các bước sau:

Bước S8: điều khiển thiết bị chụp ảnh để thu được hình ảnh của đối tượng bị bệnh; và

Bước S9: xác định khoảng góc bảo vệ theo hình ảnh của đối tượng bị bệnh.

Tương tự, khoảng góc bảo vệ trong bước S3 có thể là khoảng góc bảo vệ được xác định bởi nhân viên y tế dựa trên hình ảnh của đối tượng bị bệnh trước khi điều trị xạ trị, và trong quá trình điều trị, khoảng góc bảo vệ có thể được xác định hoặc điều chỉnh dựa trên hình ảnh thu được.

Lưu ý rằng trong phương pháp điều khiển dẫn hướng theo sáng chế, sáng chế không giới hạn trình tự của các bước nêu trên, và các phương án nêu trên chỉ nhằm mục đích minh họa sáng chế.

Các phương án nêu trên chỉ nhằm mục đích minh họa chứ không giới hạn phạm vi của sáng chế. Toàn bộ các cải biến, thay thế hoặc cải tiến tương đương có thể được tạo ra và nằm trong phạm vi của sáng chế.

YÊU CẦU BẢO HỘ

1. Dụng cụ chuẩn trực bao gồm:

trục tâm; và

nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực được bố trí trong một phần của dụng cụ chuẩn trực sao cho mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực được bố trí nằm trong khoảng góc được thiết lập trước theo hướng dọc,

trong đó hướng dọc là hướng tỏa tròn vuông góc với trục tâm và phần này có khoảng góc cực đại nhỏ hơn 180° theo hướng dọc, và

trong đó mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm nhiều lỗ chuẩn trực sao cho các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ bao quanh dụng cụ chuẩn trực giao nhau ở tiêu điểm chung sau khi truyền qua nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực.

2. Dụng cụ chuẩn trực theo điểm 1, trong đó khoảng góc cực đại nhỏ hơn 90° .

3. Dụng cụ chuẩn trực theo điểm 1, trong đó khoảng góc được thiết lập trước nằm trong khoảng từ 5° đến 60° .

4. Dụng cụ chuẩn trực theo điểm 1, trong đó khoảng cách giữa hai lỗ chuẩn trực liền kề trong tổ hợp lỗ chuẩn trực của nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực theo hướng dọc lớn hơn kích cỡ của nguồn phóng xạ của nhiều nguồn phóng xạ phát ra các chùm truyền qua nhiều lỗ chuẩn trực.

5. Dụng cụ chuẩn trực theo điểm 1, trong đó dụng cụ chuẩn trực này còn bao gồm vùng chắn được tạo kết cấu để chắn các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ.

6. Dụng cụ chuẩn trực theo điểm 5, trong đó vùng chắn được bố trí bên ngoài phần.

7. Dụng cụ chuẩn trực theo điểm 5, trong đó vùng chắn được bố trí ở giữa hai tổ hợp lỗ chuẩn trực.

8. Dụng cụ chuẩn trực theo điểm 1, trong đó dụng cụ chuẩn trực này có hình dạng thấu.

9. Hệ thống xạ trị, bao gồm:

thiết bị nguồn phóng xạ có thân nguồn bao gồm nhiều nguồn phóng xạ; và

dụng cụ chuẩn trực bao gồm:

trục tâm; và

nhiều lỗ chuẩn trực được bố trí trong một phần của dụng cụ chuẩn trực sao cho mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực được bố trí nằm trong khoảng góc được thiết lập trước theo hướng dọc,

trong đó hướng dọc là hướng tỏa tròn vuông góc với trục tâm và phần này có khoảng góc cực đại nhỏ hơn 180° theo hướng dọc, và

trong đó mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm nhiều lỗ chuẩn trực sao cho các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ bao quanh dụng cụ chuẩn trực giao nhau ở tiêu điểm chung sau khi truyền qua nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực.

10. Hệ thống xạ trị theo điểm 9, trong đó tiêu điểm chung được bố trí bên ngoài bề mặt đầu của thiết bị nguồn phóng xạ.

11. Hệ thống xạ trị theo điểm 9, trong đó hệ thống xạ trị này còn bao gồm thiết bị chụp ảnh được bố trí ở cạnh của thiết bị nguồn phóng xạ, và tiêu điểm chung được bố trí nằm trong vùng chụp ảnh của thiết bị chụp ảnh.

12. Hệ thống xạ trị theo điểm 11, trong đó thiết bị chụp ảnh này bao gồm ít nhất một thiết bị chụp ảnh tia X, thiết bị chụp ảnh cắt lớp, thiết bị chụp ảnh cộng hưởng từ, thiết bị chụp ảnh tia X kỹ thuật số kết hợp xóa nền, thiết bị chụp ảnh siêu âm, hoặc thiết bị chụp ảnh cắt lớp phát xạ positron.

13. Hệ thống xạ trị theo điểm 9, trong đó thiết bị nguồn phóng xạ này còn bao gồm thiết bị chắn được bố trí ở cạnh của thiết bị nguồn phóng xạ, và các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ được chắn bởi thiết bị chắn này sau khi truyền qua tiêu điểm chung.

14. Phương pháp điều khiển hệ thống xạ trị, hệ thống xạ trị này bao gồm thiết bị nguồn phóng xạ có thân nguồn bao gồm nhiều nguồn phóng xạ; và dụng cụ chuẩn trực bao gồm trục tâm, và nhiều lỗ chuẩn trực được bố trí trong một phần của dụng cụ chuẩn trực sao cho mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực được bố trí nằm trong khoảng góc được thiết lập trước theo hướng dọc, trong đó hướng dọc là hướng tỏa tròn vuông góc với trục tâm và phần này có khoảng góc cực đại nhỏ hơn 180° theo hướng dọc, và trong đó mỗi tổ hợp lỗ chuẩn trực bao gồm nhiều lỗ chuẩn trực sao cho các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ bao quanh dụng cụ chuẩn trực giao nhau ở tiêu điểm chung sau khi truyền qua nhiều lỗ chuẩn trực, phương pháp này bao gồm các bước sau: thu nhận khoảng góc để phát ra các chùm;

và dẫn hướng hệ thống xạ trị để phát ra các chùm nằm trong khoảng góc này và đảm bảo các chùm này giao nhau ở tiêu điểm chung.

