

Разработка ускорителей электронов для медицины в НИИЯФ МГУ и ЛЭУ МГУ

В.И. Шведунов

24 октября 2024 г.

Семинар памяти профессора Б.С. Ишханова
“Фотоядерные исследования. Состояние и перспективы”

Четыре направления разработок ускорителей электронов для медицины в НИИЯФ МГУ и ЛЭУ МГУ:

- 1. Лучевая терапия**
- 2. Производство изотопов для диагностики и лечения**
- 3. Стерилизация медицинских изделий**
- 4. Диагностика и терапия (на основе комптоновского источника, совместно с ФИАН)**

Лучевая терапия - работы НИИЯФ МГУ и ЛЭУ МГУ

- 1. Интраоперационная лучевая терапия**
- 2. Традиционная лучевая терапия**
- 3. Флэш-терапия**

Интраоперационная лучевая терапия (ИОЛТ)

СПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫЕ УСКОРИТЕЛИ ДЛЯ ИОЛТ

4, 6, 9 и 12 MeV
2.5 or 10 Gy/min



МОБЕТРОН
США

3.9, 4.7, 5.7 и 6.9 MeV
4-31 Gy/min



NOVAC7
ИТАЛИЯ

10 MeV
20 Gy/min



LIAC
ИТАЛИЯ

3 – 8.5 MeV
2 Gy/min



ММБ-10
РОССИЯ

Интраоперационная лучевая терапия

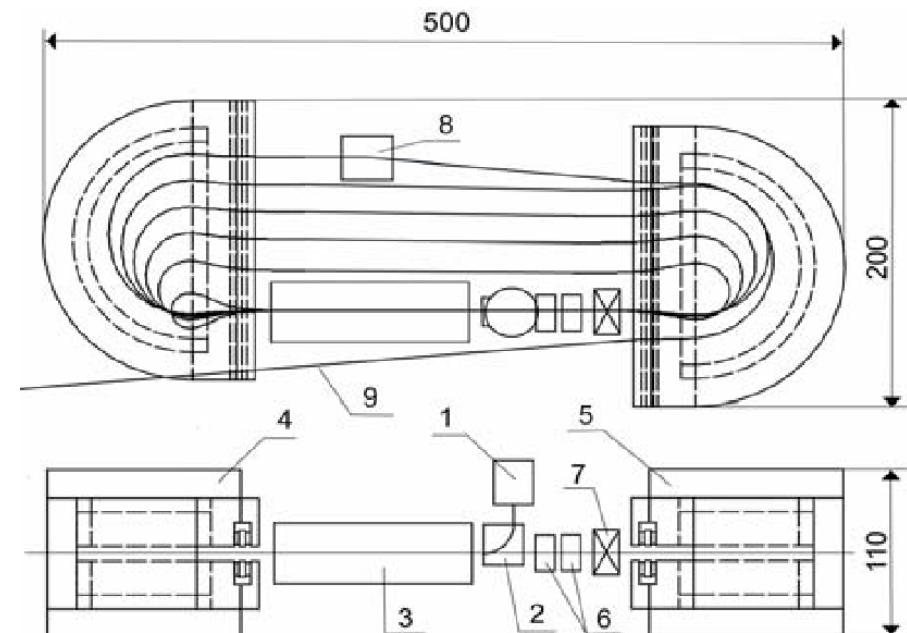
Proceedings of RuPAC XIX, Dubna 2004

CONCEPTUAL DESIGN OF THE MINIATURE ELECTRON ACCELERATOR DEDICATED TO IORT

B.S. Ishkhanov, N.I. Pakhomov, N.V. Shvedunov,
V.I. Shvedunov, SINP MSU, 119899 Moscow, Russia
V.P. Gorbachev, RIMP SSU, 410026 Saratov, Russia

Table 1: RTM Parameters

Beam energies	6, 8, 10, 12 MeV
Operating wavelength	5.24 cm
Synchronous energy gain	2 MeV
End magnets field	0.8 T
Injection energy	25 keV
Pulsed RF power	600 kW
RTM dimensions	500x200x110 mm
RTM weight	<40 kg



Интраоперационная лучевая терапия



Обсуждение проекта ускорителя с Ю.С. Мардынским в Медицинском радиологическом научном центре (г. Обнинск) с участием Б.С. Ишханова. 2004 год.

Интраоперационная лучевая терапия

В июле 2005 г. было предложено реализовать проект ускорителя для ИОЛТ совместно с Политехническим университетом Каталонии.

FRAMEWORK BILATERAL AGREEMENT BETWEEN
TECHNICAL UNIVERSITY OF CATALONIA (Barcelona, Spain)
AND
SKOBELTSYN INSTITUTE OF NUCLEAR PHYSICS
(Moscow State University, Moscow, Russia)

Clause 1.- Objectives of the present agreement

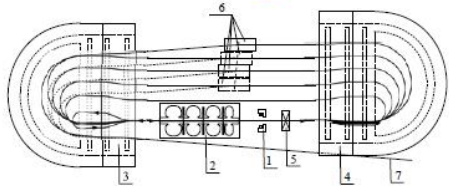
The objective of the present agreement is to establish a framework of collaboration in the field of accelerator physics and technologies, to carry out the “*Microtron*” joint project and to promote the exchange of persons, activities and experiences in the fields of research and higher education between the two signing Institutions.

The UPC nominates Prof. Iouri Koubychine of the Institute of Energy Technologies as the coordinating researcher of the present Framework Agreement.

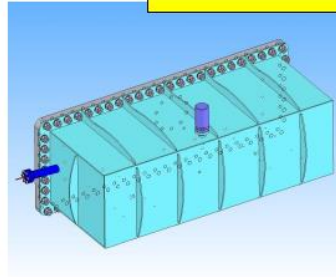
The SINP nominates Dr. Vasilij Shvedunov of the Department of Electromagnetic Processes of Interaction in Atomic Nuclei as the coordinating researcher of the activities within the present Framework Agreement.

Интраоперационная лучевая терапия

12 MeV UPC RTM General layout

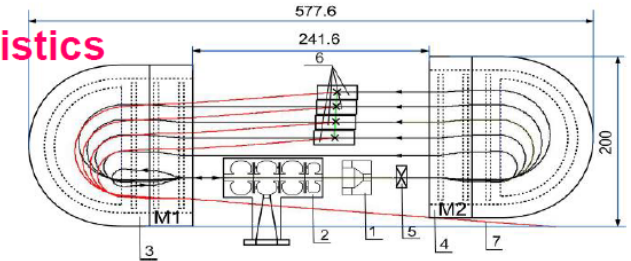


Accelerator head



12 MeV RTM: Main characteristics

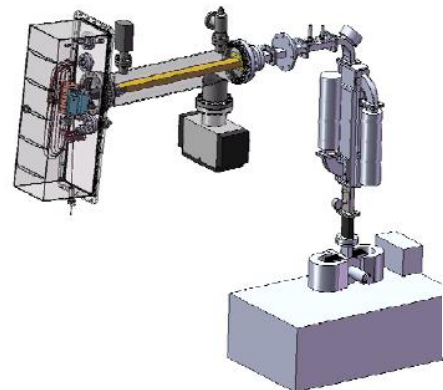
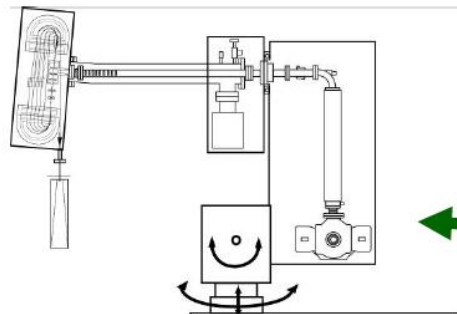
Main characteristics



Beam energies	6, 8, 10, 12 MeV
Operating wavelength / frequency	5.25 cm / 5712 MHz
Synchronous energy gain	2 MeV
RF and E-gun pulse length*	3 μ s
Pulse repetition rate*	1 – 250 Hz
End magnet field	0.8 T
Kinetic energy at the injection	25 keV
Pulsed beam current at RTM exit	5 mA
Pulsed RF power	< 750 kW
RTM dimensions	670x250x210 mm
RTM head weight	<100 kg

