



(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)



1-0033217

(51)⁸ A61N 5/10; G21C 1/00

(13) B

(21) 1-2018-01723

(22) 23/09/2016

(86) PCT/RU2016/000641 23/09/2016

(87) WO2017/052418 30/03/2017

(30) 2015140722 24/09/2015 RU

(45) 25/09/2022 414

(43) 25/02/2019 371A

(73) RESEARCH AND DEVELOPMENT CENTER FOR INNOVATIONS (RU)

Territory of Innovation Center "Skolkovo", Nobel str., d.7, floor 4, pom.46-2,
Moscow, 143026, Russia

(72) DOROHOVICH, Sergey Leonidovich (RU); KAZANSKIY, Yuriy Alekseevich

(RU); KURACHENKO, Yuriy Aleksandrovich (RU); LEBEDEV, Larion

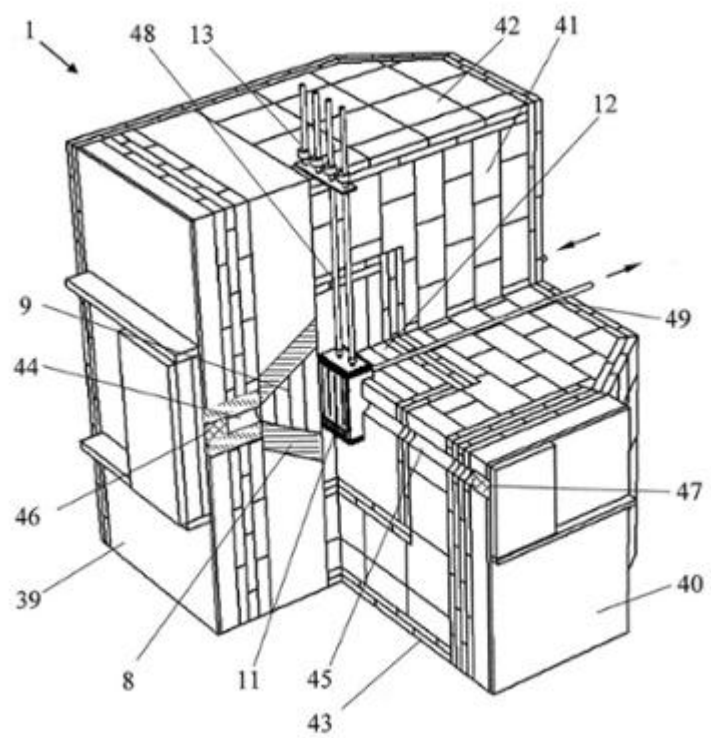
Aleksandrovich (RU); LEVCHENKO, Valeriy Alekseevich (RU); LEVCHENKO,

Aleksandr Valerevich (RU); MATUSEVICH, Evgeniy Sergeevich (RU).

(74) Công ty Luật TNHH WINCO (WINCO LAW FIRM)

(54) NGUỒN NƠTRON DỪNG TRONG Y HỌC, Lò PHẢN ỨNG HẠT NHÂN VÀ
PHƯƠNG PHÁP SỬ DỤNG CỦA NGUỒN NƠTRON DỪNG TRONG Y HỌC
NÀY

(57) Sáng chế đề cập tới nguồn nơtron dừng trong y học, lò phản ứng hạt nhân và phương pháp sử dụng nguồn nơtron này. Chất tải nhiệt có nhiệt độ không thay đổi được cấp vào trong lõi của lò phản ứng của nguồn nơtron dừng trong y học ở trạng thái cận tới hạn. Lõi của lò phản ứng được chuyển từ trạng thái cận tới hạn sang trạng thái tới hạn cho đến khi đạt được công suất danh định của lò phản ứng hạt nhân. Đường dẫn thoát ra nơtron được mở để tiến hành phiên trị liệu nơtron, và hoạt động của lò phản ứng được duy trì ở mức công suất danh định trong khi phiên trị liệu nơtron được tiến hành. Tại thời điểm kết thúc phiên trị liệu nơtron, đường dẫn thoát ra nơtron được đóng lại tại thời điểm lõi của lò phản ứng được chuyển sang trạng thái cận tới hạn. Nhiệt độ của chất tải nhiệt đi vào lõi được duy trì không thay đổi và bằng nhiệt độ thiết lập, cả khi lõi được chuyển sang trạng thái tới hạn và trong khoảng thời gian hoạt động của lò phản ứng hạt nhân ở mức công suất danh định.



Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập

Sáng chế đề cập đến lĩnh vực y học và vật lý hạt nhân, cụ thể là sáng chế đề cập tới liệu pháp chiếu xạ và có thể được sử dụng để chiếu xạ dùng trong liệu pháp neutron đối với các khối u ác tính trong cơ thể con người và được ứng dụng vào trong việc điều trị các bệnh ung thư.

Tình trạng kỹ thuật của sáng chế

Liệu pháp điều trị bằng phóng xạ là phương pháp chính để chữa trị cho khoảng 70% bệnh nhân ung thư. Trong rất nhiều trường hợp, xạ trị các khối u ác tính bằng các chùm photon và các chùm electron trong phương pháp chữa trị ung thư thông thường thường không mang lại hiệu quả. Theo các đánh giá khác nhau, tỷ lệ bệnh nhân như vậy chiếm khoảng từ 10% đến 30% trong tổng số các bệnh nhân được xạ trị. Việc xạ trị bằng neutron có một số các ưu điểm về sinh học phóng xạ so với phương pháp xạ trị bằng các chùm photon và electron.

Trong liệu pháp điều trị các khối u ác tính, cả hai liệu pháp neutron nhanh với mức năng lượng trong dải từ một MeV tới hàng chục MeV (được gọi là liệu pháp neutron nhanh – (*FNT: Fast Neutron Therapy*)) và liệu pháp trên nhiệt với mức năng lượng trong dải từ một vài eV tới hàng chục keV (được gọi là liệu pháp bắt giữ neutron – (*NCT: Neutron-Capture Therapy*)) được sử dụng.

Hiện tại, dường như liệu pháp NCT đem lại nhiều triển vọng nhất, vì liệu pháp này chuyên để điều trị các loại u ác tính không có khả năng được điều trị hiệu quả bởi các phương pháp khác, ví dụ, u não (các dạng u nguyên bào đệm và u bào hình sao thoái biến), và u melanin ác tính. Các đánh giá thể hiện rằng hàng trăm nghìn người bệnh từ trên khắp thế giới đã được điều trị hiệu quả bằng liệu pháp NCT.

Liệu pháp bắt giữ neutron dùng để điều trị các khối u ác tính là một công nghệ y học phức hợp, phức tạp đặt ra yêu cầu cao đối với các thông số của chùm neutron được sử dụng để chiếu xạ, đặc biệt là cường độ của chùm neutron.

Chùm neutron được sử dụng trong liệu pháp điều trị NCT là “lý tưởng” nếu nó bao gồm một phần nhỏ các neutron nhiệt, một phần lớn các neutron trên nhiệt với mức năng lượng từ 0,4 eV tới 10 keV, và một phần nhỏ các neutron nhanh. Rất cần thiết để thay đổi phổ của các neutron trên nhiệt phụ thuộc vào vị trí độ sâu của khối u ác tính.

Các thiết bị có khả năng cung cấp mật độ thông lượng neutron trên nhiệt được đòi hỏi phải hoạt động như nguồn đối với liệu pháp NCT. Phổ được yêu cầu của các neutron trên nhiệt có thể được tạo thành sau bộ lọc có độ dày vài chục centimét. Tuy nhiên, để tạo ra mật độ thông lượng thỏa mãn yêu cầu, thì cần phải có nhiều nguồn neutron nhanh hơn. Ở mức độ lớn nhất, các yêu cầu này được đáp ứng bởi chùm neutron được chiết xuất từ lõi của lò phản ứng hạt nhân.

Các mức năng lượng của các neutron được lấy ra từ lõi của lò phản ứng ở trong dải rất rộng từ một vài eV tới một vài MeV. Phổ năng lượng của các neutron trong chùm tia có thể bị thay đổi bằng các bộ lọc và các máy giảm tốc đặc biệt, ví dụ, để tăng mức năng lượng trung bình, loại bỏ các thành phần năng lượng thấp (đối với FNT) hoặc để lại các neutron trên nhiệt (đối với NCT). Các ưu điểm của neutron trong lò phản ứng đối với liệu pháp phóng xạ so với các nguồn neutron khác là: mức năng lượng cao và tính ổn định không gian-thời gian của các chùm tia neutron; chùm phổ lớn và độ đồng đều của luồng neutron; neutron phát tán gần như theo một hướng.

