



(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)



1-0038838

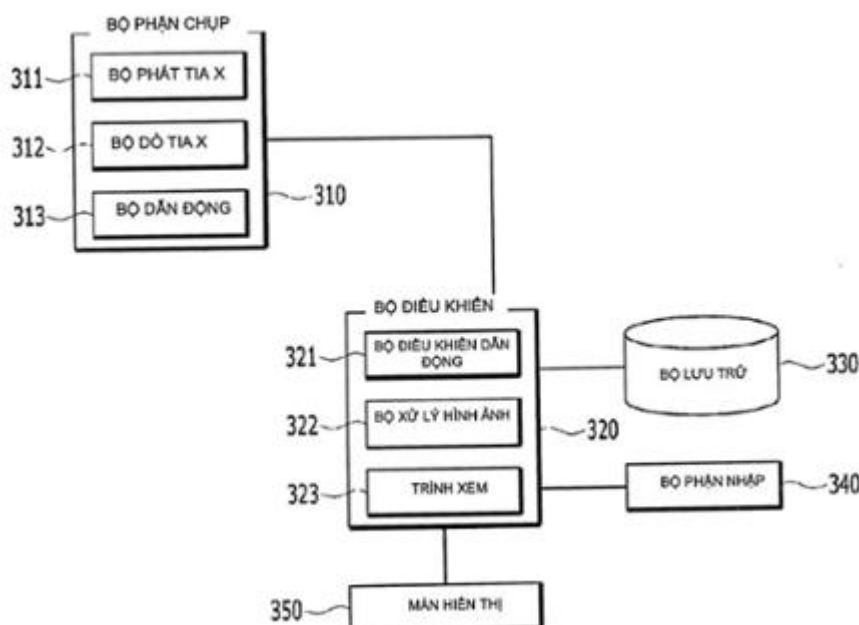
(51)⁷ A61B 6/00; H04N 5/232; A61B 6/14

(13) B

- (21) 1-2019-02581 (22) 18/10/2017
(86) PCT/KR2017/011560 18/10/2017 (87) WO2018/074854 26/04/2018
(30) 10-2016-0134891 18/10/2016 KR; 10-2016-0172677 16/12/2016 KR
(45) 26/02/2024 431 (43) 26/08/2019 377A
(73) 1. VATECH CO., LTD. (KR)
13, Samsung 1-ro 2-gil Hwaseong-si Gyeonggi-do 18449, Republic of Korea
2. VATECH EWOO HOLDINGS CO., LTD. (KR)
13, Samsung 1-ro 2-gil Hwaseong-si Gyeonggi-do 18449, Republic of Korea
(72) CHOI, Sung Il (KR).
(74) Công ty TNHH Tầm nhìn và Liên danh (VISION & ASSOCIATES CO.LTD.)

(54) THIẾT BỊ HIỂN THỊ HÌNH ẢNH X QUANG VÀ PHƯƠNG PHÁP HIỂN THỊ HÌNH ẢNH X QUANG

(57) Sáng chế đề cập đến thiết bị hiển thị hình ảnh X quang có độ phân giải theo độ sâu được cải thiện, thiết bị hiển thị này bao gồm bộ lưu trữ để lưu trữ các dữ liệu khung tia X về đối tượng, bộ xử lý hình ảnh tái tạo hình ảnh X quang thứ nhất bằng cách sử dụng nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất được cấu thành bởi ít nhất một phần của các dữ liệu khung tia X và tái tạo hình ảnh X quang thứ hai bằng cách sử dụng nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai được cấu thành bởi ít nhất một phần của các dữ liệu khung tia X, màn hiển thị được tạo cấu hình để tạo ra màn hình, và môđun trình xem hiển thị phần hiển thị hình ảnh nền và phần hiển thị hình ảnh cục bộ được bố trí ở một phần của phần hiển thị hình ảnh nền trên màn hình, hiển thị hình ảnh X quang thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh nền, và hiển thị một phần của hình ảnh X quang thứ hai tương ứng với hình ảnh X quang thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ.



Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập

Nói chung, sáng chế đề cập đến thiết bị hiển thị hình ảnh X quang và phương pháp hiển thị hình ảnh X quang. Cụ thể hơn, sáng chế đề cập đến thiết bị và phương pháp hiển thị các hình ảnh X quang thứ nhất và thứ hai trên màn hình bằng cách xử lý dữ liệu hình ảnh X quang.

Tình trạng kỹ thuật của sáng chế

Trong lĩnh vực y tế, thiết bị X quang dùng để chỉ công cụ để truyền lượng tia X định trước đến bộ phận cơ thể cần được chụp, phát hiện tia X đã truyền bằng bộ dò tia X và tạo thành hình ảnh X quang dựa vào các tín hiệu điện đã phát hiện. Các tia X bị suy giảm và được truyền theo các tỷ lệ suy giảm khác nhau tùy thuộc vào vật liệu trên đường truyền, và khi các tia này đến bộ dò tia X, thì các tia này được chuyển đổi thành các tín hiệu điện nhờ hiệu ứng quang điện. Thiết bị X quang cung cấp thông tin về bên trong của đối tượng dưới dạng hình ảnh X quang bằng cách sử dụng các tín hiệu điện có lượng suy giảm lũy kế dọc theo đường tia X được phản chiếu trong hình ảnh.

Hình ảnh chụp cắt lớp vi tính (computed tomographic, CT) tạo ra hình ảnh X quang ba chiều của đối tượng bằng cách tái tạo dữ liệu hình ảnh X quang được chụp ở các góc khác nhau trong khi bộ phát tia X chiếu các tia X và bộ dò tia X tiếp nhận các tia X được quay quanh đối tượng.

Hình ảnh X quang toàn cảnh được thể hiện dọc theo lớp hình ảnh dưới dạng phim chụp cắt lớp tùy ý trong cung răng bằng cách xếp chồng các dữ liệu hình ảnh X quang được chụp theo các mặt cắt của cung răng của đối tượng thông qua phương pháp được gọi là phương pháp dịch-và-cộng, phương pháp này là kỹ thuật chụp cắt lớp. Hình ảnh X quang toàn cảnh được sử dụng rộng rãi, đặc biệt trong lĩnh vực nha khoa.

Hình ảnh X quang toàn cảnh thông thường có vấn đề ở chỗ khi vùng hội tụ của thiết bị chụp, nghĩa là, lớp hình ảnh chuẩn (lớp hình ảnh định trước) được xác định bằng quỹ

tích chụp của thiết bị chụp nằm ngoài quỹ tích cung răng thực tế của đối tượng, nghĩa là, vùng quan tâm nằm trong cung răng, hình ảnh của phần này không rõ ràng.

Để giải quyết vấn đề này, giải pháp đã được bộc lộ là kỹ thuật để tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh của các lớp hình ảnh bằng các dữ liệu hình ảnh X quang thu được thông qua trình tự chụp (xem Bảng sáng chế Hàn Quốc số 10-0917679), và kỹ thuật để tạo ra hình ảnh X quang toàn cảnh gần đúng với quỹ tích cung răng trên toàn bộ mặt cắt của hình ảnh X quang toàn cảnh bằng cách chọn và kết hợp hình ảnh X quang toàn cảnh sắc nét nhất mà gần nhất với quỹ tích cung răng thông qua việc so sánh các hình ảnh X quang toàn cảnh của các lớp hình ảnh theo các mặt cắt (xem Bảng sáng chế Hàn Quốc số 10-1094180). Giải pháp đã được bộc lộ nữa là kỹ thuật trong đó sau khi các kích thước của các hình ảnh được tái tạo dọc theo các lớp hình ảnh hoặc các kích thước của các hình ảnh được sử dụng để tái tạo được định tỷ lệ để bằng với kích thước của hình ảnh chuẩn, tất cả hoặc một phần của hình ảnh mà thể hiện một cách rõ ràng vùng quan tâm định trước trong số các hình ảnh được định tỷ lệ được chọn, và các hình ảnh được định tỷ lệ được phân chia thành các khối và các hình ảnh sắc nét được chọn từ các hình ảnh khối đã phân chia, và hình ảnh X quang toàn cảnh được tạo ra bằng cách sử dụng các hình ảnh đã chọn (xem Bảng sáng chế Hàn Quốc số 10-1389841), và kỹ thuật trong đó ở trạng thái dữ liệu hình ảnh của các lớp hình ảnh được lưu trữ, thì lớp hình ảnh chuẩn được xác định từ các lớp hình ảnh, và khối tương ứng với ít nhất một khối được xác định trong lớp hình ảnh chuẩn được tìm thấy trong lớp hình ảnh khác, sau khi hình ảnh rõ ràng nhất được chọn bằng cách so sánh dữ liệu hình ảnh của các khối tương ứng, khi khối được chọn không phải khối được xác định trong lớp hình ảnh chuẩn, thì lớp hình ảnh chuẩn được tái tạo và hiển thị bằng cách thay thế khối được xác định của lớp hình ảnh chuẩn với khối được chọn của lớp hình ảnh khác (xem Bảng sáng chế Hàn Quốc số 10-1664166).

Hình ảnh X quang toàn cảnh có độ phân giải theo độ sâu, nghĩa là, độ phân giải theo không gian theo hướng độ sâu trong hướng chiếu tia X, do các đặc tính của công nghệ chụp cắt lớp. Ở đây, độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh tỷ lệ nghịch với độ sâu của lớp hình ảnh theo hướng chiếu tia X, nghĩa là, độ dày của lớp hình ảnh. Tuy nhiên, hình ảnh X quang toàn cảnh thông thường thiếu độ phân giải theo độ sâu so với chụp cắt lớp vi tính. Ví dụ, ở mức độ hiển thị của hình ảnh X quang toàn cảnh, nên rất khó

phân biệt chênh lệch độ sâu giữa chân răng trong và chân răng ngoài từ hình ảnh duy nhất của một răng hàm. Theo đó, một số bệnh chẳng hạn như viêm nha chu có thể không được tìm thấy trên các hình ảnh X quang toàn cảnh tùy thuộc vào nơi xảy ra bệnh.

Hình ảnh X quang chụp đo sọ là hình ảnh X quang hai chiều của phần đầu, mà được phân chia thành hai phương pháp: phương pháp chụp một lần để tái tạo hình ảnh X quang hai chiều của vùng chụp bằng dữ liệu hình ảnh X quang một chiều được truyền qua toàn bộ vùng chụp; và phương pháp quét để tái tạo sẽ tái tạo hình ảnh X quang hai chiều của vùng chụp bằng các dữ liệu hình ảnh X quang thu được bằng cách quét tia X đi qua một phần của vùng chụp theo hướng chiều rộng. Hình ảnh X quang chụp đo sọ chủ yếu được sử dụng trong lĩnh vực nha khoa hoặc tai, mũi, họng (ear-nose-and-throat, ENT) và được phân loại thành ảnh chụp LAT (bên), AP (trước sau), PA (sau trước), SMV (dưới hàm-đỉnh sọ) và W/V (châm-cằm) phụ thuộc vào hướng chụp.

Tuy nhiên, do hình ảnh X quang chụp đo sọ là hình ảnh X quang hai chiều mà không có độ phân giải theo độ sâu, nghĩa là, độ phân giải theo không gian theo hướng độ sâu trong hướng chiếu tia X, nên không thể phân biệt được chi tiết mong muốn, và kết quả là, để xác định mặt cắt ở độ sâu cụ thể trên hình ảnh X quang chụp đo sọ, nên việc chụp cắt lớp vi tính toàn bộ đầu phải được thực hiện, điều này gây ra sự phơi nhiễm quá mức không cần thiết cũng như gánh nặng kinh tế đối với đối tượng và bệnh viện.

Bản chất kỹ thuật của sáng chế

Vấn đề kỹ thuật

Theo đó, sáng chế đã được thực hiện để khắc phục hạn chế của công nghệ chụp X quang thông thường về mặt độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang và hiệu quả hiển thị của hình ảnh X quang, và mục đích của sáng chế là đề xuất thiết bị hiển thị hình ảnh X quang và phương pháp hiển thị hình ảnh X quang, trong đó có thể tạo ra một cách hiệu quả hình ảnh X quang của lớp hình ảnh trong đó hình ảnh X quang có số lượng, độ dày, góc, hình dạng hoặc vị trí được người dùng mong muốn bằng cách cải thiện độ phân giải theo độ sâu và hiệu quả hiển thị của hình ảnh X quang.

Giải pháp kỹ thuật

Để đạt được mục đích nêu trên, theo một số khía cạnh, sáng chế đề xuất thiết bị hiển thị hình ảnh X quang, thiết bị này bao gồm: bộ lưu trữ được tạo cấu hình để lưu trữ các dữ liệu khung tia X về đối tượng; bộ xử lý hình ảnh được tạo cấu hình để tái tạo hình ảnh X quang thứ nhất bằng cách sử dụng nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất được cấu thành bởi ít nhất một phần của các dữ liệu khung tia X, và để tái tạo hình ảnh X quang thứ hai bằng cách sử dụng nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai được cấu thành bởi ít nhất một phần của các dữ liệu khung tia X; màn hiển thị được tạo cấu hình để tạo ra màn hình; và môđun trình xem được tạo cấu hình để hiển thị phần hiển thị hình ảnh nền và phần hiển thị hình ảnh cục bộ được bố trí ở một phần của phần hiển thị hình ảnh nền trên màn hình, để hiển thị hình ảnh X quang thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh nền, và để hiển thị một phần của hình ảnh X quang thứ hai tương ứng với hình ảnh X quang thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ, trong đó nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất và nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai khác nhau ít nhất một phần, và hình ảnh X quang thứ hai là hình ảnh X quang chụp cắt lớp của ít nhất một lớp hình ảnh.

Theo một số khía cạnh, sáng chế còn đề xuất phương pháp hiển thị hình ảnh X quang của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang, trong đó thiết bị hiển thị hình ảnh X quang bao gồm bộ lưu trữ, bộ xử lý hình ảnh, màn hiển thị và môđun trình xem, phương pháp này bao gồm các bước: lưu trữ các dữ liệu khung tia X của đối tượng trong bộ lưu trữ; tái tạo hình ảnh X quang thứ nhất bằng cách sử dụng nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất được cấu thành bởi ít nhất một phần của các dữ liệu khung tia X bằng bộ xử lý hình ảnh, và tái tạo hình ảnh X quang thứ hai bằng cách sử dụng nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai được cấu thành bởi ít nhất một phần của các dữ liệu khung tia X bằng bộ xử lý hình ảnh; và hiển thị phần hiển thị hình ảnh nền và phần hiển thị hình ảnh cục bộ được bố trí ở một phần của phần hiển thị hình ảnh nền trên màn hình của màn hiển thị bằng môđun trình xem, hiển thị hình ảnh X quang thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh nền bằng môđun trình xem và hiển thị một phần của hình ảnh X quang thứ hai tương ứng với hình ảnh X quang thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ bằng môđun trình xem, trong đó nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất và nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai khác nhau ít nhất một phần, và hình ảnh X quang thứ hai là hình ảnh X quang chụp cắt lớp của ít nhất một lớp hình ảnh.

Hiệu quả đạt được bởi sáng chế

Theo sáng chế được tạo cấu hình như đã mô tả ở trên, sáng chế này có ưu điểm ở chỗ có thể tạo ra một cách hiệu quả hình ảnh X quang của lớp hình ảnh trong đó hình ảnh X quang có số lượng, độ dày, góc, hình dạng hoặc vị trí được người dùng mong muốn bằng cách cải thiện độ phân giải theo độ sâu và hiệu quả hiển thị của hình ảnh X quang. Thiết bị theo sáng chế có ưu điểm ở chỗ trong lĩnh vực nha khoa hoặc tai, mũi, họng (ENT), thông tin về các lớp hình ảnh có các số lượng, độ dày, góc, hình dạng và vị trí khác nhau trong cùng răng hoặc đầu có thể được tạo ra dưới dạng hình ảnh X quang toàn cảnh hoặc hình ảnh X quang chụp đo sọ.

Mô tả vắn tắt các hình vẽ

Fig.1 là hình vẽ thể hiện cấu hình của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế;

Fig.2 là hình vẽ thể hiện khái quát trạng thái trong đó trình tự quét của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo một phương án của sáng chế được thực hiện;

Fig.3 là hình vẽ thể hiện sơ lược quy trình thu các dữ liệu khung tia X theo hiệu suất của trình tự quét trên Fig.2 và tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh bằng cách sử dụng dữ liệu khung tia X;

Fig.4 là hình vẽ thể hiện một ví dụ về màn hình hiển thị của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế;

Fig.5 là hình vẽ thể hiện một ví dụ về các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên Fig.4;

Fig.6 là hình vẽ thể hiện một ví dụ khác về các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên Fig.4;

Fig.7 là hình vẽ thể hiện một ví dụ khác nữa về các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên Fig.4;

Fig.8 là hình vẽ thể hiện một ví dụ về lớp hình ảnh thứ nhất của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên Fig.4;

Fig.9 là hình vẽ thể hiện một ví dụ khác về hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên Fig.4;

Fig.10 là hình vẽ thể hiện một ví dụ về lớp hình ảnh thứ hai của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên Fig.4;

Fig.11 là hình vẽ thể hiện phạm vi góc của dữ liệu hình ảnh X quang được sử dụng trong quá trình tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai;

Fig.12 là hình vẽ thể hiện mối liên hệ căn chỉnh giữa hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai;

Fig.13a và Fig.13b là các hình vẽ thể hiện theo cách đối chiếu các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên Fig.4;

Fig.14 là hình vẽ thể hiện một ví dụ khác về màn hình hiển thị của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế;

Fig.15 là hình vẽ thể hiện quy trình vận hành thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế;

Fig.16 đến Fig.20 là các hình vẽ thể hiện các ví dụ khác về màn hình hiển thị theo quy trình vận hành thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế;

Fig.21 là hình vẽ thể hiện một ví dụ khác nữa về màn hình hiển thị của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế; và

Fig.22 là hình vẽ thể hiện ví dụ so sánh của màn hình hiển thị trên Fig.21.

Mô tả chi tiết sáng chế

Sau đây, các phương án khác nhau của sáng chế sẽ được mô tả dựa vào các hình vẽ kèm theo. Ý tưởng kỹ thuật của sáng chế sẽ được hiểu một cách rõ ràng hơn nhờ các phương án. Sáng chế không bị giới hạn ở các phương án được mô tả dưới đây. Các số chỉ dẫn giống nhau được sử dụng để chỉ định các thành phần giống hoặc tương tự nhau, và

phần mô tả về các thành phần có số chỉ dẫn giống với các thành phần đã được mô tả trên hình vẽ bất kỳ trong số các hình vẽ có thể được lược bỏ.

Fig.1 là hình vẽ thể hiện cấu hình của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế.

Thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế bao gồm: bộ phận chụp 310 có bộ phát tia X 311 và bộ dò tia X 312; bộ điều khiển 320 có bộ xử lý hình ảnh 322 và môđun trình xem 323; bộ lưu trữ 330 được tạo cấu hình để lưu trữ dữ liệu hình ảnh X quang và các hình ảnh X quang của các kết quả trung gian hoặc cuối cùng thu được từ các dữ liệu này; bộ phận nhập 340 hoạt động dưới dạng giao diện người dùng; và màn hiển thị 350 được tạo cấu hình để hiển thị hình ảnh X quang và các hình ảnh cần thiết khác nhau. Bộ phận chụp 310 được bố trí có bộ dẫn động 313 được tạo cấu hình để dịch chuyển bộ phát tia X 311 và bộ dò tia X 312 dọc theo quỹ tích định trước trong khi hướng vào nhau, và bộ điều khiển 321 được bố trí có bộ điều khiển dẫn động 321 được tạo cấu hình để điều khiển bộ dẫn động 313 và bộ phát tia X 311, và các hoạt động của bộ dò tia X 312. Trong khi đó, bộ điều khiển 320 bao gồm bộ phận xử lý trung tâm, và có thể được tạo cấu hình để giám sát tất cả các hoạt động của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang được kết hợp với bộ lưu trữ 330, bộ phận nhập 340 và màn hiển thị 350 cũng như bộ xử lý hình ảnh 322 và môđun trình xem 323. Bộ phận chụp 310 có thể là thiết bị riêng biệt hoặc có thể được nối với bộ điều khiển 320 theo cách có dây hoặc không dây.

Bộ phận chụp 310 bao gồm bộ phát tia X 311 và bộ dò tia X 312, trong đó bộ phát tia X và bộ dò tia X được dịch chuyển bởi bộ dẫn động 313 trong khi hướng vào nhau với đối tượng được bố trí xen giữa chúng. Ở đây, bộ dẫn động có thể dịch chuyển bộ phát tia X 311 và bộ dò tia X 312 với việc vẫn hướng vào nhau quanh trục quay đi qua bộ phát tia X 311 và bộ dò tia X 312 hoặc đi qua giữa bộ phát tia X 311 và bộ dò tia X 312, và trục quay có thể được dịch chuyển theo một chiều hoặc hai chiều. Khi trình tự quét để thu hình ảnh X quang được bắt đầu, song song với chuyển động của trục quay, bộ phát tia X 311 chiếu vùng chụp bằng các tia X, và bộ dò tia X 312 thu dữ liệu hình ảnh X quang của các khung được truyền qua vùng chụp, nghĩa là, các dữ liệu khung tia X. Dưới đây, dữ liệu hình ảnh X quang của các khung được tạo thành bởi các chùm tia X được

chiều tại các vị trí và các góc khác nhau trong quá trình thực thi các chuỗi trình tự quét đến bộ dò tia X 312 sẽ được gọi là các dữ liệu khung tia X.