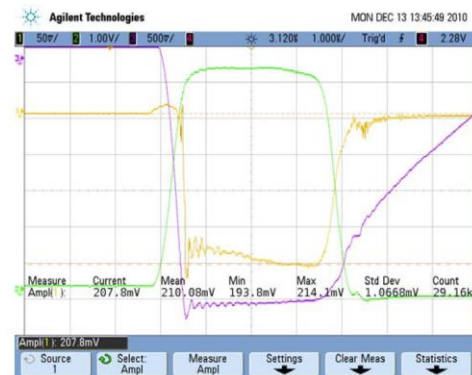
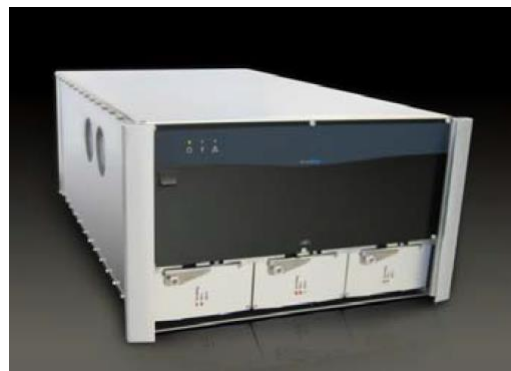
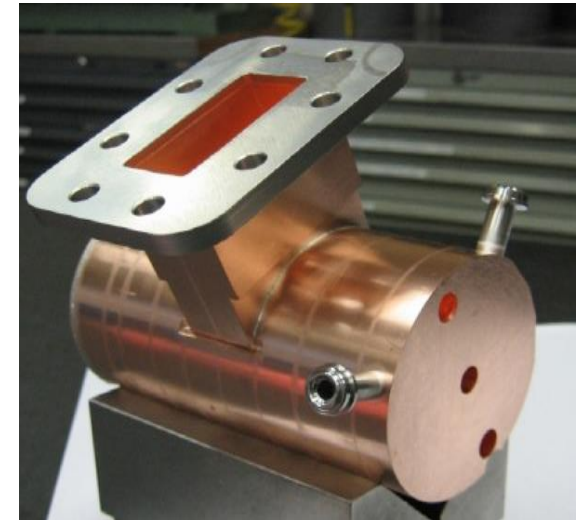
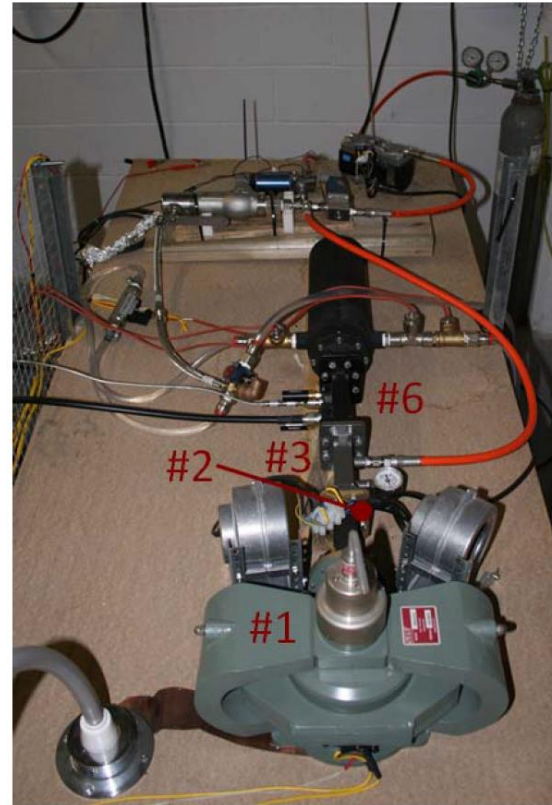
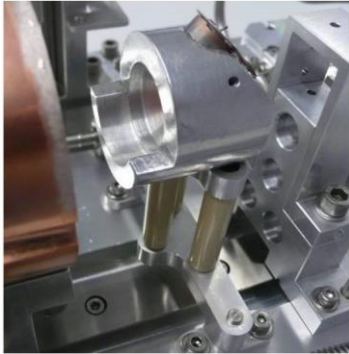
Harmonic number:

$$\nu = 1$$



IORT complex

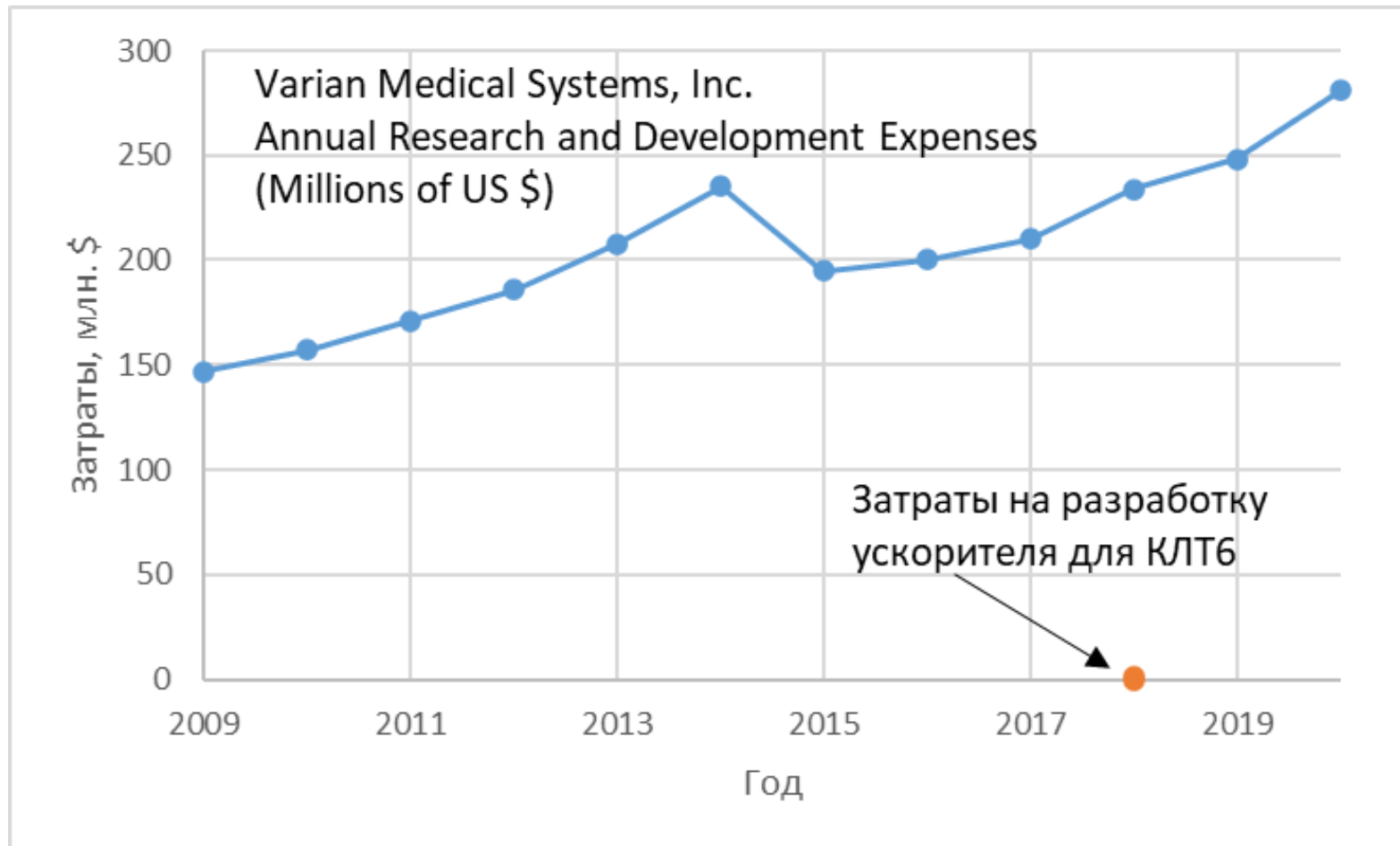
Интраоперационная лучевая терапия



Традиционная лучевая терапия

Первое совещание по проекту КЛТ6 от 10 октября 2017 г.

