

На правах рукописи

ФИЛИППОВ
Сергей Геннадьевич

**ПЛАСТИКА ДЕФЕКТОВ ГРУДНОЙ СТЕНКИ
КОНСТРУКЦИЯМИ ИЗ НИКЕЛИДА ТИТАНА**

(экспериментальное исследование)

14. 00. 27. – хирургия

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание учёной степени кандидата
медицинских наук

Томск – 2002 г.

Работа выполнена в Сибирском государственном медицинском университете, НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы (г. Томск).

Научный руководитель:

доктор медицинских наук, профессор

ДАМБАЕВ Г. Ц.

Научный консультант:

доктор технических наук, профессор

ГЮНТЕР В. Э.

Официальные оппоненты:

доктор медицинских наук, профессор

ЖЕРЛОВ Г. К.

доктор медицинских наук

БАРАНОВ А. И.

Ведущая организация –

**Российский университет
дружбы народов**

Защита состоится « ____ » _____ 2002 года в ____ часов на заседании диссертационного совета Д 208.096.01. в Сибирском государственном медицинском университете (634050, г. Томск, Московский тракт, 2).

С диссертацией можно ознакомиться в научно – медицинской библиотеке Сибирского государственного медицинского университета (634050, г. Томск, пр. Ленина, 107).

Автореферат разослан « ____ » _____ 2002 г.

Учёный секретарь

диссертационного совета
доктор медицинских наук,
профессор

БРАЖНИКОВА Н. А.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность. Необходимость в удалении всех или нескольких слоёв участка грудной стенки возникает при целом ряде патологических состояний, таких как:

- Доброкачественные и злокачественные опухоли грудной стенки, злокачественные опухоли органов грудной клетки с инвазией в грудную стенку, метастатические поражения грудной стенки (Зацепин С. Т., 1995; Vui-Mansfield L. T., 2000; Suzuki T., 2000).
- Специфические и неспецифические воспалительные процессы грудной стенки и органов грудной клетки (Батиров М. М., 1992; Yonehara Y., 2000).
- Травматические поражения грудной стенки различного генеза (механическая (в том числе, боевая) травма, ожоговое (термическое и химическое) поражение, лучевые (в том числе, ятрогенные) некрозы грудной стенки) (Деркачёва Л. В., 1999; Oyarsum J. R., 1998).
- Врождённые аномалии строения скелета грудной клетки (килевидная и воронкообразная деформации грудной клетки, синдром Поланда) (Адамян А.А., 1998; Жила Н. Г., 2000; Meyer C. A., 1998).

Практически во всех случаях удаление участка грудной стенки не обходится без резекции рёбер. При величине пострезекционного дефекта более 100 квадратных сантиметров, что примерно соответствует трём резецированным рёбрам, отмечается нарушение функции внешнего дыхания что, вкуче с косметическим дефектом, ухудшает качество жизни пациентов, затрудняя их медицинскую и социальную реабилитацию (Lardinos D., 2000). За последние пять лет количество пациентов, нуждающихся в хирургической коррекции дефектов грудной стенки, не уменьшилось (Жила Н. Г., 2000;

Watanabe Y., 2000). При выполнении пластики дефекта грудной стенки необходимо учитывать, что сохранение прочностных свойств грудной клетки (эластичности и жесткости), ведёт к минимальным изменениям функции внешнего дыхания, тогда как изменение оных свойств приводит к нарушениям деятельности респираторного тракта (Arnold P. G., 1997; Marks M. W., 2000). Поэтому необходимо, чтобы материал, выбранный для пластического закрытия дефектов грудной стенки по поведению был подобен живой ткани, а именно - проявлял высокие эластические свойства, имел заданный гистерезис на диаграмме «нагрузка - разгрузка», степень и величина восстановления его формы соответствовали бы необходимой величине и степени восстановления формы тканей (Гюнтер В. Э., 2001). Появление в последние десятилетия высокоэластичного сплава никелида титана, отвечающего заданным условиям, успешное применение его в травматологии, стоматологии, хирургии органов брюшной полости и грудной клетки создали условия для разработки способа пластики дефектов грудной стенки с использованием этого «живого» материала.

Цель исследования. Разработать и апробировать в эксперименте способ пластики дефектов грудной стенки конструкциями из никелида титана.

Задачи исследования:

1. Разработать конструкцию из никелида титана для замещения резецированных участков рёбер.
2. Изучить функцию внешнего дыхания после пластики дефектов грудной стенки конструкциями из никелида титана.
3. Изучить клеточный состав тканей, прилежащих к конструкциям из никелида титана.

