



(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)



1-0043551

(51)^{2020.01} A61N 2/00; A61N 1/08; G16H 10/00;
A61N 2/02; A61B 5/055; A61N 1/40

(13) B

(21) 1-2020-01601

(22) 31/08/2018

(86) PCT/KR2018/010169 31/08/2018

(87) WO/2019/050225 14/03/2019

(30) 10-2017-0115778 11/09/2017 KR

(45) 25/02/2025 443

(43) 25/08/2020 389A

(73) NEUROPHET INC. (KR)

A-307, 123, Cheomdangwagi-ro, Buk-gu Gwangju 61005, Republic of Korea

(72) KIM, Dong Hyeon (KR).

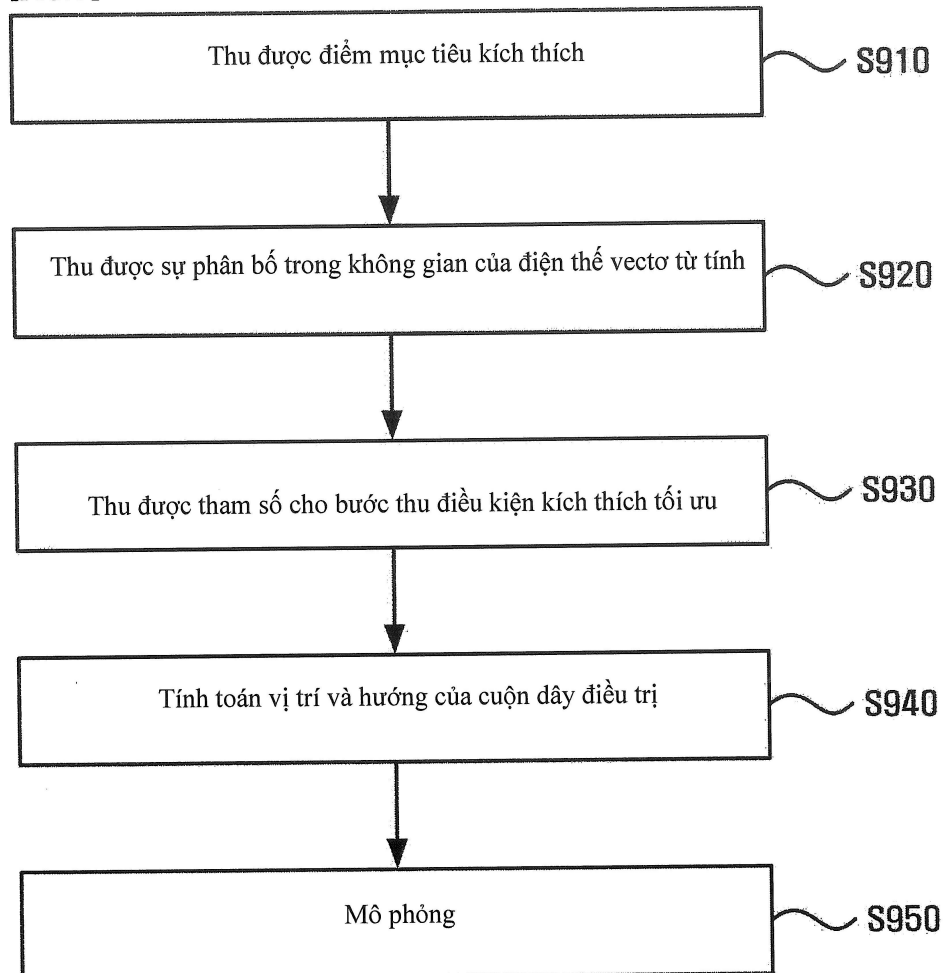
(74) CÔNG TY TRÁCH NHIỆM HỮU HẠN TƯ VẤN ĐẦU TƯ VÀ SỞ HỮU TRÍ TUỆ
INTERFIVE (INTERFIVE CO., LTD)

(54) PHƯƠNG PHÁP ĐIỀU HƯỚNG KÍCH THÍCH TỪ XUYỀN SỢ

(21) 1-2020-01601

(57) Sáng chế đề cập đến phương pháp điều hướng kích thích từ xuyên sọ (transcranial magnetic stimulation-TMS) bao gồm các bước: thu được điểm mục tiêu kích thích trong não của đối tượng mà kích thích điện được đặt vào; thu được dữ liệu về sự phân bố trong không gian của điện thế vector từ tính của cuộn dây dùng cho liệu pháp TMS; thu được ít nhất một tham số để thu được điều kiện kích thích tối ưu cho điểm mục tiêu kích thích, từ sự phân bố trong không gian; và bằng cách sử dụng tham số thu được, tính toán vị trí và hướng của cuộn dây thỏa mãn điều kiện kích thích tối ưu cho điểm mục tiêu kích thích.

【FIG. 9】



Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập

Sáng chế đề cập đến phương pháp và chương trình điều hướng kích thích từ xuyên sọ (Transcranial magnetic stimulation - TMS).

Tình trạng kỹ thuật của sáng chế

Hệ thống chụp cộng hưởng từ (magnetic resonance imaging - MRI) là thiết bị biểu thị cường độ tín hiệu cộng hưởng từ (magnetic resonance-MR) cho tín hiệu tần số vô tuyến (radio frequency - RF) được tạo ra bởi từ trường của cường độ cụ thể ngược lại để thu được hình ảnh cho phần chụp cắt lớp của đối tượng. Ví dụ, khi tín hiệu RF mà chỉ cộng hưởng các hạt nhân nguyên tử cụ thể (ví dụ, các hạt nhân nguyên tử hydro hoặc các hạt nhân tương tự) được chiếu xạ ngay lập tức vào đối tượng sau khi đối tượng được đặt trong từ trường mạnh và sau đó được dừng lại, tín hiệu MR được phát ra từ các hạt nhân nguyên tử cụ thể và hệ thống MRI có thể nhận được tín hiệu MR và có thể thu được hình ảnh MR. Tín hiệu MR đề cập đến tín hiệu RF tỏa ra từ đối tượng. Mức tín hiệu MR có thể được xác định bằng mật độ các nguyên tử nhất định (ví dụ, nguyên tử hydro hoặc nguyên tử tương tự) có trong đối tượng, thời gian giãn T1, thời gian giãn T2 và dòng chảy của các dòng máu hoặc tương tự.

Hệ thống MRI bao gồm các tính năng khác với các thiết bị hình ảnh khác. Không giống như các thiết bị hình ảnh, chẳng hạn như thiết bị chụp cắt lớp vi tính (computerized tomography - CT), trong đó việc thu nhận hình ảnh phụ thuộc vào hướng phần cứng phát hiện, hệ thống MRI có thể thu được hình ảnh 2D hoặc hình ảnh khối 3D hướng vào điểm bất kỳ. Hơn nữa, không giống như thiết bị CT, thiết bị X-quang, thiết bị chụp cắt lớp phát xạ pozitron (positron emission tomography - PET) và thiết bị chụp cắt lớp vi tính phát xạ quang tử đơn (single photon emission computed tomography - SPECT), hệ thống MRI không chiếu tia phóng xạ tới đối tượng và người kiểm tra, và có thể thu được hình ảnh có độ tương phản mô mềm cao để thu được hình ảnh thần kinh, hình ảnh nội mạch, hình ảnh cơ xương khớp, hình ảnh ung thư và hình ảnh tương tự, trong đó điều quan trọng là phải mô tả rõ ràng các mô bất thường.

Kích thích từ xuyên sọ (Transcranial magnetic stimulation - TMS) là phương pháp điều trị không xâm lấn dùng cho hệ thần kinh, mà có thể điều trị bệnh lý thần kinh mà không cần qua trung gian hoặc điều trị xâm lấn. TMS có thể đặt kích thích điện vào đối tượng bằng cách sử dụng sự thay đổi từ trường.

Nói chung, TMS đã được xử lý theo cách đặt kích thích điện vào điểm kích thích đã biết trên cơ sở lâm sàng hoặc trên cơ sở lý thuyết hoặc xác định vị trí kích thích trong khi người dùng di chuyển từ vị trí kích thích. Vì vậy, rất khó để phản ánh loại cuộn dây được sử dụng cho liệu pháp hoặc sự khác biệt về cấu trúc cơ thể giữa người này với người khác và rất khó để xác định trực tiếp hiệu quả theo liệu pháp.

Hơn nữa, phương pháp điều trị các bệnh về não thông qua điện não đồ (electroencephalogram - EEG), có khả năng đo hoạt động điện theo hoạt động của não của đối tượng và kích thích điện được sử dụng rộng rãi. Tuy nhiên, cần có sự phát triển của phương pháp dẫn hướng để phản xạ hình dạng của đầu, khác nhau đối với mỗi người, trong EEG và kích thích điện như TMS.

Bản chất kỹ thuật của sáng chế

Các phương án của sáng chế đề xuất phương pháp và chương trình điều hướng kích thích TMS.

Các đối tượng kỹ thuật của sáng chế không bị giới hạn ở các đối tượng nêu trên và các đối tượng kỹ thuật chưa được đề cập khác sẽ trở nên rõ ràng đối với những người có hiểu biết về lĩnh vực kỹ thuật từ phần mô tả sau đây.

Theo phương án ví dụ, phương pháp điều hướng kích thích TMS có thể bao gồm bước thu được điểm mục tiêu kích thích để đặt kích thích điện lên não của đối tượng, thu được thông tin về sự phân bố trong không gian của điện thế vector từ tính của cuộn dây dùng cho liệu pháp TMS, thu được một hoặc nhiều tham số để thu được điều kiện kích thích tối ưu cho điểm mục tiêu kích thích, từ sự phân bố trong không gian và tính toán vị trí và hướng của cuộn dây, vị trí và hướng thỏa mãn điều kiện kích thích tối ưu cho điểm mục tiêu kích thích, bằng cách sử dụng tham số thu được.

Hơn nữa, việc thu được thông tin về sự phân bố trong không gian có thể bao gồm việc thu được thông tin bằng cách hiển thị hóa điện thế vector từ tính bằng cách sử dụng lưỡng cực từ theo hình dạng của cuộn dây dùng cho liệu pháp.

Hơn nữa, điều kiện kích thích tối ưu cho điểm mục tiêu kích thích có thể là điều kiện tại đó cường độ của từ trường áp dụng được đặt vào điểm mục tiêu kích thích bởi cuộn dây dùng cho liệu pháp trở thành tối đa.

Hơn nữa, việc thu được một hoặc nhiều tham số có thể bao gồm việc thu được điểm tối ưu có điện thế vector từ tính cao nhất trong sự phân bố trong không gian và thu được vector tối ưu mà là vector pháp tuyến tại đó phép nhân với gradien tại điểm tối ưu trở thành tối thiểu trong số các vector pháp tuyến tại đó điểm tối ưu là điểm bắt đầu.

Hơn nữa, việc tính toán vị trí và hướng của cuộn dây có thể bao gồm việc tính toán vị trí và hướng của cuộn dây sao cho điểm mục tiêu kích thích gần nhất theo hướng của vector tối ưu từ điểm tối ưu.

Hơn nữa, phương pháp điều hướng kích thích TMS có thể còn bao gồm bước mô phỏng trạng thái tại đó kích thích điện được gây ra từ từ trường của cuộn dây dùng cho liệu pháp được truyền trong não của đối tượng, khi cuộn dây dùng cho liệu pháp được đặt ở vị trí được tính toán theo hướng được tính toán.

Hơn nữa, việc mô phỏng có thể bao gồm thu được hình ảnh MRI não của đối tượng, tạo ra bản đồ não ba chiều của đối tượng, bản đồ não ba chiều có khả năng mô phỏng quá trình phân phối kích thích điện đến não của đối tượng, dựa trên các thuộc tính của từng vùng trong số nhiều vùng có trong hình ảnh MRI não, và mô phỏng trạng thái tại đó kích thích điện được truyền trong não của đối tượng, bằng cách sử dụng bản đồ não ba chiều được tạo.

Hơn nữa, việc tạo ra bản đồ não ba chiều có thể bao gồm bước tạo ra hình ảnh lập thể ba chiều bao gồm nhiều lưới, hình ảnh lập thể ba chiều có khả năng mô phỏng quá trình phân phối kích thích điện đến não của đối tượng.

Hơn nữa, việc mô phỏng có thể bao gồm bước hiển thị hóa trạng thái tại đó kích thích điện được gây ra từ từ trường của cuộn dây dùng cho liệu pháp được truyền trong não của đối tượng, bằng cách sử dụng hình ảnh lập thể ba chiều.

Theo phương án ví dụ, chương trình máy tính có thể được kết hợp với máy tính là phần cứng và có thể được lưu trữ trong vật ghi lưu trữ có thể đọc bằng máy tính để thực hiện phương pháp điều hướng kích thích TMS theo phương án đã được bộc lộ.

Các nội dung chi tiết khác của sáng chế được bộc lộ và mô tả trong phần mô tả và các hình vẽ.

Hiệu quả có lợi của sáng chế

Theo phương án được bộc lộ, sáng chế có hiệu quả là có khả năng tự động phân đoạn hình ảnh MRI não trong một thời gian ngắn bằng cách phân đoạn hình ảnh MRI não bằng cách sử dụng mô hình đã học trước đó.

Do đó, bất cứ ai cũng có thể thu được hình ảnh não ba chiều của đối tượng trong một thời gian ngắn trong lĩnh vực y tế. Ngoài ra, sáng chế có hiệu quả là có khả năng cung cấp hiệu quả mô phỏng có khả năng nhận diện trực quan hiệu quả kích thích điện đến não của đối tượng.

Hơn nữa, sáng chế có hiệu quả là có khả năng tính toán và cung cấp điểm kích thích có khả năng đặt kích thích tối ưu vào điểm mục tiêu kích thích và tăng hiệu quả của liệu pháp bằng cách sử dụng thông tin điện thế vector từ tính theo loại cuộn dây dùng cho liệu pháp TMS cùng nhau.

Hơn nữa, sáng chế có hiệu quả là có khả năng dẫn hướng vị trí của miếng dán kích thích điện liên quan đến đầu và cấu trúc não, mà khác nhau đối với mỗi người, bằng cách dẫn hướng vị trí của miếng dán kích thích điện bằng cách sử dụng mô hình đầu và mô hình MRI.

Các hiệu quả của sáng chế không bị giới hạn bởi các hiệu quả đã mô tả ở trên, và các hiệu quả khác không được mô tả trong bản mô tả này có thể được hiểu rõ ràng bởi những người có hiểu biết về lĩnh vực kỹ thuật từ phần mô tả trên.