15. Phương pháp theo điểm 14, trong đó phương pháp này còn bao gồm các bước sau: thu nhận khoảng góc bảo vệ; và dẫn hướng hệ thống xạ trị sao cho chùm không được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ nằm trong khoảng góc bảo vệ.

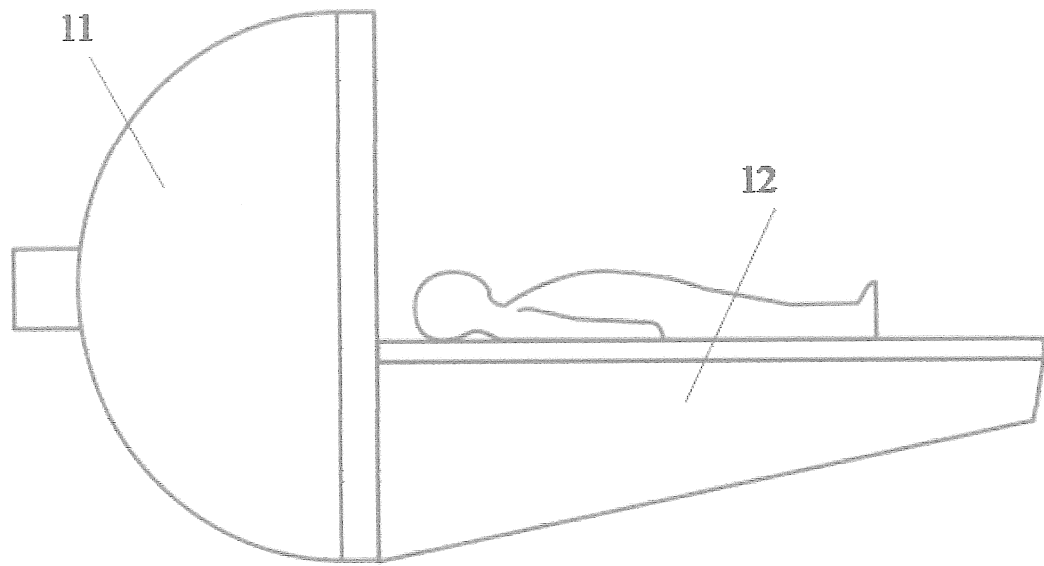
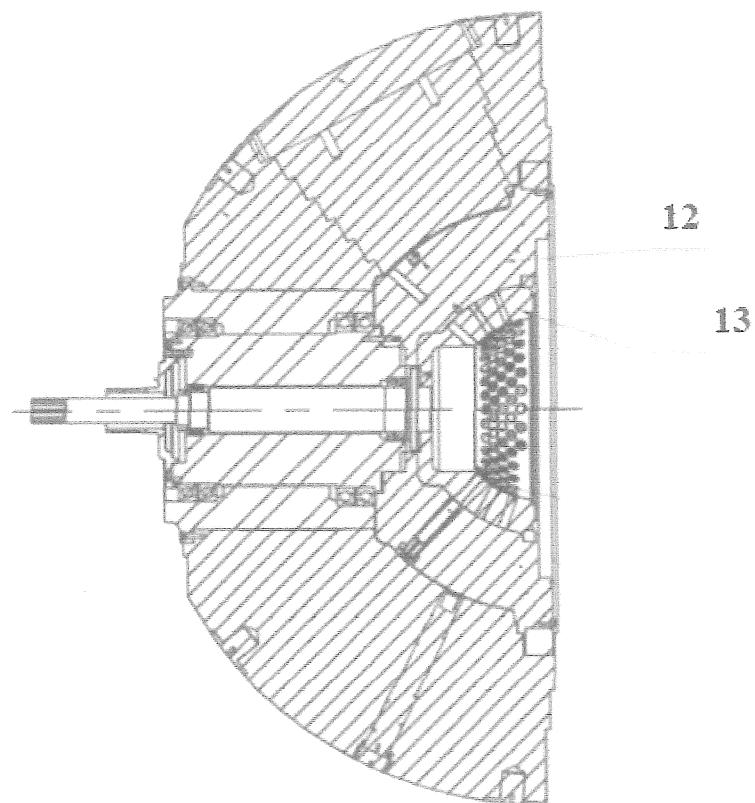
16. Phương pháp theo điểm 15, trong đó hệ thống xạ trị này còn bao gồm vùng chắn; và bước dẫn hướng hệ thống xạ trị sao cho chùm không được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ nằm trong khoảng góc bảo vệ còn bao gồm bước dẫn hướng hệ thống xạ trị sao cho các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ được chắn bởi vùng chắn.

