

Применение тонкопрофильной ткани на основе никелида титана для замещения обширных дефектов диафрагмы

Дамбаев Г.Ц.¹, Попов А.М.¹, Гюнтер В.Э.², Ходоренко В.Н.², Топольницкий Е.Б.¹, Байков А.Н.¹, Семичев Е.В.¹

The thin-profile fiber use on the basis of the titanium nickelid for diaphragm extensive defects substitution

Dambayev G.Ts., Popov A.M., Gyunter V.E., Khodorenko V.N., Topolnitsky Ye.B., Baikov A.N., Semichev Ye.V.

¹ Сибирский государственный медицинский университет, г. Томск

² НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы, г. Томск

© Дамбаев Г.Ц., Попов А.М., Гюнтер В.Э. и др.

Представлен анализ экспериментального исследования новых способов замещения обширных дефектов диафрагмы тканью на основе материала из сплава никелида титана. Был проведен лучевой контроль и изучены гистологические препараты. Результаты показали, что имплантированные в организм устройства на основе никелида титана деформируются в соответствии с закономерностями эластичного поведения тканей организма, обеспечивая гармоничное функционирование всей системы «ткань имплантата — организм».

Ключевые слова: диафрагма, никелид титана, аллопластика диафрагмы.

The analysis of experimental studying of new ways of diaphragm extensive defects substitution using fabric on the basis of material made of titanium nickelid alloy has been performed. Carried out beam monitoring and studied histologic preparations. Results have shown that implanted into the organism devices of titanium nickelid are deformed in accordance with regularity of organ-tissue elastic behavior thus providing with harmonious functioning of the whole system «implanted tissue — organism».

Key words: a diaphragm, titanium nickelid, alloplastic diaphragms.

УДК 616.26-007-089.844:661.882:678.043.55

Введение

Сложной проблемой торакальной хирургии на сегодняшний день является выбор способа закрытия обширного дефекта диафрагмы, образующегося в результате радикальности оперативного вмешательства при местно-распространенных опухолевых процессах на органах грудной клетки или брюшной полости, влекущего обширные резекции диафрагмы [2, 4, 7].

Способы закрытия дефектов диафрагмы сводятся к использованию собственных тканей больного или применению синтетических материалов. Однако применение аутологичных тканей по причине частых рецидивов заболевания и при обширных дефектах практически невозможно [3, 6, 10], а использование известных синтетических протезов — сеток из тефлона, терилена, полипропилена, двуслойных протезов (со-

четание капроновой сетки с губкой из поливинилалкоголя) — приводит к реакции со стороны окружающих тканей и несовместимости имплантата, а в большинстве случаев сводится к разрушению и фрагментации указанных материалов [1, 6, 9]. На основании вышеизложенного можно с уверенностью констатировать актуальность разработки новых способов хирургической коррекции дефектов диафрагмы.

В последнее время появились сообщения о применении имплантатов на основе тонкопрофильного тканевого никелида титана [2], разработанных НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы (г. Томск), для медицинских целей. Имплантаты рассматриваемого класса отличаются сверхэластичностью, биохимическая и биомеханическая совместимость с тканями организма, высокая коррозионная стойкость, а также сходство физико-механических

свойств со свойствами тканей организма. Благодаря вышеперечисленным качествам данный вид материалов дает минимальную реакцию тканей, возможность формирования собственной ткани в своей ячеистой структуре с образованием органотипичного регенерата, способного адекватно восполнять нарушенную функцию части органа. Имплантированные в организм устройства на основе никелида титана деформируются в соответствии с закономерностями эластичного поведения тканей организма, обеспечивая при этом гармоничное функционирование всей системы «ткань имплантата — организм человека» [5, 8].

Уникальные физико-механические свойства сплавов на основе никелида титана видятся перспективными для использования в пластике такой подвижной части организма, как диафрагма.

Цель исследования — разработка нового способа пластики дефектов диафрагмы на основе микроструктурной ткани из никелида титана с оценкой его эффективности.

Материал и методы

Использована сетка, изготовленная по текстильной технологии из проволоки диаметром 50—60 мкм, с расстоянием между соседними нитями 100—250 мкм (рис. 1). Данный материал благодаря своим эластичным свойствам и взаимной подвижности сплетенных нитей является эластичным (резиноподобным) и легко принимает форму, конгруэнтную той, которую может принимать исследуемая ткань при движениях.