Mô tả vắn tắt các hình vẽ

Fig. 1 là lưu đồ minh họa phương pháp tạo ra bản đồ não ba chiều theo phương án của sáng chế;

Fig. 2 là lưu đồ minh họa phương pháp tạo ra bản đồ não ba chiều của đối tượng

và thực hiện mô phỏng theo phương án của sáng chế;

Fig. 3 là hình vẽ minh họa kết quả thực hiện phân đoạn hình ảnh MRI não;

Fig. 4 là hình vẽ minh họa ví dụ về phương pháp loại bỏ nhiễu dựa trên thành phần được kết nối;

Fig. 5 là hình vẽ minh họa ví dụ về sơ đồ xử lý sau bằng cách sử dụng loại bỏ lỗ;

Fig. 6 là hình vẽ minh họa ví dụ về hình ảnh não ba chiều được tạo ra từ hình ảnh MRI não của đối tượng;

Fig. 7 là hình vẽ minh họa ví dụ về hình ảnh tenxơ khuếch tán;

Fig. 8 là hình ảnh minh họa ví dụ về kết quả mô phỏng;

Fig. 9 là lưu đồ minh họa phương pháp điều hướng kích thích TMS theo phương án của sáng chế;

Fig. 10 là hình vẽ minh họa ví dụ về phương pháp liệu pháp TMS theo phương án của sáng chế;

Fig. 11 là hình vẽ minh họa mối quan hệ giữa từ trường và điện trường được đặt vào não của đối tượng;

Fig. 12 là hình vẽ minh họa thông tin hiển thị hóa điện thế vectơ từ tính theo loại cuộn dây dùng cho liệu pháp;

Fig. 13 là hình vẽ minh họa ví dụ về phương pháp tính toán vị trí và hướng của cuộn dây;

Fig. 14 là hình vẽ minh họa các ví dụ về hiển thị hóa trạng thái tại đó kích thích điện được gây ra từ từ trường của cuộn dây dùng cho liệu pháp được truyền trong não của đối tượng;

Fig. 15 là lưu đồ minh họa phương pháp dẫn hướng miếng dán theo phương án của sáng chế;

Fig. 16 là hình vẽ minh họa kết quả mô phỏng kết quả kích thích điện theo phương án của sáng chế;

Fig. 17 là hình vẽ minh họa phương án của phương pháp so khớp các hình ảnh;

Fig. 18 là hình vẽ minh họa ví dụ về mô hình quét ba chiều thu được bằng cách sử dụng máy ảnh chiều sâu;

Fig. 19 là hình vẽ minh họa ví dụ trong đó thiết bị máy tính được kết nối với môđun máy ảnh chiều sâu chụp đầu của đối tượng và dẫn hướng bác sĩ đến vị trí để gắn miếng dán vào đầu được chụp của đối tượng; và

Fig. 20 là hình vẽ minh họa thiết bị máy tính cầm tay và môđun máy ảnh chiều sâu được kết nối vào đó.

Mô tả chi tiết sáng chế

Các ưu điểm, tính năng và phương pháp hoàn thành tương tự sẽ trở nên rõ ràng với việc tham chiếu đến các phương án được mô tả chi tiết bên dưới cùng với các hình vẽ đi kèm. Tuy nhiên, sáng chế không bị giới hạn bởi các phương án được bộc lộ sau đây, và có thể được thực hiện dưới nhiều hình thức khác nhau. Thay vào đó, các phương án này được cung cấp để nội dung bộc lộ này sẽ được thông qua và hoàn thành và sẽ truyền tải đầy đủ khái niệm của sáng chế cho những người có hiểu biết trong lĩnh vực kỹ thuật này, và sáng chế sẽ chỉ được xác định bởi các yêu cầu bảo hộ đi kèm.

Các thuật ngữ được sử dụng trong bản mô tả được sử dụng để mô tả các phương án của sáng chế và không nhằm mục đích giới hạn phạm vi của sáng chế. Trong bản mô tả, các thuật ngữ ở dạng số ít có thể bao gồm các dạng số nhiều trừ khi có quy định khác. Các diễn đạt "bao gồm" và/hoặc "gồm" được sử dụng ở đây biểu thị sự tồn tại của một hoặc nhiều yếu tố khác ngoài các yếu tố đã nêu nhưng không loại trừ sự hiện diện của các yếu tố bổ sung. Các số tham chiếu giống nhau chỉ định các yếu tố giống nhau trong suốt bản mô tả, và thuật ngữ "và/hoặc" có thể gồm có từng yếu tố đã nêu và một hoặc nhiều kết hợp của các yếu tố đã nêu. Các thuật ngữ như là "thứ nhất" và "thứ hai" được sử dụng để mô tả các yếu tố khác nhau, nhưng rõ ràng là các yếu tố đó không bị giới hạn ở các thuật ngữ trên. Các thuật ngữ trên chỉ được sử dụng để phân biệt một yếu tố này với yếu tố khác. Vì vậy, rõ ràng là yếu tố thứ nhất được mô tả sau đây có thể là yếu tố thứ hai trong phạm vi kỹ thuật của sáng chế.

Trừ khi có quy định khác trong bản mô tả này, tất cả các thuật ngữ (bao gồm các thuật ngữ khoa học và kỹ thuật) được sử dụng trong bản mô tả có thể có cùng một ý

nghĩa mà thường được hiểu bởi người có hiểu biết về lĩnh vực kỹ thuật. Ngoài ra, các thuật ngữ mà được định nghĩa trong từ điển và thường được sử dụng nên được hiểu là không lý tưởng hóa hoặc quá chính thức trừ khi được xác định rõ ràng như vậy.

Thuật ngữ "đơn vị" hoặc "môđun", như được sử dụng ở đây nghĩa là, nhưng không bị giới hạn ở, thành phần phần mềm hoặc phần cứng, chẳng hạn như mảng cổng lập trình được dạng trường (field-programmable gate array - FPGA) hoặc mạch tích hợp dành riêng cho ứng dụng (application-specific integrated circuit - ASIC), mà thực hiện nhiệm vụ nhất định. Tuy nhiên, "đơn vị" hoặc "môđun" không bị giới hạn ở phần mềm hoặc phần cứng. "Đơn vị" hoặc "môđun" có thể được tạo cấu hình một cách thuận lợi để có trên vật ghi lưu trữ có thể định địa chỉ và được tạo cấu hình để chạy trên một hoặc nhiều bộ xử lý. Do đó, "đơn vị" hoặc "môđun" có thể bao gồm, ví dụ, các thành phần, chẳng hạn như các thành phần phần mềm, thành phần phần mềm định hướng đối tượng, thành phần lớp và các thành phần nhiệm vụ, các quy trình, chức năng, thuộc tính, liệu pháp, chương trình con, phân đoạn mã chương trình, trình điều khiển, phân sụn, vi mã, mạch, dữ liệu, cơ sở dữ liệu, cấu trúc dữ liệu, bảng, mảng và tham biến. Các chức năng được cung cấp cho các thành phần và "đơn vị" hoặc "môđun", có thể được kết hợp thành ít thành phần hơn và "đơn vị" hoặc "môđun" hoặc còn được tách ra thành các thành phần bổ sung và "đơn vị" hoặc "môđun".

Theo sáng chế, "đối tượng" có thể bao gồm người, động vật hoặc một phần của con người hoặc động vật. Ví dụ, đối tượng có thể là cơ quan, chẳng hạn như gan, tim, tử cung, não, vú hoặc bụng hoặc mạch máu. Hơn nữa, "đối tượng" có thể bao gồm hình nộm. Hình nộm có thể đề cập đến vật liệu có thể tích mà mật độ và số nguyên tử hiệu quả gần bằng của một cơ quan, có thể bao gồm hình nộm hình cầu có các thuộc tính tương tự như cơ thể con người.

Hơn nữa, theo sáng chế, "người dùng" có thể là bác sĩ y khoa, y tá, kỹ thuật viên phòng thí nghiệm y tế, chuyên gia hình ảnh y tế, hoặc tương tự, như một chuyên gia y tế, hoặc có thể là một kỹ thuật viên sửa chữa thiết bị y tế, nhưng không giới hạn ở đó.

Ngoài ra, theo sáng chế, hình ảnh cộng hưởng từ (magnetic resonance - MR), đề cập đến hình ảnh của đối tượng thu được bằng cách sử dụng nguyên lý cộng hưởng từ hạt nhân.

Sau đây, phương án của sáng chế sẽ được mô tả chi tiết với việc tham chiếu đến các hình vẽ đi kèm.

Fig. 1 là lưu đồ minh họa phương pháp tạo ra bản đồ não ba chiều theo phương án của sáng chế.

Phương pháp được thể hiện trên Fig. 1 thể hiện các vận hành, được thực hiện bởi máy tính, theo chuỗi thời gian. Máy tính theo sáng chế được sử dụng với ý nghĩa bao gồm thiết bị máy tính bao gồm ít nhất một bộ xử lý.

Trong bước S110, máy tính thu được hình ảnh tài nguyên từ tính (MRI) của đối tượng.

Theo phương án, máy tính có thể là trạm làm việc được kết nối với thiết bị tiếp nhận hình ảnh MRI, mà có thể tiếp nhận trực tiếp hình ảnh MRI não của đối tượng từ thiết bị tiếp nhận hình ảnh MRI.

Ngoài ra, máy tính có thể thu được hình ảnh MRI não của đối tượng từ máy chủ bên ngoài hoặc máy tính khác.

Theo phương án được bộc lộ, hình ảnh MRI não của đối tượng đề cập đến hình ảnh MRI thu được bằng cách chụp một phần đầu bao gồm não của đối tượng. Nghĩa là, hình ảnh MRI não của đối tượng đề cập đến hình ảnh MRI bao gồm hộp sọ và da đầu của đối tượng cũng như não của đối tượng.

Trong bước S120, máy tính phân đoạn (phân vùng) hình ảnh MRI não thu được trong bước vận hành S110 thành nhiều vùng.

Theo phương án, máy tính phân đoạn hình ảnh MRI não thu được trong bước vận hành S110 cho từng phần. Ví dụ, máy tính có thể phân đoạn hình ảnh MRI não thu được trong bước S110 thành chất trắng, chất xám, dịch não tủy, hộp sọ và da đầu, nhưng các loại có khả năng phân đoạn hình ảnh MRI não không bị giới hạn ở đó.

Theo phương án, máy tính nhập hình ảnh MRI não của đối tượng vào mô hình đã học bằng cách sử dụng nhiều hình ảnh MRI não được xử lý để thu được hình ảnh MRI não được phân đoạn của đối tượng.

Theo phương án, hình ảnh MRI não được xử lý là hình ảnh thu được bằng cách

dán nhãn mỗi vùng trong số nhiều vùng có trong hình ảnh MRI não. Hơn nữa, mô hình đã học là mô hình để nhận hình ảnh MRI não và xuất ra hình ảnh MRI não được phân đoạn.

Theo phương án, mô hình đã học có thể đề cập đến mô hình đã học bằng cách sử dụng học máy và có thể đề cập đến mô hình đã học đặc biệt bằng cách sử dụng học sâu.

Theo phương án, mô hình đã học có thể, nhưng không giới hạn ở, mô hình bao gồm một hoặc nhiều lớp chuẩn hóa hàng loạt, lớp kích hoạt và lớp tích chập.

Theo phương án, mô hình đã học có thể được tạo cấu hình để bao gồm đường ống nằm ngang được tạo cấu hình với nhiều khối mà trích xuất đặc tính cấp cao từ đặc tính cấp thấp của hình ảnh MRI và đường ống thẳng đứng mà thu thập và đặc tính phân đoạn được trích xuất bởi đường ống nằm ngang và thực hiện phân đoạn MRI với chất lượng hình ảnh bị suy giảm một cách tương đối.

Đề cập đến Fig. 3, kết quả 300(b) của bước phân đoạn hình ảnh MRI não 300a được thể hiện.

Theo phương án, máy tính thực hiện xử lý sau kết quả đã phân đoạn.

Theo phương án, máy tính thực hiện phép loại bỏ nhiễu dựa trên thành phần được kết nối. Phương pháp loại bỏ nhiễu dựa trên thành phần được kết nối được sử dụng để cải thiện kết quả của phân đoạn được thực hiện bằng cách sử dụng mạng thần kinh tích chập (convolution neural network -CNN).

Đề cập đến Fig. 4, ví dụ về phương pháp loại bỏ nhiễu dựa trên thành phần được kết nối được thể hiện.

Máy tính loại bỏ các thành phần khác 402, ngoại trừ thành phần được kết nối mà là khúc dữ liệu lớn nhất, khỏi hình ảnh phân đoạn 400 để thu được hình ảnh phân đoạn được cải thiện 410.

Theo phương án, máy tính thực hiện loại bỏ lỗ. Phép loại bỏ lỗ được sử dụng để loại bỏ lỗ mà là một trong những lỗi của phép phân đoạn dựa trên mạng thần kinh tích chập.

Đề cập đến Fig. 5, ví dụ về sơ đồ xử lý sau sử dụng phép loại bỏ lỗ được thể hiện.

Máy tính loại bỏ ít nhất một phần của lỗ 502 có trong hình ảnh phân đoạn 500 để thu được hình ảnh phân đoạn được cải thiện 510.

Trong bước S130, máy tính tạo ra hình ảnh não ba chiều của đối tượng, bao gồm nhiều vùng được phân đoạn, sử dụng hình ảnh MRI não của đối tượng được phân đoạn trong bước S120.

Đề cập đến Fig. 6, hình ảnh não ba chiều 600 được tạo ra từ hình ảnh MRI não của đối tượng được thể hiện.

Ngoài ra, ví dụ về bước tạo ra hình ảnh não ba chiều được phân đoạn 610 của đối tượng từ hình ảnh MRI não hai chiều được phân đoạn của đối tượng được thể hiện trên Fig. 6.

Trong bước S140, máy tính tạo ra bản đồ não ba chiều của đối tượng, có khả năng mô phỏng quá trình phân phối kích thích điện đến não của đối tượng, dựa trên các thuộc tính của từng vùng trong số nhiều vùng có trong hình ảnh não ba chiều được tạo ra trong bước S130.

Phương pháp chi tiết để tạo ra bản đồ não ba chiều của đối tượng và thực hiện mô phỏng bằng cách sử dụng bản đồ não được tạo ra sẽ được mô tả bên dưới với việc tham chiếu đến Fig. 2.

