

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,  
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

**ВЫБОР УСКОРЯЮЩЕЙ СТРУКТУРЫ МАЛОГАБАРИТНОГО  
ЛИНЕЙНОГО УСКОРИТЕЛЯ ЭЛЕКТРОНОВ ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**

© 2021 г. С. В. Куцаев\*

*RadiaBeam Technologies LLC, 1717 Stewart st., Santa Monica, CA, 90404, USA*

\*e-mail: [kutsaev@radiabeam.com](mailto:kutsaev@radiabeam.com)

Поступила в редакцию 07.05.2021 г.

После доработки 10.06.2021 г.

Принята к публикации 21.06.2021 г.

В основе современных систем для фотонной радиотерапии лежат ускорители электронов с энергией до 6 МэВ. Разработка и производство таких ускорителей находится во вполне зрелом состоянии. Однако для реализации новых методов лучевой терапии, таких как некопланарная или 4π-терапия, коммерчески-доступные ускорители являются слишком громоздкими. Другим препятствием на пути к более широкому внедрению и доступности современной технологии линейных ускорителей являются высокие капитальные и эксплуатационные затраты. В данной статье будет рассмотрен вопрос выбора ускоряющей структуры для экономичного малогабаритного ускорителя электронов системы некопланарной фотонной лучевой терапии.

DOI: 10.31857/S0032816221060094

## 1. ВВЕДЕНИЕ

Одной из наиболее бурно развивающихся областей прикладного применения ускорителей заряженных частиц является радиотерапия. В последние годы стали появляться инновационные методы облучения опухолей с высокой биологической эффективностью, точностью позиционирования, малым повреждением здоровых тканей и адаптивностью (способностью изменять параметры излучения в соответствии с изменением положения опухоли в реальном времени) [1]. Эти методы невозможно реализовать в полной мере с помощью существующих ускорителей, поэтому разработка новых малогабаритных ускорителей с уникальными параметрами является ключевой задачей в области медицины.

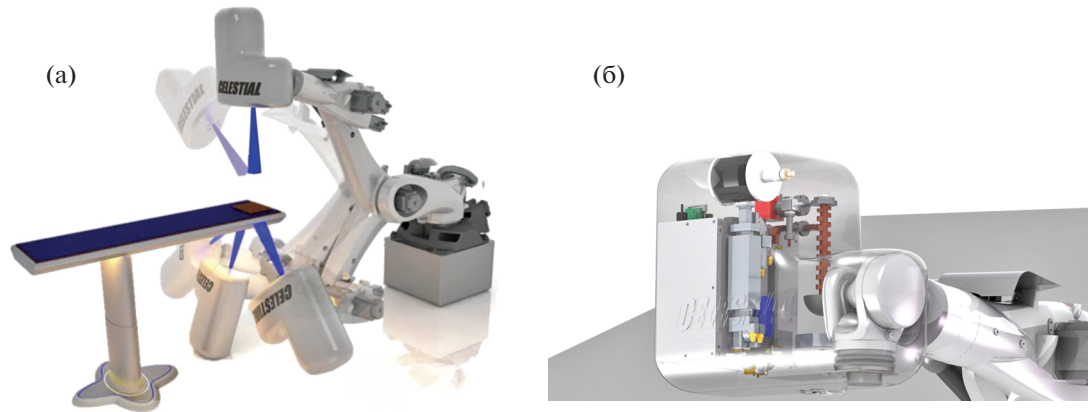
Среди проблем современной фотонной радиотерапии можно отметить неравномерность распределения дозы облучения и повреждение здоровых тканей вокруг опухоли. В традиционных системах радиотерапии, таких как C-arm [2] или CyberKnife [3], вращающихся вокруг пациента, эту технологию реализовать практически невозможно из-за габаритов источников излучения [4]. Существующие установки для лучевой терапии можно разделить на C-образные, кольцевые и роботизированные в зависимости от конструкции гентри<sup>1</sup> [5]. Первые два типа гентри не подходят для некопланарной лучевой терапии, поскольку излучение может вращаться только в одной плоскости. В то же время существующие роботизиро-

ванные порталные системы непрактичны, так как углы доступа источника излучения очень ограничены [6].

Проблема неравномерности дозы может быть решена облучением пациента с большого числа разных некопланарных направлений путем, например, вращения источника излучения вокруг пациента в пределах полного телесного угла 4π [7]. Такой метод получил название 4π-терапии. Основная его идея заключается в том, что, когда излучение может быть доставлено практически под любым углом и из любого положения, оно может быть нацелено более точно и с большей интенсивностью на опухоль, уменьшая при этом степень облучения здоровых тканей.

Технология 4π-терапии позволяет существенно увеличить эффективность доставки дозы в опухоль, не повреждая окружающие ткани [8, 9]. Некопланарное облучение обеспечивает более компактное распределение дозы, которое защищает нормальную ткань от чрезмерных доз облучения и лечит опухоль более высокими дозами. Ученые Калифорнийского университета в Лос-Анджелесе (UCLA) [10] показали, что с помощью 4π-терапии можно улучшить местный контроль рецидивных опухолей головы и шеи с 35% до бо-

<sup>1</sup> Подвижная часть аппарата радиотерапии, содержащая источник излучения (в случае фотонной терапии), или система магнитного ротационного облучения лежащего пациента (в случае адронной терапии).