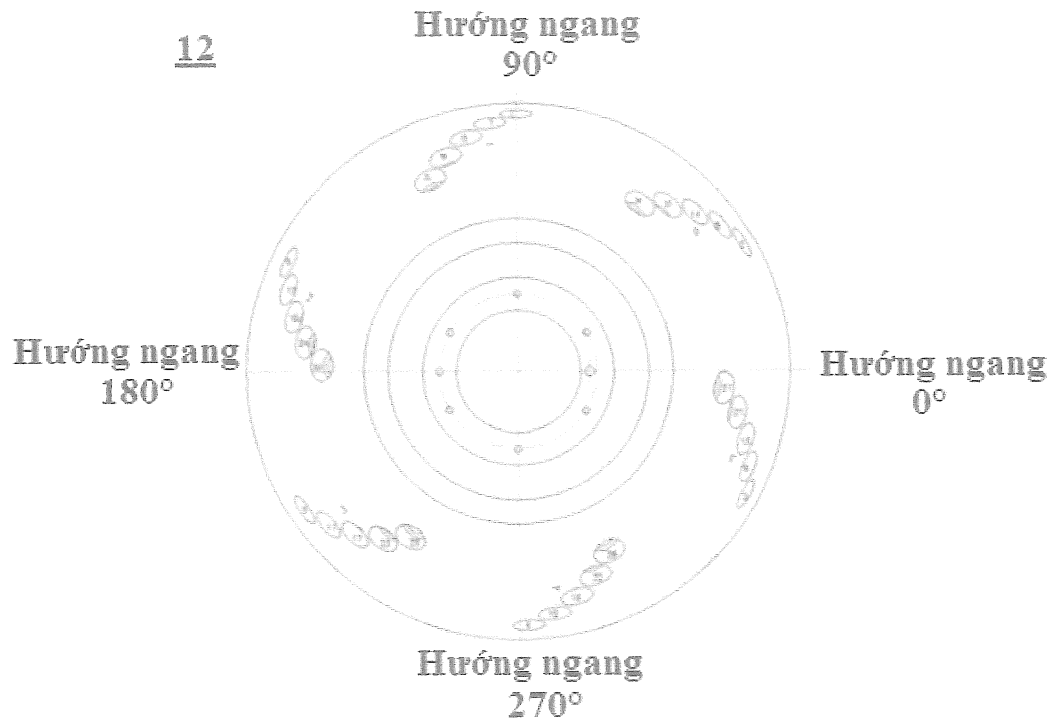
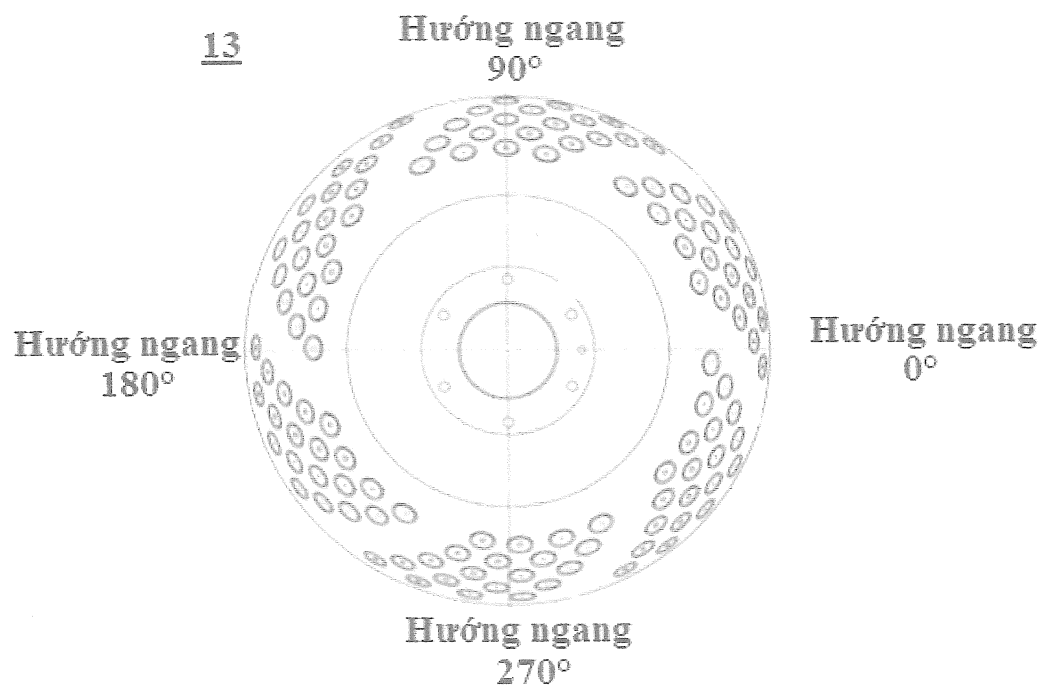
17. Phương pháp theo điểm 15, trong đó khoảng cách giữa hai lỗ chuẩn trực liền kề trong tổ hợp lỗ chuẩn trực của nhiều tổ hợp lỗ chuẩn trực theo hướng dọc lớn hơn kích cỡ của nguồn phóng xạ của nhiều nguồn phóng xạ phát ra các chùm truyền qua nhiều lỗ chuẩn trực; và bước dẫn hướng hệ thống xạ trị sao cho chùm không được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ nằm trong khoảng góc bảo vệ còn bao gồm bước dẫn hướng hệ thống xạ trị sao cho nhiều nguồn phóng xạ quay xung quanh trục tâm, được làm lệch với các lỗ chuẩn trực, và được chắn.

18. Phương pháp theo điểm 15, trong đó hệ thống xạ trị này còn bao gồm thiết bị chụp ảnh; và phương pháp này còn bao gồm các bước sau: điều khiển thiết bị chụp ảnh để thu được hình ảnh của đối tượng bị bệnh; và xác định khoảng góc bảo vệ theo hình ảnh của đối tượng bị bệnh.

19. Phương pháp theo điểm 14, trong đó khoảng góc này là khoảng góc thứ nhất, và phương pháp này còn bao gồm bước thu nhận khoảng góc thứ hai để phát ra các chùm, và hệ thống xạ trị này có các tốc độ khác nhau nằm trong khoảng góc thứ nhất và khoảng góc thứ hai của các chùm phát ra.

20. Phương pháp theo điểm 14, trong đó hệ thống xạ trị này còn bao gồm thiết bị chụp ảnh, và phương pháp này còn bao gồm các bước sau: điều khiển thiết bị chụp ảnh để thu được hình ảnh của đối tượng bị bệnh; và xác định khoảng góc để phát ra các chùm theo hình ảnh của đối tượng bị bệnh.

