



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

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

(11)



1-0037368

(51)^{2018.01} A61H 39/04; A61B 5/107; A61H 15/00; (13) B
G16H 20/30; A61H 39/02; A61H 39/06;
A61B 5/00; A61H 15/02

(21) 1-2018-01634

(22) 21/09/2016

(86) PCT/KR2016/010503 21/09/2016

(87) WO 2017/052173 A2 30/03/2017

(30) 10-2015-0136424 25/09/2015 KR

(45) 27/11/2023 428

(43) 25/12/2018 369A

(73) CERAGEM CO., LTD (KR)

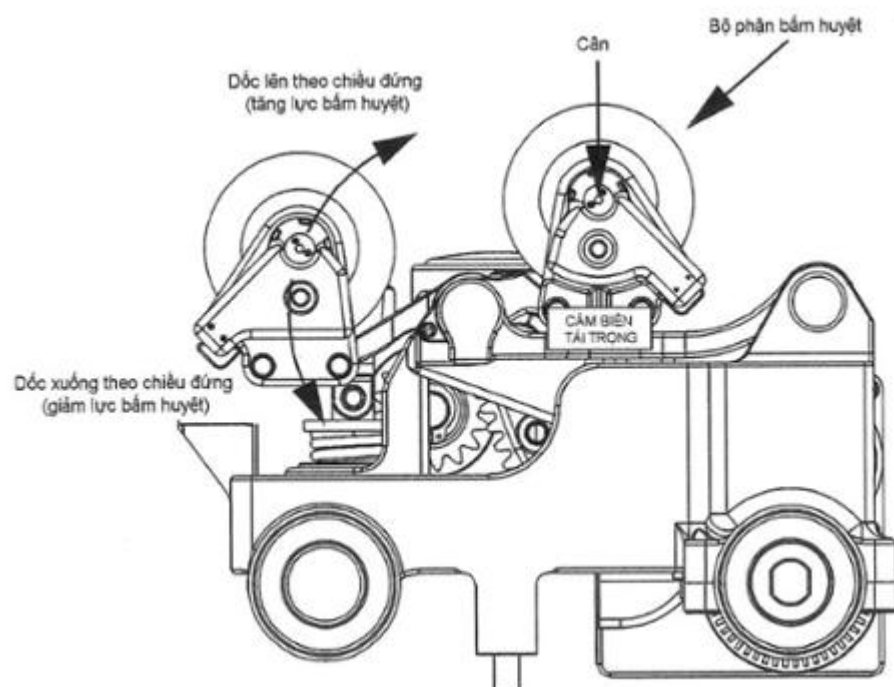
10, Jeongja 1-gil, Seonggeo-eup, Seobuk-gu, Cheona-si, Chungcheongnam-do
31045, Republic of Korea

(72) HAN, Sang Cheol (KR); PARK, Chang Su (KR); CHOI, Hui Won (KR); SONG,
Han Rim (KR); PAEK, Keun Young (KR).

(74) Công ty TNHH Tư vấn ALIATLEGAL (ALIAT LEGAL)

(54) MÁY BẮM HUYỆT

(57) Sáng chế liên quan đến phương pháp điều chỉnh lực bấm huyết và nội soi cắt lớp theo thời gian thực, phương pháp bao gồm các bước: (a) thiết lập một chiều cao thẳng đứng tham chiếu cho mỗi vị trí ngang của bộ phận bấm huyết và thiết lập một lực bấm huyết cần đạt được trong phạm vi của chiều cao thẳng đứng tham chiếu; (b) tính toán lực bấm huyết hiện tại bằng các dữ liệu đo trọng tải của người dùng đặt vào một cảm biến tải trọng; và (c) so sánh lực bấm huyết cần đạt được với lực bấm huyết cứu hiện tại để điều chỉnh chiều cao thẳng đứng của bộ phận bấm huyết. Tức là, sáng chế trình bày một phương pháp để điều chỉnh nội soi cắt lớp theo thời gian thực, phương pháp cho phép: một điểm uốn của một giá trị đo dòng truyền động áp dụng cho động cơ truyền động ngang được đo trong lúc truyền động ngang của một phần bấm huyết trong quá trình xoa bóp ban đầu, để phản hồi với một giá trị hiệu chỉnh lực bấm huyết, độ lệch giữa vị trí thẳng đứng của phần bấm huyết tương ứng với điểm uốn và vị trí theo chiều đứng tham chiếu, cho mỗi vị trí nằm ngang, được lưu trữ trong cơ sở dữ liệu, từ đó tính toán một lực lượng bấm huyết mới cần đạt được; và lực bấm huyết mới cần đạt được sẽ được phản hồi với điều chỉnh sao cho lực bấm huyết phù hợp với người sử dụng có thể được cung cấp trong lúc xoa bóp.



Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập

Sáng chế liên quan đến bộ điều khiển được cấu hình để điều chỉnh lực bấm huyết và nội soi cắt lớp theo thời gian thực, để tính toán lực châm cứu cần đạt được phù hợp với người dùng trong lúc điều khiển lực bấm huyết theo thời gian thực sử dụng bộ phận bấm huyết điều khiển tự động, một điểm uốn hiện tại của động cơ truyền động ngang được đo trong lúc truyền động ngang của bộ phận bấm huyết, và lực bấm huyết cần đạt được được tính toán bằng cách phản hồi độ lệch giữa vị trí thẳng đứng của bộ phận bấm huyết và vị trí thẳng đứng tham chiếu cho mỗi vị trí nằm ngang được lưu trữ trong cơ sở dữ liệu đến một giá trị hiệu chỉnh lực bấm huyết.

Tình trạng kỹ thuật của sáng chế

Thông thường, bấm huyết là một liệu pháp chữa trị bằng tay mà bàn tay làm khỏe hoặc điều trị bệnh bằng cách ấn vào một phần xác định trên cơ thể, và các hiệu quả khác được tạo ra bằng cách tăng hoặc giảm lực bấm huyết hoặc giữ nguyên lực bấm huyết.

Chữa bệnh bằng bấm huyết thông thường đạt được bằng cách ứng dụng lực ấn thẳng đến phần xác định, giữ lực ấn không đổi trong một thời gian xác định, và sau đó nhả ra. Để giữ lực ấn không đổi, một quá trình đo lực ấn hiện tại và điều chỉnh lực ấn là cần thiết.

Các máy bấm huyết tự động thông thường (máy bấm huyết) cung cấp lực bấm huyết sử dụng lực ấn được tạo ra bởi một bộ phận bấm huyết phù hợp theo trọng lượng của người dùng, và độ lớn của lực bấm huyết cân xứng với độ lớn của trọng lượng người dùng, và cho cùng trọng lượng, độ lớn của lực bấm huyết phù hợp theo sự phân bố tải trọng được áp vào cho sản phẩm.

Ở đây, sự phân bố tải trọng liên quan đến sự khác biệt về mức độ cân nặng của người dùng được đánh dấu ở mỗi vị trí của sản phẩm. Khi tải trọng do trọng lượng của người dùng được tập trung vào bộ phận bấm huyết, độ lớn của lực bấm

huyết tăng lên, và khi tải trọng do trọng lượng của người dùng được tập trung vào kết cấu khác như là phần nhựa/ mút, độ lớn của lực bấm huyết giảm đi.

Khi bộ phận bấm huyết được nâng lên, tải trọng được tập trung vào bộ phận bấm huyết so với trạng thái trước đó, để độ lớn của lực bấm huyết được tăng lên. Ngược lại, khi bộ phận bấm huyết được hạ xuống, tải trọng được tập trung vào kết cấu khác trừ bộ phận bấm huyết, để độ lớn của lực bấm huyết được giảm đi. Bằng cách ứng dụng nguyên tắc này, độ lớn của lực bấm huyết được kiểm soát.

Các máy bấm huyết tự động thông thường thông qua một khái niệm điều khiển lực bấm huyết bằng cách ứng dụng chiều cao thẳng đứng của bộ phận bấm huyết. Tuy nhiên vì không có thiết bị đo lực bấm huyết hiện tại, việc tăng hoặc giảm lực bấm huyết chỉ đạt được dựa theo lực bấm huyết hiện tại, vì vậy các máy bấm huyết tự động thông thường không thể thực hiện lực bấm huyết ở một giá trị cụ thể.

Ngoài ra, các máy bấm huyết tự động thông thường có một thuật toán điều chỉnh lực bấm huyết mà vị trí nằm ngang tương ứng với vị trí xương cột sống của người dùng được đo thông qua quá trình nội soi cắt lớp, chiều cao thẳng đứng tương ứng với lực xoa bóp tại vị trí tương ứng được tính toán, và bộ phận bấm huyết được điều khiển để được di chuyển đến vị trí thẳng đứng tương ứng với chiều cao thẳng đứng chỉ khi bộ phận bấm huyết vượt qua vị trí chiều ngang tương ứng.

Tuy nhiên, khi người dùng di chuyển trong khi bấm huyết và vì vậy vị trí xương cột sống bị thay đổi, hoặc thay đổi người dùng, vị trí thẳng đứng cũng cần được thay đổi phù hợp với sự thay đổi này. Tuy nhiên, quá trình bấm huyết được điều khiển để sử dụng một vị trí thẳng đứng được lưu trước đó, vì vậy gây ra sự khác biệt giữa lực bấm huyết thực sự và lực bấm huyết cần đạt được.

Điều này là do quá trình bấm huyết được hình thành với lực bấm huyết tương ứng với vị trí được lưu trước đó của xương cột sống, tức là, vị trí được lưu trước đó của bộ phận bấm huyết thậm chí khi vị trí của xương cột sống người dùng được thay đổi, và có sự giới hạn trong việc đạt được hiệu quả tối ưu của việc bấm huyết với một kết quả mà trong đó một giá trị thay đổi tùy theo sự thay đổi xương cột sống được tạo ra bởi người dùng không được phản hồi.

Tài liệu sáng chế có liên quan: Patent Hàn Quốc số 10-0495450 (ngày 04/06/2005)

WO 2011 / 105179 bộc lộ một thiết bị matxa.

JP H06125951 bộc lộ một chi tiết trị liệu để tăng cường hiệu quả bấm huyết

EP 1145700 bộc lộ một máy mát xa.

KR 101185100 bộc lộ một thiết bị nhiệt trị liệu.

Bản chất kỹ thuật của sáng chế

Sáng chế được tạo ra để giải quyết các vấn đề nêu trên, và sáng chế trực tiếp cung cấp một kỹ thuật để tạo ra lực bấm huyết thích hợp cho người dùng bằng cách đo một điểm uốn của giá trị được đo của một dòng truyền động phù hợp với một động cơ truyền động ngang trong lúc truyền động ngang của bộ phận bấm huyết trong quá trình bấm huyết ban đầu, tính toán lực bấm huyết mới cần đạt được bằng cách phản hồi độ lệch giữa vị trí thẳng đứng của bộ phận bấm huyết tương ứng với điểm uốn và vị trí thẳng đứng tham chiếu cho mỗi vị trí nằm ngang được lưu trong cơ sở dữ liệu với một giá trị điều chỉnh của lực bấm huyết, và phản hồi lực bấm huyết mới cần đạt được để điều chỉnh lực bấm huyết.

Sáng chế cũng nhằm cung cấp một kỹ thuật mà khi vị trí của người dùng bị thay đổi trong lúc bấm huyết hoặc thay đổi người dùng, và do đó thông tin nội soi cắt lớp bị thay đổi, vị trí được thay đổi của xương cột sống được đánh dấu linh hoạt bằng cách sử dụng thông tin nội soi cắt lớp theo thời gian thực, và lực bấm huyết được cung cấp tại vị trí chính xác.

Giải pháp kỹ thuật được đề xuất

Một khía cạnh của sáng chế cung cấp một bộ điều khiển được cấu hình để điều chỉnh lực bấm huyết theo thời gian thực, phương pháp bao gồm các bước: (a) thiết lập một chiều cao thẳng đứng tham chiếu của bộ phận bấm huyết và thiết lập một lực bấm huyết cần đạt được trong một phạm vi chiều cao thẳng đứng tham chiếu; (b) tính toán lực bấm huyết được đo hiện tại từ dữ liệu đo được của tải trọng người dùng áp cho cảm biến tải trọng; và (c) so sánh lực bấm huyết cần đạt được với

lực bấm huyết đo được hiện tại và điều chỉnh chiều cao thẳng đứng của bộ phận bấm huyết.

Trong bước (c), bộ phận bấm huyết có thể hạ xuống hoặc nâng lên theo chiều đứng khi lực bấm huyết đo được hiện tại cao hơn lực bấm huyết cần đạt được hoặc lực bấm huyết đo được hiện tại thấp hơn lực bấm huyết cần đạt được, và bộ phận bấm huyết có thể dừng truyền động theo chiều đứng khi lực bấm huyết đo được hiện tại bằng với lực bấm huyết cần đạt được.

Khi chiều cao thẳng đứng hiện tại của bộ phận bấm huyết nằm ngoài phạm vi chiều cao thẳng đứng tham chiếu, lực bấm huyết đo được có thể được gán cho một giá trị biên xác định.

Bước (a) hơn nữa bao gồm (a') thông qua lực bấm huyết cần đạt được có giá trị nhỏ nhất và xác định một vị trí nằm ngang cụ thể tương ứng với điểm uốn của giá trị dòng truyền động được đo thích hợp cho động cơ truyền động ngang trong quá trình chuyển động tới lui của bộ phận bấm huyết.

Phương pháp này có thể bao gồm thêm bước tính toán giá trị điều chỉnh của lực bấm huyết cần đạt được bằng cách sử dụng một độ lệch giữa chiều cao thẳng đứng của bộ phận bấm huyết tại vị trí nằm ngang cụ thể và chiều cao thẳng đứng tham chiếu tại vị trí nằm ngang cụ thể.

