

Ю. М. Гаин<sup>1</sup>, М. А. Герасименко<sup>1</sup>, В. Л. Денисенко<sup>2</sup>,  
С. В. Шахрай<sup>1</sup>, В. Г. Богдан<sup>4</sup>, М. Ю. Гаин<sup>1</sup>, В. В. Рубаник<sup>3</sup>,  
В. В. Рубаник мл.<sup>3</sup>, С. А. Легкоступов<sup>3</sup>

## **ПРИМЕНЕНИЕ В ХИРУРГИИ МАТЕРИАЛА С ПАМЯТЬЮ ФОРМЫ ИЗ НИКЕЛИДА ТИТАНА**

ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования»<sup>1</sup>,  
УЗ «Витебский областной клинический специализированный центр»<sup>2</sup>,  
ГНУ «Институт технической акустики НАН Беларуси», г. Витебск<sup>3</sup>,  
Военно-медицинский факультет в УО «Белорусский государственный  
медицинский университет»<sup>4</sup>

---

*В обзоре приведены литературные сведения, касающиеся клинического применения изделий медицинского назначения из никелида титана – от использования в качестве простых и сложных имплантатов до создания комбинированных биоинженерных конструкций, где данный материал выступает в качестве скаффолда для клеточных композиций. Подчёркнуты преимущества этого сплава при использовании в различных отраслях медицины и хирургии. Созданию новых лечебных технологий способствуют уникальные свойства никелида титана, среди которых важное значение имеют высокая физическая и механическая прочность, пластичность, износ- и циклостойкость, значимое сопротивление механизмам «усталости». В нормальном функционировании имплантатов не последнюю роль играют характеристики смачиваемости, проницаемости и пористости материала, а также гистерезисные свойства тканей в области имплантации. Именно эти свойства материала по-*

## □ **Обзоры и лекции**

зволяют создать целую серию уникальных технологий лечения самых разнообразных заболеваний и травм, существенно повышающих его эффективность.

**Ключевые слова:** эффект памяти формы материала, никелид титана, нитинол, имплантат, стентирование.

**J. M. Gain, M. A. Gerasimenko, V. L. Denisenko,  
S. V. Shakchrai, V. G. Bogdan, M. J. Gain, V. V. Rubanik,  
V. V. Rubanik jun., S. A. Legkostupov**

### **APPLICATION OF MATERIALS WITH MEMORY FORMS FROM NICKEL-TITANIUM ALLOY IN SURGERY: THE MESSAGE THE SECOND: DIRECTIONS PRACTICAL USE**

*In the review the literary data, concerning clinical application of products of medical appointment from nickel-titanium alloy – from use as simple and difficult implants before creation of combined bioengineering designs where the given material represents itself as scaffold for cellular compositions are resulted. Advantages of this alloy are underlined at use in various branches of medicine and surgery. Creation of new medical technologies is promoted by unique properties of nickel-titanium alloy among which great value have high physical and mechanical durability, plasticity, wear resistance and cyclic firmness, significant resistance to «weariness» mechanisms. In normal implants functioning not last role characteristics of wettability, permeability and porosity of a material, and also hysteresis properties of tissues in the field of implantation play. These properties of a material allow to create the whole series of unique technologies of treatment of the diversified diseases and the traumas essentially raising its efficiency.*

**Key words:** effect of form memory, nickel-titanium alloy, nitinol, implant, stenting.

**В** современной медицинской практике (особенно в хирургических отраслях) роль металлов и сплавов трудно переоценить. Сегодня невозможно выделить такую область медицины, где бы не применялись в качестве важнейших функциональных компонентов различного рода металлические изделия и имплантаты. Разнообразные протезы суставов, фиксирующие элементы костной ткани (стяжки, шурупы, гвозди, пластины, стержни, аппараты компрессионно-дистракционного остеосинтеза и др.), разнообразные дилататоры, стенты, клипирующие устройства, многочисленные хирургические и специальные инструменты, оборудование – вот лишь неполный перечень широко используемой в практической деятельности металлических изделий медицинского назначения. Ко всем им (и, в первую очередь, к имплантатам) предъявляется перечень обязательных требований, среди которых важное значение имеют высокая физическая и механическая прочность, пластичность, износ- и циклоустойкость, значимое сопротивление механизмам «усталости металла». В нормальном функционировании имплантатов не последнюю роль играют характеристики смачиваемости, проницаемости и пористости материала, а также гистерезисные свойства тканей в области имплантации. Именно на эти стороны материала направлены усилия создателей медицинской техники и изделий медицинского назначения [6–8, 11, 17].

