

**МОРФОЛОГИЧЕСКИЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ  
ПРОТЕЗОВ НА ОСНОВЕ МОДИФИЦИРОВАННОГО ФТОРОПЛАСТА  
С АЛМАЗОПОДОБНЫМ НАНОПОКРЫТИЕМ В ХИРУРГИИ  
УХА (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)**

<sup>1</sup>УО «Гомельский государственный медицинский университет», г. Гомель, Беларусь

<sup>2</sup>ГУ «РНПЦ радиационной медицины и экологии человека», г. Гомель, Беларусь

<sup>3</sup>Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого  
Национальной академии наук Беларуси, г. Гомель, Беларусь

В работе приведены морфологические результаты тканевых реакций экспериментальных животных (крыс) на имплантаты из радиационно-модифицированного фторопласта Ф-4РМ20 (на основе политетрафторэтилена (ПТФЭ)) с алмазоподобным нанопокрыванием и алмазоподобным покрытием с распределенными наноразмерными частицами серебра. В эксперименте использованы 200 белых беспородных крыс, разделенных на 4 группы по 50 животных.

Животные выводились из эксперимента на 3, 7, 21, 30, 60-е сутки. Проводилось гистологическое исследование тканей, окружающих имплантат, а также тканей легких, сердца, селезенки, печени и почек. Была установлена однотипность локальных тканевых реакций при меньшей выраженности грануляционно-рубцового процесса в случае использования имплантатов с алмазоподобным покрытием, содержащем наноразмерные частицы серебра. Статистически значимой гиперплазии лимфоидной ткани селезенки, указывающей на активацию иммунной системы на введение имплантата, не установлено ни в одной группе животных. Таким образом, полимерные композиты в виде фторопласта Ф-4РМ20 с алмазоподобным покрытием толщиной 5 нм и аналогичным покрытием, содержащем наночастицы серебра, могут быть использованы в реконструктивной хирургии среднего уха, как биосовместимые материалы, не вызывающие воспалительно-дегенеративных реакций.

**Ключевые слова:** хирургия уха, имплантаты, биосовместимость, радиационно-модифицированный фторопласт, алмазоподобное покрытие, наночастицы серебра

**Введение**

Новый этап в хирургическом лечении отосклероза начался после предложения полностью удалять пораженное стремя и заменять его синтетическим протезом, соединенным с цепью оставшихся слуховых косточек [1]. При операциях на стремени применяли протезы из различных материалов на основе металлов, полимеров, композитов и керамики [2, 3]. Требования к протезам слуховых косточек: хорошее звукопроводение, небольшая масса, противостояние инфекции, стабильность формы и устойчивость к экструзии [4]. Для рекон-

струкции цепи слуховых косточек, помимо остатков последних, применяют аутокость, аутохрящ, аутоноготь, титан, золото, тантал, платину, нержавеющую сталь [5].

Среди полимерных материалов для реконструкции среднего уха при стапедопластике доминируют материалы на основе полиэтилена и особенно политетрафторэтилена (ПТФЭ) марок тефлон (США) и фторопласт-4 (Россия). Биоинертность, эластичность и высокая технологичность полимерных имплантатов делают возможным массовое изготовление недорогих протезов. Использование полимерных протезов преду-

смачивает «поршневую» методику стапедопластики по Shea, преимуществом которой являются значительно меньший объем манипуляций в области окна преддверия, снижение травматичности и вероятности попадания крови в преддверие лабиринта [1].

Вместе с тем, указанные материалы характеризуются вязкоупругостью и вязкопластичностью, что проявляется в ухудшении звукопроводения в результате необратимого изменения формы и жесткости протезов при длительном функционировании [6]. Эти материалы не обладают бактерицидной активностью, что может привести к угрозе инфицирования среднего уха [7]. Так, наблюдение пациентов с тимпанальной и смешанной формами отосклероза после имплантации тефлоновых протезов в ряде случаев показали осложнения в виде нейросенсорной тугоухости и глухоты, а также образования послеоперационных гранул барабанной полости [8], что явилось причиной повторных операций.

Так как реакция организма на имплантат определяется в основном химическим составом и структурой его поверхностного слоя [9, 10], регулирование биосовместимости имплантатов может быть достигнуто модифицированием поверхности [11]. В работе [12] предложен протез на основе биологически активного материала с нерастворимым и инертным мозаичным покрытием. В качестве основы могут быть использованы металлы, обладающие бактерицидными свойствами, но остаются отмеченные выше недостатки металлических протезов.