Fig. 2 là lưu đồ minh họa phương pháp tạo ra bản đồ não ba chiều của đối tượng và thực hiện mô phỏng theo phương án của sáng chế.

Phương pháp được thể hiện trên Fig. 2 tương ứng với phương án của phương pháp được thể hiện trên Fig. 1. Do đó, mặc dù có những nội dung được bỏ qua kết hợp với Fig. 2, các nội dung được mô tả kết hợp với Fig. 1 cũng được áp dụng với phương pháp được thể hiện trên Fig. 2.

Trong bước S210, máy tính tạo ra hình ảnh lập thể ba chiều bao gồm nhiều lưới, mà có khả năng mô phỏng quá trình phân phối kích thích điện đến não của đối tượng, bằng cách sử dụng hình ảnh não ba chiều của đối tượng.

Theo phương án, máy tính tạo ra hình ảnh lập thể ba chiều bao gồm nhiều lưới bề mặt bao gồm hình tam giác hoặc hình tứ giác.

Theo phương án, máy tính tạo ra hình ảnh lập thể ba chiều bao gồm nhiều lưới dạng khối bao gồm khối tứ diện hoặc khối sáu mặt.

Các loại lưới tạo thành hình ảnh lập thể ba chiều có thể được thiết lập khác nhau tùy theo mục đích mô phỏng.

Trong bước S220, máy tính thu được đặc tính vật lý của từng vùng trong số nhiều vùng để mô phỏng dòng điện theo kích thích điện đến não của đối tượng.

Theo phương án, đặc tính vật lý thu được trong bước S220 bao gồm ít nhất một đặc tính trong số độ dẫn điện đẳng hướng và độ dẫn điện dị hướng của từng vùng trong số nhiều vùng được phân đoạn.

Theo phương án, độ dẫn điện đẳng hướng có thể thu được bằng cách gán độ dẫn điện đã biết bằng một thử nghiệm cho từng vùng được phân đoạn.

Ví dụ, độ dẫn điện đã biết cho từng vùng của não được thể hiện trong bảng 1 bên dưới.

Bảng 1

Vùng	Độ dẫn điện (S/m)
Chất trắng	0,126
Chất xám	0,276
Dịch não tủy	1,65
Hộp sọ	0,01
Da	0,465

Độ dẫn điện dị hướng thực hiện dị hướng các sợi chất trắng trong chất trắng của não.

Theo phương án, độ dẫn điện dị hướng thu được từ hình ảnh tenxơ độ dẫn cho não của đối tượng.

Ví dụ, máy tính thu được hình ảnh tenxơ độ dẫn cho não của đối tượng từ hình ảnh MRI não của đối tượng và thu được độ dẫn điện dị hướng của từng vùng trong số nhiều vùng được phân đoạn bằng cách sử dụng hình ảnh tenxơ dẫn điện thu được.

Theo phương án khác, hình ảnh MRI não của đối tượng bao gồm hình ảnh tenxơ khuếch tán, và máy tính thu được độ dẫn điện dị hướng của từng vùng trong số nhiều vùng được phân đoạn bằng cách sử dụng hình ảnh tenxơ khuếch tán thu được.

Đề cập đến Fig. 7, ví dụ về hình ảnh tenxơ khuếch tán 700 được thể hiện.

Được biết, vector đặc trưng của hình ảnh tenxơ khuếch tán giống hệt với vector đặc trưng của tenxơ độ dẫn. Máy tính có thể thu được độ dẫn điện dị hướng theo hướng của sợi thần kinh có trong hình ảnh tenxơ khuếch tán. Ví dụ, hướng của sợi thần kinh có độ dẫn điện cao, và hướng vuông góc với sợi thần kinh có độ dẫn điện thấp.

Khi kích thích điện cụ thể được đặt vào một điểm trên đầu của đối tượng bằng cách sử dụng sơ đồ não ba chiều, trong bước S230, máy tính mô phỏng trạng thái tại đó kích thích điện cụ thể được truyền trong não của đối tượng.

Theo phương án, máy tính mô phỏng trạng thái tại đó kích thích điện được truyền trong não của đối tượng bằng cách sử dụng hình ảnh lưới thu được trong bước S210 và đặc tính vật lý thu được trong bước S220.

Đề cập đến Fig. 8, ví dụ về kết quả mô phỏng được thể hiện.

Kích thích điện có khả năng được đặt vào đầu của đối tượng có thể bao gồm ít nhất một trong số từ trường, điện trường và dòng điện. Khi từ trường được đặt vào đầu của đối tượng, dòng điện gây ra bởi từ trường có thể được truyền trong não của đối tượng.

Theo phương án, máy tính thu được điểm mục tiêu kích thích để đặt kích thích điện lên não của đối tượng. Máy tính thu được vị trí để đặt kích thích điện vào đầu của đối tượng để đặt kích thích điện vào điểm mục tiêu kích thích, bằng cách sử dụng bản

đồ não ba chiều của đối tượng.

Ví dụ, máy tính có thể thu được đường dẫn được đề nghị để phân phối kích thích điện từ da đầu của đối tượng và điểm mục tiêu kích thích, bằng cách sử dụng bản đồ não ba chiều của đối tượng và có thể thu được vị trí để đặt kích thích điện vào đầu của đối tượng từ đường dẫn được đề nghị.

Phương pháp tính toán và cung cấp vị trí và hướng để đặt kích thích điện vào não của đối tượng sẽ được mô tả dưới đây.

Fig. 9 là lưu đồ minh họa phương pháp điều hướng kích thích từ xuyên sọ (TMS) theo phương án của sáng chế.

Phương pháp điều hướng kích thích TMS được thể hiện trên Fig. 9 thể hiện các vận hành, được thực hiện bởi máy tính, theo chuỗi thời gian.

Đề cập đến Fig. 10, ví dụ về phương pháp liệu pháp TMS được thể hiện.

TMS là phương pháp điều trị tạo ra cuộn dây điều trị 1000 gần một bên đầu của đối tượng 10 và kích thích một phần cụ thể của não bằng cách sử dụng điện trường gây ra trong não của đối tượng 10 nhờ từ trường được tạo ra bởi cuộn dây 1000.

Từ trường được tạo ra xung quanh cuộn dây điều trị 1000 có thể thay đổi về cường độ và hình dạng tùy theo hình dạng của cuộn dây điều trị 1000. Sự xuất hiện trong đó tín hiệu điện được truyền cũng có thể thay đổi tùy theo hình dạng của đầu và não của đối tượng 10.

Do đó, theo phương án được bộc lộ, điểm kích thích theo loại cuộn dây 1000 được tính toán và cung cấp, và kết quả mô phỏng theo hình dạng của đầu và não của đối tượng 10 được cung cấp.

Trong bước S910, máy tính thu được điểm mục tiêu kích thích để đặt kích thích điện lên não của đối tượng.

Điểm mục tiêu kích thích được lựa chọn trên cơ sở lâm sàng hoặc lý thuyết theo bệnh cần điều trị. Theo phương án, điểm mục tiêu kích thích được chỉ định bằng cách sử dụng hình ảnh não ba chiều hoặc bản đồ não ba chiều của đối tượng được tạo ra bởi phương án được bộc lộ.

Trong bước S920, máy tính thu được thông tin về phân bố không gian của điện thế vector từ tính của cuộn dây dùng cho liệu pháp TMS.

Theo phương án, thông tin về sự phân bố trong không gian bao gồm thông tin hiển thị hóa điện thế vector từ tính bằng cách sử dụng lưỡng cực từ theo hình dạng của cuộn dây dùng cho liệu pháp.

Đề cập đến Fig. 12, thông tin 1210 và 1260 hiển thị hóa điện thế vector từ tính theo các loại cuộn dây 1200 và 1250 dùng cho liệu pháp được thể hiện.

Trong bước S930, máy tính thu được một hoặc nhiều tham số để thu được điều kiện kích thích tối ưu cho điểm mục tiêu kích thích thu được trong bước S910, từ sự phân bố trong không gian thu được trong bước S920.

Theo phương án, điều kiện kích thích tối ưu cho điểm mục tiêu kích thích đề cập đến điều kiện tại đó cường độ từ trường được đặt vào điểm mục tiêu kích thích bởi cuộn dây dùng cho liệu pháp trở thành tối đa.

Đề cập đến Fig. 11, mối quan hệ giữa từ trường và điện trường được đặt vào não của đối tượng được thể hiện.

Đề cập đến hình ảnh mô phỏng 1100(a) của Fig. 11, các hình ảnh thu được bằng cách hiển thị hóa một cách tương ứng độ lớn của từ trường được đặt vào não của đối tượng, độ lớn của gradien (điện thế) và độ lớn của điện trường gây ra bởi từ trường được thể hiện. Độ lớn của điện trường được đặt vào não của đối tượng có thể được tính bằng cách cộng thêm từ trường được đặt vào não của đối tượng và gradien.

Đề cập đến biểu đồ 1100 (b) của Fig. 11, mối tương quan giữa từ trường được đặt vào não của đối tượng và điện trường gây ra bởi từ trường được thể hiện.

Theo biểu đồ 1100 (b), có thể thấy rằng, khi từ trường mạnh hơn được đặt vào não của đối tượng, điện trường mạnh hơn được gây ra trong não của đối tượng.

Do đó, có thể thấy rằng điều kiện kích thích tối đa cho điểm mục tiêu kích thích là cường độ của từ trường mà được đặt vào điểm mục tiêu kích thích bởi cuộn dây dùng cho liệu pháp trở thành tối đa.

Theo phương án, tham số mà máy tính thu được bao gồm điểm tối ưu có giá trị

điện thế vector từ tính cao nhất trong sự phân bố trong không gian của điện thế vector từ tính gây ra bởi cuộn dây.

Hơn nữa, tham số mà máy tính thu được bao gồm vector tối ưu mà là vector pháp tuyến tại đó phép nhân với gradien tại điểm tối ưu trở thành tối thiểu trong số các vector pháp tuyến tại đó điểm tối ưu là điểm bắt đầu.

Đề cập đến Fig. 12, các điểm tối ưu 1212 và 1262 và các vector tối ưu 1214 và 1264 của các điện thế vector từ tính 1210 và 1250 được thể hiện.

Điểm tối ưu (x, y, z) và vector tối ưu v được tính theo phương trình 1 và 2 dưới đây.

Phương trình 1

$$\max_{x,y,z} f(x, y, z)$$

Trong phương trình 1 ở trên, f biểu thị bản đồ điện thế vector từ tính. Vị trí (x, y, z) có giá trị cao nhất trong bản đồ điện thế vector từ tính f được tính như điểm tối ưu theo phương trình 1 ở trên.

Phương trình 2

$$\min_{x,y,z} \nabla f(\bar{x}, \bar{y}, \bar{z})^T v(x, y, z)$$

Trong phương trình 2 ở trên, $\nabla f(\bar{x}, \bar{y}, \bar{z})$ biểu thị giá trị thu được bởi phép lấy vi phân f được sử dụng khi xác định điểm tối ưu tại điểm tối ưu $\bar{x}, \bar{y}, \bar{z}$, và $v(x, y, z)$ biểu thị vector pháp tuyến theo hướng (x, y, z) .

Trong bước S940, máy tính tính toán vị trí và hướng của cuộn dây, mà thỏa mãn điều kiện kích thích tối ưu cho điểm mục tiêu kích thích thu được trong bước S910, bằng cách sử dụng tham số thu được trong bước S930.

Theo phương án, bước tính toán vị trí và hướng của cuộn dây bao gồm bước tính toán vị trí và hướng của cuộn dây sao cho điểm mục tiêu kích thích gần nhất theo

hướng của vector tối ưu từ điểm tối ưu.

Đề cập đến Fig. 13, ví dụ về phương pháp tính toán vị trí và hướng của cuộn dây được thể hiện.

Khi thu được đối tượng 10 và điểm mục tiêu kích thích S 12 của đối tượng 10, máy tính sẽ xác định một điểm 14 trên da đầu gần nhất với điểm mục tiêu kích thích 12.

Tại thời điểm này, khoảng cách giữa điểm mục tiêu kích thích 12 và một điểm 14 trên da đầu gần nhất với điểm mục tiêu kích thích 12 là D và vector tại đó điểm 14 là điểm bắt đầu và tại đó điểm mục tiêu kích thích 12 là điểm kết thúc là K. Ngoài ra, độ dày của cuộn dây 1310 là 2P.

Máy tính tạo ra và áp dụng ma trận, được thể hiện trong phương trình 3 bên dưới, sắp xếp vector K 1320 và vector tối ưu 1312 của cuộn dây 1310.

Phương trình 3

$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} R_z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Do đó, vị trí của cuộn dây được tính toán theo phương trình 4 dưới đây.

Phương trình 4

$$Locdipole = S + K * (D + P)$$

Trong bước S950, khi đặt cuộn dây dùng cho liệu pháp tại vị trí được tính trong bước S940 theo hướng được tính trong bước S950, máy tính mô phỏng trạng thái tại đó kích thích điện được gây ra từ từ trường của cuộn dây dùng cho liệu pháp được truyền trong não của đối tượng.

Theo phương án, máy tính thực hiện mô phỏng bằng cách sử dụng bản đồ não ba chiều được tạo ra theo phương pháp được thể hiện trên các Fig. 1 và Fig. 2.

Ví dụ, máy tính có thể thu được hình ảnh MRI não của đối tượng và có thể tạo ra bản đồ não ba chiều của đối tượng, mà có khả năng mô phỏng quá trình phân phối kích

thích điện đến não của đối tượng, dựa trên các thuộc tính của từng vùng trong số nhiều vùng có trong hình ảnh MRI não thu được.

Máy tính mô phỏng trạng thái trong đó kích thích điện bởi cuộn dây được truyền trong não của đối tượng, bằng cách sử dụng bản đồ não ba chiều đã tạo.

Hơn nữa, bản đồ não ba chiều có thể bao gồm hình ảnh lập thể ba chiều bao gồm nhiều lưới, mà có khả năng mô phỏng quá trình phân phối kích thích điện đến não của đối tượng.

Theo phương án, máy tính hiển thị hóa trạng thái tại đó kích thích điện gây ra từ từ trường của cuộn dây để liệu pháp được truyền trong não của đối tượng, bằng cách sử dụng hình ảnh lập thể ba chiều.