4. Изучить глубину и интенсивность прорастания тканей в поры конструкций из никелида титана.

Научная новизна работы. Впервые, совместно с НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы разработана конструкция из никелида титана для замещения резецированных участков рёбер. (Патент РФ «Костный имплантат» № 2157151 (соавт.: Г. Ц. Дамбаев, В.Э. Гюнтер, В. Н. Ходоренко, Е. Г. Соколович, А. В. Проскурин)). Разработана методика замещения удалённых участков рёбер конструкциями из никелида титана в эксперименте. Впервые в эксперименте исследована глубина и интенсивность прорастания костной ткани в поры конструкции из никелида титана методом двухфазной радиоизотопной остеосцинтиграфии.

Практическая значимость. В эксперименте реализована практическая возможность пластики дефектов грудной стенки конструкциями из никелида титана и показано, что такой способ пластики мало опасен в плане послеоперационных осложнений и ведёт к минимальным расстройствам функции внешнего дыхания.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Разработанная нами конструкция из никелида титана может быть использована для замещения резецированного участка ребра.
2. Пластика дефектов грудной стенки конструкциями из никелида титана приводит к минимальным нарушениям функции внешнего дыхания.
3. Ткани, окружающие конструкцию из никелида титана, после её имплантации не поражены продуктами износа имплантата.

4. В порах конструкции из никелида титана, после их имплантации, образуется костная ткань.

Апробация работы. Основные положения работы заслушаны на Республиканской конференции и расширенном пленуме проблемной комиссии «Торакальная хирургия» научного совета по хирургии РАМН и МЗ РФ: 23-25 сентября 1999 г.

Реализация результатов. Положения и выводы диссертации используются в педагогической, научной и практической деятельности сотрудников кафедры госпитальной хирургии с курсом онкологии Сибирского государственного медицинского университета.

Публикации. Основные положения диссертации представлены в 9 публикациях. Из них 2 - в центральной печати, 2 – в международной печати.

Объём и структура диссертации. Диссертация изложена на 151 странице машинописного текста и состоит из введения, пяти глав, заключения, выводов и практических рекомендаций. Текст иллюстрирован 76 рисунками и 8 таблицами. Указатель литературы содержит 205 источников (71русскоязычный и 134 англоязычных).

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Материалы и методы исследования.

Эксперименты на животных. Эксперименты на животных выполнены на 53 взрослых беспородных собаках обоего пола, с массой тела 12 - 15 кг, разделённых на три группы: *экспериментальную* (33 собаки) - в которой, после моделирования дефекта грудной стенки (резекции трёх рёбер), выполнялось его пластическое закрытие конструкциями из никелида титана;

первую группу сравнения (10 животных) - в которой, после моделирования дефекта грудной стенки, выполнялось его пластическое закрытие протокриловыми протезами; *вторую группу сравнения* (10 животных) - в которой, после моделирования дефекта грудной стенки, не производилось замещения резецированных участков рёбер. Операции и выведение животных из опыта проводились в соответствии с «Правилами проведения работ с использованием экспериментальных животных», приведёнными в соответствие с приказами Минвуза СССР № 742 от 13. 11. 84 «Об утверждении Правил проведения работ с использованием экспериментальных животных» и № 48 от 23. 01. 85 «О контроле за проведением работ с использованием экспериментальных животных».

Рентгенологическое исследование. Исследования выполнялись на аппарате TUR D - 800-3 на рентгеновской плёнке РМ - 2 формата 24 x 32 см. В режиме KW 40, MAS 50. Исследования проводились в сроки 1, 3, 6, 15 месяцев после имплантации конструкций из никелида титана. Обработка информации проводилась путём визуальной оценки рентгенограмм. Всего выполнено 64 исследования.

Радиоизотопная двухфазная остеосцинтиграфия. Исследование проводилось на гамма - камере SEARLE с системой обработки информации SCINTIVIEW (производство США, фирма SEARLE RADIOGRAPHICS). Радиофармпрепарат ^{99m}Tc - пирфотех вводился в заднелодыжечную вену собаки в дозировке 370 МБк. Через 20 минут после введения радиофармпрепарата оценивалась мягкотканная фаза накопления технеция. Костная фаза оценивалась через 2 часа после введения радиофармпрепарата. Исследование представляло собой статические сцинтиграммы, матрица 256x256, с набором импульсов 500000. Исследования проводились сроки: 1, 3,

6, 15 месяцев после операции. Обработка информации проводилась путём визуальной оценки сцинтиграмм. Всего на 50 животных выполнено 87 исследований.