Điểm uốn của giá trị dòng truyền động được đo có thể được tính toán là vị trí của xương cột sống cụ thể của người dùng hiện tại, và khi vị trí xương cột sống hiện tại tương ứng với giá trị dòng truyền động đo được thích hợp với động cơ truyền động ngang trong khi chuyển động ngang của bộ phận bấm huyết trong quá trình bấm huyết là khác so với vị trí xương cột sống, một vị trí huyết châm cứu có thể được điều chỉnh với một bù trừ bằng độ lệch giữa vị trí cột sống hiện tại và vị trí cột sống cụ thể.

Khi tỷ lệ khoảng cách của các huyết châm cứu của các vị trí xương cột sống bị thay đổi thành tỷ lệ khoảng cách của các huyết châm cứu hiện tại do sự thay đổi người dùng, một tỷ lệ cho các huyết châm cứu có thể được điều chỉnh.

Một phương án khác của sáng chế đề xuất một bộ điều khiển được cấu hình để điều chỉnh nội soi cắt lớp theo thời gian thực, phương pháp này bao gồm các bước: (A) thu thập dữ liệu giá trị biến thiên dòng điện theo truyền động của động cơ ngang, thiết lập một phần thay đổi của dòng điện và trích xuất thông tin vị trí tại huyết châm cứu tương ứng với điểm uốn tối đa và điểm uốn tối thiểu của phần biến đổi; (B) khi một vị trí của một huyết châm cứu của người sử dụng hiện tại trong quá trình xoa bóp khác với vị trí của huyết châm cứu tương ứng với bước (A), tính toán giá trị hiệu chỉnh theo sự chênh lệch giữa các vị trí; và (C) hiệu chỉnh vị trí của huyết châm cứu tương ứng của người sử dụng hiện tại bằng giá trị hiệu chỉnh tính toán trong bước (B).

Khi khoảng cách giữa các huyết châm cứu của người dùng hiện tại trong quá trình bấm huyết là khác với khoảng cách giữa các huyết châm cứu trước đó được trích xuất ở bước (A), một tỷ lệ khoảng cách cho các huyết châm cứu của người dùng hiện tại có thể được hiệu chỉnh bằng một tỷ số khoảng cách giữa các huyết châm cứu hiện tại và khoảng cách giữa các huyết châm cứu trước đó.

Hiệu quả đạt được của sáng chế

Bộ điều khiển được cấu hình để điều khiển lực bấm huyết và nội soi cắt lớp theo thời gian thực có thể có khả năng điều chỉnh tối ưu lực bấm huyết theo thân người sử dụng bằng cách tính toán lực bấm huyết mới cần thiết phù hợp theo vị trí được thay đổi của xương cột sống so với vị trí hiện tại của người dùng khi người dùng thay đổi vị trí của họ hoặc người dùng được thay đổi, và phản hồi lực bấm huyết mới cần thiết được tính toán để điều chỉnh lực bấm huyết.

Một bộ điều khiển được cấu hình để điều khiển lực bấm huyết và nội soi cắt lớp theo thời gian thực theo sáng chế có thể cung cấp một máy bấm huyết tùy chỉnh bởi người dùng theo thời gian thực bằng cách sử dụng một điểm uốn của một giá trị dòng truyền động được đo của động cơ truyền động ngang dành cho truyền động ngang của bộ phận bấm huyết, xác định một vị trí được đánh dấu cụ thể tương ứng với điểm uốn trong quá trình bấm huyết theo thời gian thực, và phản hồi vị trí được đánh dấu cụ thể được tìm thấy trong quá trình điều khiển của bộ phận bấm huyết, và

có thể tối đa hóa hiệu quả làm việc bằng cách loại bỏ sự cần thiết phải có thêm quá trình nội soi cắt lớp được yêu cầu trong công nghệ truyền thống.

Mô tả vắn tắt các hình vẽ kèm theo

FIG. 1 là lưu đồ thể hiện phương pháp điều chỉnh lực bấm huyết theo thời gian thực theo sáng chế;

FIG. 2 là hình chiếu bên minh họa một mô-đun truyền động được ứng cho trong phương pháp điều chỉnh lực bấm huyết và nội soi cắt lớp theo thời gian thực;

FIG. 3 là lưu đồ thể hiện phương pháp điều chỉnh nội soi cắt lớp theo thời gian thực theo sáng chế;

FIG. 4 là một biểu đồ thể hiện dữ liệu đo trọng lượng của một cảm biến tải trọng với sự thay đổi chiều cao theo chiều đứng và sự dịch chuyển ngang của bộ phận bấm huyết theo sáng chế.

FIG. 5 là biểu đồ thể hiện kết quả áp dụng phương pháp điều chỉnh lực bấm huyết theo thời gian thực theo sáng chế với một lực bấm huyết cụ thể cần thiết;

FIG. 6 là biểu đồ thể hiện các phạm vi lực bấm huyết được đo khác nhau phù hợp theo loại thân hình của người dùng;

FIG. 7a, FIG. 7b là biểu đồ thể hiện dữ liệu đo được trong lúc nâng và hạ tham chiếu theo phương ngang với lực bấm huyết cụ thể cần thiết theo sáng chế;

FIG. 8 là biểu đồ thể hiện dữ liệu hiện tại theo chiều ngang nội soi cắt lớp để độ cong cổ tử cung được phù hợp theo sáng chế;

FIG. 9 là biểu đồ thể hiện tiêu chuẩn đánh giá đặc trưng của dữ liệu phân bố thông thường theo sáng chế;

FIG. 10a, FIG. 10 và FIG. 10c là biểu đồ thể hiện ba dạng phát hiện đỉnh của vùng thắt lưng theo một bộ điều khiển được cấu hình để điều chỉnh nội soi cắt lớp theo sáng chế;

FIG. 11 là biểu đồ thể hiện việc tìm vị trí có dốc lớn nhất trong dữ liệu dòng truyền động ngang nội soi cắt lớp để mà đường cong cổ tử cung không phù hợp theo sáng chế; và

FIG. 12a, FIG. 12b là biểu đồ thể hiện dữ liệu dòng truyền động ngang của việc nội soi cắt lớp của một máy bấm huyết theo sáng chế.

Mô tả chi tiết sáng chế

Sau đây, bộ điều khiển được cấu hình để điều chỉnh lực bấm huyết và nội soi cắt lớp theo thời gian thực theo sáng chế sẽ được mô tả chi tiết với sự tham chiếu đến các bản vẽ kèm theo.

Tham khảo đến FIG. 1 và FIG. 3, bộ điều khiển được cấu hình để điều chỉnh lực bấm huyết và nội soi cắt lớp theo sáng chế bao gồm: (a) thiết lập chiều cao thẳng đứng tham chiếu cho mỗi vị trí nằm ngang bộ phận bấm huyết và thiết lập một lực bấm huyết cần đạt được nằm trong phạm vi chiều cao thẳng đứng tham chiếu S100; (b) tính toán lực bấm huyết đo được hiện tại từ dữ liệu đo được của tải trọng của người dùng được áp cho một cảm biến tải trọng S200; và (c) so sánh lực bấm huyết cần đạt được với lực bấm huyết đo được hiện tại và điều chỉnh chiều cao thẳng đứng của bộ phận bấm huyết S300.

Tham khảo từ FIG. 1 đến FIG. 3, bước (a) trong hoạt động S100 theo sáng chế là một quá trình thiết lập chiều cao thẳng đứng cho mỗi vị trí nằm ngang của bộ phận bấm huyết và thiết lập lực bấm huyết cần đạt được nằm trong phạm vi chiều cao thẳng đứng tham chiếu.

Đầu tiên, máy bấm huyết theo sáng chế bao gồm một mô-đun truyền động để truyền động bộ phận bấm huyết, mô-đun truyền động bao gồm một động cơ truyền động thẳng đứng và nằm ngang được cài đặt như một động cơ dòng điện một chiều không chổi than (BLDC) và bộ phận bấm huyết được cài đặt như bộ phận bấm huyết được sắp xếp thành hai phạm vi theo hướng từ trước ra sau, và cảm biến tải trọng được bố trí dưới bộ phận lực bấm huyết để đo tải trọng người dùng.

Như được thể hiện trong FIG. 1 đến FIG. 3, bước (b) trong hoạt động S200 theo sáng chế là quá trình tính toán lực bấm huyết được đo bằng cách đo tải trọng của người dùng bằng cách sử dụng cảm biến tải trọng.

Tức là, trọng lượng được áp xuống phía trên của bộ phận bấm huyết được chuyển sang cảm biến tải trọng thông qua bộ phận bấm huyết, và một tín hiệu điện của cảm biến tải trọng được thay đổi theo trọng lượng được đặt vào được xác định như là một lượng thay đổi của trọng lượng thông qua mạch điều khiển.

Để phản hồi sự thay đổi giá trị được đo, mạch điều khiển có thể điều chỉnh độ lớn của lực bấm huyết bằng cách nâng hoặc hạ bộ phận bấm huyết, để lực bấm huyết không đổi được cài đặt.

Một khác biệt chính của bộ điều khiển được cấu hình để điều khiển lực bấm huyết của máy bấm huyết theo sáng chế đó là việc điều chỉnh lực bấm huyết được thực hiện theo thời gian thực.

Tức là, phương pháp thông thường để điều chỉnh lực bấm huyết cần đạt được của máy bấm huyết được thực hiện theo cách mà các vị trí nằm ngang tương ứng với các vị trí của xương cột sống người dùng được tìm ra qua quá trình nội soi cắt lớp, chiều cao thẳng đứng tương ứng với lực bấm huyết tại vị trí tương ứng được tính toán, và bộ phận bấm huyết được điều chỉnh để được di chuyển đến vị trí thẳng đứng tương ứng với chiều cao thẳng đứng chỉ khi bộ phận bấm huyết vượt qua vị trí nằm ngang tương ứng.

Vì vậy, khi vị trí của xương cột sống bị dịch chuyển theo sự di chuyển của người dùng trong quá trình bấm huyết, vị trí thẳng đứng cần được thay đổi theo sự dịch chuyển của xương cột sống, nhưng quá trình bấm huyết được điều khiển dựa vào vị trí thẳng đứng được lưu trước đó, điều này gây ra một sự khác biệt giữa lực bấm huyết thực sự và lực bấm huyết cần đạt được.

Tuy nhiên, bộ điều khiển được cấu hình để điều chỉnh nội soi cắt lớp theo thời gian thực theo sáng chế tính toán vị trí theo chiều thẳng đứng tương ứng với vị trí nằm ngang hiện tại của bộ phận bấm huyết theo thời gian thực thông qua việc đo và phân

tích lực bấm huyết, sao cho lực bấm huyết được điều chỉnh chính xác để đạt được một giá trị mong muốn bất kể sự dịch chuyển của người dùng.

Trong trường hợp này, lực bấm huyết cần đạt được có thể được thiết lập để khác biệt hoặc có sự giống nhau giữa các vị trí nằm ngang, sao cho lực bấm huyết có thể được điều chỉnh để khác biệt giữa các phần phụ hoặc được điều chỉnh là bằng nhau trên tất cả các phần.

Tham khảo từ FIG. 1 đến FIG. 3, bước (c) trong hoạt động S300 theo sáng chế là quá trình điều chỉnh chiều cao của bộ phận bấm huyết bằng cách so sánh lực bấm huyết cần đạt được với lực bấm huyết đo được.

Cuối cùng, máy bấm huyết theo sáng chế có một vị trí thẳng đứng của bộ phận bấm huyết được giữ tại một giới hạn cao nhất và giới hạn thấp nhất như được thể hiện trong FIG.3, và trong khi di chuyển bộ phận bấm huyết từ vị trí xương sống Số 1 của người dùng đến bộ phận hành trình nằm ngang lớn nhất thông qua truyền động nằm ngang, lựa chọn dữ liệu trọng lượng đo được thông qua cảm biến tải trọng dọc theo các vị trí nằm ngang của bộ phận bấm huyết.

Thông qua dữ liệu này, có thể nhìn thấy sự tồn tại khác biệt về lực bấm huyết mà khác với việc điều chỉnh chiều cao thẳng đứng của bộ phận bấm huyết theo vị trí nằm ngang.

Ví dụ, trong FIG. 4, có thể nhìn thấy rằng giới hạn nhỏ nhất của chiều cao thẳng đứng bằng khoảng 180 A/D và giới hạn lớn nhất của chiều cao thẳng đứng bằng khoảng 290 A/D từ cảm biến tải trọng ở vị trí dịch chuyển theo chiều ngang là 300 mm, và do đó lực bấm huyết có thể được cung cấp nằm trong phạm vi từ 180 A/D đến 290 A/D thông qua việc điều chỉnh chiều cao thẳng đứng của bộ phận bấm huyết ở vị trí dịch chuyển theo chiều ngang là 300 mm.

Thao tác điều chỉnh lực bấm huyết bắt đầu bằng việc thiết lập lực bấm huyết cần đạt được 240 A/D với giới hạn thấp nhất của chiều cao theo phương thẳng đứng tại vị trí dịch chuyển theo chiều ngang là 300 mm, thao tác điều chỉnh lực bấm huyết dừng khi lực bấm huyết đo được đạt 240 A/D, bằng với lực bấm huyết cần đạt được,

trong khi chiều cao thẳng đứng của bộ phận bơm huyết được tăng lên, sao cho lực bơm huyết mong muốn là 240 A/D đạt được.

Điều này có thể được biểu diễn dưới dạng biểu thức có điều kiện sau đây.

Nếu lực bơm huyết cần đạt được $>$ lực bơm huyết đo được, khi đó thực hiện truyền động tăng lên theo chiều đứng.

Nếu lực bơm huyết cần đạt được $<$ lực bơm huyết đo được, khi đó thực hiện truyền động giảm xuống theo chiều đứng.