Việc áp dụng rộng rãi liệu pháp neutron vào trong việc điều trị các bệnh ung thư làm cho các trung tâm xạ trị của các quốc gia áp dụng phương pháp này hoàn toàn phụ thuộc vào cơ sở hạ tầng y học có nguồn neutron có cường độ cao, do vậy việc phát triển các lò phản ứng hạt nhân có kích thước nhỏ chuyên dụng để tạo ra neutron cho liệu pháp xạ trị dường như là nhiệm vụ bức thiết. Sự cần thiết đối với các lò phản ứng như vậy ở trong nước Nga có thể được ước tính lên tới hàng chục lò phản ứng.

Việc sử dụng hàng chục lò phản ứng này như các nguồn neutron đối với liệu pháp neutron đã được biết đến trên toàn thế giới. Đặc trưng của một vài lò phản ứng

và việc sử dụng chúng như các nguồn neutron cho mục đích y học được mô tả trong các tài liệu sau:

1. Tsyb A.F., Ulyanenko S.E., Mardynsky Yu.S., cùng nhóm tác giả., "Neutrons in the Treatment of Malignant Neoplasms", - Obninsk: BIST, 2003. – 112 p.: ill.-ISBN-5901968-09-3.

2. K. Zaitsev¹, A. Portnov¹, FNT at the MEPHI reactor International Journal of Nuclear Energy and Technology 2004 – Vol. 1, No. 1 pp. 83-101.

3. A neutronic feasibility study for LEU conversion of the Brookhaven Medical Research Reactor (BMRR) N.A. Hanan, R. B. Pond and J.E. Matos, Argonne National Laboratory, USA Proc. 1997. International Meeting on Reduced Enrichment for Research & Test Reactors, Jackson Hole, Wyoming, USA, October, 1997.

4. Thomas H. Newton, Jr. "Preliminary investigation of the use of monolithic U-Mo fuel in the NIT Reactor" 2003 International Meeting on Reduced Enrichment for Research and Test Reactors, Chicago, Illinois, October 5-10, 2003.

5. "INEEL Advanced Radiotherapy Research Program Annual Report 2001" J.R. Venhuizen, April 2002 Idaho National Engineering and Environmental Laboratory.

6. Oregon State University Radiation Center and TRIGA reactor Annual Report July 1, 2002 – June 30, 2003.

7. M.J. McCall, M. Pierre, "A Feasibility Study of the SLOWPOKE-2 Reactor as a Neutron Source for Boron", 25th CNS/CNA Annual Student Conference McMaster University, Hamilton, Ontario, March 10-11, 2000.

8. V.M. Litjaev, V.A. Pivovarov, N.A. Soloviev cùng nhóm tác giả, "Medical irradiation facility based on fluid fuel reactor with low power".

9. Rolf F. Barth, Jeffrey A. Coderre, cùng nhóm tác giả. Boron Neutron Capture Therapy of Cancer: Current Status and Future Prospects // *Clin. Cancer Res.* 2005, v. 11(11), p. 3987-4002.

10. Patent RU, 2141860, MPK A61N5/10, A61B6/00, G21K5/00, 1999.

Nhược điểm chính của các thiết bị thông thường là độ phức tạp và thiết kế rườm rà và cơ sở hạ tầng của chúng yêu cầu kết cấu đặc biệt mà không phải là dự định ban đầu để dùng trong y học và không phù hợp với mục đích sử dụng trong y học. Mặc dù sau khi kết cấu lại thì việc lắp đặt các thiết bị này có thể không phù hợp với các điều kiện của buồng bệnh. Nhiên liệu được làm giàu cao được sử dụng nhiều trong các thiết bị này, và các loại nhiên liệu này không được cho phép sử dụng rộng rãi, dựa theo các nguyên tắc hạn chế các loại vũ khí hạt nhân.

Thông thường, các thiết bị có công suất lớn hơn gây ảnh hưởng không tốt đến việc điều trị cho các bệnh nhân. Các thiết bị này có thể không làm việc ở chế độ “khởi động-dừng” theo nguyên tắc cần thiết để làm việc với các bệnh nhân được chiếu xạ ở trong trạng thái giữ cố định, bởi vì điều đặc biệt quan trọng là chùm tia chuẩn trực của neutron phải đi chính xác vào trong khối u ác tính và làm tổn thương đến các mô khỏe mạnh của bệnh nhân ít nhất có thể.

Hầu hết những thiếu sót này là do thực tế trong quá trình thiết kế, nguyên tắc bắt buộc tối thiểu độ rò rỉ neutron từ lõi được áp dụng, lò phản ứng được dùng như một nguồn neutron cho mục đích y học nên được thiết kế để có thể có độ rò rỉ neutron lớn nhất.

Kết quả kỹ thuật đạt được bằng việc thực hiện sáng tạo bao gồm việc phát triển các công cụ nguồn neutron kỹ thuật dùng cho mục đích y học bằng cách tạo ra một nguồn neutron phổ biến đối với liệu pháp bắt giữ neutron và liệu pháp neutron nhanh, phù hợp cho việc đặt trực tiếp tại buồng bệnh.

Thêm vào đó, kết quả kỹ thuật đạt được còn bao gồm việc tăng độ an toàn của nguồn neutron bằng cách sử dụng lò phản ứng hạt nhân kích thước nhỏ chuyên dụng với mức công suất rất thấp và chế độ hoạt động “khởi động-dừng” nhằm đảm bảo mật độ thông lượng neutron được yêu cầu tại vị trí của người bệnh.

Để có thể dùng trực tiếp tại buồng bệnh, thì nguồn neutron cần phải có nhiều lợi ích về mặt kinh tế, nói cách khác, có nghĩa là phải có mức chi phí nhỏ nhất cho một nguồn neutron, điều này có thể đạt được bằng tính đơn giản của thiết bị, trữ lượng chất phóng xạ phù hợp nhất, độ tin cậy trong thời gian hoạt động lâu dài (ít

nhất là 20-30 năm), yêu cầu ít nhân viên bảo dưỡng nhiên liệu nhất, nhiên liệu không thể sử dụng làm nguyên liệu thô cho các loại vũ khí hạt nhân.

Trong quá trình vận hành lò phản ứng của nguồn neutron dùng trong y học, chi phí đầu tư vốn và chi phí hiện hành nên được bù đắp bởi chi phí điều trị bằng cách sử dụng liệu pháp bắt giữ neutron và liệu pháp neutron nhanh, vì lò phản ứng chỉ được sử dụng như một nguồn neutron và chỉ cho mục đích điều trị ung thư.

Đồng thời, lò phản ứng nên có ít lượng chất thải phóng xạ nhất (nhiên liệu đã qua sử dụng và vật liệu phóng xạ) trên mỗi neutron trong chùm tia trị liệu, đảm bảo công suất của lò phản ứng thấp nhất có thể có và chế độ hoạt động khởi động-dừng.

Để có hiệu quả trị liệu trong thời gian chiếu xạ của bệnh nhân, nguồn neutron nên tạo ra cho phiên liệu trị liệu có mật độ thông lượng neutron ít nhất là $1 \cdot 10^9$ neutron $\cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ của neutron trên nhiệt đối với liệu pháp NCT và $5 \cdot 10^8$ neutron $\cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ đối với liệu pháp FNT.

Để đáp ứng được các thông số này, công suất của lò phản ứng phải bằng 10 kW.

Sự an toàn của lò phản ứng cũng đạt được do trữ lượng chất phóng xạ đang hoạt động nhỏ nhất và mức độ thay đổi nhỏ nhất trong các thông số kỹ thuật trong tất cả các chế độ hoạt động, cho phép có trữ lượng chất phóng xạ ở dưới tỷ số phần trăm của các neutron chậm, loại trừ các tai nạn do chất phóng xạ gây ra.

Bản chất kỹ thuật của sáng chế

Để thực hiện những điều nêu trên, nguồn neutron dùng trong y học bao gồm các bộ phận chính sau: lò phản ứng hạt nhân, ống chuẩn trực với lỗ có dạng hình nón, bộ lọc neutron, bộ bảo vệ, đường dẫn để thực hiện liệu pháp bắt giữ neutron, ít nhất một đường dẫn để thực hiện liệu pháp neutron nhanh, cổng có thể di chuyển được thứ nhất để mở và đóng đường dẫn thoát ra neutron đối với liệu pháp bắt giữ neutron, và cổng có thể di chuyển được thứ hai để mở và đóng đường dẫn thoát ra neutron đối với liệu pháp neutron nhanh.