Đề cập đến Fig. 14, các ví dụ về bước hiển thị hóa trạng thái tại đó kích thích điện gây ra từ từ trường của cuộn dây dùng cho liệu pháp được truyền trong não của đối tượng được thể hiện.

Theo phương án được bộc lộ, máy tính được kết nối với thiết bị cánh tay robot được trang bị cuộn dây dùng cho liệu pháp TMS. Thiết bị cánh tay robot bao gồm thiết bị cơ học có khả năng di chuyển cuộn dây dùng cho liệu pháp TMS đến vị trí được chỉ định bởi máy tính.

Thiết bị cánh tay robot có thể tự động thực hiện liệu pháp sử dụng cuộn dây TMS cho bệnh nhân tùy thuộc vào kết quả tính toán của máy tính bằng cách di chuyển cuộn dây dùng cho liệu pháp TMS đến vị trí được chỉ định bởi máy tính theo phương án được bộc lộ.

Fig. 15 là lưu đồ minh họa phương pháp dẫn hướng miếng dán theo phương án.

Theo phương án được bộc lộ, miếng dán bao gồm miếng dán kích thích não. Ví dụ, miếng dán kích thích não có thể bao gồm, nhưng không giới hạn ở, miếng dán kích thích điện và miếng dán kích thích siêu âm. Hơn nữa, miếng dán bao gồm miếng dán EEG. Trong tài liệu này, loại miếng dán theo phương án được bộc lộ không bị giới hạn trong các ví dụ nêu trên.

Trong bước S1510, máy tính thu được mô hình quét ba chiều bao gồm đầu của

đối tượng bằng cách sử dụng máy ảnh chiều sâu.

Máy ảnh chiều sâu có thể bao gồm máy quét laze ba chiều của kỹ thuật của phép đặc tam giác, máy ảnh chiều sâu sử dụng mô hình chùm tia cấu trúc, máy ảnh chiều sâu sử dụng kỹ thuật thời gian bay (time-of-flight-TOF) sử dụng chênh lệch thời gian phản xạ của tia hồng ngoại và tương tự, nhưng loại kỹ thuật không bị giới hạn ở đó.

Máy ảnh chiều sâu được sử dụng để thu được mô hình quét ba chiều bằng thông tin khoảng cách phản xạ trong ảnh.

Theo phương án, đối tượng, nghĩa là, bệnh nhân ngồi trên một chiếc ghế đầu tròn và người dùng, nghĩa là bác sĩ định vị máy ảnh chiều sâu bằng cách sử dụng thiết bị cố định tạm thời, chẳng hạn như giá ba chân, sao cho khuôn mặt của bệnh nhân được nhìn tốt từ độ cao của khuôn mặt của bệnh nhân.

Bác sĩ bắt đầu quét bằng máy ảnh chiều sâu và thu được mô hình quét ba chiều bao gồm cả đầu của bệnh nhân bằng cách xoay bệnh nhân từ từ một vòng.

Theo phương án, máy ảnh chiều sâu có thể được cung cấp trong mô-đun cố định, mà có thể tự động xoay và có thể xoay quanh bệnh nhân nằm ở trung tâm để thu được mô hình quét ba chiều.

Trong khi đó, theo phương án được bộc lộ, để tạo điều kiện quét ba chiều mà không cần thiết bị có giá thành cao riêng biệt, mô-đun máy ảnh chiều sâu có thể được kết nối với thiết bị máy tính cầm tay (ví dụ: điện thoại thông minh, máy tính bảng hoặc thiết bị tương tự), thiết bị máy tính, mà mô-đun máy ảnh chiều sâu được kết nối với, có thể được cố định bằng thiết bị cố định tạm thời, chẳng hạn như giá ba chân, mà có thể thu được một cách dễ dàng và bệnh nhân có thể được xoay sau khi ngồi trên ghế đầu hoặc tương tự để thu được mô hình quét ba chiều.

Đề cập đến Fig. 20, thiết bị máy tính cầm tay 2000 và mô-đun máy ảnh chiều sâu 2010 được kết nối với thiết bị máy tính cầm tay 2000 được thể hiện.

Ngoài ra, đề cập đến Fig. 18, ví dụ về mô hình quét ba chiều 1800 thu được bằng cách sử dụng máy ảnh chiều sâu được thể hiện.

Theo phương án, máy tính tạo ra mô hình ba chiều bao gồm đầu của đối tượng bằng cách sử dụng hình ảnh khoảng cách được thu thập bằng cách sử dụng máy ảnh chiều sâu, căn chỉnh và thêm các hình ảnh được chụp tại các thời điểm khác nhau để khôi phục mô hình ba chiều của đối tượng. Ví dụ, máy tính khôi phục mô hình bằng cách thu thập dữ liệu ba chiều dưới dạng đám mây điểm từ các hình ảnh khoảng cách thu thập được bằng cách sử dụng máy ảnh chiều sâu. Tuy nhiên, phương pháp tạo ra mô hình ba chiều không bị giới hạn.

Trong bước S1520, máy tính thu được mô hình MRI não ba chiều của đối tượng.

Theo phương án, bước thu được mô hình MRI não ba chiều của đối tượng bao gồm bước thu được hình ảnh MRI não của đối tượng và bước tạo ra bản đồ não ba chiều của đối tượng, mà có khả năng mô phỏng quá trình phân phối kích thích điện đến não của đối tượng, dựa trên các thuộc tính của từng vùng trong số nhiều vùng có trong hình ảnh MRI não của đối tượng.

Ngoài ra, bước tạo ra bản đồ não ba chiều của đối tượng bao gồm bước tạo ra hình ảnh lập thể ba chiều bao gồm nhiều lưới, mà có khả năng mô phỏng quá trình phân phối kích thích điện đến não của đối tượng.

Phương pháp tạo ra bản đồ não ba chiều, được mô tả kết hợp với Fig. 1 đến Fig. 8, có thể được sử dụng làm phương pháp để thu được mô hình MRI não ba chiều của đối tượng bằng máy tính trong vận hành S1520.

Trong bước S1530, máy tính thực hiện so khớp mô hình quét ba chiều bao gồm đầu của đối tượng và mô hình MRI não của đối tượng.

Đề cập đến Fig. 17, phương án so khớp các hình ảnh được thể hiện. Đề cập đến hình ảnh 1700 được thể hiện trên Fig. 17, ảnh MRI não của đối tượng và hình ảnh thu được bằng cách mô hình hóa cấu trúc não của đối tượng được xếp chồng lên nhau.

Trong hình ảnh 1700, ba hình ảnh phía dưới tương ứng với ví dụ trong đó ảnh MRI não và hình ảnh thu được bằng cách mô hình hóa cấu trúc não không khớp với nhau. Hơn nữa, trong hình ảnh 1700, ba hình ảnh phía trên tương ứng với ví dụ trong đó hình ảnh MRI não và hình ảnh thu được bằng cách mô hình hóa cấu trúc não khớp với nhau.

Máy tính tính toán sự thay đổi được tạo ra trong não của đối tượng bởi kích thích điện hoặc siêu âm của miếng dán tùy thuộc vào vị trí mà miếng dán được gắn vào, sử dụng mô hình MRI não. Hơn nữa, máy tính tính toán vị trí để gắn miếng dán trên thực tế, bằng cách sử dụng mô hình quét ba chiều bao gồm đầu của đối tượng.

Do đó, máy tính có thể tính toán vị trí để gắn miếng dán vào đầu của đối tượng bằng cách so khớp với mô hình quét ba chiều bao gồm đầu của đối tượng và mô hình MRI não của đối tượng và do đó có thể tính toán sự thay đổi được tạo ra trong não của đối tượng. Tương tự, máy tính có thể tính toán vị trí để gắn miếng dán vào đầu của đối tượng để gây ra sự thay đổi cụ thể trong não của đối tượng và có thể cung cấp kết quả.

Theo phương án, bước thực hiện so khớp bằng máy tính bao gồm bước tính toán các đặc điểm khuôn mặt của mô hình quét và mô hình MRI não và bước thực hiện so khớp mô hình quét và mô hình MRI não bằng cách sử dụng các đặc điểm khuôn mặt của mô hình quét và mô hình MRI não.

Do mô hình quét bao gồm đầu của đối tượng và mô hình MRI não của đối tượng khác nhau về kiểu với nhau, nên rất khó để so khớp hai mô hình. Do đó, máy tính có thể so khớp với hai mô hình bằng cách sử dụng đặc điểm khuôn mặt của đối tượng.

Theo phương án, bước tính toán đặc điểm khuôn mặt của mô hình quét bao gồm đầu của đối tượng bao gồm bước thu được hình ảnh màu và hình ảnh chiều sâu bao gồm đầu của đối tượng, bước tính toán đặc điểm khuôn mặt của đối tượng bằng cách sử dụng hình ảnh màu bao gồm đầu của đối tượng và bước tính toán vị trí ba chiều của đặc điểm khuôn mặt của đối tượng bằng cách sử dụng hình ảnh chiều sâu bao gồm đầu của đối tượng.

Đề cập đến Fig. 18, ví dụ về so khớp mô hình quét 1800 bao gồm đầu của đối tượng và mô hình MRI não 1810 của đối tượng để tạo ra mô hình được so khớp 1820 được thể hiện.

Trong bước S1540, máy tính thu được hình ảnh trong đó đầu của đối tượng được chụp bằng máy ảnh chiều sâu.

Ví dụ, bác sĩ có thể di chuyển trong khi mang trực tiếp máy ảnh chiều sâu được cố định tạm thời sao cho máy ảnh chiều sâu đối diện với đầu của bệnh nhân.

Trong bước S1550, máy tính so khớp một vị trí của hình ảnh được chụp trong bước S1540 và một vị trí trên mô hình được so khớp.

Ví dụ, khi chụp một điểm trên đầu của đối tượng bằng máy ảnh chiều sâu, máy tính sẽ thực hiện tính toán vị trí mà một điểm được chụp tương ứng với trên mô hình được so khớp.

Theo phương án, máy tính so khớp hình ảnh được chụp và mô hình được so khớp và hiển thị hình ảnh để hướng dẫn vị trí của miếng dán sẽ được gắn vào đầu của đối tượng.

Đề cập đến Fig. 19, thiết bị máy tính 1900, mà môđun máy ảnh chiều sâu được kết nối với, chụp đầu 1910 của đối tượng. Thiết bị máy tính 1900 hiển thị hình ảnh để hướng dẫn vị trí 1920 để gắn miếng dán 1930 vào đầu được chụp 1910 của đối tượng.

Theo phương án, thiết bị máy tính 1900 xác định vị trí để gắn miếng dán 1930 trên mô hình được so khớp và hiển thị vị trí 1920 tương ứng với vị trí được xác định trên hình ảnh được chụp.

Hơn nữa, thiết bị máy tính 1900 nhận diện miếng dán 1930 trên hình ảnh được chụp và dẫn hướng hướng di chuyển của miếng dán được nhận diện 1930.

Hơn nữa, thiết bị máy tính 1900 xác định xem liệu miếng dán 1930 được nhận diện có được gắn vào vị trí đã xác định 1920 hay không.

Theo phương án, ít nhất một điểm đánh dấu được gắn vào hoặc hiển thị trên miếng dán 1930. Ví dụ, ít nhất một trong số hình cụ thể, màu sắc cụ thể và mã 2 chiều cụ thể được gắn vào hoặc được hiển thị trên miếng dán 1930 và thiết bị máy tính 1900 nhận diện miếng dán 1930 bằng cách sử dụng điểm đánh dấu được gắn vào hoặc được hiển thị trên miếng dán 1930 và dò theo sự di chuyển của miếng dán 1930.

Ví dụ, khi bác sĩ chụp đầu bệnh nhân bằng thiết bị máy tính 1900 hoặc máy ảnh chiều sâu được kết nối với thiết bị máy tính 1900 trong khi thay đổi vị trí của đầu, vị trí của đầu bệnh nhân được hiển thị trên thiết bị máy tính 1900 cũng được thay đổi và vị trí của miếng dán 1930 được nhận diện bởi thiết bị máy tính 1900 cũng được thay đổi. Trong trường hợp này, thiết bị máy tính 1900 dò theo miếng dán 1930 ngay cả khi

thiết bị máy tính 1900 được di chuyển để dẫn hướng sao cho bác sĩ gắn miếng dán 1930 vào vị trí chính xác của đầu bệnh nhân.

Theo phương án, thiết bị máy tính 1900 nhận diện miếng dán 1930 trên hình ảnh được chụp và dẫn hướng hướng di chuyển của miếng dán được nhận diện 1930. Ví dụ, thiết bị máy tính 1900 hiển thị hướng di chuyển của miếng dán 1930 sao cho miếng dán 1930 có thể được gắn vào vị trí đã xác định 1920.

Hơn nữa, thiết bị máy tính 1900 xác định xem liệu miếng dán được nhận diện 1930 có được gắn vào vị trí đã xác định 1920 hay không. Ví dụ, thiết bị máy tính 1900 có thể xác định xem liệu vị trí tại đó miếng dán 1930 được nhận diện cuối cùng có tương ứng với vị trí được xác định 1920 hay không. Khi vị trí được xác định 1920 và vị trí mà miếng dán 1930 được gắn vào là khác nhau, thiết bị máy tính 1900 có thể cung cấp thông báo yêu cầu thay đổi vị trí của miếng dán 1930.

Theo phương án, thiết bị máy tính 1900 nhận diện miếng dán 1930 được gắn vào đầu của đối tượng trên hình ảnh được chụp và xác định vị trí của miếng dán được nhận diện 1930. Thiết bị máy tính 1900 thu được vị trí trên mô hình được so khớp, mà tương ứng với vị trí được xác định của miếng dán 1930.

Ví dụ: khi thực hiện EEG, miếng dán EEG được gắn vào vị trí nhất quán bất kể hình dạng và cấu trúc của đầu của người dùng hoặc miếng dán EEG được gắn vào bất kỳ vị trí nào. Trong trường hợp này, thật khó để biết chi tiết liệu sóng não thu được từ miếng dán EEG có phải là sóng não nhận được từ bất kỳ hướng nào của não của đối tượng hay không.

Do đó, theo phương án được bộc lộ, thiết bị máy tính 1900 chụp đầu của đối tượng, mà một hoặc nhiều miếng dán EEG được gắn vào và thu được các vị trí của một hoặc nhiều miếng dán EEG được nhận diện từ hình ảnh được chụp.