Спирография. Проведение спирографии осуществлялась с помощью спирографа модели MICROSPIRO HI - 601 (фирма M. I. Inc. Tokyo, Japan). Определялись следующие показатели функции внешнего дыхания: жизненная ёмкость лёгких (ЖЕЛ), частота дыхательных движений (ЧДД), объём дыхания (ОД), минутный объём дыхания (МОД). Исследования проводились у неоперированных собак, составивших контрольную группу (30 животных), у всех животных в экспериментальной группе (27 животных) и обеих группах сравнения (по 7 животных в каждой). Исследования проводились в сроки: 14, 21, 30 суток, 2, 3, 6, 12, 18 месяцев после операции. Полученные данные подвергались статистической обработке при помощи программы STATISTICA 5.0 for Windows. Данные представлены в виде {Среднее значение показателя} ± {Стандартная ошибка среднего}. Достоверность различий в случае, если закон распределения исследуемых числовых показателей отличался от нормального, проверяли при помощи U-критерия Уилкоксона - Манна – Уитни. Различия считали достоверными при $p < 0,05$. Всего в эксперименте на 44 животных было выполнено 358 исследований.

Микроскопическое исследование шлифов пористых пластин из никелида титана. Материал для исследования забирался после выведения собак из опыта. Фрагменты пористых имплантатов, содержащие биологическую ткань, погружались в 12% раствор формалина на 24 часа, затем заливались самоотвердевающей пластмассой «Протакрил-М» и шлифовались на шлифовальном станке. После шлифования образцы полировали алмазной пастой на мокром сукне, промывали водой, спиртом, просушивали.

Поверхности шлифов исследовали на металлографическом микроскопе «ЭПИТИП» при увеличении $\times 90 - \times 360$. Исследования проводились в сроки 1, 3, 6, 15, 24 месяцев после имплантации конструкций. Всего изготовлено 98 шлифов пористых пластин.

Гистологическое исследование. Материал для исследования забирался после выведения собак из опыта. Фрагменты тканей фиксировались в 40% растворе формалина, затем выполнялись их декальцинация, проводка, заливка. Срезы производились при помощи санного микротомы МС - 2, толщина срезов составила 6 - 8 мкм. Окраска срезов осуществлялась гематоксилин – эозином. Все препараты изучались путём световой микроскопии на микроскопе ЛОМО ЕС БИМАМ с увеличением $\times 150, \times 250, \times 400, \times 900, \times 1000$. Всего изготовлено 360 микропрепаратов.

Разработка имплантата из никелида титана для замещения резецированного участка ребра.

Для замещения удалённого участка ребра была разработана конструкция из никелида титана. Разработка конструкции осуществлялась совместно с НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы (г. Томск, руководитель - профессор В. Э. Гюнтер). Конструкция ребра содержит сердечник из сверхэластичного никелида титана (плавно изогнутая пластина из сверхэластичного никелида титана марки ТН - 10, с длиной дуги 125 мм, шириной 5 мм, толщиной 2,5 мм) и расположенный на его поверхности фиксирующий элемент в виде слоёв пористого никелида титана (пластины из пористого никелида титана марки ТН – 1П с обеих сторон сердечника, идентичные сердечнику по длине, ширине и толщине), скреплённого с

сердечником с возможностью взаимного микроперемещения при изгибной деформации. (Рис. 1).



Рис. 1. Имплантат из никелида титана для замещения резецированного участка ребра.

Площадь поверхности имплантата вычислялась по формуле $S = 2 \times l \times n$, где S – площадь имплантата, l – длина, n – ширина, а коэффициент 2 введён в связи с тем, что площадь пористой поверхности, как минимум в два раза больше площади гладкой плоской поверхности. Таким образом, площадь поверхности имплантата равна 1250мм^2 ($2 \times 125\text{мм} \times 5\text{мм}$). Для определения силы (F), которая потребуется для деформации имплантата до плоского состояния, воспользовались тензометрической установкой по определению зависимости изменения нагрузки от степени прогиба (Рис. 2).

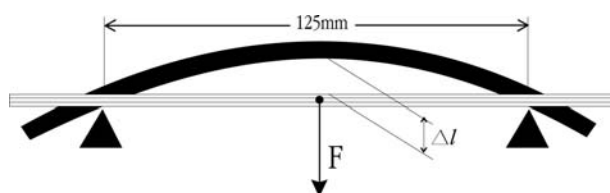


Рис. 2. Схема определения зависимости изменения нагрузки F от деформации прогиба Δl .

F - величина нагрузки, кг.

Δl – величина прогиба, мм.