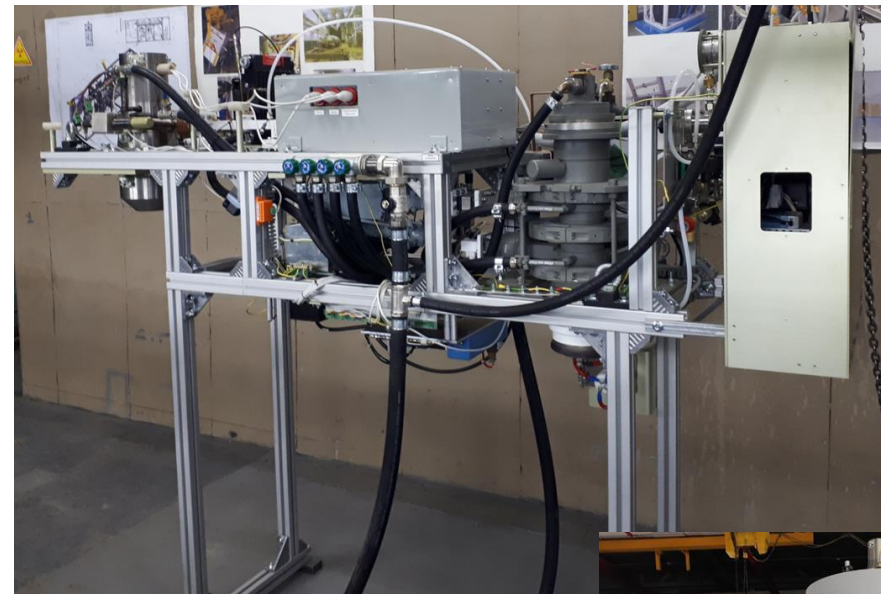
Финансирование



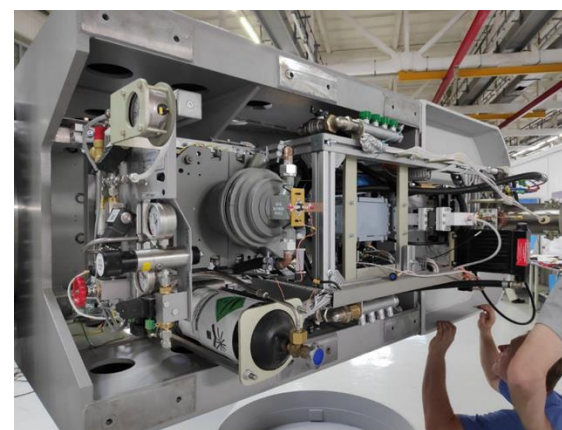
Традиционная лучевая терапия

Ускоритель для комплекса лучевой терапии КЛТб («Оникс»)

Параметр	Величина
Рабочая частота ускоряющей структуры	5712 МГц
Высокая энергия ¹⁾	6 МэВ
Глубина максимальной поглощённой дозы на оси пучка излучения в водном фантоме, d_{\max} , без выравнивающего фильтра	$1,5 \pm 0,2$ см
Процентная глубинная доза на глубине 10 см в водном фантоме, PDD10, без выравнивающего фильтра	$63,8 \pm 0,9$ %
Отношение ткань-фантом, TPR _{20,10} , без выравнивающего фильтра	$0,634 \pm 0,01$
Низкая энергия ²⁾ , не более	2,5 МэВ
Диапазон регулирования мощности дозы в режиме высокой энергии	1 - 10 Гр/мин на 1 м на глубине максимальной поглощённой дозы
Диапазон регулирования мощности дозы в режиме низкой энергии	0,01 – 0,5 Гр/мин на 1 м
Макс. частота повторения в режиме высокой энергии	400 Гц
Макс. частота повторения в режиме низкой энергии	400 Гц
Стабильность высокой энергии	$\pm 3\%$
Стабильность низкой энергии	$\pm 3\%$
Стабильность мощности дозы при высокой энергии	$\pm 10\%$
Стабильность мощности дозы при низкой энергии	$\pm 10\%$



Испытательный стенд, 2019 г.



Установка в Гантри

Традиционная лучевая терапия

Проект ускорителя для лучевой терапии на энергию 6 – 20 МэВ

[Submitted on 12 Jul 2020 (v1), last revised 2 Aug 2020 (this version, v2)]

Electron Accelerator for Radiation Therapy with Beam Energy 6-20 MeV

L. Yu. Ovchinnikova (1 and 2), V. I. Shvedunov (1 and 2) ((1) Skobeltsyn Institute of Nuclear Physics, Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia, (2) Laboratory of Electron Accelerators MSU Ltd, Moscow, Russia)

Purpose: To describe a concept of a compact electron accelerator for external radiation therapy with variable energy in the range of 6 - 20 MeV, based on linotron principle. **Methods:** Beam dynamics simulation using the CST and MAD-X code. Various optimization methods of multi-parameter problem. **Results:** Our accelerator differs from the Reflexotron in a number of essential details: a much more compact and more efficient C-band accelerating structure, optimized for the high capture efficiency, narrow energy and phase spectra, and low transverse emittance; magnetic mirror with fixed field based on rare-earth permanent magnets; three-electrode electron gun with off-axis placement of the cathode with a current regulated in the range of two orders of magnitude. These improvements allow the possibility to: adjust the accelerated beam current in a wide range in accordance with the required energy; reduce parasitic losses of the beam current and the associated parasitic radiation; eliminate the risk of setting an erroneous energy value; significantly reduce the dimensions of the accelerator and simplify its operation. **Conclusions:** We presented the results of calculation of the electron accelerator for external radiation therapy in the energy range of 6 - 20 MeV. The accelerator is based on the principle of double beam acceleration in the same accelerating structure, which allows to control the beam energy in a wide range, reduce RF power consumption and the dimensions of the accelerator, and, therefore, reduce its cost. The results can be used to develop the design of the accelerator on the platform of the KLT-6 complex created by ROSATOM.

Comments: 12 pages, 21 figures, LaTeX; typos corrected

Subjects: **Accelerator Physics (physics.acc-ph)**

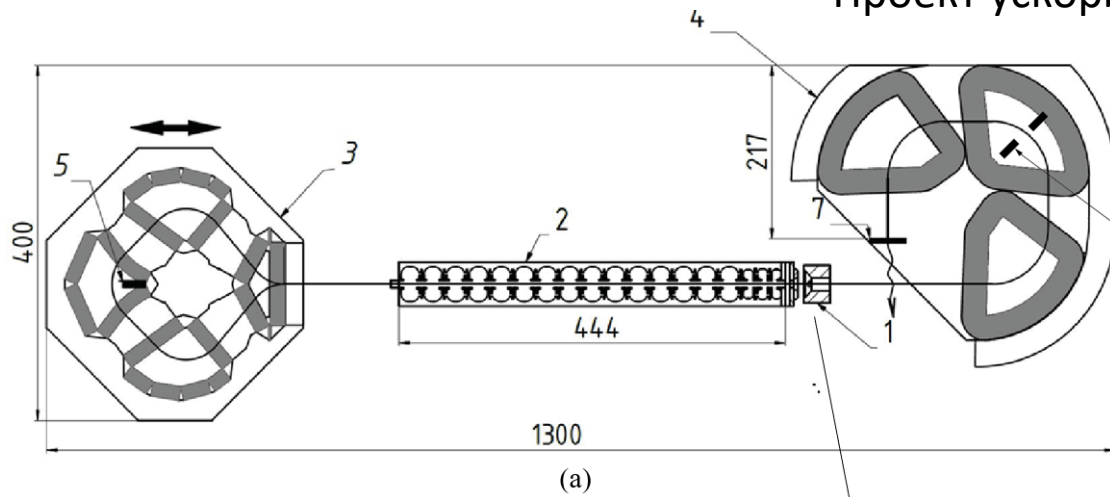
Cite as: [arXiv:2007.05987](https://arxiv.org/abs/2007.05987) [physics.acc-ph]

(or [arXiv:2007.05987v2](https://arxiv.org/abs/2007.05987v2) [physics.acc-ph] for this version)

<https://doi.org/10.48550/arXiv.2007.05987> 

Традиционная лучевая терапия

Проект ускорителя для лучевой терапии на энергию 6 – 20 МэВ



(a)

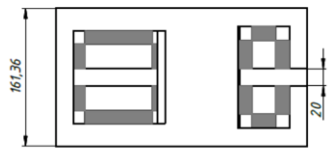
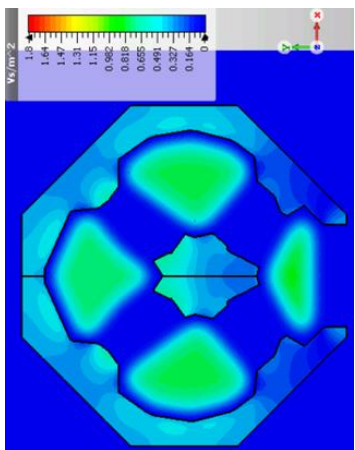
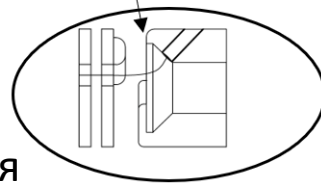
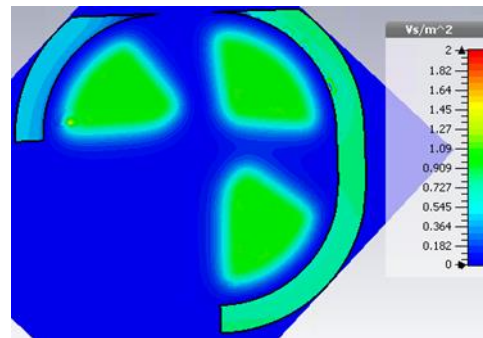