Thiết bị máy tính 1900 có thể thu được vị trí trên mô hình được so khớp của đối tượng, tương ứng với vị trí thu được của miếng dán EEG và có thể xác định chi tiết xem sóng não thu được từ miếng dán EEG được gắn vào đầu của đối tượng có được nhận từ bất kỳ phần nào của não của đối tượng hay không. Ví dụ, thiết bị máy tính

1900 có thể phân tích nguồn tín hiệu của sóng não nhận được từ mỗi miếng dán EEG sử dụng phương án được bộc lộ.

Fig. 16 là hình vẽ minh họa kết quả mô phỏng kết quả kích thích điện theo phương án của sáng chế.

Đề cập đến Fig. 16, mô hình ba chiều của đầu 1600 của đối tượng và phương án trong đó miếng dán 1610 được gắn vào một vị trí trên mô hình ba chiều được thể hiện.

Khi miếng dán 1610 được gắn vào một vị trí của mô hình ba chiều của đầu 1600 của đối tượng, máy tính mô phỏng kết quả của việc phân phối kích thích điện bằng miếng dán 1610 đến não 1650 của đối tượng.

Theo phương án, máy tính thu được bản đồ não ba chiều cho não 1650 của đối tượng và xác định vị trí của miếng dán 1610 được gắn vào đầu của đối tượng, bằng cách sử dụng bản đồ não ba chiều.

Theo phương án, bước xác định vị trí của miếng dán 1610 có thể bao gồm bước thu được mục đích sử dụng miếng dán 1610, bước mô phỏng quá trình phân phối kích thích điện đến não 1650 của đối tượng tùy thuộc vào vị trí mà tại đó miếng dán 1610 được gắn vào đầu 1600 của đối tượng và bước xác định vị trí của miếng dán 1610 bằng cách sử dụng mục đích thu được và kết quả mô phỏng.

Ví dụ, khi mong muốn đặt kích thích cụ thể vào não 1650 của đối tượng, máy tính có thể xác định vị trí của miếng dán 1610 tại đó kích thích cụ thể có thể được đặt vào não 1650 của đối tượng, bằng cách sử dụng kết quả mô phỏng.

Máy tính có thể so khớp vị trí của miếng dán 1610 được xác định theo phương án được minh họa trên Fig. 16 với một điểm trên đầu của đối tượng được chụp bằng máy ảnh chiều sâu và có thể hiển thị hình ảnh để dẫn hướng miếng dán đến vị trí được so khớp.

Các bước của phương pháp hoặc thuật toán được mô tả liên quan đến phương án của sáng chế có thể được thực hiện trực tiếp trong phần cứng, có thể được thực hiện bằng môđun phần mềm được chạy bởi phần cứng hoặc có thể được thực hiện bởi sự kết hợp giữa phần cứng và môđun phần mềm. Môđun phần mềm có thể nằm trên bộ nhớ truy cập ngẫu nhiên (random access memory - RAM), bộ nhớ chỉ đọc (read only

memory - ROM), ROM khả trình có thể xóa được (erasable programmable ROM - EPROM), ROM khả trình có thể xóa được bằng điện (electrically erasable programmable ROM - EEPROM), bộ nhớ cực nhanh, đĩa cứng, đĩa rời, CD-ROM hoặc bất kỳ loại vật ghi lưu trữ có thể đọc được trên máy tính nào đã được biết đến trong lĩnh vực kỹ thuật mà sáng chế liên quan.

Mặc dù sáng chế được mô tả cùng với việc tham chiếu đến các phương án ví dụ, nhưng rõ ràng rằng với những người có hiểu biết về lĩnh vực kỹ thuật thì những thay đổi và biến đổi khác nhau có thể được thực hiện mà không xa rời tinh thần và phạm vi của sáng chế. Do đó, cần hiểu rằng các phương án trên không giới hạn sáng chế mà chỉ mang tính minh họa.

YÊU CẦU BẢO HỘ

1. Phương pháp điều hướng kích thích từ xuyên sọ (transcranial magnetic stimulation - TMS) được thực hiện bằng máy tính, phương pháp này bao gồm các bước:

thu được điểm mục tiêu kích thích để đặt kích thích điện lên não của đối tượng;

thu được thông tin về sự phân bố trong không gian của điện thế vector từ tính của cuộn dây dùng cho liệu pháp TMS;

thu được một hoặc nhiều tham số để thu được điều kiện kích thích tối ưu cho điểm mục tiêu kích thích, từ sự phân bố trong không gian; và

tính toán vị trí và hướng của cuộn dây, vị trí và hướng thỏa mãn điều kiện kích thích tối ưu cho điểm mục tiêu kích thích, bằng cách sử dụng tham số đã thu được,

trong đó bước thu được một hoặc nhiều tham số bao gồm:

thu được điểm tối ưu có điện thế vector từ tính cao nhất trong sự phân bố trong không gian, và

thu được vector tối ưu mà là vector pháp tuyến tại đó phép nhân với gradien tại điểm tối ưu trở thành tối thiểu trong số các vector pháp tuyến tại đó điểm tối ưu là điểm bắt đầu,

trong đó bước tính toán vị trí và hướng của cuộn dây bao gồm:

tính toán vị trí và hướng của cuộn dây sao cho điểm mục tiêu kích thích gần nhất theo hướng của vector tối ưu từ điểm tối ưu.

trong đó điều kiện kích thích tối ưu cho điểm mục tiêu kích thích là điều kiện tại đó cường độ từ trường được đặt vào điểm mục tiêu kích thích bởi cuộn dây dùng cho liệu pháp trở thành tối đa.

2. Phương pháp điều hướng kích thích TMS theo điểm 1, trong đó bước thu được thông tin về sự phân bố trong không gian bao gồm:

thu được thông tin bằng cách hiển thị hóa điện thế vector từ tính bằng cách sử dụng lưỡng cực từ theo hình dạng của cuộn dây dùng cho liệu pháp.

3. Phương pháp điều hướng kích thích TMS theo điểm 1, phương pháp còn bao gồm bước:

mô phỏng trạng thái tại đó kích thích điện gây ra từ trường của cuộn dây dùng cho liệu pháp được truyền trong não của đối tượng, khi cuộn dây dùng cho liệu pháp được đặt tại vị trí được tính toán theo hướng được tính toán.

4. Phương pháp điều hướng kích thích TMS theo điểm 3, trong đó bước mô phỏng bao gồm:

thu được hình ảnh cộng hưởng từ (Magnetic resonance imaging-MRI) não của đối tượng;

tạo ra bản đồ não ba chiều của đối tượng, bản đồ não ba chiều có khả năng mô phỏng quá trình phân phối kích thích điện đến não của đối tượng, dựa trên các thuộc tính của từng vùng trong số nhiều vùng có trong hình ảnh MRI não; và

mô phỏng trạng thái tại đó kích thích điện được truyền trong não của đối tượng, bằng cách sử dụng bản đồ não ba chiều được tạo ra.

5. Phương pháp điều hướng kích thích TMS theo điểm 4, trong đó bước tạo ra bản đồ não ba chiều bao gồm:

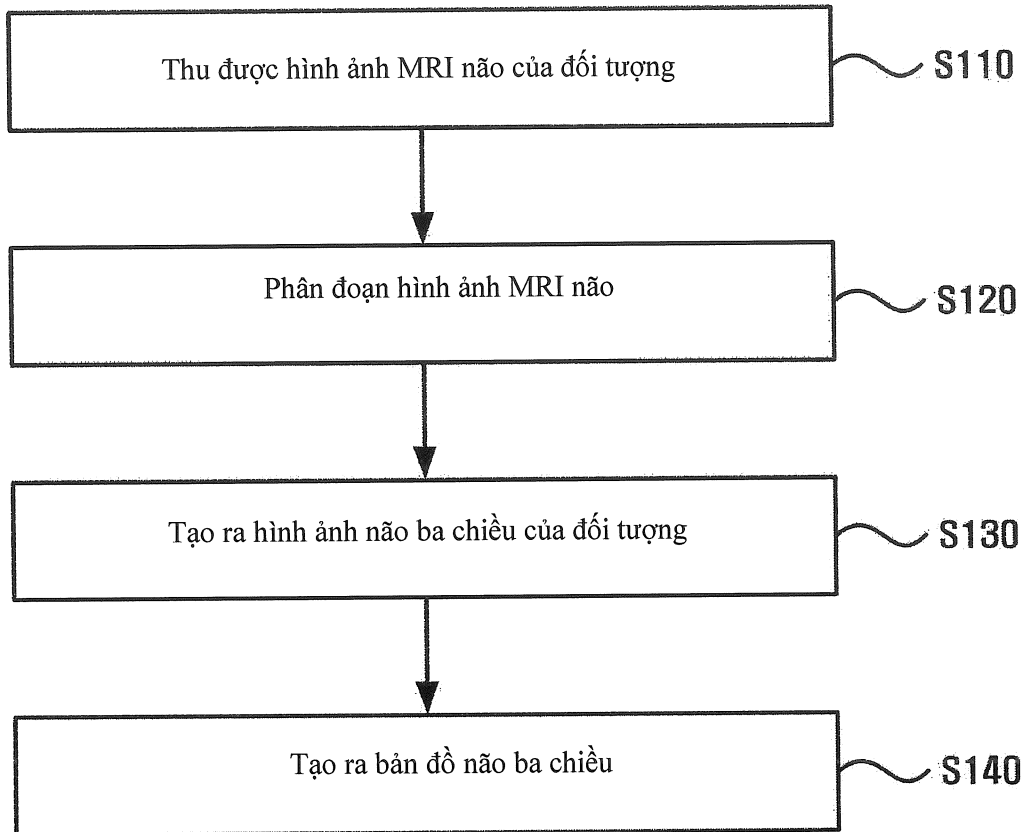
tạo ra hình ảnh lập thể ba chiều bao gồm nhiều lưới, hình ảnh lập thể ba chiều có khả năng mô phỏng quá trình phân phối kích thích điện đến não của đối tượng.

6. Phương pháp điều hướng kích thích TMS theo điểm 5, trong đó bước mô phỏng bao gồm:

hiển thị hóa trạng thái tại đó kích thích điện gây ra từ trường của cuộn dây dùng cho liệu pháp được truyền trong não của đối tượng, bằng cách sử dụng hình ảnh lập thể ba chiều.