Первые сведения об использовании металлических имплантатов относятся к периоду появления в жизни человека драгоценных металлов – золота и серебра. Спицы, серьги, проволока из серебра для фиксации мелких отломков кости – описание всех этих изделий можно отыскать в хрониках Древнего Рима. Золото и серебро использовали в медицинской практике вплоть

до XVIII столетия, при этом их применение носило эпизодический и исключительный характер (хотя, справедливости ради, следует отметить, что такая процедура, как пломбировка кариозной полости зуба сусальным золотом, в Европе использовалась довольно широко ещё в XV–XVI веках, особенно в популяции состоятельных людей) [11].

С первой половины XVIII столетия техника лечения зубов существенно продвинулась вперёд – в качестве пломбировочного материала нашли своё применение сплавы из олова и свинца (материалы с низкими точками плавления). В 1775 году французскими учёными доложено научному сообществу о систематическом использовании во врачебной практике металлической проволоки (в первую очередь, для фиксации костных отломков при переломах) [11]. Вместе с тем, в доантисептический период развития медицины отсутствие теоретических и клинических исследований, касающихся стерилизации металлических имплантатов, существенно ограничивало их широкое применение в медицине. И только после работ Джозефа Листера (Joseph Lister, 1827–1912), разработавшего в 80-е годы XIX столетия основы асептической хирургии, способствовавшие существенному снижению частоты инфекционных осложнений после хирургических вмешательств, металлические материалы стали более смело применяться в различных областях медицины [7, 8, 11, 22].

Наибольший интерес к созданию металлических имплантатов и более широкое их практическое применение связаны с периодом конца XIX – начала XX столетия. В лечебных учреждениях в этот период появились имплантаты из высококачественных сталей [7, 8, 11]. Именно в это время в травматологии и ортопедии для

лечения переломов костей начато использование методов накостной фиксации с использованием никелированных пластин, шурупов и винтов из высокоуглеродистых сталей. Вместе с тем, в этот период металлические имплантаты нередко подвергались фрагментации, что существенно снижало эффективность их практического использования. Несколько позже для травматологических пластин и различных фиксаторов начала использоваться высокопрочная ванадиевая сталь [7, 8, 11, 22].

В середине XX столетия вначале эпизодически, а затем довольно широко, начали использоваться имплантаты из новых металлов (тантала, титана, сплавов на их основе). Однако тантал постепенно стали ограничивать в применении, поскольку был установлен ряд его отрицательных свойств (высокий удельный вес, низкий предел текучести при высоком модуле сдвига и др.). Интенсивность имплантационного использования титана, наоборот, непрерывно увеличивается (вследствие его исключительно высоких физико-механических свойств, низкого удельного веса, высокой коррозионной устойчивости в статических условиях). Вместе с тем, имеется ряд причин, ограничивающих его использование в подвижных системах. Все они связаны с особенностями «поведения» титана в этих системах [6, 11]. Несмотря на объективные трудности создания универсальных металлических имплантатов, широкий класс разработанных металлических медицинских материалов (от сталей до титана) позволил в шестидесятые годы прошедшего столетия создать сложнейшие имплантационные системы с весьма широким спектром функциональных свойств. Именно начиная с этого периода в медицинской практике появляются удивительные по своим характеристикам искусственные суставы, новые варианты крепёжных и дилатирующих устройств. Для более существенной адаптации металлов и их сплавов в организме человека созданы полимеры, позволяющие решить проблему снижения степени деградации металлических имплантатов в подвижных суставах и других динамических системах. С этого периода композиции «металл-полимер» начинают широко использоваться в медицине, существенно снижая риск коррозионного разрушения имплантатов, обеспечивая оптимальный уровень скольжения и высокую степень демпфирования. В отношении комбинации «металл-другой металл или сплав» эта идея не нашла широкой практической реализации, поскольку возникновение между разнородными металлическими системами гальванического эффекта способствует развитию и прогрессированию в организме гальванической коррозии [7, 11, 22, 30].

Значительный интерес (в плане его использования в хирургии) у исследователей и практических врачей вызывает соединение титана с никелем (никелид титана или нитинол), созданное в 50-е годы прошлого столетия, которое наряду с высокой пластичностью обладает уникальным свойством «эффекта памяти формы» (способностью ненагруженного материала под воздействием внешнего напряжения и изменения температуры накапливать деформацию до 10–15%, обратимую либо при нагреве, либо в процессе снятия внешнего напряжения, обуславливая сверхэластичность данного материала) [8].