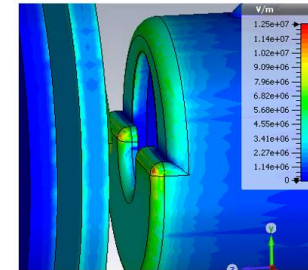
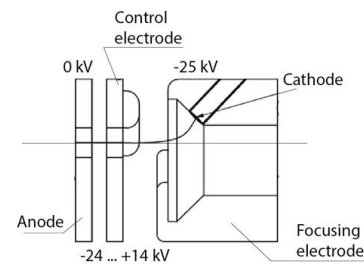
Схема ускорителя



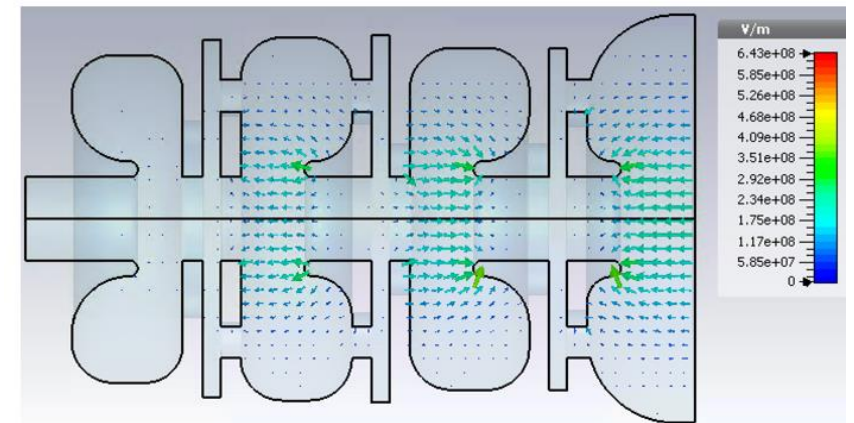
Магнитное зеркало



270° поворотный магнит



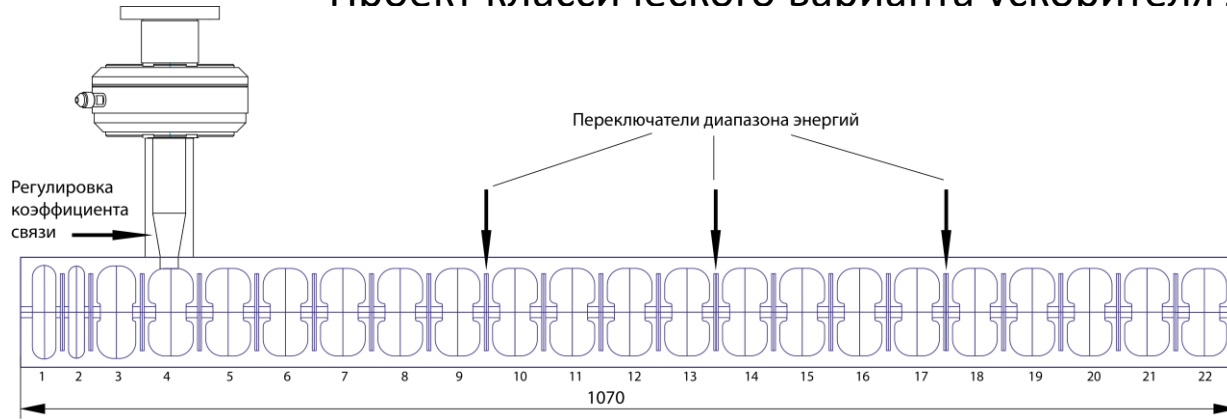
Электронная пушка



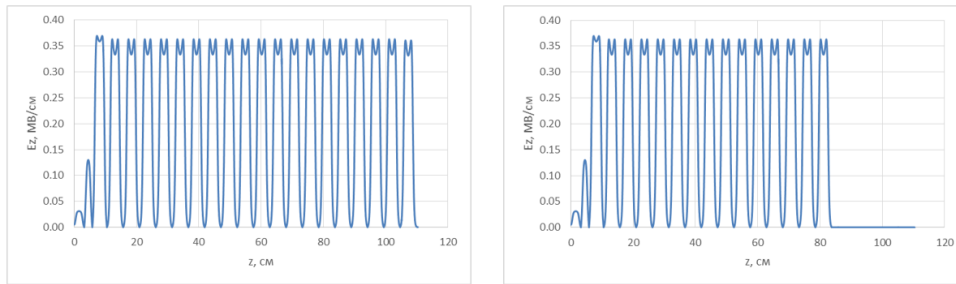
Ускоряющая структура С-диапазона

Традиционная лучевая терапия

Проект классического варианта ускорителя для лучевой терапии на энергию 6 – 20 МэВ