**Рис. 1.** Модель установки для 4π-терапии (а), разработанная Калифорнийским университетом в Лос-Анжелесе (UCLA) совместно с RadiaBeam Technologies (США), и схема ее источника излучения на основе линейного ускорителя электронов с энергией 6 МэВ (б).

лее 90% [11], а центрально расположенных опухолей легкого – практически до 100% [12].

Реализация метода 4π-терапии напрямую зависит от источника фотонов, т.е. ускорителя заряженных частиц. Для доступа источника во всем диапазоне телесного угла 4π его размер, а значит и размер ускорителя, должен быть настолько компактным, чтобы вместе с механической рукой-манипулятором поместиться под медицинским столом. Хотя лучевая 4π-терапия может быть частично реализована на существующих платформах, телесный угол доступа источника сильно ограничен из-за большой вероятности столкновения с системой фиксации пациента и необходимости наклона и движения кушетки для доступа устройства из-за его значительных размеров.

Более удобной платформой для лучевой 4π-терапии является малогабаритный роботизированный гентри, показанный на рис. 1, с доступом к некопланарным углам облучения без необходимости движения кушетки. Технологией, обеспечивающей лучевую 4π-терапию, может стать компактный ускоритель на 6 МэВ [13], который поместился бы в роботизированный манипулятор и в то же время был бы способен обеспечить дозы до 750 сГр/мин на расстоянии 1 м от выхода линейного ускорителя, требуемые для эффективно-го лечения [14].

Основным фактором, определяющим размер и массу ускорителей, является источник питания [15], а размер и масса других периферических компонентов в определенной степени зависят от размера ускоряющей структуры. Для решения этой проблемы компанией RadiaBeam был разработан малогабаритный линейный ускоритель электронов частотного X-диапазона на энергию 6 МэВ [16] с нижеприведенными параметрами, который может использоваться для лучевой 4π-терапии:

Энергия электронного пучка 6 МэВ

Доза облучения – 750 сГр/мин на расстоянии 1 м от ускорителя

Импульсная в.ч.-мощность 1.8 МВт

Коэффициент заполнения импульса 0.08%

Количество ячеек – 19

Импульсный ускоренный ток 100 мА

Масса ускорителя со всеми системами 135 кг

Размер блока излучения –  $46 \times 53 \times 28$  см<sup>3</sup>.

Разработанная ускоряющая структура имеет заметно меньшую длину по сравнению с аналогами [3], что важно для планируемых приложений.

Другой актуальной проблемой современной радиотерапии является ее недостаточная распространенность, особенно в развивающихся странах, где количество установок для лучевой терапии на душу населения может быть до 70 раз меньше по сравнению с развитыми странами [17]. Существуют как технические, так и экономические причины, препятствующие более широкому распространению медицинских линейных ускорителей. Последние включают в себя высокую стоимость установки, стоимость обслуживания и комплектующих. В обзоре [15] приводятся такие способы решения данной проблемы, как использование магнетронов в качестве источников питания и новой технологии изготовления, известной как “разделенная структура”.

В данной статье будет рассмотрен вопрос выбора источника питания и ускоряющей структуры для линейного ускорителя электронов в системе некопланарной лучевой терапии с точки зрения их эффективности.

**Таблица 1.** Коммерческие магнетроны X-диапазона (9.3 ГГц) с высокой импульсной мощностью

| Характеристики магнетрона  | Модель магнетрона (производитель) |                 |            |
|--|-----------------------------------|-----------------|------------|
|  | MM7637 (NJR)                      | VMX3100HP (CPI) | 6170 (L-3) |
| Импульсная в.ч.-мощность, МВт                                      | 1.6                               | 1.5             | 1.8        |
| Коэффициент заполнения импульса, %                                 | 0.088                             | 0.18            | 0.08       |
| Длительность импульса, мкс   | 4.0                               | 5.5             | 4.0        |
| Плоская вершина (оценка), мкс                                      | 3.5                               | 5.0             | 3.5        |
| Требуемый импульсный ток пучка для достижения необходимой дозы, мА | 90                                | 45              | 100        |

## 2. ВЫБОР ЧАСТОТЫ И ИСТОЧНИКА ПИТАНИЯ

Основной новизной при разработке данного ускорителя стало решение работать в частотном X-диапазоне (9.3 ГГц) с питанием от магнетрона вместо традиционно используемого S-диапазона (3 ГГц). Разработка линейных ускорителей электронов X-диапазона началась в 1960–80-х годах [18] и продолжается в различных ускорительных лабораториях в настоящее время [19]. Работа на более высокой частоте имеет несколько преимуществ по сравнению с более низкими частотами, поскольку эффективное шунтовое сопротивление растет с частотой как  $f^{1/2}$  при сохранении всех геометрических пропорций структуры. Более низкая добротность структур X-диапазона также позволяет сократить время заполнения резонатора, увеличивая эффективный коэффициент заполнения импульса пучка. Более высокочастотные линейные ускорители также имеют меньшие габариты и меньшую массу ускоряющей конструкции, источника в.ч.-мощности и модулятора.