Lò phản ứng hạt nhân bao gồm lõi được tạo thành từ vỏ có dạng hình hộp có các mặt trước, mặt sau, hai mặt bên, và nắp và mặt đáy bao bọc vỏ từ các mặt phía

trên và phía dưới, và bộ phản xạ neutron bao bọc lõi từ các mặt phía sau, mặt bên, mặt đỉnh và mặt đáy. Theo một phương án cụ thể, bộ phản xạ có thể bao gồm các bộ phản xạ ở mặt sau, mặt bên, mặt đỉnh và mặt đáy.

Thiết kế của lõi của lò phản ứng được chọn có dạng phẳng để đảm bảo độ rò của neutron về phía hệ thống lọc và ống chuẩn trực. Do đó, không có lõi phản xạ bên mặt này.

Các khung đỡ phía trên và khung đệm phía dưới được đặt trong vỏ. Trên khung đỡ phía trên, chuỗi phía trên của các thanh nhiên liệu được cố định. Chuỗi phía dưới của các thanh nhiên liệu được đặt trong khung đệm phía dưới có khả năng di chuyển theo phương thẳng đứng trong thời gian giãn nở nhiệt của các thanh nhiên liệu.

Các đường dẫn được cố định trên nắp vỏ được đặt bên trong lõi của lõi, để lắp hệ thống điều khiển và bảo vệ (*CPS: Control and Protection System*).

Các ống trên vỏ của lõi của lò phản ứng nhằm cung cấp và lấy ra chất tải nhiệt được ổn định nhiệt của hệ thống chính.

Bên trong vỏ, có các vách ngăn phân chia thể tích bên trong của vỏ để đảm bảo làm sạch các thanh nhiên liệu và các đường dẫn lắp các thanh điều khiển CPS bằng chất tải nhiệt. Các phần này có thể được đặt theo thứ tự “so le” tạo thành đường dẫn đảm bảo lưu tốc đồng đều của chất tải nhiệt mà không tạo thành các vùng đọng chất tải nhiệt.

Ống chuẩn trực được làm bằng vật liệu có tiết diện tán xạ lớn và khối lượng nguyên tử lớn, tốt hơn là, chì (Pb) được sử dụng là vật liệu làm ống chuẩn trực.

Bộ lọc neutron được thiết kế để tạo ra phổ năng lượng neutron được yêu cầu trong chùm neutron đối với liệu pháp bắt giữ neutron, trong khi bộ lọc được đặt trong lỗ có dạng hình nón của ống chuẩn trực theo cách mà đường kính lớn hơn của lỗ có dạng hình nón tỳ lên thành trước của vỏ của vùng phóng xạ.

Bộ phản xạ neutron và ống chuẩn trực được đặt bên trong bộ bảo vệ, được chia thành bộ bảo vệ ở mặt trước, mặt sau, mặt bên, mặt đỉnh và mặt đáy.

Đường dẫn để thực hiện liệu pháp bắt giữ neutron được tạo thành bởi lỗ trong phần bảo vệ mặt trước được đặt đồng trục với lỗ dạng hình nón của ống chuẩn trực bọc chì.

Đường dẫn để thực hiện liệu pháp neutron nhanh được tạo thành bởi lỗ xuyên qua phần bảo vệ mặt bên và bộ phản xạ mặt bên.

Hệ thống lò phản ứng thứ nhất có thể bao gồm bơm tuần hoàn, bộ ổn định nhiệt của chất tải nhiệt ở lõi vào lõi và bộ bù dung tích.

Theo một phương án cụ thể của sáng chế, bơm tuần hoàn, bộ ổn định nhiệt của chất tải nhiệt, và bộ bù dung tích được đặt bên ngoài bộ bảo vệ.

Theo một phương án cụ thể của sáng chế, trong bộ bảo vệ mặt sau và bộ phản xạ mặt sau, các đường dẫn được bố trí để lắp ống dẫn của hệ thống chính được nối với ống cấp và lõi ra chất tải nhiệt của vùng phóng xạ.

Theo một phương án cụ thể của sáng chế, nắp vỏ được bố trí ít nhất bốn đường dẫn để chứa các thanh điều khiển CPS. Trong trường hợp này, các đường dẫn để lắp các thanh điều khiển CPS có thể được nối bằng ren với cơ cấu chuyển động của các thanh điều khiển CPS. Các đường dẫn có thể lắp được các bộ dẫn động của cơ cấu chuyển động của các thanh điều khiển CPS trong bộ bảo vệ phía trên và bộ phản xạ phía trên.

Theo một phương án cụ thể của sáng chế, ít nhất bốn thanh điều khiển có thể được sử dụng như bộ điều khiển CPS, có thể di chuyển được bằng cơ cấu chuyển động của các thanh điều khiển CPS trong các đường dẫn chứa các thanh điều khiển CPS.

Một trong những thanh điều khiển CPS được chọn như thanh điều chỉnh đầu ra của lõi của lò phản ứng hạt nhân ở mức công suất danh định.

Theo một phương án cụ thể, các bộ phản xạ mặt sau, mặt bên, mặt đỉnh, mặt đáy có thể được làm bằng các khối thép không gỉ.

Tốt hơn là, độ dày của các bộ phản xạ mặt sau, mặt bên, mặt đỉnh và mặt đáy được chọn nằm trong khoảng từ 290 mm tới 310 mm.

Tốt hơn là, độ dài, độ cao và độ rộng thể tích bên trong có dạng hình hộp chứa lõi được chọn tương ứng nằm trong các khoảng từ 490 mm tới 498 mm, 172 mm tới 180 mm và 410 mm tới 490 mm.

Tốt hơn là các thanh nhiên liệu trong lõi được đặt trong lưới hình vuông có chiều dài được chọn nằm trong khoảng từ 11,6 mm tới 12,4 mm.

Ngoài ra, tốt hơn là nguồn neutron dùng trong y học sử dụng urani đioxit (UO_2) có ^{235}U được làm giàu được chọn nằm trong khoảng từ 15% tới 20% như nhiên liệu trong các thanh nhiên liệu. Việc làm giàu Urani theo tiêu chuẩn yêu cầu của IAEA đối với việc hạn chế các vũ khí hạt nhân.

Tốt hơn là B_4C được sử dụng như vật liệu hấp thụ của các thanh điều khiển.

Để thực hiện liệu pháp neutron, thì nguồn neutron dùng trong y học được sử dụng như sau: Lõi của lò phản ứng trong trạng thái cận tới hạn được cấp chất tải nhiệt có nhiệt độ được định trước. Lõi của lò phản ứng hay nhận được lấy ra từ trạng thái cận tới hạn tới trạng thái tới hạn trước khi đạt được công suất danh định của lò phản ứng hạt nhân.

Sau đó, đường dẫn thoát ra neutron được mở để tiến hành phiên trị liệu neutron. Việc lựa chọn đường dẫn thoát ra neutron cụ thể được xác định bằng các chỉ định của bệnh ung thư. Trong khoảng thời gian diễn ra phiên trị liệu neutron, thì hoạt động của lò phản ứng ở công suất định mức được duy trì.

Tại thời điểm kết thúc phiên trị liệu neutron, đường dẫn thoát ra neutron đồng thời được đóng và lõi của lò phản ứng được chuyển sang trạng thái cận tới hạn.

Nhiệt độ của chất tải nhiệt tại lõi vào lõi được giữ không đổi và bằng nhiệt độ thiết lập, trong cả khoảng thời gian lấy ra lõi ở trạng thái tới hạn và khoảng thời gian hoạt động của lò phản ứng hạt nhân ở công suất định mức.

Tốt hơn là, nước được sử dụng làm chất tải nhiệt.

Nhiệt độ của nước tại lõi vào lõi của lò phản ứng, tốt hơn là, được thiết lập trong khoảng từ 18°C tới 24°C .

Theo một phương án cụ thể, lõi được chuyển tương ứng từ trạng thái cận tới hạn sang trạng thái tới hạn và từ trạng thái tới hạn sang trạng thái cận tới hạn, bằng cách lấy ra một trong số các thanh điều khiển CPS từ lõi hoặc đưa vào lõi.

Những điều nói trên là một bản tóm tắt về bản chất của sáng chế và do đó có thể bao gồm các chi tiết được đơn giản hóa, các chi tiết được tổng quát hóa, các chi tiết bao gồm và/hoặc các chi tiết được loại bỏ, do đó những người có hiểu biết trung bình về lĩnh vực kỹ thuật này nên hiểu rằng bản tóm tắt này của sáng chế chỉ nhằm mục đích minh họa và không nhằm hạn chế phạm vi bảo hộ của sáng chế.

