

УДК 616-089.165.5-089.43:549.212-022.532

СИЛЬНОТОЧНЫЙ ИМПУЛЬСНО-ПЕРИОДИЧЕСКИЙ УСКОРИТЕЛЬ ЭЛЕКТРОНОВ ПРЯМОГО ДЕЙСТВИЯ КАК СРЕДСТВО СТЕРИЛИЗАЦИИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ ОДНОКРАТНОГО ПРИМЕНЕНИЯ

В.В. Ростов¹, П.И. Алексеенко¹, П.В. Выходцев¹, А.В. Штейнле^{1,2,4}, В.И. Мазин³, Е.П. Красножённов², Л.С. Муштоватова², Т.В. Солодкова³, П.С. Постников⁴, К.В. Кутонова⁴, Л.А. Штейнле⁵, А.А. Шатохин⁴

¹Институт сильноточной электроники СО РАН, г. Томск

²Сибирский государственный медицинский университет, г. Томск

³Томский атомный центр

⁴Томский политехнический университет

⁵МЛПУ Медсанчасть № 2, г. Томск

E-mail: rostov@ife.hcei.tsc.ru

Изучены возможности стерилизации различных вариантов раневой абсорбирующей повязки на основе наноструктурированного графита с помощью ускорителя сильноточных импульсно-периодических электронных пучков прямого действия. В результате проведённых бактериологических исследований установлено, что гарантированной стерилизации всех раневых адсорбирующих повязок на основе наноструктурированного графита можно достичь после их облучения электронным пучком с количеством импульсов не менее 25. Суммарные поглощенные дозы были равны: для раневых повязок из «Спанлейс» – $D=17$ кГр; для раневых повязок из обеззоленного фильтра – $D=13$ кГр. Обе суммарные поглощенные дозы были ниже аналогичных при применении γ -излучения для стерилизации бинтов. Поглотительная и сорбционная способности раневой абсорбирующей повязки после стерилизации не изменились.

Ключевые слова:

Абсорбирующая повязка, стерилизация перевязочного материала, электронный пучок, поглощенная доза.

Key words:

Absorbent dressing, bandage sterilization, electron beam, absorbed dose.

Финишная стерилизация – непереносимое условие производства перевязочных средств, применение которых предусматривает контакт с раневой поверхностью. В производстве медицинских изделий применяются фильтрование, термический, химический и радиационный методы стерилизации [1–3]. Для финишной стерилизации перевязочных средств в упаковке рекомендован радиационный метод, при котором применяется как электронное, так и тормозное рентгеновское излучения с использованием радиационно-технологических ускорителей электронов промышленного применения [4] или радионуклидных установок с источниками ионизирующего излучения закрытого типа [5]. Такая стерилизация эффективна, экологически безопасна и технологична (стерилизуется полностью готовое и упакованное изделие). Отсутствие изменений свойств перевязочных средств и образования токсических продуктов являются аргументами в пользу этого метода стерилизации [6–8].

Поэтому разработка, создание и внедрение в производство новых высокоэффективных стерилизующих радиационных устройств остаётся приоритетной задачей. Одним из таких средств стерилизации является сильноточный импульсно-периодический электронный ускоритель прямого действия семейства «СИНУС» [9, 10]. Частота повторения импульсов варьирует от единиц до сотен Гц, энергия частиц электронного потока, выведенного за алюминиевую фольгу толщиной 30 мкм, составляет 200...250 кэВ; длительность импульсов – 10 нс. В таком электронном потоке при облуче-

нии легких веществ (не металлов) прямое ионизирующее действие электронов на микрофлору реализуется на глубине 0,1...0,2 мм.

Дополнительный вклад в радиационную стерилизацию вносит образование первичных и относительно долгоживущих вторичных радикалов [11, 12]. Проведённые ранее исследования с применением наносекундных сильноточных пучков показали, что в присутствии влажной среды (например, клетки в питательном растворе) требуемая для стерилизации доза может снижаться в несколько раз [9, 13]. В частности, на культурах клеток стафилококка в питательной суспензии эффективная для стерилизации доза меньше в 3 раза по отношению к стандартной дозе непрерывного излучения (25 кГр). Других эффектов, например, достоверного понижения критической дозы в связи с высокой мощностью дозы и возможной нелинейностью, не отмечено.