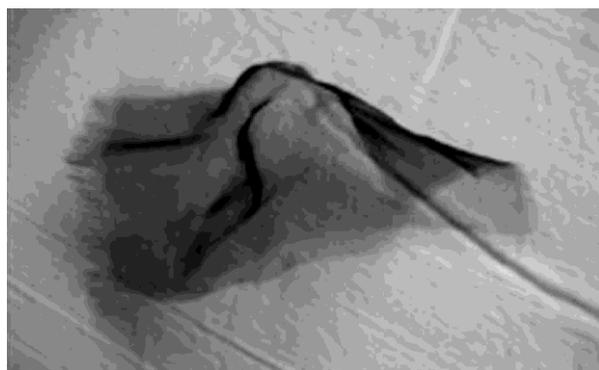


Рис. 1. Внешний вид ткани на основе сплава из никелида титана

Экспериментальная модель способа замещения дефекта диафрагмы тканевым имплантатом на основе TiNi отработана на 12 беспородных собаках обоего пола массой тела 10—16 кг. Исследование проводи-

лось в отделе экспериментальной хирургии ЦНИЛ Сибирского государственного медицинского университета (СибГМУ) (г. Томск) в соответствии с этическими принципами, изложенными в Европейской конвенции по защите позвоночных животных, используемых для экспериментальных и других научных целей. Исследование одобрено этическим комитетом СибГМУ.

В зависимости от формирования дефекта на диафрагме животных разделили на две подопытные группы. В 1-й группе создавали дефект диафрагмы, включающий мышечную и сухожильную ее части, во 2-й группе моделировали дефект диафрагмы с отсечением реберной части. Фиксацию имплантатов выполняли с применением нитей из однородного материала, а именно никелидотитановой нитью на атравматичной игле.

Подготовка к операции, анестезиологическое пособие и ведение послеоперационного периода у всех животных были одинаковыми. В условиях управляемого дыхания выполняли торакотомию в VII межреберье и осуществляли доступ к диафрагме. Далее пересечением легочной связки мобилизовывали диафрагмальную долю легкого с дальнейшим его смещением кнутри и кверху. С помощью хирургических ножниц и диатермоэлектрокоагуляции иссекали фрагмент диафрагмы, формируя таким образом дефект размером до 12 × 12 см с оставлением по всему периметру мышечных пучков поясничной, реберной и грудинной частей диафрагмы (рис. 2), а во 2-й группе дефект формировали с отсечением реберной части диафрагмы протяженностью до двух третей периметра. При этом общая площадь дефекта составляла 30% от площади диафрагмы.

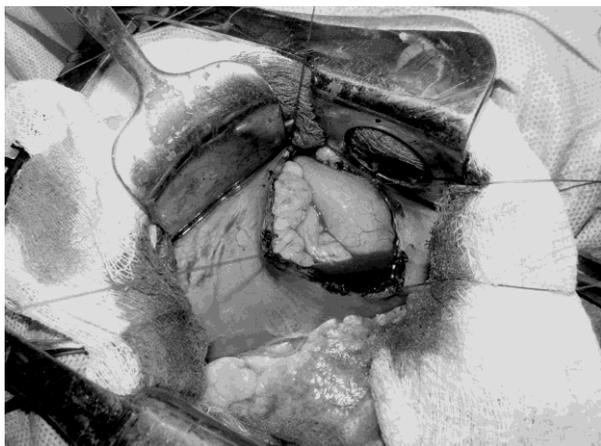


Рис. 2. Выполненный дефект в диафрагме грудной клетки собаки в эксперименте

Методика замещения обширных дефектов диафрагмы тонкопрофильной тканью на основе сплавов из никелида титана заключалась в следующем (приоритетная справка № 2009124648 от 29.06.2009): сетчатый имплантат выкраивали таким образом, чтобы его размеры превышали размер дефекта диафрагмы не менее чем на 20 мм по всему периметру. Далее выкроенную ткань из никелида титана помещали на дефект и фиксировали без натяжения узловыми швами по краю дефекта диафрагмы, а в местах ее отсутствия — к грудной стенке сверхэластичной никелидотитановой нитью диаметром 50—60 мкм. Из проведенного доступа имплантат размещали на нижней поверхности диафрагмы, проводя последний через диафрагмальный дефект на абдоминальную поверхность диафрагмы, и фиксировали по всему периметру П-образными узловыми швами сверхэластичной никелидотитановой нитью диаметром 50—60 мкм с формированием узлов на грудной поверхности диафрагмы. Внутренний и наружный края имплантата формировали в виде дубликатуры.