Bộ điều khiển 320 lưu trữ các dữ liệu khung tia X thu được từ bộ phận chụp 310 trong bộ lưu trữ 330, và bộ xử lý hình ảnh 322 tái tạo các hình ảnh X quang thứ nhất và thứ hai bằng cách sử dụng các dữ liệu khung tia X. Môđun trình xem 323 hiển thị các hình ảnh X quang thứ nhất và thứ hai đã tái tạo trên màn hình. Ở đây, các hình ảnh X quang thứ nhất và thứ hai đã tái tạo có thể được lưu trữ lại trong bộ lưu trữ 330.

Không được thể hiện trên các hình vẽ, trong thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế, bộ điều khiển 320, bộ lưu trữ 330, bộ phận nhập 340 và màn hiển thị 350 có thể được thực hiện dưới dạng một hoặc nhiều thiết bị máy tính và thiết bị ngoại vi của thiết bị máy tính này.

Bộ phận nhập 340 có thể là chuột. Ngoài ra, bộ phận nhập 340 có thể bao gồm bàn phím của máy tính, bảng phím, bàn cảm ứng và thiết bị tương tự, và kiểu phương tiện nhập không bị giới hạn ở đó. Ví dụ, bộ phận nhập 340 điều khiển được bằng cách sử dụng phương tiện nhập đã minh họa, và có thể bao gồm giao diện người dùng đồ họa được hiển thị trên màn hiển thị 350 thông qua bộ điều khiển 320.

Như đã mô tả, bộ điều khiển 320 bao gồm bộ phận xử lý trung tâm (CPU) thường điều khiển các hoạt động của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế. Một ví dụ là, bộ điều khiển 320 có thể được thực hiện bằng cách sử dụng ít nhất một trong số các mạch tích hợp cho ứng dụng cụ thể (application specific integrated circuit, ASIC), bộ xử lý tín hiệu số (digital signal processor, DSP), thiết bị xử lý tín hiệu số (digital signal processing device, DSPD), thiết bị logic lập trình được (programmable logic device, PLD), mảng cổng lập trình được dạng trường (field-programmable gate array, FPGA), bộ xử lý, bộ điều khiển, bộ vi điều khiển và bộ vi xử lý. Bộ điều khiển 320 cũng có thể được thực hiện dưới dạng môđun phần cứng/phần mềm mà thực thi được trên nền tảng phần cứng nêu trên. Trong trường hợp này, môđun phần cứng/phần mềm có thể được thực hiện bởi một hoặc nhiều ứng dụng phần mềm trong ngôn ngữ lập trình phù hợp.

Môđun trình xem 323 hiển thị các hình ảnh X quang thứ nhất và thứ hai được tái tạo trong bộ xử lý hình ảnh 322 trên màn hình. Ở đây, môđun trình xem 323 có thể được thực hiện dưới dạng môđun phần cứng/phần mềm có một loạt chức năng để hiển thị màn

hình môđun trình xem ở định dạng định trước trên màn hiển thị 350 theo thuật toán được lưu trữ trước và hiển thị một cách phù hợp các hình ảnh X quang thứ nhất và thứ hai được tái tạo trong bộ xử lý hình ảnh 322 theo việc nhập liệu của người dùng vào bộ phận nhập 340 và cung cấp chức năng bổ sung được yêu cầu bởi người dùng. Môđun trình xem 323 này có thể được bao gồm dưới dạng một phần bộ xử lý hình ảnh 322.

Bộ lưu trữ 330, là vật ghi lưu trữ dữ liệu số, lưu trữ dữ liệu liên quan đến việc thiết lập các giá trị hình ảnh và thông số khác nhau để thực hiện các hoạt động của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang cũng như dữ liệu khung tia X thu được từ bộ dò tia X 312, dữ liệu hình ảnh X quang được tạo ra khi xử lý hình ảnh hoặc được tái tạo dưới dạng kết quả xử lý hình ảnh, các hình ảnh X quang thứ nhất và thứ hai và dạng tương tự. Một ví dụ là, bộ lưu trữ 330 có thể bao gồm vật ghi lưu trữ kiểu bộ nhớ chớp chẳng hạn như đĩa thể rắn (solid state disk, SSD), thẻ nhớ hoặc thẻ nhớ định dạng memory stick, hoặc có thể là vật ghi lưu trữ kiểu đĩa chẳng hạn như ổ đĩa cứng, ổ đĩa quang hoặc dạng tương tự. Một số hoặc tất cả bộ lưu trữ 330 có thể được bố trí ở xa bộ điều khiển 320, hoặc có thể được phân bố ở các vị trí khác nhau. Người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật sẽ hiểu rằng các phương án thực hiện về các vật ghi lưu trữ không bị giới hạn ở các ví dụ được mô tả ở trên.

Màn hiển thị 350 là thiết bị hiển thị hình ảnh có khả năng kết xuất màn hình môđun trình xem được tạo cấu hình ở định dạng định trước và hình ảnh X quang. Màn hiển thị 350 có thể bao gồm các thiết bị hiển thị khác nhau chẳng hạn như màn hiển thị tinh thể lỏng (LCD), màn hiển thị điốt phát quang (LED), màn hiển thị điốt phát quang hữu cơ ma trận động (AMOLED) và màn hình ống tia catốt (CRT), và có thể là panen hiển thị cảm ứng, trong trường hợp này bộ phận nhập 340 được mô tả ở trên có thể bao gồm giao diện cảm ứng.

Thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế được tạo cấu hình như đã mô tả ở trên hiển thị các hình ảnh X quang thứ nhất và thứ hai, mà khác nhau về mặt thị giác qua màn hình của màn hiển thị 350, và đặc biệt, hiển thị hình ảnh X quang thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh nền, phần này là vùng định trước trên màn hình và hiển thị hình ảnh X quang thứ hai tương ứng với một phần của hình ảnh X quang thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ được bố trí ở một phần của phần hiển thị hình ảnh nền.

Ở đây, tốt hơn là, các hình ảnh X quang thứ nhất và thứ hai có thể lần lượt được tái tạo trong bộ xử lý hình ảnh 322 bằng cách sử dụng ít nhất một phần của dữ liệu khung tia X thu được thông qua một trình tự quét duy nhất của bộ phận chụp 310. Cụ thể là, hình ảnh X quang thứ nhất có thể là hình ảnh X quang chụp cắt lớp của ít nhất một lớp hình ảnh, mà là phim chụp cắt lớp tùy ý trong vùng chụp hoặc hình ảnh X quang hai chiều, và hình ảnh X quang thứ hai có thể là hình ảnh X quang chụp cắt lớp của ít nhất một lớp hình ảnh trong vùng chụp.

Ngoài ra, tốt hơn là, bằng mô đun trình xem 323, ít nhất một trong số kích thước, vị trí, hình dạng và số lượng của phần hiển thị hình ảnh cục bộ, và ít nhất một trong số số lượng, vị trí, hình dạng, góc và độ dày của lớp hình ảnh của hình ảnh X quang thứ hai có thể được thay đổi theo lựa chọn của người dùng, và hình ảnh X quang thứ hai dùng cho mỗi lớp hình ảnh có thể được tái tạo trước và được lưu trữ trong bộ lưu trữ 330.

Trong khi đó, trong thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế, hình ảnh X quang thứ nhất có thể là hình ảnh X quang chụp cắt lớp hoặc hình ảnh X quang hai chiều, và hình ảnh X quang thứ hai này có thể là hình ảnh X quang chụp cắt lớp. Cụ thể là, khi hình ảnh X quang thứ nhất là hình ảnh X quang chụp cắt lớp, thì hình ảnh này phù hợp cho việc xem cấu trúc cung răng của đối tượng thông qua thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế, nghĩa là, hình ảnh này phù hợp cho việc chuẩn đoán hình ảnh X quang toàn cảnh, và khi hình ảnh X quang thứ hai là hình ảnh X quang hai chiều, thì hình ảnh này phù hợp cho việc xem cấu trúc đầu của đối tượng thông qua thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế, nghĩa là, hình ảnh này phù hợp cho việc chuẩn đoán hình ảnh X quang chụp đo sọ.

Nói cách khác, khi hình ảnh X quang thứ nhất là hình ảnh X quang toàn cảnh, thì thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế tạo ra hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai của ít nhất một lớp hình ảnh thứ hai, mà khác ít nhất một phần hoặc khác hoàn toàn với lớp hình ảnh thứ nhất đối với phần định trước của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất, dưới dạng hình ảnh X quang thứ hai, dọc theo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất của ít nhất một lớp hình ảnh thứ nhất là hình ảnh X quang thứ nhất. Ở đây, tốt hơn là, có thể cải thiện một cách đáng kể độ phân giải theo độ sâu của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và/hoặc thứ hai so với hình ảnh X quang toàn cảnh thông thường, và có thể

gia tăng hiệu quả hiển thị bằng cách tạo ra cấu hình của màn hình khác với cấu hình của màn hình thông thường sao cho các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai có thể được sử dụng để điều trị nha khoa một cách hiệu quả.

Ngoài ra, khi hình ảnh X quang thứ nhất là hình ảnh X quang chụp đo sọ, thì thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế tạo ra hình ảnh X quang chụp cắt lớp của ít nhất một lớp hình ảnh đối với phần định trước của hình ảnh X quang hai chiều dưới dạng hình ảnh X quang thứ hai, dọc theo hình ảnh X quang hai chiều của đầu là hình ảnh X quang thứ nhất. Ở đây, tốt hơn là, có thể cải thiện một cách đáng kể độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang chụp cắt lớp so với hình ảnh X quang chụp cắt lớp thông thường, và có thể gia tăng hiệu quả hiển thị bằng cách tạo ra cấu hình của màn hình khác với cấu hình của màn hình thông thường sao cho hình ảnh X quang hai chiều và hình ảnh X quang chụp cắt lớp có thể được sử dụng để điều trị nha khoa hoặc tai, mũi, họng (ENT) một cách hiệu quả.

Dưới đây, các dấu hiệu kỹ thuật của sáng chế sẽ được mô tả một cách chi tiết hơn dựa vào cấu hình được thể hiện trên Fig.1. Để thuận tiện, khi hình ảnh X quang thứ nhất là hình ảnh X quang chụp cắt lớp, thì các hình ảnh X quang thứ nhất và thứ hai được gọi là các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai, và khi hình ảnh X quang thứ nhất là hình ảnh X quang hai chiều, thì các hình ảnh X quang thứ nhất và thứ hai lần lượt được gọi là hình ảnh chụp đo sọ và hình ảnh X quang chụp cắt lớp. Ý tưởng kỹ thuật của sáng chế sẽ được mô tả một cách chi tiết thông qua trường hợp trước, và trường hợp sau sẽ chủ yếu được thảo luận về sự khác biệt.

Fig.2 là hình vẽ thể hiện khái quát trạng thái trong đó trình tự quét của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo một phương án của sáng chế được thực hiện.

Như được thể hiện trên các hình vẽ, bộ phát tia X 311 và bộ dò tia X 312 được quay trong khi hướng vào nhau với cung răng của đối tượng được bố trí xen giữa chúng. Trong quy trình này, bộ dò tia X 312 tiếp nhận các chùm tia X (B1, B2, B3, ...) được truyền từ các góc khác nhau ở các vị trí khác nhau trong cung răng, và tạo ra dữ liệu khung tia X chứa tín hiệu tiếp nhận tia X của một khung đối với mỗi trong số các vị trí (SP1, SP2, SP3, ...). Theo cách này, một trình tự quét duy nhất được thực hiện.

Ở đây, trình tự quét là các chuỗi gồm các quy trình trong đó các dữ liệu hình ảnh X quang, mà là các dữ liệu hình ảnh X quang thu được từ bộ dò tia X 312 trên cơ sở từng khung, thu được trong khi bộ phận chụp 310 liên tục dịch chuyển dọc theo quỹ tích định trước. Kỹ thuật để thu được dữ liệu DPRTMTJS VMFPDLA cần thiết để tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh của các lớp hình ảnh khác nhau thông qua một trình tự quét duy nhất được bộc lộ trong tài liệu của Bằng sáng chế Hàn Quốc số 10-0917679 của sáng chế trước đây của người nộp đơn.

Ở đây, một trình tự quét duy nhất có thể được cấu thành bởi chuyển động của bộ phận chụp 310, chuyển động này giống như hoặc tương tự với hoạt động chụp X quang toàn cảnh thông thường. Tuy nhiên, trong trường hợp này, chiều rộng (chiều rộng về phía hướng dịch chuyển) của bộ dò tia X 312 tốt hơn là rộng hơn chiều rộng của bộ dò tia X của thiết bị chụp X quang toàn cảnh thông thường. Ví dụ, so với bộ dò tia X của thiết bị chụp X quang toàn cảnh thông thường có chiều rộng bằng 6mm, thiết bị theo sáng chế sử dụng bộ dò tia X 312 có chiều rộng bằng khoảng từ 4cm đến 6cm, nhờ đó cũng có thể thu đủ dữ liệu để gia tăng độ phân giải theo độ sâu thông qua cùng quỹ tích chụp. Ngoài ra, một trình tự quét duy nhất có thể được cấu thành bởi chuyển động của bộ phận chụp giống như hoặc tương tự với chuyển động của hoạt động chụp CT thông thường, và người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật sẽ hiểu rằng các thay đổi và cải biến khác nhau có thể được thực hiện mà không bị giới hạn ở ví dụ nêu trên.

Fig.3 là hình vẽ thể hiện sơ lược quy trình thu các dữ liệu khung tia X theo hiệu suất của trình tự quét trên Fig.2 và tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh bằng cách sử dụng dữ liệu khung tia X.

Fig.3a là hình vẽ thể hiện các dữ liệu khung tia X (F1, F2, F3, F4, F5, F5, ~, FN) thu được thông qua một trình tự quét duy nhất của bộ phận chụp 310 (S10). Các dữ liệu khung tia X (F1, ~, FN) được cấu thành bởi dữ liệu hình ảnh X quang của các khung được tạo ra bằng cách tiếp nhận các chùm tia X lần lượt được truyền qua một phần của cung răng là vùng chụp ở các góc khác nhau thông qua bộ dò tia X 312 trong khi bộ phận chụp 310 thực hiện một trình tự quét duy nhất, chẳng hạn như dữ liệu khung tia X thứ nhất F1 được tạo ra dưới dạng kết quả của việc bộ dò tia X 312 (xem Fig.2) tiếp nhận chùm tia X thứ nhất B1 ở vị trí SP1, dữ liệu khung tia X thứ hai F2 được tạo ra dưới dạng

kết quả của việc bộ dò tia X tiếp nhận chùm tia X thứ hai B2 ở vị trí SP2, dữ liệu khung tia X thứ ba F3 được tạo ra dưới dạng kết quả của việc bộ dò tia X tiếp nhận chùm tia X thứ ba B3 ở vị trí SP3 và dạng tương tự. Các dữ liệu khung tia X ($F1, \sim, FN$) được lưu trữ trong bộ lưu trữ 330. Ở đây, mỗi trong số dữ liệu khung tia X ($F1, \sim, FN$) có thể được lưu trữ cùng với thông tin về vị trí và hướng của chùm tia X được truyền qua vùng chụp.

Fig.3b và Fig.3c là các hình vẽ thể hiện sơ lược việc bộ xử lý hình ảnh 322 trích xuất các dữ liệu khung tia X cần thiết từ bộ lưu trữ 330 để lần lượt tái tạo các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai. Cụ thể hơn là, Fig.3b là hình vẽ thể hiện nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất ($F1, F3, F5, \dots, FN$) được trích xuất từ tập hợp các dữ liệu khung tia X để tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất (S21). Fig.3c là hình vẽ thể hiện nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai ($F1, F2, F4, F5, F6, \dots, FN$) được trích xuất từ tập hợp các dữ liệu khung tia X để tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai khác với hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất (S22). Trên các hình vẽ, các số lượng khung được chọn trong mỗi nhóm trong số nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất được liệt kê trên Fig.3b và nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai được liệt kê trên Fig.3c được chọn một cách tùy ý và không có ý nghĩa đặc biệt.

Tuy nhiên, đối với các dữ liệu khung tia X, nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất và nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai thỏa mãn các điều kiện sau. Nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất và nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai có thể trùng một phần nhưng không giống nhau, và số lượng khung của nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất và số lượng khung của nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai có thể giống hoặc khác nhau. Ở đây, thành phần và số lượng nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất và nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai có thể được điều chỉnh theo mục đích một cách phù hợp. Một ví dụ là, khi độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất thấp hơn độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai, nghĩa là, khi độ dày của lớp hình ảnh thứ hai, mà là vùng hội tụ của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai, mỏng hơn độ dày của lớp hình ảnh thứ nhất, mà là vùng hội tụ của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất, thì số lượng khung của dữ liệu khung tia X cấu thành nhóm thứ nhất có thể nhỏ hơn số lượng khung của dữ liệu khung tia X cấu thành nhóm thứ hai. Để cải thiện độ phân giải theo độ sâu, số lượng dữ

liệu khung tia X lớn hơn thu được trong phạm vi góc rộng hơn đối với mỗi một phần của vùng chụp, mà là cung răng, được yêu cầu.

Ở đây, đối với tập hợp các dữ liệu khung tia X được lưu trữ trong bộ lưu trữ 330, để tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất (s21) hoặc hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai (s22), việc xem có trích xuất dữ liệu khung tia X theo cách có chọn lọc và cấu thành nhóm thứ nhất và nhóm thứ hai hay không phụ thuộc vào các đặc tính của các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai, mà là các vùng hội tụ của các hình ảnh X quang toàn cảnh tương ứng. Sau đây, việc dẫn chiếu sẽ được thực hiện chi tiết đến các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai.

Fig.4 là hình vẽ thể hiện một ví dụ về màn hình hiển thị của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế.

Màn hình được kết xuất thông qua thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế được bố trí có phần hiển thị hình ảnh nền 11 hiển thị hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10, mà là hình ảnh X quang toàn cảnh của ít nhất một lớp hình ảnh thứ nhất, và còn được bố trí phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 được đặt ở phần định trước của phần hiển thị hình ảnh nền 11 và được tạo cấu hình để hiển thị một phần của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 dưới dạng hình ảnh X quang toàn cảnh của ít nhất một lớp hình ảnh thứ hai tương ứng với phần định trước, phần này khác ít nhất một phần hoặc khác hoàn toàn với lớp hình ảnh thứ nhất.

Phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 có thể được cung cấp với số lượng một hoặc nhiều hơn một. Ngoài ra, theo việc nhập liệu của người dùng, ví dụ, thông qua nhập liệu bằng chuột, thì kích thước, vị trí, hình dạng hoặc số lượng của phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 có thể được điều chỉnh. Tuy nhiên, do phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 được cung cấp để nâng cao hiệu quả chuẩn đoán bằng cách gia tăng độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10, điều được mong muốn là bao gồm một phần răng của đối tượng mà cần sự xác nhận ở các độ sâu khác nhau. Ví dụ, trong trường hợp cung răng hàm trên, tốt hơn là bao gồm răng hàm hàm trên trong đó chân răng được bố trí ở phía ngoài và phía trong của răng cần xác nhận.

Trong khi đó, phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 có thể được tạo cấu hình sao cho trước tiên, người dùng (ví dụ, nha sĩ) kiểm tra hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10

được cung cấp thông qua phần hiển thị hình ảnh nền 11, và khi cần xem xét phần định trước kỹ hơn, thì phần định trước này được kích hoạt theo các lệnh của người dùng theo cách có chọn lọc, và hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 tương ứng của lớp hình ảnh thứ hai được hiển thị bằng cách xếp chồng lên hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất của phần đó hoặc bằng cách thay thế hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất của phần đó. Hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 có thể được hiển thị với độ sáng hoặc màu khác với hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10. Ngoài ra, ranh giới giữa hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 và hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 có thể được hiển thị bằng cách hiển thị mép của phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 trên màn hình.