Обратной стороной работы на повышенных частотах являются более дорогие производственные процессы (из-за более жестких допусков на размеры) и более дорогие радиочастотные компоненты (магнетрон, изолятор и т.д.). Однако увеличение их стоимости компенсируется, по крайней мере, частично экономией в других подсистемах (модулятор, система охлаждения, экранирование). В любом случае разница в стоимости ускорителя является незначительной по сравнению с общей стоимостью медицинской системы для радиотерапии [15].

В качестве источника питания было рассмотрено несколько магнетронов частотного X-диапазона, приведенных в табл. 1 и широкодоступных для коммерческого использования. Среди них L-3 6170 [20] имеет самый высокий уровень импульсной мощности, а CPI VMX3100HP [21] самый высокий уровень средней мощности. Оценка параметров ускорителя, представленных в табл. 2, была проведена с помощью следующей аналитической формулы [22] в предположении

использования БУС с внешней ячейкой связи (БУС-с) [19]:

$$W = \frac{\sqrt{r_{ш} P_{в.ч.} L}}{\frac{I_{п}}{2} \sqrt{\frac{r_{ш} L}{P_{в.ч.}}} + \sqrt{1 + \frac{I_{п} r_{ш} L}{4 P_{в.ч.}}}}, \quad (1)$$

где  $W$  – энергия пучка,  $r_{ш}$  – погонное сопротивление ускоряющей структуры,  $P_{в.ч.}$  – доступная в.ч.-мощность,  $L$  – длина структуры,  $I_{п}$  – ускоренный ток пучка.

Результаты, показывают, что минимальная длина ускоряющей структуры достигается с помощью магнетрона CPI, а оптимальная потребляемая мощность достигается с помощью магнетрона L-3. Для дальнейшей оптимизации мы будем рассматривать только этот магнетрон (L-3). Здесь же стоит отметить, что формула (1) используется в случае структур на стоячей волне, а в случае структур с постоянным импедансом на бегущей волне [23] применяется формула

$$W = \sqrt{\frac{2r_{ш} P_{в.ч.}}{\alpha} (1 - e^{-\alpha L})} - I_{п} r_{ш} L \left( 1 - \frac{1 - e^{-\alpha L}}{\alpha L} \right), \quad (2)$$

где  $\alpha$  – коэффициент затухания в структуре.

## 3. ТРАДИЦИОННЫЕ УСКОРЯЮЩИЕ СТРУКТУРЫ

Важнейшим этапом разработки ускорителя является выбор ускоряющей структуры. Для ускорителей с энергиями пучка в несколько мегаэлектронвольт и импульсными токами в сотни миллиампер ускоряющие структуры на стоячей волне (с.в.) являются более короткими, чем структуры бегущей волны (б.в.), за счет более эффективного использования в.ч.-мощности [24]. Как следствие, они гораздо более распространены для медицинских ускорителей [25]. Тем не менее, в процессе выбора ускоряющей структуры были рассмотрены и структуры на б.в. – КДВ с электрической и магнитной связью (КДВ-М) [26, 27], и на с.в. – БУС с внутренними и внешними ячейками связи (БУС-о и БУС-с, соответственно). Далее приведены краткие характеристики этих структур:

**Таблица 2.** Зависимость энергетических параметров ускоряющей структуры типа БУС-с X-диапазона от радиуса апертуры и выбора магнетрона

| Параметры   | Радиус апертуры, мм |      |      |      |      |      |
|---|---------------------|------|------|------|------|------|
|   | 0.8                 |      | 1.4  |      | 2.0  |      |
| Магнетрон   | CPI                 | L-3  | CPI  | L-3  | CPI  | L-3  |
| Добротность структуры <sup>2</sup>                                    | 9400                |      | 9150 |      | 8800 |      |
| Шунтовое сопротивление, МОм/м   | 184                 |      | 167  |      | 149  |      |
| Длина структуры, см   | 17.8                | 18.7 | 19.5 | 20.5 | 22.0 | 23.1 |
| Средняя в.ч.-мощность, требуемая для достижения необходимой дозы, кВт | 1.82                | 1.10 | 1.94 | 1.15 | 2.12 | 1.23 |

<sup>2</sup> Добротность и шунтовое сопротивление для частицы, движущейся со скоростью света, рассчитаны численно в CST Microwave Studio.

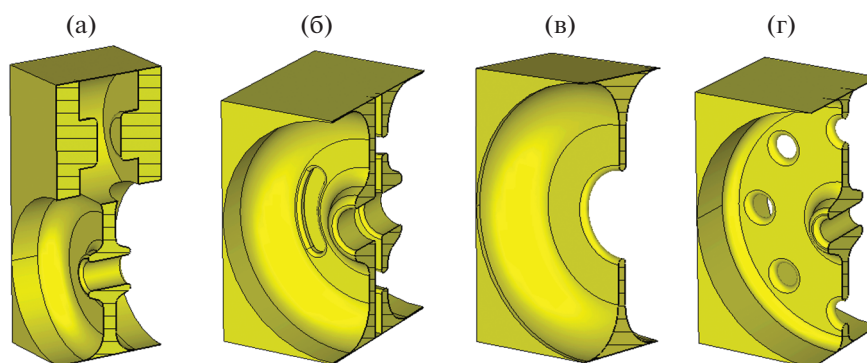
- БУС-с с внешними ячейками связи (рис. 2а) работает в режиме стоячей волны, который обычно более эффективен, чем режим бегущей волны для коротких слаботочных линейных ускорителей, поскольку используется вся доступная в.ч.-мощность.