Предлагаемый метод стерилизации исключает нагрев стерилизуемого материала более чем на 10 °С (ускоренное внесение дозы при частоте повторения импульсов 100 Гц за 0,1...0,2 с приводит к максимальному нагреву типичных порошков не более, чем 10 °С). Это означает, что данный способ показан для стерилизации термолabile веществ. Кроме того, невысокая энергия частиц позволяет создать эффективную местную биологическую защиту аппарата из свинца, что обеспечит безопасность обслуживающего персонала от излучения и исключает необходимость капитальных вложений в радиационную защиту производственного помещения.

Вышеуказанное позволяет обоснованно предполагать, что использование радиационного метода с применением сильноточных импульсно-периодических электронных ускорителей прямого действия в медицинской промышленности позволит производить абсорбирующие раневые повязки на основе наноструктурированного графита (НСГ) [1, 10, 14–16] в нестерильных условиях. Кроме того, если стерилизация не повлияет на поглотительную и сорбционную способности НСГ, и – при условии соблюдения технологического регламента – является экологически безопасным способом. В этой связи возникла необходимость проверки в эксперименте возможности стерилизации раневых абсорбирующих повязок на основе НСГ и конкретизации эффективных технологических режимов использования данного вида радиационной стерилизации к определённым техническим характеристикам абсорбирующих повязок на основе НСГ.

Целью исследования было определение возможности использования сильноточных импульсно-периодических электронных ускорителей прямого действия для стерилизации нового перевязочного средства – абсорбирующей повязки на основе наноструктурированного графита пучком ускоренных электронов; минимально допустимой дозы и режима стерилизующего излучения, а также возможных изменений физико-химических и клинических характеристик конструкционных материалов в процессе стерилизации и после неё.

Планирование, обоснование, организация, материал и методы исследования

Для приготовления раневых абсорбирующих повязок [11, 14] в нестерильных условиях порцию НСГ массой от 0,015 до 0,055 г помещали в оболочку в виде пакета. Оболочка – проницаемый слой, контактирующий с раневой поверхностью, был представлен двумя вариантами – обеззоленным фильтром и нетканым материалом на основе полиэтилентерефталата, целлюлозы и вискозы или их комбинацией («Спанлейс»). Оболочки формировались методом термической сварки или с использованием клея БФ-6. Готовые подушечки повязок помещались в полиэтиленовый пакет, герметизируемый термосваркой. В экспериментальных исследованиях абсорбирующая повязка проявила себя как высокоэффективное средство для лечения ран с обильным отделяемым. Благодаря оболочке с минимальными адгезивными свойствами способной пропускать сквозь себя раневое отделяемое, повязка не «врастает» в рану, что исключает повреждения грануляций и краевой эпителизации, как это происходит с традиционными ватно-марлевыми повязками. Сорбционный слой активно впитывает и эффективно удерживает раневое отделяемое, но при этом обеспечивает доступ воздуха к ране [15–18].

Стерилизация осуществлялась на сильноточном электронно-лучевом ускорителе (СЭЛИ), ко-

торый представляет собой сильноточный импульсно-периодический ускоритель электронов прямого действия (в литературе известен также под серийой «СИНУС» [19–23]) с выводом пучка в атмосферу через алюминиевую фольгу (рис. 1, 2). Представленный вариант СЭЛИ создан в Институте сильноточной электроники СО РАН (Томск), предназначен для работы в условиях специального помещения и не снабжен локальной защитой для снижения мощности ионизирующего излучения. Принцип действия СЭЛИ заключается в компрессии электрической мощности по схеме импульсной перезарядки емкостного накопителя энергии с применением трансформатора Тесла, встроенного в коаксиальную формирующую линию, и последующей коммутации высоковольтного импульса с помощью газового разрядника на планарный вакуумный диод со взрывоэмиссионным катодом [19–23].