**Fig.1****Fig.2**

**Fig.3****Fig.4**

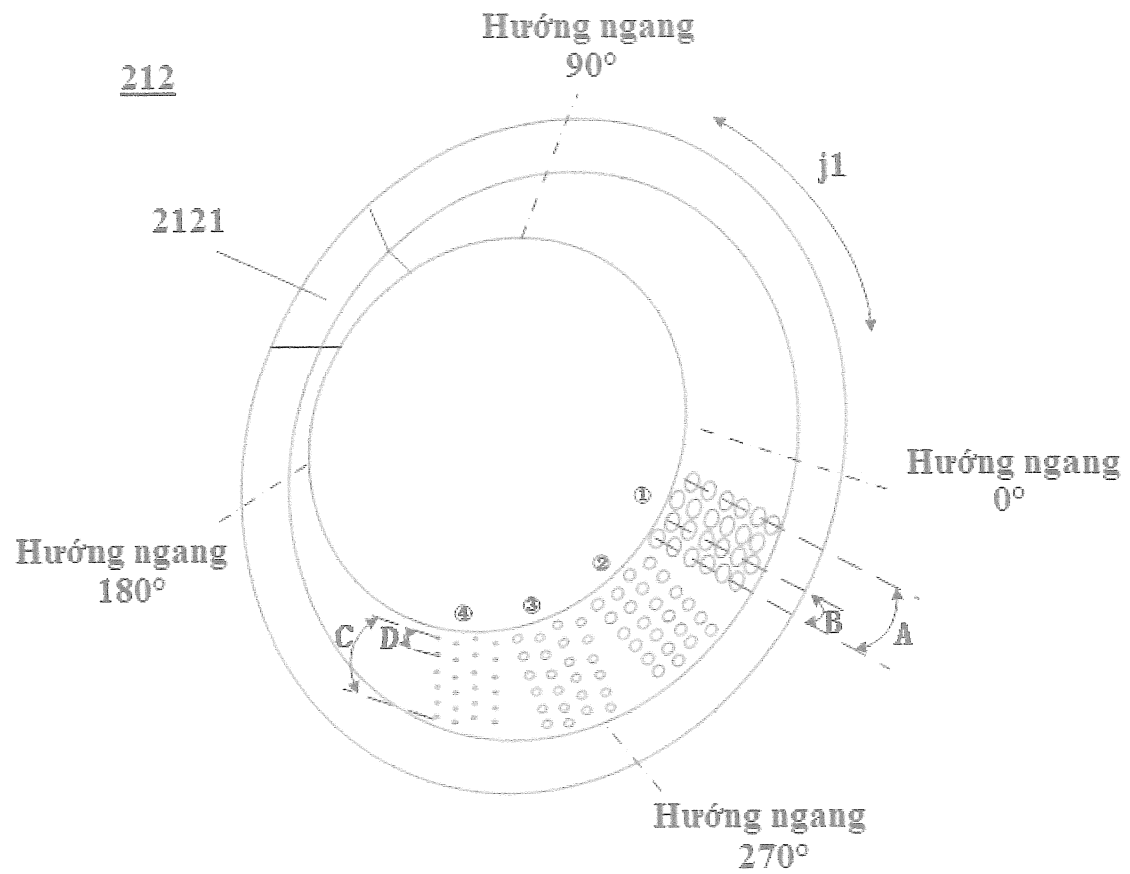


Fig.5

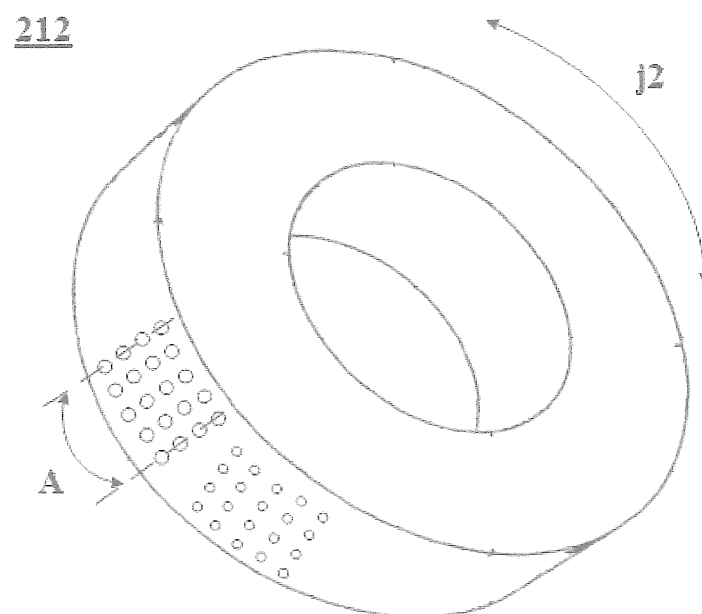