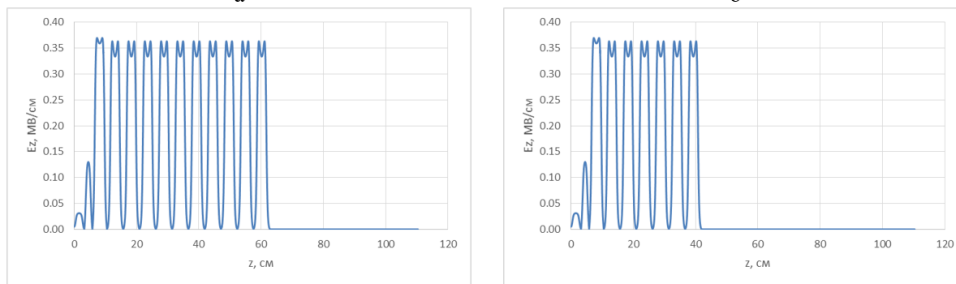


Ускоряющая структура



а

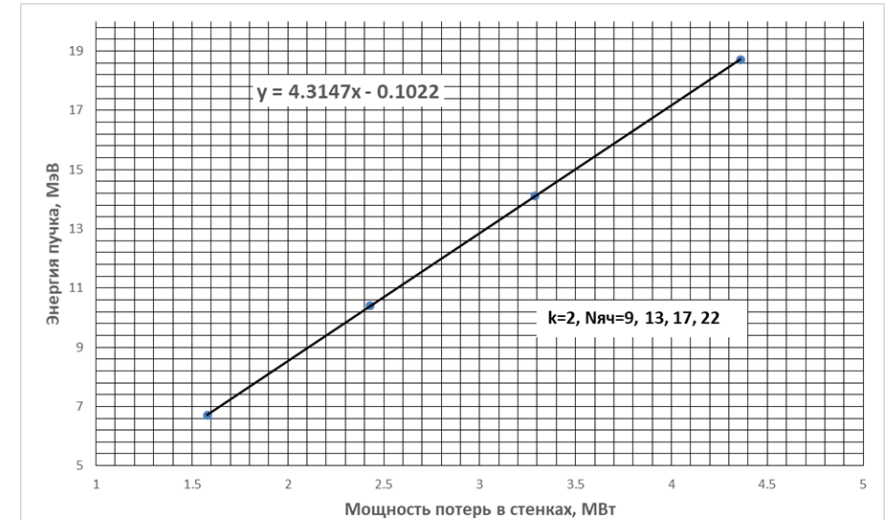
б



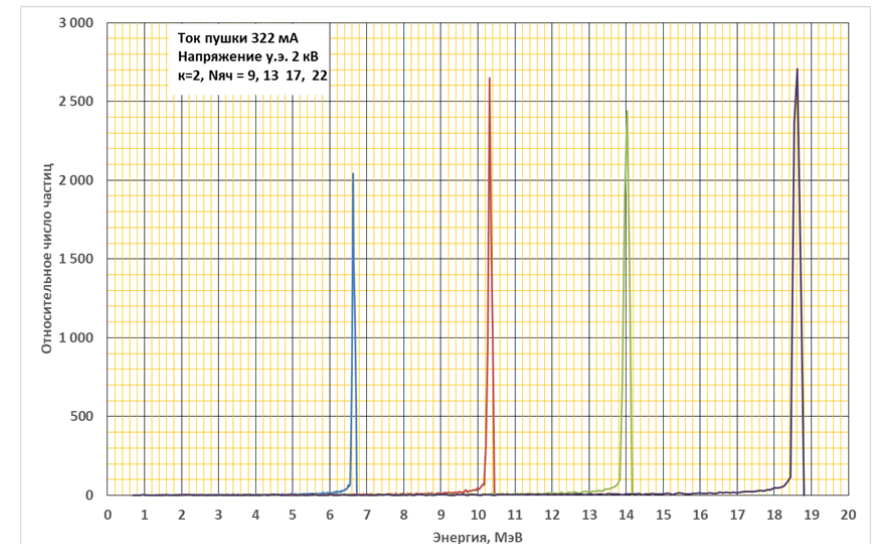
в

г

Распределения ускоряющего поля для различных диапазонов энергии



Затраты СВЧ мощности для различных энергий



Спектры пучка для различных энергий

Флэш-терапия

При классической дистанционной лучевой терапии мощность дозы тормозного излучения не превышает 10 Гр/мин \approx 0.2 Гр/с. Флэш-терапия: мощность дозы 40 – 100 Гр/с, т.е. в 200 – 500 раз больше. Доза сообщается в течение долей секунды.

Тормозное излучение

Мощность дозы тормозного излучения под углом 0^0 на расстоянии 1 м

$$D \approx 5.5E^3\bar{I} \text{ Гр/с}$$

где E (МэВ) энергия электронного пучка на мишени, \bar{I} (А) - средний ток пучка.

При энергии 6 МэВ средний ток должен быть **34 – 84 мА** (средняя мощность пучка 200 – 500 кВт)

При энергии 20 МэВ средний ток должен быть **0.9 – 2.2 мА** (средняя мощность пучка 18-44 кВт)

Максимальный средний ток медицинских ускорителей около **100 мкА** (средняя мощность пучка \sim 1 кВт)

Электронный пучок

Мощность дозы электронного пучка с энергией более 2 МэВ можно приближенно оценить по формуле:

$$D \approx 2.1 \times 10^9 \bar{I}/S \text{ (Гр/с)}$$

где \bar{I} (А) - средний ток пучка, (см^2) – облучаемая площадь. Для $S = 10 \times 10 = 100 \text{ см}^2$,
 $D \approx 2.1 \times 10^7 \bar{I} \text{ (Гр/с)}$

Средний ток электронного пучка должен быть **20 – 50 мкА**

Для достижения высокой проникающей способности энергия электронного пучка должна быть более **100 МэВ** (средняя мощность пучка более 2 – 5 кВт)

Флэш-терапия

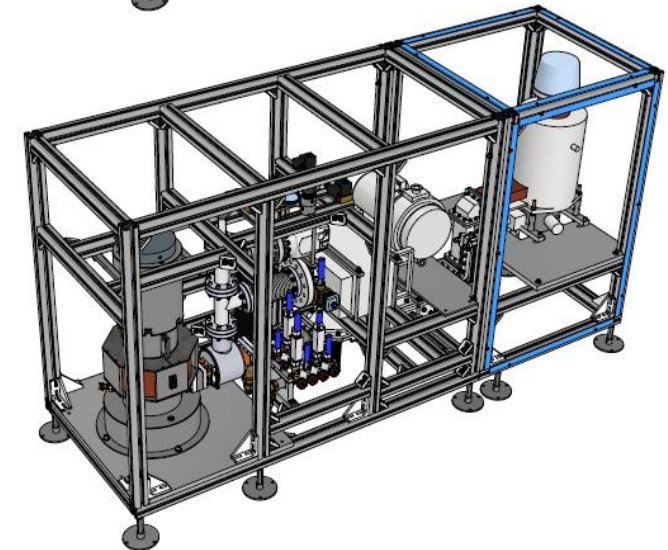
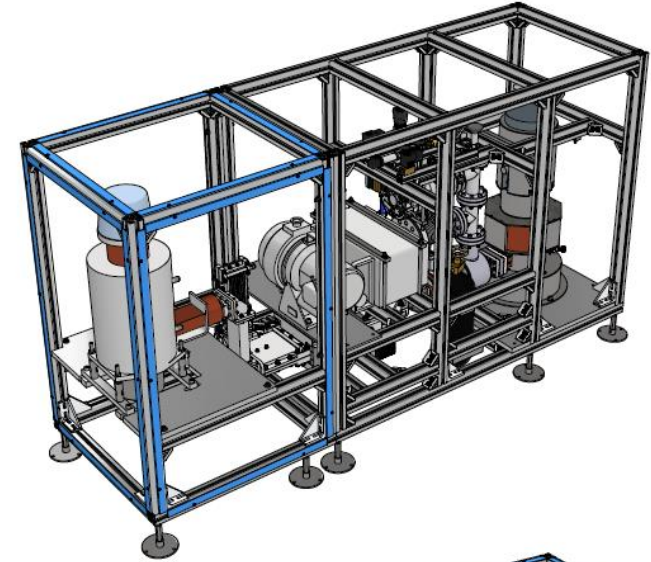
Ускоритель для экспериментов по флэш-терапии тормозным излучением, сооружаемый для ОИВТ РАН

Таблица 1 – Режимы работы ускорителя ОИВТ РАН

Высокая энергия ускоренного пучка	6 МэВ
Низкая энергия ускоренного пучка	3 МэВ
Энергетический разброс на половине максимума спектра, не более,	10%
Импульсный ток ускоренного пучка электронов при высокой энергии	700 мА
Импульсный ток ускоренного пучка электронов при низкой энергии	700 мА
Длительность СВЧ импульса на входе в ускоряющую структуру	7 мкс
Максимальная частота следования импульсов	400 Гц
Максимальная средняя мощность пучка на мишени	4 кВт
Время непрерывной работы с излучением	1...10 с
Перерыв между включениями излучения	15 мин

Средний ток около **2 мА**

Мощность дозы на расстоянии **10 см** от мишени **80 Гр/с**



МЕДИЦИНСКИЕ ИЗОТОПЫ

Возможность наработки медицинских изотопов на электронных ускорителях обсуждается много десятилетий. Малые сечения реакций компенсируются большим объемом мишени. Главная проблема – достижение высокой удельной активности – технология выделения наработанного изотопа, особенно, если для получения изотопа используется (γ, n) реакция.

1. Разрезные микротроны
2. Линейный ускоритель

Разрезные микротроны. Изотопы для ПЭТ.

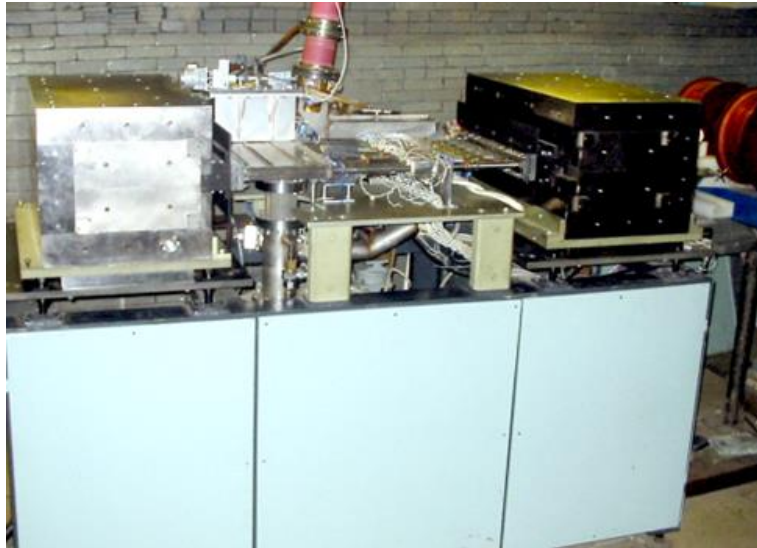
Совместно с World Physics Technologies (USA)
Lawrence Berkeley National Lab (USA)

Table I. (γ,n) physiological PET radioisotope production by our 70 MeV electron beam.