Раневые повязки равномерно укладывались на транспортёр под выведенный за фольгу электронный пучок с энергией частиц 230 кэВ и длительностью импульсов 10 нс (рис. 1). При стерилизации обрабатываемый образец находился в неподвижном состоянии. Толщина пакетов с раневыми повязками составила 0,6 мм, количество импульсов варьировалось в диапазоне 4–75. Параметры стерилизации: частота работы ускорителя составляла 2 Гц (для повышения производительности установки эта частота может быть увеличена); максимальная энергия электронов – 230 кэВ; максимальный импульсный ток пучка – 4,5 кА; эффективная длительность импульса τ – 6 нс; сечение выводимого электронного пучка – 0,015 м²; поток энергии на поверхность раневых повязок, которые находились на расстоянии 15-ти мм от выводного окна, за один импульс равнялся 400 Дж/м². Продолжительность стерилизации одной раневой повязки при указанных параметрах и при количестве импульсов – 25, составит 12,5 с.



Рис. 1. Внешний вид первой модели СЭЛИ с транспортёром для размещения обрабатываемых образцов повязок



1



2

Рис. 2. Внешний вид последней модели СЭЛИ: при снятых дверках шкафа (1) с системой дистанционного компьютерного управления (2)

Было предположено, что средняя длина пробега электронов близка к толщине раневой повязки [1, 10, 14–16]. Поэтому полученная величина поглощенной дозы вполне соответствовала уровням, требуемым для достаточно надежной стерильности раневых абсорбирующих повязок [9, 13].

Исследования на стерильность проводились в бактериологических лабораториях лабораторного отделения клиник ГОУ ВПО «Томский военно-медицинский институт», ФУЗ «Центр гигиены и эпидемиологии Томской области» и на кафедре микробиологии и вирусологии Сибирского государственного медицинского университета. Руководствовались Приказами МЗ СССР № 720 от 31.07.1978 г. и № 535 от 22 апреля 1985 г. Исследуемые образцы помещали в пробирки с транспортной питательной средой (на основе среды для контроля стерильности) и в течение суток после стерилизации доставляли в бактериологическую лабораторию. Экспериментальный материал (по 5 повязок) засеивали на неселективные (кровяной агар) и селективные (желточно-солевой агар, среды Эндо, Сабуро) питательные среды с экспозицией в течение 14 суток.

Кроме того, при проведении работ руководствовались другими регламентирующими документами: Постановлением Главного государственного санитарного врача Российской Федерации от 18.01.2010 г. № 3 САНПИН 2.6.1.2573-10 «Гигиенические требования к размещению и эксплуатации ускорителей электронов с энергией до 100 МэВ санитарные правила и нормативы»; ГОСТом Р52249-2009 Национальный стандарт Рос-

сийской Федерации «Правила производства и контроля качества лекарственных средств good manufacturing practice for medicinal products (GMP)»; правилами организации чистых производств и контроля качества изделий медицинского назначения из полимеров, тканых и нетканых материалов, имеющих контакт с кровью ПР 64-05-001-2002, и инструкцией по контролю стерильности перевязочных материалов РД 64-051-87 «Временные методические указания по стерилизации гамма-лучами гигроваты и перевязочных материалов» (утвержденными Минздравом СССР от 09.11.1972 г. № 994-72).

После определения эффективного режима стерилизации подтвержденного бактериологическими исследованиями была изучена принципиальная возможность изменения поглотительной и абсорбционной способностей предложенной нами раневой повязки на основе НСГ до и после облучения электронным пучком. Для этого по методике евых абсорбирующих повязок эпителизацию, рев стерилизуемого материала не более чем на Ю.К. Аббаева [17] навески испытуемых материалов массой 0,05...0,9 г выдерживали в цельной крови в соотношении 1:100 при температуре 17...20 °С в течение 1 ч. После извлечения и стекания жидкости через 10 с образцы взвешивали, центрифугировали в течение 45 мин при 6000 об/мин. Процент привеса определялся по разнице массы образцов до и после сорбции и центрифугирования.