Để đạt được điều này, bộ xử lý hình ảnh tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất của ít nhất một lớp hình ảnh thứ nhất bằng cách sử dụng các khung của dữ liệu hình ảnh X quang thu được thông qua một trình tự quét duy nhất được thực hiện bởi bộ phận chụp, và còn tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 của ít nhất một lớp hình ảnh thứ hai, mà khác ít nhất một phần hoặc khác hoàn toàn với lớp hình ảnh thứ nhất, và cung cấp hình ảnh này cho môđun trình xem. Để đạt được điều này, bộ xử lý hình ảnh có thể lưu trữ các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai của các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai bằng cách tái tạo hình ảnh này trước. Ở đây, trình tự quét dùng để chỉ các chuỗi gồm các quy trình trong đó các dữ liệu hình ảnh X quang thu được ở các góc khác nhau trong khi bộ phận chụp liên tục dịch chuyển dọc theo quỹ tích định trước.

Một trình tự quét duy nhất có thể được cấu thành bởi chuyển động của bộ phận chụp 310 giống như hoặc tương tự với hoạt động chụp X quang toàn cảnh thông thường, hoặc có thể khác với hoạt động chụp X quang toàn cảnh thông thường. Ngoài ra, một trình tự quét duy nhất có thể được cấu thành bởi chuyển động của bộ phận chụp giống như hoặc tương tự với máy quét CT thông thường, hoặc có thể khác với máy quét CT thông thường. Nói cách khác, chuyển động của bộ phận chụp trong quá trình một trình tự quét duy nhất có thể thay đổi chỉ cần các dữ liệu hình ảnh X quang được chụp X quang từ các góc khác nhau so với cùng rãnh thu được, sao cho các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai có thể được tái tạo.

Tuy nhiên, trong trường hợp này, chiều rộng (chiều rộng về phía hướng dịch chuyển) của bộ dò tia X tốt hơn là rộng hơn so với chiều rộng của bộ dò tia X của thiết bị

chụp X quang toàn cảnh thông thường. Ví dụ, so với bộ dò tia X của thiết bị chụp X quang toàn cảnh thông thường có chiều rộng bằng 6mm, thiết bị theo sáng chế sử dụng bộ dò tia X, có chiều rộng lớn hơn chiều rộng của bộ dò tia X thông thường, tốt hơn là, lớn hơn hoặc bằng 10mm, nhờ đó có thể thu dữ liệu hình ảnh X quang có đủ phạm vi góc để gia tăng độ phân giải theo độ sâu của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai. Để tham khảo, trong thiết bị chụp X quang toàn cảnh, do độ cao của bộ dò tia X có thể thay đổi tùy thuộc vào vùng chụp toàn cảnh mong muốn hoặc kích thước của hình ảnh X quang toàn cảnh, nên rất khó xác định phạm vi cụ thể, nhưng phạm vi này thường nằm giữa 100mm và 200mm. Theo sáng chế, chiều rộng của bộ dò tia X cũng có thể được điều chỉnh theo trình tự quét của việc chụp, và đặc biệt, giả sử trình tự quét tương tự với thiết bị chụp X quang toàn cảnh thông thường, để thu dữ liệu hình ảnh X quang có phạm vi góc lớn hơn, thì chiều rộng của bộ dò tia X lớn hơn hoặc bằng 10mm, và tốt hơn là, lớn hơn hoặc bằng 18mm, mà lớn hơn chiều rộng của bộ dò tia X thông thường.

Các chi tiết cụ thể để cải thiện độ phân giải theo độ sâu của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai sẽ được mô tả một cách chi tiết dựa vào Fig.10 và phần mô tả liên quan.

Trong khi đó, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất là hình ảnh X quang toàn cảnh của ít nhất một lớp hình ảnh thứ nhất, có thể là hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh hoặc hình ảnh X quang toàn cảnh trong đó các hình ảnh X quang toàn cảnh của hai hoặc nhiều hơn hai lớp hình ảnh được xếp chồng.

Ngoài ra, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai là hình ảnh X quang toàn cảnh của ít nhất một lớp hình ảnh thứ hai, mà khác ít nhất một phần hoặc khác hoàn toàn với lớp hình ảnh thứ nhất, trong đó khi hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất là hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh, thì hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai có thể là hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh khác khác với lớp hình ảnh thứ nhất của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất, hình ảnh X quang toàn cảnh trong đó lớp hình ảnh thứ nhất của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và hình ảnh X quang toàn cảnh của ít nhất một lớp hình ảnh khác với lớp hình ảnh thứ nhất được xếp chồng, hoặc hình ảnh X quang toàn cảnh trong đó các hình ảnh X quang toàn cảnh của hai hoặc nhiều hơn hai lớp hình ảnh khác với lớp hình ảnh thứ nhất của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất được xếp

chồng. Khi hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất được xếp chồng lên hình ảnh X quang toàn cảnh của hai hoặc nhiều hơn hai lớp hình ảnh khác nhau, thì hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai có thể là hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh của các lớp hình ảnh thứ nhất của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất, hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh khác với các lớp hình ảnh thứ nhất của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất, hình ảnh X quang toàn cảnh trong đó các hình ảnh X quang toàn cảnh của ít nhất một trong số các lớp hình ảnh thứ nhất của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và ít nhất một lớp hình ảnh khác với lớp này được xếp chồng, hoặc hình ảnh X quang toàn cảnh trong đó các hình ảnh X quang toàn cảnh của hai hoặc nhiều hơn hai lớp hình ảnh khác với các lớp hình ảnh thứ nhất của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất được xếp chồng.

Ở đây, tốt hơn là, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất được tạo cấu hình sao cho các hình ảnh X quang toàn cảnh của các lớp hình ảnh thứ nhất được xếp chồng để hiển thị thông tin rộng hơn dọc theo hướng chiếu tia X, và hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai có thể là hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh thứ hai tương ứng với lớp bất kỳ trong số các lớp hình ảnh thứ nhất để nâng cao độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất.

Ở đây, hình ảnh X quang toàn cảnh đối với mỗi lớp hình ảnh có thể là hình ảnh X quang toàn cảnh có cùng độ phóng đại, độ phóng đại này thể hiện cùng độ thu-phóng trong cùng phạm vi ở cùng mặt phẳng, và sự xếp chồng có thể nhằm để hiển thị một hình ảnh X quang toàn cảnh duy nhất trong đó tất cả các hình ảnh X quang toàn cảnh đối với mỗi lớp hình ảnh gần như được phản ánh bằng cách cộng, tính trung bình hoặc lấy giá trị đại diện của các giá trị điểm ảnh của hình ảnh X quang toàn cảnh đối với mỗi lớp hình ảnh dọc theo hướng chiếu tia X.

Nói cách khác, việc các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai là các hình ảnh X quang toàn cảnh có các độ phân giải theo độ sâu khác nhau thông qua việc lựa chọn và kết hợp các hình ảnh X quang toàn cảnh đối với các lớp hình ảnh là đủ, và chúng có thể được chọn theo mục đích của người dùng một cách tự do. Ngoài ra, các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai đối với các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai có thể được điều chỉnh về số lượng, vị trí, hình dạng, góc và độ dày của chúng theo mục

đích của người dùng, trong khi sẽ được mô tả thông qua các ví dụ. Để thuận tiện, các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai sẽ được mô tả là khác nhau.

Trong khi đó, lớp hình ảnh của hình ảnh X quang toàn cảnh bao gồm bề mặt cong tiêu điểm là cơ sở để hội tụ khi hình ảnh X quang toàn cảnh được tái tạo. Theo đó, trên hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh tùy ý, không chỉ cấu trúc trên bề mặt cong tiêu điểm mà còn cấu trúc có sẵn nằm trước và sau các khu vực định trước của bề mặt cong tiêu điểm được chiếu so với hướng chiếu tia X. Tuy nhiên, theo độ dày của lớp hình ảnh, cấu trúc trên bề mặt cong tiêu điểm và cấu trúc có sẵn nằm trong các khu vực định trước của bề mặt cong tiêu điểm khác nhau về độ sắc nét, trong đó sự khác nhau tương đối được thể hiện dưới dạng độ dày của lớp hình ảnh. Nói cách khác, độ dày tương đối mỏng của lớp hình ảnh có nghĩa là các khu vực trước và sau của bề mặt cong tiêu điểm, mà được chiếu một cách rõ ràng trên hình ảnh X quang toàn cảnh dựa vào bề mặt cong tiêu điểm, là tương đối hẹp so với hướng chiếu tia X, điều này có nghĩa là độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh cao. Tuy nhiên, trên các hình vẽ được mô tả dưới đây, độ dày của lớp hình ảnh được thể hiện một cách tương đối, và độ dày được thể hiện trên các hình vẽ không biểu thị độ dày tuyệt đối của nó.

Trong khi đó, tốt hơn là, độ dày của lớp hình ảnh thứ hai có thể mỏng hơn độ dày của lớp hình ảnh thứ nhất. Nói cách khác, tốt hơn là, độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai tốt hơn độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất. Để đạt được điều này, bộ xử lý hình ảnh theo sáng chế có thể sử dụng dữ liệu hình ảnh X quang có phạm vi góc rộng hơn xuyên qua mỗi điểm của lớp hình ảnh thứ hai khi tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai.

Thay vào đó, các độ dày của các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai có thể giống nhau, mà mỏng hơn độ dày của lớp hình ảnh của hình ảnh X quang toàn cảnh thông thường, và các độ phân giải theo độ sâu của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai có thể cao hơn độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh thông thường. Các chi tiết về việc gia tăng độ phân giải theo độ sâu của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và/hoặc thứ hai bằng cách điều chỉnh các độ dày của các lớp hình ảnh thứ nhất và/hoặc thứ hai sẽ được mô tả một cách chi tiết dựa vào Fig.10 và phần mô tả liên quan.

Fig.5 là hình vẽ thể hiện một ví dụ về các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên Fig.4.

Hình vẽ này thể hiện một ví dụ về lớp hình ảnh thứ nhất 15 và lớp hình ảnh thứ hai 25 được mô tả ở trên được biểu thị theo hình dạng của cung răng hàm trên 12, mà là một phần của vùng quan tâm của hình ảnh X quang toàn cảnh. Hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh thứ nhất 15 có thể là hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 trên Fig.1, và hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh thứ hai 25 có thể là hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20. Tuy nhiên, ở đây, số lượng, vị trí, hình dạng, góc và đặc điểm tương tự của các lớp hình ảnh thứ nhất 15 và thứ hai 25 chỉ là các ví dụ, và có thể khác với lớp hình ảnh của hình ảnh X quang toàn cảnh được thể hiện trên Fig.4.

Theo một phương án, lớp hình ảnh thứ hai 25 và lớp hình ảnh thứ nhất 15 khác nhau ở ít nhất một đặc điểm trong số số lượng, vị trí, hình dạng và góc. Ở đây, hình dạng dùng để chỉ hình dạng tổng thể của đường cong của các phần khác nhau tạo thành lớp hình ảnh.

Trong khi đó, ở phía bên phải của hình vẽ này, hình dạng của răng hàm trên thứ hai 2M và các lớp hình ảnh thứ nhất 15 và thứ hai 25 đi qua răng hàm trên thứ hai được phóng to dưới dạng ba chiều. Trong trường hợp răng hàm trên thứ hai 2M, có hai chân răng 2MR ở phía ngoài của cung, nghĩa là, gần môi, và một chân răng 2MR ở phía trong của cung, nghĩa là, gần lưỡi. Theo đó, hai chân răng 2MR được thể hiện trong hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất được tái tạo bằng cách hội tụ lớp hình ảnh thứ nhất 15, nhưng một chân răng 2MR được thể hiện trong hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai được tái tạo bằng cách hội tụ lớp hình ảnh thứ hai 25. Như đã mô tả ở trên, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai của lớp hình ảnh thứ hai 25 tạo ra thông tin hình ảnh X quang toàn cảnh về lớp hình ảnh với số lượng, vị trí, hình dạng và góc khác với hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất.

Ngoài ra, ở đây, một lớp hình ảnh thứ nhất 15 và một lớp hình ảnh thứ hai 25 khác với lớp hình ảnh thứ nhất được thể hiện, nhưng lớp hình ảnh thứ nhất và/hoặc thứ hai 25 có thể là các lớp hình ảnh khác nhau ở ít nhất một đặc điểm trong số số lượng, vị trí, hình dạng và góc, trong đó các lớp hình ảnh thứ nhất 15 và thứ hai 25, cụ thể là, số lượng, vị

trí, hình dạng và góc của lớp hình ảnh thứ hai 25 có thể được thay đổi khác nhau theo lựa chọn của người dùng. Để tham khảo, lựa chọn của người dùng có thể được nhập vào môđun trình xem qua bộ phận nhập, và môđun trình xem có thể hiển thị hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai theo lựa chọn của người dùng bằng cách hiển thị bảng chọn điều khiển trên màn hình để cho phép lựa chọn của người dùng được nhập.

Fig.6 là hình vẽ thể hiện một ví dụ khác về các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên Fig.4.

Như theo một phương án, độ dày của lớp hình ảnh thứ nhất 15a có thể dày hơn độ dày của lớp hình ảnh thứ hai 25a. Điều này có nghĩa là thông tin về cấu trúc bên trong của lớp hình ảnh tương đối dày hơn, nghĩa là, vùng tương đối lớn so với hướng chiếu tia X được xếp chồng dưới dạng hai chiều lên hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất. Như đã mô tả ở trên, lớp hình ảnh thứ nhất 15a và lớp hình ảnh thứ hai 25a có thể khác nhau về độ dày cũng như về số lượng, vị trí, hình dạng và góc. Lớp hình ảnh thứ hai 25a có thể được xếp chồng một phần hoặc hoàn toàn lên lớp hình ảnh thứ nhất 15a, hoặc có thể khác hoàn toàn với lớp hình ảnh thứ nhất 15a.

Ngoài ra, một lớp hình ảnh thứ nhất 15a và một lớp hình ảnh thứ hai 25a khác với lớp hình ảnh thứ nhất được thể hiện, nhưng lớp hình ảnh thứ nhất và/hoặc thứ hai 25a có thể là các lớp hình ảnh khác nhau ở ít nhất một đặc điểm trong số số lượng, vị trí, hình dạng và góc, trong đó các lớp hình ảnh thứ nhất 15a và thứ hai 25a, cụ thể là, số lượng, vị trí, hình dạng và góc của lớp hình ảnh thứ hai 25 có thể được thay đổi khác nhau theo lựa chọn của người dùng.

Fig.7 là hình vẽ thể hiện một ví dụ khác nữa về các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên Fig.4.

Như theo một phương án, lớp hình ảnh thứ nhất 15b và lớp hình ảnh thứ hai 25b thường được xếp chồng lên nhau, trong đó độ dày của lớp hình ảnh thứ nhất 15b có thể dày hơn độ dày của lớp hình ảnh thứ hai 25b. Ví dụ, lớp hình ảnh thứ nhất 15b của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất có thể được thiết lập để có độ dày dày hơn độ dày của lớp hình ảnh thứ hai, ví dụ, độ dày bao gồm hầu hết các độ dày của răng được bố trí dọc

theo quỹ tích của cung răng, và lớp hình ảnh thứ hai 25b của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai có độ dày mỏng hơn nằm trong lớp hình ảnh thứ nhất, nhờ đó có thể tạo ra hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai sắc nét hơn hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất, nghĩa là, có thể tạo ra hình ảnh X quang toàn cảnh có độ phân giải theo độ sâu được cải thiện.

Trong khi đó, theo một phương án trên Fig.6 và Fig.7, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất có thể là hình ảnh X quang toàn cảnh của một lớp hình ảnh dày hoặc có thể là hình dạng của hình ảnh X quang toàn cảnh của một lớp hình ảnh có độ dày tương đương bằng cách xếp chồng các hình ảnh X quang toàn cảnh của các lớp hình ảnh, mỗi hình ảnh này có độ dày mỏng. Trong trường hợp này, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai có thể là một trong số các hình ảnh X quang toàn cảnh được xếp chồng để tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất. Ở đây, hình ảnh X quang toàn cảnh đối với mỗi lớp hình ảnh có thể thể hiện cùng độ phóng đại, và kết quả là, các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai thể hiện cùng độ phóng đại.

Trong khi đó, điều được mô tả là một hình ảnh X quang toàn cảnh duy nhất có thể được thực hiện bằng cách xếp chồng các hình ảnh X quang toàn cảnh của các lớp hình ảnh. Theo cách khác, bộ xử lý hình ảnh X quang theo sáng chế có thể tạo ra hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh tương đối dày hơn hình ảnh X quang toàn cảnh có sẵn. Nói cách khác, bộ xử lý hình ảnh X quang theo sáng chế có khả năng điều chỉnh một cách tự do độ dày của lớp hình ảnh của hình ảnh X quang toàn cảnh, nhờ đó có thể điều chỉnh một cách tự do độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh.

Các chi tiết về việc điều chỉnh độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh bằng cách điều chỉnh độ dày của lớp hình ảnh sẽ được mô tả một cách chi tiết dựa vào Fig.10 và phần mô tả liên quan.

Tốt hơn là, khi thiết lập hình dạng và vị trí của lớp hình ảnh thứ hai 25b, bằng cách cho phép lớp hình ảnh thứ hai 25b bao gồm phần trong đó việc chụp cắt lớp được thực hiện ở thời điểm điều trị nha khoa, tốc độ và sự thuận tiện của việc điều trị có thể được nâng cao và lượng tia X của đối tượng có thể được giảm đáng kể. Trong khi đó, cũng trong trường hợp này, số lượng lớp hình ảnh thứ nhất 15b và/hoặc thứ hai 25b không bị giới hạn ở một, và các lớp hình ảnh thứ nhất 15b và thứ hai 25b, cụ thể là, lớp hình ảnh thứ hai 25b có thể được thay đổi khác nhau theo lựa chọn của người dùng.

Fig.8 là hình vẽ thể hiện một ví dụ về lớp hình ảnh thứ nhất của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên Fig.4.

Hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất có thể là hình ảnh X quang toàn cảnh được hội tụ tự động trên toàn bộ các mặt cắt bằng cách phân chia các lớp hình ảnh, nghĩa là, lớp đa hình ảnh, vào chính các mặt cắt này và chọn các lớp hình ảnh có mặt cắt sắc nét nhất đối với mỗi mặt cắt và nối chúng. Trong trường hợp này, như được thể hiện trên hình vẽ, lớp hình ảnh thứ nhất có thể được nối không liên tục hoặc liên tục với các vị trí khác nhau bằng các mặt cắt được phân chia dọc theo hướng dọc của cung răng.

Xem các ví dụ này kỹ hơn, trước tiên, lớp hình ảnh tùy ý 151 được thể hiện trên hình vẽ. Lớp hình ảnh tùy ý này có thể là lớp hình ảnh định trước được xác định bởi quỹ tích chụp của thiết bị. Số chỉ dẫn 151F chỉ định vùng chụp 151F của hình ảnh X quang toàn cảnh. Thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo một phương án của sáng chế tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh đối với lớp hình ảnh trong 152 được bố trí ở bên trong của lớp hình ảnh tùy ý 151 trong vùng chụp, và còn tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh đối với lớp hình ảnh ngoài 153 được bố trí ở bên ngoài của lớp hình ảnh tùy ý 151 trong vùng chụp.

Ở đây, hình ảnh X quang toàn cảnh đối với lớp hình ảnh tùy ý và các hình ảnh X quang toàn cảnh đối với các lớp hình ảnh bên trong và bên ngoài có thể được tái tạo riêng biệt, nghĩa là, có thể được tái tạo dựa vào dữ liệu hình ảnh X quang khác nhau, hoặc các hình ảnh X quang toàn cảnh đối với các lớp hình ảnh bên trong và bên ngoài có thể được tái tạo bằng cách sử dụng dữ liệu hình ảnh X quang của hình ảnh X quang toàn cảnh đối với lớp hình ảnh tùy ý. Phương pháp cụ thể dùng cho trường hợp sau có thể được đề cập đến trong tài liệu của Bằng sáng chế Hàn Quốc số 10-0917679 bởi người nộp đơn sáng chế, và phương pháp cụ thể của trường hợp trước có thể được đề cập đến trên Fig.10 và phần mô tả liên quan.

Trong số các hình ảnh X quang toàn cảnh được tái tạo đối với các lớp hình ảnh, lớp hình ảnh sắc nét nhất, mà gần nhất với quỹ tích cung răng của đối tượng thực, được chọn cho mỗi mặt cắt, và bằng cách tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh cuối cùng, trong đó các lớp hình ảnh được chọn được nối với nhau, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất, trong đó các hình ảnh X quang toàn cảnh khác nhau, được nối bằng

các mặt cắt ngang, có thể được hoàn thành. Trong trường hợp này, giả sử rằng lớp hình ảnh cuối cùng tương ứng với hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất là lớp hình ảnh thứ nhất 15c, thì lớp hình ảnh thứ nhất 15c là, ví dụ, hình dạng trong đó lớp hình ảnh trong 152, lớp hình ảnh tùy ý 151, và lớp hình ảnh ngoài 153 được nối với nhau một cách không liên tục hoặc liên tục đối với mặt cắt thứ nhất F1 bao gồm phần trước, mặt cắt thứ hai F2 bao gồm răng nanh, và mặt cắt thứ ba F3 bao gồm răng hàm. Để tham khảo, phương pháp nội suy có thể được sử dụng để thu lớp hình ảnh cuối cùng liên tục bằng cách nối lớp hình ảnh của mỗi mặt cắt.