В семидесятых годах двадцатого столетия функциональные имплантаты с памятью формы начинают актив-

но внедряться в медицинскую практику. Высочайшая коррозионная стойкость в динамических условиях сплавов на основе никелида титана позволили разработать широкий спектр имплантатов практически для всех областей медицины и хирургии [5].

Все имплантаты и изделия медицинского назначения на основе никелида титана условно делят на 4 основных класса [11]:

Первый класс – цельнолитые имплантаты, играющие роль временных функционирующих устройств – для фиксации костных отломков (для остеосинтеза); для расширения просвета полых органов (стендирования); для формирования межкишечных анастомозов и др. (рисунок 1).

Второй класс – пористые проницаемые и сетчатые имплантаты для замещения дефектов твёрдых и мягких тканей организма, для восстановления функции органов с реализацией при этом функции конкретных тканей (для длительного пребывания в организме) (рисунок 2).

Третий класс медицинских материалов из никелида титана определил создание нового поколения инструментария, способного изменять форму рабочей части и длительно сохранять режущие свойства (рисунок 3).

Четвёртый класс материалов и имплантатов – это устройства, выполняющие функцию инкубаторов-носителей для клеточных культур, позволяющие на новом уровне решать задачу восстановления структуры и функции внутренних органов (рисунок 4).

В 1971 году первыми предложили использовать нитиноловую проволоку в качестве ортодонтического средства G. Andreasen и P. Brady, поскольку нить из этого материала обладает способностью развивать постоянное усилие при различном уровне деформации [4, 18]. Им было установлено, что сплавы с памятью формы обладают практически одинаковым модулем упругости с костной тканью. Отмечая важность ещё одного показателя (отношения силы, создаваемой проволокой, к её деформации) G. Andreasen и P. Brady проведено сравнение двух проволок (из неражавеющей стали и никелида титана) с разными температурами превращения на жёсткость при возврате формы, так как этот пара-

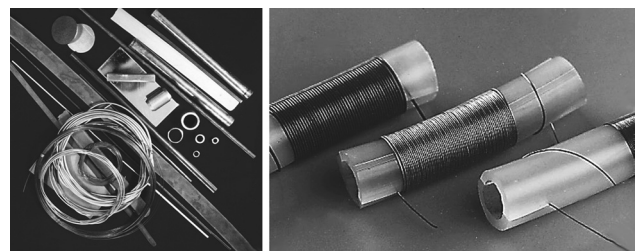


Рисунок 1. Представители первого класса имплантатов из никелида титана – цельнолитые устройства и нитиноловая проволока [11]

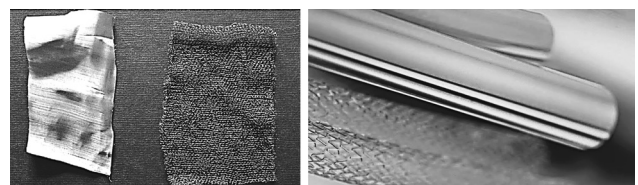


Рисунок 2. Представители второго класса имплантатов из никелида титана – сетки для моделирования функции соединительной ткани (фасций, апоневроза, связок и др.) [11]



Рисунок 3. Представители третьего класса имплантатов из никелида титана – инструменты с изменяемой геометрией рабочей части [11]

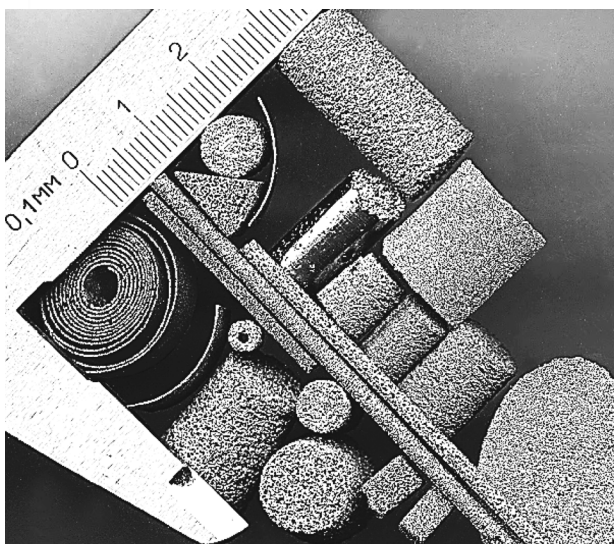


Рисунок 4. Представители четвертого класса имплантатов из никелида титана – носители клеточных культур [11]