Наиболее важное значение имеет для тканей не нагрузка, как интегральная величина, а давление, которое отражает действие силы на

единицу площади тканей. Поэтому обсуждение лучше вести в терминологии действия давления на ткани. Установлено, что изменение формы имплантата происходило в соответствии с законом запаздывания (). Давление рассчитывалось по формуле $P = F/S$, где P – давление, F – приложенная сила, S – площадь поверхности имплантата. Таким образом получили, что давление при деформации имлантата (P_{max}) составляет приблизительно $0,01 \text{ Н/мм}^2$ ($15 \text{ Н} / 1250 \text{ мм}$), а при возвращении его в исходную форму (P_{min}) – приблизительно $0,002 \text{ Н/мм}^2$ ($3 \text{ Н} / 1250 \text{ мм}$). Для сравнения поведения имплантата с поведением реального ребра, аналогичные расчёты были проведены для участка ребра собаки, полученного оперативным путём непосредственно перед исследованием. Ширина ребра составляла 7 мм , длина – 125 мм . Площадь поверхности ребра составила 875 мм^2 ($7 \text{ мм} \times 125 \text{ мм}$). Для определения силы, необходимой для деформации полученного участка кости до плоского состояния, так же воспользовались тензометрическими измерениями. Выяснено, что необходимо приложить силу, равную 80 Ньютонам. При снятии нагрузки, возвращение кости в исходную форму проходило в соответствии с законом запаздывания. На графике (Рис. 5.) видно, что сила, которая необходима при разгрузке для возвращения ребра в исходное состояние составляет приблизительно 18 Ньютон. Таким образом, давление при деформации ребра (P_{max}) составляет приблизительно $0,08 \text{ Н/мм}^2$ ($80 \text{ Н} / 875 \text{ мм}$), а при возвращении его в исходную форму после снятия нагрузки (P_{min}) – приблизительно $0,02 \text{ Н/мм}^2$ ($18 \text{ Н} / 875 \text{ мм}$). На рисунке 3 видно, что на определённом участке графика изменения силы давления при снятии нагрузки у имлантата и ребра незначительно отличаются (для ребра $0,02 \text{ Н/мм}^2$, а для имплантата $0,002 \text{ Н/мм}^2$) и идут параллельно, что свидетельствует о

соответствии поведения ребра и имплантата, что особенно важно для гармоничного функционирования последнего в тканях организма.

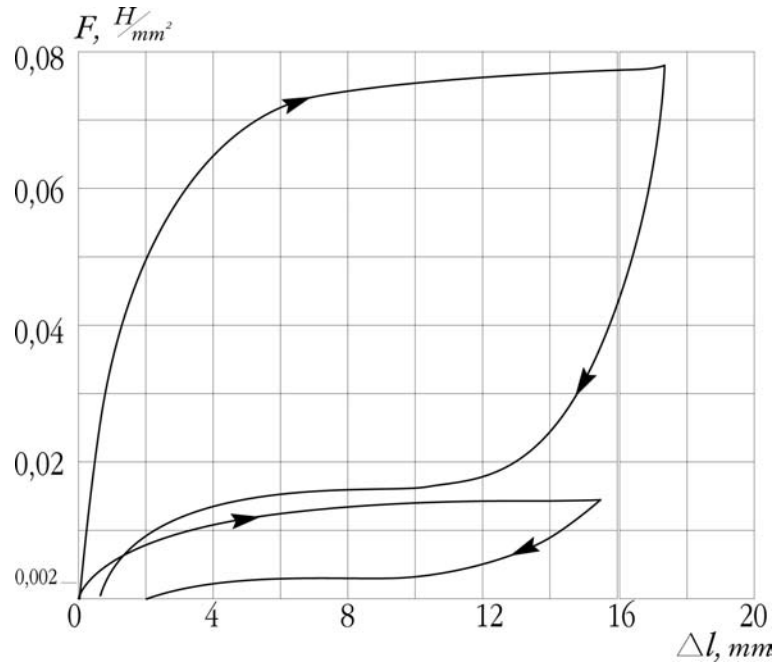


Рис.3. Графики изменение силы давления при приложении и снятии нагрузки у имлантата и ребра.

Методика операции.