- БУС-о с внутренними ячейками связи (рис. 2б). Эта структура имеет меньшие поперечные размеры, так как ячейки связи расположены между ускоряющими ячейками. Кроме того, большие размеры отверстий связи обеспечивают лучшую по сравнению с БУС-с стабильность работы при изменении резонансной частоты или частоты генератора, например, вследствие нагрева [24]. С другой стороны, такая структура имеет меньшую эффективность (шунтовое сопротивление) из-за наличия ячеек связи с нулевым полем, расположенных вдоль ускоряющего пути.

- КДВ с электрической связью (рис. 2в). Структуры, работающие в режиме б.в., обычно используются для сильноточных линейных ускорителей или ускорителей с высокой энергией, поскольку они не имеют проблемы частотного разделения соседних видов колебаний благодаря непрерывной дисперсионной кривой и могут быть сделаны

очень длинными. Кроме того, более длинная структура имеет более высокое полное шунтовое сопротивление ( $R_{ш} = r_{ш}L$ ), что может привести к снижению требований к мощности (поскольку  $P \sim V^2/R_{ш}$ ). В отличие от структур, работающих в режиме с.в., где время заполнения зависит от добротности, в структуре б.в. оно зависит от длины и групповой скорости ( $t_3 = v_{гр}L$ ) и для типичных длин ускорителей 3-см диапазона оно меньше, чем в БУС. С другой стороны, минимальный размер апертуры структуры типа КДВ определяется минимальным значением групповой скорости и должен быть больше, чем для структуры с.в., что снижает шунтовое сопротивление.

- Наконец, структура КДВ-М, работающая на обратной волне (рис. 2г), представляет интерес, поскольку она не имеет вышеописанной проблемы с минимальной апертурой, так как связь между соседними ячейками осуществляется с помощью магнитного поля через отверстия связи, в отличие от обычного КДВ, где ячейки связаны через отверстия диафрагмы посредством электрического поля. Из-за наличия магнитной связи дисперсия в такой структуре становится отрица-



**Рис. 2.** Поперечное сечение ускоряющих структур, рассматриваемых в качестве кандидатов для медицинского ускорителя: БУС-с (а), БУС-о (б), КДВ (в) и КДВ-М (г).

**Таблица 3.** Сравнение электродинамических параметров различных ускоряющих структур частотного X-диапазона для использования в ускорителе для лучевой терапии

| Тип структуры | Шунтовое сопротивление, МОм/м | Время заполнения, нс | Длина, см | Средняя в.ч.-мощность, кВт |
|---------------|-------------------------------|----------------------|-----------|----------------------------|
| БУС-с         | 148.7                         | 453                  | 23.1      | 1.23                       |
| БУС-о         | 125.5                         | 378                  | 27.4      | 1.36                       |
| КДВ           | 168.5                         | 357                  | 22.8      | 1.27                       |
| КДВ-М         | 186.8                         | 177                  | 21.5      | 1.13                       |

тельной и электромагнитная волна распространяется от конца структуры к началу [28].

Сравнение параметров рассматриваемых структур, численно рассчитанных в CST Microwave Studio, приведено в табл. 3. По результатам этих расчетов можно сделать следующие выводы:

- средние потери в.ч.-мощности в основном определяются магнетроном, а L-3 6170 обеспечивает оптимальную длину и экономию энергии;

- необходимая средняя в.ч.-мощность может меняться в зависимости от длины структуры; в структурах на с.в. единственный способ увеличить шунтовое сопротивление и тем самым уменьшить требуемую мощность (всего на ~10%) – это уменьшить радиус апертуры, что не рекомендуется;

- структура КДВ с постоянным импедансом может иметь параметры, сравнимые с линейным ускорителем на основе БУС, но для высокого токопротождения для этого может потребоваться громоздкий соленоид [29];

- структуры с постоянным градиентом на основе КДВ-М могут потенциально улучшить потери мощности или длину на 10% по сравнению со структурой на с.в., однако имеют такие недостатки, как сложность настройки и чувствительность к нагрузке током [30].

По результатам этих расчетов было отдано предпочтение БУС-с. Хотя последняя имеет меньшие поперечные размеры, поскольку ячейки связи расположены между ускоряющими ячейками, эта структура имеет также и более низкую эффективность ускорения из-за наличия ячеек связи с нулевым полем, расположенных вдоль траектории движения пучка.

#### 4. РАЗДЕЛЕННЫЕ УСКОРЯЮЩИЕ СТРУКТУРЫ

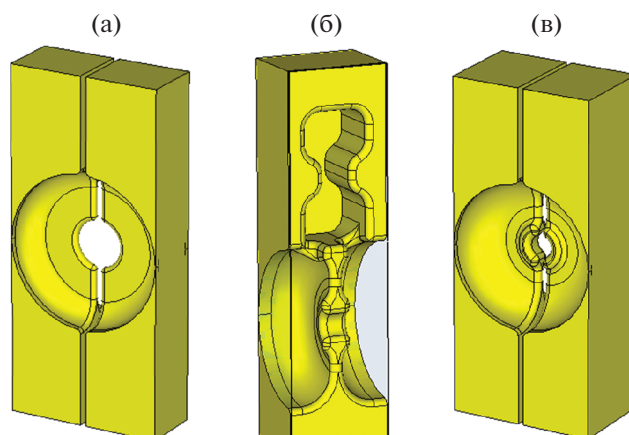
Для уменьшения стоимости изготовления ускоряющих структур в последнее время стала использоваться технология их изготовления из двух половинок, так называемая разделенная структура [15]. Суть этой технологии заключается в том, что вместо того, чтобы изготавливать десятки отдельных ячеек, которые затем должны быть спаяны и настроены, разделенная в.ч.-структура состоит всего из