Như đã mô tả ở trên, phương pháp cụ thể trong đó lớp hình ảnh duy nhất thu được bằng cách sử dụng các lớp hình ảnh của mỗi mặt cắt và hình ảnh X quang toàn cảnh thu được bằng cách tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh cuối cùng có thể được đề cập đến trong tài liệu của Bằng sáng chế Hàn Quốc số 10-1094180 bởi người nộp đơn sáng chế. Ở đây, như trong phần mô tả được nêu, hình ảnh X quang toàn cảnh đối với các lớp hình ảnh có thể được tái tạo riêng biệt, nghĩa là, có thể được tái tạo dựa vào dữ liệu hình ảnh X quang khác nhau, hoặc các hình ảnh X quang toàn cảnh đối với các lớp hình ảnh có thể được tái tạo bằng cách sử dụng dữ liệu hình ảnh X quang của hình ảnh X quang toàn cảnh đối với lớp hình ảnh tùy ý. Phương pháp cụ thể cho trường hợp sau có thể được đề cập đến trong tài liệu của Bằng sáng chế Hàn Quốc số 10-0917679 bởi người nộp đơn sáng chế, và phương pháp cụ thể của trường hợp trước có thể được đề cập đến trên Fig.10 và phần mô tả liên quan.

Ở đây, để thuận tiện cho việc mô tả, mỗi trong số số lượng mặt cắt được phân chia và số lượng lớp hình ảnh được thiết lập trước đều được đơn giản hóa bằng ba. Tuy nhiên, trong thiết bị thực tế, mặt cắt đơn vị để thực hiện hoạt động hội tụ tự động có thể được chia nhỏ thành số lượng mặt cắt lớn hơn dọc theo hướng dọc của cung răng, và còn có thể được chia nhỏ thành các vùng theo hướng độ cao của răng vuông góc với hình vẽ. Ngoài ra, số lượng các lớp hình ảnh được thiết lập trước ở bên trong và bên ngoài của lớp hình ảnh tùy ý 151 có thể lớn hơn.

Fig.9 là hình vẽ thể hiện một ví dụ khác về hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên Fig.4.

Hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất có thể là các hình ảnh X quang toàn cảnh của các lớp hình ảnh, hình ảnh khối rõ ràng nhất bằng cách so sánh dữ liệu hình ảnh của các lớp hình ảnh theo đơn vị khối, hoặc hình ảnh X quang toàn cảnh được tái tạo bằng cách kết hợp khối dữ liệu hình ảnh. Trong trường hợp này, lớp hình ảnh thứ nhất có thể là sự kết hợp của các lớp hình ảnh đơn vị khối được chọn từ các lớp hình ảnh.

Xem các ví dụ này kỹ hơn, trước tiên, các hình ảnh X quang toàn cảnh của các lớp hình ảnh được thể hiện ở phía trái phải của hình vẽ.

Ở đây, hình ảnh X quang toàn cảnh đối với các lớp hình ảnh có thể được tái tạo riêng biệt, nghĩa là, có thể được tái tạo dựa vào dữ liệu hình ảnh X quang khác nhau, hoặc các hình ảnh X quang toàn cảnh đối với các lớp hình ảnh có thể được tái tạo bằng cách sử dụng dữ liệu hình ảnh X quang của hình ảnh X quang toàn cảnh đối với lớp hình ảnh tùy ý. Phương pháp cụ thể cho trường hợp sau có thể được đề cập đến trong tài liệu của Bằng sáng chế Hàn Quốc số 10-0917679 bởi người nộp đơn sáng chế, và phương pháp cụ thể của trường hợp trước có thể được đề cập đến trên Fig.11 và phần mô tả liên quan.

Các hình ảnh X quang toàn cảnh của các lớp hình ảnh được tái tạo thành các hình ảnh X quang toàn cảnh có cùng tỷ lệ, nghĩa là, có cùng độ phóng đại, các hình ảnh X quang toàn cảnh được phân chia thành các nhóm khối gồm các khối đơn vị có cùng số lượng và kích thước, và sau đó hình ảnh khối có hình ảnh sắc nét nhất của mỗi khối đơn vị được chọn thông qua việc phân tích tần số, v.v. Hơn nữa, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất ở phía bên phải có thể thu được bằng cách kết hợp khối các hình ảnh này. Trong trường hợp này, lớp hình ảnh thứ nhất có thể là sự kết hợp của lớp hình ảnh đơn vị khối gần nhất với quỹ tích của cung răng của đối tượng thực tế trên toàn bộ khối. Trên Fig.9, hình ảnh khối được chọn từ các hình ảnh X quang toàn cảnh của các lớp hình ảnh để thuận tiện cho việc mô tả, nhưng còn có thể chọn dữ liệu hình ảnh khối từ dữ liệu hình ảnh X quang toàn cảnh của các lớp hình ảnh.

Phương pháp cụ thể để thu hình ảnh X quang toàn cảnh cuối cùng bằng cách kết hợp và tái tạo các hình ảnh X quang toàn cảnh của các lớp hình ảnh, hình ảnh đơn vị khối được chọn từ dữ liệu hình ảnh của các lớp hình ảnh, hoặc dữ liệu hình ảnh đơn vị khối có

thể đề cập đến tài liệu của Bằng sáng chế Hàn Quốc số 10-1664166, và tài liệu của Bằng sáng chế Hàn Quốc số 10-1389841 bởi người nộp đơn sáng chế.

Fig.10 là hình vẽ thể hiện một ví dụ về lớp hình ảnh thứ hai của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên Fig.4.

Lớp hình ảnh thứ hai 251, 252, 253 có thể là một hoặc nhiều lớp hình ảnh. Trong khi đó, tốt hơn là, lớp hình ảnh thứ hai 251, 252, 253 có thể được thiết lập trước và được lưu trữ trong bộ xử lý hình ảnh. Ví dụ, các lớp hình ảnh thứ hai 251, 252 và 253 có thể bao gồm lớp hình ảnh bất kỳ 251 và các lớp hình ảnh bên trong và bên ngoài. Các lớp hình ảnh thứ hai 251, 252 và 253 có thể được thiết lập không giao nhau. Ở đây, các lớp hình ảnh thứ hai 251, 252 và 253 có thể được tái tạo riêng biệt, nghĩa là, dữ liệu hình ảnh X quang khác nhau, hoặc có thể được tái tạo dưới dạng dữ liệu hình ảnh X quang của lớp hình ảnh bất kỳ.

Fig.11 là hình vẽ thể hiện phạm vi góc của dữ liệu hình ảnh X quang được sử dụng trong quá trình tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai. Để tham khảo, phần mô tả sau trên Fig.11 là một ví dụ về việc thực hiện các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai, mà có thể được áp dụng cho các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai trước đó được mô tả dựa vào các hình vẽ từ Fig.5 đến Fig.10.

Như đã mô tả ở trên, thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế có thể được tạo cấu hình sao cho các dữ liệu hình ảnh X quang theo từng khung thu được từ bộ dò tia X thông qua một trình tự quét duy nhất được lưu trữ trong bộ lưu trữ, và dữ liệu hình ảnh X quang cần thiết để tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh bất kỳ được trích xuất từ bộ lưu trữ và sau đó được chiếu ngược trực tiếp vào lớp hình ảnh bất kỳ, nhờ đó có thể tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh, mà khác với phương pháp dịch-và-cộng thông thường để thực hiện các lớp hình ảnh bằng cách xếp chồng dữ liệu hình ảnh X quang. Ở đây, dữ liệu hình ảnh X quang cần thiết để tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh bất kỳ có thể là dữ liệu hình ảnh X quang ở phạm vi góc định trước đi qua mỗi điểm của lớp hình ảnh, và nếu cần, một số trong số dữ liệu hình ảnh X quang ở phạm vi góc định trước đi qua mỗi điểm của lớp hình ảnh bất kỳ có thể được tính toán bằng cách nội suy dữ liệu hình ảnh X quang khác.

Tuy nhiên, khi hình ảnh X quang toàn cảnh được tái tạo theo cách nêu trên, thì có sự khác biệt về độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh theo phạm vi góc của dữ liệu hình ảnh X quang đi qua mỗi điểm của lớp hình ảnh.

Cụ thể hơn là, nếu chỉ một góc của dữ liệu hình ảnh X quang được sử dụng cho điểm bất kỳ trong lớp hình ảnh, thì tất cả các cấu trúc trên đường tia X của hình ảnh X quang ở góc được xếp chồng trên một mặt phẳng, nhờ đó chỉ có thể thu được các hình ảnh X quang mà không có độ phân giải theo độ sâu. Tuy nhiên, nếu dữ liệu hình ảnh X quang của các góc khác nhau được sử dụng cho điểm tương ứng, thì có thể thu được hình ảnh X quang toàn cảnh có độ phân giải theo độ sâu được cải thiện, nghĩa là, có thể thu được hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh mỏng hơn so với hướng truyền tia X, và do phạm vi góc của dữ liệu hình ảnh X quang đi qua mỗi điểm của lớp hình ảnh được tăng lên, nên độ phân giải theo độ sâu được cải thiện.

Trên hình vẽ, lớp hình ảnh thứ nhất 15 là, ví dụ, lớp hình ảnh tùy ý, và số chỉ dẫn 15F chỉ định vùng chụp. Thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo một phương án được tạo cấu hình sao cho mỗi điểm của lớp hình ảnh thứ nhất 15, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất được tái tạo bằng cách sử dụng dữ liệu hình ảnh X quang có phạm vi góc định trước đi qua các điểm. Ví dụ, dữ liệu hình ảnh X quang ở phạm vi góc $\theta 1a$ có thể được sử dụng cho điểm a trên lớp hình ảnh thứ nhất 15, và dữ liệu hình ảnh X quang ở phạm vi góc $\theta 1b$ có thể được sử dụng cho điểm b.

Hơn nữa, trên hình vẽ, ví dụ là, lớp hình ảnh thứ hai 25 được thiết lập nằm cạnh nhau ở bên trong lớp hình ảnh thứ nhất 15. Ngoài ra, thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo một phương án được tạo cấu hình sao cho đối với mỗi điểm của lớp hình ảnh thứ hai 25, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai được tái tạo bằng cách sử dụng dữ liệu hình ảnh X quang có phạm vi góc định trước đi qua các điểm. Ví dụ, dữ liệu hình ảnh X quang ở phạm vi góc $\theta 2a'$ có thể được sử dụng cho điểm a' trên lớp hình ảnh thứ hai 25, và dữ liệu hình ảnh X quang ở phạm vi góc $\theta 2b'$ có thể được sử dụng cho điểm b'.

Ở đây, điểm a' có thể là điểm tại đó thường đi qua điểm a trong lớp hình ảnh thứ nhất 15 giao với lớp hình ảnh thứ hai 25. Nói cách khác, điểm a' và điểm a đi theo cùng hướng chiếu tia X. Tương tự, điểm b' có thể là điểm tại đó thường đi qua điểm b trong lớp hình ảnh thứ nhất 15 giao với lớp hình ảnh thứ hai 25. Nói cách khác, điểm b' và

điểm b đi theo cùng hướng chiều tia X. Ở đây, θ_{1a} và $\theta_{2a'}$ và θ_{1b} và $\theta_{2b'}$ có mối liên hệ sau: $\theta_{1a} < \theta_{2a'}$, và $\theta_{1b} < \theta_{2b'}$. Do đó, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai của lớp hình ảnh thứ hai 25 có độ phân giải theo độ sâu tốt hơn hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất của lớp hình ảnh thứ nhất 15. Nói cách khác, lớp hình ảnh thứ hai 25 có độ dày mỏng hơn độ dày của lớp hình ảnh thứ nhất 15.

Ở đây, các lớp hình ảnh thứ nhất 15 và thứ hai 25 có thể thể hiện cùng quỹ tích, nên các lớp hình ảnh này có các độ dày khác nhau, vì vậy chúng có thể xuất hiện dưới dạng các hình ảnh X quang toàn cảnh khác nhau một cách trực quan.

Như đã mô tả ở trên, thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế có thể được tạo cấu hình sao cho dữ liệu hình ảnh X quang xuyên qua mỗi điểm của lớp hình ảnh tùy ý ở phạm vi góc định trước thu được từ dữ liệu hình ảnh X quang của nhiều khung ở các góc khác nhau, và dữ liệu hình ảnh X quang xuyên qua mỗi điểm ở phạm vi góc định trước được chiếu ngược trực tiếp vào mỗi điểm của lớp hình ảnh tùy ý, theo đó có thể tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh. Ở đây, cụ thể là, người dùng có thể tự do chọn số lượng, góc, vị trí và hình dạng của lớp hình ảnh tùy ý bất kể các yếu tố bên ngoài chẳng hạn như quỹ tích chụp của thiết bị. Tất nhiên, độ dày của lớp hình ảnh có thể được chọn một cách tự do theo phạm vi góc của dữ liệu hình ảnh X quang xuyên qua mỗi điểm của lớp hình ảnh. Điều này có thể áp dụng cho cả việc tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và/hoặc thứ hai, sao cho độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và/hoặc thứ hai có thể được điều chỉnh một cách tự do.

Theo phần mô tả nêu trên, độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai của lớp hình ảnh thứ hai vượt trội hơn so với độ phân giải theo độ sâu của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất của lớp hình ảnh thứ nhất, nhưng trường hợp ngược lại cũng khả thi. Cả hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai đều có thể có độ phân giải theo độ sâu tuyệt vời được so sánh với hình ảnh X quang toàn cảnh thông thường, và cả hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai đều có thể có độ phân giải theo độ sâu thấp hơn hình ảnh X quang toàn cảnh thông thường. Nói cách khác, độ phân giải theo độ sâu của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai có thể toàn bộ được xác định theo lựa chọn của người dùng.

Fig.12 là hình vẽ thể hiện mối liên hệ căn chỉnh giữa hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai. Để thuận tiện, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất là một, và hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai là hai số.

Như được thể hiện trên hình vẽ, các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 201 và 202 được lưu trữ dưới dạng các hình ảnh X quang toàn cảnh có cùng kích thước khung và cùng độ phóng đại, thể hiện cùng độ phóng đại trong cùng phạm vi dưới dạng hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 trên mặt phẳng. Tuy nhiên, trên màn hình hiển thị được thể hiện trên Fig.4, chỉ các phần 211 và 212 của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 201 và 202 tương ứng với phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 được hiển thị trên màn hình. Phương pháp hiển thị có thể như sau: các phần 211 và 212 tương ứng với phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 trong một hoặc nhiều hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai được hiển thị bằng cách thay thế phần tương ứng với phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 hoặc xếp chồng lên phần hiển thị này, trong đó người dùng có thể chọn tùy theo các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 201 và 202 được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21.

Fig.13a và Fig.13b là các hình vẽ thể hiện theo cách đối chiếu các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai được hiển thị trên màn hình hiển thị theo một phương án trên FIG.4.

Để thuận tiện, trên Fig.13a và Fig.13b, hình ảnh trong phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 được chuyển đổi thành hình ảnh cục bộ tương ứng của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10A (xem Fig.13a) hoặc hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20A (xem Fig.13b) theo việc nhập liệu của người dùng ở trạng thái trong đó hình ảnh được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh nền 11 được duy trì. Trên Fig.13a và Fig.13b, sự khác biệt giữa hai phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 có thể được dễ dàng tìm thấy bằng cách so sánh các phần được biểu thị bằng các mũi tên ở phía bên trái. Trên Fig.13a, phần tương ứng của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10A được hiển thị ở phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 để chân răng của răng hàm thuộc hàm trên xuất hiện là một. Mặt khác, trên Fig.13b, phần tương ứng của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20A được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 ở cùng phía để chân răng của răng hàm thuộc hàm trên xuất hiện là hai.

Như đã mô tả ở trên, người dùng có thể chọn lớp hình ảnh thứ hai của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 thông qua hành động nhập chẳng hạn như xoay bánh xe chuột, làm một ví dụ về bộ phận nhập, tiến/lùi ở trạng thái được kích hoạt của phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21.

Fig.14 là hình vẽ thể hiện một ví dụ khác về màn hình hiển thị của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế.

So với phương án trên Fig.4, phương án này khác nhau ở chỗ còn bao gồm phần hiển thị chỉ báo 31 biểu thị lớp hình ảnh được thể hiện bởi hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 của màn hình hiển thị. Phần hiển thị chỉ báo 31 có khả năng hiển thị số lượng, độ dày, góc, hình dạng, vị trí và đặc điểm tương tự của lớp hình ảnh thứ nhất 15 trong hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 và/hoặc lớp hình ảnh thứ hai 25 trong hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 dưới dạng ít nhất một trong số các số lượng, ảnh và hình vẽ. Điều này cho phép người dùng nhận diện bằng theo trực giác mối liên hệ tương đối của các lớp hình ảnh thứ nhất và thứ hai của các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai được hiển thị trên màn hình hiển thị. Trên hình vẽ, ví dụ là, phần hiển thị chỉ báo 31 biểu thị lớp hình ảnh 35 được chỉ định bởi số chỉ dẫn 35 được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21.

Như đã mô tả ở trên, thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế hiển thị đồng thời hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất của ít nhất một lớp hình ảnh thứ nhất, và một phần của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai mà bao gồm ít nhất một lớp hình ảnh thứ nhất hoặc một phần hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai của ít nhất một lớp hình ảnh thứ hai khác ít nhất một phần hoặc khác hoàn toàn với lớp hình ảnh thứ nhất thông qua màn hình hiển thị. Ở đây, do các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai thể hiện cùng độ phóng đại, nên các vị trí tương đối so với cung răng được hiển thị được căn chỉnh với nhau, và hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai được hiển thị dưới dạng một phần cung răng này, trong đó hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai có thể được hiển thị bằng cách được xếp chồng lên hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất hoặc bằng cách thay thế một phần hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất.

Tiếp theo, trong thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế, quy trình từ việc thu được dữ liệu hình ảnh X quang để hiển thị các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai sẽ được mô tả làm ví dụ.

Fig.15 là hình vẽ thể hiện quy trình vận hành thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế.

Trước tiên, việc chụp X quang được thực hiện bằng bộ phận chụp (s10). Điều này liên quan đến sự dịch chuyển được thiết lập trước của bộ phận chụp, bao gồm bộ phát tia X và bộ dò tia X. Sự dịch chuyển của bộ phận chụp có thể bao gồm một loạt chuyển động liên tiếp của bộ phát tia X và bộ dò tia X quay trong khi hướng vào nhau khi có đối tượng xen kẽ giữa bộ phát tia X và bộ dò tia X (hướng của chuyển động chẳng hạn như hướng xoay không bị giới hạn ở một hướng). Chuyển động của bộ phát tia X và bộ dò tia X được đồng bộ hóa với chuyển động ở trên tạo thành một trình tự quét. Dữ liệu hình ảnh X quang của nhiều khung thu được thông qua trình tự quét được lưu trữ trong bộ lưu trữ. Dữ liệu hình ảnh X quang của nhiều khung có thể bao gồm thông tin chẳng hạn như vị trí và hướng trong đó chùm tia X tạo thành mỗi khung xuyên qua đối tượng.

Sau đó, trong bộ xử lý hình ảnh, việc tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất được thực hiện (s21) và việc tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai được thực hiện (s22). Quy trình trong đó bộ xử lý hình ảnh trích xuất dữ liệu cần thiết cho mỗi hình ảnh X quang toàn cảnh từ dữ liệu hình ảnh X quang của nhiều khung được lưu trữ trong bộ lưu trữ và tái tạo các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai, cụ thể là, quy trình tái tạo hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và/hoặc thứ hai có độ phân giải theo độ sâu đã nâng cao được mô tả dựa vào Fig.9. Các hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất và thứ hai được tái tạo trong bộ xử lý hình ảnh cũng được lưu trữ trong bộ lưu trữ.

Mô đun trình xem hiển thị hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh nền (s30). Ở đây, bằng cách xác định xem người dùng có yêu cầu hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai cho một phần hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất thông qua bộ phận nhập (s40), hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai cho một phần và hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất có thể được hiển thị đồng thời (s52) hay không. Nếu hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai được tạo ra theo mặc định, thì quy trình xác định xem hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai được yêu cầu hay không (s40) có thể được lược bỏ. Trong khi

đó, trước khi hiển thị hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai, bước chọn vị trí, góc, số lượng hoặc độ dày của lớp hình ảnh thứ hai cần được hiển thị dưới dạng hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai có thể được thực hiện (s51). Sau khi hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai tùy ý được hiển thị, thì cần xác định xem hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai khác có được yêu cầu hay không (s53), và nếu được yêu cầu, thì hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai của lớp hình ảnh thứ hai có vị trí, hình dạng và độ dày khác có thể được hiển thị lại cùng với hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất (s52) thông qua việc chọn lớp hình ảnh thứ hai khác (s51).