**Цель исследования** – проведение морфологического анализа органов и тканей экспериментальных животных для изучения влияния имплантированного изделия на живой организм с выполнением имплантационных тестов, позволяющих на значительном материале исследовать реакцию окружающих тканей на имплантаты с различным нанопокрывтием [13].

#### **Материал и методы исследования**

Для проведения имплантационных тестов использовались 200 белых беспород-

ных крыс в возрасте 19-21 недель массой 110-150 гр. Животные были распределены на 4 группы. Каждая группа состояла из 50 особей, которым имплантировали различные биоматериалы. Первой группе был имплантирован фторполимерный материал, модифицированный биосовместимым покрытием наноразмерной толщины; второй группе – фторполимерный материал, модифицированный биосовместимым покрытием на порядок большей толщины; третьей – фторполимерный материал, модифицированный аналогичным биосовместимым покрытием с наночастицами серебра; четвертой – фторполимерный материал без покрытия. Операция проводилась под галотановым наркозом. Выполнялся разрез обработанной кожи передней брюшной стенки. Материал размером  $1,0 \times 0,5 \times 0,1$  мм (длина, ширина, толщина) имплантировался в подкожную клетчатку на глубину 2-3 мм. Сроки наблюдения за животными составили 3, 7, 21, 30 и 60 суток. Выведение животных из эксперимента проводилось методом декапитации под общим галотановым наркозом.

Эксперименты выполнялись в соответствии с этическими нормами обращения с животными, соблюдением рекомендаций и требований «Европейской конвенции по защите экспериментальных животных» (Страсбург, 1986), в соответствии с «Положением о порядке использования лабораторных животных в научно-исследовательских работах и педагогическом процессе УО «Гомельский государственный медицинский институт» и мерах по реализации требований биомедицинской этики» (УО «ГГМУ» №54-А от 23.05.2002 года) [14].

По операционному рубцу открывалась рана, из которой удалялись имплантаты с прилегающими тканями. Извлеченный материал фиксировался в 10% растворе нейтрального формальдегида с последующей заливкой в парафин. Из блоков готовились срезы толщиной 5-6 мкм с последующим окрашиванием препаратов гематоксилин-эозином, а также пикрофуксином по Ван-Гизону.

Аналогичным образом готовились препараты для морфологических исследований ткани легких, сердца, селезенки, печени, почек.

Морфометрические исследования проводились с использованием аппаратно-программного комплекса на базе светового оптического микроскопа «CarlZeiss» Axioscop. Измерялась толщина слоя грануляций и соединительной ткани по периферии имплантата. Для оценки степени напряжения иммунных реакций проводилось измерение диаметров периартериальной зоны и фолликулов селезенки.

Статистический анализ результатов исследования был выполнен с использованием аналитического пакета Statistica 6.1. Соответствие распределения количественных признаков закону нормального распределения оценивали с помощью теста Колмогорова-Смирнова. Сравнение двух независимых выборок по количественному признаку производили с помощью теста Манна-Уитни, множественные сравнения – с использованием теста Краскелла-Уоллиса. Различия считали значимыми при  $p < 0,05$ . Количественные данные в табличном материале представлены в формате: медиана (Me) и 1-й, 3-й квартили ( $Q_1, Q_3$ ) [15].

### Результаты исследования

Следует отметить, что во всех группах экспериментальных животных определялись однотипные изменения морфометрических показателей как в тканевых структурах, окружающих имплантат, так и в жизненно важных органах.

#### Морфологическое и морфометрическое исследование органов и тканей лабораторных животных на 3-и сутки наблюдения

Сердце располагается в грудной полости, камеры сердца обычного строения. Стенка сердца представлена тремя оболочками: эндокардом, миокардом и перикардом. Эндокард определяется в виде тонкой прослойки рыхлой соединительной ткани, покрытой эндотелием. Миокард представлен кардиомиоцитами, формирующими функци-

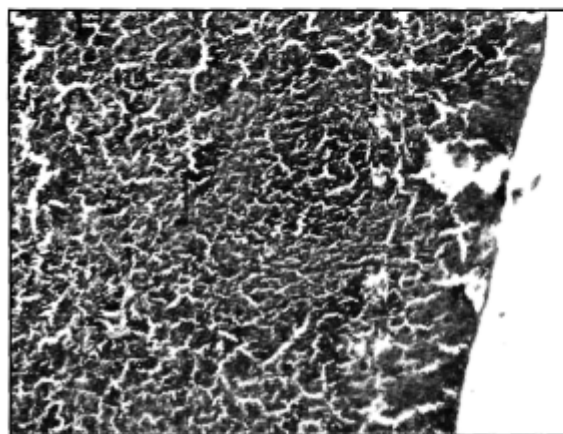
ональные цепочки, сосуды миокарда полнокровны. Перикард покрывает снаружи сердце в виде тонкого листка рыхлой соединительной ткани, покрытой мезотелием.