Isotope (Half-life)	^{11}C (20.4 min)	^{13}N (10.0 min)	^{15}O (2.0 min)	^{18}F (109.8 min)
Target	Graphite Sheets	$\text{C}_3\text{N}_6\text{H}_6$ Grains	LN_2 77 K	H_2O 300 K
Density (g/cm ³)	2.27	1.57/1.05	0.81	1.00/0.9
Length (cm)	20	20	20	20
RTM (GBq)	1,000	160	200	430
Activity Cyclotron (GBq)	~110	~4	--	~28
Activity				

Table IV. Principal RTM parameters.

Output Energy	10 – 70 MeV
Energy Gain/Orbit	5 MeV
Orbits	14
Avg. Beam Current at 70 MeV	– Magnetron 10 μA – Klystron 50 μA
Operating Frequency	2,856 MHz
Wave length λ	10.5 cm
Orbit Circumference Increase/Orbit	1 λ
Magnetic Field	1 T
RF Power	– Magnetron 2.5 MW – Klystron 4-6 MW
Dimensions (only the part seen in Fig. 1)	0.6 x 0.5 x 1.3 m ³

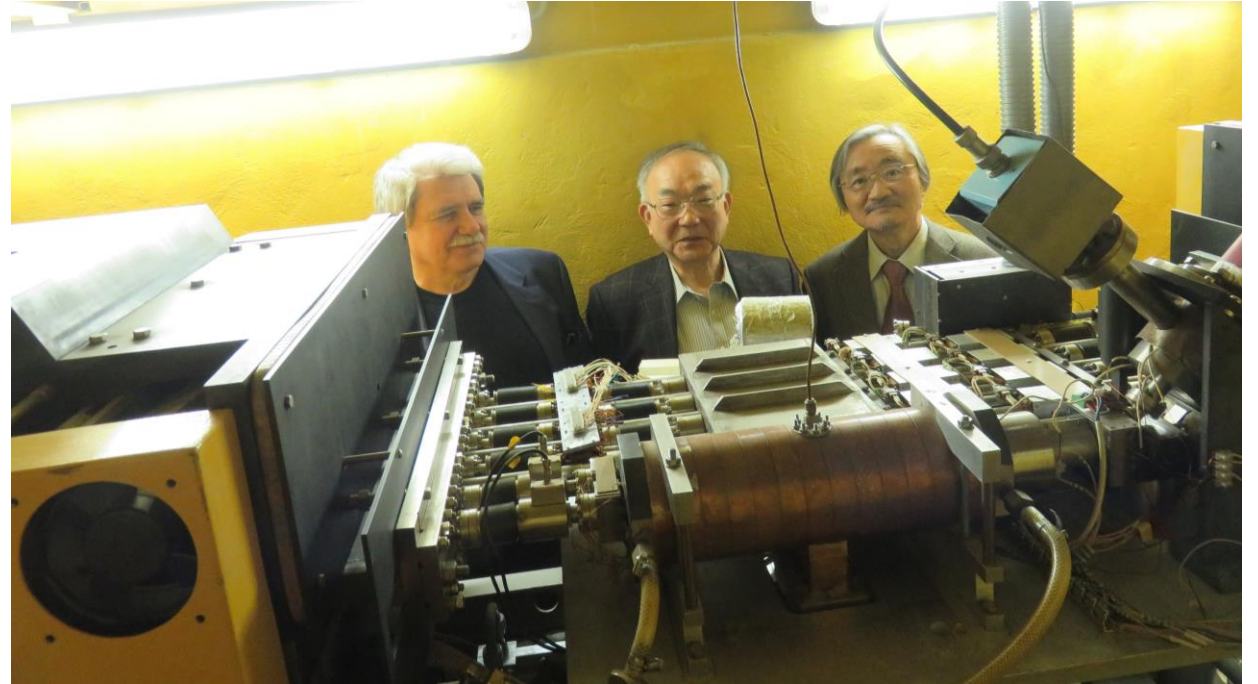


Импульсный разрезной микротрон на энергию 70 МэВ на редкоземельных постоянных магнитах с квадрупольной ВЧ фокусировкой.

Разрезные микротроны. Нарботка изотопов.



Импульсный разрезной микротрон на энергию 55 МэВ, проводятся исследования по медицинским изотопам различными научными группами



Январь 2020 – визит Fujiwara Mamoru – необходим разрезной микротрон 35 МэВ, 100 мкА для производства изотопов

Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry
<https://doi.org/10.1007/s10967-021-07963-x>





Medical ^{15}O production via the $^{16}\text{O}(\gamma, n)^{15}\text{O}$ reaction for blood flow examination

M. Fujiwara¹ · M. Kurosawa¹ · M. Tamura¹ · N. Kudomi² · M. Nishimura³

Разрезной микротрон как источник высокоэнергичного электронного пучка с большой средней мощностью

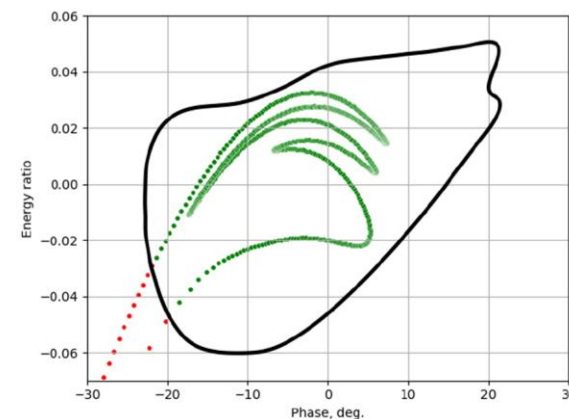
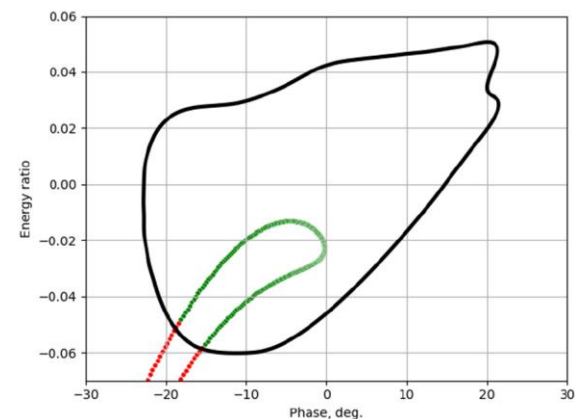
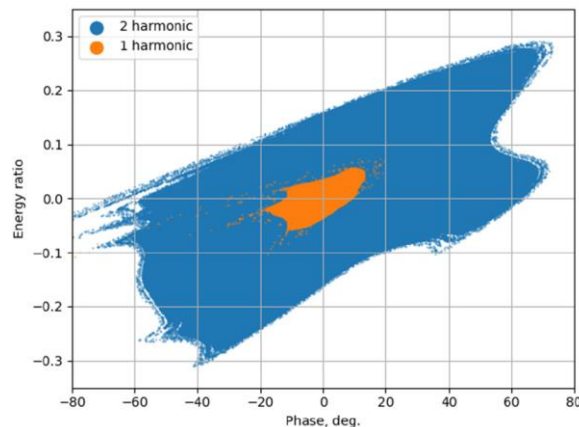
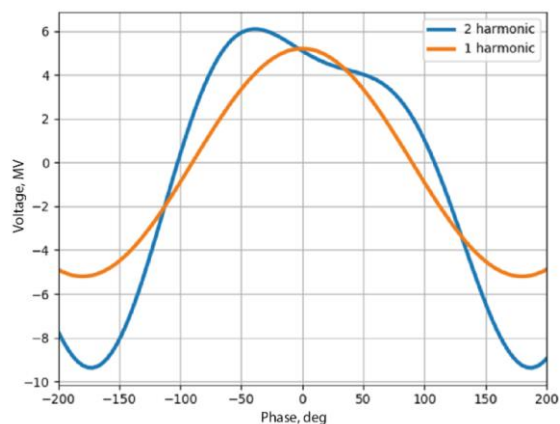
Один из основных недостатков импульсного разрезного микротрона с инжекцией пучка от электронной пушки — большие потери тока по орбитам

Racetrack Microtron—Pushing the Limits

Maxim Borisov ^{1,2,*}, Andrey Ermakov ^{2,3}, Vadim Khankin ^{2,3}, Yuri Kubyshin ⁴  and Vasily Shvedunov ^{2,3,5} 

Symmetry 2021, 13, 2244. <https://doi.org/10.3390/sym13122244>

Увеличение области устойчивых фазовых колебаний за счет добавления второй гармоники ускоряющего поля и увеличение коэффициента захвата за счет оптимизации начальной части ускоряющей структуры.