Mô tả văn tắt hình vẽ

Để hiểu rõ hơn về bản chất của sáng chế, thì phần mô tả dưới đây có dựa vào các hình vẽ kèm theo sẽ không được coi là ví dụ nhằm hạn chế việc thực hiện thực tế của sáng chế, trong đó:

Fig.1 là hình vẽ thể hiện phối cảnh chung và ứng dụng của nguồn nơtron dùng trong y học;

Fig.2 là hình vẽ thể hiện hình chiếu trục đo của kết cấu của nguồn nơtron dùng trong y học;

Fig.3 là hình vẽ thể hiện phối cảnh chung của lõi của lò phản ứng của nguồn nơtron dùng trong y học;

Fig.4 là hình vẽ thể hiện lõi của lò phản ứng từ mặt sau;

Fig.5 là hình vẽ thể hiện bản đồ dòng chảy của chất tải nhiệt trong lõi của lò phản ứng;

Fig.6 là hình vẽ thể hiện phân mặt cắt qua lõi của lò phản ứng;

Fig.7 là hình vẽ thể hiện hệ thống thủy lực tổng quát của lò phản ứng của nguồn nơtron dùng trong y học;

Fig.8 là hình vẽ thể hiện hình chiếu A của Fig.7.

Mô tả chi tiết sáng chế

Nguồn nơtron dùng trong y học 1 (Fig.1) bao gồm các bộ phận sau: lò phản ứng hạt nhân 2, bộ bảo vệ 3, đường dẫn để thực hiện liệu pháp bắt giữ nơtron 4, đường dẫn đối với liệu pháp nơtron nhanh 5, cổng có thể di chuyển thứ nhất 6 để mở và đóng đường dẫn thoát ra nơtron đối với liệu pháp bắt giữ nơtron, và cổng có thể di chuyển thứ hai 7 để mở và đóng đường dẫn thoát ra nơtron đối với liệu pháp nơtron nhanh.

Như được thể hiện trên Fig.2 nguồn neutron dùng trong y học 1 cũng bao gồm ống chuẩn trực bọc chì 8 với lỗ dạng nón và được thiết kế để thu được chùm phổ được yêu cầu của bộ lọc neutron 9 được đặt trong lỗ dạng nón của ống chuẩn trực 8.

Lò phản ứng 2 của nguồn neutron dùng trong y học bao gồm hệ thống thủy lực 10, lõi 11, bộ phản xạ 12 và hệ thống điều khiển và bảo vệ 13.

Sơ đồ mạch của hệ thống thủy lực 10 được thể hiện trên Fig.3. Trong phương án thực hiện sáng chế được mô tả, thì lò phản ứng hạt nhân là ba hệ thống lò phản ứng.

Hệ thống thứ nhất 14 bao gồm lõi 11, bơm tuần hoàn 15, bộ trao đổi nhiệt 16 và bộ bù dung tích 17. Nước được sử dụng như chất tải nhiệt của hệ thống chính.

Hệ thống thứ hai 18 bao gồm bơm tuần hoàn 19, bộ bù dung tích 20, và bộ làm lạnh 21. Nước cũng được sử dụng như chất tải nhiệt chính. Phương thức làm lạnh của bộ làm lạnh 21 được thực hiện bằng nước máy, là hệ thống thứ ba 22.

Sử dụng bộ làm lạnh 21 trong hệ thống thứ hai 21 cho phép giữ ổn định nhiệt độ của chất tải nhiệt ở lối vào của lõi 11 tại 20°C. Sự ổn định nhiệt độ tại lối vào của chất tải nhiệt có thể làm giảm sự thay đổi trong khả năng phản ứng của lò phản ứng tại tất cả các giai đoạn hoạt động của nó.

Lõi của lò phản ứng của nguồn neutron dùng trong y học được thể hiện trên các hình vẽ từ Fig.4 tới Fig.7. Lõi 11 này bao gồm vỏ có dạng hình hộp 23 với kích thước các chiều bên trong là 494x397x120 mm. Vỏ lõi 23 có mặt trước 24, mặt sau 25 và hai mặt bên 26. Vỏ 23 này được đóng kín ở phần đỉnh và đáy, bằng nắp 27 và mặt đáy 28, được nối bằng các mép bích với vỏ bằng các đỉnh tán 29. Vỏ 23 này được làm kín bằng cách hàn các sợi ở dạng tinh thể xung quanh chu vi vỏ với nắp 27 và mặt đáy 28.

Khung đỡ phía trên 30 và khung đệm phía dưới 31 được bố trí trên vỏ 23. Chuôi các thanh nhiên liệu phía trên 32 được cố định với khung đỡ 30. Việc cố định được thực hiện bằng các công cụ như dây 33 được nối bằng ren trong các lỗ ở chuôi phía trên. Chuôi của các thanh nhiên liệu phía dưới 32 được luồn qua khung đệm 31. Trong trường hợp này, các chuôi phía dưới có thể di chuyển theo chiều dọc trong thời gian giãn nở nhiệt của các thanh nhiên liệu 32 được đặt trong khung

lưới hình vuông với kích thước 12x12 mm. Vì chiều dài của các thanh nhiên liệu có giá trị nhỏ xấp xỉ 395 mm và, có tính đến lưu tốc thấp của chất tải nhiệt, nên không có các công cụ đệm trung gian, và chỉ có các khung 30 và 31 được tách khỏi nhau.

Để bố trí tuần hoàn chất tải nhiệt của hệ thống thứ nhất, vỏ 23 được chia thành các phần theo chiều ngang 34, cho phép đạt được tốc độ làm sạch có thể chấp nhận được của các thanh nhiên liệu. Có bảy phần như vậy được đặt theo thứ tự giống như “bàn cờ” tạo thành đường dẫn. Fig.6 thể hiện mô hình dòng chảy của chất tải nhiệt trong lõi của lò phản ứng (mặt trước 24 không được thể hiện trên hình vẽ). Lõi này được thiết kế để có thể đạt được tốc độ làm sạch đồng đều của các thanh nhiên liệu ở mức chấp nhận được.

Ngoài việc bố trí dòng chảy của chất tải nhiệt, các vách ngăn 34 đóng vai trò quan trọng cho phép làm giảm đáng kể độ dày của thành trước 24 từ phía lõi ra của chùm neutron thành 2 mm, do đó cho phép tăng mật độ dòng neutron tại lõi ra của lõi của lò phản ứng. Trên mặt sau 25 của vỏ 23, có ống cấp 35 và ống dẫn 36 để dẫn lưu chất tải nhiệt từ lõi 11.

Trên nắp 27 của vỏ của lõi, các đường dẫn 37 được bố trí để lắp các thanh điều khiển CPS. Như được thể hiện trên Fig.7 và Fig.8, các đường dẫn 37 được lắp trong vỏ 23 thay vì bốn thanh nhiên liệu. Các đường dẫn được tạo ra bằng các ống có đường kính $\varnothing$ 10 mm với độ dày của thành ống là 0,5 mm và tận cùng các đầu có ren 38 với cơ cấu chuyển động của bộ điều khiển CPS được lắp vào.

Bộ phản xạ 12 của lò phản ứng bao bọc lõi 11 từ mặt các mặt sau, bên, đỉnh, và đáy và được chia thành mặt sau, mặt đỉnh, mặt đáy và hai bên. Các mặt sau, trên, dưới, bên của bộ phản xạ được làm bằng các khối thép không gỉ (thép 12X18H10T) và mỗi mặt có độ dày tổng cộng là 300 mm.

Lớp bảo vệ của 3 lò phản ứng được chia nhỏ thành mặt trước 39, mặt bên 40, mặt sau 41, mặt đỉnh 42 và mặt đáy 43 của bộ bảo vệ. Các vật liệu cơ bản của bộ bảo vệ, polyetylen borat và urani đã làm nghèo được sử dụng, được sử dụng dưới dạng các khối, với phần gờ được đặt phủ chòm lên nhau nhằm ngăn phóng xạ “tràn ra ngoài”.