Эксперименты на животных выполнены в отделе патофизиологии Центральной научно-исследовательской лаборатории Сибирского государственного медицинского университета (директор – доктор медицинских наук профессор А. Н. Байков) и в экспериментальной лаборатории кафедры госпитальной хирургии с курсом онкологии Сибирского государственного медицинского университета. Всем исследуемым животным выполняли поднадкостничную резекцию трёх рёбер по общепринятой методике (Рис.4, рис. 5.), моделируя дефект грудной стенки, при котором происходят изменения функции внешнего дыхания. В экспериментальной группе, состоявшей из 30 животных, после удаления фрагмента ребра, конструкция из никелида титана помещалась в образованное ложе таким образом, чтобы проксимальный и дистальный её концы плотно примыкали к оставшимся костным частям ребра. Иммобилизация конструкции в ложе осуществлялась путём точной подгонки её длины во время операции в соответствии с размером резецированного фрагмента ребра, плотного ушивания надкостницы и других подлежащих тканей. Таким образом происходило замещение всех трёх резецированных фрагментов рёбер (Рис.7.). Перед имплантацией проводилось насыщение пористых пластин конструкций раствором антибиотика широкого спектра действия погружением пластин в резервуар с раствором. В первой группе сравнения, состоявшей из 10 животных, удалённые фрагменты рёбер замещались протокриловыми протезами, изготовленными *ex tempore* во время операции (Рис.6.). Иммобилизация протокриловых протезов осуществлялось после отвердевания протокрила так же, как иммобилизация конструкций из никелида титана в экспериментальной группе. Во второй группе сравнения, состоявшей из 10 животных, замещения удалённых фрагментов рёбер не

производилось вовсе. После резекции рёбер и замещения удалённых участков (в экспериментальной группе и первой группе сравнения) выполнялось послойное ушивание операционной раны. Рассасывающимся шовным материалом плотно ушивались надкостница, мышцы, подкожная клетчатка. Кожа ушивалась одиночными швами шёлковой нитью.



Рис. 4. Обнажены и подготовлены к мобилизации три ребра.



Рис. 5. Выполнена резекция трёх рёбер.



Рис. 6. Резецированные участки рёбер замещены протезами из протокрила.

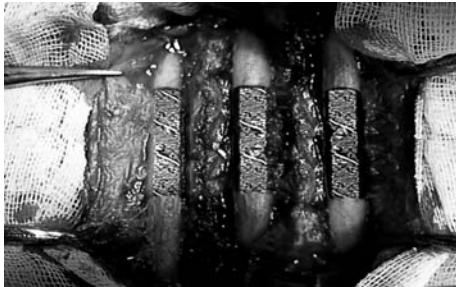


Рис. 7. Резецированные участки рёбер замещены конструкциями из никелида титана.

Результаты и их обсуждение.

Клинические наблюдения за лабораторными животными позволяют обнаружить, что дефект грудной стенки, оставленный без пластической коррекции приводит к выраженным косметическим нарушениям. У животных второй группы сравнения, которым не проводилось замещение резецированных участков рёбер, уже к двадцать первым суткам послеоперационного периода

начала формироваться втянутость участка грудной стенки, на котором выполнялась резекция рёбер. К двенадцатому месяцу послеоперационного периода косметический дефект достигал максимальной выраженности, что подтверждается и данными аутопсии. При этом, гистологически в ложах резецированных участков рёбер у собак второй группы сравнения определяется: в ранние сроки послеоперационного периода – молодая соединительная ткань, в поздние сроки - грубая фиброзная ткань. Это наблюдение подтверждает многочисленные данные литературы о том, что нарушение каркасности грудной клетки ведёт к формированию косметического дефекта последней (Ромашов Ю. В., 1995; Lardinos D., 2000). У собак первой группы сравнения в ранние сроки послеоперационного периода отмечалась воспалительная реакция в области оперативного вмешательства с развитием нагноения операционной раны и, в одном случае, с отторжением протокрилового протеза. Гистологически, на ранних сроках послеоперационного периода, у собак первой группы сравнения отмечаются явления острого неспецифического воспаления с очагами некроза в ложах резецированных участков рёбер и очаги аутолитических изменений в оставшихся проксимальных и дистальных отрезках резецированных рёбер. У собак других опытных групп подобной реакции на оперативное вмешательство не отмечено, поэтому, можно предположить, что воспалительный процесс в области оперативного вмешательства связан не собственно с операционной травмой, а с реакцией тканей на протокрил. Указания на подобную тканевую реакцию при применении акрилсодержащих пластмасс в качестве пластического материала при закрытии дефектов грудной стенки, имеются в литературе (Hamazoe R., 1998; Hayashi Y., 2000). Как следствие острого гнойного воспаления, перенесённого в ранние сроки, у собак первой группы