двух блоков меди с профилем ячеек, выточенных с одной стороны. Затем эти две половинки соединяются вместе с помощью процесса пайки в печи [31]. Такой метод позволяет достичь большей точности при меньших затратах за счет сокращения количества деталей и времени работы оператора станка. В частности, в рамках данной работы были рассмотрены следующие типы разделенных ускоряющих структур.

- Разделенная структура типа КДВ с электрической связью, работающая в режиме бегущей волны (р-КДВ б.в., рис. 3а), имеет преимущества и недостатки, аналогичные традиционной структуре, однако ее шунтовое сопротивление значительно ниже.

- Разделенная структура БУС-с (р-БУС-с, рис. 3б) обладает всеми преимуществами разделенной структуры и высокой эффективностью структуры БУС-с. Однако из-за технологической сложности изготовления разделенных структур сложной формы она требует значительной оптимизации формы для возможности изготовления.

- Разделенная структура типа КДВ, работающая в режиме стоячей волны (р-КДВ с.в.). Простейшая структура КДВ, которая может быть изготовлена, не имеет носиков на диафрагме, что



**Рис. 3.** Геометрия разделенных структур, рассматриваемых в качестве кандидатов для медицинского ускорителя: р-КДВ б.в. (а), р-БУС-с (б) и р-КДВ с.в. (в).

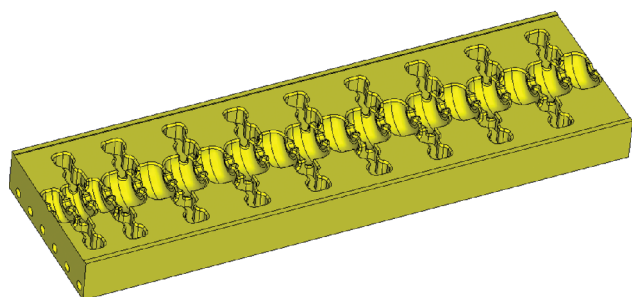


**Таблица 4.** Сравнение электродинамических параметров различных ускоряющих структур частотного X-диапазона для использования в ускорителе для лучевой терапии

| Тип структуры | Шунтовое сопротивление, МОм/м | Время заполнения, нс | Длина, см | Средняя в.ч.- мощность, кВт |
|---------------|-------------------------------|----------------------|-----------|-----------------------------|
| БУС-с         | 148.7                         | 453                  | 23.1      | 1.23                        |
| p-БУС-с       | 125.5                         | 498                  | 27.4      | 1.36                        |
| p-КДВ б.в.    | 136.6                         | 222                  | 28.0      | 1.37                        |
| p-КДВ с.в.    | 138.8                         | 539                  | 24.8      | 1.28                        |

приводит к слабой концентрации электрического поля и его плохим фокусирующим свойствам. Структура на стоячей волне позволяет уменьшить радиус отверстия в диафрагме по сравнению с ее версией, работающей на бегущей волне. Кроме того, такая структура работает на виде колебаний  $\pi$ , который для 19 ячеек имеет неприемлемо маленькое частотное разделение соседних резонансов (~200 кГц). Носики на диафрагме можно выточить (рис. 3в) и тем самым несколько улучшить шунтовое сопротивление, однако частотное разделение остается неразрешимой проблемой.

Сравнение параметров вышеуказанных структур приводится в табл. 4. Исходя из проведенных расчетов, можно сделать следующий вывод: структура типа p-БУС-с является единственным практичным вариантом для открытой структуры, работающей в режиме с.в. Кроме того, этот тип структуры – лучший вариант с точки зрения экономической эффективности. Таким образом, основываясь на результатах численного моделирования, мы остановили свой выбор на разработке разделенной структуры с внешними ячейками связи (p-БУС-с), поскольку она имеет сопоставимые параметры с традиционной структурой, но намного дешевле для изготовления, сборки и настройки.



**Рис. 4.** Одна из половинок ускоряющей структуры типа p-БУС-с, состоящая из 19 ячеек, включая 3 группирующие ячейки с пониженной фазовой скоростью.

### 5. ИНЖЕНЕРНО-ТЕХНИЧЕСКАЯ КОНСТРУКЦИЯ УСКОРИТЕЛЯ

Для изготовления выбранной структуры p-БУС-с было сделано несколько модификаций конструкции по сравнению с прямой адаптацией структуры БУС-с, представленной на рис. 2а:

- цилиндрическая форма ячейки связи изменена на прямоугольную;
- увеличен радиус стыковки углов;
- острая кромка отверстия связи заменена на овальное соединение.