Печень заполняет правую половину брюшной полости, на разрезе имеет дольчатое строение. Микроскопически: границы печеночных долек дифференцируются слабо, триады располагаются по периферии, в центре располагаются слегка расширенные центральные вены. Балочное строение органа прослеживается четко, синусоидные гемокапилляры обычного строения.

Селезенка находится в левой половине брюшной полости. Снаружи покрыта соединительнотканной капсулой, от капсулы внутрь отходят трабекулы. Белая и красная пульпа хорошо дифференцируется, лимфатические фолликулы преимущественно без реактивных центров, красная пульпа слегка полнокровна (рисунок 1).

Морфометрические показатели диаметра лимфоидных узелков, периартериальной зоны селезенки во всех экспериментальных группах животных не имели статистически значимых различий ( $p > 0,05$ ) (таблица 1).

Почки располагаются забрюшинно, симметричные, овальной формы, снаружи покрыты соединительнотканной капсу-



Белая и красная пульпа хорошо дифференцируется, лимфатический фолликул без реактивного центра, красная пульпа слегка полнокровна. Окраска: гематоксилином и эозином. Увеличение: 100 $\times$

**Рисунок 1** – Селезенка экспериментальных животных на 3-и сутки эксперимента

**Таблица 1** – Морфометрические показатели экспериментальных животных на 3-и сутки наблюдения (мкм)

Показатель	Группа			
	1	2	3	4
Диаметр фолликулов селезенки	275,0 (256,0-311,0)	243,0 (211,0-315,0)	223,0 (196,0-302,0)	297,0 (235,0-359,5)
Диаметр периартериальной зоны	32,0 (28,0-35,0)	31,0 (25,0-36,0)	29,0 (25,0-34,0)	28,0 (26,5-35,0)
Толщина грануляционной /соединительной ткани	201,0 (189,0-212,0)	205,0 (176,0-218,0)	202,0 (158,0-223,0)	200,5 (178,5-219,5)

лой. Дифференцировка на кору и мозговое вещество хорошо выражено, граница между ними прослеживается четко, почечные тельца, проксимальные, дистальные канальцы обычного строения. Кровеносные сосуды коркового вещества полнокровны.

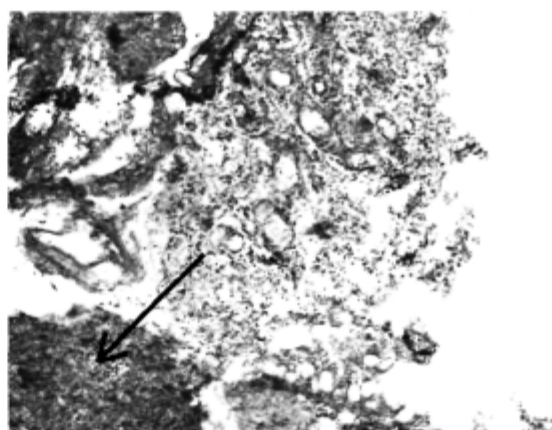
Легкие на разрезе губчатого строения, четко разделены на доли, располагаются в плевральной полости. Микроскопически хорошо определяются сегментарные и терминальные бронхи, альвеолы обычного строения

В месте внедрения имплантата у животных всех исследуемых групп выявлено формирование незрелой грануляционной ткани с большим количеством кровеносных сосудов, явления эксудативного воспаления: выраженная инфильтрация по периферии трансплантата нейтрофильными лейкоцитами и макрофагами, очаги некроза (рисунок 2).

Следует отметить, что ткань имплантата не входила в состав гистологического препарата ввиду того, что при воздействии агрессивных в химическом отношении веществ (ксилон, хлороформ и др.) при гистологической проводке подвергалась растворению. Морфометрические показатели толщины слоя грануляций во всех экспериментальных группах не имели статистически значимых различий ( $p > 0,05$ ) (таблица 1).