Зависимость ускоряющего поля от времени и продольный аксептанс.
Увеличение аксептанса в 20 раз.

Эффект оптимизации начальной части ускоряющей структуры.
Увеличение коэффициента захвата в три раза.

Стерилизация медицинских изделий



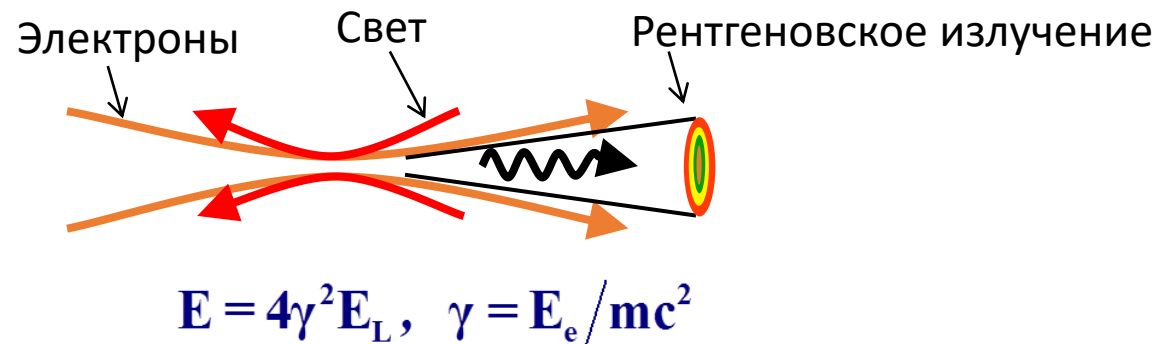
Центр антимикробной обработки продукции Теклеор

Два вертикально расположенных
ускорителя с параметрами:

Энергия пучка	5 - 10 МэВ
Импульсный ток	430 мА
Длительность импульса	4 – 12 мкс
Частота следования имп.	50 – 400 Гц
Средняя мощность пучка	1 - 15 кВт
Рабочая частота	2856 МГц
Длина структуры	1.24 м
Импульсная мощность клистрона	6 МВт
Средняя мощность клистрона	25 кВт
КПД от розетки	20%
Ширина сканирования	40 - 80 см
Частота сканирования	1 – 30 Гц



Комптоновские источники рентгеновского и гамма-излучения



Независимо предложено в 1963 г. в работах:

1. The Compton effect on relativistic electrons and the possibility of obtaining high energy beams

[F.R. Arutyunian](#), [V.A. Tumanian](#)

Physics Letters Volume 4, Issue 3, 1 April 1963, Pages 176-178

2. Electron Scattering by an Intense Polarized Photon Field

[Richard H. Milburn](#)

Phys. Rev. Lett. 10, 75 – Published 1 February 1963

Впервые проверено экспериментально в 1964 г. в ФИАН на 600 МэВном синхротроне:

Kulikov OF, Telnov YY, Filippov EI and Yakimenko MN, Compton effect on moving electrons, Physics Letters, 13, 1964, p.344-346.

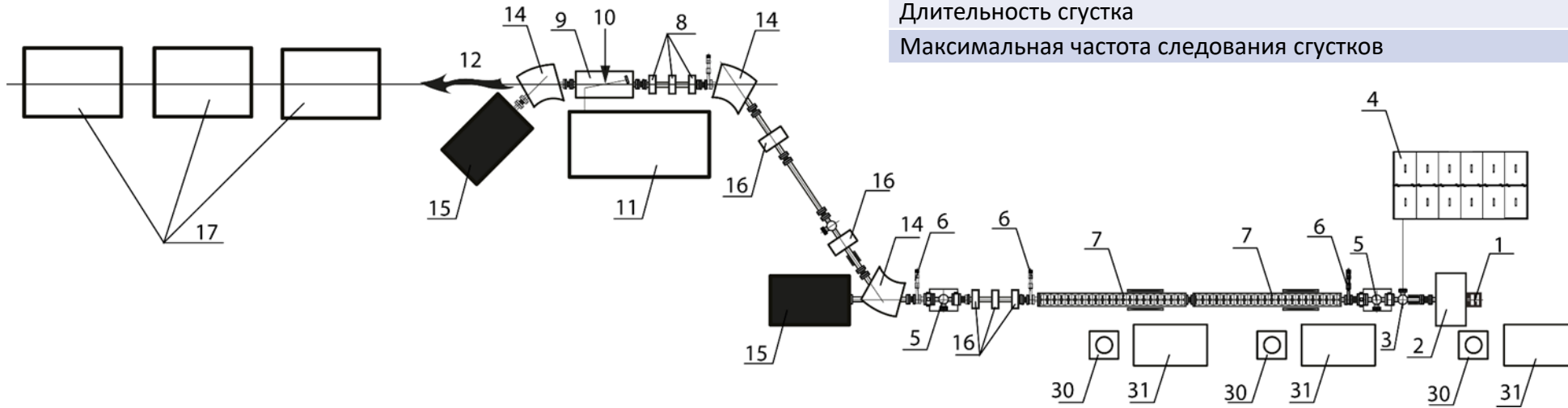
Проект лазерно-электронного генератора интенсивного монохроматического рентгена с перестраиваемой энергией НИИЯФ МГУ

Параметры рентгеновского излучения

Параметр	Значение для 50 МэВ
Число рентгеновских фотонов в импульсе	$1,64 \cdot 10^7$
Средний рентгеновский поток, фот/с	$1,64 \cdot 10^{10}$
Пиковая спектральная яркость, $\text{с}^{-1}\text{мм}^{-2}\text{мрад}^{-2}0,1\%$	$3,8 \cdot 10^{18}$
Средняя спектральная яркость, $\text{с}^{-1}\text{мм}^{-2}\text{мрад}^{-2}0,1\%$	$3,8 \cdot 10^{10}$
Минимальная спектральная ширина без монохроматизации	350 эВ
Минимальная угловая ширина без коллимации	1,8 мрад

Параметры ускоренного пучка

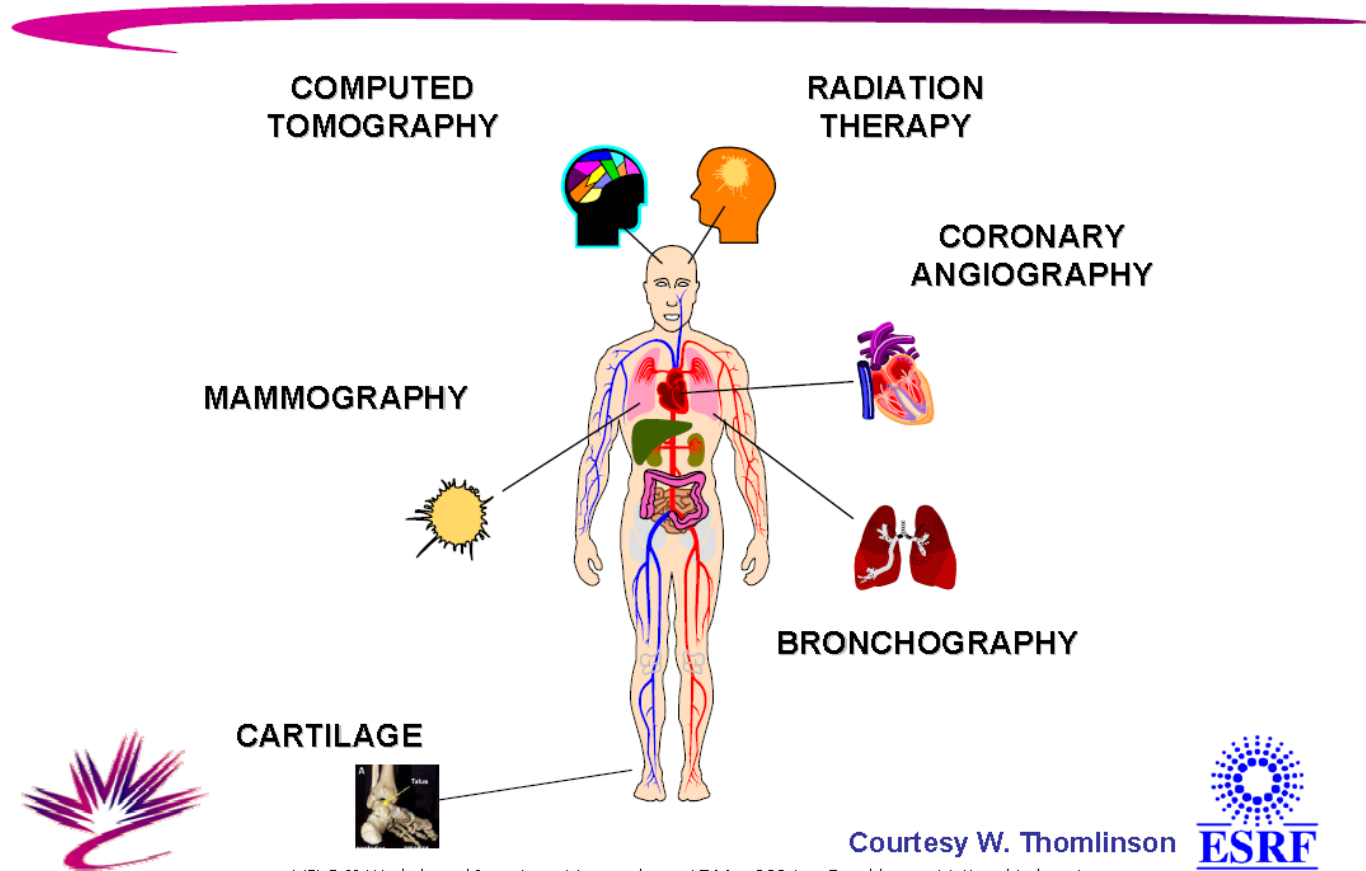
Максимальная энергия ускоренного пучка	50 ± 2 МэВ
Диапазон регулирования энергии	35 – 50 МэВ
Разброс по энергии	$0,25 \pm 0,1\%$
Нормализованный эмиттанс	$1 \pm 0,5$ мм мрад
Среднеквадратичный радиус пучка в точке взаимодействия	30 ± 10 мкм
Заряд сгустка	100_{-0}^{+100} пКл
Длительность сгустка	10 ± 4 пс
Максимальная частота следования сгустков	1000 Гц