Полная ускоряющая структура, показанная на рис. 4, состоит из 16 регулярных ячеек с  $\beta_{\phi} = 1$  и трех группирующих ячеек с  $\beta_{\phi} = 0.65$ , аналогично другим ускорителям частотного X-диапазона, разработанным в RadiaBeam [16]. Оптимизация формы группирующих ячеек проводилась аналогично. Параметры оптимизированных ячеек – электродинамические характеристики ячеек структуры p-БУС-с следующие:

|  |       |       |
|--|-------|-------|
| Фазовая скорость $\beta$                 | 0.65  | 0.999 |
| Длина ячейки, см                         | 1.048 | 1.61  |
| Шунтовое сопротивление (удельное), МОм/м | 89.4  | 124.3 |
| Коэффициент связи между ячейками, %      | 3.3   | 2.5   |
| Разделение соседних резонансов, МГц      | ~8    | ~6    |
| Добротность                              | 6692  | 9224  |

На основе этих параметров в программе *Parmela* [32] был проведен анализ динамики пучка для того, чтобы продемонстрировать возможность использования линейного ускорителя на основе разделенной структуры (в основном, с точки зрения фокусировки пучка). Профиль напряженности электрического поля в группирующих ячейках показан на рис. 5а, а на рис. 5б – энергетический спектр пучка в конце ускорителя, полученный в результате моделирования. Расчетные параметры ускорителя на основе разделенной структуры представлены ниже, и они не уступают параметрам традиционного ускорителя [16]:

- энергия пучка (наиболее вероятная) 5.96 МэВ;
- импульсный ток пучка 118 мА;
- ток инжекции 283 мА;

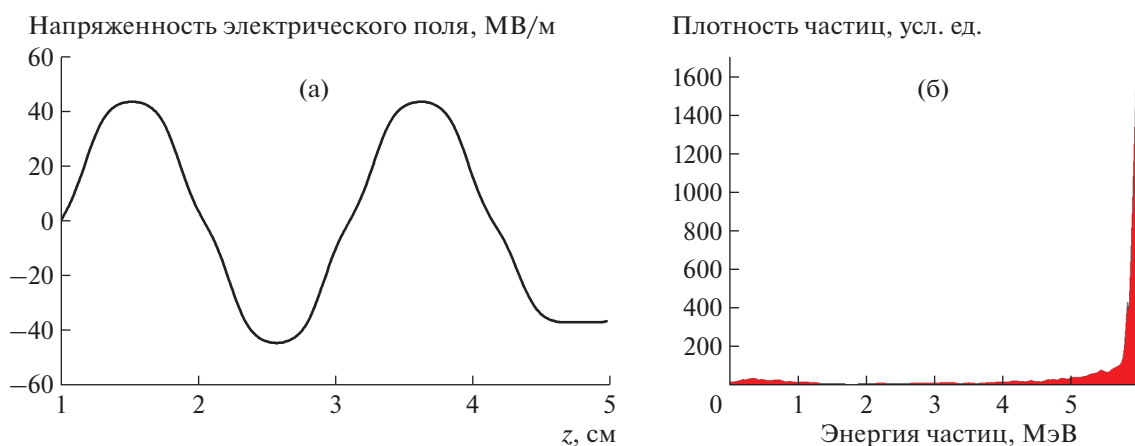


Рис. 5. Профиль электрического поля в группирующей секции (а) и энергетический спектр пучка в конце ускорителя (б).

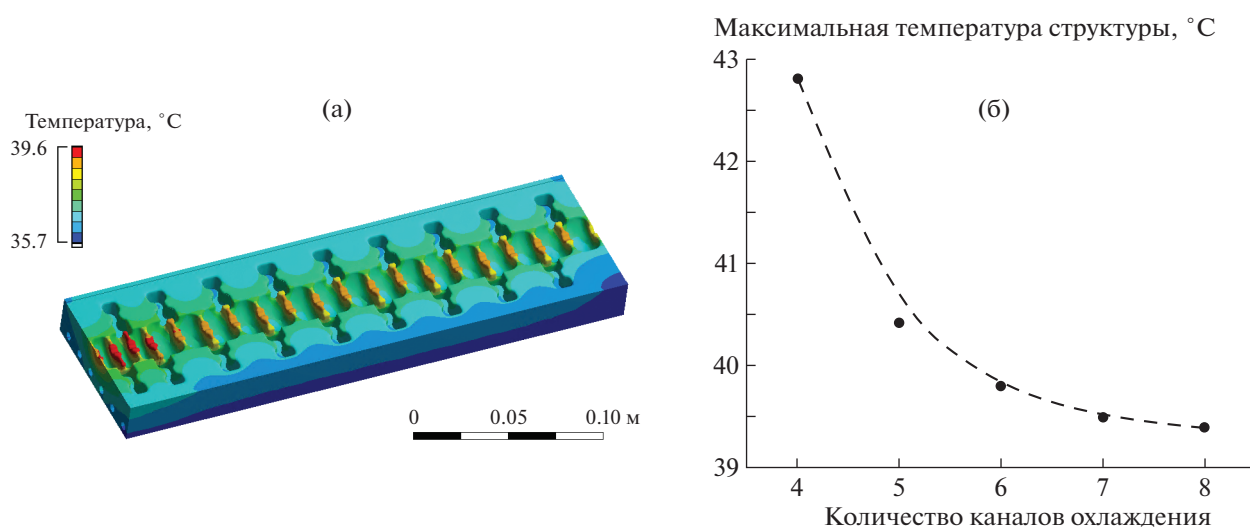


Рис. 6. Распределение температуры в ускоряющей структуре с в.ч.-потерями 567 Вт и шестью водяными каналами на половинку (а); б – максимальная температура нагрева структуры в зависимости от количества охлаждающих каналов на каждую половинку.