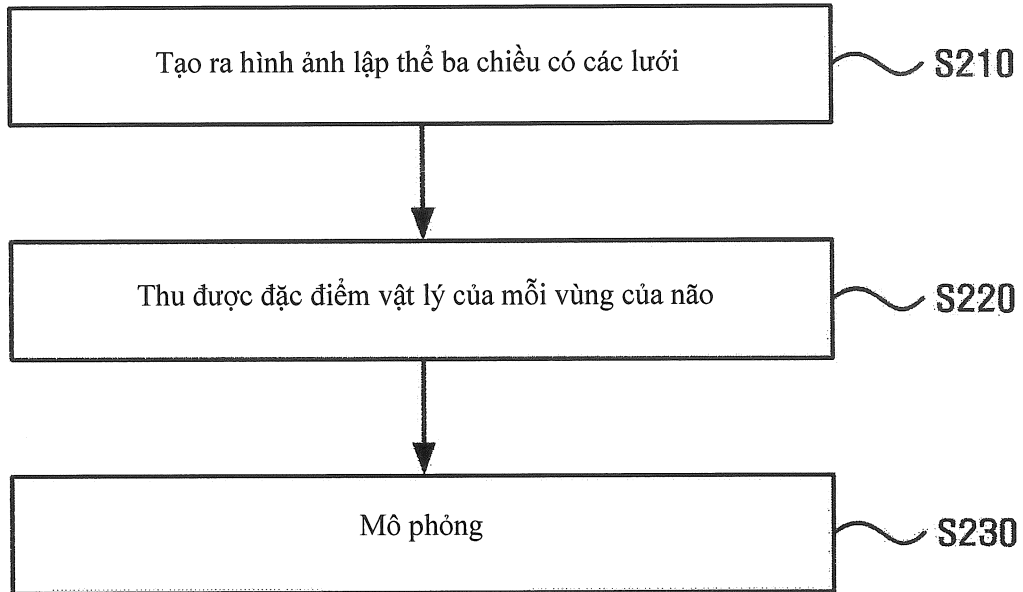
1/20

【FIG. 1】



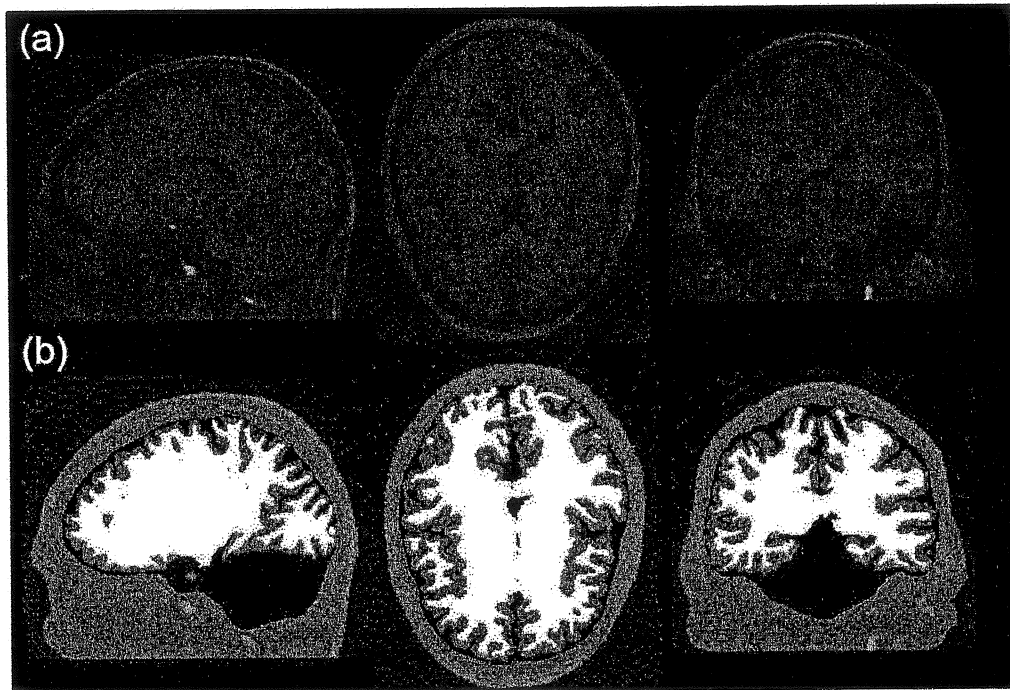
2/20

【FIG. 2】



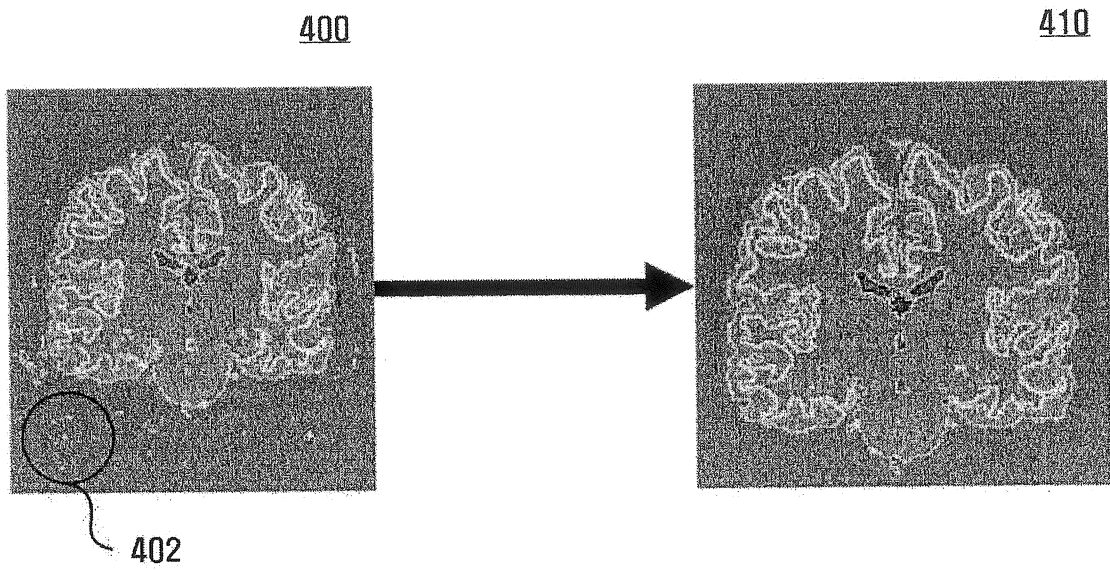
3/20

【FIG. 3】

300

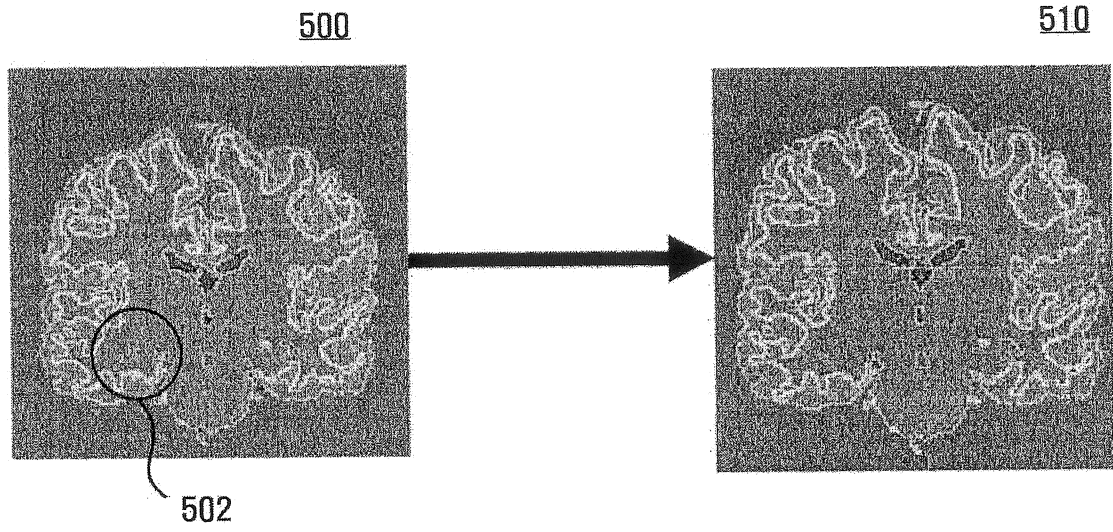
4/20

【FIG. 4】



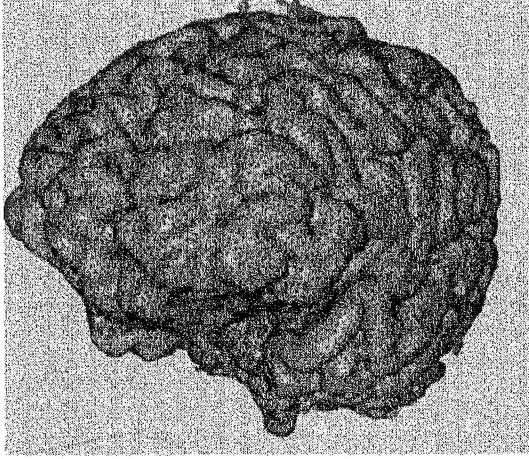
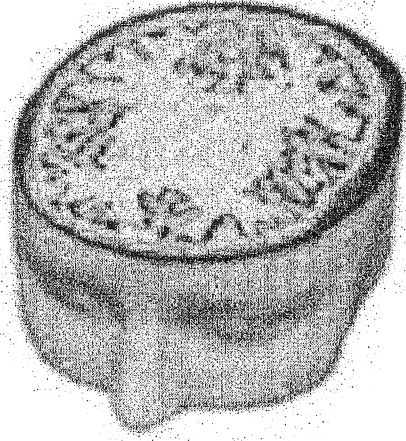
5/20