Nếu khác hai trường hợp trên, dừng truyền động theo chiều đứng

Ngoài ra, FIG. 5 là kết quả ứng dụng phương pháp điều chỉnh lực bơm huyết theo thời gian thực, mà trong đó khi lực bơm huyết cần đạt được được thiết lập 240 A/D và sau đó máy bơm huyết di chuyển từ vị trí xương cột sống Số 1 đến phần đánh ngang lớn nhất của máy bơm huyết thông qua truyền động ngang, một lực bơm huyết đã đo được cung cấp bằng 240 A/D, mà là lực bơm huyết cần đạt được, nằm trong phạm vi có khả năng di chuyển theo chiều đứng của bộ phận bơm huyết theo cách tương tự như được mô tả ở trên.

Theo như kết quả được mô tả ở trên, khi lực bơm huyết đo được là nhỏ hơn 240 A/D, bộ phận bơm huyết được truyền động đi lên theo chiều đứng, và ngược lại, khi lực bơm huyết đo được lớn hơn 240 A/D, bộ phận bơm huyết được truyền động đi xuống theo chiều đứng, và khi lực bơm huyết đo được là 240 A/D, bộ phận bơm huyết không được truyền động và ở trạng thái dừng thẳng đứng, để cho lực bơm huyết cần đạt được đạt được bằng 240 A/D trên toàn bộ các bộ phận bơm huyết.

Tuy nhiên, việc điều khiển được thực hiện nằm trong phạm vi truyền động theo chiều đứng, và khi bộ phận bơm huyết được đặt tại vị trí giới hạn thấp nhất theo chiều đứng, lực bơm huyết có thể không giảm được nữa, và khi bộ phận bơm huyết được đặt ở giới hạn chiều cao lớn nhất theo chiều đứng, lực bơm huyết có thể không tăng được nữa.

Trong trường hợp này, khi môi trường điều chỉnh trên thực tế được cài đặt, giá trị đo cảm biến tải trọng có thể có một dao động do nhiễu và do đó lực bơm huyết đo được có thể cũng có một dao động.

Theo đó, cần thiết ứng dụng một phạm vi nhiều cho lực bấm huyết cần đạt được, và gấp hai giá trị nhiều của mạch cung cấp hiện tại được xác định là phù hợp trong phạm vi.

Biểu thức điều kiện được đề cập ở trên có thể được thay đổi sau đây khi phạm vi nhiều được ứng dụng.

Nếu lực bấm huyết cần đạt được $>$ (lực bấm huyết đo được + phạm vi nhiều), khi đó thực hiện truyền động nâng lên theo chiều đứng.

Nếu lực bấm huyết cần đạt được $<$ (lực bấm huyết đo được – phạm vi nhiều), khi đó thực hiện truyền động hạ xuống theo chiều đứng.

Nếu khác với hai trường hợp nêu trên, dừng truyền động theo chiều đứng.

Trong trường hợp mà phạm vi nhiều được thiết lập tầm 10 A/D theo kết quả được thể hiện trong FIG. 5, khi lực bấm huyết đo được là cao hơn 250 A/D đối với lực bấm huyết cần đạt được là 240 A/D, bộ phận bấm huyết truyền động đi xuống theo chiều đứng, và ngược lại, khi lực bấm huyết đo được là nhỏ hơn 230 A/D, bộ phận bấm huyết được truyền động đi lên theo chiều đứng.

Để thuận tiện cho việc mô tả, khi lực bấm huyết đo được nằm trong phạm vi từ 230 A/D đến 250 A/D, bộ phận bấm huyết ở trạng thái dừng truyền động theo chiều đứng, mà được xem như một trạng thái ổn định việc điều chỉnh lực bấm huyết, và khi bộ phận bấm huyết được truyền động theo chiều đứng như được mô tả ở trên, bộ phận bấm huyết được xem như một trạng thái không ổn định.

Phương pháp điều chỉnh lực bấm huyết theo thời gian thực có thể được cung cấp bằng việc ứng dụng các ví dụ được mô tả ở trên. Tuy nhiên, khi người dùng thay đổi, cần thiết một lực bấm huyết cần đạt được khác để được phù hợp theo người dùng hiện tại.

FIG. 6 thể hiện các phạm vi lực bấm huyết đo được phù hợp với dạng thân của người dùng, trong đó sự dịch chuyển trong lúc được đo từ vị trí xương sống Số 1 của người dùng đến đoạn hành trình ngang lớn nhất của máy bấm huyết thông qua truyền động nằm ngang với vị trí theo chiều đứng của bộ phận bấm huyết được cố định tại giới hạn chiều cao nhất và giới hạn chiều thấp nhất.

Tức là, trong trường hợp người dùng A (trọng lượng nhẹ), dữ liệu cảm biến tải trọng thay đổi trong phạm vi từ 170 A/D đến 260 A/D tại điểm dịch chuyển ngang là 300 mm, và trong trường hợp người dùng B (trọng lượng nặng), dữ liệu cảm biến tải trọng thay đổi trong phạm vi từ 250 A/D đến 320 A/D ở điểm dịch chuyển ngang là 300 mm.

Khi lực bấm huyết cần đạt được phù hợp được giả định là mức giữa của phạm vi, mức giữa của 215 A/D cho người dùng A và mức giữa của 285 A/D cho người dùng B không khớp nhau, và khi lực bấm huyết cần đạt được là 285 A/D cho người dùng B được áp dụng cho người dùng A, lực bấm huyết cần đạt được là 285 A/D vượt quá lực bấm huyết lớn nhất tức là có thể thực hiện thông qua truyền động theo chiều đứng của bộ phận bấm huyết, và do đó không được xem là lực bấm huyết cần đạt được phù hợp.

Như vậy, lực bấm huyết cần đạt được là khác nhau đối với mỗi người dùng, và một ứng dụng của lực bấm huyết cần đạt được không phù hợp dẫn đến một độ lệch từ phạm vi được thực hiện thông qua truyền động theo chiều đứng của bộ phận bấm huyết, để mà phương pháp điều chỉnh lực bấm huyết theo thời gian thực không thể được sử dụng.

Theo đó, phương pháp tính toán lực bấm huyết khác nhau cho mỗi người dùng cần được xem xét.

Tức là, phương pháp điều chỉnh tự động để tính toán một mục tiêu khác nhau hoạt động trên cơ sở nguyên lý hiệu chỉnh lực bấm huyết cần đạt được bằng cách dùng một chiều cao theo chiều đứng của bộ phận bấm huyết tại vị trí nằm ngang cụ thể.

Đó là, FIG. 7a và FIG 7b là kết quả của việc ứng dụng phương pháp điều chỉnh lực bấm huyết theo thời gian thực trên cơ sở lực bấm huyết cần đạt được là 240 A/D cho một người dùng cụ thể, nhờ đó vị trí nằm ngang cụ thể có thể được đánh dấu trong lúc dịch chuyển đi tới (sau đây, đề cập đến một “dốc xuống theo chiều ngang”) và dịch chuyển đi lùi (sau đây đề cập đến một “dốc lên theo chiều ngang”), và một giá trị điều chỉnh lực bấm huyết cần đạt được có thể được tính toán

bằng cách áp dụng chiều cao theo chiều đứng của bộ phận bấm huyết tại vị trí nằm ngang cụ thể được đánh dấu.

Trong trường hợp này, việc đánh dấu vị trí nằm ngang cụ thể đạt được bằng cách sử dụng một điểm uốn của giá trị dòng truyền động đo được của động cơ truyền động ngang, tức là nhận được sự dịch chuyển ngang của bộ phận bấm huyết.

Dòng truyền động ngang thể hiện ba điểm uốn cho mỗi dốc xuống theo chiều ngang và dốc lên theo chiều ngang đối với toàn bộ phần xoa bóp bất kể lực bấm huyết cần đạt được, và vị trí nằm ngang của bộ phận bấm huyết được đề cập như một vị trí nằm ngang cụ thể.

Sau đây, phương pháp điều chỉnh nội soi cắt lớp theo thời gian thực theo một phương pháp đánh dấu điểm uốn bằng cách ứng dụng một dòng truyền động ngang sẽ được mô tả chi tiết.

Đầu tiên, liên quan đến FIG. 3, phương pháp điều chỉnh nội soi cắt lớp theo thời gian thực theo sáng chế bao gồm các bước (A) thiết lập một phần dao động của dòng bằng cách thu thập dữ liệu giá trị biến thiên dòng điện theo một truyền động của động cơ truyền động ngang và trích xuất thông tin vị trí các huyết châm cứu tương ứng với một điểm uốn cực đại và một điểm uốn cực tiểu của phần dao động; (B) khi vị trí của huyết châm cứu của người dùng hiện tại trong quá trình bấm huyết là khác so với vị trí của huyết châm cứu tương ứng với bước (A), tính toán giá trị hiệu chỉnh theo sự khác nhau giữa các vị trí; và (C) hiệu chỉnh các vị trí các huyết châm cứu tương ứng của người dùng hiện tại bằng cách tính toán giá trị hiệu chỉnh trong bước (B).

Trong trường hợp này, phương pháp điều chỉnh nội soi cắt lớp theo thời gian thực theo sáng chế bao gồm (a') xác định một vị trí nằm ngang cụ thể tương ứng với điểm uốn của giá trị đo được của một dòng truyền động được đặt vào động cơ truyền động ngang trong lúc dốc xuống hoặc dốc lên theo chiều ngang của bộ phận bấm huyết (S110) trong phương pháp điều chỉnh lực bấm huyết theo thời gian thực được mô tả ở trên.

Bước (A) theo sáng chế là bộ điều khiển được cấu hình để dò vị trí của các huyết châm cứu mà có sự khác nhau đối với mỗi người dùng, trong đó một vị trí đặc biệt của xương cột sống người dùng được đánh dấu bằng cách sử dụng sự thay đổi lực đẩy được đặt vào bộ phận bấm huyết trong lúc dịch chuyển theo chiều ngang bộ phận bấm huyết cùng với toàn bộ xương cột sống của người dùng, và được thực hiện bằng cách ứng dụng một dòng truyền động của động cơ truyền động ngang.

Vì vị trí của một huyết châm cứu được liên kết với xương cột sống, nên việc đánh dấu vị trí cụ thể của xương cột sống thể hiện việc đánh dấu vị trí của một huyết châm cứu.

Theo đó, dữ liệu dòng truyền động của động cơ truyền động ngang được thu thập như được thể hiện ở FIG. 7a và FIG. 7b khi bộ phận bấm huyết được dịch chuyển từ vị trí xương cột sống Số 1 đến phần đánh ngang lớn nhất của máy bấm huyết thông qua một truyền động ngang với vị trí theo chiều đứng của nó được giữ cố định.

Các vị trí của các điểm uốn A1 đến C và a1 đến c theo dữ liệu được thể hiện trong FIG. 8 có thể được liên kết với vị trí của cột sống và đã được chứng minh từ việc khảo sát 138 các đối tượng mà vị trí của điểm uốn C tương ứng với vị trí bên dưới của xương cột sống Số 24. Ngược lại, các vị trí của các xương cột sống được liên kết với các vị trí của các điểm uốn A1 đến B và a1 đến c khác nhau đối với các người dùng, và không thể dùng được cho phương pháp điều chỉnh nội soi cắt lớp theo thời gian thực.

Việc đo chính xác các vị trí bên dưới của xương cột sống Số 23 theo khảo sát hiện tại đạt được bằng việc tính toán chiều dài xương cột sống sử dụng một giá trị cực đại của tải trọng của vùng thắt lưng, trong đó khoảng cách từ đáy của tai (bên trên của xương cột sống Số 1) đến đỉnh của xương chậu (bên dưới của xương cột sống Số 23) được đo, bên dưới của xương cột sống Số 24 được dò bằng cách dùng điểm có giá trị cực đại của vùng thắt lưng trong dữ liệu nội soi cắt lớp (tức là điểm “C” trong FIG. 7a, FIG. 7b), và sau đó xương cột sống Số 23 được tính toán.

Theo kết quả ở trên, một sai số trung bình và độ lệch chuẩn của “B” cùng với “A” được tính toán như thể hiện trong FIG. 8, trong đó sai số trung bình của việc đo bên dưới của xương cột sống Số 23 là 3,63 mm và độ lệch tiêu chuẩn là 30,85 mm.

Theo nghiên cứu đo trên cơ thể người của Hàn Quốc, chiều dài trung bình của xương cột sống là 668 mm, và khi chiều dài trung bình của xương cột sống được chia cho 30, là số lượng các xương cột sống, chiều dài trung bình của mỗi xương cột sống được tính bằng 22,27 mm.

Khi độ chính xác của nội soi cắt lớp được hoạch định tại chiều dài trung bình của một xương cột sống, để bao gồm 70% tất cả các đối tượng kích thước nằm trong phạm vi mục tiêu, một giá trị bằng “sai số trung bình + độ lệch chuẩn” cần thiết là bằng 22,27 mm hoặc nhỏ hơn trong việc xem xét tính cụ thể của một phân bố bình thường, nhưng giá trị này theo kết quả đo đặc ở trên được xác định là 34,48 mm, mà nằm ngoài phạm vi cần đạt được.

(FIG. 9 thể hiện rằng khoảng 70% dữ liệu được nằm trong phạm vi ± 1 lần độ lệch chuẩn và khoảng 95% dữ liệu được nằm trong phạm vi ± 2 lần độ lệch chuẩn theo đặc trưng của dữ liệu phân bố thông thường).

Độ lệch chuẩn của kết quả đo là tương đối lớn so với sai số trung bình bởi vì dữ liệu dòng truyền động theo phương ngang của việc nội soi cắt lớp được cung cấp thành ba loại như thể hiện ở FIG. 10a, FIG. 10b và FIG. 10c, và nếu một đỉnh không được xác định rõ ràng, một sai số lớn xảy ra trong kết quả nội soi cắt lớp.