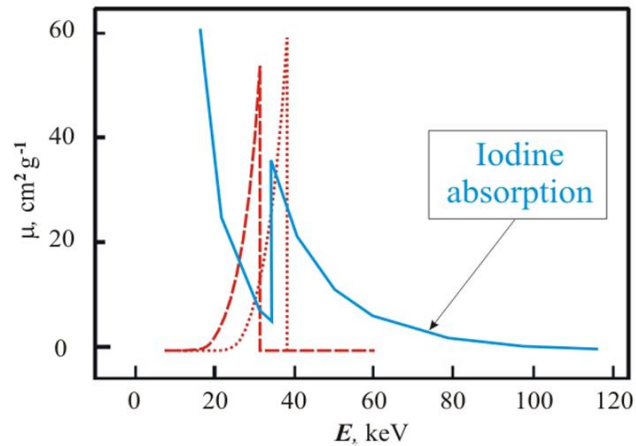
1 – СВЧ пушка с фотокатодом, 2 – соленоид, 3 – окно ввода лазерного излучения, 4 – лазер фотокатода, 5 – станция диагностики пучка, 6 – вакуумный затвор, 7 – ускоряющая структура, 8 – триплет квадрупольных линз, 9 – камера взаимодействия, 10 – точка взаимодействия, 11 – основной лазер, 12, 13 – рентгеновское излучение, 14 – поворотный магнит, 15 – поглотитель пучка, 16 – квадрупольная линза, 17 – рабочая станции, 30 - импульсный клистрон, 31 – модулятор

Новые медицинские методики, разработанные на источниках синхротронного излучения, для широкого внедрения в практику требуют создания новых источников рентгеновского излучения

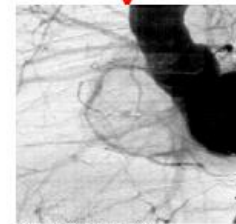
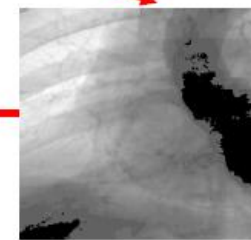
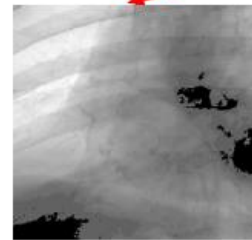
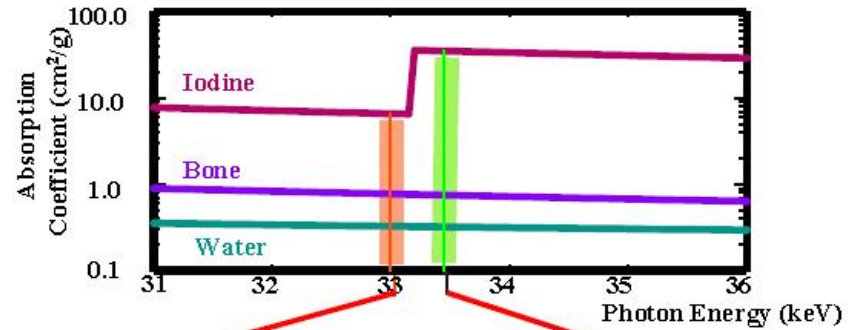
Medical Research Opportunities



Дихроматическая неинвазивная ангиография



Спектр поглощения йода и спектр дихроматического рентгеновского излучения

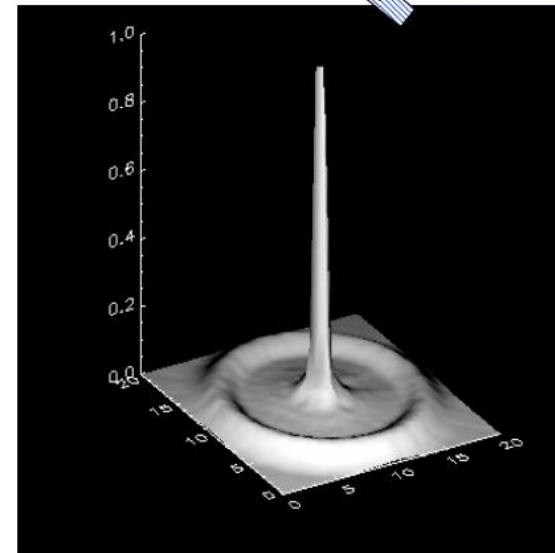
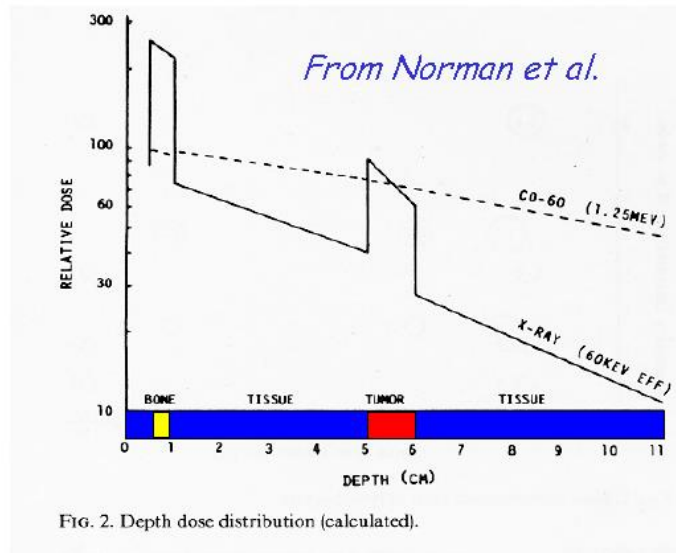
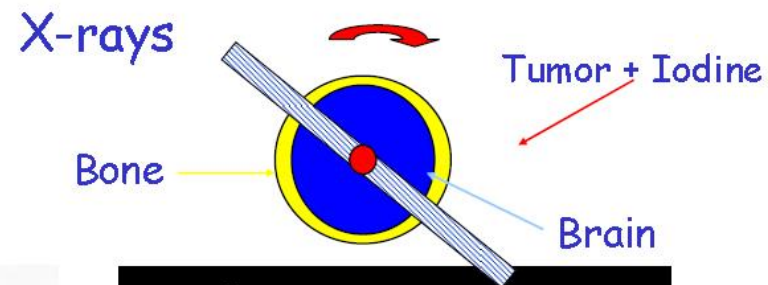


DIFFERENCE

Courtesy W. Thomlinson & M. Renier

Радиационная терапия с использованием монохроматического рентгеновского излучения – накопление поглощающего вещества, например йода, в опухоли и облучение монохроматическим излучением на краю линии поглощения

CT-Therapy Principle



Спасибо за внимание!