Bộ bảo vệ mặt trước 39 cung cấp liều lượng được yêu cầu trong hộp y học tại lối ra của chùm NCT và các buồng gần kề. Bộ bảo vệ mặt trước 39 theo hướng đầu ra chùm NCT bao gồm:

- a) bộ lọc của chính bộ bảo vệ mặt trước, thực hiện cả hai chức năng bảo vệ;
- b) ống chuẩn trực bọc chì, cũng thực hiện các chức năng bảo vệ (chủ yếu là phóng xạ gama); độ dày của phần có dạng hình nón của ống chuẩn trực là 150 mm, độ dày của phần có dạng hình trụ là 100 mm;
- c) thành phần bảo vệ liên lớp (ở xa lõi) của urani đã làm nghèo (U) và polyetylen borat (PB);

PB (400 mm) + U (220 mm) + PB (130 mm) + U (20 mm)

Bộ bảo vệ mặt bên 40 cung cấp liều lượng được yêu cầu trong hộp y học tại lối ra của chùm FNT và các buồng gần kề. Bộ bảo vệ mặt bên theo hướng đầu ra chùm NCT bao gồm:

- a) bộ phản xạ bằng thép dày 300mm;
- b) kết cấu liên lớp của urani đã làm nghèo và polyetylen borat (theo hướng cách xa lõi).

U (100 mm) + PB (300 mm) + U (200 mm) + PB (150 mm) + U (30 mm)

Bộ bảo vệ mặt bên theo cách hướng khác có thành phần và kết cấu tương tự với các bộ bảo vệ phía trên 42 và phía dưới 43. Đây là thành phần ba lớp gồm các thành phần sau:

U (100 mm) + PB (500 mm) + U (100 mm)

Bộ bảo vệ mặt sau 41 được thiết kế để bảo vệ các buồng gần kề khác cạnh lò phản ứng.

Kết cấu bộ bảo vệ mặt sau bao gồm bộ phản xạ bằng thép (dày 300 mm) và thành phần ba lớp:

U (120 mm) + PB (900 mm) + U (100 mm)

Đường dẫn 4 đối với liệu pháp bắt giữ neutron được tạo thành bởi lỗ 44 trong phần bảo vệ mặt trước được đặt đồng trục với lỗ dạng hình nón của ống chuẩn trực bọc chì 8.

Đường dẫn 5 đối với liệu pháp neutron nhanh được tạo thành bởi lỗ xuyên qua phần bảo vệ mặt bên và bộ phản xạ mặt bên.

Cổng có thể di chuyển thứ nhất 6 cho phép chặn chùm neutron NCT khi phiên liệu pháp neutron diễn ra trên chùm FNT. Trong trường hợp này, để tối thiểu nền neutron ở vị trí của bệnh nhân dùng liệu pháp neutron nhanh, thì nút bịt 46 bằng polyetylen borat được đưa vào trong đường dẫn chùm NCT.

Cổng có thể di chuyển được thứ 2 cho phép chặn chùm neutron FNT trong quá trình chiếu xạ trên chùm NCT. Trong trường hợp này, nút bịt 47 bằng polyetylen borat cũng được đưa vào bên trong đường dẫn chùm FNT. Khi lò phản ứng bị tắt, thì cả hai chùm bị chặn bằng các cổng trượt và trong đường dẫn có các nút bằng polyetylen borat.

Bộ điều khiển CPS 13 của hệ thống lò phản ứng bao gồm bốn thanh điều khiển. Các thanh này di chuyển được nhờ sử dụng dẫn động CPS trong các đường dẫn khô 37 tới vị trí bộ điều khiển CPS. Vật liệu hấp thụ neutron của các thanh điều khiển làm bằng bo cacbua (B_4C) được đặt bên trong các thanh hình trụ có đường kính 7 mm và với vỏ có độ dày 0,3 mm.

Để lắp các bộ dẫn động 48 của cơ cấu chuyển động CPS trong bộ bảo vệ phía trên 42 và bộ phản xạ phía trên, thì các đường dẫn được tạo ra. Trong bộ bảo vệ mặt sau 41 và bộ phản xạ mặt sau, các đường dẫn được bố trí để lắp ống dẫn 49 của hệ thống thứ nhất được nối với ống cấp và lối ra chất tải nhiệt của lõi.

Hoạt động của nguồn neutron dùng trong y học nhằm tối thiểu số lượng người bảo dưỡng và nhằm tối thiểu mức độ tích lũy chất thải phóng xạ được thực hiện trong chế độ “khởi động - dừng”, có nghĩa là hoạt động của lò phản ứng ở công suất định mức chỉ trong phiên trị liệu khoảng một giờ.

Hoạt động của lò phản ứng ở mức công suất được yêu cầu xấp xỉ 3 giờ mỗi ngày để chiếu xạ từ 1 đến 2 bệnh nhân, có tính đến các hoạt động chuẩn bị sơ bộ, khởi động, dừng, thời gian thay đổi dịch vụ sẽ là từ 5 đến 8 giờ. Đối với khoảng

thời gian còn lại (vào ban đêm hoặc cuối tuần), thì lò phản ứng sẽ được đặt ở chế độ tắt tạm thời. Sự có mặt của nhân viên giám sát trong quá trình dừng tạm thời là không cần thiết.

Để thực hiện liệu pháp neutron, thì nguồn neutron dùng trong y học được sử dụng như sau: chất giải nhiệt ở nhiệt độ 20°C được cấp cho lõi của lò phản ứng hạt nhân trong trạng thái cận tới hạn, trong đó nước được sử dụng là chất tải nhiệt.

Lõi của lò phản ứng được lấy ra từ trạng thái cận tới hạn tới trạng thái tới hạn trước khi đạt được công suất danh định của lò phản ứng hạt nhân. Sự dịch chuyển của lõi từ trạng thái cận tới hạn tới trạng thái tới hạn được thực hiện bằng cách lấy ra một trong các thanh điều khiển CPS khỏi lõi.

Bệnh nhân được đặt ở phía trước của đường dẫn thoát ra neutron cần thiết. Việc lựa chọn đường dẫn thoát ra neutron cụ thể được xác định bằng các chỉ định của bệnh ung thư. Sau đó, đường dẫn thoát ra neutron này được mở cho phiên trị liệu neutron. Trong khoảng thời gian diễn ra phiên trị liệu neutron, thì hoạt động của lò phản ứng ở công suất định mức được duy trì.

Tại thời điểm kết thúc phiên trị liệu neutron, đường dẫn thoát ra neutron đồng thời được đóng và lõi của phản ứng được chuyển sang trạng thái cận tới hạn. Lõi được dịch chuyển của lõi từ trạng thái tới hạn sang trạng thái cận tới hạn bằng cách đưa một trong các thanh điều khiển CPS vào trong lõi.

Nhiệt độ của chất tải nhiệt tại lõi vào lõi được giữ không đổi và bằng nhiệt độ thiết lập, trong cả khoảng thời gian lấy ra lõi ở trạng thái tới hạn và khoảng thời gian hoạt động của lò phản ứng hạt nhân ở công suất định mức.

Lịch biểu hàng ngày đối với hoạt động của lò phản ứng của nguồn neutron dùng trong y học trong liệu pháp điều trị cho 2 bệnh nhân như sau:

- kiểm tra hệ thống và trang bị, mở bơm tuần hoàn.
- trên các tình huống, lò phản ứng cung cấp công suất từ 0,1 tới 0,5 kW
- tại trạng thái nhiệt độ ổn định: 2 giờ,
- chuẩn bị bệnh nhân cho phiên chiếu xạ: 0,5 giờ,
- phiên chiếu xạ với công suất đầu ra lên tới 10 kW: 0,3-1 giờ

- chuyển đổi bệnh nhân (công suất 0,1-0,5 kW): 1 giờ,
- phiên chiếu xạ với công suất đầu ra lên tới 10 kW: 0,3-1 giờ,
- tắt lò phản ứng, di dời bệnh nhân: 0,3 giờ,
- làm lạnh, thiết lập chế độ
- ngắt tạm thời: 1 giờ.

Tổng cộng: 5,4 tới 6,8 giờ.

Sau phiên chiếu xạ kép, lò phản ứng được ngắt bằng tất cả các thanh điều khiển CPS, thời gian thiết lập chế độ giảm dần, sau đó hệ thống làm lạnh và các hệ thống kỹ thuật khác được tắt. Lò phản ứng được để ở trạng thái này cho đến ngày làm việc tiếp theo.

Trong khi các khía cạnh và các phương án khác nhau để thực hiện sáng chế được mở tả trong phần mô tả này, thì người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật này cần hiểu rằng có nhiều cách thức khác để thực hiện sáng chế. Các khía cạnh và các phương án khác nhau của sáng chế chỉ nhằm mục đích minh họa và không nhằm hạn chế phạm vi bảo hộ của sáng chế, và phạm vi bảo hộ của sáng chế được xác định bằng các điểm yêu cầu bảo hộ kèm theo sau đây.