- коэффициент токопрохождения 42%;
- ускоряющий градиент 28 МВ/м.

Также был предложен механизм охлаждения разделенной структуры. Предлагается использовать водяные каналы  $\varnothing 5$  мм в каждой половинке, позволяющие получить коэффициент теплопередачи для охлаждающей воды  $15 \text{ кВт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К})$ . При оценке нагрева структуры в.ч.-потери в стенках полагались равномерно распределенными (567 Вт на каждую половинку). Температуру охлаждающей жидкости желательнее выбрать равной  $35^\circ\text{C}$ , поскольку в этом случае частота структуры, настроенной при комнатной температуре ( $18^\circ\text{C}$ ) и заполнении азотом, будет соответствовать частоте структуры при температуре  $35^\circ\text{C}$  в условиях вакуума [33]. Предварительные результаты моделиро-

вания для различного количества каналов представлены на рис. 6 и показывают, что увеличение числа каналов больше шести является нецелесообразным, так как не приводит к уменьшению температуры нагрева структуры.

Механическая конструкция такого ускорителя может быть реализована следующим образом. Во-первых, к ускоряющей структуре прикрепляются электронная пушка, конвертор электронного пучка в тормозное излучение (также известный как мишень), в.ч.-окно, вакуумные насосы, охлаждающие трубки и другие механические компоненты (см. рис. 7). После пайки двух половинок структуры и сварки электронной пушки и вакуумной системы линейный ускоритель подвергается процессу прокаливания, чтобы ускорить вы-

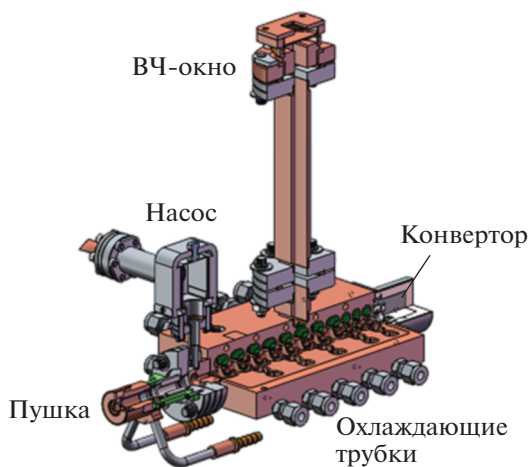


Рис. 7. Инженерная конструкция ускоряющей структуры с периферическими компонентами.

деление газа с поверхностями внутри герметичного объема и улучшить уровень вакуума. Затем происходит в.ч.-тренировка структуры для достижения рабочих значений электромагнитных полей [34]. После этого активируется катод электронной пушки и начинается ускорение пучка.

## 6. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разделенные ускоряющие структуры являются перспективной технологией, особенно для малогабаритных линейных ускорителей. В данной статье была продемонстрирована возможность ее использования для разработки компактного ускорителя частотного X-диапазона для новой системы фотонной 4π-радиотерапии. Применение разделенной структуры позволит уменьшить время и стоимость разработки медицинских ускорителей и сделать их более доступными.

## БЛАГОДАРНОСТИ

Автор благодарит коллег, принимавших участие в данной работе: Mr. Salime Boucher и Mr. Ronald Agustsson.

## ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа была профинансирована Министерством энергетики США, номер гранта DE-SC0017687.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Куцаев С.В. // ЖТФ. 2021. Т. 91. № 2. С. 173. <https://doi.org/10.21883/JTF.2021.02.50352.201-20>
2. Orth R.C., Wallace M.J., Kuo M.D. // J. Vascular and Interventional Radiology. 2008. V. 19. № 6. P. 814. <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2008.02.002>