【FIG. 5】



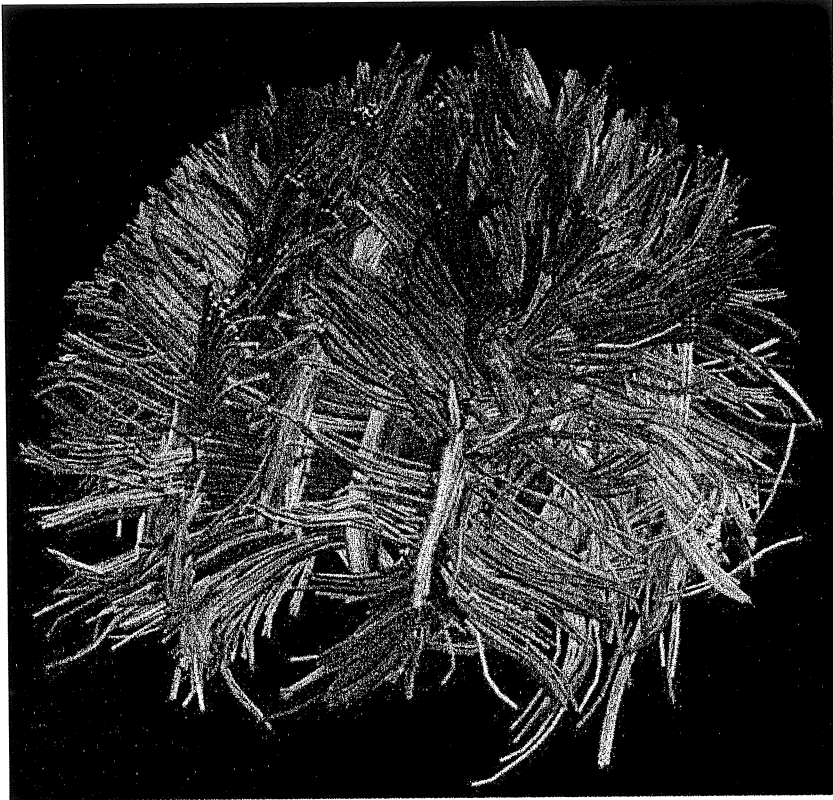
6/20

【FIG. 6】

600610

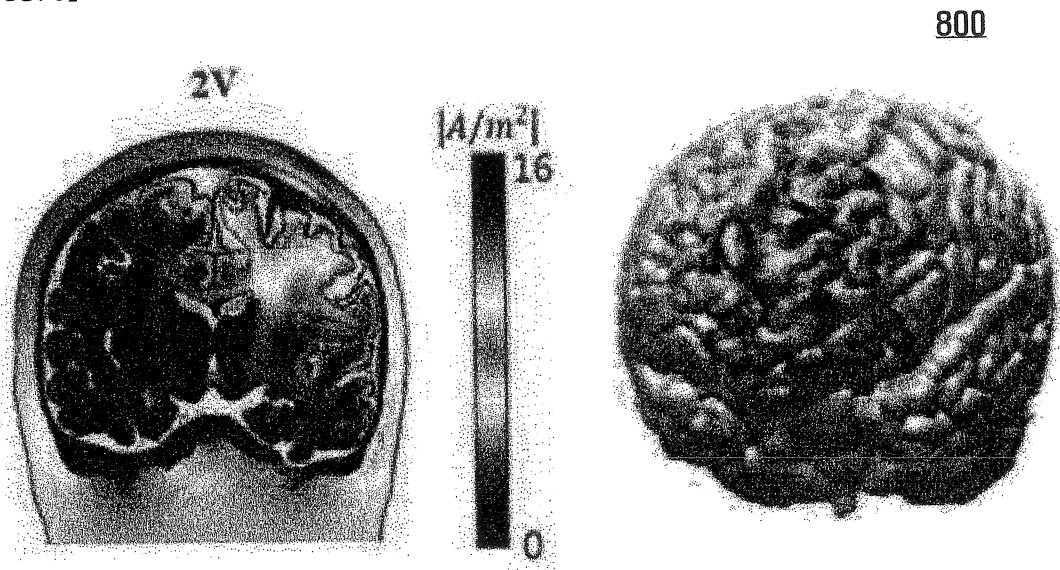
7/20

【FIG. 7】

700

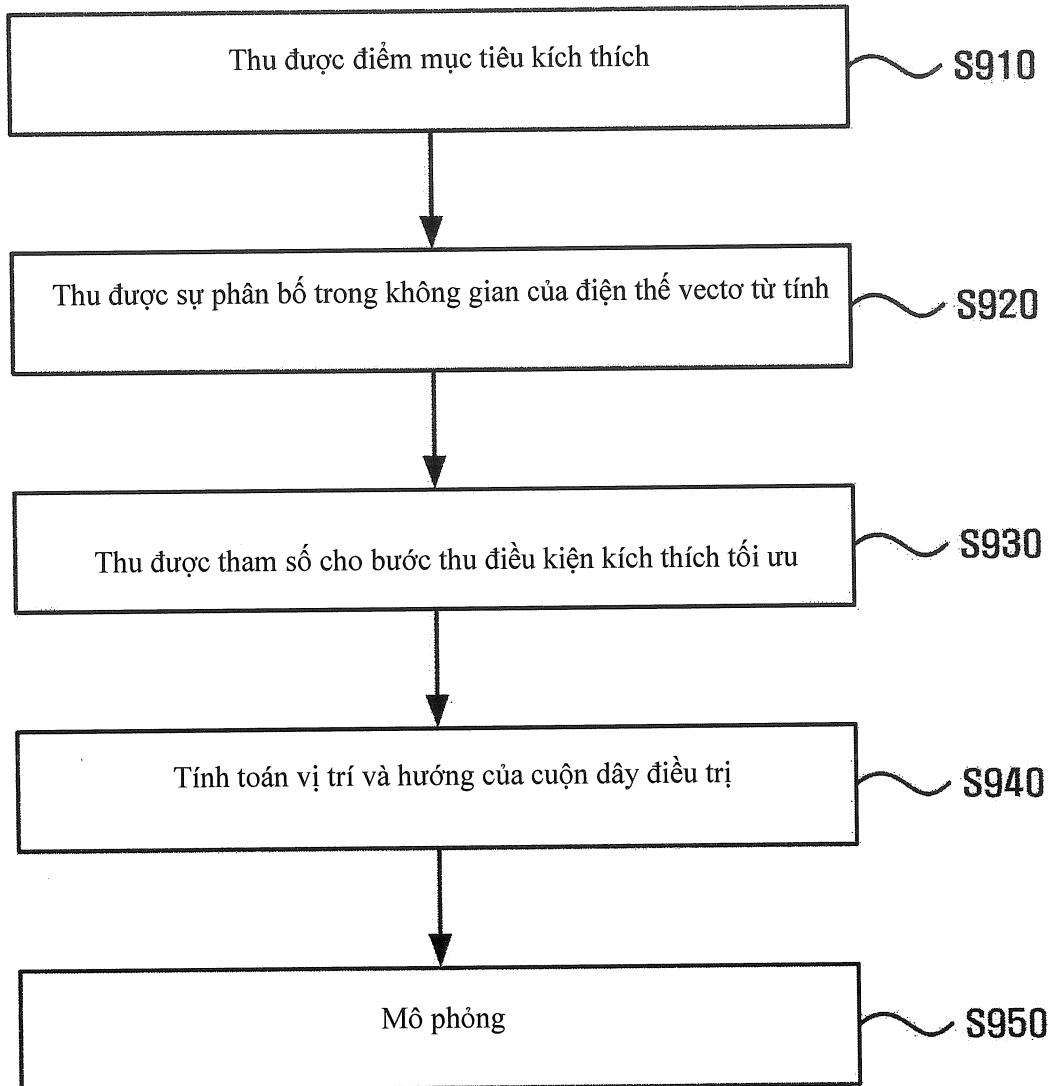
8/20

【FIG. 8】



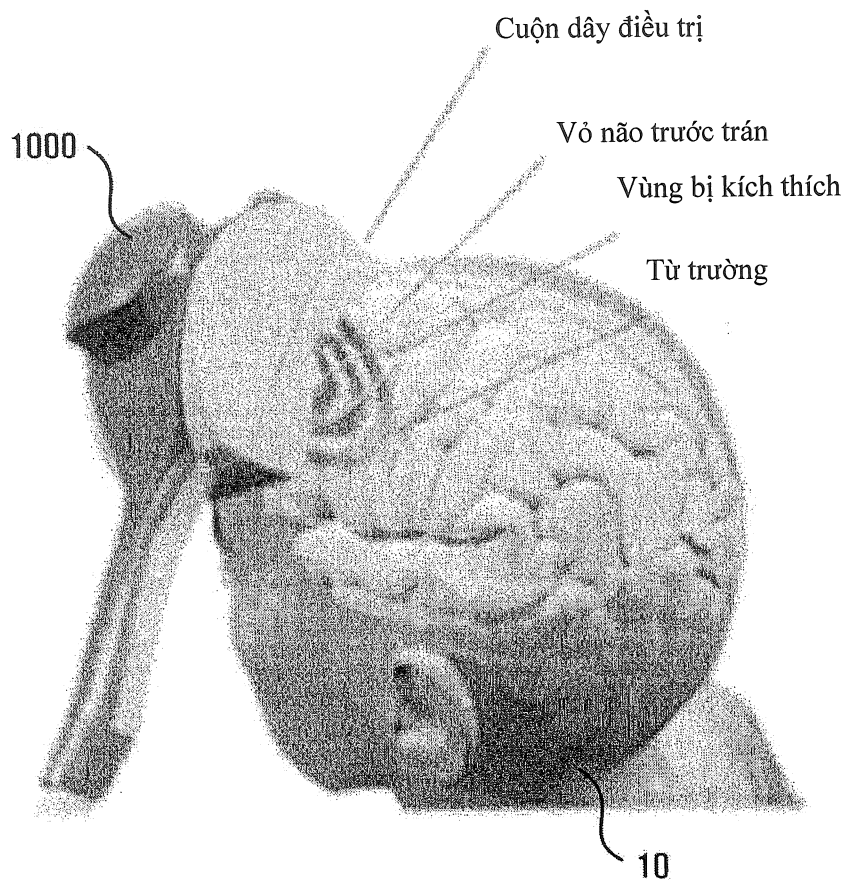
9/20

【FIG. 9】



10/20

【FIG. 10】

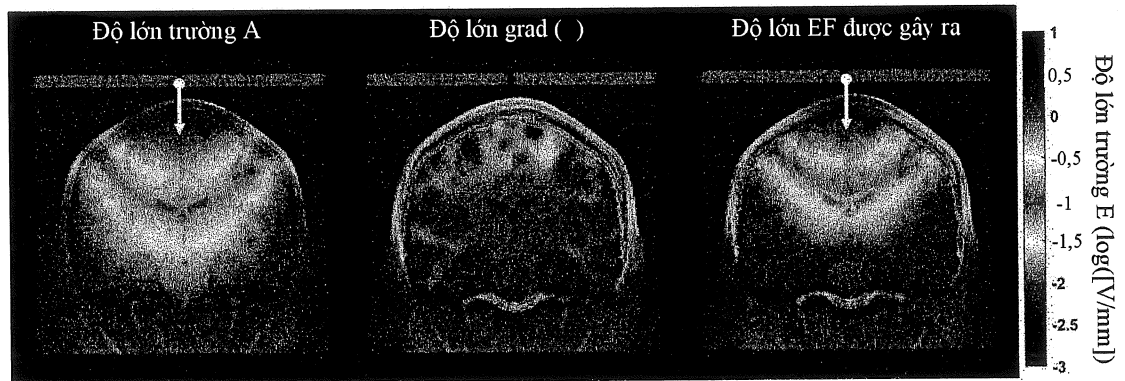


11/20

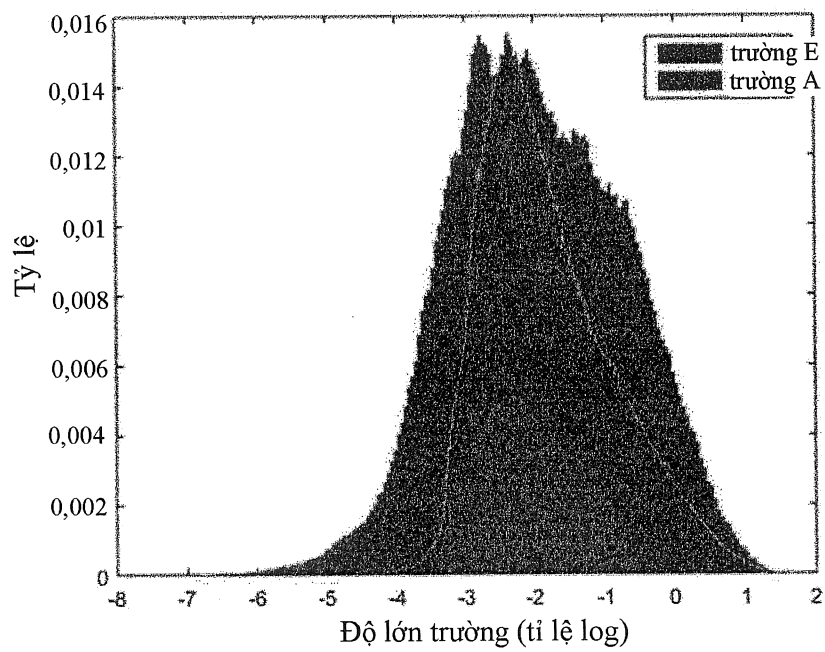
【FIG. 11】

(a)

1100

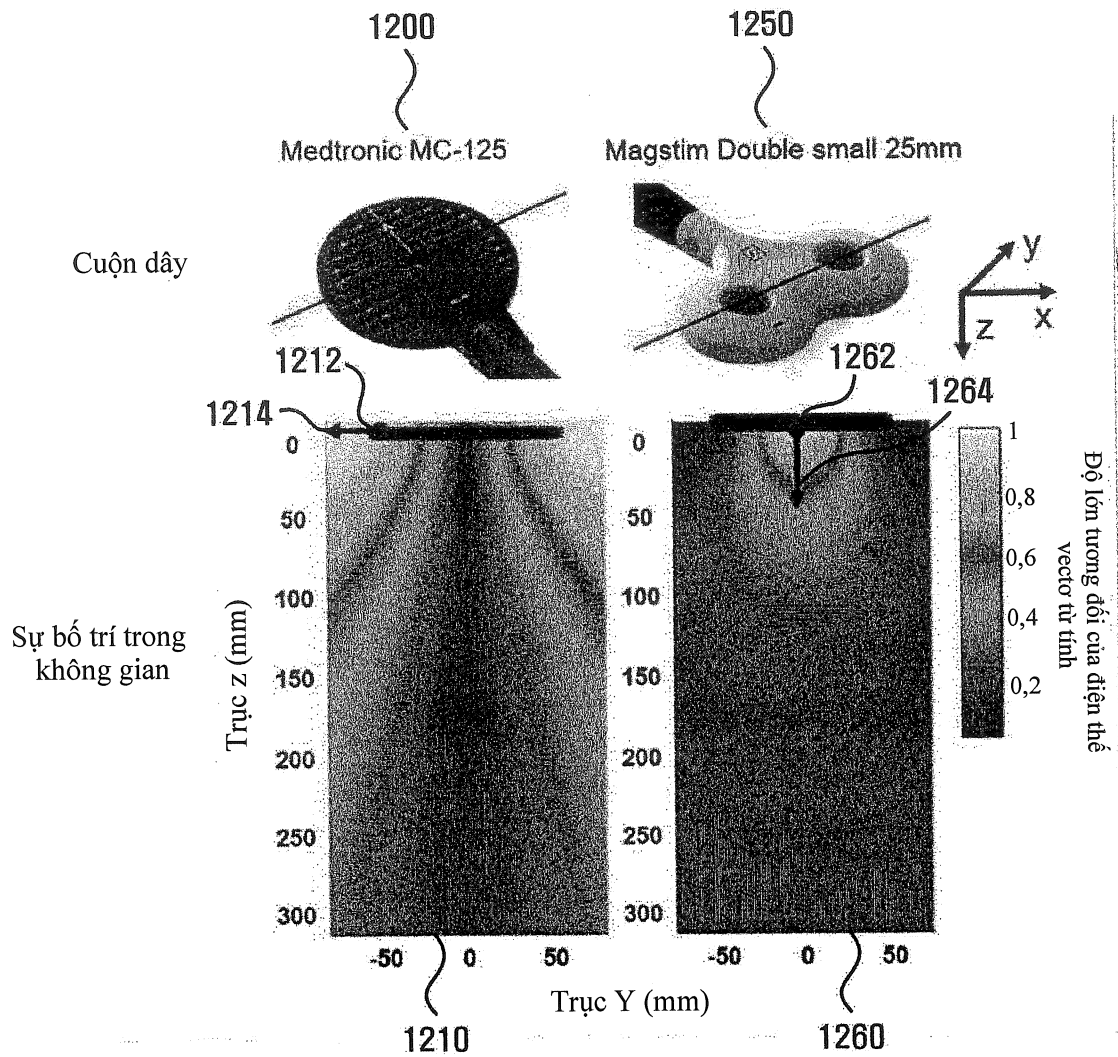


(b)