Nguyên nhân chính của sự thất bại để xác định một đỉnh rõ ràng đó là bộ phận bấm huyết có hai phạm vi ở cạnh trên và cạnh dưới và vì vậy khi vượt qua vùng thất lưng của người dùng, có một đỉnh ở mỗi phạm vi cạnh trên và phạm vi cạnh dưới hoặc có một đỉnh nằm trong hình dạng của đỉnh tương ứng được tổng hòa.

Phương pháp điều chỉnh nội soi cắt lớp theo thời gian thực theo sáng chế làm tăng độ chính xác của phép đo với những cải tiến sau đây.

Như được thể hiện trong FIG. 11, để giảm tối thiểu ảnh hưởng từ bộ phận bấm huyết với hai phạm vi cạnh trên và cạnh dưới, một phương pháp điều chỉnh sử dụng một điểm mà tại dữ liệu dòng truyền động ngang nội soi cắt lớp có giá trị dao

động lớn nhất trước và sau một khoảng 64 mm, mà là một khoảng từ đỉnh đến đáy của bộ phận bấm huyết, có thể được sử dụng, và độ chính xác của phép đo vị trí xương cột sống Số 23 là như sau.

Một phương pháp kiểm tra việc tính toán xương cột sống sử dụng 12 đối tượng kiểm tra và một độ dốc cực đại của tải trọng vùng thắt lưng đạt được đầu tiên bằng cách đo khoảng cách từ đáy tai (bên trên của xương cột sống Số 1) đến đỉnh của xương chậu (bên dưới của xương cột sống Số 23), và dò vị trí của cạnh dưới của xương cột sống Số 24 sử dụng vị trí độ dốc cực đại của vùng thắt lưng trong dữ liệu nội soi cắt lớp, và sau đó tính toán xương cột sống Số 23.

Theo kết quả ở trên, sai số trung bình và độ lệch chuẩn “B” cùng với “A” được tính toán như FIG. 8, và sai số trung bình của việc đo bên dưới của xương cột sống Số 23 là 6,25 mm và độ lệch chuẩn là 15,74 mm.

Vì giá trị của “sai số trung bình + độ lệch chuẩn” là 21,99 mm, mà là nhỏ hơn 2,27 mm chiều dài trung bình của một xương cột sống, có thể thấy rằng 70% đối tượng kích thước được bao gồm nằm trong phạm vi mục tiêu.

Tuy nhiên, theo phương pháp điều chỉnh được mô tả ở trên, một vị trí đánh dấu được hình thành trên phần cụ thể, mà là giai đoạn khởi đầu nội soi cắt lớp của chế độ truyền động tự động, và khi vị trí của huyết châm cứu bị thay đổi do sự thay đổi tư thế người dùng sau khi nội soi cắt lớp, vị trí được thay đổi của huyết châm cứu không được phản hồi trong máy bấm huyết.

Theo đó, trong khi phương pháp điều chỉnh nội soi cắt lớp theo thời gian thực được mô tả ở trên chỉ khả thi trong việc nội soi cắt lớp ở một phần cụ thể, mô tả sau đây cung cấp một phương pháp điều chỉnh nội soi cắt lớp theo thời gian thực có khả năng phản hồi sự thay đổi vị trí trong máy bấm huyết thông qua hằng số được đánh dấu của một huyết châm cứu trong quá trình bấm huyết.

Trong trường hợp này, phương pháp nêu trên hơi bị ảnh hưởng phụ thuộc vào vị trí theo chiều đứng của bộ phận bấm huyết có được cố định hay không.

Thêm vào đó, khác biệt với phương pháp thông thường ở vị trí huyết châm cứu được tính toán sau khi truyền động đánh hoàn toàn theo phương ngang được

hoàn thành trọn vẹn và vị trí được tính toán của huyết châm cứu được ứng dụng cho máy bấm huyết, phương pháp sau đây tính vị trí của một huyết châm cứu bất cứ khi nào một vị trí cụ thể được thông qua bằng cách được vượt qua bằng thông qua truyền động theo phương ngang tối thiểu và áp dụng vị trí đã tính vào máy bấm huyết.

Ngoài ra, phương pháp sau đây có thể không chỉ bao gồm việc điều chỉnh vị trí của huyết châm cứu do sự dịch chuyển của người sử dụng trong quá trình hoạt động của máy bấm huyết mà còn bao gồm, khi thay đổi người sử dụng, xác định sự thay đổi người sử dụng chỉ có một phần nhất định dịch chuyển theo phương ngang và tính lại vị trí của huyết châm cứu, do đó quá trình nội soi cắt lớp nằm trong hoạt động bấm huyết.

Cuối cùng, FIG. 12a, FIG. 12b hiển thị dữ liệu đo dòng truyền động của động cơ truyền động ngang cùng với vị trí ngang của bộ phận bấm huyết khi bộ phận bấm huyết di chuyển từ vị trí của cột sống Số 1 của người sử dụng sang bộ phận đánh ngang lớn nhất của máy bấm huyết thông qua truyền động ngang ở trạng thái mà bộ phận bấm huyết có vị trí thẳng đứng được cố định hoặc hoạt động ở trạng thái lên / xuống để điều chỉnh công suất bấm huyết.

Dữ liệu có sự dao động nhẹ trong dữ liệu đo được của dòng truyền động ngang, nhưng nó có thể được chuyển đổi thành trạng thái ổn định thông qua việc hiệu chỉnh bằng mức trung bình cho một phần cụ thể.

Phần cụ thể đại diện cho một phạm vi hiệu chỉnh tham chiếu của sự dịch chuyển theo chiều ngang, và để giảm thiểu các sai số, tốt nhất, khoảng giữa cạnh trên và cạnh dưới của bộ phận bấm huyết có thể được áp dụng cho phần cụ thể và để nhanh chóng phát hiện ra một huyết châm cứu, phạm vi của phần cụ thể cần được giảm bớt.

Các vị trí của dữ liệu các điểm uốn A đến C và từ a đến c có thể liên quan đến vị trí của sống cột cụ thể, và đặc biệt, vị trí của điểm uốn C tương ứng với vị trí của bên dưới của xương cột sống Số 24 như thể hiện trong phương pháp điều chỉnh nội soi cắt lớp đã biết.

Ngoài ra, bước (B) của phương pháp điều chỉnh nội soi cắt lớp theo thời gian thực bắt đầu từ việc sử dụng các vị trí từ A đến B và từ a đến c trong quá trình dò các huyết châm cứu.

Trong trường hợp này, vị trí của các xương cột sống được liên kết với các vị trí từ A đến B và a đến c khác biệt theo người sử dụng, và không trực tiếp làm việc như các vị trí của các xương cột sống.

Tuy nhiên, khoảng cách giữa A đến C và a đến c là không đổi đối với mỗi người dùng.

Ví dụ, vị trí của điểm uốn A của người dùng có thể được xác định tại một vị trí được thay đổi bằng bù trừ X trong quá trình bấm huyết, nhưng do khoảng cách từ A đến B đến C và a đến c là không đổi, vị trí của B đến C và vị trí a đến c cũng cần được thay đổi bằng bù trừ X.

Tức là, bước (C) theo sáng chế hiện tại sử dụng một nguyên tắc khi vị trí của điểm uốn A được thay đổi, không trực tiếp đánh dấu vị trí của vùng xương cổ tử cung được liên kết với vị trí của điểm uốn A, nhưng gián tiếp đánh dấu các vị trí được thay đổi của các xương cột sống thông qua sự thay đổi của vị trí C, mà tương ứng với bên dưới của xương cột sống Số 24, tùy theo sự thay đổi của điểm uốn A.

Trong nguyên tắc đánh dấu được mô tả ở trên, điều quan trọng là phải phân biệt các vị trí từ A đến C và a đến c đối với các điểm uốn của dòng truyền động động cơ theo phương ngang.

Đề cập đến dữ liệu trong FIG. 12a và FIG. 12b, nhận thấy rằng A, C, a, và c đặc trưng ở chỗ tăng và sau đó giảm, và B và b đặc trưng ở chỗ giảm và sau đó tăng.

Tuy nhiên, những đặc trưng này có thể xuất hiện ngay cả ở các điểm khác tạm thời, không chỉ tại các điểm từ A đến C và a đến c, và do đó các điểm khác có thể được xác định sai là các điểm A đến C và a đến c.

Ngoài ra, A và C có các đặc trưng giống nhau và a và c có các đặc trưng giống nhau, và do đó sự phân biệt giữa A và C và giữa a và c là không rõ ràng.

Theo đó, khi xác các định vị trí từ A đến C và từ a đến c, sẽ sử dụng một quá trình xác định điểm uốn bằng cách chia toàn bộ phần di chuyển theo chiều ngang thành ba vùng.

Khi chia đoạn chuyển động ngang thành ba vùng, cần xác định chiều dài xương sống theo chiều cao của người dùng.

Trong trường hợp máy bấm huyết có phạm vi di chuyển theo chiều ngang là 710 mm theo sáng chế hiện tại, người ta biết rằng sự nội soi cắt lớp ổn định có thể thực hiện được đối với người sử dụng với chiều cao từ 1200 mm đến 1864 mm vì chiều cao tương ứng với chiều dài của cột sống từ 498 mm đến 774 mm dựa trên tỷ số trung bình của chiều dài cột sống với chiều cao là 41,53% theo nghiên cứu về đo cơ thể của người Hàn Quốc.

Giá trị 774 mm là giá trị 710 mm, mà phần di chuyển ngang cộng thêm 64 mm, mà là khoảng cách từ đỉnh đến đáy của bộ phận bấm huyết.

Một người sử dụng có một dạng cơ thể người phương Tây được đặc trưng bởi độ dài của thân trên ngắn hơn chiều dài thân dưới so với người Hàn Quốc. Trong trường hợp này, chiều cao tối đa đảm bảo việc quét cơ thể ổn định có thể lớn hơn 1864 mm.

Lý do ghi lại chiều cao của người dùng là khi phần chuyển động ngang được chia thành ba vùng, các vị trí từ A đến C và từ a đến c cần phải được phát hiện mà không có ngoại lệ đối với chiều dài của cột sống từ 498 mm đến 774 mm.

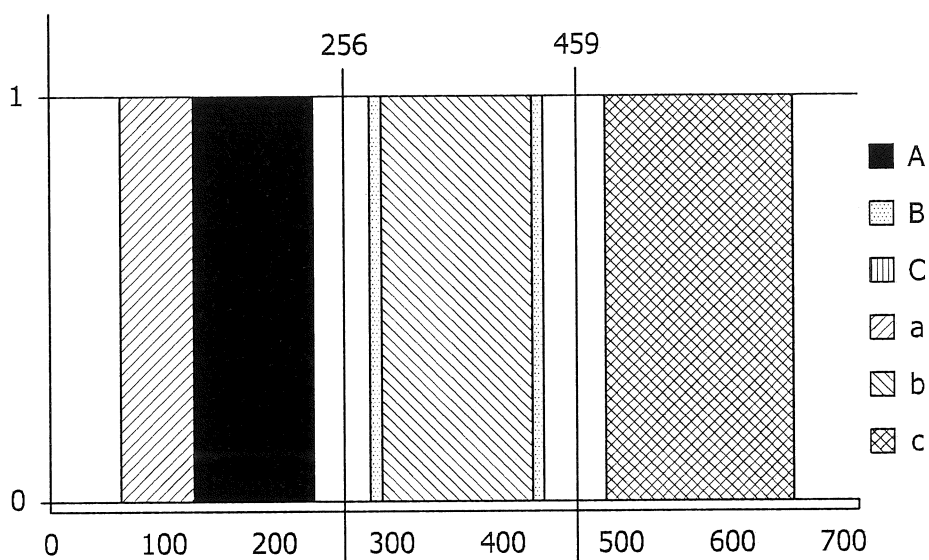
Cuối cùng, các vị trí A, B, C, a, b, và c được đo trong năm đối tượng thí nghiệm thông qua thí nghiệm nội soi cắt lớp, và kết quả được thể hiện trong Bảng 1 bên dưới.

Ngoài ra, bằng cách sử dụng các kết quả kiểm tra, các điểm chia vùng có thể được thiết lập sao cho các điểm A và a được định vị trong vùng thứ nhất, các điểm B và b được định vị trong vùng thứ hai, và các điểm C và c nằm trong vùng thứ ba. Các điểm được trình bày trong Bảng 2 dưới đây.

【Bảng 1】

	Chiều cao theo chiều đứng	A	B	C	a	b	c
1	Tối thiểu	178	430	606	60	385	565
	Tối đa	163	413	647	123	421	650
2	Tối thiểu	101	281	520	72	291	487
	Tối đa	95	325	523	101	317	545
3	Tối thiểu	214	423	572	72	391	542
	Tối đa	225	418	589	72	364	537
4	Tối thiểu	198	407	575	64	349	542
	Tối đa	231	421	609	91	393	565
5	Tối thiểu	167	358	556	72	331	509
	Tối đa	160	388	586	112	331	548
	Chiều ngang tối thiểu	96	281	520	60	291	487
	Chiều ngang tối đa	231	430	647	123	421	650

【Bảng 2】



Theo các kết quả trên, có thể thấy rằng các vùng phát hiện từ A đến C và từ a đến c không chồng lên nhau khi phần chuyển động ngang được chia tại các điểm ở khoảng cách 256 mm và 459 mm từ vị trí bắt đầu nội soi cắt lớp.

Ngoài ra, đối với các dữ liệu trên, trong việc đo vị trí từ A đến C và từ a đến c, các giá trị cực đại và cực tiểu của một phần cụ thể (± 64 mm) của dòng truyền động của động cơ truyền động ngang được sử dụng.