Сравнительные исследования адгезивной способности раневой абсорбирующей повязки на основе НСГ до и после стерилизации осуществляли

двумя методами. По методу (*in vitro*) Ю.К. Абаева [17], для изучения адгезивных свойств, в ячейки из бесцветного оргстекла с рабочей поверхностью 3×110 мм помещали пластины из оргстекла толщиной 1 мм, обёрнутые в три слоя медицинской марлей. В ячейки наливали 5 мл цельной крови с добавлением 1 мл 2%-го раствора тромбина. Через 1 мин на поверхности пластинок накладывали испытуемую повязку (оболочку повязки). Ячейки с образцами помещали в термостат при 37 °С на 24 ч. Раздир испытуемой повязки оценивали под углом 90° к поверхности испытуемого материала. Поверхностную энергию на границе перевязочный материал – среда оценивали по величине угла смачивания средой поверхности материала. Для этого на поверхность исследуемого перевязочного материала наносили каплю цельной крови и с помощью горизонтального микроскопа тотчас измеряли угол, образующийся между касательной в основании капли и поверхностью материала. Таким образом, диапазон значений составлял от 1 до 90° град.

По методу (*in vivo*), предложенному В.Н. Филатовым и В.В. Рыльцевым [24] для сравнительной оценки адгезивных свойств до и после стерилизации, т. е. усилий, прилагаемых для удаления предложенных нами раневых адсорбирующих повязок на основе НСГ (5) с раневой поверхности (6), мы применили усовершенствованное устройство. Датчиком служил полупроводниковый тензопреобразователь (1) типа С-50. Находящиеся в течение суток на огнестрельной ране (6) после первичной хирургической обработки раневая адсорбирующая повязка (5) фиксировались «якорем» (2) и удалялись с поверхности раны с помощью нити (3) и хирургической иглы (4). Соответствующее усилие,

приложенное к датчику, преобразовывалось в электрический сигнал в диапазоне от 0 до 15 мВ, который обрабатывался микроконтроллером и подавался на ПЭВМ (7).

Усовершенствование заключалось в том, что самопишущий прибор [24] был заменён микроконтроллером (рис. 3). Тарировку от 0 до 500 г сохранили в том диапазоне, как предложили авторы метода [24] и тестировали перед проведением экспериментов соответствующими навесками. Поэтому усилия, прилагаемые для удаления перевязочного средства с раневой поверхности, оценивали в условных единицах в диапазоне от 0 до 500. Питание тензопреобразователя осуществлялось от источника постоянного тока Б5-43 напряжением 2,2 В, сигнал разбалансировки регистрировался микроконтроллером. Составные части устройства были промышленного производства.

Статистическая обработка результатов исследования осуществлялась с применением методов статистического анализа, используемых в биологии и медицине. Нормально распределяемые показатели приведены в их среднем значении со стандартным отклонением: $\bar{X} \pm \sigma$. Достоверность различий анализировали с помощью непараметрического критерия Фридмана, с расчётом коэффициента конкордации Кендала, при дисперсионном анализе повторных измерений.

Результаты и обсуждение. Результаты бактериологических исследований на протяжении 14 суток показали, что при указанных выше параметрах облучения электронным пучком, гарантированной стерилизации всех раневых адсорбирующих повязок на основе НСГ можно достичь только с количеством импульсов не менее 25 (табл. 1).

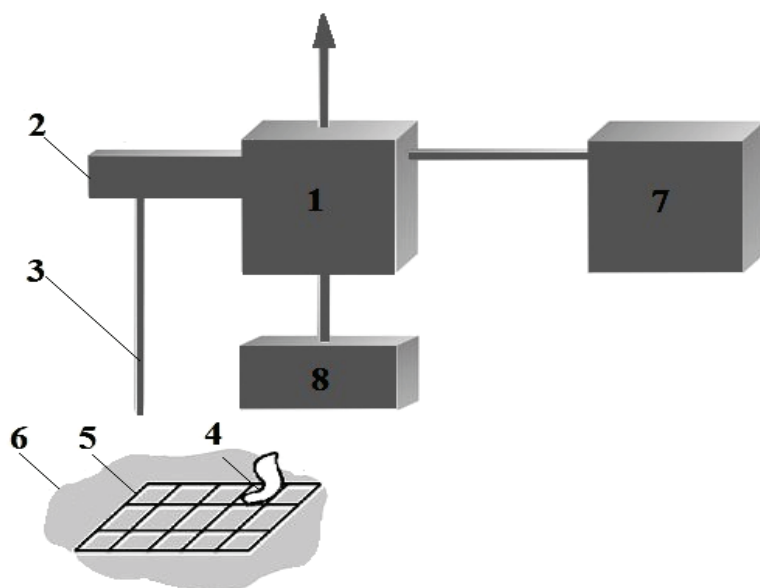


Рис. 3. Принципиальная схема работы устройства В.Н. Филатова и В.В. Рыльцева [24] для оценки адгезии перевязочного средства к раневой поверхности. Объяснение в тексте