Данная методика является новаторской и обусловлена предотвращением роспуска нитей сетки после выполнения пластики. Дубликатуру прошивали у наружного края имплантата П-образными узловыми швами с длиной стежка 8—10 мм и расстоянием между швами 10—15 мм, отступив от свободного края имплантата на 8—10 мм, затем прошивали снизу вверх через всю толщу диафрагмы, отступая от края дефекта не менее чем на 10—12 мм. При отсутствии реберной части диафрагмы перикостально через все слои прошивали грудную стенку, лигатуры при этом не затягивали.

Далее П-образными узловыми швами подтягивали наружный край имплантата на нижнюю поверхность диафрагмы или к внутренней поверхности грудной стенки, формируя узлы на грудной поверхности диафрагмы или на коже, в последнем случае узел шва погружали под кожу через разрез длиной до 8 мм. Аналогичным образом на нижней поверхности диафрагмы размещали и фиксировали без натяжения внутренний край имплантата. Затем подобно П-образными узловыми швами фиксировали передний и задний края имплантата, по необходимости имплантат дополнительно фиксировали отдельными узловыми швами к краю дефекта диафрагмы (рис. 3). После завершения пластики диафрагмы плевральную полость и поддиафрагмальное пространство дренировали дренажами с активной аспирацией. Операционную рану послойно ушивали.



Рис. 3. Дефект диафрагмы закрыт тканью из никелида титана

В ходе эксперимента проводили клиническое наблюдение, лучевой мониторинг. Животных выводили из эксперимента на 3, 7, 14, 21, 30 и 60-е сут, при этом оценивали макроскопические изменения в области оперативного вмешательства. Зона имплантации подвергалась гистологическому и гистотопографическому исследованию. Срезы окрашивали гематоксилином и эозином и по ван Гизону.

Микроскопирование осуществлялось на микроскопах «Биолам-70» (Объединение «ЛМО», Россия) и Micros LC30A (Австрия) с последующей цифровой съемкой. Подсчет клеточных элементов проводился в 10 полях зрения при увеличении $40 \times 10 \times 1,5$ с пересчетом на площадь 1 мм^2 . Определение линейных размеров структур выполнялось на микрометре с ценой деления 0,01 мм. Расчет удельной площади волокнистого и сосудистого компонентов осуществлял-

ся методом точечного счета с последующим определением соотношения в Freeware-программе для выполнения морфометрии (автор Р. Дорошенко. Режим доступа: <http://medsoft1.narod.ru>). Объем эксперимента представлен в таблице, где центральные тенденции и рассеяние признаков выражались средним арифметическим M и стандартной ошибкой среднего m .

Микроструктура соединительно-тканного регенерата в области замещенного дефекта изучена на рас-

Морфометрические показатели соединительной ткани в процессе трансформации между элементами имплантационного материала в дефектах диафрагмы ($M \pm m$), %

Показатель	Срок забора материала, сут					
	3-и	7-е	14-е	21-е	30-е	60-е
Волокнистый компонент	19,39 ± 0,26	41,71 ± 1,76	51,05 ± 1,54	48,33 ± 2,17	56,38 ± 2,44	65,31 ± 2,27
Сосудистый компонент	7,25 ± 0,57	0,77 ± 0,06	1,73 ± 0,66	1,56 ± 0,34	0,85 ± 0,07	1,09 ± 0,12
Эритроциты	1,79 ± 0,08	—	—	—	—	—
Лейкоциты	28,40 ± 1,36	15,38 ± 0,66	7,36 ± 0,39	5,22 ± 0,20	2,57 ± 0,33	—
Фибробласты	13,77 ± 0,46	8,86 ± 0,27	5,54 ± 0,34	9,32 ± 0,66	7,50 ± 0,45	4,13 ± 0,20
Фиброциты	—	7,20 ± 0,17	9,32 ± 0,37	10,44 ± 0,34	11,43 ± 0,43	14,08 ± 0,40

Изучение морфологической картины полученных регенератов показало, что в зоне имплантации регенеративные процессы протекали в соответствии с закономерностями репаративного десмогенеза.

Спустя 1-е сут внутри ячеистой структуры имплантата отмечалось заполнение кровяным сгустком и плазмоподобной отечной жидкостью. Выявлялись капиллярные щели, диапедез эритроцитов, фибробласты. В течение последующих 2 сут между ячейками имплантата определялись эритроциты в стадии распада, рыхлая соединительная ткань с тонкими разнонаправленными волокнами. На 3-и сут возникали макрофаги. К 3-м сут усиливалась лейколимфоцитарная инфильтрация, толщина коллагеновых волокон увеличивалась. Увеличивалось количество клеток фибробластического ряда. На 7-е сут в ткани возрастало содержание волокнистого компонента, третью часть которого занимали толстые волокна. Уровень лейкоцитарной инфильтрации снижался. Среди клеточных элементов помимо фибробластов определялись клетки вытянутой формы с веретеновидным ядром, похожие на фиброциты. В течение последующих 10—21 сут отмечалась тенденция нарастания в регенерате количества толстых пучков коллагеновых волокон с появлением некоторой направленности, что совпадало с характеристикой плотной неоформленной соединительной ткани. Среди клеток соединительной ткани постепенно увеличивалась доля фиброцитов. К 21-м сут данную ткань можно было характеризовать как

травом электронном микроскопе Quanta 200 3D (FEI Company, США).