Các hình vẽ từ Fig.16 đến Fig.20 thể hiện các ví dụ khác về màn hình hiển thị theo quy trình vận hành thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế.

Như được thể hiện trên Fig.16, môđun trình xem tạo ra phần hiển thị hình ảnh nền 11 mà hiển thị hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 trên màn hình hiển thị, và có thể hiển thị hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 trên phần hiển thị hình ảnh nền. Ở đây, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 có thể là hình ảnh trong đó các hình ảnh X quang toàn cảnh của các lớp hình ảnh có cùng độ phóng đại được xếp chồng lên nhau.

Sau đó, như được thể hiện trên Fig.17, phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 được kích hoạt ở phần định trước của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 theo lựa chọn của người dùng, và hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 có thể được hiển thị trên đó. Ở đây, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20, mà tương ứng với phần định trước của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10, thay thế phần định trước của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 hoặc cùng được xếp chồng lên. Hơn nữa, ở trạng thái này, người dùng có thể tự do di chuyển và điều chỉnh vị trí của phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 và điều chỉnh kích thước của phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21. Fig.18 là hình vẽ thể hiện kích thước của phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 được điều chỉnh theo lựa chọn của người dùng. Trong quy trình này, môđun trình xem hiển thị hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 cho phần tương ứng của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 ở thời gian thực.

Ở đây, tốt hơn là, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 có thể là hình ảnh X quang toàn cảnh cho một trong số các lớp hình ảnh của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10. Trong trường hợp này, như được thể hiện trên Fig.18, môđun trình xem có thể

hiển thị chỉ báo biểu thị mối quan hệ vị trí tương đối giữa hình ảnh X quang toàn cảnh được xếp chồng lên hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 và hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 đang được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21.

Một ví dụ là, 20/40 được thể hiện trên hình vẽ có nghĩa là số lượng hình ảnh X quang toàn cảnh được xếp chồng lên hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 là 40, và khi số seri được đưa ra từ trước đến sau trên màn hình, thì hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 hiện tại là thứ 20. Ngoài ra, ô vuông màu đỏ biểu thị số lượng hình ảnh X quang toàn cảnh được xếp chồng lên hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 dưới dạng chiều cao, và vị trí tương đối của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 hiện tại dưới dạng đường màu đỏ.

Ngoài ra, môđun trình xem có thể chuyển đổi hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 theo thao tác của người dùng, chẳng hạn như xoay con lăn chuột. Fig.19 là hình vẽ thể hiện hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 được chuyển đổi từ trạng thái trên Fig.18 bằng thao tác của người dùng, trong đó hình ảnh X quang toàn cảnh của lớp hình ảnh thứ 14 trong số 40 hình ảnh X quang toàn cảnh được xếp chồng trên hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất 10 được hiển thị dưới dạng hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20. So với Fig.17, hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 được thay đổi, mà có nghĩa là lớp hình ảnh thứ hai của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 đã được thay đổi.

Ngoài ra, môđun trình xem có thể cung cấp màn hình chụp 20c của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 theo thao tác của người dùng chẳng hạn như nhấp hai lần. Fig.20 là hình vẽ thể hiện chức năng ở trên, trong đó màn hình chụp 20c của hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 cho phần thứ nhất được hiển thị cùng với phần thứ nhất, và phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 hiển thị hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai 20 ở vị trí khác bằng thao tác của người dùng.

Ngoài ra, màn hình chụp 20c này có thể được lưu trữ dưới dạng tệp hình ảnh riêng biệt.

Dưới đây, dẫn chiếu đến trường hợp trong đó hình ảnh X quang thứ nhất của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế là hình ảnh X quang chụp đo sọ, và để thuận tiện, thì điểm khác với phần mô tả ở trên sẽ được thảo luận chủ yếu.

Fig.21 là hình vẽ thể hiện một ví dụ khác nữa về màn hình hiển thị của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế. Cũng xem Fig.4.

Đầu ra màn hình thông qua thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo một phương án của sáng chế được bố trí có phần hiển thị hình ảnh nền 11 hiển thị hình ảnh X quang chụp đo sọ dưới dạng hình ảnh X quang thứ nhất 50A, và cũng được bố trí có phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 được bố trí ở phần định trước của phần hiển thị hình ảnh nền 11 và được tạo cấu hình để hiển thị một phần của hình ảnh X quang chụp cắt lớp của ít nhất một lớp hình ảnh trên hình ảnh X quang chụp đo sọ dưới dạng hình ảnh X quang thứ hai 60A tương ứng với phần định trước.

Phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 có thể được cung cấp một hoặc nhiều hơn một theo số lượng, và theo việc nhập liệu của người dùng, ví dụ, thông qua việc nhập liệu bằng chuột, thì kích thước, vị trí, hình dạng hoặc số lượng của phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 có thể được điều chỉnh. Ngoài ra, phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 có thể được tạo cấu hình sao cho trước tiên người dùng (ví dụ, nha sĩ) kiểm tra hình ảnh X quang chụp đo sọ được cung cấp thông qua phần hiển thị hình ảnh nền 11, và khi cần xem xét thêm phần định trước, thì phần định trước được kích hoạt theo cách có chọn lọc theo các lệnh của người dùng, và hình ảnh X quang chụp cắt lớp tương ứng của lớp hình ảnh tùy ý trên hình ảnh X quang chụp đo sọ có thể được hiển thị bằng cách xếp chồng trên hình ảnh X quang chụp đo sọ của phần đó hoặc bằng cách thay thế hình ảnh X quang chụp đo sọ của phần đó. Ngoài ra, ranh giới giữa hình ảnh X quang chụp đo sọ và hình ảnh X quang chụp cắt lớp có thể được hiển thị bằng cách hiển thị cạnh của phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 trên màn hình.

Hình ảnh X quang chụp đo sọ và hình ảnh X quang chụp cắt lớp có thể lần lượt được tái tạo bằng cách sử dụng ít nhất một phần của các dữ liệu khung tia X thu được thông qua một trình tự quét duy nhất của bộ phát tia X 311 và bộ dò tia X 312. Ngoài ra, các dữ liệu khung tia X, nhóm thứ nhất của dữ liệu khung tia X đối với hình ảnh X quang

chụp đo sọ và nhóm thứ hai của dữ liệu khung tia X đối với hình ảnh X quang chụp cắt lớp có thể khác nhau ít nhất một phần.

Để đạt được điều này, bộ phát tia X 311 và bộ dò tia X 312 lần lượt chiếu và tiếp nhận các tia X trong khi di chuyển dọc theo quỹ tích định trước với phần đầu của đối tượng, nghĩa là, vùng chụp được đặt xen giữa chúng. Ở đây, bộ phát tia X 311 và bộ dò tia X 312 có thể chiếu và tiếp nhận chùm tia X xuyên qua toàn bộ vùng chụp hoặc có thể chiếu và tiếp nhận chùm tia X xuyên qua một phần của vùng chụp. Bộ phát tia X 311 và bộ dò tia X 312 thu được dữ liệu khung tia X theo các hướng khác nhau trong khi di chuyển dọc theo quỹ tích định trước bởi bộ dẫn động 313, nhờ đó đảm bảo các dữ liệu khung tia X bao gồm nhóm thứ nhất và thứ hai của dữ liệu khung tia X thông qua một trình tự quét duy nhất.

Ngoài ra, các dữ liệu khung tia X được lưu trữ trong bộ lưu trữ 330.

Bộ xử lý hình ảnh 322 tái tạo hình ảnh X quang chụp đo sọ và hình ảnh X quang chụp cắt lớp bằng cách sử dụng các nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất và thứ hai được cấu thành bởi ít nhất một phần của các dữ liệu khung tia X, và lưu trữ các nhóm dữ liệu này trong bộ lưu trữ 330. Ở đây, hình ảnh X quang chụp đo sọ và hình ảnh X quang chụp cắt lớp có thể thể hiện cùng độ phóng đại.

Đối với hình ảnh X quang chụp đo sọ, bộ xử lý hình ảnh 322 có thể kết nối dữ liệu khung tia X theo cùng hướng đi qua toàn bộ vùng chụp hoặc dữ liệu khung tia X theo cùng hướng, mỗi dữ liệu khung tia X truyền một phần vùng chụp, trên toàn bộ vùng chụp, và đối với hình ảnh X quang chụp cắt lớp, bộ xử lý hình ảnh có thể tái tạo dữ liệu khung tia X theo nhiều hướng đi qua ít nhất một lớp hình ảnh bằng thuật toán tổng hợp cắt lớp định trước. Bộ xử lý hình ảnh 322 có thể tái tạo các hình ảnh X quang chụp cắt lớp được hiển thị thông qua phần hiển thị hình ảnh cục bộ theo lựa chọn của người dùng trước và lưu trữ chúng trong bộ lưu trữ 330.

Ngoài ra, bộ xử lý hình ảnh 322 có thể tái tạo các hình ảnh X quang chụp cắt lớp của các lớp hình ảnh gần như tương ứng với toàn bộ vùng chụp và sau đó xếp chồng các hình ảnh X quang chụp cắt lớp theo cùng hướng để thực hiện hình ảnh X quang chụp đo sọ. Trong trường hợp này, hình ảnh X quang chụp đo sọ là hình ảnh X quang hai chiều không có độ phân giải theo độ sâu, do đó không có lý do để phân biệt nó với hình ảnh X

quang chụp đo sọ, trong đó dữ liệu khung tia X theo cùng hướng đi qua toàn bộ vùng chụp hoặc dữ liệu khung tia X theo cùng hướng, mỗi dữ liệu khung tia X truyền một phần vùng chụp, được nối trên toàn bộ vùng chụp. Ngoài ra, đối với hình ảnh X quang chụp cắt lớp, bộ xử lý hình ảnh 322 có thể tái tạo hình ảnh X quang chụp cắt lớp bằng cách thu được dữ liệu khung tia X đa hướng xuyên qua ít nhất một lớp hình ảnh và thực hiện chiếu ngược với dữ liệu hình ảnh X quang nằm trong phạm vi góc định trước xuyên qua mỗi điểm của lớp hình ảnh vào lớp hình ảnh tương ứng. Ở đây, một số dữ liệu hình ảnh X quang nằm trong phạm vi góc định trước xuyên qua mỗi điểm của lớp hình ảnh có thể được tính toán bằng cách nội suy dữ liệu hình ảnh X quang khác, và như trong phần mô tả nêu trên, hình ảnh X quang chụp cắt lớp được tái tạo theo cách này có thể thể hiện độ phân giải theo độ sâu tốt hơn khi được so sánh với hình ảnh X quang chụp cắt lớp bằng thuật toán tổng hợp cắt lớp thông thường.

Môđun trình xem 323 hiển thị hình ảnh X quang chụp đo sọ được tái tạo trên phần hiển thị hình ảnh nền 11, và hiển thị hình ảnh X quang chụp cắt lớp được tái tạo trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21. Ở đây, hình ảnh X quang chụp cắt lớp có thể được hiển thị một cách tùy ý theo mặc định hoặc theo lựa chọn của người dùng. Nói cách khác, trước khi hiển thị hình ảnh X quang chụp cắt lớp hoặc sau khi hiển thị hình ảnh X quang chụp cắt lớp bất kỳ, người dùng có thể chọn vị trí, góc, số lượng hoặc độ dày của ít nhất một lớp hình ảnh, và môđun trình xem 322 hiển thị hình ảnh X quang chụp cắt lớp của lớp hình ảnh theo lựa chọn của người dùng trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 hoặc thay đổi tương tự.

Ngoài ra, môđun trình xem 322 có thể điều chỉnh kích thước, vị trí, hình dạng hoặc số lượng của phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 theo lựa chọn của người dùng, và khi cần thiết, có thể hiển thị chỉ báo biểu thị mối quan hệ vị trí tương đối của hình ảnh X quang chụp cắt lớp trên hình ảnh X quang chụp đo sọ.

Trong khi đó, khi nhằm mục đích xem cấu trúc đầu của đối tượng thông qua thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế, nghĩa là, khi hình ảnh X quang thứ nhất là hình ảnh X quang chụp đo sọ, thì lớp hình ảnh của hình ảnh X quang chụp cắt lớp có thể đi qua hoặc gần xoang hàm trên.

Để tham khảo, trong chuẩn đoán tai, mũi, họng (ENT) thông thường, hình ảnh X quang chụp đo sọ thường được sử dụng để xác định cấu trúc đầu và chuẩn đoán xoang hàm trên và mô xung quanh, nhưng do các đặc tính của hình ảnh X quang hai chiều, nên khó xác định xoang hàm trên và mô xung quanh bằng cách chồng lên sọ.

Fig.22 là hình vẽ thể hiện ví dụ so sánh của màn hình hiển thị trên Fig.21, trong đó hình ảnh X quang thứ nhất - hình ảnh X quang chụp đo sọ chỉ được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh nền 11.

Như được thể hiện trên Fig.22, do các đặc tính của hình ảnh X quang hai chiều, nên hình ảnh X quang chụp đo sọ được hiển thị có sọ theo cách chồng chéo, mà cùng trong xoang hàm trên. Ngược lại, trong hình ảnh X quang chụp cắt lớp của phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21 trên Fig.21, có thể thấy rằng hiện tượng chồng chéo của sọ đã được loại bỏ khỏi xoang hàm trên.

Theo đó, thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế có khả năng cho phép cấu trúc đầu được nhận dạng thông qua hình ảnh X quang chụp đo sọ được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh nền 11 và có khả năng tạo ra hình ảnh X quang phù hợp cho các mục đích chuẩn đoán thông qua hình ảnh X quang chụp cắt lớp của xoang hàm trên và một phần của nó được hiển thị trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ 21. Tuy nhiên, hình ảnh X quang chụp đo sọ và hình ảnh X quang chụp cắt lớp được cung cấp thông qua thiết bị hiển thị hình ảnh X quang theo sáng chế nhưng không bị giới hạn ở đó.

Ngoài ra, bộ xử lý hình ảnh X quang theo sáng chế có thể cung cấp các chức năng khác nhau để thuận tiện cho người dùng, tất cả các chức năng này có thể được hiểu là ý tưởng kỹ thuật của sáng chế.

Mặc dù phương án ưu tiên của sáng chế đã được mô tả nhằm mục đích minh họa, nhưng người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật sẽ hiểu rằng các cải biến, bổ sung và thay thế đều là các phương án khả thi của sáng chế như được bộc lộ trong các điểm yêu cầu bảo hộ kèm theo.

Phần mô tả về các ký tự chỉ dẫn của các phần quan trọng

10: hình ảnh X quang toàn cảnh thứ nhất

11: phần hiển thị hình ảnh nền

15, 15a, 15b: lớp hình ảnh thứ nhất

20: hình ảnh X quang toàn cảnh thứ hai

21: phần hiển thị hình ảnh cục bộ

25, 25a, 25b: lớp hình ảnh thứ hai

31: phần hiển thị chỉ báo

Khả năng áp dụng trong công nghiệp

Sáng chế đề cập đến đến thiết bị hiển thị hình ảnh X quang và phương pháp hiển thị hình ảnh X quang, và có thể áp dụng cho thiết bị hiển thị hình ảnh X quang toàn cảnh và thiết bị chụp X quang bao gồm phương pháp này và các thiết bị tương tự.

YÊU CẦU BẢO HỘ

1. Thiết bị hiển thị hình ảnh X quang, thiết bị này bao gồm:

bộ lưu trữ được tạo cấu hình để lưu trữ các dữ liệu khung tia X của đối tượng;

bộ xử lý hình ảnh được tạo cấu hình để tái tạo hình ảnh X quang thứ nhất bằng cách sử dụng nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất được cấu thành bởi ít nhất một phần của các dữ liệu khung tia X, và để tái tạo hình ảnh X quang thứ hai bằng cách sử dụng nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai được cấu thành bởi ít nhất một phần của các dữ liệu khung tia X;

màn hiển thị được tạo cấu hình để tạo ra màn hình; và

môđun trình xem được tạo cấu hình để hiển thị phần hiển thị hình ảnh nền và phần hiển thị hình ảnh cục bộ được bố trí ở một phần của phần hiển thị hình ảnh nền trên màn hình, để hiển thị hình ảnh X quang thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh nền, và để hiển thị một phần của hình ảnh X quang thứ hai tương ứng với hình ảnh X quang thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ,

trong đó nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất và nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai khác nhau ít nhất một phần, và hình ảnh X quang thứ hai là hình ảnh X quang chụp cắt lớp của ít nhất một lớp hình ảnh,

trong đó hình ảnh X quang hai chiều là hình ảnh X quang đo sọ hai chiều.

2. Thiết bị theo điểm 1, trong đó thiết bị này còn bao gồm:

bộ phát tia X và bộ dò tia X hướng vào nhau với đối tượng được bố trí xen giữa chúng; và

bộ dẫn động được tạo cấu hình để dịch chuyển bộ phát tia X và bộ dò tia X dọc theo quỹ tích định trước,

trong đó các dữ liệu khung tia X thu được thông qua một trình tự quét duy nhất của cả bộ phát tia X và bộ dò tia X.

3. Thiết bị theo điểm 1, trong đó thiết bị này còn bao gồm:

bộ phận nhập cho thao tác của người dùng,

trong đó bộ xử lý hình ảnh được tạo cấu hình để sửa đổi ít nhất một đặc điểm trong số số lượng, vị trí, hình dạng, góc và độ dày của ít nhất một lớp hình ảnh theo thao tác của người dùng và tái tạo hình ảnh X quang thứ hai của lớp hình ảnh đã sửa đổi, và

môđun trình xem được tạo cấu hình để hiển thị một phần của hình ảnh X quang thứ hai của lớp hình ảnh đã sửa đổi tương ứng với hình ảnh X quang thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ.

4. Thiết bị theo điểm 1, trong đó thiết bị này còn bao gồm:

bộ phận nhập cho thao tác của người dùng,

trong đó bộ xử lý hình ảnh được tạo cấu hình để sửa đổi ít nhất một đặc điểm trong số vị trí, kích thước, hình dạng và số lượng của phần hiển thị hình ảnh cục bộ theo thao tác của người dùng.

5. Thiết bị theo điểm 1, trong đó thiết bị này còn bao gồm:

bộ phận nhập cho thao tác của người dùng,

trong đó bộ xử lý hình ảnh được tạo cấu hình để tái tạo các hình ảnh X quang thứ hai khác nhau ở ít nhất một đặc điểm trong số số lượng, vị trí, hình dạng, góc và độ dày của ít nhất một lớp hình ảnh, và

môđun trình xem được tạo cấu hình để hiển thị một trong số nhiều hình ảnh X quang thứ hai trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ theo thao tác của người dùng.

6. Thiết bị theo điểm 1, trong đó bộ xử lý hình ảnh được tạo cấu hình để tạo ra nhóm dữ liệu khung tia X xuyên qua mỗi điểm của ít nhất một lớp hình ảnh trong phạm vi góc định trước bằng cách sử dụng nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai, và để tái tạo hình ảnh X quang thứ hai bằng cách sử dụng nhóm dữ liệu khung tia X.

7. Thiết bị theo điểm 6, trong đó bộ xử lý hình ảnh được tạo cấu hình để thực hiện chiếu ngược với nhóm dữ liệu khung tia X lên trên mỗi điểm của ít nhất một lớp hình ảnh.

8. Thiết bị theo điểm 1, trong đó hình ảnh X quang thứ nhất là hình ảnh X quang chụp cắt lớp thứ nhất của ít nhất một lớp hình ảnh thứ nhất, hình ảnh X quang thứ hai là hình ảnh X quang chụp cắt lớp thứ hai của ít nhất một lớp hình ảnh thứ hai, và các lớp hình ảnh

thứ nhất và thứ hai khác nhau ở ít nhất một đặc điểm trong số số lượng, vị trí, hình dạng, góc và độ dày.

9. Thiết bị theo điểm 8, trong đó hình ảnh X quang chụp cắt lớp thứ nhất và thứ hai là các hình ảnh X quang toàn cảnh.

10. Thiết bị theo điểm 1, trong đó ít nhất một lớp hình ảnh nằm trong hình ảnh X quang hai chiều.

11. Phương pháp hiển thị hình ảnh X quang của thiết bị hiển thị hình ảnh X quang, trong đó thiết bị hiển thị hình ảnh X quang này bao gồm bộ lưu trữ, bộ xử lý hình ảnh, màn hiển thị và môđun trình xem, phương pháp này bao gồm các bước:

lưu trữ các dữ liệu khung tia X của đối tượng trong bộ lưu trữ;

tái tạo hình ảnh X quang thứ nhất bằng cách sử dụng nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất được cấu thành bởi ít nhất một phần của các dữ liệu khung tia X bằng bộ xử lý hình ảnh, và tái tạo hình ảnh X quang thứ hai bằng cách sử dụng nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai được cấu thành bởi ít nhất một phần của các dữ liệu khung tia X bằng bộ xử lý hình ảnh; và

hiển thị phần hiển thị hình ảnh nền và phần hiển thị hình ảnh cục bộ được bố trí ở một phần của phần hiển thị hình ảnh nền trên màn hình của màn hiển thị bằng môđun trình xem, hiển thị hình ảnh X quang thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh nền bằng môđun trình xem, và hiển thị một phần của hình ảnh X quang thứ hai tương ứng với hình ảnh X quang thứ nhất trên phần hiển thị hình ảnh cục bộ bằng môđun trình xem,

trong đó nhóm dữ liệu khung tia X thứ nhất và nhóm dữ liệu khung tia X thứ hai khác nhau ít nhất một phần, và hình ảnh X quang thứ hai là hình ảnh X quang chụp cắt lớp của ít nhất một lớp hình ảnh,

trong đó hình ảnh X quang hai chiều là hình ảnh X quang đo sọ hai chiều.