Khi độ dốc lớn nhất được sử dụng như thể hiện trong FIG. 11, có thể khai thác dữ liệu chính xác hơn.

Trong quá trình hoạt động bấm huyết tiếp theo, một phương pháp phát hiện các vị trí từ A đến C và a đến c dựa trên mô tả ở trên được thực hiện như sau.

Đối với dòng truyền động ngang tại thời điểm đi xuống theo chiều ngang, giá trị lớn nhất trong vùng thứ nhất là A, giá trị nhỏ nhất trong vùng thứ hai là B, và giá trị cực đại trong vùng thứ ba là C.

Đối với cường độ truyền động ngang tại thời điểm đi lên theo chiều ngang, giá trị nhỏ nhất trong vùng thứ nhất là a, giá trị lớn nhất trong vùng thứ hai là b, và giá trị nhỏ nhất trong vùng thứ ba là c.

Khi các vị trí từ A đến C và từ a đến c thay đổi theo chuyển động của người sử dụng, cũng cần phải thay đổi vị trí của ranh giới để chia ba vùng.

Về mặt này, có một khía cạnh khác cần được xem xét thêm. Đó là phương pháp xác định khi khoảng thời gian giữa huyết châm cứu thay đổi do sự thay đổi của người sử dụng trong quá trình sử dụng máy bấm huyết, nghĩa là khi thay đổi tỷ số của mỗi chiều dài giữa A và C, B và C, a và C, b và C, và giữa c và C, tương ứng với độ dài giữa vị trí bắt đầu nội soi cắt lớp và C.

Nói cách khác, một khái niệm cơ bản về việc áp dụng bù trừ tương ứng với một giá trị đã thay đổi với vị trí của tất cả các huyết châm cứu để phản hồi sự thay đổi của một vị trí từ A đến C và từ a đến c được kết hợp với khái niệm thứ hai về việc thực hiện một hiệu chỉnh trên tất cả huyết châm cứu thông qua tỷ lệ phân bằng một tỷ lệ thay đổi do sự thay đổi nhiều vị trí từ A đến C và từ a đến c, qua đó bù trừ cho phương pháp điều chỉnh nội soi cắt lớp theo thời gian thực.

Cuối cùng, phương pháp điều khiển cơ thể người theo thời gian thực theo sáng chế có thể bao gồm thêm một quá trình hiệu chỉnh các vị trí của huyết châm cứu thông qua tỷ lệ phân bằng cách sử dụng dữ liệu thể hiện trong Bảng 1 ở trên.

Khi chiều cao thẳng đứng của bộ phận bấm huyết là thấp nhất, đối tượng kiểm tra 1 có vị trí A ở 178 mm và vị trí của B ở 430 mm.

Khi vị trí của A được chuyển tới điểm 200 mm trong quá trình hoạt động bấm huyết, vị trí của B được cung cấp là $430 + (200 - 178) = 452$ mm bằng cách áp dụng khái niệm cơ bản được mô tả ở trên.

Khi chuyển động của người sử dụng là chuyển động tự nhiên theo hoạt động của sản phẩm, và B được truyền sau khi A được truyền đi mà không cần bất kỳ hoạt động đặc biệt nào (không có chuyển đổi theo hướng ngang, dừng lại hoặc chuyển động 3D ở giữa thao tác), vị trí của B phải được phát hiện ở 452 mm như được tính toán ở trên.

Khi vị trí của B được phát hiện ở vị trí khác với 452 mm, người ta xác định rằng người sử dụng không chỉ đơn giản là di chuyển mà còn thay đổi. Trong trường hợp này, thay vì sự dịch chuyển sai lệch cho huyết châm cứu qua khái niệm sơ cấp, cần phải có sự điều chỉnh bằng cách sử dụng tỷ lệ phần cho huyết châm cứu qua khái niệm thứ yếu là cần thiết.

Ngoài ra, cần phải áp dụng một phạm vi sai số đo lường cần được áp dụng là 452 mm, và khái niệm thứ cấp chỉ áp dụng khi hai vị trí liên tiếp được truyền liên quan đến các vị trí A đến C và a đến c.

Giả sử rằng vị trí của B được phát hiện ở 440 mm chứ không phải là 452 mm và dung sai đo được là 10 mm, sai số vị trí của B vượt quá dung sai phép đo là 10 mm, và do đó B sẽ được áp dụng khái niệm thứ yếu.

Trong trường hợp này, có thể thấy khoảng cách giữa A và B giảm từ $430 - 178 = 252$ mm xuống còn $440 - 200 = 240$ mm. Kết quả là, khi khoảng cách từ huyết châm cứu hiện tại đến một huyết châm cứu khác ở bước trước là R và khoảng cách từ huyết châm cứu hiện tại đến một huyết châm cứu khác trong bước hiện tại là R_n , R_n được biểu hiện như sau.

[Phương trình 1]

“ $R_n = R \times (\text{khoảng cách hiện tại giữa hai điểm} / \text{khoảng cách trước giữa hai điểm}) = R \times 240/252$ ”

Một vị trí đã được thay đổi P_n của huyết châm cứu cụ thể ở khoảng cách từ vị trí bắt đầu nội soi cắt lớp như sau.

[Phương trình 2]

“ $P_n = \text{vị trí hiện tại} - R_n$ ”

Khi vị trí của huyết châm cứu cụ thể nằm ở khoảng cách P từ vị trí bắt đầu quét, một biến thể của vị trí D_p của huyết châm cứu P_n cụ thể đã thay đổi như sau.

[Phương trình 3]

“ $D_p = P - P_n$ ”

Theo một khái niệm hoạt động của máy bấm huyết, giá trị D_p cao hơn hoặc bằng giá trị đã xác định trước có thể được xác định là sự thay đổi của người sử dụng, và một quy trình mới, chẳng hạn như màn hình điều khiển từ xa và chế độ khởi động lại, có thể được áp dụng.

Các vị trí ngang cụ thể được phân biệt bằng điểm hiện tại của động cơ truyền động ngang như mô tả ở trên, và ở trạng thái cần thiết một lực bấm huyết thông thường cần thiết được thiết lập, chiều cao thẳng đứng ở vị trí ngang cụ thể được cung cấp tương tự như một giá trị cụ thể của độ cong tiêu chuẩn của cột sống.

Khi chiều cao thẳng đứng thấp hơn giá trị cụ thể, có nghĩa là lực bấm huyết cần đạt được thiết lập là thấp, và khi chiều cao thẳng đứng cao hơn giá trị cụ thể, có nghĩa là lực bấm huyết cần đạt được thiết lập là cao.

Ngoài ra, do độ lệch giữa lực bấm huyết hiện tại và lực bấm huyết cần đạt được là cân xứng với độ lệch giữa chiều cao thẳng đứng hiện tại và chiều cao thẳng đứng ở vị trí cụ thể, giá trị hiệu chỉnh cho lực bấm huyết cần đạt được hiện tại có thể được tính toán bằng cách sử dụng quan hệ cân xứng để tính đúng lực bấm huyết cần thiết.

Ngoài ra, các tham chiếu về chiều cao theo chiều đứng của bộ phận bấm huyết tại các vị trí ngang cụ thể được thực hiện thông qua phương pháp điều chỉnh lực bấm huyết theo thời gian thực khi lực bấm huyết cần đạt được được thiết lập có thể được sử dụng như sau.

“A: chiều cao tối đa theo chiều đứng, B: $1/4$ vị trí chiều cao tối đa theo chiều đứng, C: $3/4$ vị trí chiều cao tối đa”

“a: chiều cao tối đa theo chiều đứng, b: $3/4$ vị trí chiều cao tối đa theo chiều đứng, c: chiều cao tối thiểu theo chiều đứng”

Trong trường hợp này, một phương pháp tự động tính lực bám huyết cần đạt được bắt đầu với áp lực đạt được ở giá trị thấp nhất.

Khi vận hành máy bám huyết bắt đầu, lực bám huyết cần đạt được đạt giá trị thấp nhất, và do đó bộ phận bám huyết nâng lên để chiều cao theo chiều đứng lớn nhất bất chấp lực bám huyết hiện tại.

Theo đó, hoạt động của máy bám huyết bắt đầu từ vùng cổ tử cung, trong đó chiều cao thẳng đứng nâng lên đến mức tối đa không phụ thuộc vào loại cơ thể.

Trong quá trình hoạt động với lực bám huyết cần thiết ở giá trị thấp nhất, vị trí thẳng đứng của bộ phận bám huyết luôn là chiều cao thẳng đứng lớn nhất, do đó lực bám huyết cần đạt được được tăng dần thông qua việc so sánh chiều cao theo chiều đứng tại mỗi vị trí cụ thể.

Trong lúc hoàn thành tính toán lực bám huyết cần đạt được thông qua chiều cao theo chiều đứng so sánh với sáu vị trí ngang cụ thể thông qua việc hạ xuống và nâng lên của bộ phận bám huyết, lực bám huyết cần đạt có thể phù hợp với lực xoa bóp. Khi sự thay đổi của người sử dụng được xác định trong suốt quá trình vận hành của sản phẩm, cần phải áp dụng lại phương pháp kiểm tra tự động nêu trên.

Ngoài ra, đối với các vị trí A, a, và c, trong đó tham chiếu chiều cao theo chiều đứng là cao nhất hoặc thấp nhất, có thể có trường hợp không so sánh chiều cao theo chiều đứng. Theo đó, thích hợp hơn để phản ánh một độ lệch giữa các lực bám huyết đo được và lực bám huyết cần đạt để tính toán một lực bám huyết mới cần đạt, và để áp dụng một tỷ lệ thích hợp cho độ lệch, một hằng số hiệu chỉnh 'F' có thể được sử dụng.

Ngoài ra, một phương pháp tính toán tự động lực bám huyết cần đạt được có thể trực tiếp chuyển đổi lực bám huyết cần đạt được thông qua việc so sánh vị trí theo chiều đứng tại mỗi vị trí ngang cụ thể, nhưng để ngăn sự thay đổi đột ngột lực

bấm huyết cần đạt được và ngăn ngừa sai số tính toán của tổng lực bấm huyết cần đạt được do sai số đo lường tức thời, có thể áp dụng hằng số hiệu chỉnh “P” để thực hiện một sự điều chỉnh theo từng bước. Hằng số hiệu chỉnh “P” có thể được đặt là 0,5 và có thể được thay đổi đúng theo điều kiện sử dụng.

Cuối cùng, một lực bấm huyết cần đạt cuối cùng được tính toán bằng cách ứng dụng giá trị trung bình cho giá trị hiệu chỉnh tại sáu điểm cụ thể.

Trong trường hợp này, một lực bấm huyết mới cần đạt được và lực bấm huyết cuối cùng sử dụng hằng số hiệu chỉnh F và P được tính toán bằng biểu thức như sau.

[Phương trình 4]

Lực bấm huyết mới cần đạt được = lực bấm huyết cần đạt được trước đó + hệ số điều chỉnh F x (lực bấm huyết đo được - lực bấm huyết cần đạt được) + hằng số hiệu chỉnh P x (vị trí tham chiếu theo chiều đứng – vị trí hiện tại theo chiều đứng)

[Phương trình 5]

Lực bấm huyết cuối cùng cần đạt được = (Tổng của các lực bấm huyết cần đạt được tại vị trí của A đến C và a đến c) / số vị trí cụ thể)

Như được mô tả ở trên, vì việc đo và điều chỉnh đạt được theo thời gian thực khi chiều cao thẳng đứng của bộ phận bấm huyết được điều chỉnh theo dữ liệu đo trọng lượng của cảm biến tải trọng, một phần và tất cả các bộ phận được điều chỉnh riêng lẻ hoặc được điều chỉnh cùng với một lực bấm huyết cần đạt được bất kể sự di chuyển của người dùng.

Mặc dù bộ điều khiển được cấu hình để điều chỉnh việc nội soi cắt lớp theo thời gian thực theo sáng chế đã được mô tả có tham chiếu đến các bản vẽ đi kèm, liên quan đến một hình thức và phương hướng cụ thể, cần phải được hiểu rằng những người có trình độ trong lĩnh vực này có nhiều biến thể và sửa đổi mà không tách rời khỏi phạm vi của sáng chế.

YÊU CẦU BẢO HỘ

1. Máy bấm huyết bao gồm:

bộ phận bấm huyết

mô-đun truyền động để truyền động bộ phận bấm huyết, trong đó mô-đun truyền động bao gồm động cơ truyền động thẳng đứng và động cơ truyền động nằm ngang; và

một bộ điều khiển được cấu hình để điều khiển lực bấm huyết theo thời gian thực, bộ điều khiển bao gồm các phương tiện:

(a) thiết lập một tham chiếu chiều cao thẳng đứng và phạm vi của lực bấm huyết cho mỗi vị trí nằm ngang của bộ phận bấm huyết và thiết lập một lực bấm huyết cần đạt được nằm trong phạm vi chiều cao thẳng đứng tham chiếu, và xác định một vị trí nằm ngang cụ thể tương ứng với một điểm uốn của một giá trị đo được của một truyền động hiện tại được áp dụng cho động cơ truyền động ngang trong lúc chuyển động tới và lùi của bộ phận bấm huyết (S110);

(b) tính toán lực bấm huyết đo được hiện tại từ dữ liệu đo được của một tải trọng người dùng đặt vào cảm biến tải trọng và tính toán lực bấm huyết mới cần đạt trong quá trình bấm huyết bằng cách phản ánh độ lệch giữa chiều cao thẳng đứng của bộ phận bấm huyết ở vị trí nằm ngang cụ thể và chiều cao thẳng đứng tham chiếu ở vị trí nằm ngang cụ thể được lưu trữ trong cơ sở dữ liệu (S200); và

(c) so sánh lực bấm huyết cần đạt được với lực bấm huyết đo được hiện tại và điều chỉnh chiều cao thẳng đứng của bộ phận bấm huyết (S300).