YÊU CẦU BẢO HỘ

1. Nguồn neutron dùng trong y học bao gồm:

- lò phản ứng hạt nhân, với lõi được tạo thành bởi vỏ có dạng hình hộp có mặt trước, mặt sau, và hai mặt bên, nắp và mặt đáy,

bộ phản xạ neutron, bao bọc lõi từ phía mặt sau, mặt bên, mặt đỉnh và mặt đáy và bao gồm các bộ phản xạ ở mặt sau, mặt bên, mặt trên và mặt đáy,

được đặt trong vỏ của khung đỡ phía trên và khung đệm phía dưới,

các thanh nhiên liệu, có chuôi phía trên được cố định một chỗ với khung đỡ phía trên có các chuôi phía dưới có khả năng di chuyển theo phương thẳng đứng trong khoảng thời gian giãn nở nhiệt của các thanh nhiên liệu,

các đường dẫn được đặt trên nắp của vỏ để lắp các thanh điều khiển (CPS: *Control and Protection System*),

được đặt trên vỏ có ống cấp và ống xả của hệ thống chính của chất tải nhiệt được ổn định,

các vách ngăn phân chia thể tích bên trong của vỏ để đảm bảo làm sạch các thanh nhiên liệu và các đường dẫn lắp các thanh điều khiển CPS bằng chất tải nhiệt;

- ống chuẩn trực với lõi dạng hình nón được làm bằng vật liệu có tiết diện tán xạ lớn và khối lượng nguyên tử lớn,

- bộ lọc neutron được đặt trong lõi có dạng hình nón của ống chuẩn trực có bọc chì theo cách đường kính lớn hơn của lõi có dạng hình nón liền kề với mặt trước của vỏ của lõi của lò phản ứng,

- bộ bảo vệ bao bọc bộ phản xạ neutron và ống chuẩn trực và được chia nhỏ thành mặt trước, mặt sau, mặt bên, mặt đỉnh, và mặt đáy,

- đường dẫn để thực hiện liệu pháp bắt giữ neutron được tạo thành bởi lõi trong phần bảo vệ, được đặt đồng trục với lõi dạng hình nón của ống chuẩn trực bọc chì,

- ít nhất một đường dẫn để thực hiện liệu pháp neutron nhanh được tạo thành bởi lỗ xuyên qua phần bảo vệ mặt bên và bộ phản xạ mặt bên,

- công có thể di chuyển thứ nhất để mở và đóng đường dẫn thoát ra neutron đối với liệu pháp bắt giữ neutron,

- công có thể di chuyển thứ hai để mở và đóng đường dẫn thoát ra neutron đối với liệu pháp neutron nhanh.

2. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm 1, trong đó hệ thống thứ nhất bao gồm bơm tuần hoàn, bộ ổn định nhiệt của chất tải nhiệt ở lõi vào lõi và bộ bù dung tích.

3. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm 2, khác biệt ở chỗ bơm tuần hoàn, bộ ổn định nhiệt của chất tải nhiệt, và bộ bù dung tích được nối với hệ thống thủy lực được đặt bên ngoài bộ bảo vệ.

4. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm 1, khác biệt ở chỗ trong bộ bảo vệ mặt sau và bộ phản xạ mặt sau, các đường dẫn được bố trí để lắp hệ thống các đường ống thứ nhất nối với ống cấp và ống xả chất tải nhiệt của lõi.

5. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm 1, khác biệt ở chỗ nắp vỏ được trang bị ít nhất bốn đường dẫn để lắp bộ điều khiển CPS.

6. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm 5, khác biệt ở chỗ các đường dẫn để lắp bộ điều khiển CPS được bố trí được nối bằng ren với cơ cấu chuyển động CPS được liên kết.

7. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm 6, khác biệt ở chỗ trong bộ bảo vệ phía trên và bộ phản xạ phía trên, các đường dẫn được bố trí để lắp cơ cấu dẫn động để di chuyển bộ điều khiển CPS.

8. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ điểm 5 tới điểm 7, khác biệt ở chỗ ít nhất bốn thanh điều khiển được sử dụng như bộ điều khiển CPS, có thể di chuyển được bằng cơ cấu chuyển động của bộ điều khiển CPS trong các đường dẫn lắp các thanh điều khiển CPS.

9. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ điểm 5 tới điểm 7, khác biệt ở chỗ một trong số các thanh điều khiển CPS được chọn làm thanh điều chỉnh đầu ra của lò phản ứng hạt nhân ở mức công suất danh định.
10. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm 1, khác biệt ở chỗ các bộ phản xạ mặt sau, mặt bên, mặt trên và mặt đáy được làm bằng các khối thép không gỉ.
11. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm 1, khác biệt ở chỗ độ dày của các bộ phản xạ mặt sau, mặt bên, mặt phía trên và phía dưới được chọn nằm trong khoảng từ 290 mm tới 310 mm.
12. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm 1, khác biệt ở chỗ độ dài, độ cao, độ rộng thể tích hình hộp bên trong của vỏ được chọn nằm trong các khoảng tương ứng, từ 490 mm tới 498 mm, từ 172 mm tới 180 mm và từ 410 mm tới 490 mm.
13. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm 1, khác biệt ở chỗ các thanh nhiên liệu trong lõi được bố trí trong khung lưới hình vuông có chiều dài được chọn nằm trong khoảng từ 11,6 mm tới 12,4 mm.
14. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm 1, khác biệt ở chỗ urani đioxit (UO_2) với ^{235}U được làm giàu được chọn nằm trong khoảng từ 15% tới 20% được sử dụng như nhiên liệu của các thanh nhiên liệu.
15. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm 1, khác biệt ở chỗ B_4C được sử dụng như vật liệu hấp thụ của các thanh điều khiển.
16. Nguồn neutron dùng trong y học theo điểm 1, khác biệt ở chỗ Pb được sử dụng như vật liệu của ống chuẩn trực.
17. Lò phản ứng hạt nhân cho nguồn neutron dùng trong y học bao gồm:

lõi được tạo thành bởi vỏ có dạng hình hộp có mặt trước, mặt sau, và hai mặt bên, cũng như nắp và mặt đáy,

và bộ phản xạ neutron bao bọc lõi từ các mặt sau, mặt bên, mặt đỉnh và mặt đáy,

trên vỏ có các khung đỡ phía trên và khung đệm phía dưới,

trên khung đỡ phía trên có chuôi phía trên của các thanh nhiên liệu được cố định có các chuôi phía dưới có khả năng di chuyển theo phương thẳng đứng trong khoảng thời gian giãn nở nhiệt của các thanh nhiên liệu,

trên nắp vỏ được đặt (cố định) các đường dẫn để lắp các thanh điều khiển CPS,

vỏ được bố trí ống cấp và ống xả của hệ thống chính của chất tải nhiệt được ổn định,

và thể tích bên trong của vỏ được chia thành các phần để đảm bảo tốc độ làm sạch các thanh nhiên liệu và các đường dẫn lắp các thanh điều khiển CPS bằng chất tải nhiệt.

18. Lò phản ứng hạt nhân theo điểm 17, trong đó hệ thống thứ nhất bao gồm bơm tuần hoàn, bộ ổn định nhiệt của chất tải nhiệt ở lõi vào lõi và bộ bù dung tích.

19. Lò phản ứng hạt nhân theo điểm 17, khác biệt ở chỗ ít nhất bốn thanh điều khiển được sử dụng như bộ điều khiển CPS, có thể di chuyển được bằng cơ cấu chuyển động của bộ điều khiển CPS trong các đường dẫn lắp các thanh điều khiển CPS.

20. Lò phản ứng theo điểm 19, trong đó một trong số các thanh điều khiển CPS được chọn như thanh điều khiển đầu ra lò phản ứng đối với lõi của lò phản ứng hạt nhân ở mức công suất danh định.

21. Lò phản ứng hạt nhân theo điểm 17, khác biệt ở chỗ urani đioxit (UO_2) với ^{235}U được làm giàu được chọn nằm trong khoảng từ 15% tới 20% được sử dụng như nhiên liệu trong các thanh nhiên liệu.

22. Lò phản ứng hạt nhân theo điểm 17, khác biệt ở chỗ B_4C được sử dụng như vật liệu hấp thụ của các thanh điều khiển.

23. Phương pháp sử dụng nguồn neutron dùng trong y học bao gồm:

trong lõi của lò phản ứng hạt nhân trong trạng thái cận tới hạn, chất tải nhiệt được cấp ở nhiệt độ được định trước,

lấy ra lõi của lò phản ứng từ trạng thái cận tới hạn tới trạng thái tới hạn cho đến khi đạt được công suất danh định của lò phản ứng hạt nhân,

mở đường dẫn thoát ra neutron đối với phiên trị liệu neutron,

hỗ trợ hoạt động của lò phản ứng ở công suất định mức trong khoảng thời gian phiên điều trị neutron,

đồng thời đóng đường dẫn thoát ra neutron và chuyển lõi của lò phản ứng thành trạng thái cận tới hạn sau thời gian của phiên điều trị neutron,

trong khi duy trì nhiệt độ của chất tải nhiệt tại lõi vào lõi được giữ không đổi và bằng nhiệt độ thiết lập, trong cả khoảng thời gian lấy ra lõi ở trạng thái tới hạn và khoảng thời gian hoạt động của lò phản ứng hạt nhân ở công suất định mức.