метр определяет давление устройства на зубы, создаваемое с целью их выравнивания. Установлено, что чрезмерное давление материала на зубы способствует повреждению твёрдых и мягких тканей, ведёт к разрушению их корней. При этом давление на ткань зуба нержавеющей проволоки существенно выше давления проволоки из сплава с памятью формы, т. е. при идентичной деформации проволока из нитинола будет создавать меньшее (но постоянное) усилие, которое не ведёт к перегрузке зубов. Считается, что именно эта работа заложила теоретические основы использования нитинола в медицинских целях [8, 11].

В последующем научные труды R. Kusu (1981) и С. Burstone (1985) доказали уникальные свойства никелида титана и показали преимущества его использования в ортодонтии в сравнении с широко применяемыми металлами и сплавами (кобальтом–хромом,  $\beta$ -титаном, нержавеющей сталью) [8, 11]. В тот период опреде-

ляющие соотношения для эффекта памяти формы были недостаточно разработаны, а в научных работах в основном были представлены только статические модели («размеры → усилия»).

Сегодня в развитых странах мира в течение года используется от 5 до 10 имплантатов на 100 человек населения (таблица 1). Следует отметить, что в странах СНГ количество металлических имплантатов, применённых в стоматологии, несколько выше, чем в США, а в травматологии и хирургии, наоборот, ниже. В Германии оснащение имплантатами травматолого-ортопедической службы ещё выше, чем в США. В настоящее время использование металлических имплантатов в стоматологии настолько распространено, что стоматологическая имплантология во многих странах мира стала крупной обособленной отраслью медицины и экономики [11].

Таблица 1. Ежегодное использование металлических имплантатов в США [11]

Область использования	Количество
Имплантаты для остеосинтеза в травматологии	450 000
Эндопротезы суставов	315 000
Хирургические клипсы, заклёпки, приспособления	210 000
Сердечно-сосудистые и эндоваскулярные импланты (клапаны, стенты, фильтры др.)	400 000
Специальные импланты	350 000
Импланты и протезы в офтальмологии	85 000
Дентальные имплантаты	70 000

Говоря об изделиях медицинского назначения из никелида титана, следует отметить, что наибольшее применение в медицине и хирургии они нашли в качестве имплантатов (изделий 1-го и 2-го классов), в силу того, что сложнейшие эффекты термоупругих мартенситных превращений в сочетании с упорядоченной структурой сплавов реализуются в такие уникальные свойства материала, как высокая твёрдость, пластичность, кавитационная, коррозионная и эрозионная стойкость, эффект памяти формы, способность к развитию значительных усилий при нагреве, биохимическая и биомеханическая совместимость с организмом пациента. Исследования в этом направлении с последующим быстрым практическим использованием были начаты в конце 70-х годов прошлого века в США, России, ФРГ, Франции и Японии [5, 8, 11, 17, 22]. И в этом плане нитиноловые имплантаты нашли самое широкое применение в травматологии и ортопедии для остеосинтеза переломов костей [27, 29], коррекции осанки [19], в качестве эндопротезов суставов [26] и протезов костей [20, 24]. Этому способствовали появившиеся с середины 70-х годов работы [21] по исследованию биосовместимости сплавов с памятью формы с тканями и органами человека, доказавшие высокий уровень биосовместимости имплантатов из никелида титана с костной тканью. Пионерами в этой области стали учёные из Германии и Китая. Немецкие учёные впервые использовали нитиноловый стержень для лечения сколиоза в 1978 году. Специалистами из Китая была предложена компрессионная скоба из нитинола, после чего эта скобка стала применяться для остеосинтеза трубчатых костей [31] и соединения отломков нижней челюсти [24] (рисунок 5). При этом