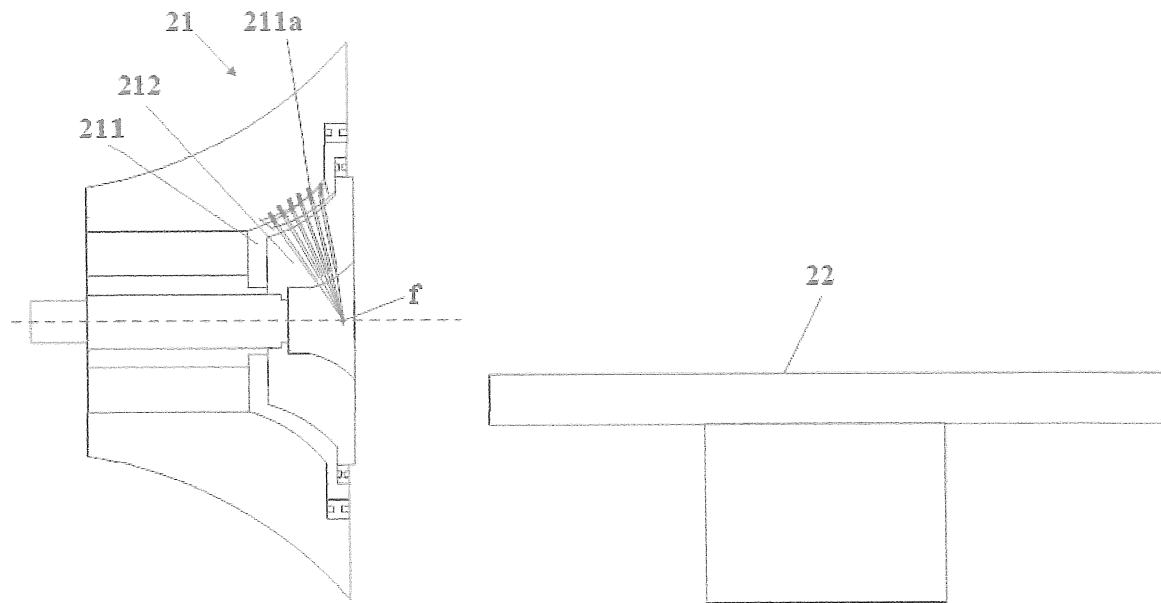
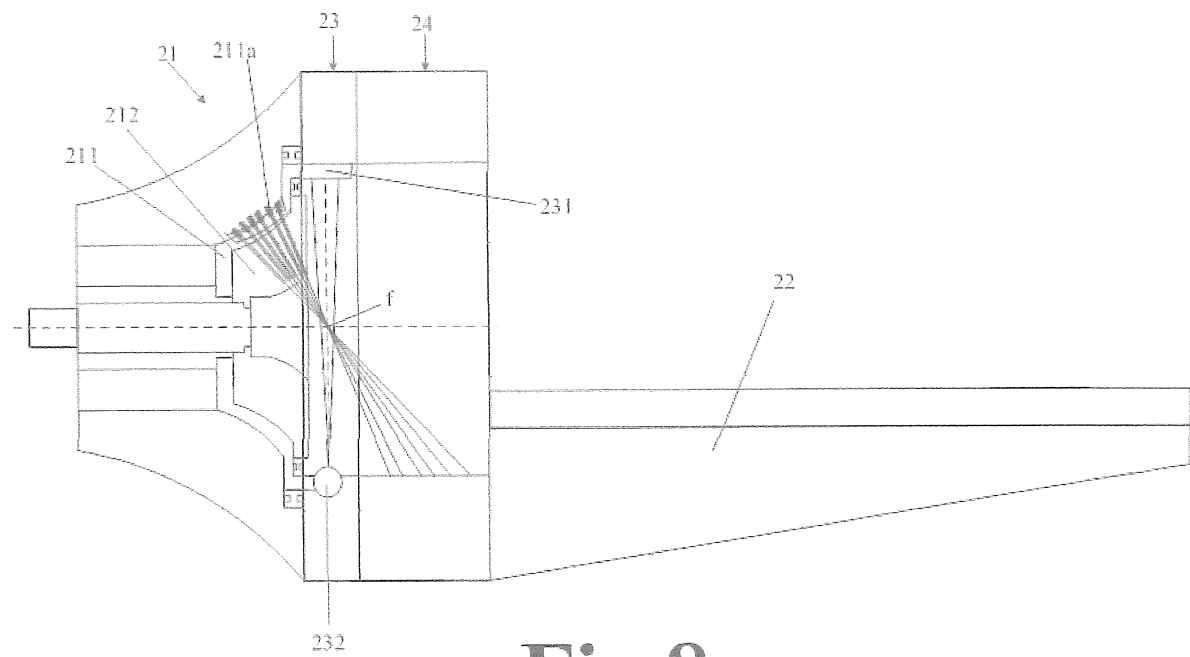
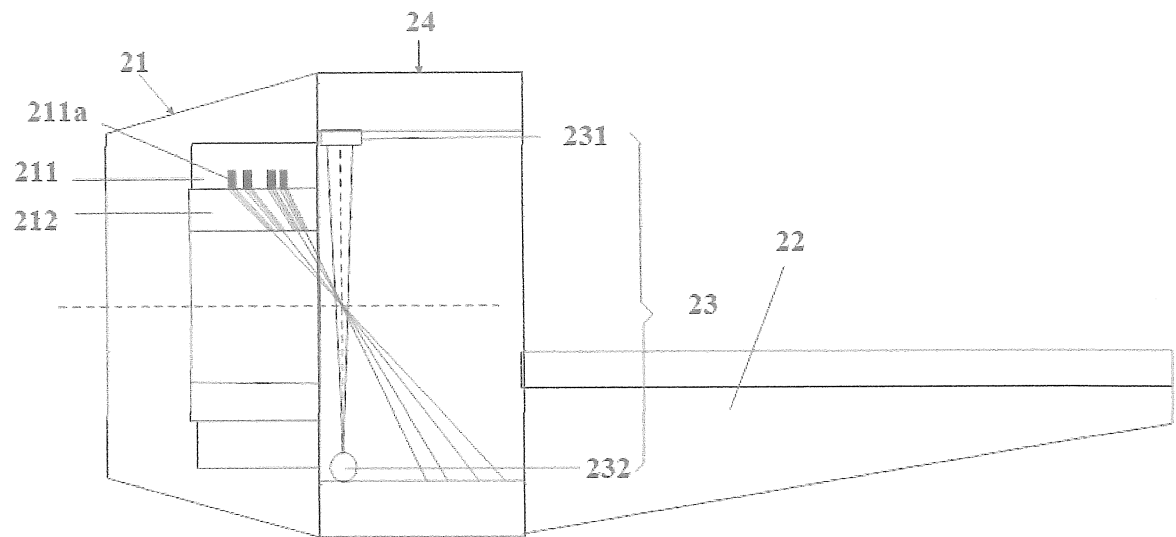
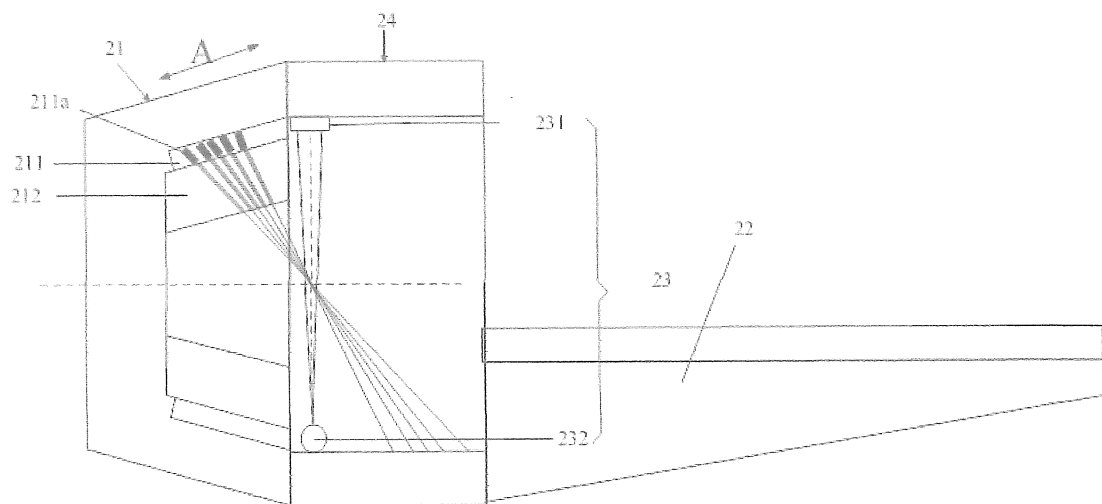