24. Phương pháp theo điểm 23, trong đó nước được sử dụng làm chất tải nhiệt.

25. Phương pháp theo điểm 24, trong đó nhiệt độ nước được định trước ở lõi vào lõi của lò phản ứng được chọn nằm trong khoảng từ 18°C tới 24°C.

26. Phương pháp theo điểm 23, trong đó việc chuyển lõi từ trạng thái cận tới hạn sang trạng thái tới hạn và từ trạng thái tới hạn sang trạng thái cận tới hạn, tương ứng, bằng cách rời đi một trong số các thanh điều khiển từ lõi hoặc đưa vào lõi.

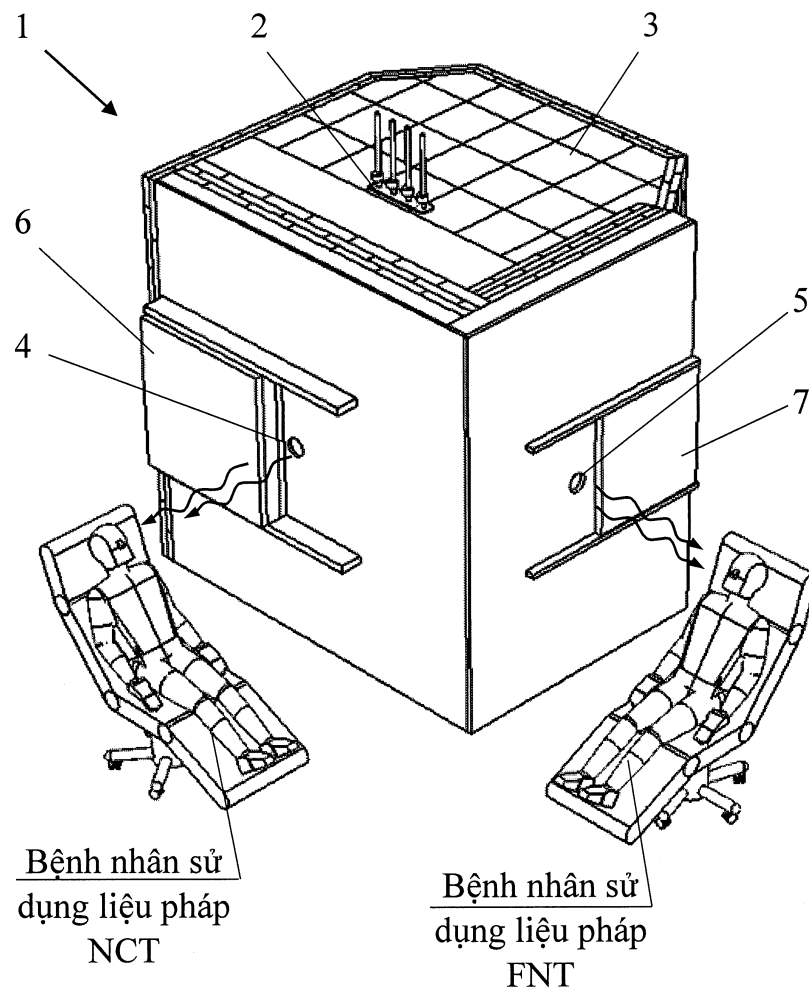


Fig.1

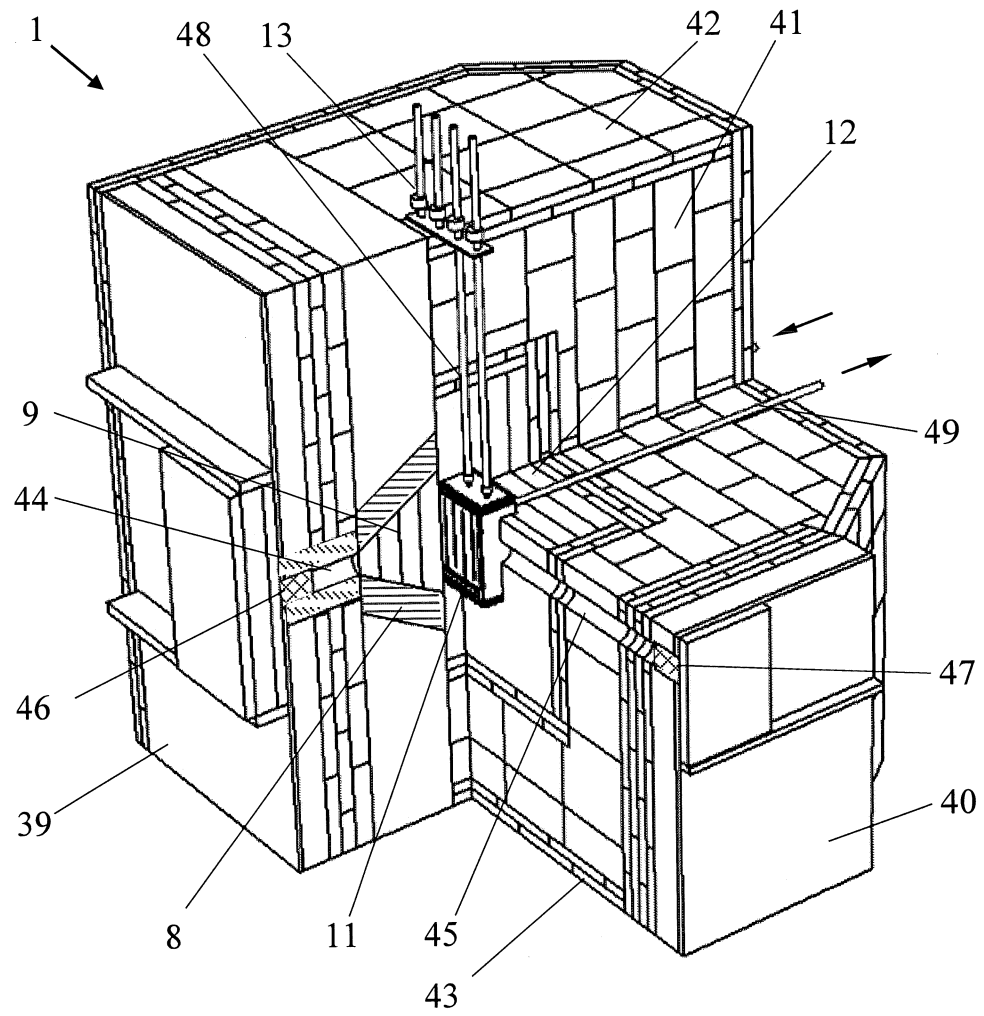


Fig.2

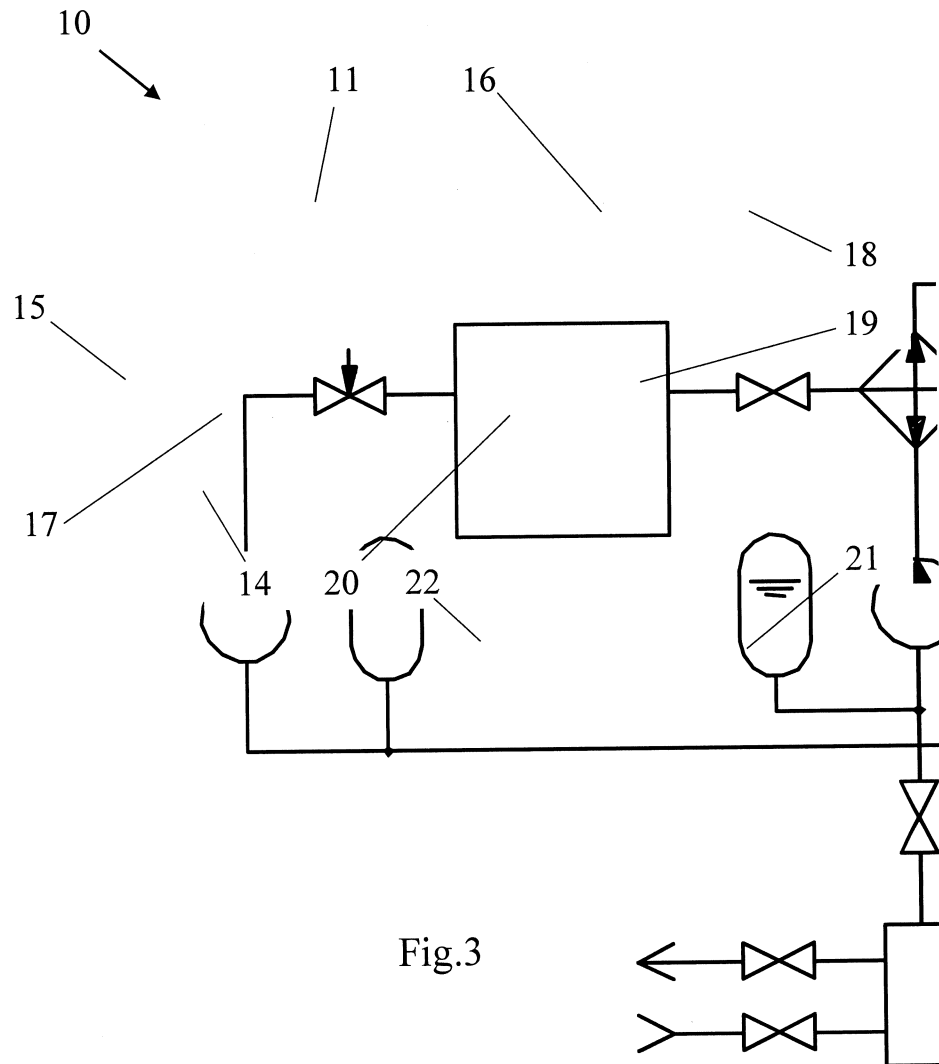


Fig.3

4/6

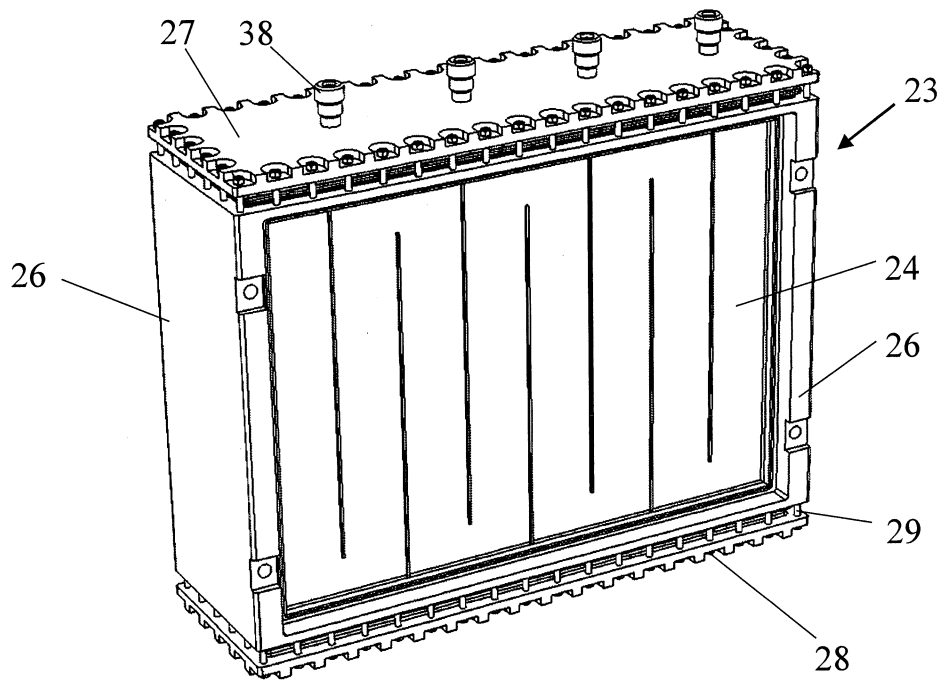


Fig. 4

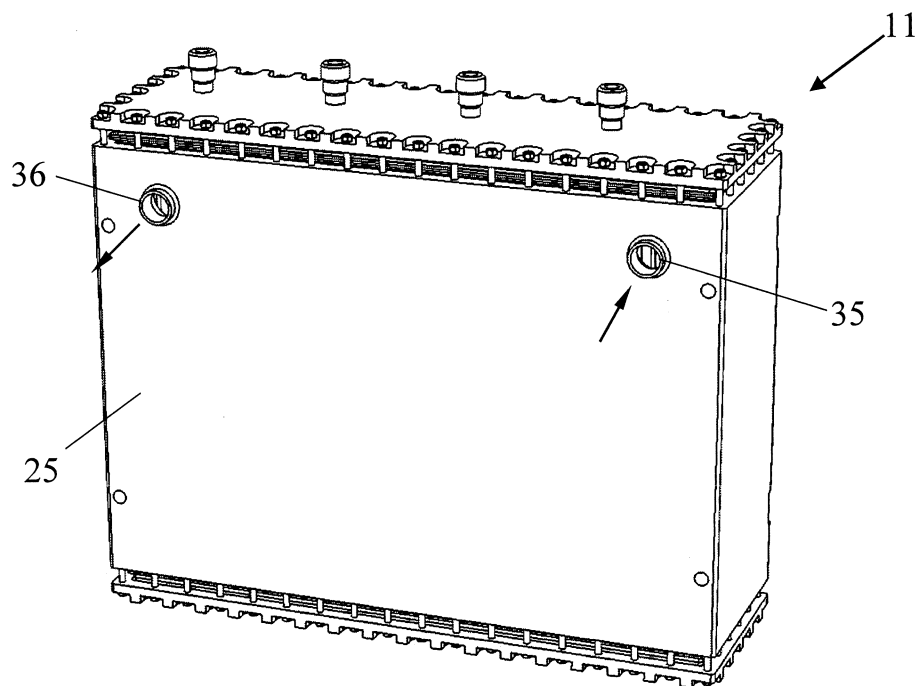


Fig. 5

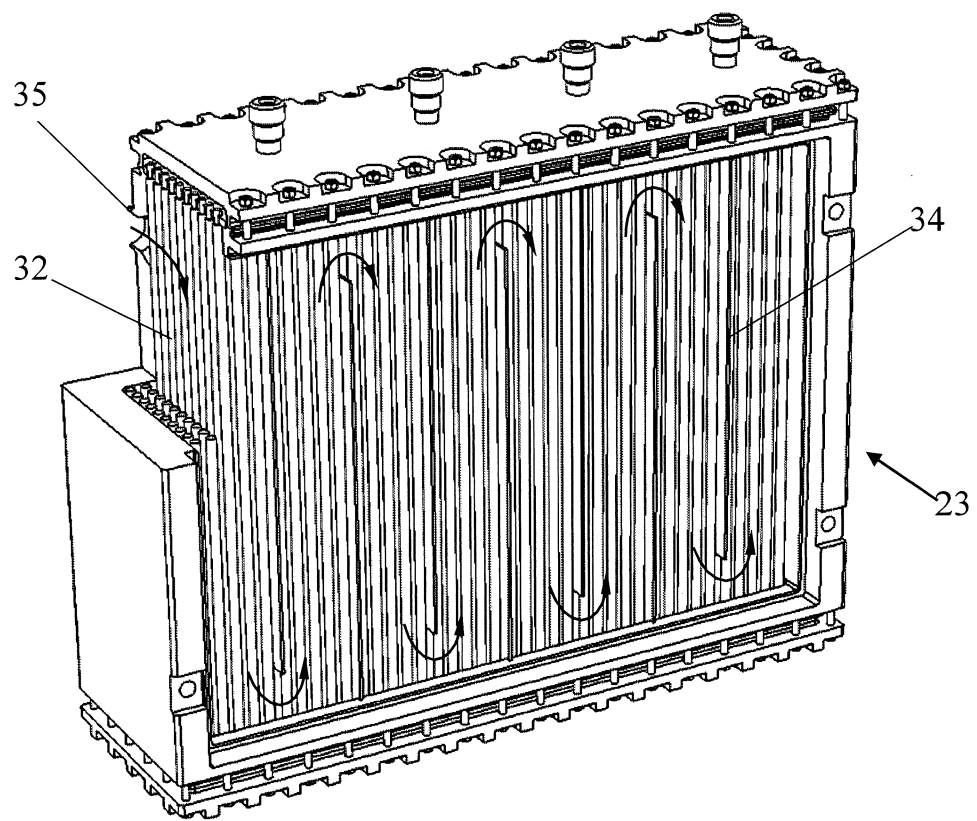


Fig.6

6/6