сравнения развился спаечный процесс в плевральной полости, выражающийся в плотной фиксации лёгкого на стороне оперативного вмешательства к париетальной плевре в проекции операционной раны. Справедливо будет отметить, что собаки экспериментальной группы, по данным клинического наблюдения, лучше других опытных животных перенесли оперативное вмешательство. Послеоперационных осложнений, как местных, так и общих не возникало. Гистологическая картина во все сроки послеоперационного периода практически идентична таковой у животных второй группы сравнения, что свидетельствует о биологической инертности имплантатов и никелида титана, что подтверждает данные авторов, исследовавших никелид титана на предмет его биологической совместимости с тканями организма (Ходоренко В. Н., 2001; Гюнтер В. Э. 2001). К третьему месяцу послеоперационного периода, по данным аутопсии, имплантаты из никелида титана фиксированы в ложах резецированных участков рёбер – извлечь их было возможно, только резецировав прилежащие к имплантату оставшиеся отрезки рёбер. В более поздние сроки послеоперационного периода интеграция имплантатов из никелида титана в структуру рёбер прогрессировала, и через шесть месяцев после операции имплантаты были покрыты тканью костной плотности. Удаление имплантатов было возможным только при резекции оставшихся проксимальных и дистальных отрезков резецированных рёбер. Для выяснения структуры ткани в порах имплантатов из никелида титана были приготовлены и исследованы шлифы пористых пластин из никелида титана и проведена двухфазная радиоизотопная остеосцинтиграфия.

При проведении двухфазной радиоизотопной остеосцинтиграфии выяснено, что через один месяц после имплантации конструкций из никелида титана, накопления радиофармпрепарата в проекции имплантированных

конструкций в костную фазу исследования не отмечалось вовсе, что свидетельствует об отсутствии костной ткани в порах конструкций из никелида титана и подтверждается данными, полученными при изучении шлифов пористых пластин (Рис. 8а, рис8). По данным, полученным при исследовании шлифов пористых пластин из никелида титана, через один месяц после имплантации отмечается большое количество «свободных» пор, не заполненных тканевыми структурами. В некоторых порах – хрящевая ткань.

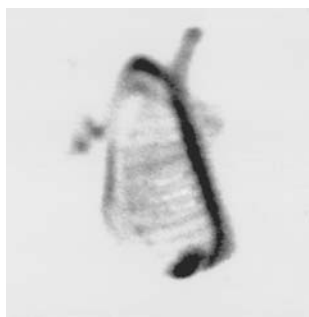


Рис. 8а.

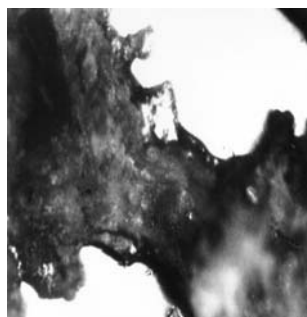


Рис. 8б.

На рисунке 8а – костная фаза двухфазной радиоизотопной остеосцинтиграфии через один месяц после операции - не отмечается накопления радиофармпрепарата в проекции имплантированных конструкций. На рисунке 8б – изображение шлифа пористой пластины из никелида титана через один месяц после операции – костной ткани в порах нет.

По данным двухфазной радиоизотопной остеосцинтиграфии через три месяца после операции накопления радиофармпрепарата в проекции имплантированных конструкций в костную фазу исследования по-прежнему не отмечалось, что, в целом, коррелирует с данными, полученными при исследовании шлифов пористых пластин из никелида титана через три месяца после операции. Через три месяца после операции поры заполнены, в

основном, соединительной и хрящевой тканью. Количество «свободных» пор незначительно.

При выполнении двухфазной радиоизотопной остеосцинтиграфии через шесть месяцев после имплантации конструкций из никелида титана, в костную фазу отмечено накопление радиофармпрепарата в проекции имплантированных конструкций. По сравнению с интактными рёбрами, накопление радиофармпрепарата в проекции имплантированных конструкций было несколько ниже. Такая картина свидетельствует о наличии костной ткани в порах конструкций из никелида титана, количество которой, по сравнению с интактными рёбрами, снижено, что коррелирует с данными, полученными при исследовании шлифов пористых пластин через шесть месяцев после операции - большинство пор заполнены как костной, так и хрящевой и соединительной тканью



Рис. 10а.



Рис. 10б.

На рисунке 10а – костная фаза двухфазной радиоизотопной остеосцинтиграфии через пятнадцать месяцев после операции - отмечается накопления радиофармпрепарата в проекции имплантированных конструкций - идентичное, по сравнению с интактными рёбрами. На рисунке 10б – изображение шлифа пористой пластины из никелида титана через пятнадцать месяцев после операции. Поры заполнены, в основном, костной тканью.