**Морфологическое и морфометрическое исследование органов и тканей лабораторных животных на 7-е сутки наблюдения**

Морфологическая картина печени, легких и почек у лабораторных животных не отличалась от таковой на 3-и сутки наблюдения.

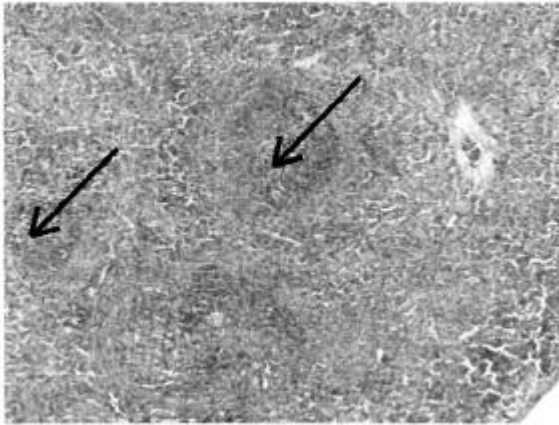


Формирование незрелой грануляционной ткани с большим количеством кровеносных сосудов. Выраженная инфильтрация по периферии трансплантата нейтрофильными лейкоцитами и макрофагами. Очаг некроза (указано стрелкой). Окраска: гематоксилином и эозином. Увеличение: 100 $\times$

**Рисунок 2** – Ткань экспериментальных животных на 3-и сутки эксперимента по периферии имплантата

В селезенке у животных 1-й и 4-й группы в несколько большем количестве на единицу площади определялась лимфоидная ткань в виде лимфатических узелков, в отдельных лимфоидных узелках определялись формирующиеся реактивные центры (рисунок 3).

Диаметр лимфоидных узелков в 1-й группе лабораторных животных составил 296,0 (258,0-315,0) мкм, что было выше в сравнении со 2-й группой – 225,0 (205,0-317,0) мкм, однако различия были статистически незначимыми ( $p = 0,087$ ). При сравнительном анализе 1-й и 3-й группы экспериментальных животных диаметр лимфоидных узелков 1-й группы значимо ( $p < 0,04$ ) превышал аналогичный показатель 2-й группы (таблица 2).



Лимфоидная ткань в виде лимфатических узлов (указано стрелками). Окраска: гематоксилином и эозином. Увеличение: 100×

**Рисунок 3** – Селезенка экспериментальных животных на 7-е сутки эксперимента (1-я и 4-я группы)

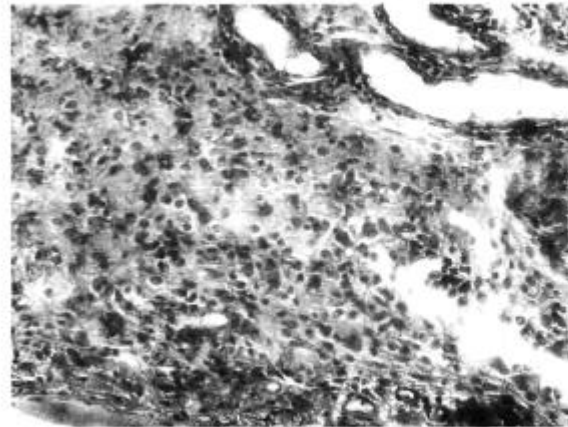
В месте внедрения имплантата у животных всех групп наблюдения определялось созревание грануляционной ткани. Отмечалось уменьшение площади сосудистого компонента, увеличение – волокнистого компонента. В межклеточном веществе определялось большое количество фибробластов. Определялись лимфоциты и плазматические клетки (рисунок 4).

Следует отметить, что степень выраженности воспалительной реакции в виде лимфоплазмоцитарной инфильтрации созревающей грануляционной ткани была выше у лабораторных животных 1 и 4 группы. Статистически значимых различий между экспериментальными группами по показателю толщины грануляций установить не удалось (таблица 2).