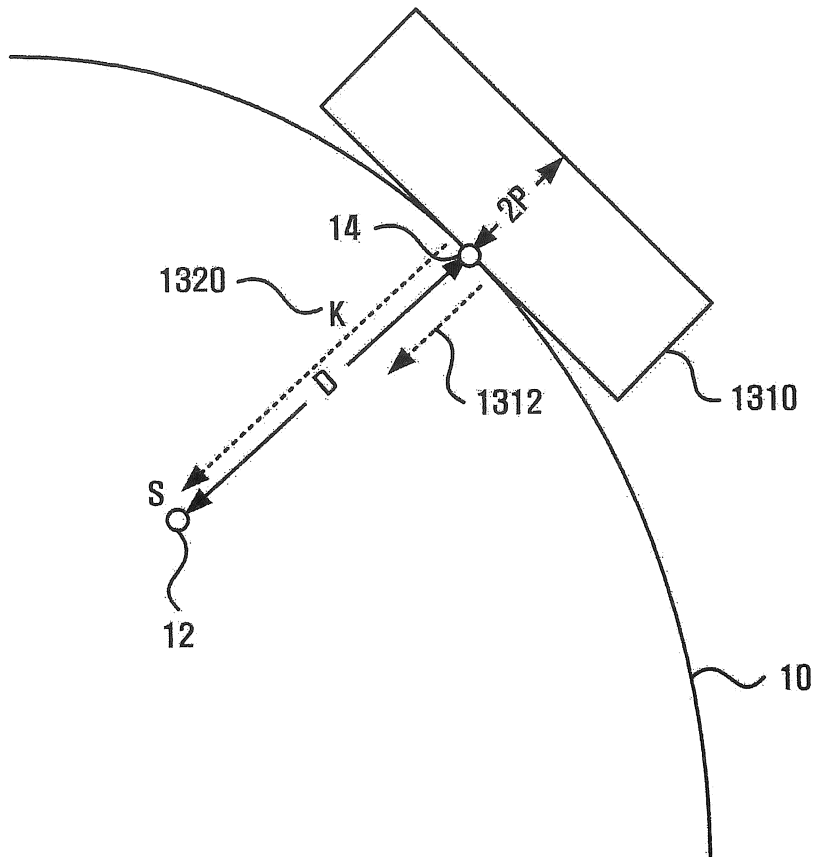
12/20

【FIG. 12】



13/20

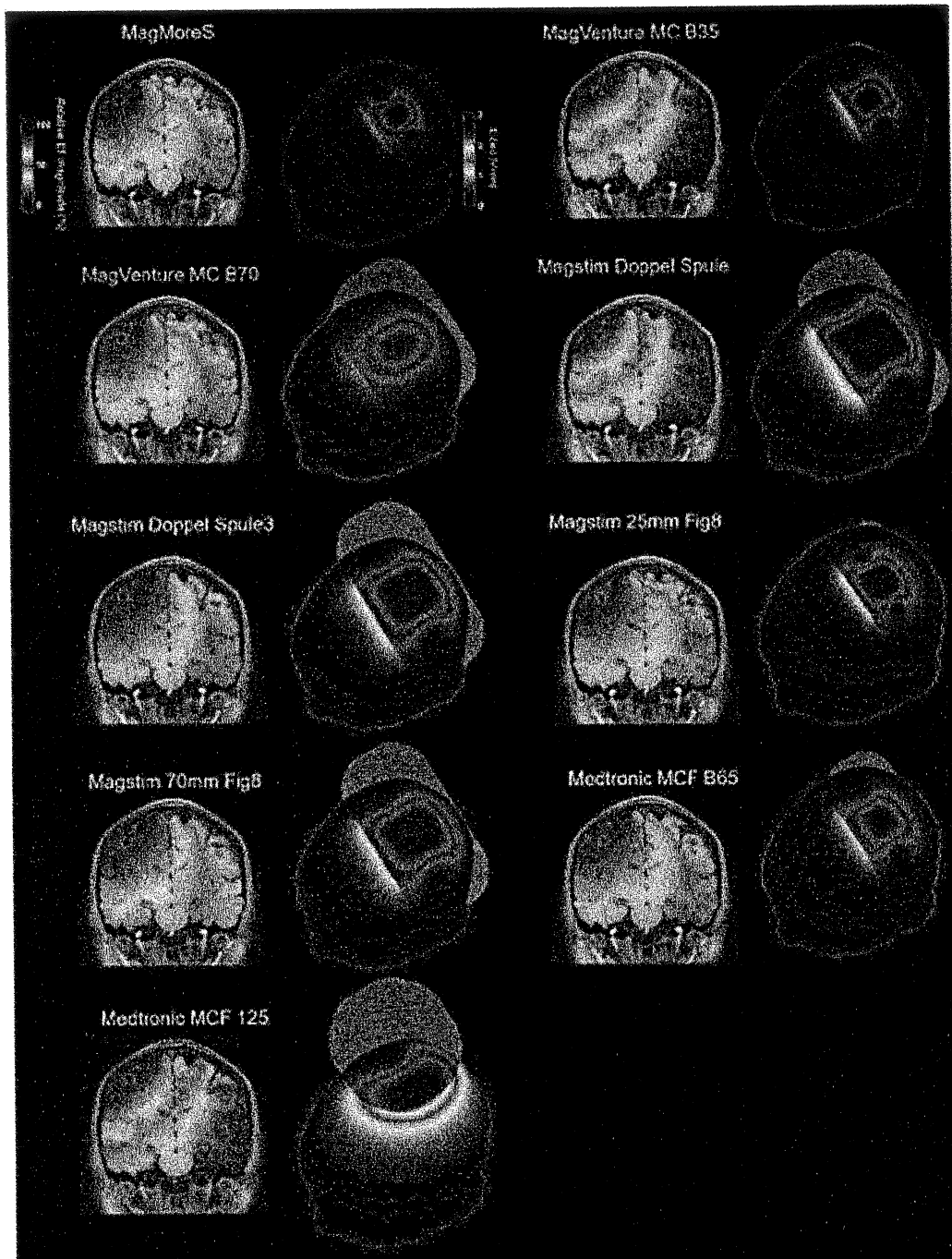
【FIG. 13】



14/20

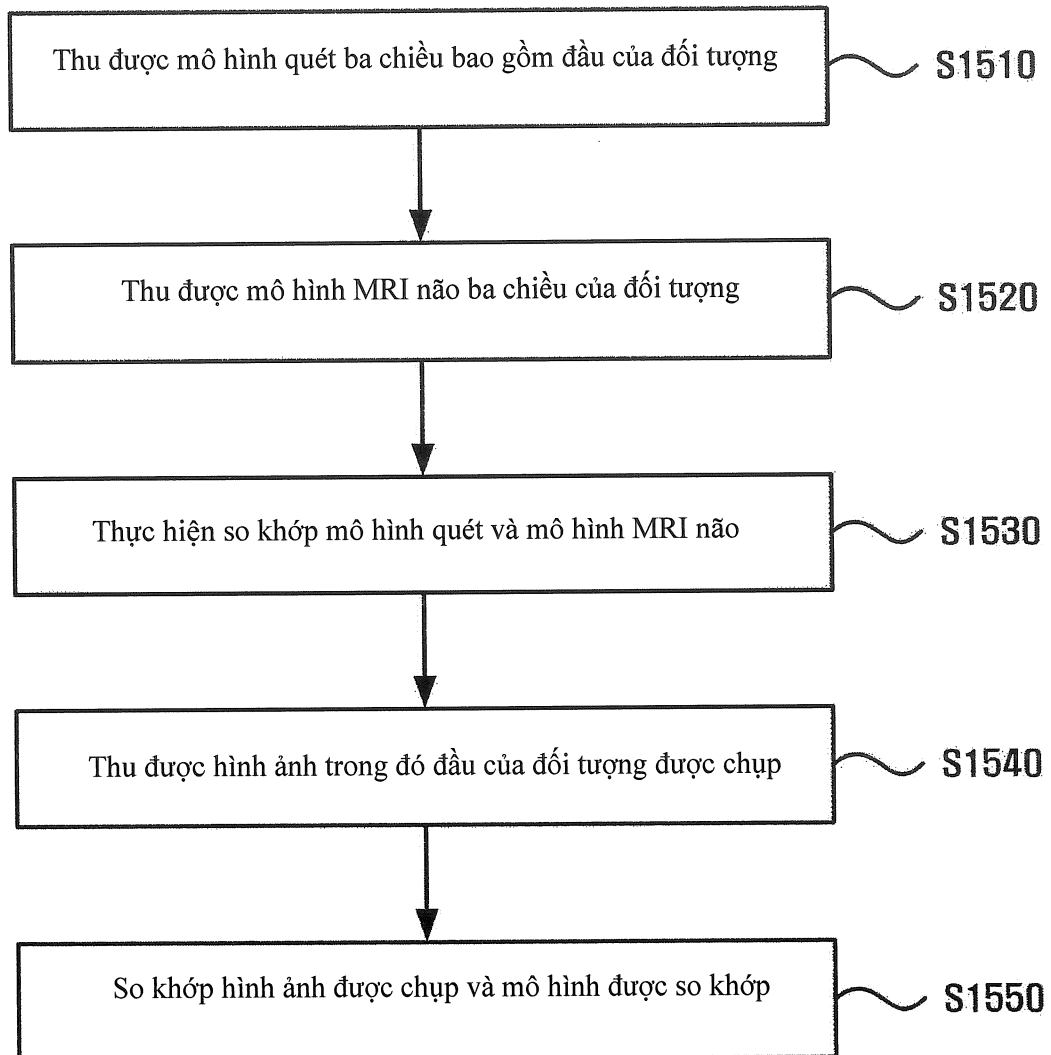
【FIG. 14】

1400



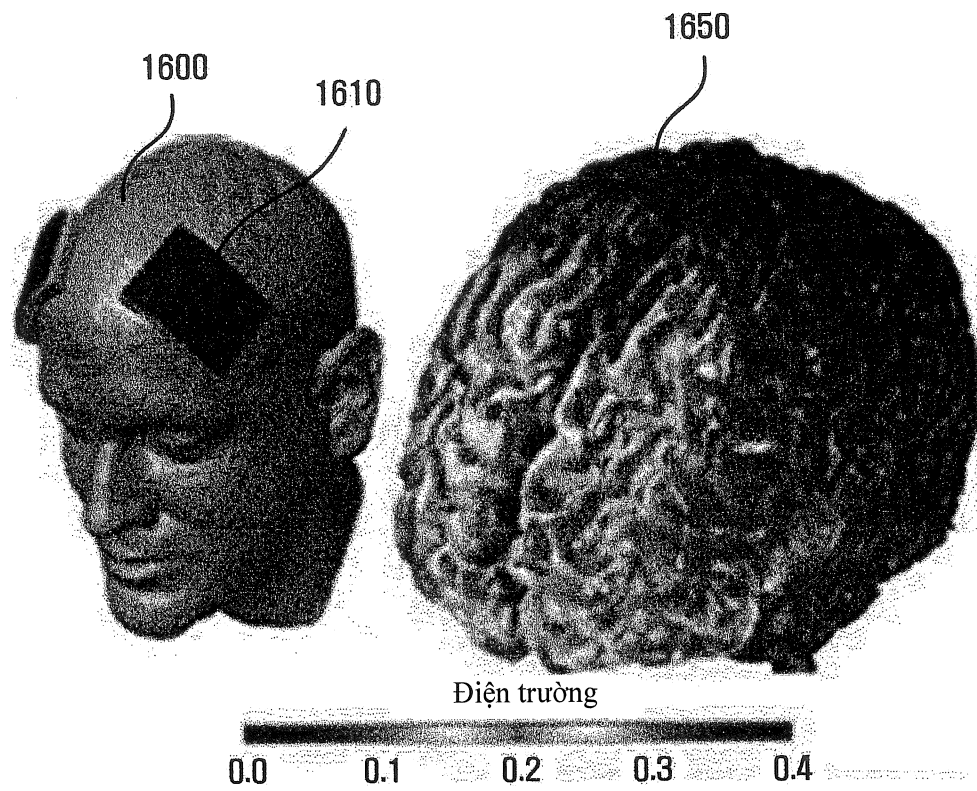
15/20

【FIG. 15】



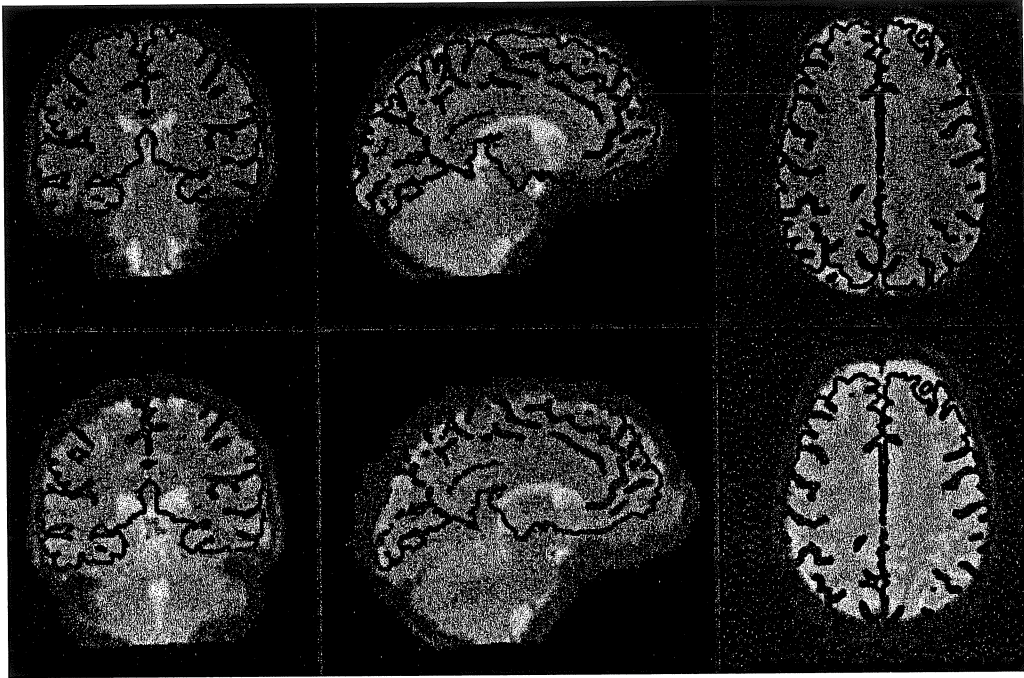
16/20

【FIG. 16】



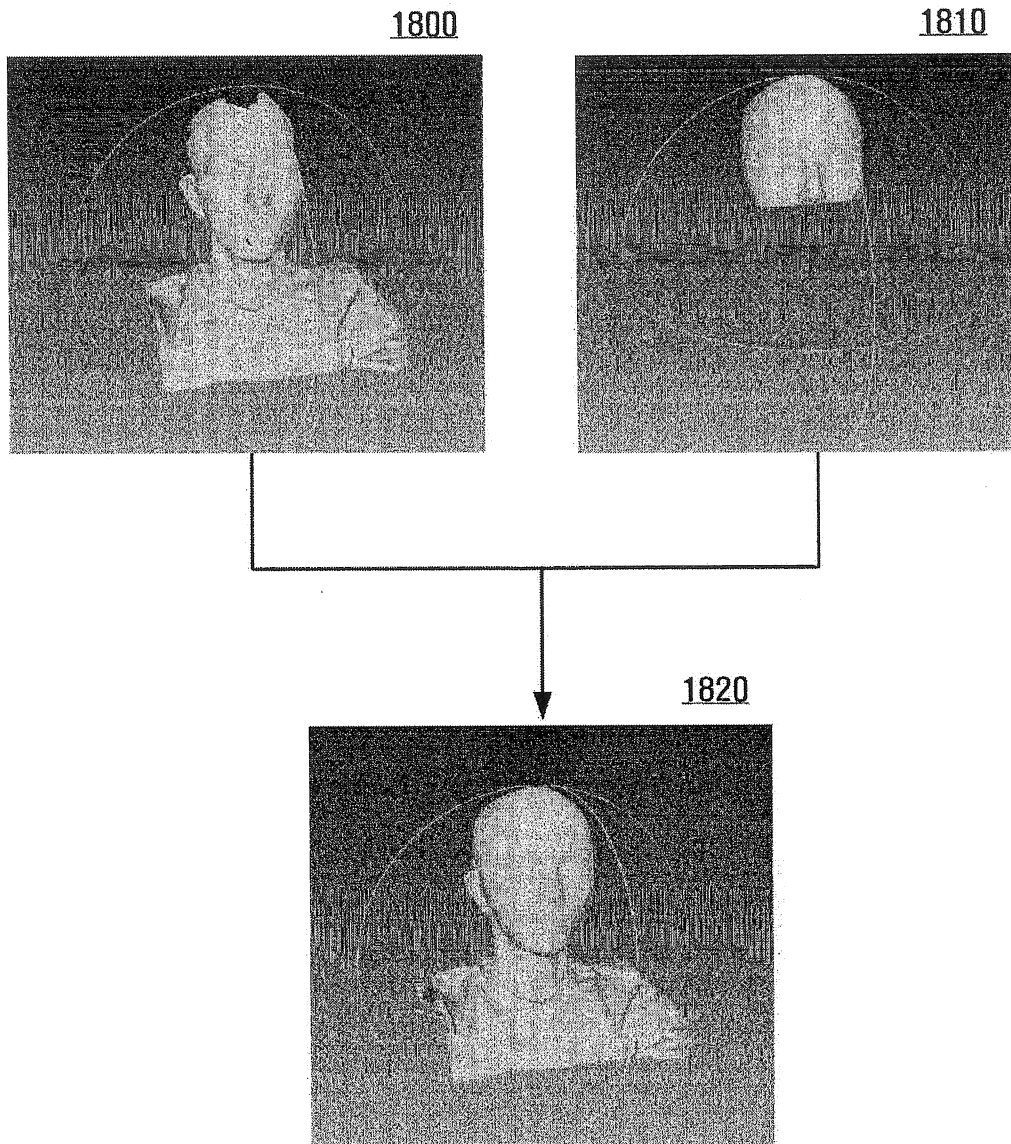
17/20

【FIG. 17】

1700

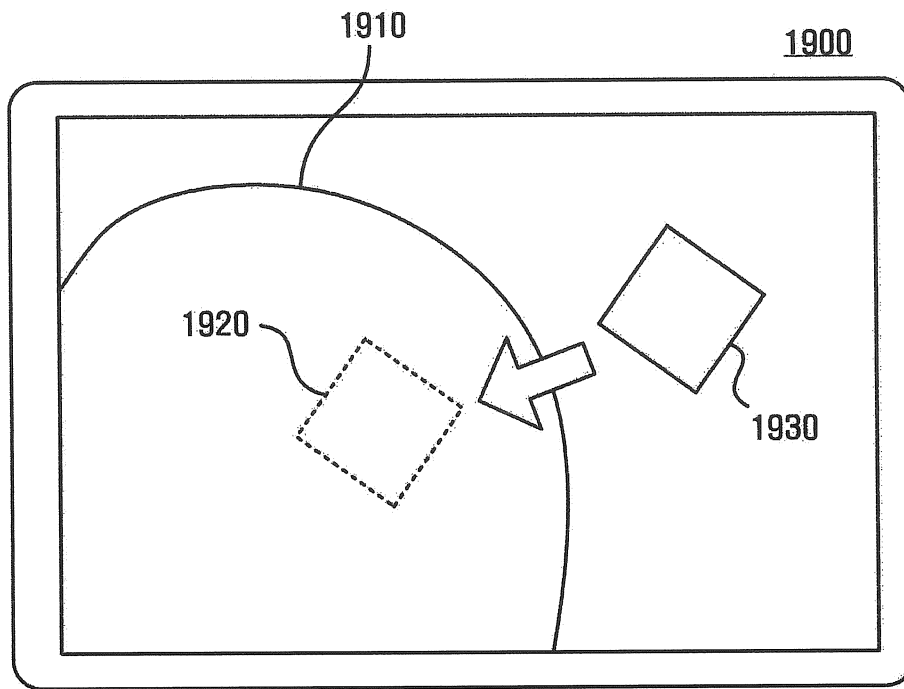
18/20

【FIG. 18】



19/20

【FIG. 19】



20/20

【FIG. 20】