При проведении двухфазной радиоизотопной остеосцинтиграфии через пятнадцать месяцев и два года после имплантации конструкций из никелида титана, в костную фазу накопление радиофармпрепарата в проекции имплантированных конструкций было идентичным, по сравнению с интактными рёбрами. Такая картина свидетельствует о заполнении пор конструкций костной тканью, что коррелирует с данными, полученными при исследовании шлифов пористых пластин через пятнадцать месяцев и два года после операции - поры всех исследовавшихся шлифов заполнены, в основном, костной тканью (Рис. 10а, рис. 10б). При сравнении данных, полученных при проведении двухфазной радиоизотопной остеосцинтиграфии, и данных, полученных при изучении шлифов пористых пластин из никелида титана, становится очевидно, что поры имплантированных конструкций из никелида титана прорастают именно костной тканью. При проведении рентгенологического исследования установлено, что в течение первых месяцев наблюдения отмечаются отчетливые рентгенологические признаки образования костной мозоли, более выраженные у проксимального и дистального концов имплантата. Через пятнадцать месяцев вдоль всего имплантата определяется облако затемнения, по плотности соотносимое с костными частями интактных ребер.

При выборе способа пластики дефекта грудной стенки предпочтение отдаётся тому, который менее всего приводит к изменениям функции внешнего дыхания, максимально приближая параметры внешнего дыхания после пластики к нормальным (Arnold P. G., 1997). Анализируя динамику изменений показателей функции внешнего дыхания лабораторных животных, можно отметить, что у собак второй группы сравнения, которым после моделирования дефекта грудной стенки не производилось его пластического закрытия, такие

показатели функции внешнего дыхания, как жизненная ёмкость лёгких, частота дыхательных движений, минутный объём дыхания к восемнадцатому месяцу послеоперационного периода достоверно ($p < 0,05$; $p < 0,01$) отличаются в худшую сторону от таковых показателей не только в контрольной группе, но и в других опытных группах. Динамика таких показателей функции внешнего дыхания, как ЖЕЛ, ЧДД, ОД в экспериментальной группе и первой группе сравнения, в целом, схожи. К восемнадцатому месяцу послеоперационного периода показатели ЖЕЛ, ЧДД, ОД статистически значимо не различаются между собой и достоверно не отличаются от таковых показателей в контрольной группе. Разница в динамике изменения функции внешнего дыхания между первой группой сравнения и экспериментальной группой хорошо прослеживается при исследовании минутного объёма дыхания – к восемнадцатому месяцу значение МОД в экспериментальной группе приближается к таковому в контроле, достоверно не отличаясь от него, а в первой группе сравнения значение МОД достоверно ($p < 0,05$) отличается в худшую сторону от значений МОД в экспериментальной и контрольной группах. Таким образом, пластика дефектов грудной стенки конструкциями из никелида титана, с точки зрения приближения функции внешнего дыхания после операции к нормальной, не только не уступает широко распространённому в мировой практике способу пластики дефектов грудной стенки (пластика акрилсодержащими пластмассами, в том числе, - протокрилом), но и по одному из исследованных параметров (МОД) превосходит его.

ВЫВОДЫ

1. Отвечающей задачам исследования оказалась конструкция, содержащая сердечник из сверхэластичного никелида титана (плавно изогнутая пластина из сверхэластичного никелида титана марки ТН - 10, с длиной дуги 125 мм, шириной 5 мм, толщиной 2,5 мм) и расположенный на его поверхности фиксирующий элемент в виде слоёв пористого никелида титана (пластины из пористого никелида титана марки ТН – 1П с обеих сторон сердечника, идентичные сердечнику по длине, ширине и толщине), скреплённого с сердечником с возможностью взаимного микроперемещения при изгибной деформации.
2. Изменения показателей функции внешнего дыхания (жизненная ёмкость лёгких, частота дыхательных движений, объём дыхания, минутный объём дыхания) после выполнения пластики дефектов грудной стенки конструкциями из никелида титана в раннем послеоперационном периоде неспецифичны – отражают реакцию дыхательной системы на операционную травму, а в отдалённом послеоперационном периоде (через восемнадцать месяцев после операции) - достоверно ($p < 0,05$; $p < 0,01$) не отличаются от таковых показателей у интактных животных.
3. Клеточный состав тканей, прилежащих к конструкциям из никелида титана, неспецифичен как в раннем, так и отдалённом (до

пятнадцати месяцев) послеоперационных периодах. Поражения тканей продуктами износа имплантата (металлоз) не выявлено.