Таблица 1. Результаты стерилизации раневых абсорбирующих повязок на основе НСГ в зависимости от применения количества импульсов облучения электронным пучком при исследуемых параметрах

№ серии	Количество импульсов	Количество повязок	
		Стерильных	Нестерильных
1	4	–	15
2	8	–	15
3	12	–	15
4	16	1	14
5	20	10	5
6	25	15	–
7	50	15	–
8	75	15	–

При этом суммарные поглощенные дозы составили для раневых повязок из «Спанлейс» $D=17$ кГр; для раневых повязок из обеззоленного фильтра – $D=13$ кГр. Обе суммарные поглощенные дозы оказались ниже аналогичных ($D=25$ кГр) при применении γ -излучения для стерилизации бинтов [3, 5, 7].

Полученные результаты позволяют формировать технологическую основу для конкретизации подбора режимов обработки (стерилизации) повязок на основе НСГ с различными видами оболочек.

Исследование сорбционных свойств абсорбирующих повязок на основе НСГ до и спустя 1 год после стерилизации статистически значимых отличий не выявило. Потеря привеса после центрифугирования впитавшей в себя цельную кровь повязки уменьшалась в 1,4 раза (табл. 2). Это подтверждает отсутствие влияния стерилизации раневых повязок на основе НСГ с помощью сильноточных импульсно-периодических электронных ускорителей прямого действия на поглонительную и абсорбционную способности.

Исследования влияния предлагаемого метода стерилизации на адгезивные свойства раневой абсорбирующей установили, что данный метод стерилизации не влияет на адгезивные свойства повязок (табл. 2).

Таким образом, предлагаемый метод стерилизации раневых абсорбирующих повязок на основе НСГ с помощью сильноточных импульсно-периодических электронных ускорителей прямого действия позволяет обрабатывать повязки в нестерильных условиях, не меняет их поглонительную и сорбционную способности и не влияет на адгезивные свойства повязки.

Этот способ стерилизации экологически безопасен, а потому имеет чрезвычайно важное экономическое и стратегическое значение.

Сегодня более чем в 50 странах мира функционируют около 1500 центров и установок для радиационной стерилизации 1000 наименований медицинских изделий и обработки пищевых продуктов с общим объемом на сотни миллиардов долларов. Примерно 900 из них – на базе ускорителей электронов и 400 – на базе изотопных гамма-источников [18]. В России (по состоянию на октябрь 2010 г.) действовало 12 радиационно-технологиче-

ских установок (РТУ) – против более 100 центров радиационной обработки материалов, работавших в СССР до начала 90-х гг. прошлого века. Из этих 12 РТУ только 7 – промышленного масштаба, на которых ежегодно стерилизуется более 250 видов медицинских изделий однократного применения (МИОП) общим объемом ~ 1 млрд шт. Из 7 действующих РТУ промышленного масштаба 2 требуют перезарядки источников ^{60}Co . Остальные 5 промышленными радиационно-технологическими установками не являются, и «работают» более 20 лет в режиме «периодического ремонта», физически устарели, поэтому их «работу» в ближайшие годы планируется прекратить [18].

Таблица 2. Изменения поглонительной и абсорбционной способностей раневой повязки на основе НСГ с различными оболочками

Периоды исследований	Поглотительная способность, %	Абсорбционная способность, %	Соотношение поглонительной и абсорбционной способностей	Величина угла между касательной в основании капли и поверхностью, град.	Усилия удаления перевязочного средства, усл. ед.
Оболочка из обеззоленного фильтра					
До стерилизации	3469,3±19,5	2477,2±1,1	1,4	74±2,4	45±4,5
После стерилизации	3470,1±17,9	2480,1±1,3	1,4	74±2,8	45±4,9
Нетканый материал «Спанлейс»					
До стерилизации	3499,5±16,6	2480,9±2,3	1,4	88±1,5	36±3,2
После стерилизации	3502,3±11,4	2482,1±1,9	1,4	88±1,9	36±3,1

Примечание: статистически значимых изменений свойств повязок не выявлено.