2. Máy bấm huyết theo điểm 1, trong đó bộ điều khiển còn bao gồm phương tiện, trong bước (c):

điều khiển bộ phận bấm huyết dốc xuống hoặc dốc lên theo chiều đứng khi lực bấm huyết đo được hiện tại cao hơn lực bấm huyết cần đạt được hoặc lực bấm huyết đo được hiện tại nhỏ hơn lực bấm huyết cần đạt được; và

điều khiển bộ phận bấm huyết dừng truyền động theo chiều đứng khi lực bấm huyết đo được hiện tại bằng với lực bấm huyết cần đạt được.

3. Máy bấm huyết theo điểm 2, trong đó bộ điều khiển còn bao gồm phương tiện, khi chiều cao theo chiều đứng hiện tại của bộ phận bấm huyết nằm ngoài phạm vi chiều cao theo chiều đứng tham chiếu, gán lực bấm huyết đo được cho một giá trị biên được xác định trước.
4. Máy bấm huyết theo điểm 1, trong đó bộ điều khiển còn bao gồm phương tiện, trong bước (a) ở hoạt động S100, thông qua lực bấm huyết cần đạt được với giá trị nhỏ nhất.
5. Máy bấm huyết theo điểm 4, trong đó bộ điều khiển còn bao gồm phương tiện để xác định điểm uốn của giá trị đo được dòng truyền động tương ứng với vị trí cột sống cụ thể của người dùng hiện tại và khi vị trí xương cột sống hiện tại tương ứng với giá trị đo được của dòng truyền động được áp dụng cho động cơ truyền động ngang trong một chuyển động ngang của bộ phận bấm huyết trong quá trình bấm huyết là khác với vị trí xương cột sống cụ thể, điều chỉnh vị trí của huyết châm cứu bị lệch bởi độ lệch giữa vị trí xương cột sống hiện tại và vị trí xương cột sống cụ thể.
6. Máy bấm huyết theo điểm 5, trong đó, bộ điều khiển còn bao gồm phương tiện, khi tỷ lệ khoảng cách của các huyết châm cứu của các vị trí xương cột sống trước đó thay đổi thành một tỷ lệ khoảng cách của vị trí của xương cột sống hiện tại do sự thay đổi người dùng, điều chỉnh tỷ lệ của các huyết châm cứu.