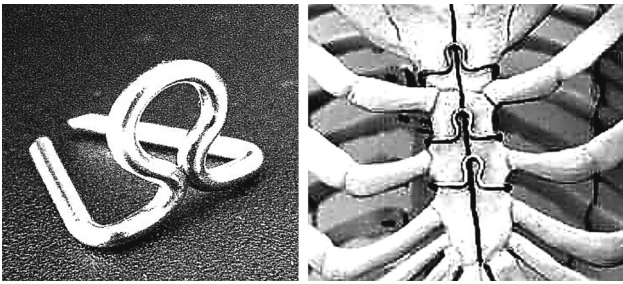


Рисунок 5. Скобка из никелида титана для соединения отломков костей и остеосинтез грудины с их помощью после кардиохирургической операции [11, 27]

технология остеосинтеза переломов нижней челюсти с помощью скобок из никелида титана включает в себя ряд последовательных этапов: хирург сопоставляет отломки; в каждом отломке кости накладываются фрезерные отверстия на расстоянии 10 мм от края перелома строго перпендикулярно с учётом направления компрессионных усилий скобы; скоба-фиксатор в течение 10–15 секунд орошается хладагентом; разгибается кольцо скобки (при этом фиксирующим ножкам придают форму, удобную для введения в кость); скобу-фиксатор переносят в операционную рану, ножки её погружают в отверстия в костных отломках и фиксируют в течение 20–30 секунд; при контактом нагревании никелида титана до температуры +35 °С скобка стремится принять заданную (первоначальную) форму, за счёт чего и обеспечивается сдавливание отломков с их прочной фиксацией [11]. W. Хи с соавт. (1999) проведен конечно-элементный анализ напряжённно-деформируемого состояния фиксатора с помощью пакета ANSYS [32]. В. А. Лоховым и А. Г. Кучумовым (2006) обеспечено решение задачи управления напряжениями, которые фиксатор создаёт при установке в костную ткань в результате фазовых превращений [4].

Обоснована целесообразность использования фиксаторов из нитинола в качестве протезов стремени – показана высокая биосовместимость материала в экспериментах на лабораторных животных [25], которая подтверждена после гистологической оценки на людях [28].

Ю. А. Медведев с соавт. (2013) использовал никелид титана при переломах нижней стенки глазницы и стенок решетчатого лабиринта. При этом отмечено, что широко применяемые для этих целей синтетические материалы (силикон, биоактивное стекло, материалы на основе полиэтилена, металлы и др.) не обладают достаточной биосовместимостью, эластичностью и стабильностью без дополнительной фиксации (при этом не происходит костной интеграции, а формирование фиброзной ткани на границе «кость-имплантат» не обеспечивает достаточно прочной связи). Эти факторы позволяют нивелировать использование нитинолового имплантата [14]. Была разработана и с успехом использована в клинических условиях технология реконструкции нижней челюсти путём эндопротезирования (в том числе, повторной реконструкции) с помощью нитинолового имплантата (рисунок 6). При этом в комплексе диагностики и лечения использованы методы мультиспиральной компьютерной томографии и 3D визуализации, а также лазерные технологии стереолитографического прототипирования. Авторами было показано, что техно-

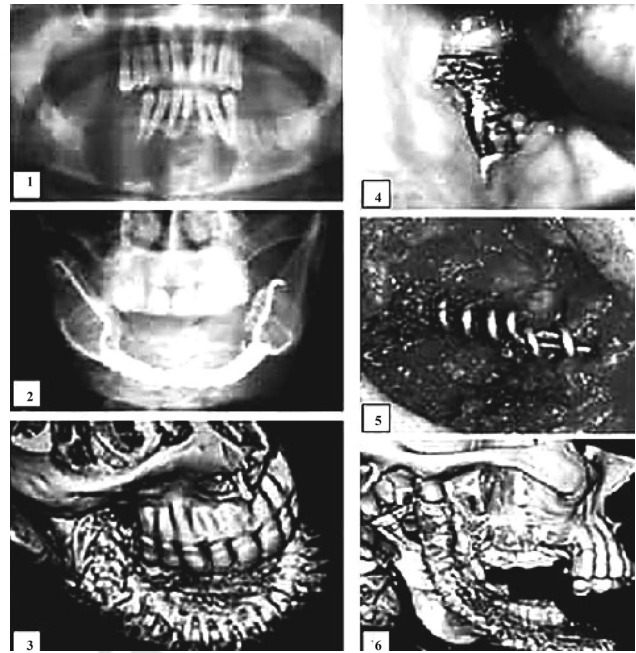


Рисунок 6. Реконструкция нижней челюсти после обширной её резекции по поводу опухоли (1–3) и хронического остеомиелита (4–6) с помощью нитиноловых имплантов, изготовленных на основании мультиспиральной компьютерной томографии и 3D визуализации, а также с помощью лазерных технологий стереолитографического прототипирования [15]

логии припасовки и сочленения новых механических элементов эндопротезов с уже функционирующими в составе имплантационно-тканевых композитов элементами не требуют специальной подготовки или специальных хирургических инструментов, они дублируются на соразмерных пластиковых прототипах [15].