FIG. 1

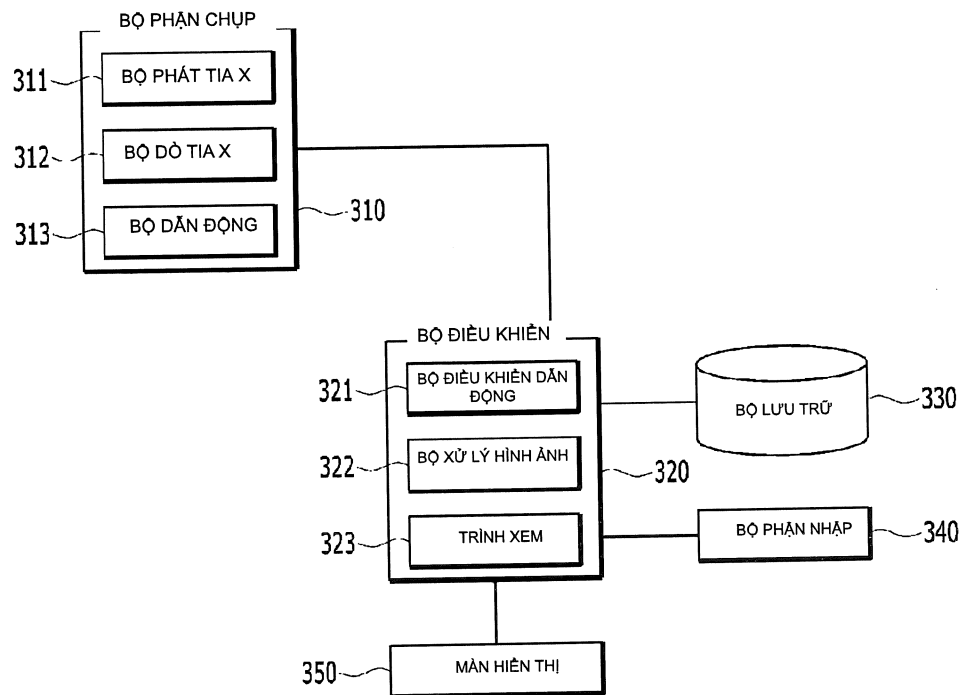


FIG. 2

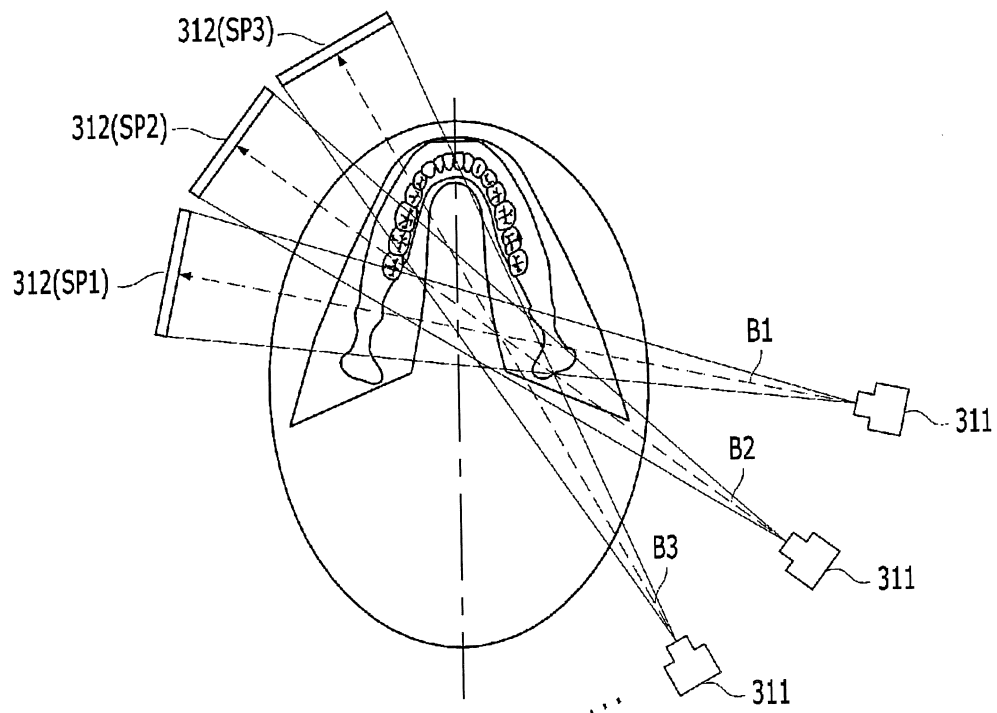


FIG. 3

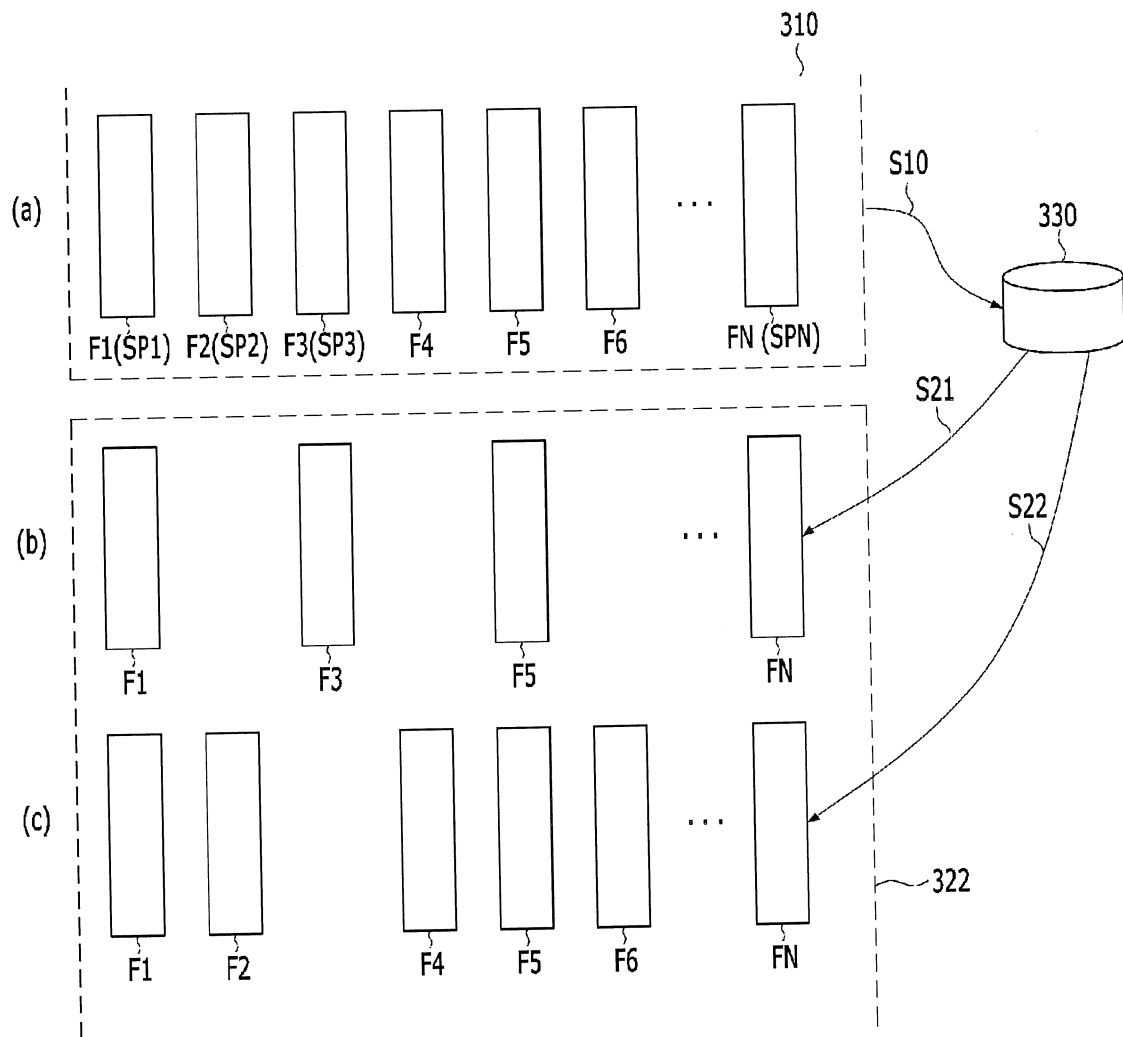


FIG. 4

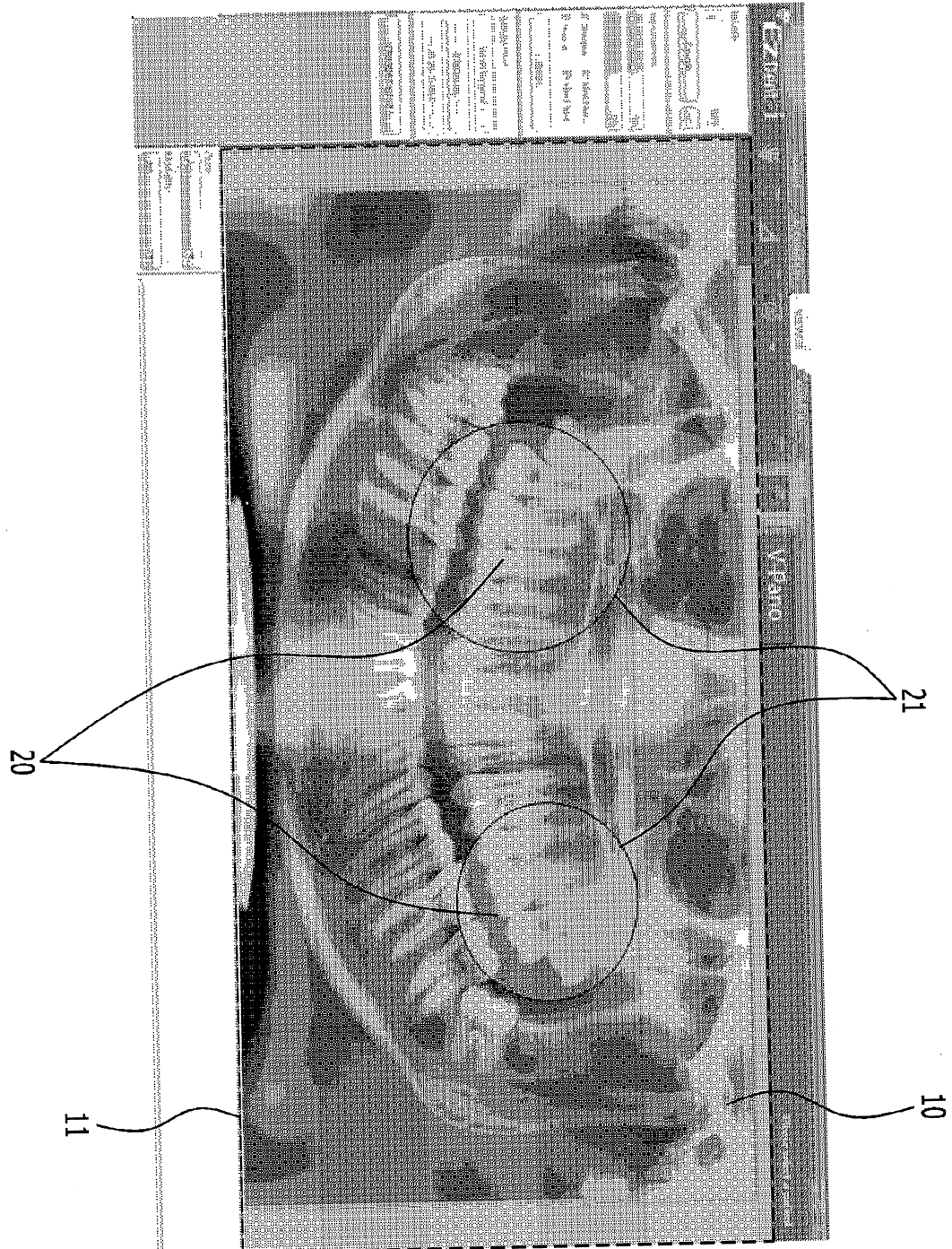


FIG. 5

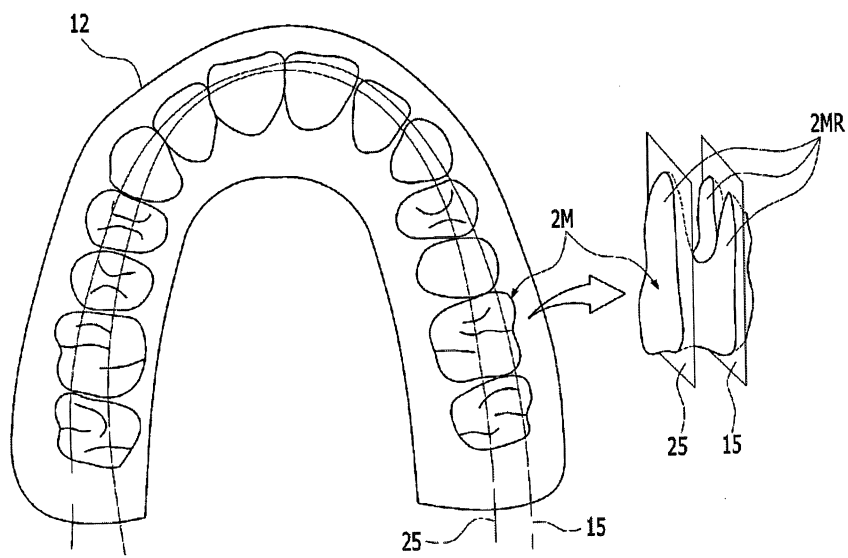


FIG. 6

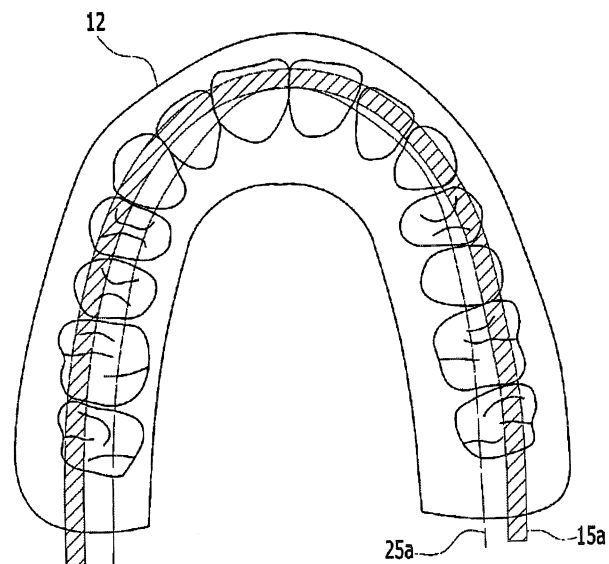


FIG. 7

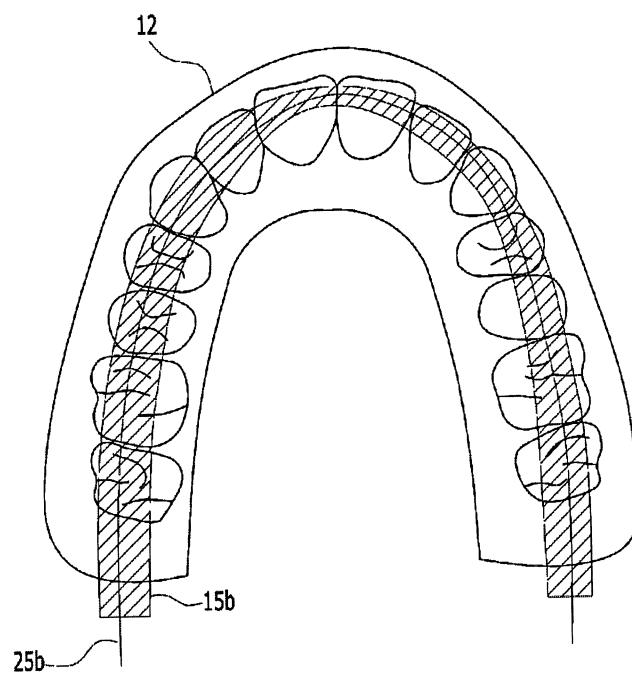


FIG. 8