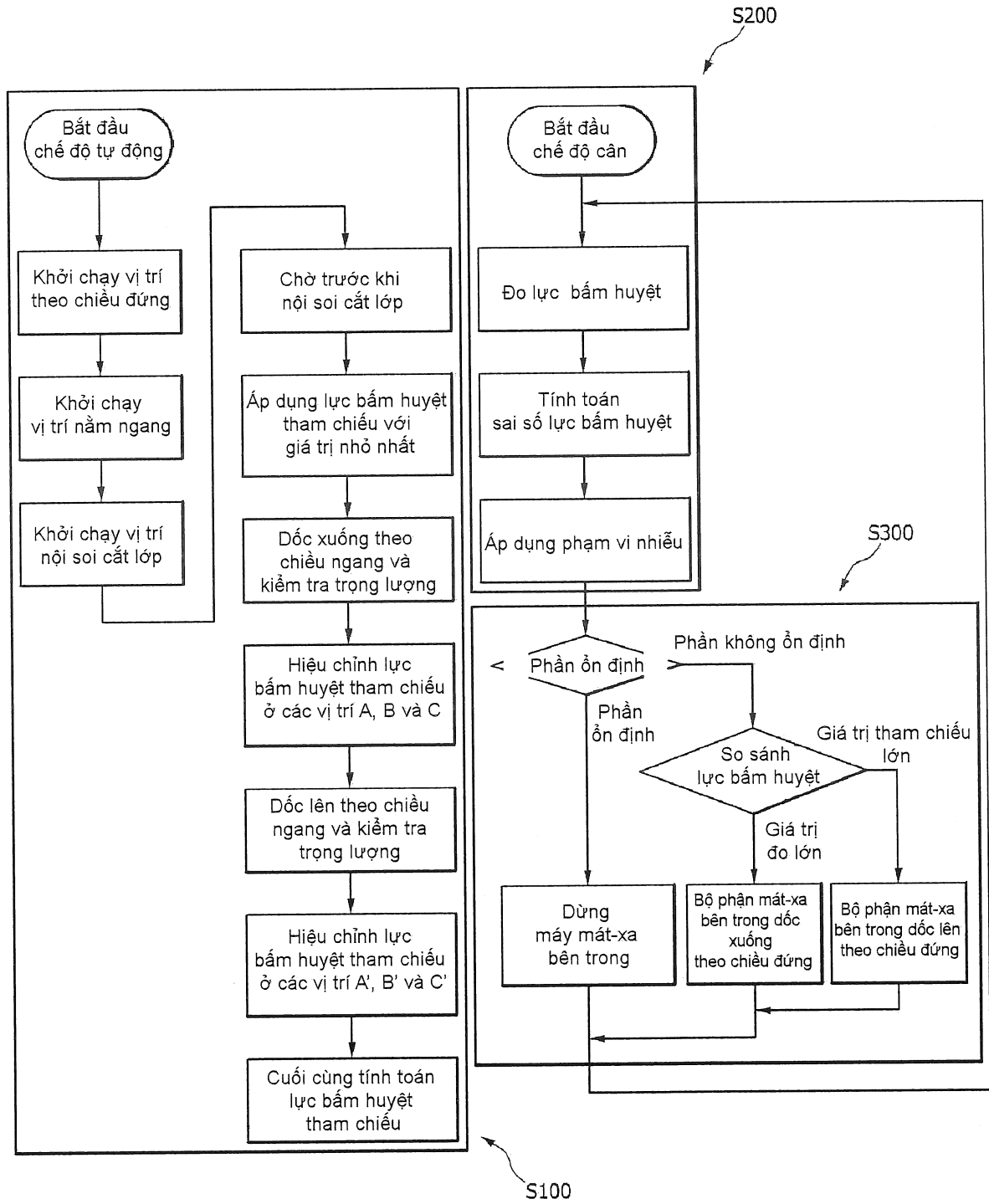


FIG. 1

2/12

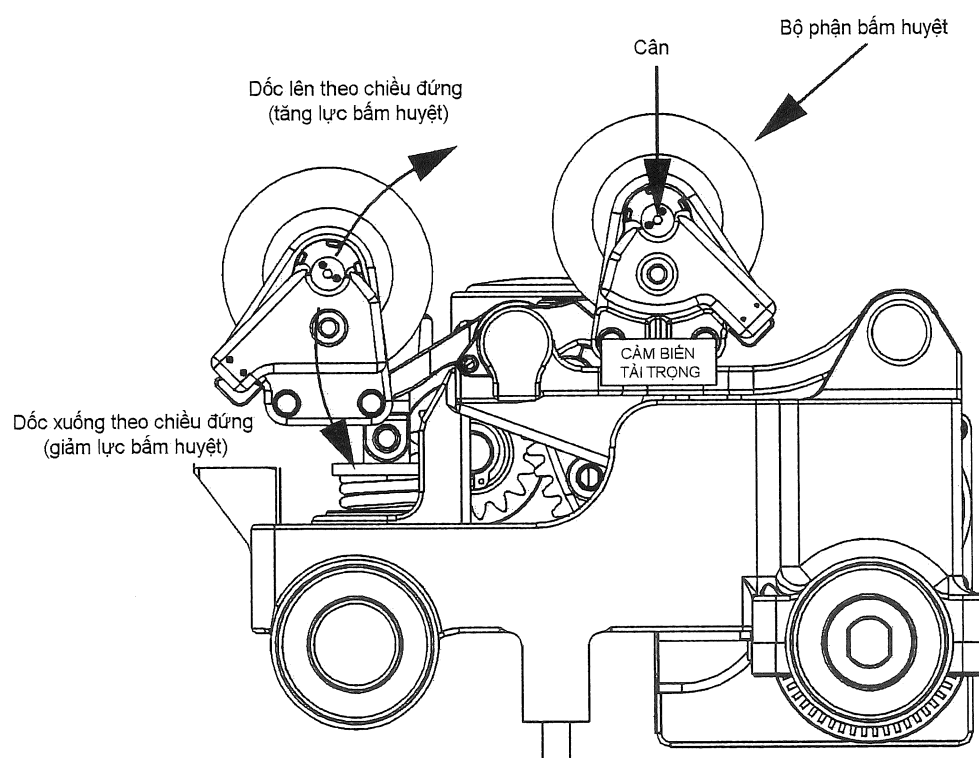


FIG. 2

3/12

S110

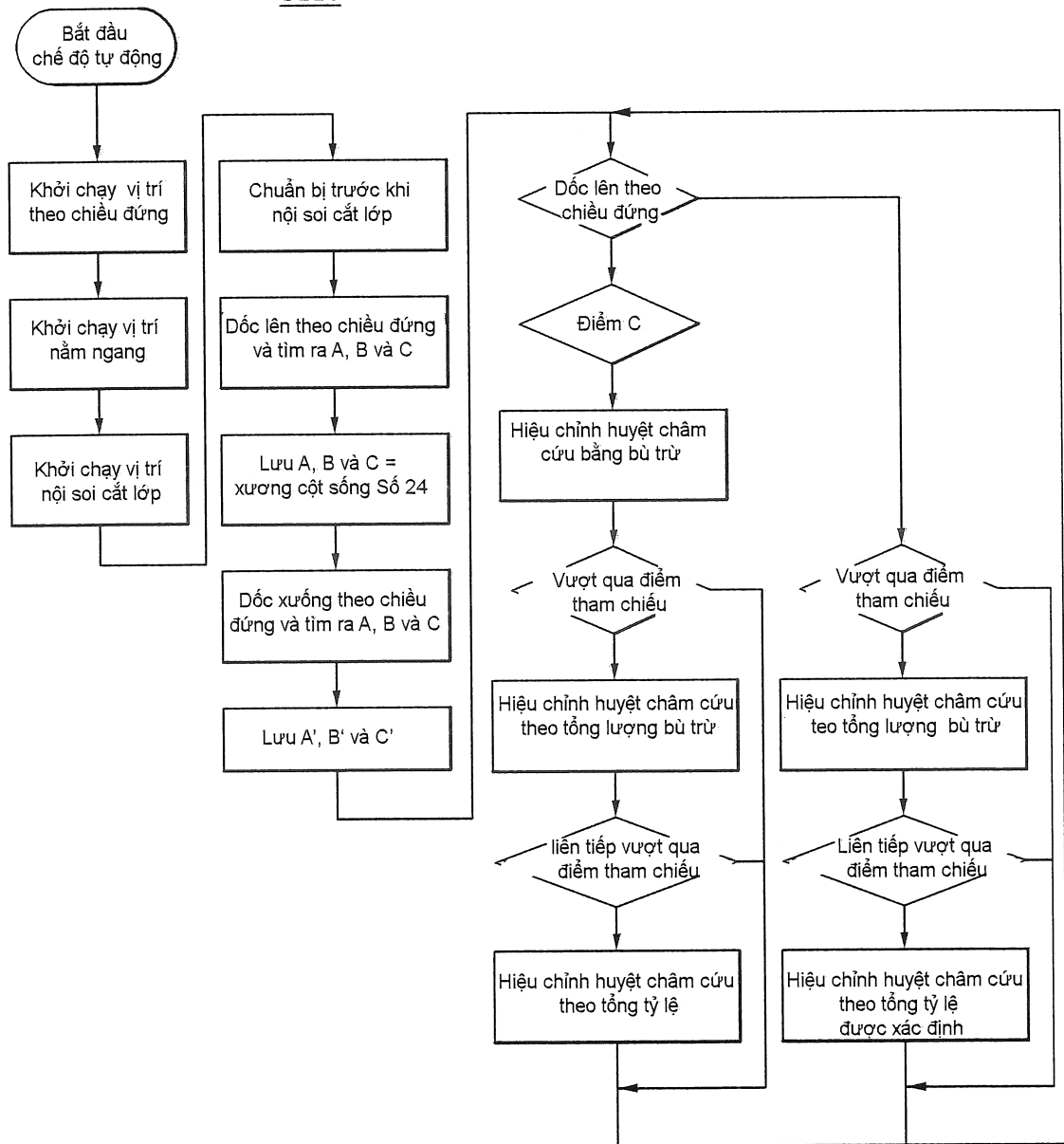


FIG. 3

4/12

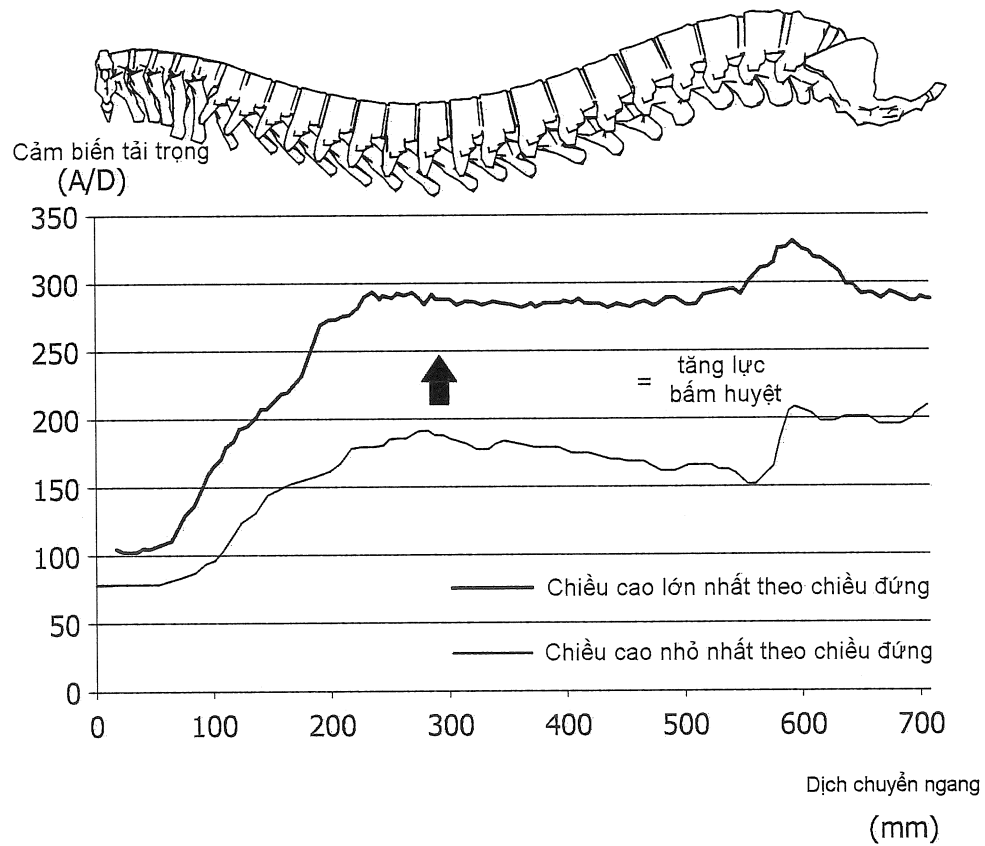


FIG. 4

5/12

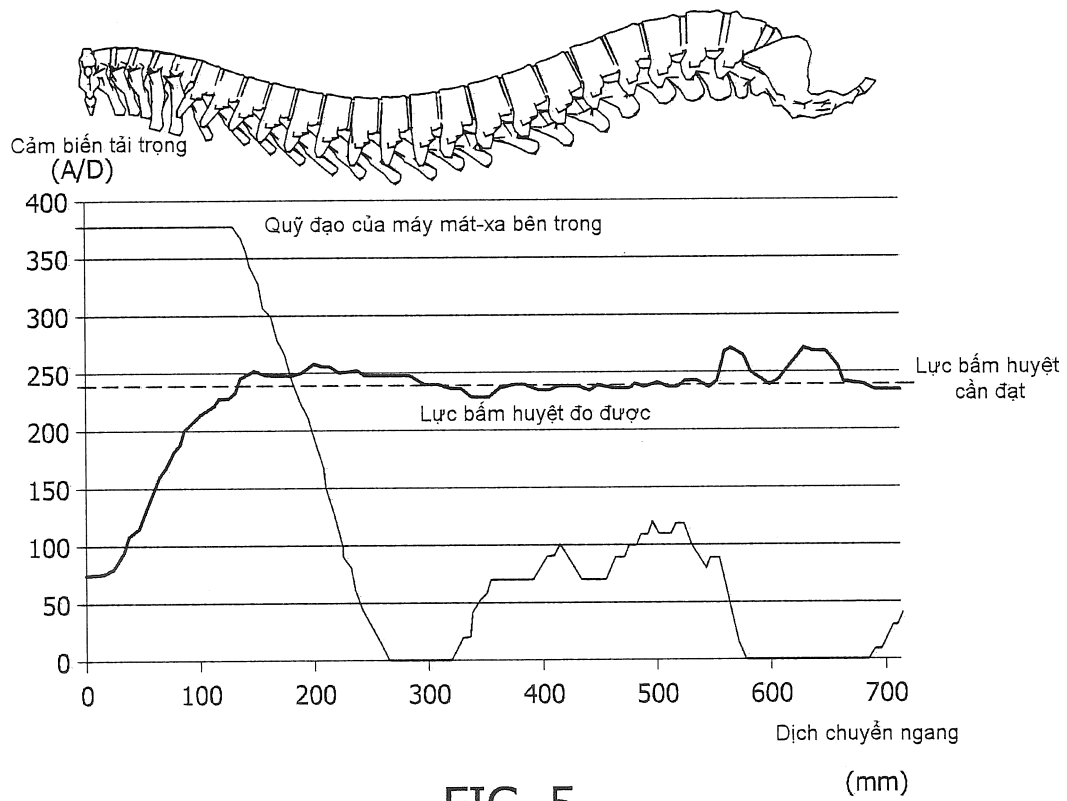


FIG. 5

6/12

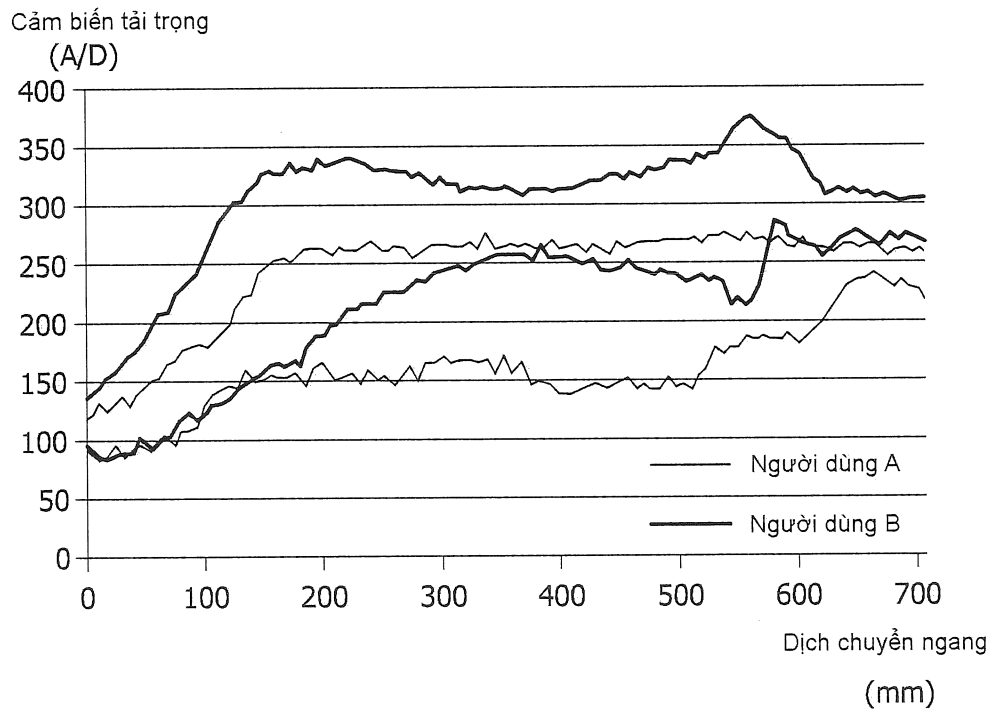


FIG. 6

7/12

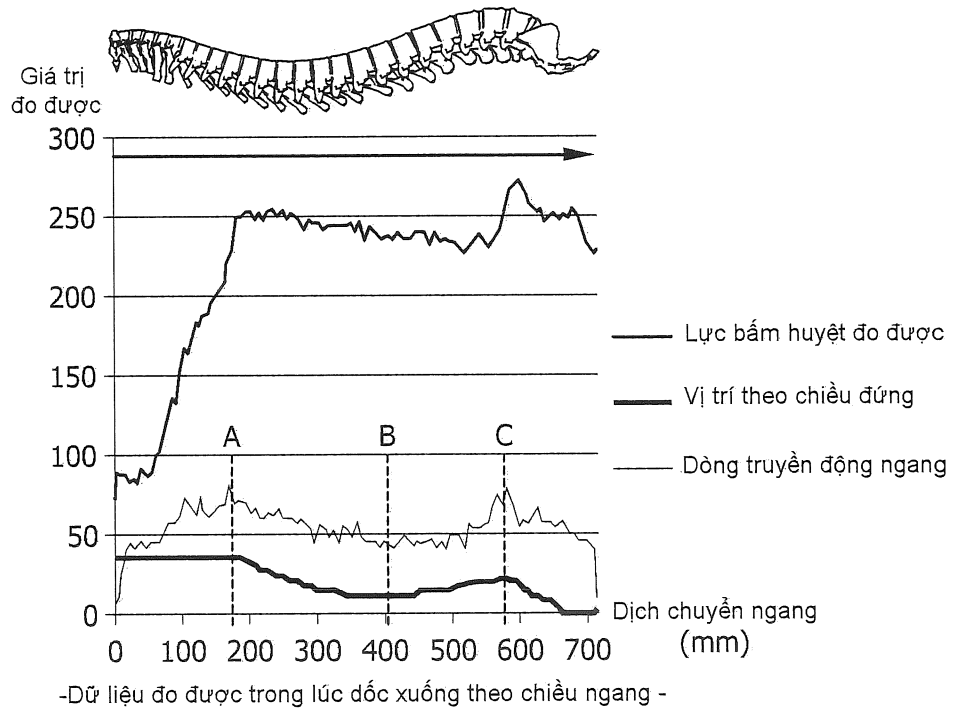


FIG. 7a

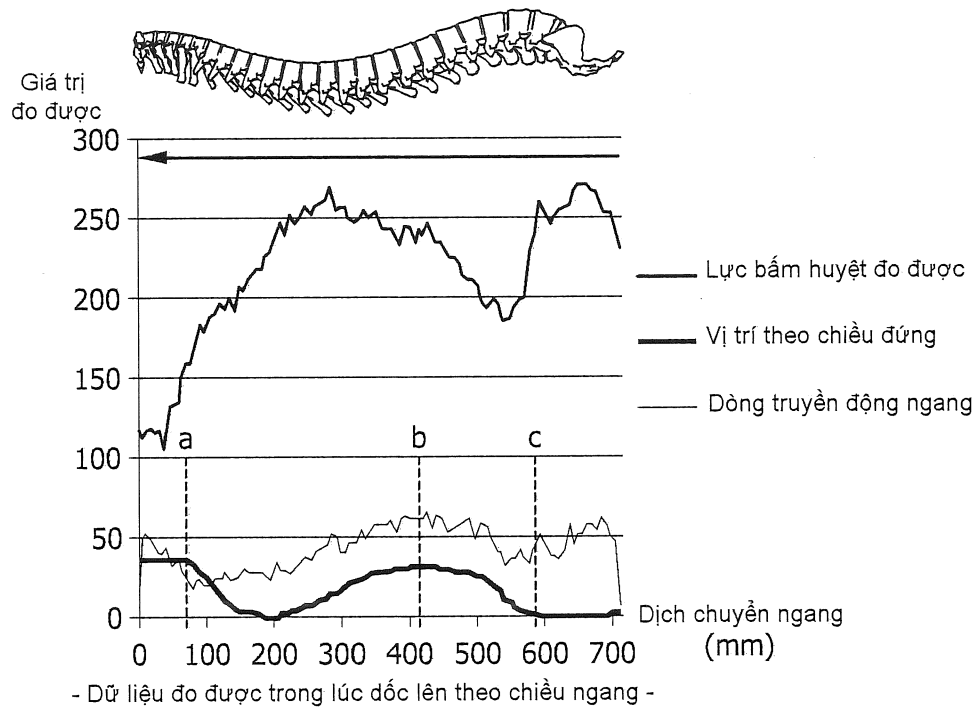