В специальной литературе имеются сообщения об успешном использовании нитиноловых имплантов в хирургии позвоночника. Так, А. С. Симановичем с соавт. в период с 1998 по 2004 г. было прооперировано 459 пациентов с дегенеративными поражениями поясничного отдела позвоночника (грыжа межпозвонкового диска, дегенеративная дископатия, дегенеративный моно- и бисегментарный стеноз позвоночного канала, дегенеративный спондилолистез, рецидив болевого синдрома после микродискэктомии и др.) с применением межтеловых имплантов из пористого никелида титана (рисунок 7) [3, 11]. Авторами отмечено, что пористый никелид титана легко обрабатывается с помощью стандартных ортопедических инструментов, позволяя при необходимости осуществлять дополнительное интраоперационное моделирование имплантата.

Сегодня новые медицинские технологии в хирургии с использованием сверхэластичных имплантов представлены в целом ряде специальных публикаций и монографиях, касающихся применения их в торакальной и абдоминальной хирургии (в том числе в хирургической гастроэнтерологии и колопроктологии), а также при операции на паренхиматозных органах. При этом описаны методы формирования компрессионного желудочно-кишечного и межкишечного анастомоза с использованием сверхэластичных имплантов с памятью формы (рисунок 8). Описаны результаты таких вмешательств, явившиеся результатом 17-летнего труда коллектива

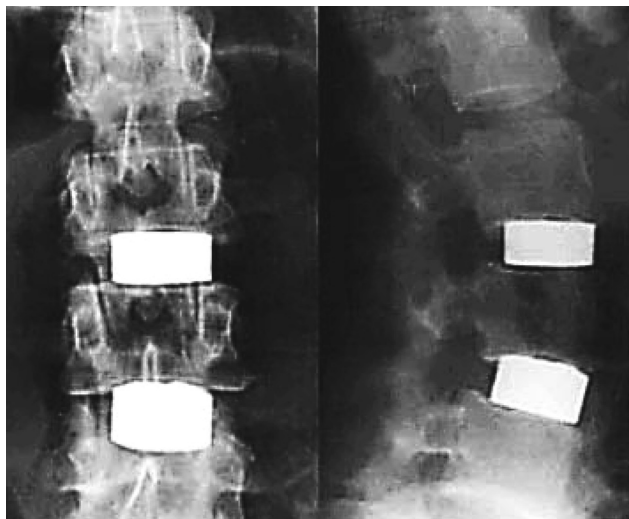


Рисунок 7. Рентгенограмма пациента после выполнения межтелового спондилодеза имплантатами их пористого никелида титана [3, 11]

кафедры факультетской хирургии Тюменской государственной медицинской академии, Курганского центра клапанной гастроэнтерологии и НИИ медицинских материалов при Сибирском физико-техническом институте по разработке и практическому применению сплавов на основе никелида титана с эффектом памяти формы в брюшной хирургии. При этом авторами выполнены серьёзное экспериментальное исследование и более 500 операций в клинике по поводу язвенной болезни и рака желудка, при которых во время открытых и лапароскопических операций были использованы компрессионные имплантаты из никелида титана [12].

Одним из перспективных направлений, связанных с использованием уникальных свойств данных материалов и нашедших широкое применение в клинической практике, является замещение дефектов тканей при помощи сверхэластичной тонкопрофильной тканевой системы на основе никелид-титановой нити. Усольцев Д. М. и соавт. (2012) для устранения соединительно-тканых дефектов применяли имплантационные материалы на основе никелида титана, близкие по поведению в условиях нагрузки и разгрузки к тканям организма [16]. Благодаря биохимической и биомеханической совместимости никелида титана с тканями организма, свойствам удержания жидкости, соединительная ткань со стороны реципиентных областей прорастала сквозь



Рисунок 8. Этапы наложения тонко-тонкокишечного соустья с использованием устройства из никелида титана с эффектом памяти формы [12]