Таким образом, задействованные сегодня мощности РТУ России в десятки раз ниже необходимых для радиационной стерилизации медицинских изделий однократного применения (МИОП), в результате чего отечественная медицинская промышленность не в состоянии производить их в необходимом количестве.

К сожалению, за последние два десятилетия выход из этой ситуации был найден не в развитии отечественного производства установок для радиационной стерилизации, а в увеличении импорта готовых к применению МИОП, срок хранения которых – не более 3-х лет. Большинство импортируемых МИОП и их аналогов – шприцы однократного применения, системы переливания крови, инфузионных и диффузионных растворов; хирургический, стоматологический и гинекологический инструментарий; шовный материал (шелк, кетгут); перевязочные материалы (бинты, вата, пластыри, противоожоговые повязки); одноразовая медицинская одежда и бельё; катетеры и многое другое – производились ранее на территории СССР.

Сегодня Россия во многом зависит от импортных поставок целого перечня МИОП. Зависимость отечественного здравоохранения от импорта МИОП с гарантийным сроком хранения не более 3-х лет требует, наряду с бесперебойным характером поставок, постоянного «освежения» их запасов. Недостаточный уровень отечественного производства МИОП, в случае сбоя их поставок, может привести к гуманитарной катастрофе и создает угрозу безопасности страны. Это подчёркивает актуальность оснащения отечественной медицинской промышленности современными эффективными установками для стерилизации МИОП в ходе модернизации отечественной экономики. Это позволит значительно расширить номенклатуру выпускаемых МИОП (до ~1000 наименований, уже освоенных мировой медицинской промышленностью) и довести их выпуск в России до реальных количественных потребностей отечественной медицинской практики.

Заключение

Применение нового способа стерилизации инновационного перевязочного средства — раневой абсорбирующей повязки на основе наноструктурированного графита с помощью сильноточных импульсно-

периодических электронных пучков прямого действия продемонстрировало его высокую эффективность, экономичность и экологическую безопасность по сравнению с традиционной и широко применяемыми источниками γ -излучения. Установлено, что такие пучки не изменяют важнейшие свойства перевязочного средства: высокую поглощательную и сорбционную способности и низкую адгезивность.

Предложенный способ стерилизации исключает капитальные вложения в организацию системы биологической защиты, перспективен для производства медицинских изделий однократного применения в тех случаях, когда не требуется высокой энергии электронов, позволяет эффективно стерилизовать малые партии тонких термочувствительных материалов в упаковках (раневые повязки, перчатки, лезвия для скальпелей, медикаменты в порошковых формах и др.).