Fig.6

**Fig.7****Fig.8**

**Fig.9****Fig.10**

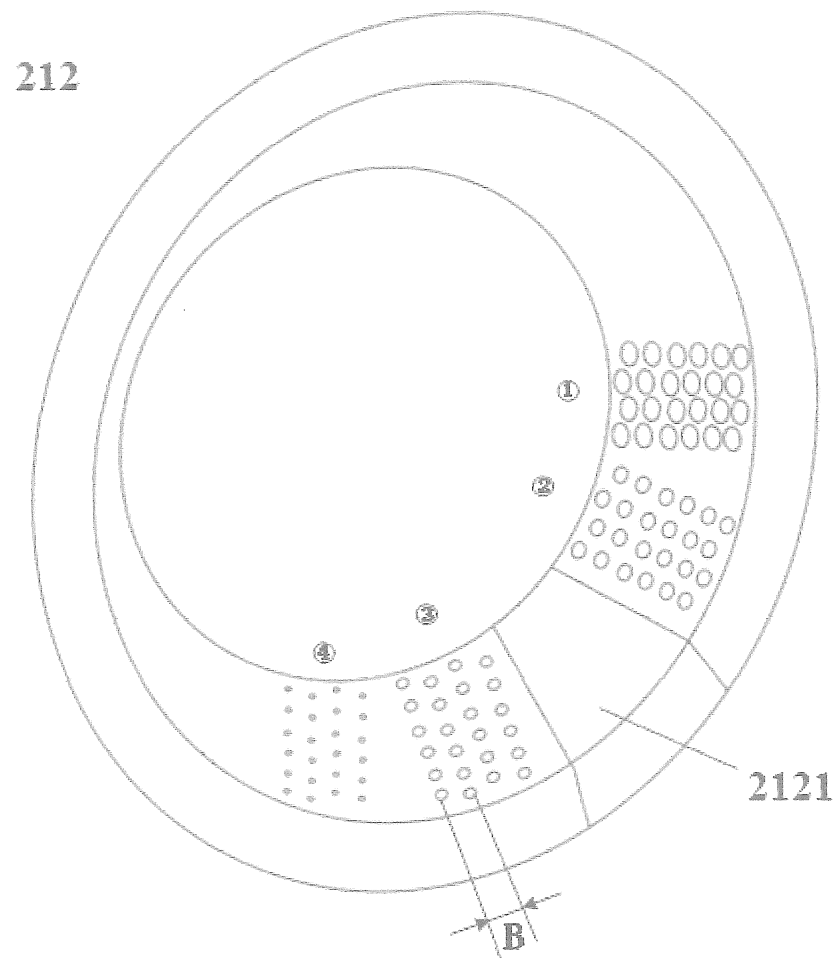


Fig.11

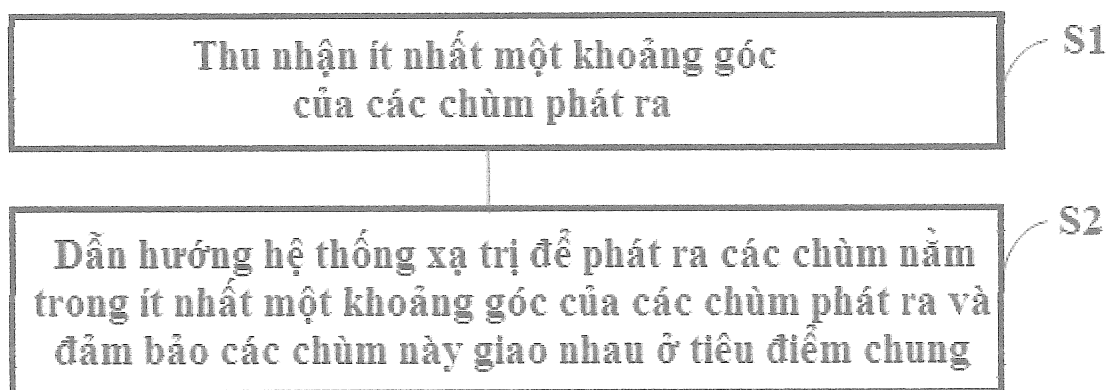


Fig.12

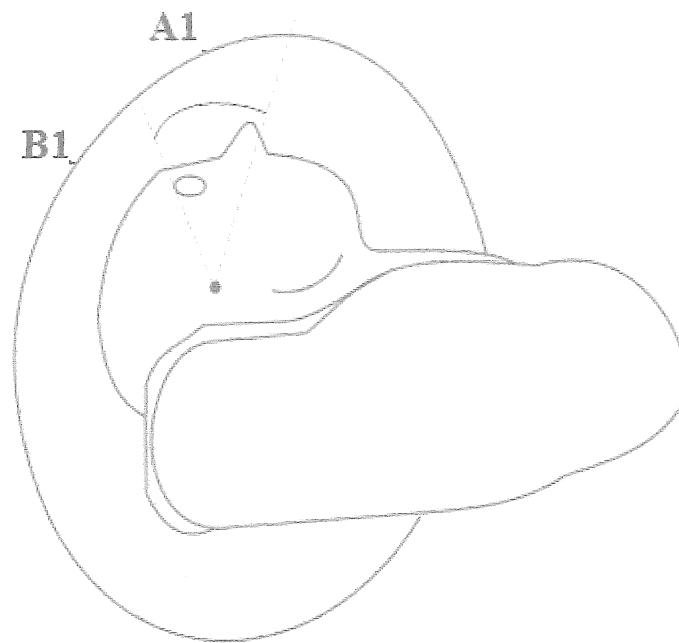


Fig.13

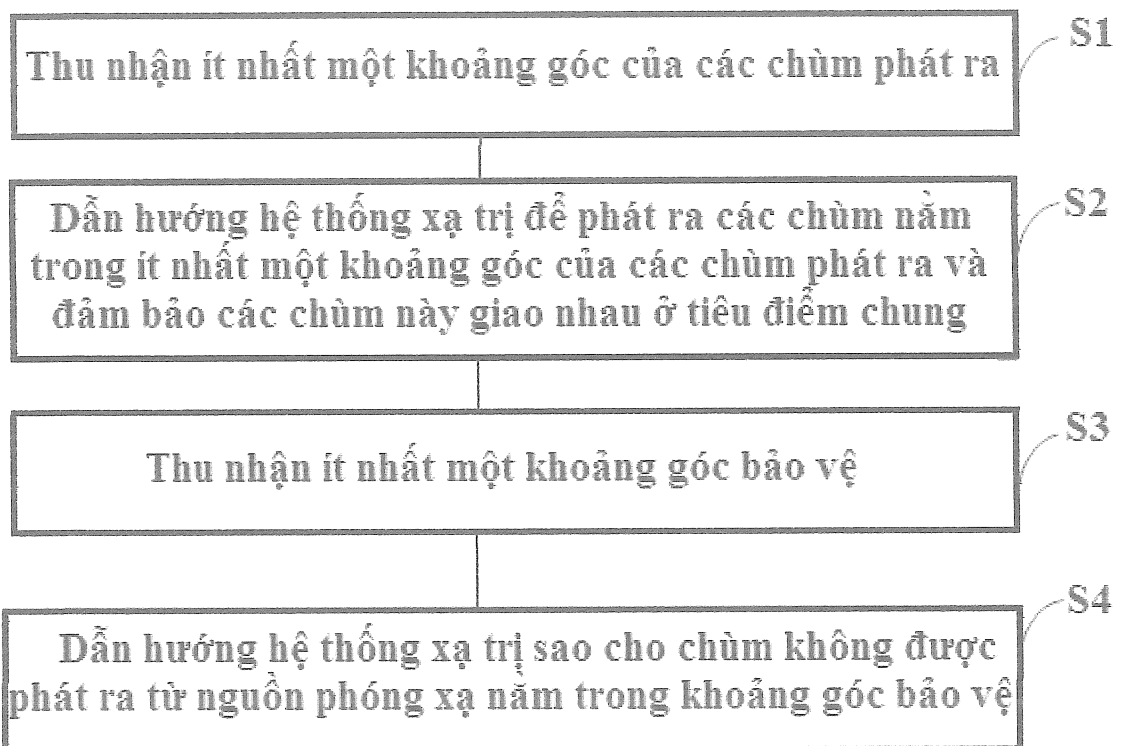


Fig.14