**Таблица 2** – Морфометрические показатели экспериментальных животных на 7-е сутки наблюдения (мкм)

Показатель	Группа			
	1	2	3	4
Диаметр фолликулов Селезенки	296,0 (258,0-315,0)	225,0 (205,0-317,0)	238,0* (198,0-300,0)	294,0 (235,0-353,0)
Диаметр периартериальной зоны	31,0 (29,0-34,0)	31,0 (24,0-35,0)	30,0 (24,0-31,0)	29,0 (25,0-35,5)
Толщина грануляционной соединительной ткани	191,0 (178,0-200)	192,0 (176,0-201,0)	190,0 (154,0-213,0)	193,0 (178,5-209,5)

\* – различия статистически значимы при сравнении с 1-й группой наблюдения



В межклеточном веществе определяется большое количество фибробластов, выявляются лимфоциты и плазматические клетки. Окраска: гематоксилином и эозином. Увеличение: 100×

**Рисунок 4** – Ткань экспериментальных животных на 7-е сутки эксперимента по периферии имплантата

**Морфологическое и морфометрическое исследование органов и тканей лабораторных животных на 21-е сутки наблюдения**

Морфологическая картина печени, легких и почек у лабораторных животных не отличалась от таковой на 3-и сутки наблюдения. В селезенке лабораторных животных 4-й группы наблюдения определялась более выраженная гиперплазия лимфоидной ткани. Диаметр фолликулов селезенки в 1-й экспериментальной группе составил 310,0 (285,0-350,0) мкм, что было значительно выше в сравнении со 2-й – 220,0 (199,0-312,0) и 3-й группой – 221,0 (207,0-288,0),  $p=0,04$  и  $p=0,03$  соответственно.

В месте внедрения имплантата у животных всех групп наблюдения продолжа-

лось созревание грануляционной ткани. При этом, в сравнении с предыдущим сроком наблюдения, уменьшалась ее толщина. Отмечено прогрессивное снижение площади сосудистого компонента. Межклеточное вещество замещалось коллагеновыми волокнами. Сохранялось большое количество фибробластов. Наиболее высокие показатели толщины грануляционной ткани отмечались у экспериментальных животных 4-й группы и составили 180,0 (160,5-185,5) мкм, что было значимо выше в сравнении с 3-й группой наблюдения ( $p=0,045$ ). Степень выраженности воспалительной реакции на границе с имплантатом практически отсутствовала. Однако, следует отметить, что у животных 3-й группы воспаление было несколько более выражено (таблица 3).

**Морфологическое и морфометрическое исследование органов и тканей лабораторных животных на 30-е сутки наблюдения**

Морфологическая картина печени, легких, селезенки и почек у лабораторных

животных не отличалась от таковой на 3-и сутки наблюдения.

В месте внедрения имплантата у животных всех групп наблюдения грануляционная ткань замещается на грубоволокнистую, в межклеточном веществе сохраняются фибробласты, появляются единичные фиброциты (таблица 4).

Диаметр фолликулов и периартериальной зоны во всех экспериментальных группах значимо не отличался. Наиболее высокие значения толщины грануляционной (соединительной) ткани определялись в 1-й экспериментальной группе и составили 115,0 (98,0-120,0) мкм и были значимо выше в сравнении со 2-й ( $p=0,006$ ), 3-й ( $p=0,009$ ) и 4-й ( $p=0,046$ ) группами наблюдения.

**Морфологическое и морфометрическое исследование органов и тканей лабораторных животных на 60-е сутки наблюдения**

Морфологическая картина печени, легких, селезенки и почек у лабораторных животных не отличалась от таковой на 3-и сутки наблюдения (таблица 5).

**Таблица 3** – Морфометрические показатели экспериментальных животных на 21-е сутки наблюдения (мкм)

Показатель	Группа			
	1	2	3	4
Диаметр фолликулов селезенки	310,0 (285,0-350,0)	220,0* (199,0-312,0)	221,0* (207,0-288,0)	294,5 (236,0-354,5)
Диаметр периартериальной зоны	32,0 (30,0-35,0)	30,0 (22,0-34,0)	30,0 (26,0-31,0)	29,5 (25,5-34,5)
Толщина грануляционной /соединительной ткани	161,0 (148,0-170,0)	160,0 (146,0-167,0)	159,0 (124,0-169)	180,0** (160,5-185,5)

\* – различия статистически значимы при сравнении с 1-й группой наблюдения;

\*\* – различия статистически значимы при сравнении с 3-й группой наблюдения.