Промышленное применение источников сильноточных импульсно-периодических электронных пучков прямого действия исключает зависимость от радиоактивного сырья для стерилизации и позволит усилить позиции отечественной медицинской промышленности производить широкий ассортимент медицинских изделий однократного применения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Воробьев В.М., Штейнле А.В., Раткин А.В. и др. Перспективы абсорбирующей повязки на основе наноструктурированного графита на рынке перевязочных средств России // Бюллетень сибирской медицины. – 2010. – Т. 9. – № 2. – С. 71–76.
2. Государственная фармакопея СССР XI издания. Вып. 2. Общие методы анализа. Лекарственное растительное сырье. – М.: Медицина, 1989. – 400 с.
3. ГОСТ Р ИСО 11137-2000. Стерилизация медицинской продукции. Радиационная стерилизация. Требования к валидации и текущему контролю // ГОСТы, СНИПы, СанПиНы и др. 2000. URL: <http://www.gostedu.ru/11014.html> (дата обращения: 22.03.2012).
4. ГОСТ 26278-84. Ускорители заряженных частиц промышленного применения. Типы и основные параметры // OPEN-GOST.RU Портал нормативных документов 2000. URL: <http://www.opengost.ru> (дата обращения: 02.02.2012).
5. ГОСТ 27212-87. Радионуклидные установки с источниками ионизирующего излучения закрытого типа. Общие технические требования // OPEN-GOST.RU Портал нормативных документов 2000. URL: <http://www.opengost.ru> (дата обращения: 02.02.2012).
6. ГОСТ Р 15.013-94. Медицинские изделия // OPEN-GOST.RU Портал нормативных документов 2000. URL: <http://www.opengost.ru> (дата обращения: 02.02.2012).
7. ГОСТ Р 50325-92. Изделия медицинского назначения. Методика дозиметрии при проведении процесса радиационной стерилизации // Библиотека ГОСТов и нормативных документов 2000. URL: http://www.libgost.ru/gost/25825-GOST_R_50325_92.html (дата обращения: 22.03.2012).
8. Руководство Р.6.4/3.5.4.1040-01. Общие требования к технологическому регламенту радиационной стерилизации изделий медицинского назначения однократного применения // OPEN-GOST.RU Портал нормативных документов 2001. URL: <http://www.opengost.ru> (дата обращения: 02.02.2012).
9. Васильев Н.В., Горн А.К., Месяц Г.А. и др. Использование сильноточных наносекундных электронных пучков для целей поверхностной стерилизации // Доклады АН СССР. – 1980. – Т. 253. – № 5. – С. 1120–1222.
10. Штейнле А.В., Рязанцева Н.В., Гаврилин Е.В. и др. Чрескостный остеосинтез и нанотехнологии в лечении сочетанных огнестрельных костно-венозных повреждений конечностей // Сибирский медицинский журнал (Томск). – 2009. – Т. 24. – Вып. 1. – № 3. – С. 92–102.
11. Алексеенко П.И., Коровин С.Д., Сахаров Е.С. Использование энергетических сильноточных наносекундных электронных пучков для радиационной стерилизации лекарственных средств (порошков) // Химико-фармацевтический журнал. – 2002. – Т. 36. – № 12. – С. 29–30.
12. Алексеенко П.И., Сахаров Е.С., Рыжикова И.Г., Сидоренко А.А. Технологический процесс получения высокодинамичных ионообменных фильтров // Сибирь атомная. XXI век: Труды научно-техн. конф. – Томск, 2008. – С. 123–129.
13. Bugaev S.P., Korovin S.D., Kutenkov O.P., et al. Surface Sterilization Using Low-Energy Nanosecond Pulsed Electron Beams // Proc. of 10th Int. Conf. on High Power Particle Beams, San Diego. – San Diego, CA, 1994. – P. 817–820.
14. Раневая повязка: пат. 2411960 Рос. Федерация. № 2009117067/15; заявл. 04.05.09; опубл. 20.02.11, Бюл. № 5. – 11 с.
15. Рязанцева Н.В., Хандорин Г.П., Хасанов О.Л. и др. Экспериментальное обоснование эффективности раневой абсорбирующей повязки на основе наноструктурированного графита // Бюллетень сибирской медицины. – 2009. – Т. 8. – № 4. – С. 60–63.
16. Штейнле А.В., Хандорин Г.П., Гаврилин Е.В. и др. Чрескостный остеосинтез и нанотехнологии в лечении сочетанных огнестрельных костно-артериальных повреждений // Сибирский медицинский журнал (Томск). – 2009. – Т. 24. – Вып. 1. – № 2. – С. 45–54.