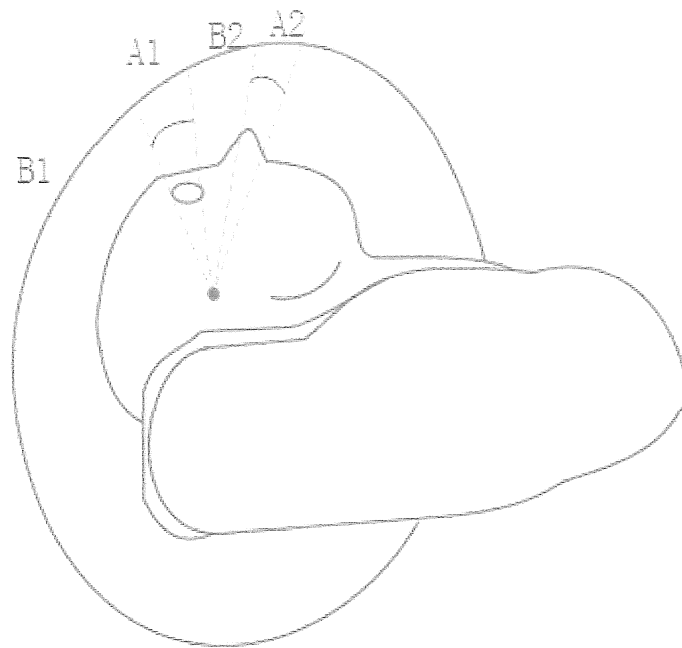


Fig.15

Thu nhận ít nhất một khoảng góc của các chùm phát ra

S1

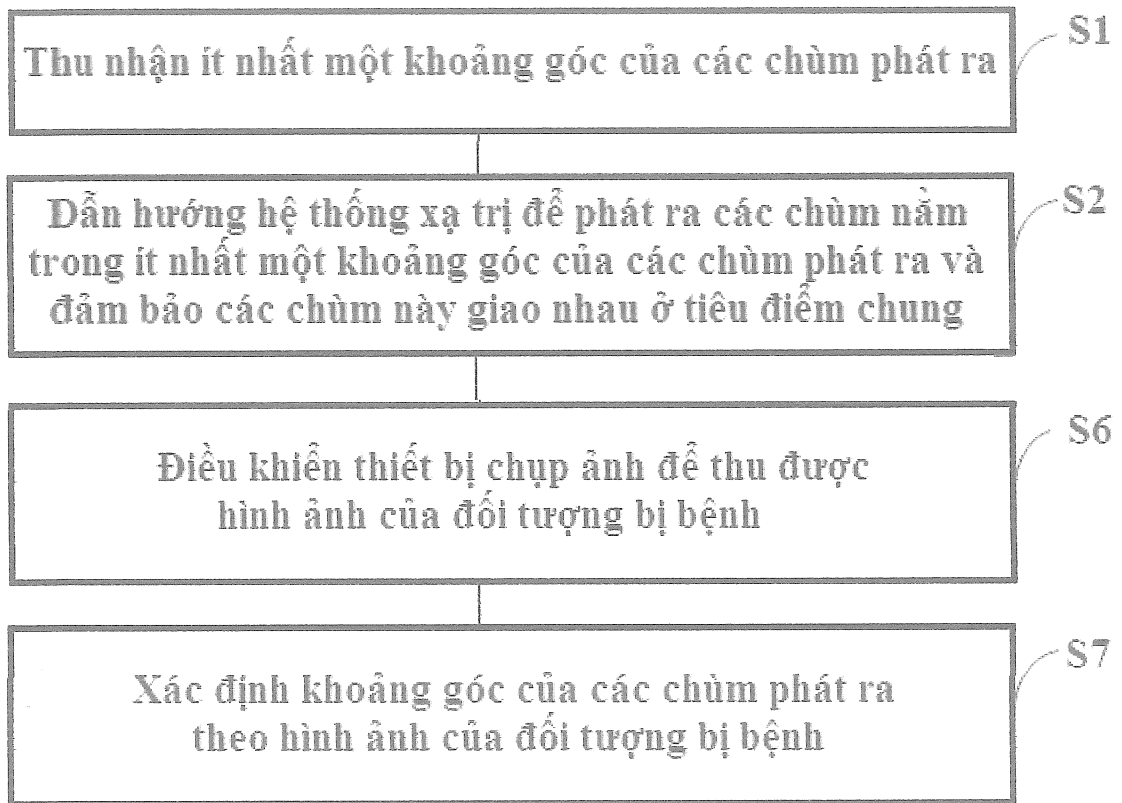
Dẫn hướng hệ thống xạ trị để phát ra các chùm nằm trong ít nhất một khoảng góc của các chùm phát ra và đảm