4. В порах конструкций из никелида титана образуется костная ткань. Образование костной ткани начинается к третьему месяцу после имплантации конструкций на их концах, прилежащих к оставшимся проксимальному и дистальному отрезкам резецированных рёбер. Через шесть месяцев после имплантации практически все поры конструкций заполнены костной тканью.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Для пластики дефектов грудной стенки целесообразно использовать конструкции (имплантаты) из никелида титана.
2. Для замещения удалённого участка ребра оптимальной является конструкция из никелида титана, содержащая сердечник и расположенный на его поверхности фиксирующий элемент, скреплённый с сердечником с возможностью взаимного микроперемещения при изгибной деформации.
3. Стерилизация конструкций производится в автоклаве в течение 20 минут при давлении 2 атмосферы при температуре 132,9°C.
4. Перед имплантацией целесообразно проводить насыщение пористых пластин конструкций раствором антибиотика широкого спектра действия погружением пластин в резервуар с раствором.
5. Техника замещения удалённых участков рёбер заключается в следующем. После удаления фрагмента ребра, конструкция из никелида титана помещается в образованное ложе таким образом, чтобы проксимальный и дистальный её

концы плотно примыкали к оставшимся костным частям ребра. Имобилизация конструкции в ложе осуществляется путём точной подгонки её длины во время операции в соответствии с размером резецированного фрагмента ребра, плотного ушивания надкостницы и других подлежащих тканей.

СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Возможности применения новых эксплантатов из никелида титана и пластагара в торакальной хирургии // Актуальные вопросы торакальной хирургии: Тезисы докладов Республиканской конференции и пленума проблемной комиссии «Торакальная хирургия» научного совета по хирургии РАМН и МЗ РФ: 23-25 сентября 1999г.- Пермь: Пермская государственная медицинская академия, 1998.- С. 174-174. (соавт. Г.Ц. Дамбаев, Е.Г. Соколович).
2. Новый метод закрытия дефектов грудной стенки / Бюллетень сибирской медицины том 1, №1, 2002. – С. 107 – 110. (соавт. Г.Ц. Дамбаев, В. Э. Гюнтер, Е.Г. Соколович, Е. Б. Топольницкий, А. В. Дорошенко).
3. Новые технологии в хирургии органов грудной клетки с использованием эксплантатов из никелида титана и пластагара // Актуальные вопросы хирургии (выпуск второй): Сборник научных работ факультетской хирургической клиники Челябинской государственной медицинской академии. - Челябинск, 1999.- С. 261-264. (соавт. Г.Ц. Дамбаев Е.В. Белоусов, Е.Г. Соколович).

4. Пластика дефектов грудной стенки конструкцией из никелида титана в эксперименте // Актуальные вопросы гнойных осложнений и заболеваний в хирургической практике: Тезисы докладов Республиканской. конференции. хирургов: 7-8 октября 1999 г. - Новосибирск, 1999. – С. 111-113.(соавт. Г.Ц. Дамбаев, Е.Г. Соколович).
5. Применение новых имплантационных технологий в грудной хирургии // Биосовместимые материалы и имплантаты с памятью формы: Сборник статей под редакцией В. Е. Гюнтера. – Томск – Нортхэмптон, МА, 2001. – С. 128 – 136. (соавт. Е.Г. Соколович, Г.Ц. Дамбаев, А. В. Яськов, А. Ф. Визнер).
6. Экспериментально-клинические аспекты применения эксплантатов из никелида титана для лечения и реабилитации больных остеомиелитом грудины и ребер // Современные медицинские технологии и перспективы развития военной травматологии и ортопедии: Материалы юбилейной научной конференции 6-8 апреля 2000 г. - СПб.: Морсар АБ, 2000.- С.218-219. (соавт. Г.Ц. Дамбаев, Е.Г. Соколович , А.В. Дорошенко)
7. Патент РФ «Костный имплантат» № 2157151 (соавт. Г. Ц. Дамбаев, В.Э. Гюнтер, В. Н. Ходоренко, Е. Г. Соколович, А. В. Проскурин).
8. Implantation of an artificial rib made of titanium-nickel alloy (nitinol) in experiment // 3rd annual meeting of European Society of surgery December 2-4,1999.- Berlin, 1999.- P. 87-88. (Dambaev G. Sokolovich E.).
9. Surgical rehabilitation of the patients after the chest-wall resections // Advances in Immunology and Allergology on the threshold of the XXI century: International Congress May 3-6, 2000. - Eilat, Israel, 2000. - P. 64-65. (G. Dambaev et al.).