17. Абаев Ю.К. Хирургическая повязка. – Минск: Беларусь, 2005. – 150 с.
18. Кучеров С.В. Радиационная стерилизация // Радиационная обработка материалов. 2012. URL: <http://www.zao-intech.ru> (дата обращения: 22.03.2012).
19. Быков Н.М., Губанов В.П., Гунин А.В. и др. Сильноточный импульсно-периодический ускоритель электронов с высокой стабильностью параметров электронного пучка // Приборы и техника эксперимента. – 1989. – № 1. – С. 37–39.
20. Ельчанинов А.С., Загулов Ф.Я., Коровин С.Д. и др. Ускорители сильноточных электронных пучков с высокой частотой следования импульсов // В сб.: Сильноточные импульсные электронные пучки в технологии / под ред. Г.А. Месяца. – Новосибирск: Наука, 1983. – 520 с.
21. Коровин С.Д. Трансформатор Тесла в сильноточных импульсно-периодических ускорителях // Препринт № 47, ТФ СО АН СССР. – Томск, 1988. – 38 с.
22. Коровин С.Д., Ростов В.В. Сильноточные наносекундные импульсно-периодические ускорители электронов на основе трансформатора Тесла // Известия вузов. Сер. Физика. – 1996. – № 12. – С. 21–30.
23. Mesyats G.A., Korovin S.D., Gunin A.V., et al. Repetitively pulsed high-current accelerators with transformer charging of forming lines // Laser and Particle Beams. – 2003. – V. 21. – P. 197–200.
24. Филатов В.Н., Рыльцев В.В. Биологически активные текстильные материалы. Т. 1. Терапевтические системы «дальнекс-трипсин». – М.: Информэлектро, 2002. – 248 с.

Поступила 16.03.2012 г.

УДК 621.039.342.001.53

ПОЛУЧЕНИЕ ВЫСОКООБОГАЩЕННОГО ^{13}C В КАСКАДЕ ГАЗОВЫХ ЦЕНТРИФУГ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИЗОТОПНОГО ОБМЕНА В ДИОКСИДЕ УГЛЕРОДА

А.А. Орлов, В.П. Совач*

Томский политехнический университет

*ОАО «ПО Электрохимический завод», г. Зеленогорск

E-mail: orlova@tpu.ru

Рассмотрены возможные схемы протекания реакции изотопного обмена в диоксиде углерода в реакторе изотопного обмена. Показаны изменения молекулярного состава диоксида углерода и распределения изотопа ^{13}C на входе и выходе из реактора изотопного обмена. Исследована зависимость эффективности работы каскада газовых центрифуг по получению высокообогащенного ^{13}C от места установки в нем реактора изотопного обмена при различных величинах степени изотопного обмена. Показано, что функция эффективности работы каскада от места установки в нем реактора изотопного обмена представляет собой унимодальную выпуклую линию, которая имеет максимум. Определены места оптимального расположения одного и двух реакторов изотопного обмена в каскаде газовых центрифуг и величины степени изотопного обмена в них, при которых можно обеспечить обогащение по ^{13}C более 99 %.

Ключевые слова:

Каскад газовых центрифуг; изотопный обмен; диоксид углерода; реактор изотопного обмена.

Key words:

Gas centrifuge cascade; isotope exchange; carbon dioxide; isotope exchange reactor.

Введение

При разделении изотопов центрифужным методом приходится использовать рабочие вещества, представляющие собой химические соединения нескольких полиизотопных элементов. В этом случае говорят о «изотопном перекрытии», то есть целевой изотоп одновременно находится в нескольких различных массовых компонентах, которые состоят из изобарных молекул с различным набором изотопов.

Эффективность центробежного метода разделения зависит от разности молекулярных масс, следовательно, молекулы, состоящие из различных изотопов элементов и имеющие одинаковую молярную массу, будут вести себя в поле действия центробежных сил одинаково.

Изотопные перекрытия ограничивают максимальное обогащение целевым изотопом в разделительных каскадах некоторой предельной величиной.

Это ограничение можно преодолеть несколькими способами [1], одним из которых является использование совокупности реакций изотопного обмена, в результате которых рабочее вещество будет стремиться перейти в равновесное состояние.

Технология получения высокообогащенного изотопа ^{13}C в ОАО «ПО ЭХЗ» описана в работе [2]. Она основана на изобретении [3]. Изотопный обмен можно проводить между разделительными этапами и непосредственно в процессе разделения. Во втором случае в разделительный каскад устанавливаются специальные устройства – реакторы изотопного обмена (РИО), что приводит к уменьшению числа разделительных этапов. Описание РИО приведено в работах [4, 5].

Данная статья посвящена расчетно-теоретическим исследованиям по определению необходимого числа РИО с заданными технологическими параметрами, и их оптимального расположения в ка-