FIG. 7b

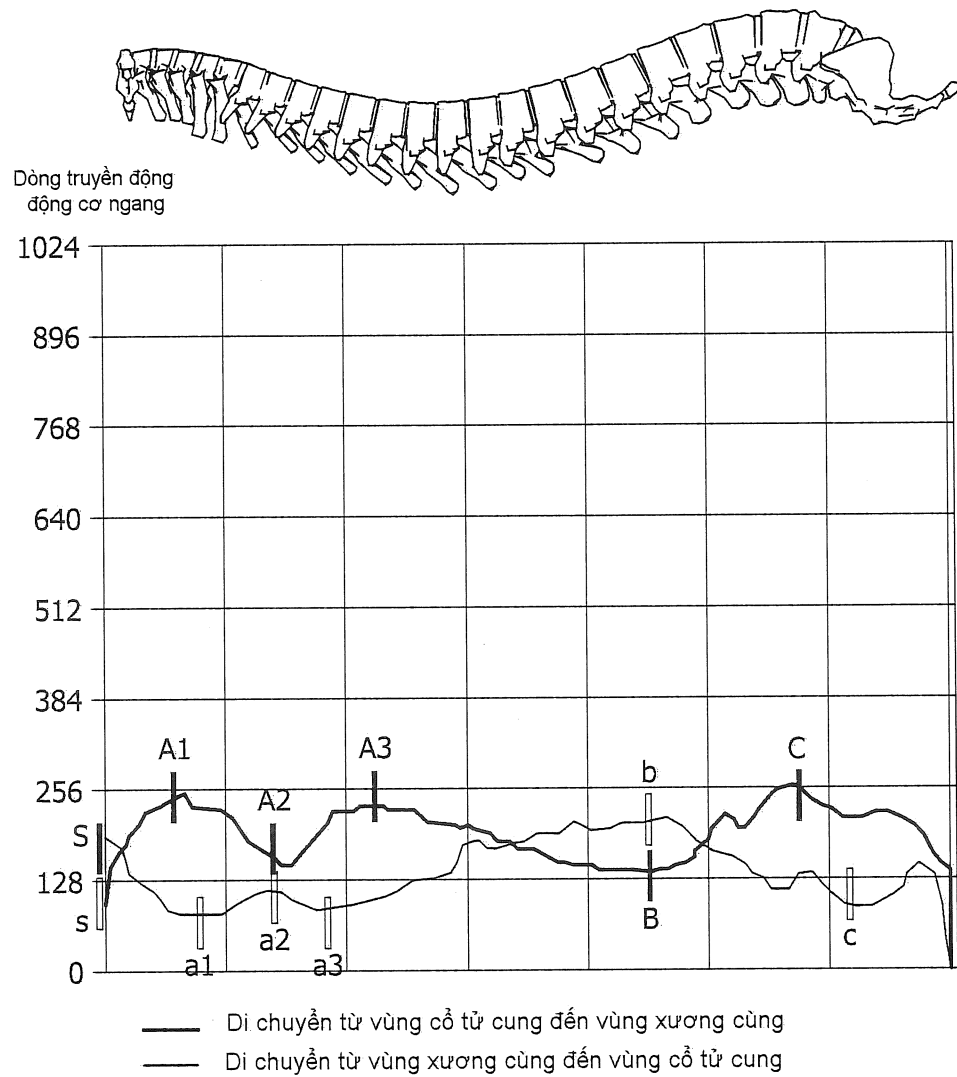


FIG. 8

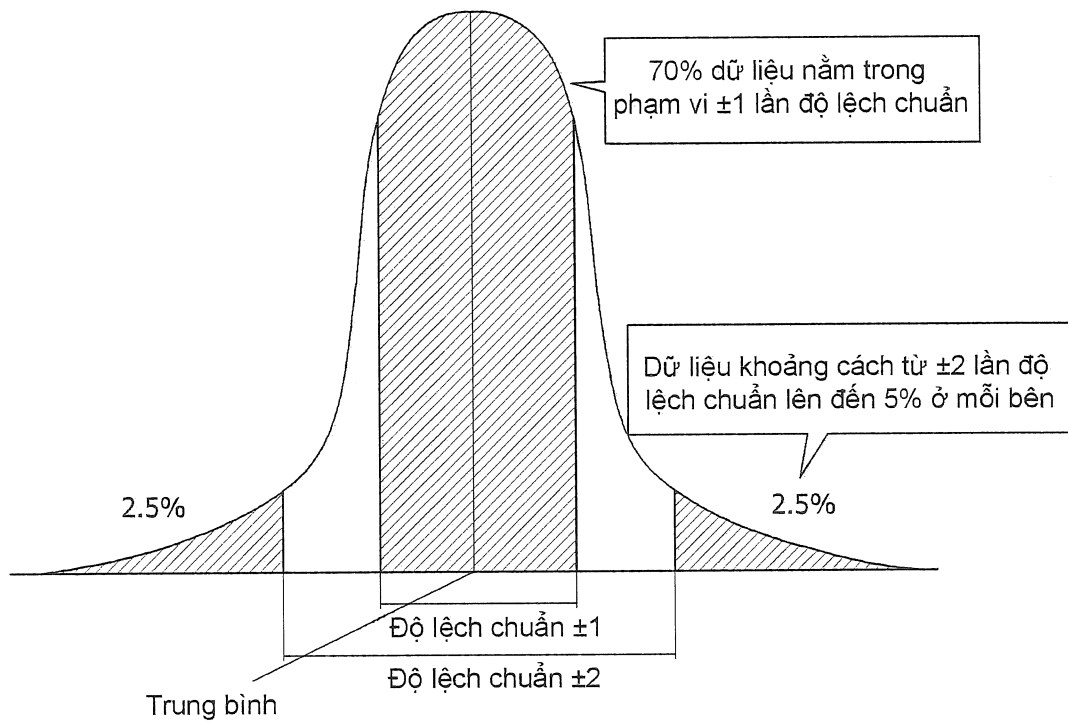


FIG. 9

10/12

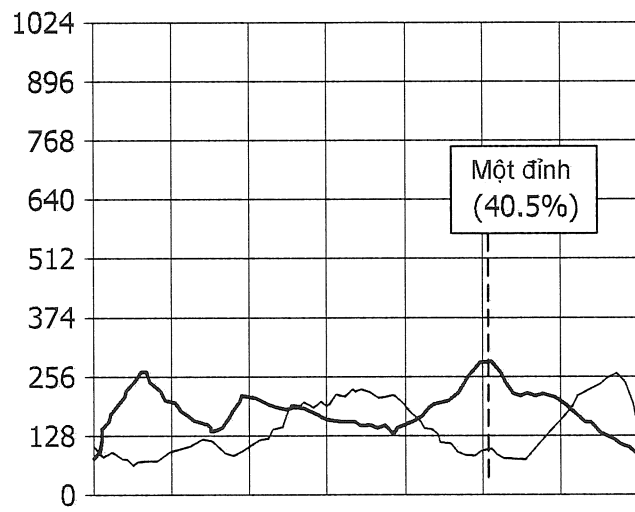


FIG. 10a

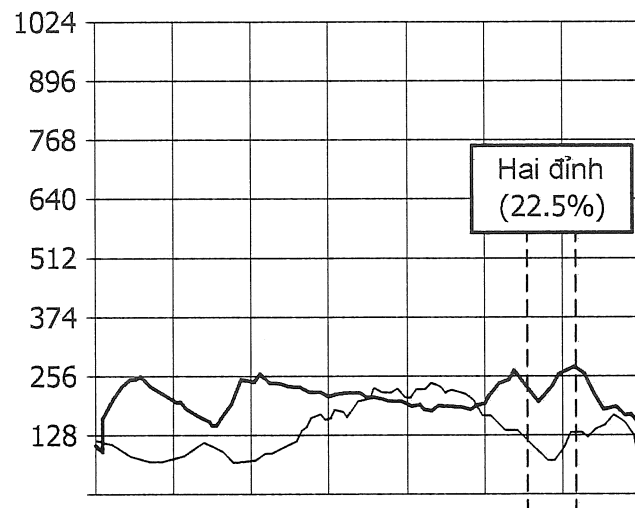


FIG. 10b

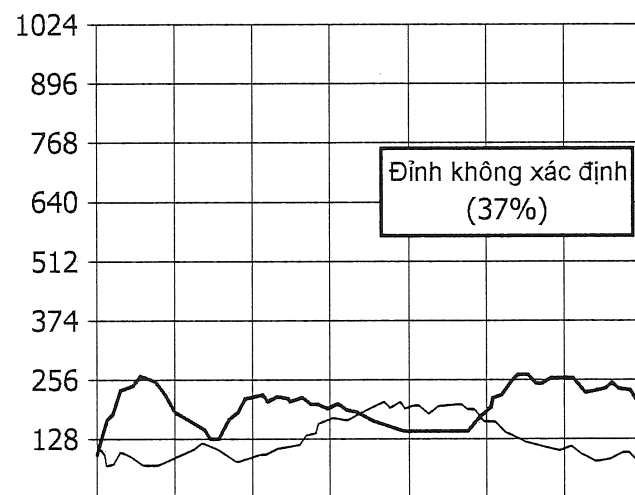


FIG. 10c

11/12

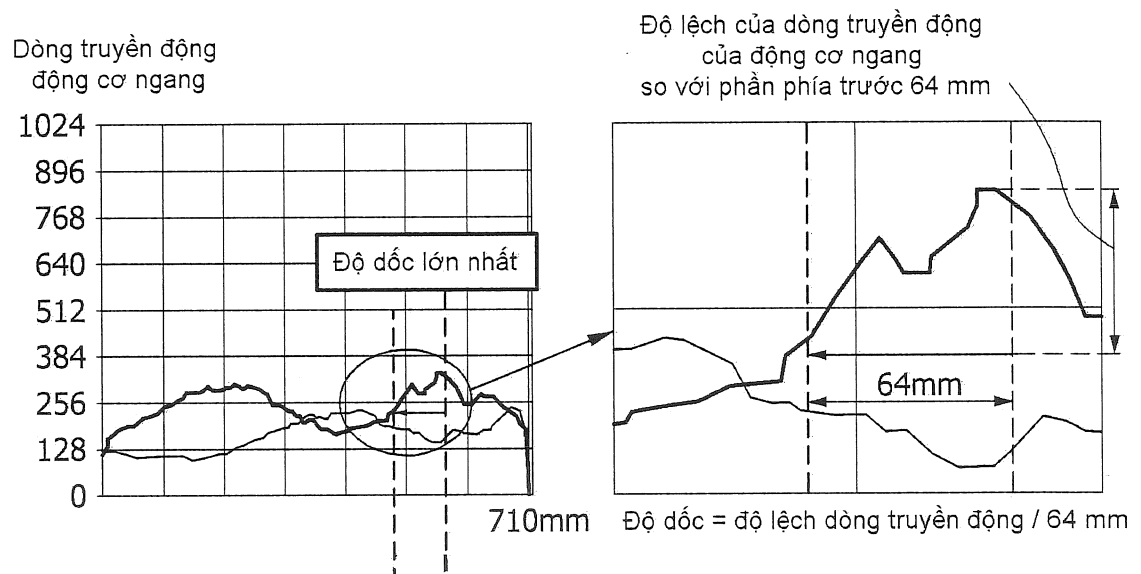


FIG. 11

12/12

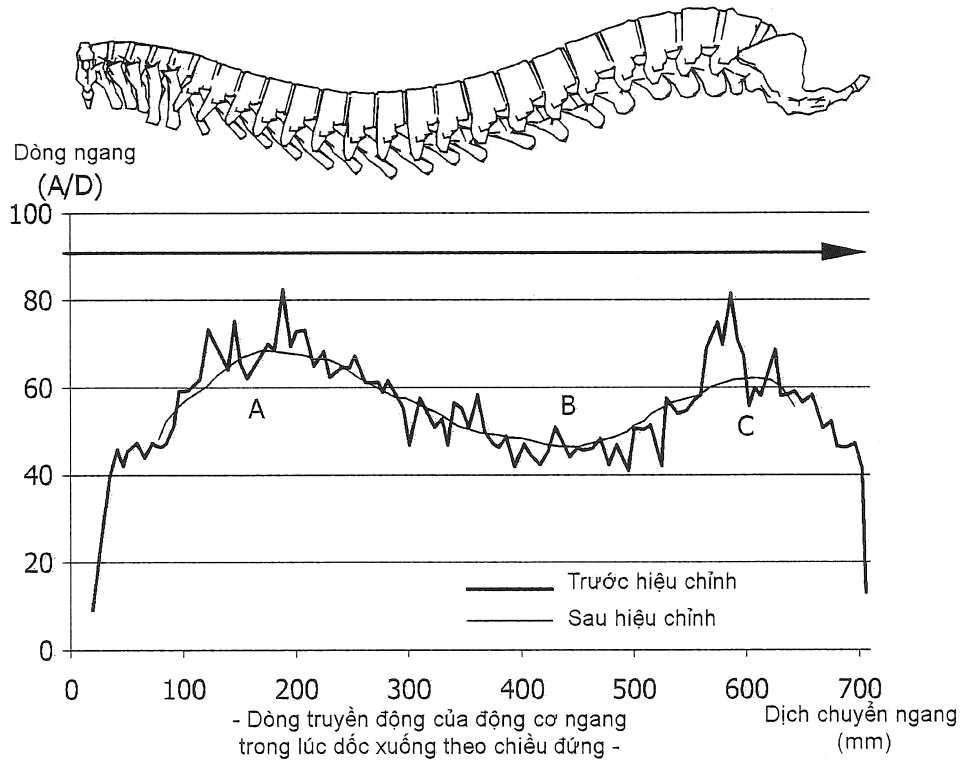


FIG. 12a

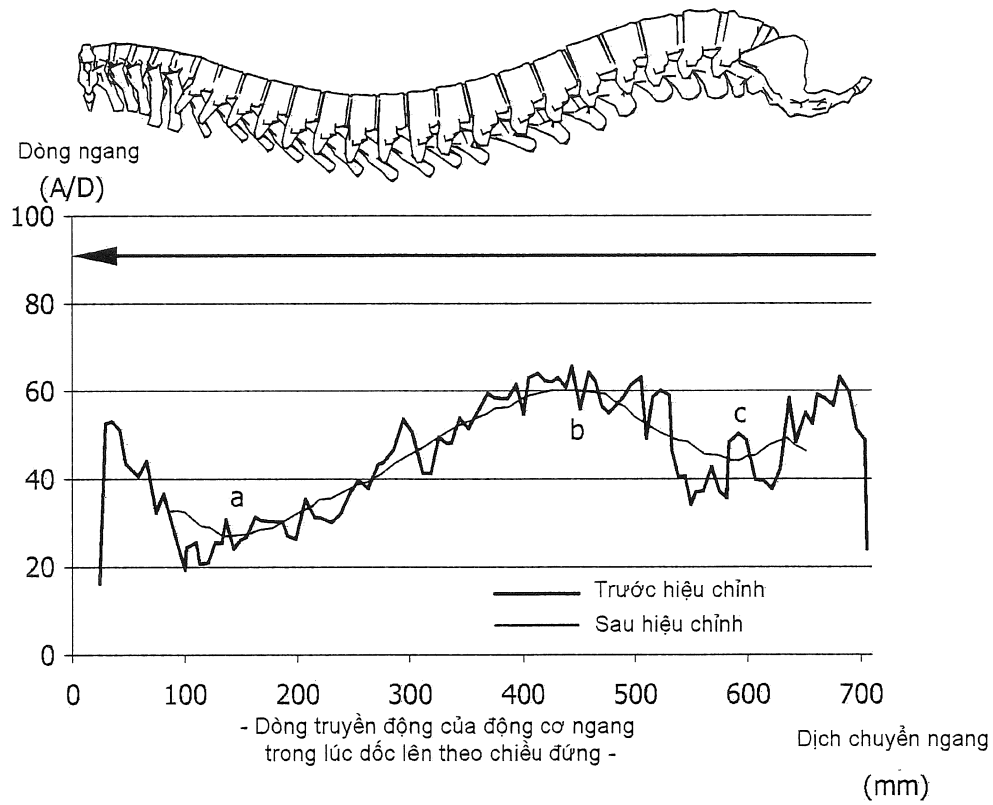


FIG. 12b