Результаты

Отторжения имплантата не выявлено ни в одном случае. Результаты исследования показали, что через 1 сут и далее после вмешательства все животные были активны, не проявляли особого беспокойства.

плотную полуоформленную соединительную, так как в ней возникали участки с однонаправленным расположением коллагеновых пучков.

Спустя 30 сут во вновь образованной ткани преобладал волокнистый компонент за счет как отдельных коллагеновых волокон, так и пучков, имеющих однонаправленность и извитость. Между последними локализовались фибробласты и единичные лейкоциты (рис. 4). На 60-е сут тканевой регенерат представлял собой плотную полуоформленную соединительную ткань, в которой большая часть коллагеновых пучков имела параллельность и однонаправленность. В последующие сроки регенерат заметных изменений не претерпевал.

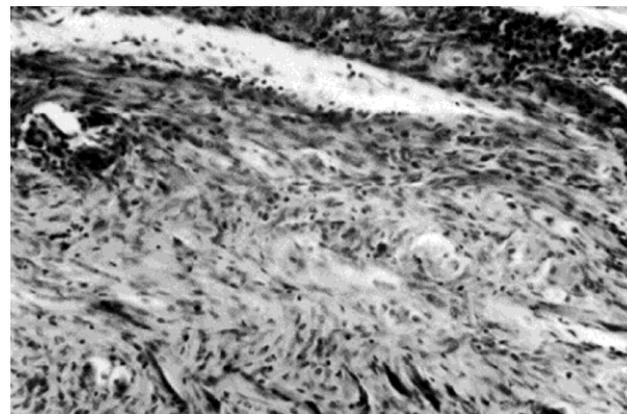


Рис. 4. Замещение тканей вокруг удаленного имплантата фибробластами (30-е сут). Окраска по ван Гизону. Ув. 200

При анализе микроструктуры соединительно-тканного регенерата методом сканирующей электронной микроскопии отмечено, что уже к 5-м сут в порах имплантата определялись клеточные элементы, заполняющие его структуру. К 20—25-м сут сетка из сплава никелидотитана плотно упакована в соединительно-тканый регенерат, участки проволочного элемента хорошо прослеживались через поверхностный рельеф новообразованной ткани (рис. 5). Остов соединительной ткани, сформировавшейся вокруг имплантата, имел волоконно-фибриллярный ориентированный тип строения, что отражало соответствие микроархитектоники функциональным особенностям ткани регенерата. На 60-е сут сетка не видна, прослеживалась незначительная величина межволоконистых пространств, что характеризовало наличие плотной волоконистой соединительной ткани, при этом граница здоровой ткани и имплантата не дифференцировалась.



Рис. 5. Микрофотография макропрепарата на 20-е сут после пластики дефекта диафрагмы. Ячейки имплантата заполнены соединительной тканью

Таким образом, применение тканевых имплантатов из никелида титана в восстановительной хирургии диафрагмы позволяет полноценно замещать обширные дефекты. Полученные данные гистогенеза и микроструктуры репаративных процессов зоны имплантации четко показали формирование плотной полуоформленной соединительной ткани на месте дефекта, способной восполнить потерянную функцию оперированного органа.

Обсуждение

Поведение имплантата определяется явлениями смачиваемости и капиллярности. Поры нити и ячейки имплантата заполняются тканевой жидкостью, которая после пропитывания структуры имплантата удерживается в виде пленки в просвете ячеек под действием силы поверхностного натяжения, за счет чего создается герметичность и разграничение плевральной полости от брюшной. Со временем в области соприкосновения поверхностей сетчатого имплантата с диафрагмой, грудной стенкой идет активное развитие соединительной ткани с прорастанием сетчатой структуры имплантата капиллярами, фибробластами и новообразованными сосудами.