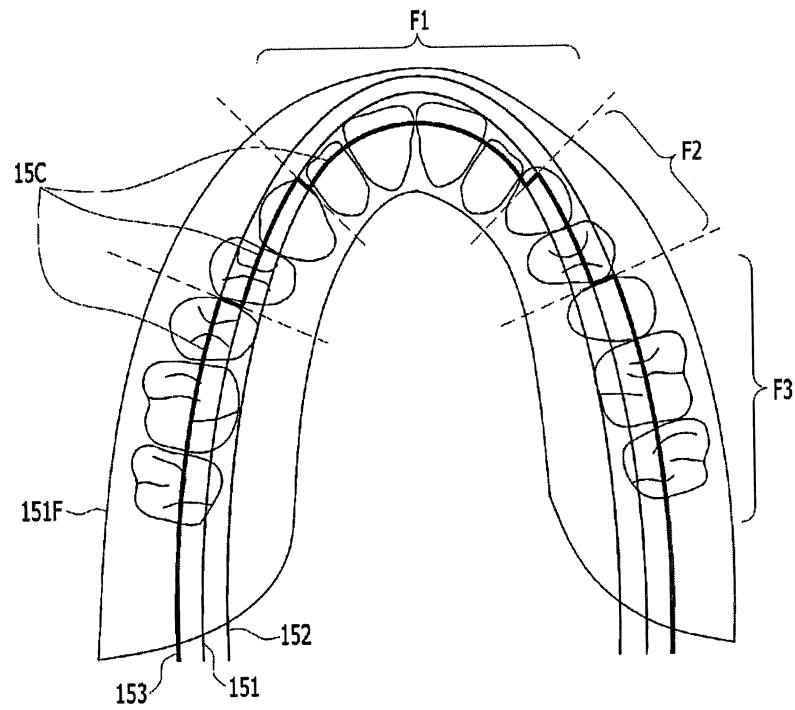


FIG. 9

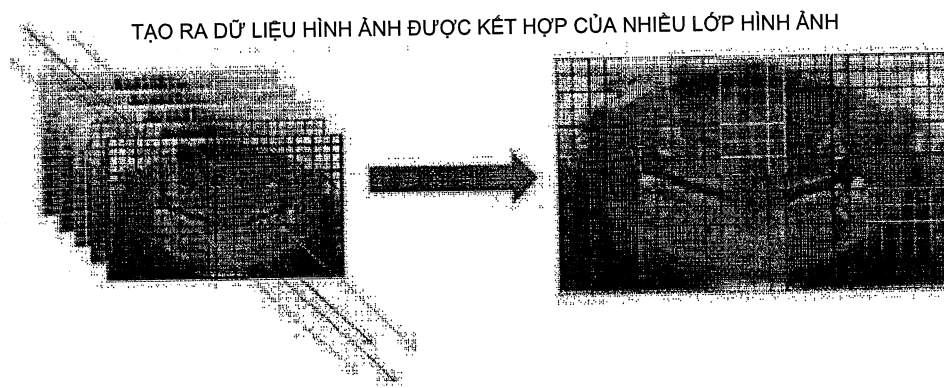


FIG. 10

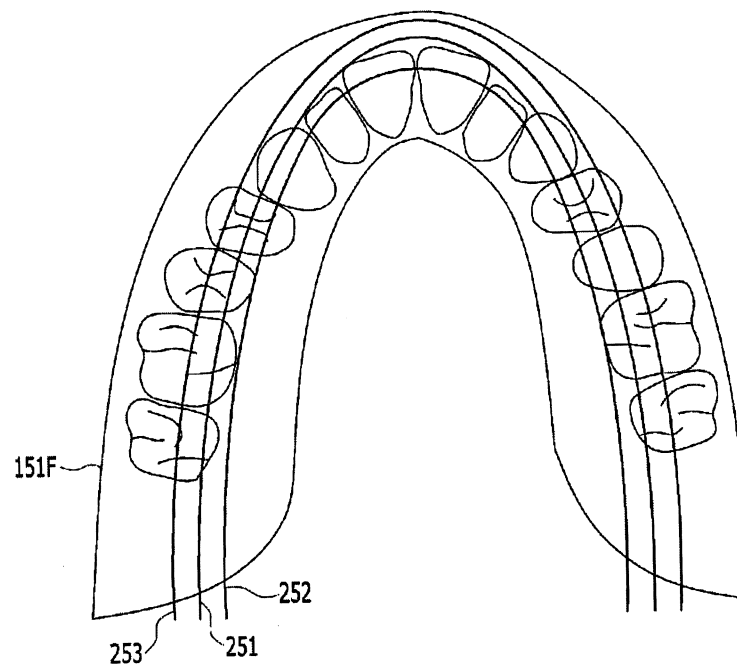


FIG. 11

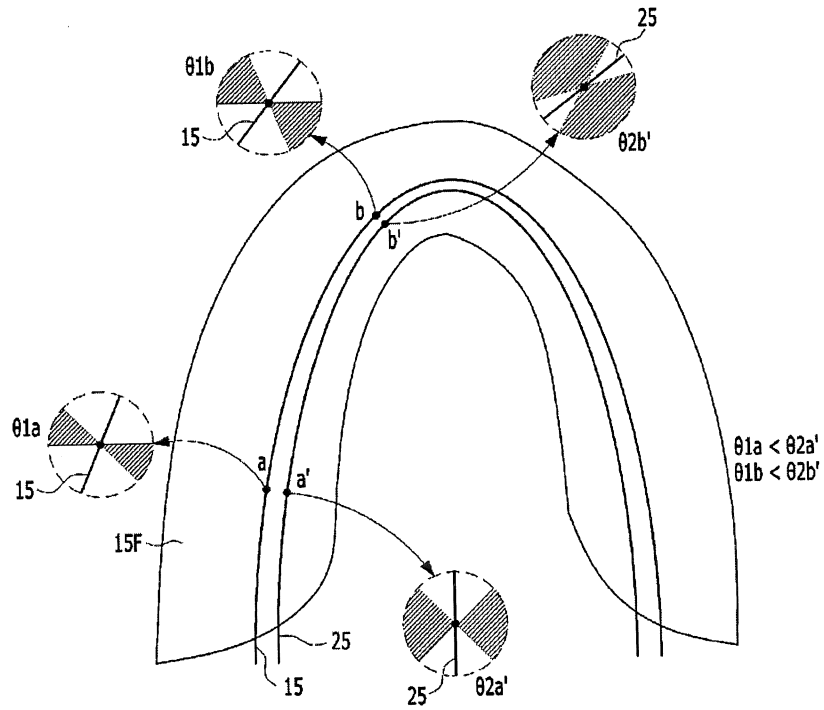


FIG. 12

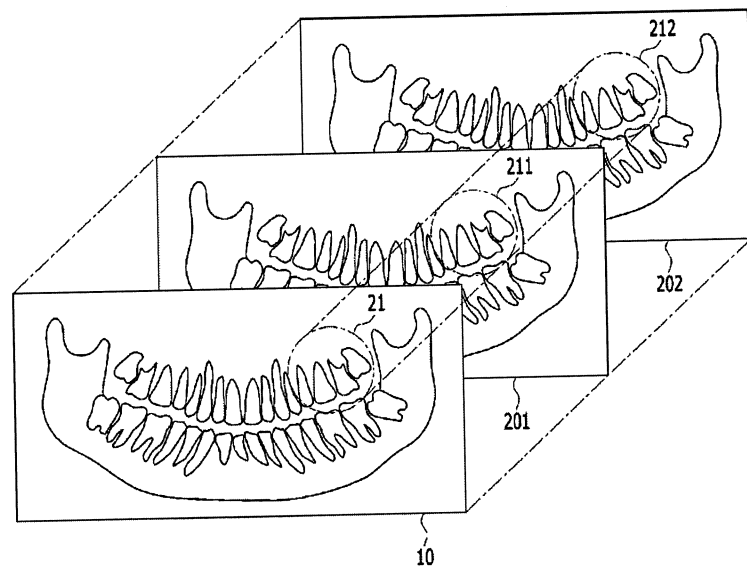


FIG. 13a

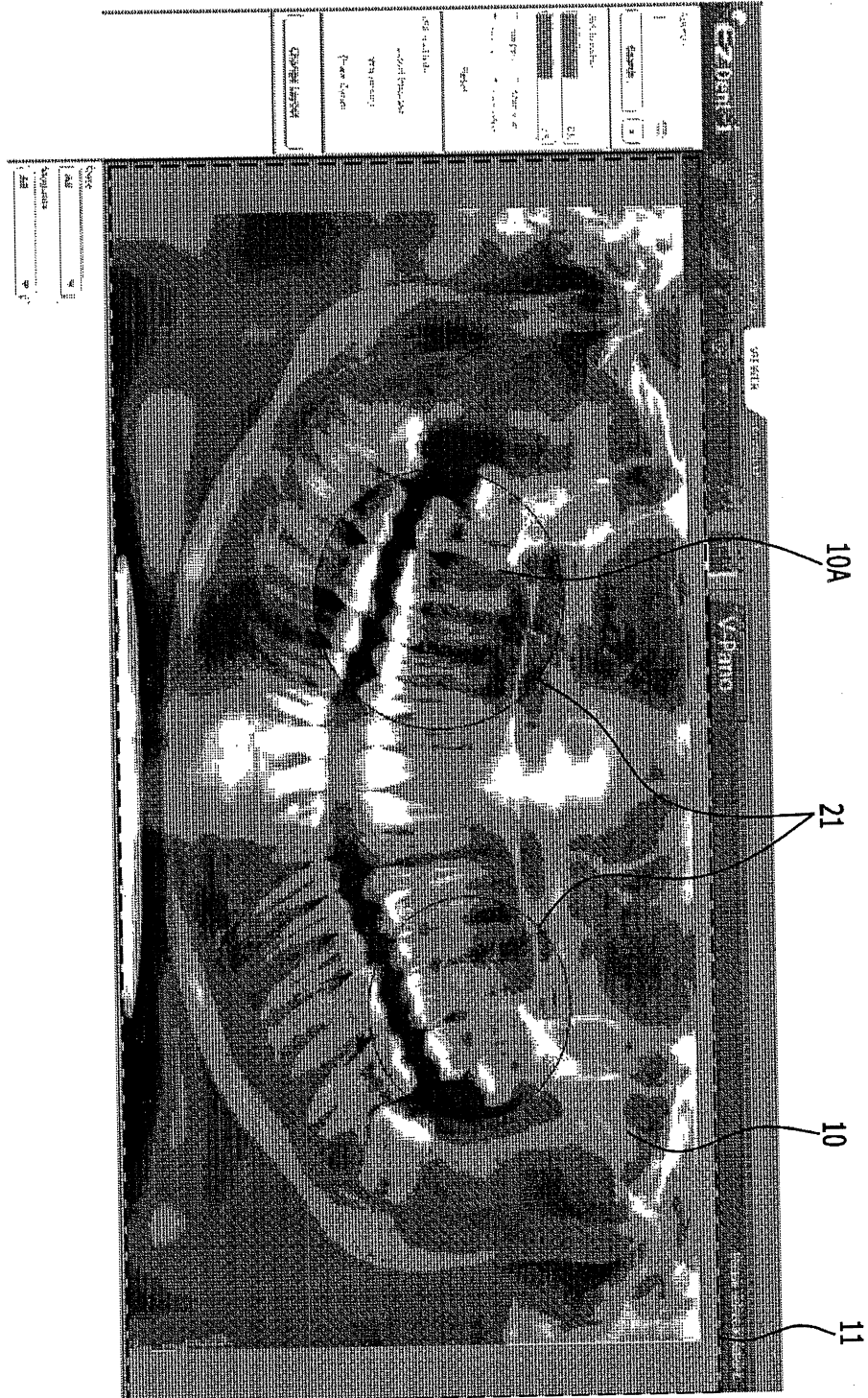


FIG. 13b

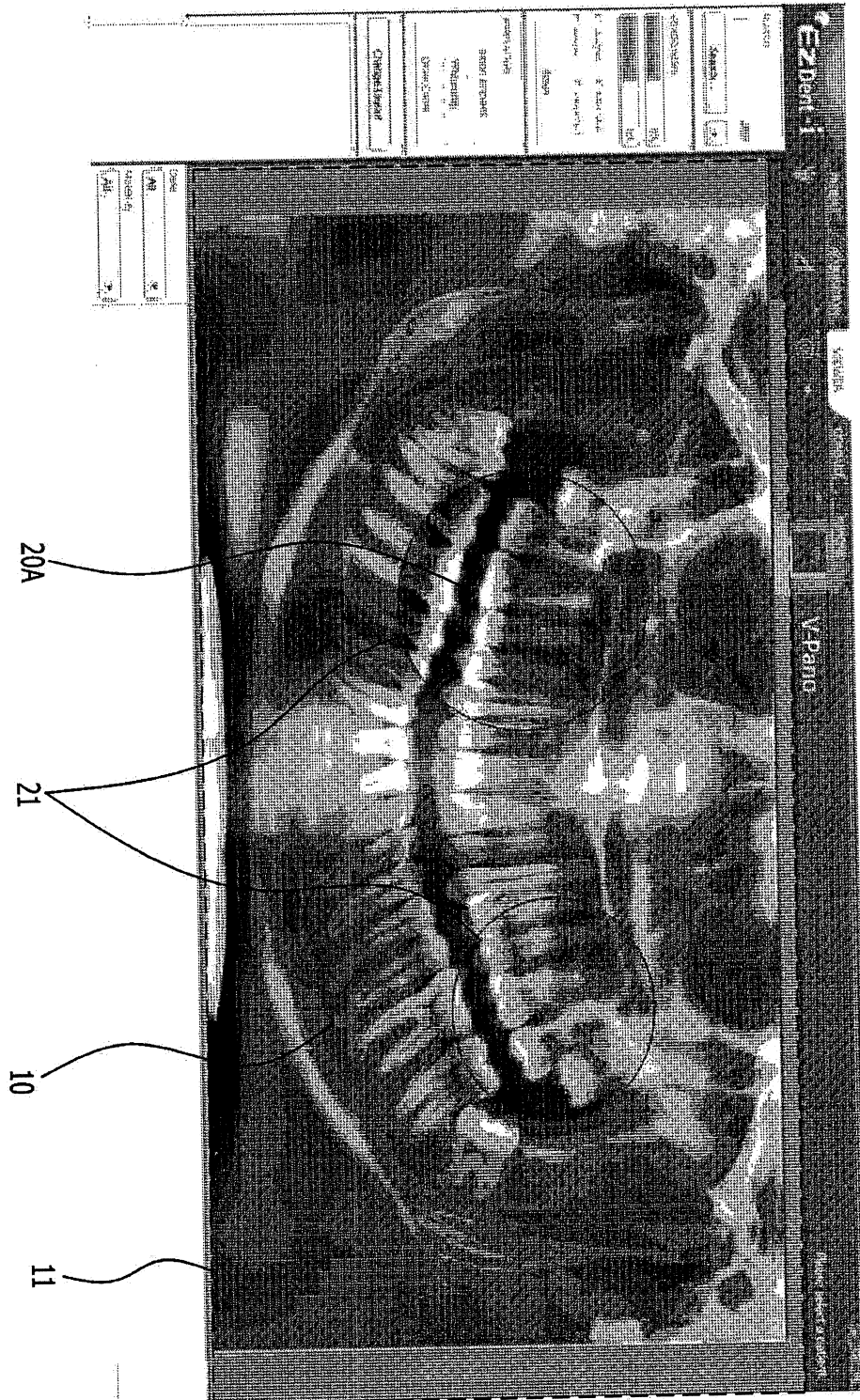


FIG. 14

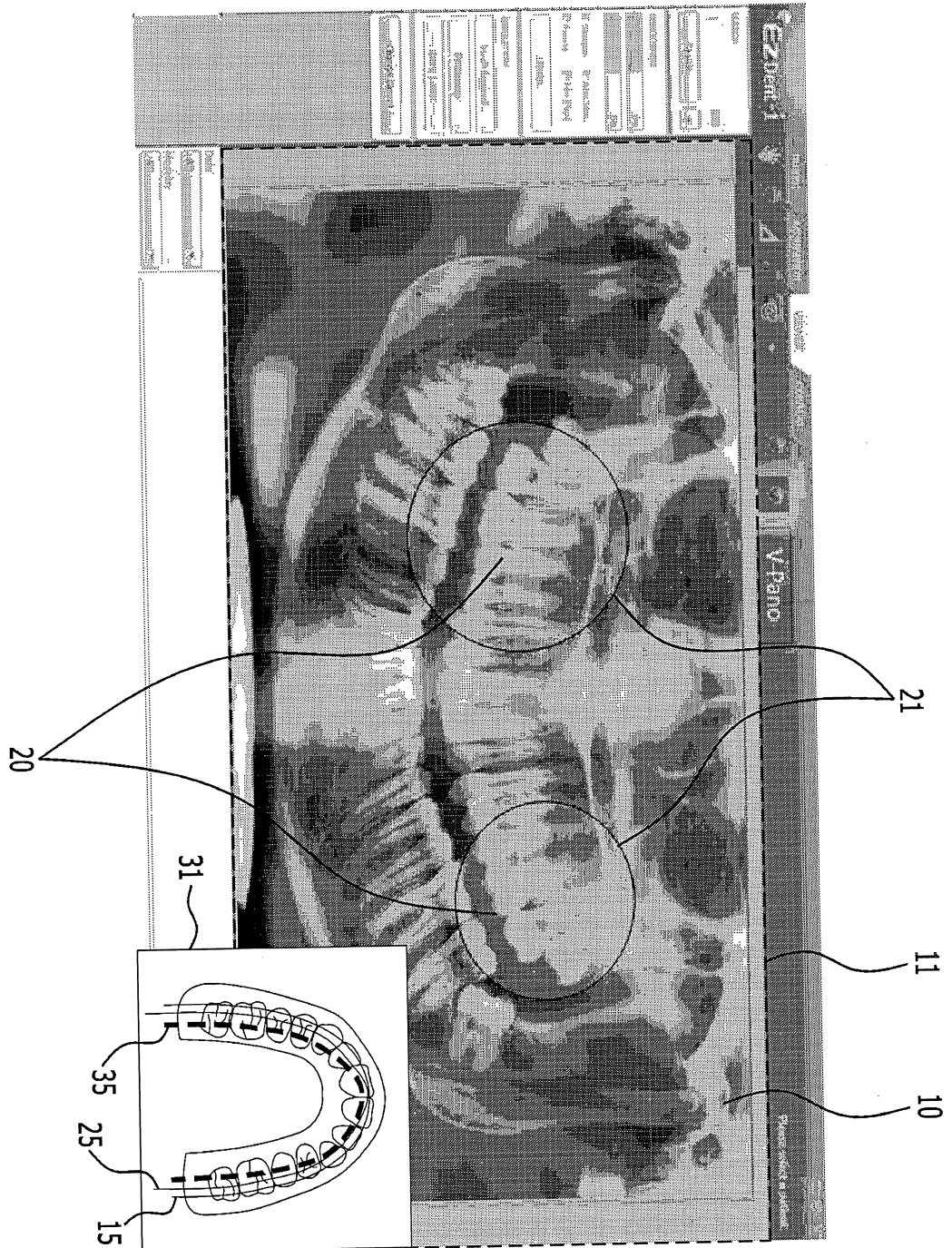