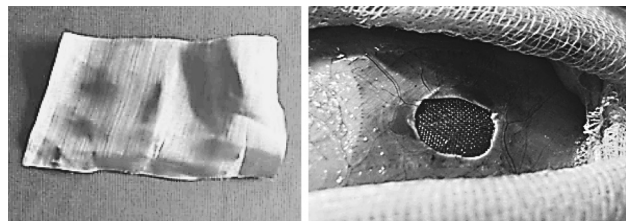


Рисунок 9. Сетка из сверхтонкой нитиноловой нити и закрытие дефекта апоневроза при пластике брюшной стенки [11]

ячеистую структуру имплантата с образованием в зоне бывшего изъяна единого с имплантационным материалом тканевого регенерата, обеспечивая стойкий удовлетворительный результат. В настоящее время вышеописанная тканевая система с успехом используется в хирургии грыжевых дефектов брюшной стенки различной локализации и размеров (рисунок 9), в лечении грыж пищеводного отверстия диафрагмы, для устранения венозных рефлюксов из коммуникантных вен в лечении трофических язв голени и стопы на фоне варикозной болезни и постфлебитического синдрома, ликвидации фарингитом, дефектов костных структур у больных с деструктивными верхнечелюстными синуситами, расщелинами твёрдого и мягкого неба, послеоперационными дефектами неба, в реконструктивной хирургии у лиц с атрофией, хроническими формами пародонтита, для поднятия дна верхнечелюстного синуса, а также в дентальной имплантологии [5, 10, 11, 17, 20].

В экспериментальных условиях показана возможность закрытия дефектов перикарда, диафрагмы или грудной стенки с использованием сетчатых имплантатов из никелида титана [1]. Сетчатый имплантат при этом служит хорошим пластическим материалом и позволяет замещать обширные пострезекционные дефекты перикарда, диафрагмы и грудной стенки. Вновь образованная ткань прорастает сквозь сетчатый имплантат с формированием в зоне дефекта единого тканевого регенерата, который не затрудняет работу сердца, экскурсию диафрагмы и грудной стенки, обеспечивает полноценное анатомо – физиологическое восстановление данной области [1].

Созданы новые медицинские технологии с использованием материалов с памятью формы в лечении рубцовых стриктур билиарной системы и «свежих» поврежденных внепеченочных желчных протоков. При этом разработаны новые методы формирования цисто- и панкреатодигестивных анастомозов при лечении заболеваний поджелудочной железы с использованием нового поколения имплантатов с памятью формы. Установлены показания к их применению и выявлены несомненные преимущества в сравнении с принятыми вмешательствами. Впервые разработаны новые методы создания билиобилиарных, билио-, цисто- и панкреатодигестивных анастомозов в хирургии желчных путей и поджелудочной железы с использованием имплантатов с памятью формы на основе никелида титана. Многолетний опыт применения при патологии желчных путей и поджелудочной железы новых технологий на основе использования сверхэластичных имплантатов с памятью формы убедительно показал эффективность разработанных методов лечения [9].

Нашёл своё применение нитинол и в оперативной урологии. При этом были разработаны подходы к применению материалов из сверхэластичного никелида

титана и имплантатов с памятью формы для лечения инфравезикальных обструкций. Впервые для создания анастомоза уретры «конец в конец» и без дренажного ведения послеоперационного периода был разработан способ с использованием фольги из никелида титана с памятью формы. Практическое применение внутриуретральных стентов продемонстрировало высокую эффективность и безопасность такого метода лечения мочевого обструкции у определённой категории пациентов. При этом была создана технология криоления рубцовых обструкций уретры с использованием автономных пористых криоаппликаторов из никелида титана, а также предложен эффективный метод гемостаза ложа предстательной железы [13].

Таким образом, широкий спектр направлений практического использования изделий из никелида титана в различных отраслях хирургии свидетельствует о далёких перспективах его практического применения с далеко не исчерпанным потенциалом полезных свойств и возможностей. Дальнейшая разработка новых эффективных технологий на основе имплантационного использования этого уникального сплава с памятью формы позволит существенно улучшить оказание хирургической помощи пациентам с разноплановой хирургической патологией, достигнуть существенного медицинского, социального и экономического эффекта.