**Таблица 4** – Морфометрические показатели экспериментальных животных на 30-е сутки наблюдения (мкм)

Показатель	Группа			
	1	2	3	4
Диаметр фолликулов селезенки	270,0 (246,0-300,0)	233,0 (201,0-316,0)	228,0 (196,0-310,0)	295,0 (243,0-348)
Диаметр периартериальной зоны	32,0 (30,0-34,0)	31,0 (24,0-33,0)	29,0 (25,0-31,0)	29,0 (25,5-34,5)
Толщина слоя грануляционной /соединительной ткани	115,0 (98,0-120,0)	87,0* (76,0-101,0)	89,0* (85,0-100,0)	100,0* (81,0-105,0)

\* – различия статистически значимы при сравнении с 1-й группой наблюдения.

**Таблица 5** – Морфометрические показатели экспериментальных животных на 60-е сутки наблюдения (мкм)

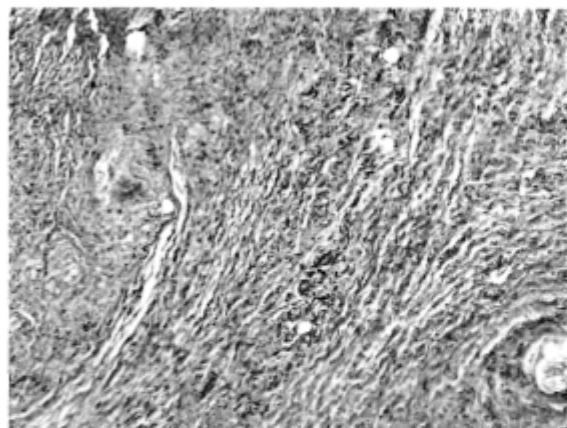
Показатель	Группа			
	1	2	3	4
Диаметр фолликулов селезенки	285,0 (246,0-301,0)	234,0 (220,0-315,0)	228,0 (203,0-310,0)	295,0 (243,5-316,0)
Диаметр периартериальной зоны	32,0 (29,0-33,0)	30,0 (25,0-32,0)	29,0 (26,0-31,0)	29,0 (25,5-32,5)
Толщина слоя грануляционной соединительной ткани	58,0 (44,0-76,0)	64,0 (44,0-76,0)	54,0 (47,0-63,0)	63,0 (37,0-69,5)

Показатели диаметра фолликулов и периартериальной зоны селезенки статистически значимо не отличались во всех группах наблюдения ( $p > 0,05$ ). При этом следует отметить, что в 1-й и 2-й группах экспериментальных животных указанные показатели сохранялись на более высоком уровне.

В месте внедрения имплантата у животных всех групп наблюдения определяется грубоволокнистая соединительная ткань. Воспалительная реакция отсутствует во всех группах наблюдения (рисунок 5).

Таким образом, проведенные исследования позволили сделать следующие выводы:

1. Изменения во внутренних органах в виде нарушений кровообращения (очаговое полнокровие кровеносных сосудов), по-видимому, связано со способом выведения лабораторных животных из эксперимента (декапитация).



Грубоволокнистая соединительная ткань. Воспалительная реакция отсутствует. Окраска: гематоксилином и эозином. Увеличение: 40 $\times$

Рисунок 5 – Грубоволокнистая соединительная ткань экспериментальных животных на 60-е сутки эксперимента

2. Гиперплазия лимфоидной ткани селезенки, проявляющаяся статистически значимым увеличением диаметра лимфоидных фолликулов селезенки на 7-е и 21-е сутки эксперимента у животных 1-й группы наблюдения (с имплантированным фторполимерным материалом, модифицированным биосовместимым покрытием наноразмерной толщины), свидетельствует о более выраженной активации иммунной системы в ответ на введение данного вида имплантата.
3. Наименее выраженные тканевые реакции, проявляющиеся в меньшем образовании грануляционной и соединительной ткани, определяются во 2-й группе лабораторных животных (имплантирован фторполимерный материал, модифицированный биосовместимым покрытием на порядок большей толщины, чем имплантат 1-й группы) и 3-й группе (имплантирован фторполимерный материал, модифицированный аналогичным биосовместимым покрытием с наночастицами серебра) экспериментальных животных.

#### Библиографический список:

1. Shea, J. Teflon Piston Operation for Otosclerosis / J. Shea, F. Sanabria, G. Smyth // Arch. Otolaryngol. – 1962. – Vol. 76. – P. 516-521.
2. Вильямс, Д.Ф. Имплантаты в хирургии / Д.Ф. Вильямс, Р. Роуф. – М: Медицина, 1978. – 552 с.
3. Thomas, D.W. Advanced biomaterials for medical applications. / D.W. Thomas // Series II: Mathematics, physics and chemistry

Vol. 180 Cooperation with NATO Scientific Affairs Division, 2004. – 200 p.