3. Kurup G. // J. Medical Physics. Wolters Kluwer – Medknow Publications. 2010. V. 35. № 2. P. 63. <https://doi.org/10.4103/0971-6203.62194>
4. Yu V.Y., Tran A., Nguyen D., Cao M., Ruan D., Low D.A., Sheng K. // Med. Phys. 2015. V. 42. № 11. P. 6457. <https://doi.org/10.1118/1.4932631>
5. Wilke L., Andratschke N., Blanck O., Brunner T.B., Combs S.E., Grosu A.L., Moustakis C., Schmitt D., Baus W.W., Guckenberger M. // Strahlentherapie und Onkologie. 2019. V. 195. № 3. P. 193. <https://doi.org/10.1007/s00066-018-1416-x>
6. Dong P., Nguyen D., Ruan D., King C., Long T., Romeijn E., Low D.A., Kupelian P., Steinberg M., Yang Y., Sheng K. // Pract. Radiat. Oncol. 2014. V. 4. № 4. P. 254. <https://doi.org/10.1016/j.prro.2013.10.009>
7. Dong P., Lee P., Ruan D., Long Y., Romeijn E., Yang Y., Low D., Kupelian P., Sheng K. // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2013. V. 85. № 5. P. 1360. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2012.09.028>
8. Smyth G., Evans P.M., Bamber J.C., Bedford J.L. // British J. Radiology. B. 2019. V. 92. № 1097. P. 20180908. <https://doi.org/10.1259/bjr.20180908>
9. Протонные пучки высоких энергий и лучевая терапия злокачественных опухолей / Ред. В.П. Джеллепов, А.И. Рудерман. Дубна: ОИЯИ, 1975.
10. Lyu Q., Neph R., Yu V.Y., Ruan D., Boucher S., Sheng K. // Phys. Med. Biol. 2020. V. 65. № 4. P.045003. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab63b8>
11. Rwigema J.C.M., Nguyen D., Heron D.E., Chen A.M., Lee P., Wang P.C., Vargo J.A., Low D.A., Huq M.S., Tenn S., Steinberg M.L., Kupelian P., Sheng K. // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2015. V. 91. № 2. P. 401. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2014.09.043>
12. Dong P., Lee P., Ruan D., Long T., Romeijn E., Low D.A., Kupelian P., Abraham J., Yang Y., Sheng K. // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2013. V. 86. № 3. P. 407. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2013.02.002>
13. Woods K., Harrison M., Boucher S., McNevin J., Kutsaev S., Faillace L., Sheng K. // Med. Phys. 2016. V. 43. № 6. P. 3895. <https://doi.org/10.1118/1.4958253>
14. Agustsson R., Berry R., Boucher S., Hartzell J., Kutsaev S., McNevin J., Verma A. Pat. 10,212,800 USA. 2019.
15. Куцаев С.В. // ПТЭ. 2021. № 5. С. 5.
16. Kutsaev S.V., Agustsson R., Arodzero A., Berry R., Bezhanov A., Boucher S., Chimalpopoca O., Diego A., Faillace L., Gavryushkin D., Harrison M., Hartzell J.J., McNevin J., Ruelas M., Smirnov A.Yu. et al. // Radiat. Phys. Chem. 2021. V. 185. С. 109494. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2021.109494>
17. Page B.R., Hudson A.D., Brown D.W., Shulman A.C., Abdel-Wahab M., Fisher B.J., Patel S. // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 2014. V. 89. № 3. P. 476. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2013.12.022>
18. Schonberg R.G., Deruyter H., Fowkes W.R., Johnson, W.A., Miller R.H., Potter J.M., Weaver J.N. // IEEE Trans. Nucl. Sci. 1985. V. 32. № 5. P. 3234. <https://doi.org/10.1109/TNS.1985.4334330>
19. Mishin A.V. // in Proc. of the IEEE Particle Accelerator Conference PAC'05. 2005. P. 240.



20. L-3. <https://www.l3harris.com/all-capabilities/magnetrans>
21. CPI Power Tubes. <https://www.cpii.com/product.cfm/8/2>
22. *Sobenin N.P., Zverev B.V.* Electrodynamic characteristics of accelerating cavities. London: CRC Press, 1999.
23. *Kutsaev S.V.* // Eur. Phys. J. Plus. 2021. V. 136. № 4. P. 446. <https://doi.org/10.1140/epjp/s13360-021-01312-3>
24. *Lapostolle P., Septier A.L.* Linear Accelerators. North-Holland Pub. Co., 1970.
25. *Karzmark C.J., Nunan C.S., Tanabe E.* Medical Electron Accelerators. NY: McGraw Hill, 1992 .
26. *Kutsaev S.V., Sobenin N.P., Zavadtsev A.A., Bolgov R.O., Davydov P.K.* // Probl. At. Sci. Technol. 2010. V. 54 № 3. P. 48.
27. *Kutsaev S.V., Smirnov A.Yu., Bolgov R.O., Gusarova M.A., Kamenshikov D.S., Sobenin N.P.* // in Proc. 25th Linear Accelerator Conference, LINAC 2010. 2011. P. 202.
28. *Каминский В.И., Лалаян М.В., Собенин Н.П.* Ускоряющие структуры. М.: НИЯУ МИФИ, 2005.
29. *Каминский В.И., Куцаев С.В.* // Ядерная физика и инжиниринг. 2011. Т. 2. № 2. С. 154.
30. *Kutsaev S.V., Sobenin N.P., Smirnov A.Yu., Kamenshikov D.S., Gusarova M.A., Nikolskiy K.I., Zavadtsev A.A., Lalayan M.V.* // Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. A. 2011. Т. 636. № 1. С. 13. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2011.01.047>
31. *Chou P.J., Bowden G.B., Copeland M.R., Henke H., Menegat A., Siemann R.H.* // Proc. IEEE Part. Accel. Conf. PAC'97. 1998. V. 1. P. 464. <https://doi.org/10.1109/PAC.1997.749688>
32. *Young L., Billen J.* // Proc. of the 2003 IEEE Particle Accelerator Conference. 2003. V. 5. P. 3521. <https://doi.org/10.1109/PAC.2003.1289968>
33. *Завадцев А.А., Завадцев Д.А., Каминский В.И., Смирнов А.Ю., Собенин Н.П.* Высокочастотные дефлекторы для диагностики пучка заряженных частиц. М.: МИФИ, 2014.
34. *Hanna S.* RF Linear Accelerators for Medical and Industrial Applications. Boston: Artech House, 2012.