FIG. 15

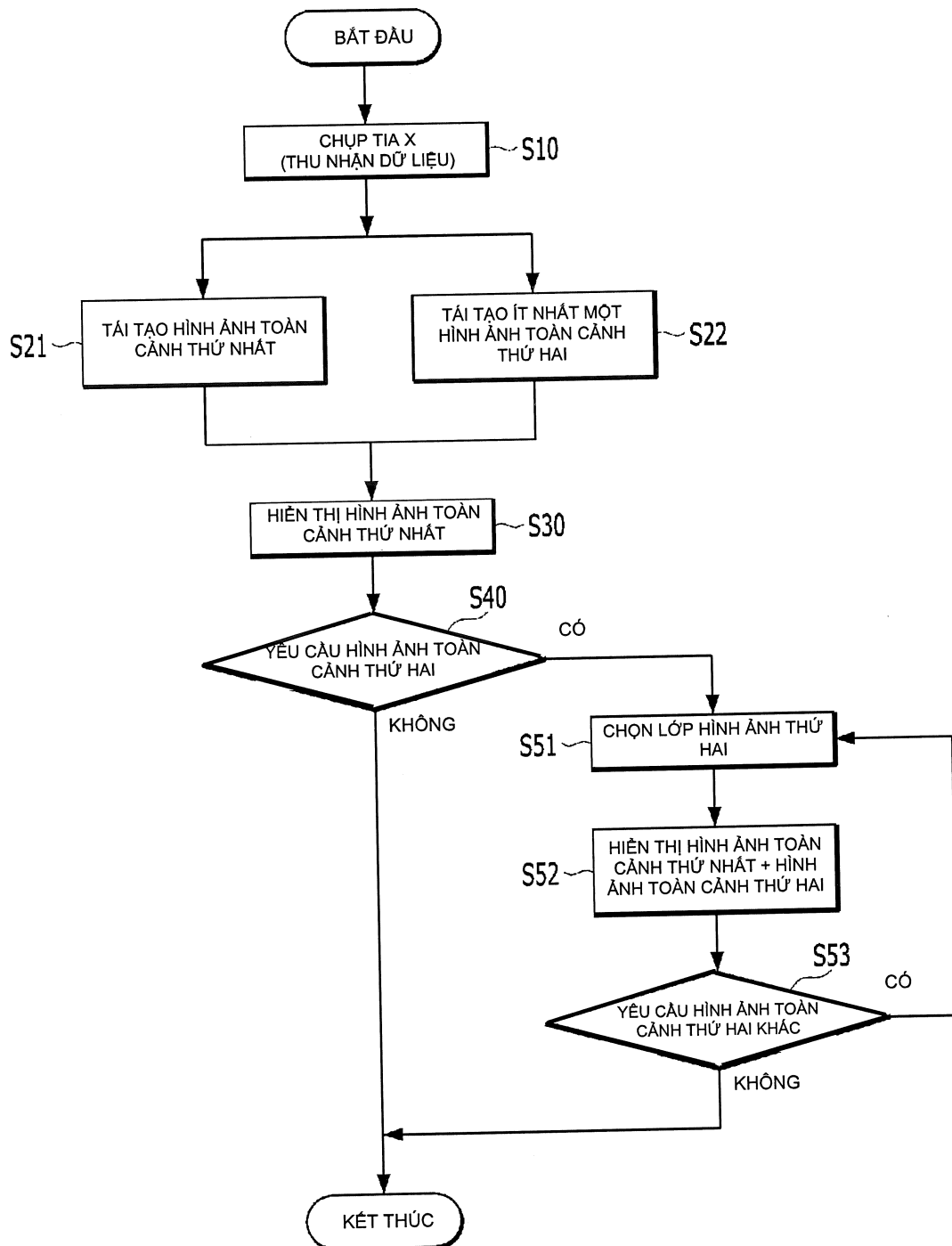


FIG. 16

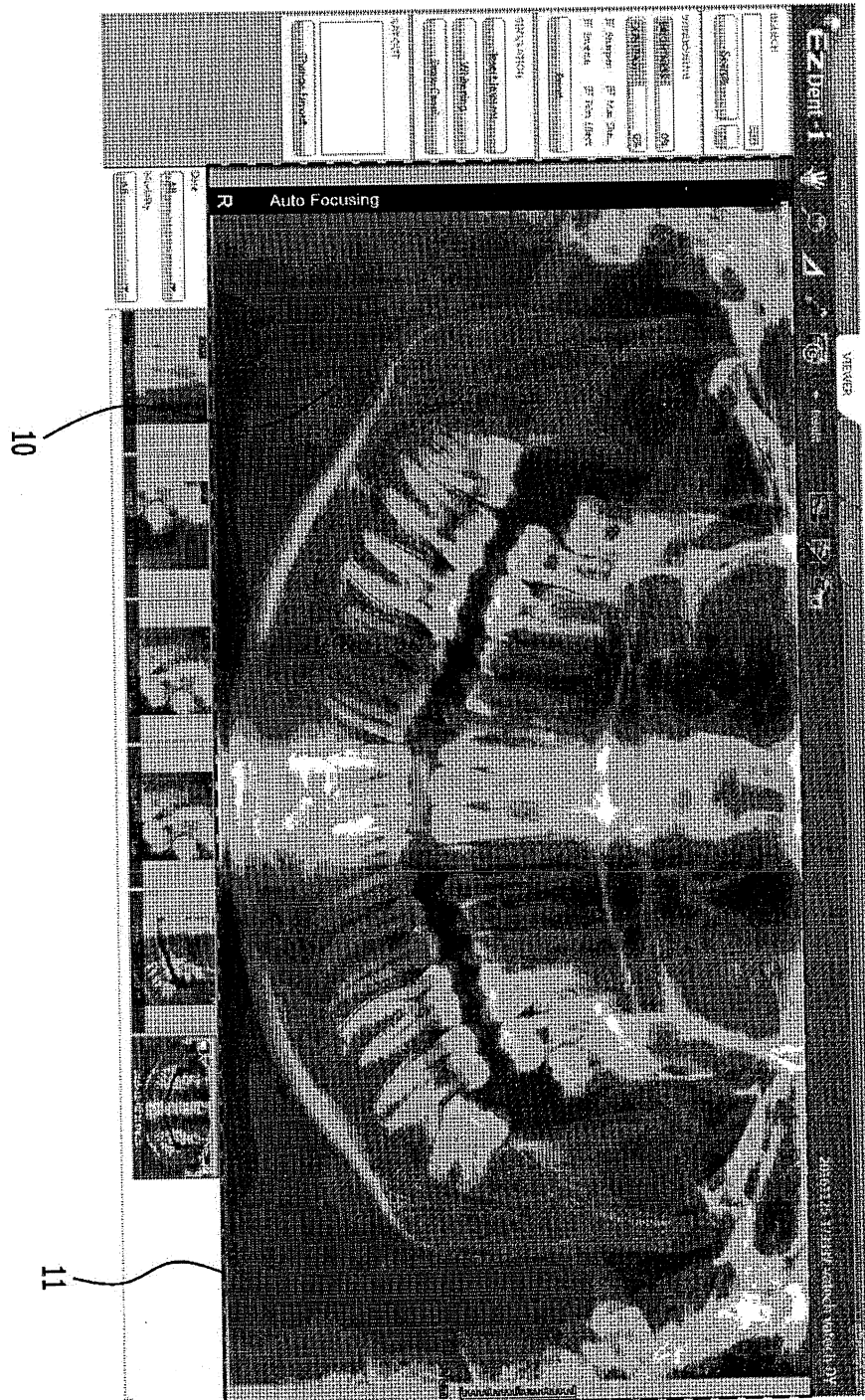


FIG. 17

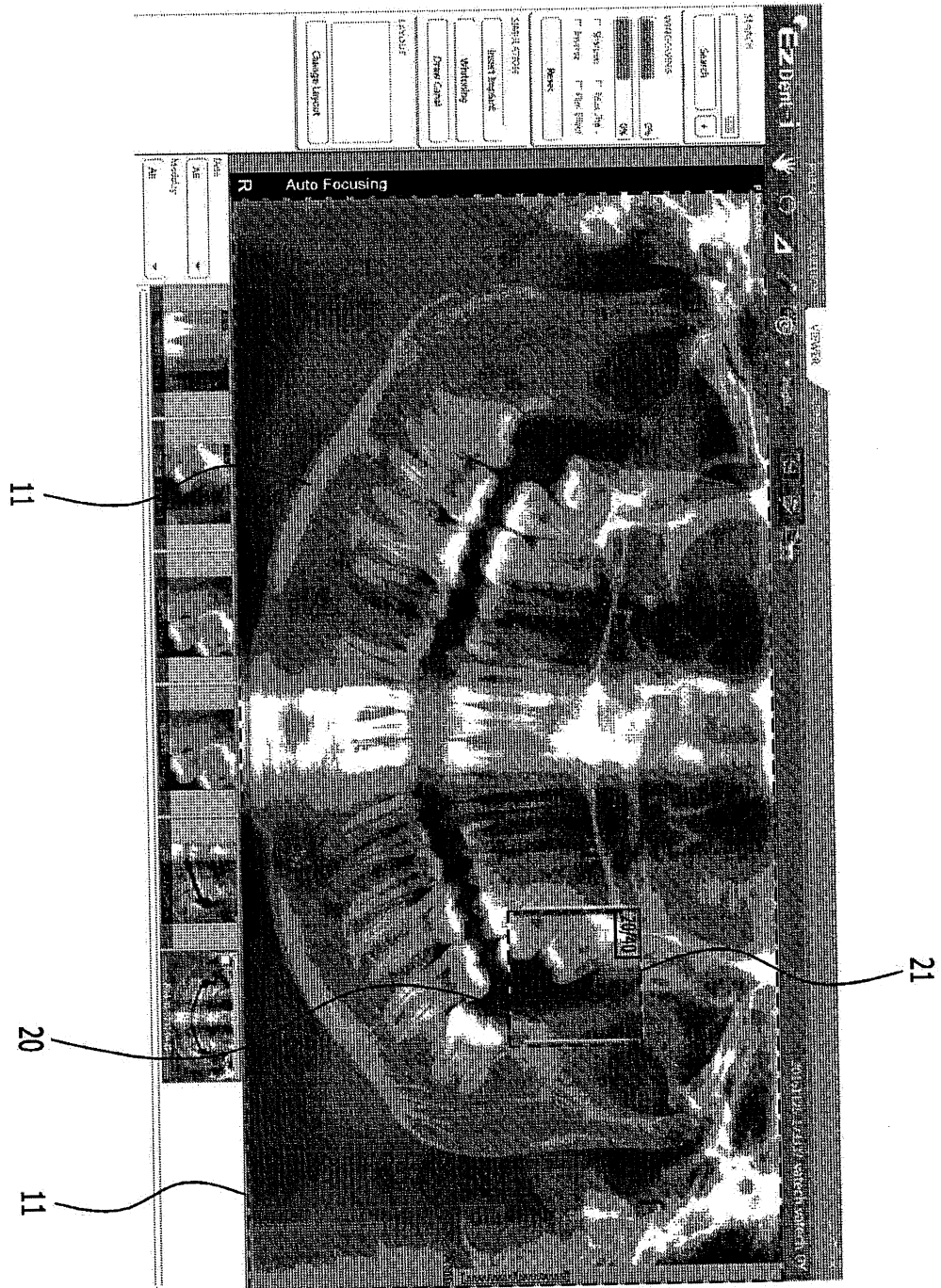


FIG. 18

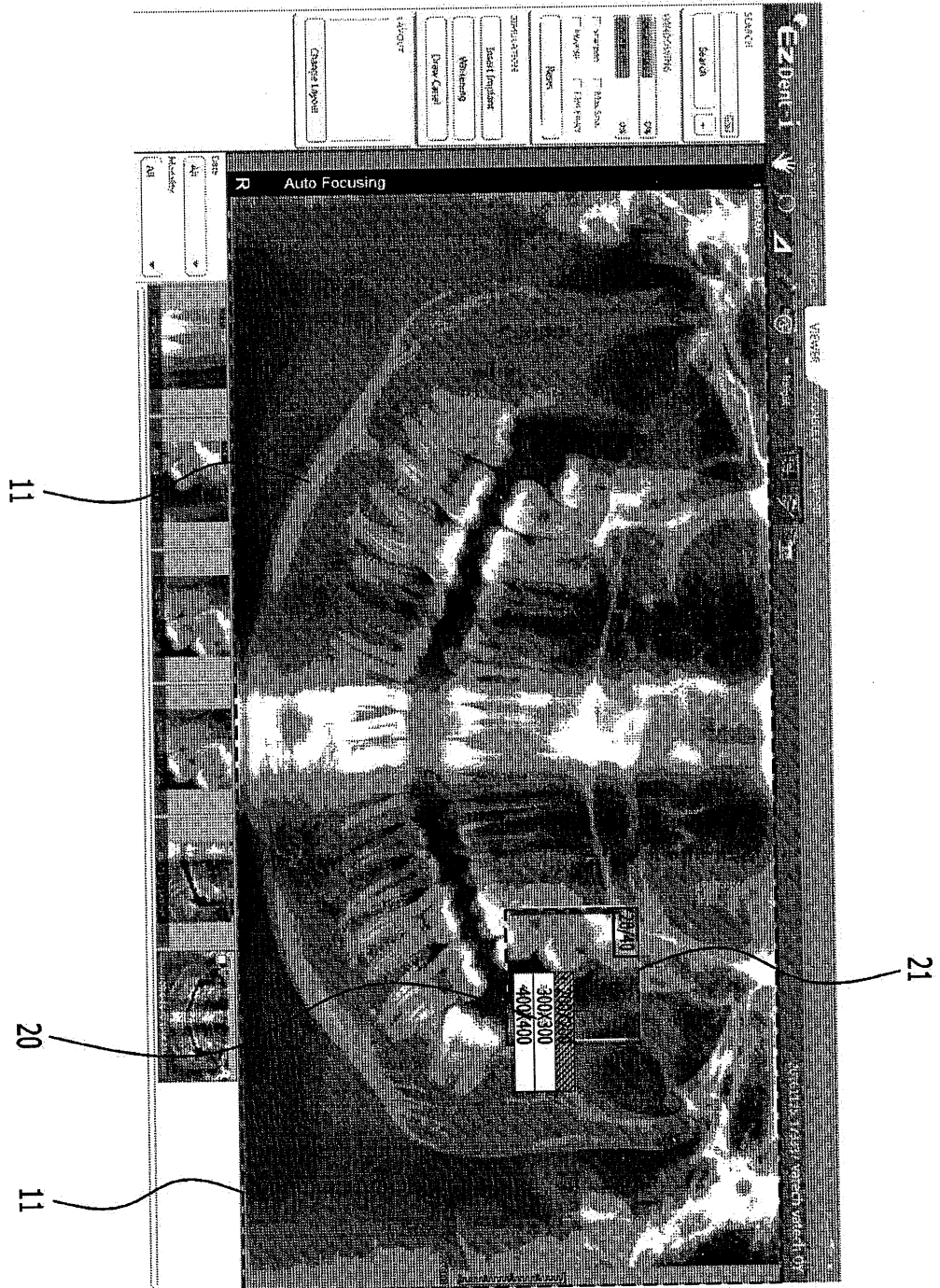


FIG. 19

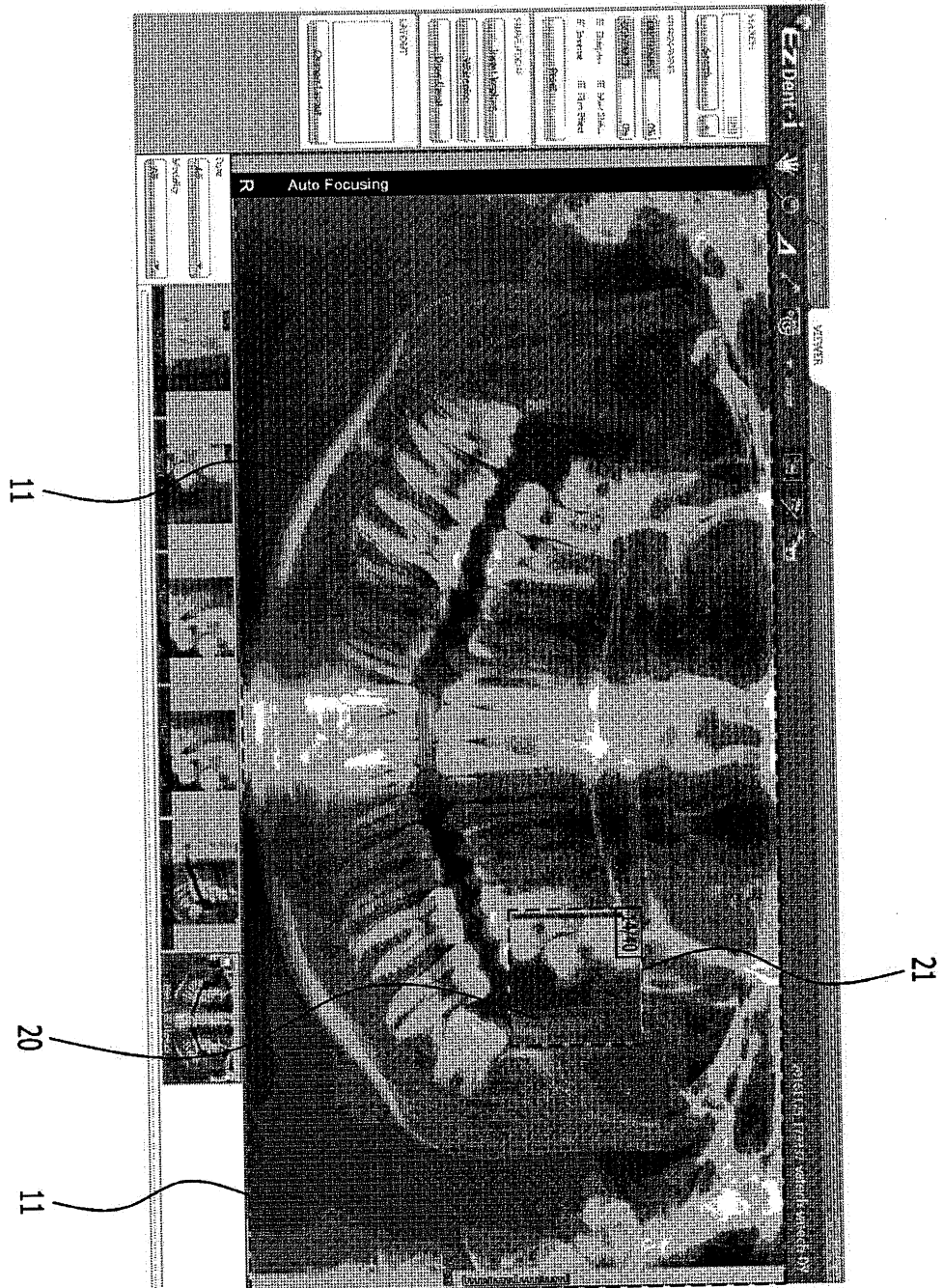


FIG. 20

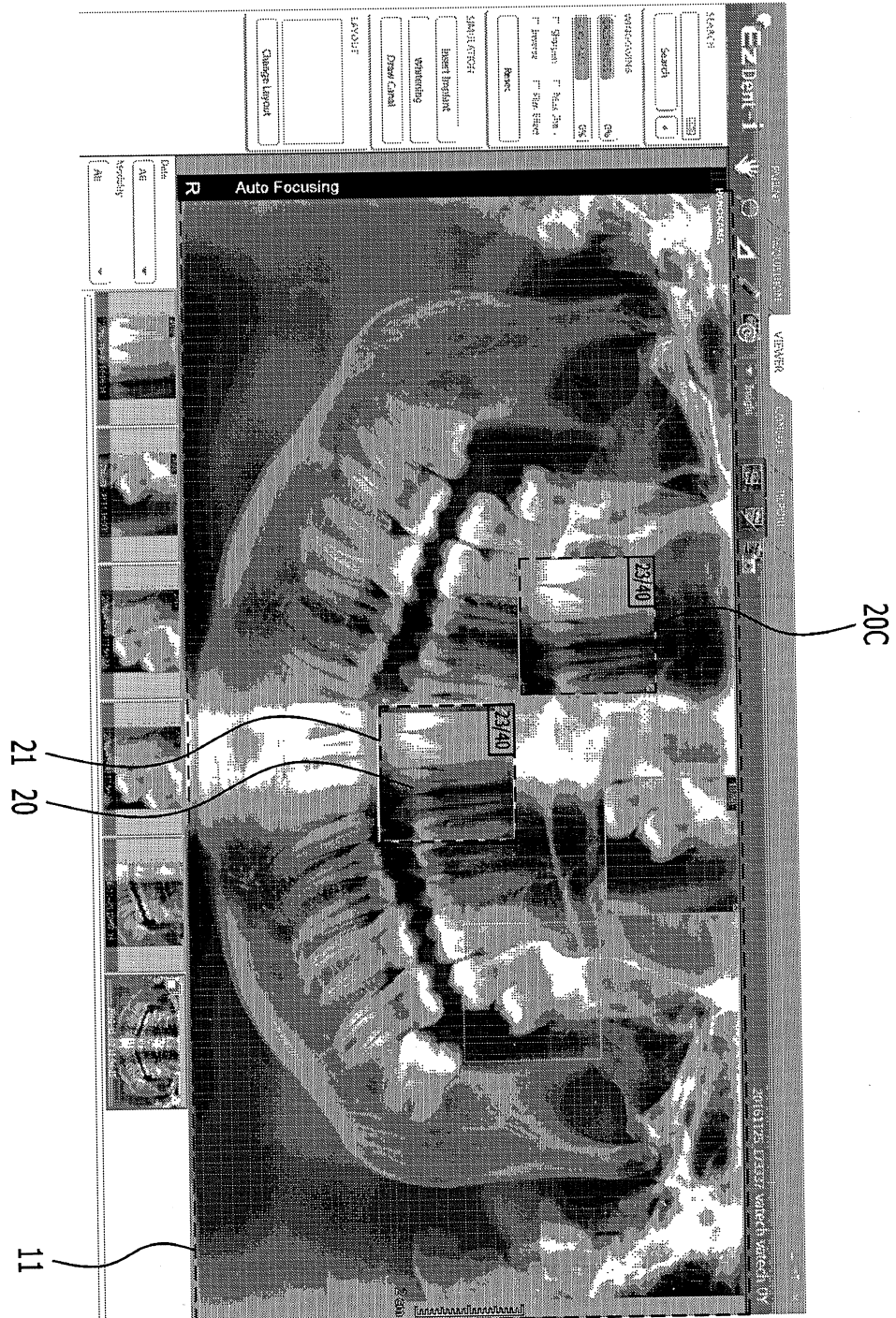


FIG. 21

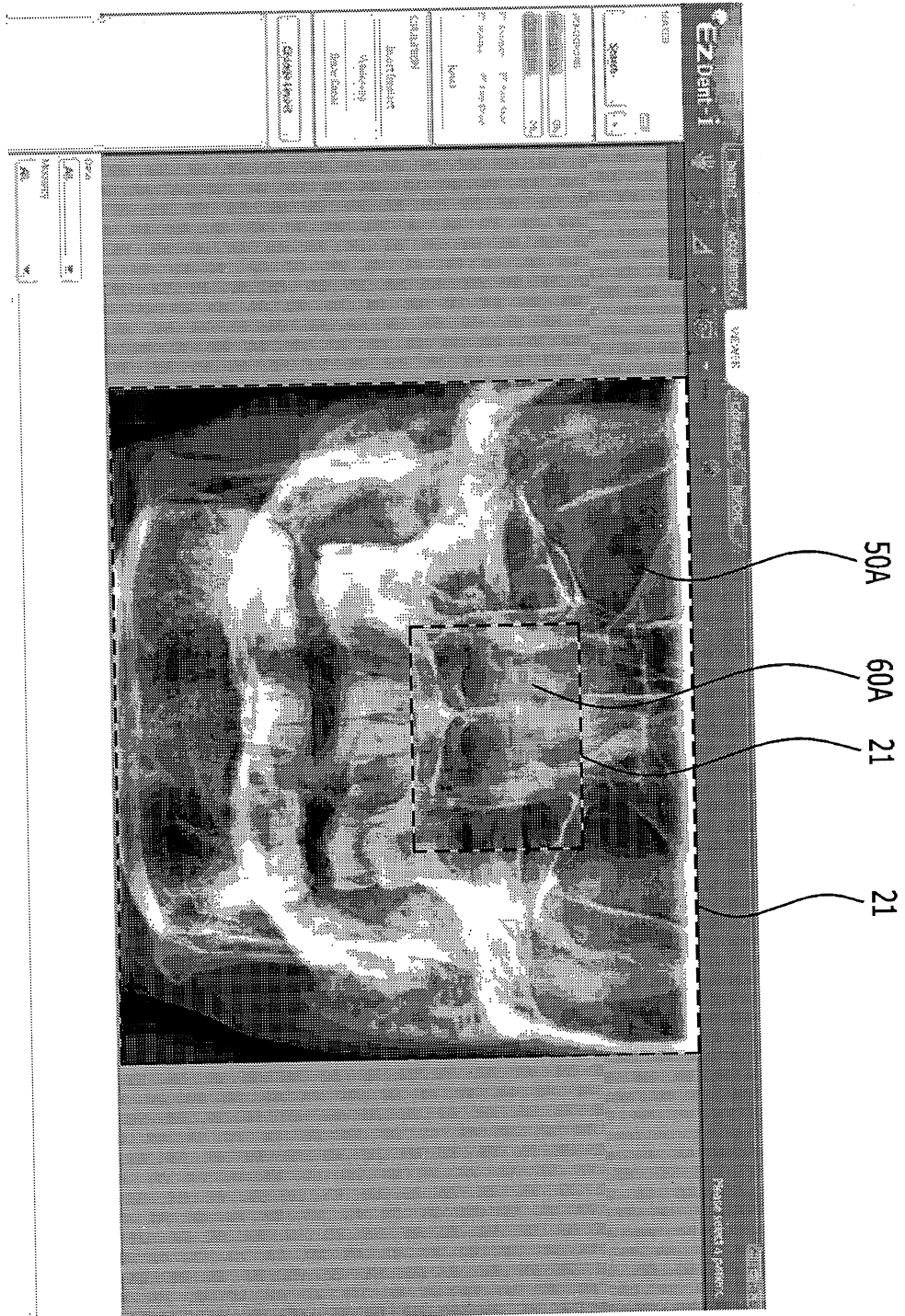


FIG. 22