4. Jahnke, K. Revision nach Stapeschirurgie / K. Jahnke, P. Dost, N. Mifs Teldt // HNO. – 1999. – 47: P. 427.

5. Ситников, В.П. Современные аспекты хирургического лечения больных с хроническими воспалительными заболеваниями среднего уха / В.П. Ситников, Эль-Рефай Хусам, Т.И. Колесник // Проблемы здоровья и экологии. – 2010. – Т. 2(24). – С. 37-41.

6. Модифицирование полимерных биоматериалов вакуумным ультрафиолетовым излучением / Е.А. Немец [и др.] // Вестник трансплантологии и искусственных органов. – 2002. – № 3. – С. 116.

7. Никитина, В.Ф. Применение аутохряща ушной раковины при операциях по поводу тугоухости, обусловленной отосклерозом / В.Ф. Никитина // Вестник оториноларингологии – 2000. – № 5. – С. 35-38.

8. Косяков, С.Я. Отдаленные результаты поршневой стапедопластики с применением тефлоновых и титановых протезов / С.Я. Косяков, Е.В. Пахилина, В.И. Федосеев // Кремлевская медицина. Клинический вестник. – 2008. – № 1. – С. 19-21.

9. Севастьянов, В.И. Биосовместимость / В.И. Севастьянов. – М.: ИЦ ВНИИ геосистем, 1999. – 368 с.

10. Хенч, Л. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей / Л. Хенч, Д. Джонс. – М: Техносфера, 2007. – 305 с.

11. Comparison of Diamond-Like Carbon-Coated Nitinol Stents with or without Polyethylene Glycol Grafting and Uncoated Nitinol Stents in a Canine Iliac Artery Model / J.H. Kim [et al.] // Br. J. Radiol. – 2011. – Vol. 84 (999). – 210-215.

12. Пат. DE № 3211211 A61F2/18; A61L27/30, опубл. 1983.

13. Протез для стапедопластики: патента РБ на изобретение № 17759 от 28.08.2013 г.) / С.В. Шилько [и др.]; заявитель Ин-т мех. металлополимер. сист. НАН Беларуси. – а20111242 МПК (2006) А61F2/18; А61L27/30, заявл от 26.09.2011 г., опубл. 30.12.11.

14. Денисов, С.Д. Требования к научному эксперименту с использованием животных / С.Д. Денисов, Т.С. Морозкина // Здравоохранение. – 2001. – № 4. – С. 40-43.

15. Боровиков, В. STATISTICA. Искусство анализа данных на компьютере: для профессионалов. – СПб: Питер, 2003. – 688 с.

El-Refai Hoosam, V.P. Sitnikov, E.A. Nadyrov, S.V. Shil'ko

#### THE MORPHOLOGICAL RESULTS USE OF PROSTHESES BASED ON MODIFIED TEFLON WITH DLC-NANOCOATING IN EAR SURGERY (EXPERIMENTAL STUDY)

The paper presents the results of morphological common and local tissue reactions characteristics of experimental animals (rats) on radiation-modified polytetrafluoroethylene (PTFE)-based implants with DLC-nanocoatings and DLC-nanocoatings containing dispersed nanoparticles of silver. In the experiment used 200 white outbred rats, which were divided in 4 groups, each of which had 50 animals. The animals were moved out on 7, 21, 30 and 60 day. Histological study was conducted the tissue surrounding the implant, as well as lung tissue, heart, spleen, liver and kidneys. Uniformity was found to local tissue reactions with the tendency of lesser severity granulation – scars process in the group of animals with an implant with the DLC-coated with nanoparticles of silver. Statistically significant lymphoid tissue hyperplasia of the spleen, indicating the activation of the immune system to implant, not found in any group of animals. Thus, PTFE-based polymer material F-4PM20 coated with DLC-5 nm thick and coated with silver nanoparticles can be used in middle ear reconstructive surgery as it is biologically compatible material is not an inflammatory degenerative responses of biotissues.

**Key words:** middle ear reconstructive surgery, implants, biocompatibility, PTFE-based polymer material, DLC-nanocoatings, silver nanoparticles

Поступила 29.12.14