Создание дубликатуры внутреннего и наружного края имплантата, размещение его на нижней поверхности диафрагмы и использование П-образных узловых швов позволяют оптимально разместить и надежно фиксировать его по краю дефекта диафрагмы. Вследствие биомеханической и биохимической совместимости имплантата с окружающими тканями происходит прорастание соединительной ткани сквозь сетчатую структуру имплантата с образованием единого с имплантационным материалом тканевого регенерата, что также гарантирует надежное удержание имплантата в тканях, предотвращает его смещение относительно дефекта диафрагмы, исключает рецидивы. Эластичные свойства сетчатого никелида титана и диафрагмы сходны, поэтому при растяжении деформация образованного комплекса «ткань диафрагмы — имплантат» получается согласованной. Это снижает риск послеоперационных осложнений, повышает прочность соединения и обеспечивает анатомо-физиологическое восстановление данной области.

Заключение

Разработан новый способ хирургической коррекции обширных дефектов диафрагмы с применением тонкопрофильной ткани на основе никелида титана. Анализ экспериментального исследования показал, что тканевые имплантаты после помещения в зону дефекта позволяют полностью восстановить свойства диафрагмы. Благодаря биохимической и биомеханической совместимости никелида титана с тканями организма, свойствам удержания жидкости соединительная ткань со стороны реципиентных областей прорас-

тала сквозь структуру имплантата с образованием в зоне бывшего дефекта единого с имплантационными материалами тканевого регенерата, обеспечивая стойкий удовлетворительный результат.

Литература

1. *Бисенков Л.Н.* Торакальная хирургия. М.: Гиппократ, 2004. 1918 с.
2. *Материалы* с памятью формы и новые технологии в медицине / под ред. В.Э. Гюнтера. Томск: Изд-во МИЦ, 2007. 320 с.
3. *Оперативная хирургия* / под ред. И. Литтманна. Будапешт, 1985. 756 с.
4. *Пат. 2063707* МПК⁶ А 61 В 17/00. Способ формирования левой грудобрюшной преграды по М.И. Давыдову / М.И. Давыдов. № 93029424; заявлено 06.10.1993; опубл. 20.07.1996. Приоритет 06.10.1993 (Россия).
5. *Пат. 2301642* МПК А 61 F 2/02 А 61 F 2/18. Имплантат для реконструктивной пластики обширных дефектов / В.А. Но-

- виков, В.Э. Гюнтер, В.И. Штин и др. № 2005137265/14; заявлено 30.11.2005; опубл. 27.06.2007. Бюл. № 18.
6. *Петровский Б.В., Канишин Н.Н., Николаев Н.О.* Хирургия диафрагмы. Л.: Медицина, 1966. 335 с.
7. *Поддубный И.В., Толстов К.Н., Левин А.Б.* Целомическая киста диафрагмы: редкое клиническое наблюдение // Эндоскоп. хирургия. 2006. Т. 12, № 3. С. 28—29.
8. *Радкевич А.А., Горбунов Н.А., Ходоренко В.Н., Усольцев Д.М.* Репаративный десмогенез в соединительно-тканых дефектах после замещения тканевыми имплантатами из никелида титана // Имплантаты с памятью формы. 2008. № 1—2. С. 21—25.
9. *Ситников В.Н., Бондаренко В.А., Турбин М.В. и др.* Использование сетчатого аллотрансплантата при лечении посттравматического разрыва диафрагмы // Эндоскопическая хирургия. 2007. Т. 13, № 1. С. 143—144.
10. *Bedini A., Andreani S., Muscolino G.* Latissimus dorsi reverse flap to substitute the diaphragm after extrapleural pneumonectomy // Ann. Thorac. Surg. 2000. № 69. P. 986—988.

Поступила в редакцию 04.06.2010 г.

Утверждена к печати 28.09.2010 г.

Сведения об авторах

Г.Ц. Дамбаев — д-р мед. наук, профессор, член-корреспондент РАМН, зав. кафедрой госпитальной хирургии СибГМУ (г. Томск).

А.М. Попов — аспирант кафедры госпитальной хирургии СибГМУ (г. Томск).

В.Э. Гюнтер — д-р тех. наук, профессор, директор НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы (г. Томск).

В.Н. Ходоренко — канд. техн. наук, зав. лабораторией НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы (г. Томск).

Е.Б. Топольницкий — канд. мед. наук, докторант кафедры госпитальной хирургии СибГМУ (г. Томск).

А.Н. Байков — д-р мед. наук, профессор, зав. ЦНИЛ СибГМУ (г. Томск).

Е.В. Семичев — научный сотрудник ЦНИЛ СибГМУ (г. Томск).

Для корреспонденции

Попов Алексей Михайлович, тел.: 8-962-782-3605, 8 (382-2) 41-75-64; e-mail: xelas@vtomske.ru