bảo các chùm này giao nhau ở tiêu điểm chung

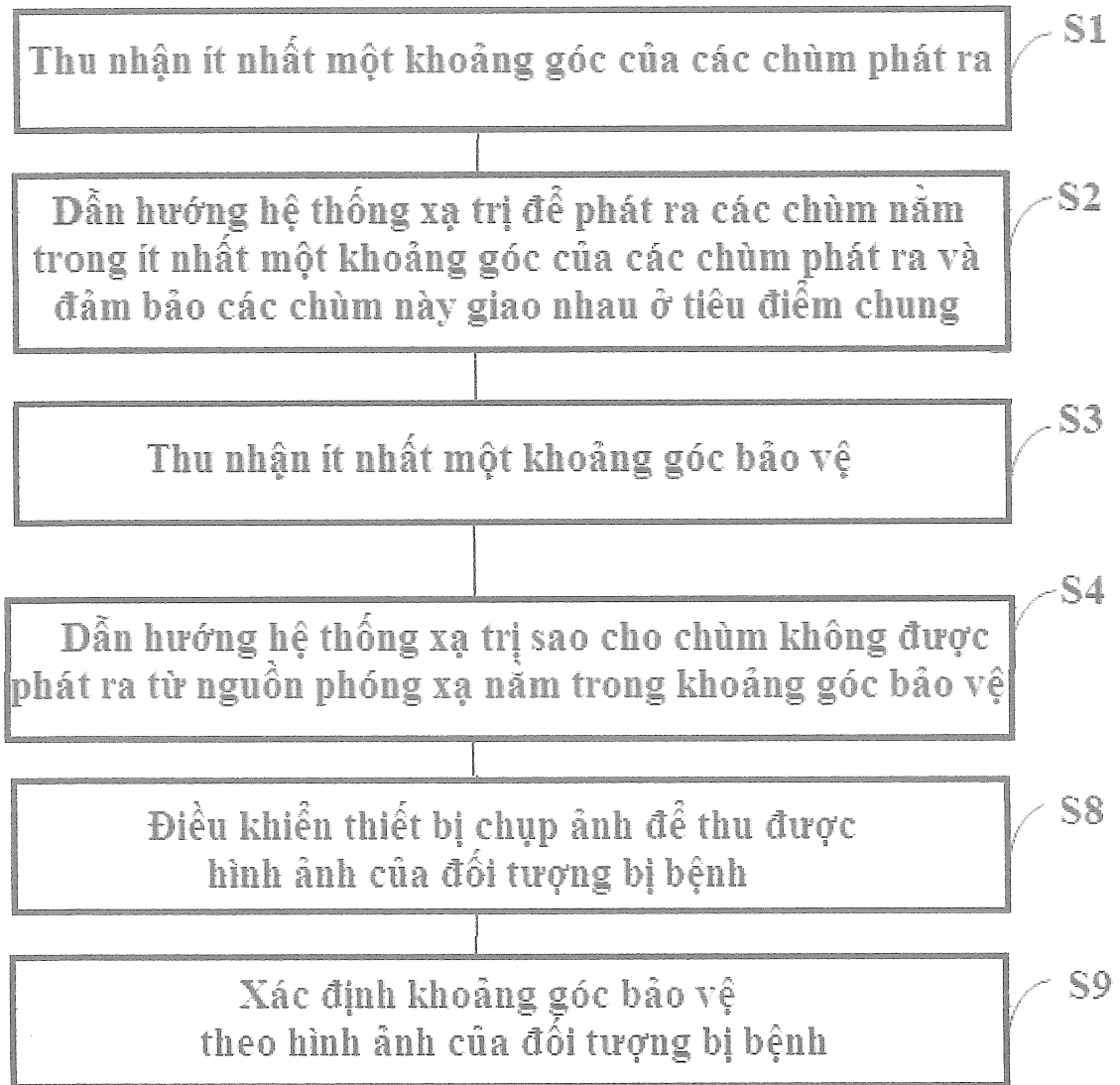
S2

Dẫn hướng thân chuyển sao cho một phần của các chùm được phát ra từ nhiều nguồn phóng xạ γ được chặn bởi vùng chắn của thân chuyển

S5

Fig.16

**Fig.17**

**Fig.18**