### Литература

1. Замещение пострезекционных дефектов перикарда, диафрагмы, грудной стенки сетчатым имплантатом из никелида титана / Е. Б. Топольницкий [и др.] // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. – 2012. – Том 15, № 1 (40). – С. 14–21.
2. Имплантаты из никелида титана в абдоминальной хирургии / Г. Ц. Дамбаев [и др.] // Бюллетень сибирской медицины. – 2007. – № 3. – С. 71–75.
3. Имплантаты с памятью формы в травматологии и ортопедии / В. А. Ланшаков [и др.]. – Томск: ИПФ; Изд-во НТЛ, 2004. – 228 с.
4. Лохов, В. А. Создание заданных усилий в фиксаторах, изготовленных из сплавов с памятью формы / В. А. Лохов, А. Г. Кучумов // Российский журнал биомеханики. – 2006. – Т. 10, № 3. – С. 41–52.
5. Лохов, В. А. Сплавы с памятью формы: применение в медицине. Обзор моделей, описывающих их поведение / В. А. Лохов, Ю. И. Няшин, А. Г. Кучумов // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 3. – С. 9–27.
6. Малыгин, Г. А. Размытые мартенситные переходы и пластичность кристаллов с эффектом памяти формы / Г. А. Малыгин // Успехи физических наук. – 2001. – Т. 171, № 2. – С. 187–212.
7. Материалы с памятью формы и новые технологии в медицине / под ред. В. Э. Гюнтера. – Томск: МИЦ, 2007. – 316 с.
8. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы: в 14 т. / под ред. В. Э. Гюнтера. Медицинские материалы с памятью формы. Т. 1 / В. Э. Гюнтер [и др.]. – Томск: Изд-во МИЦ, 2011. – Т. 1. – 534 с.
9. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы: в 14 т. / под ред. В. Э. Гюнтера. Имплантаты с памятью формы в панкреатобилиарной хирургии. Т. 12 / С. Г. Штофин [и др.]. – Томск: Изд-во МИЦ, 2013. – Т. 12. – 126 с.
10. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы: в 14 т. / под ред. В. Э. Гюнтера. Имплантаты с памятью формы в челюстно-лицевой хирургии. Т. 4 / П. Г. Сысолятин [и др.]. – Томск: Изд-во МИЦ, 2012. – 384 с.
11. Никелид титана. Медицинский материал нового поколения / В. Э. Гюнтер [и др.]. – Томск: Изд-во МИЦ. – 2006. – 296 с.
12. Новая технология создания компрессионного анастомоза в желудочно-кишечной хирургии сверхэластичными имплантатами с памятью формы / Р. В. Зиганшин [и др.]. – Томск: STT, 2000. – 176 с.
13. Проблемы инфравезикальных обструкций в урологии и пути их преодоления / С. И. Шкуратов [и др.]. – Томск: ИПФ, 2004. – 126 с.
14. Тактика хирургического лечения травматических повреждений средней зоны лица на основе применения имплантатов из сетчатого никелида титана / Ю. А. Медведев [и др.] // Тихоокеанский медицинский журнал. – 2013. – № 1. – С. 78–79.
15. Технологии повторной реконструкции нижней челюсти, восстановленной композитными эндопротезами из материалов никелида титана / Н. М. Дюрягин [и др.] // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. – 2012. – Том 15, № 1 (40). – С. 56–61.
16. Усольцев, Д. М. Замещения соединительно-тканых дефектов тканевыми имплантатами из никелида титана / Д. М. Усольцев, Н. С. Горбунов, А. А. Радкевич // Мат. VII Всерос. конф. общих хирургов. – Красноярск: Версо, 2012. – С. 806–810.
17. Эффекты памяти формы и их применение в медицине / В. Э. Гюнтер [и др.]. – Новосибирск: Наука. Сиб. отд-ние, 1992. – 742 с.
18. Andreasen, G. Aused hypothesis for 55 nitinol wire for orthodontics / G. Andreasen, P. Brady // J. A. D. A. – 1971. – Vol. 42. – P. 172–177.
19. Baumgart, F. Zur Dwyerschen Skoliosen-operation mittels Drahtenaus Memory – Legierungen. Eine experimentelle Studie / F. Baumgart, G. Bensmann, J. Haasters, A. Nolker, K. Schlegel // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 1978. – Vol. 91. – P. 67–75.
20. Chen, M. Bioactive NiTi shape memory alloy / M. Chen, X. Yang, R. Hu, Z. Cui, H. Man // Materials Science and Engineering. – 2004. – Vol. 24. – P. 497–502.
21. Cutright, D. Tissue reaction to nitinol wire alloy / D. Cutright [et al.] // Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., Oral Radiol. Endod. – 1973. – Vol. 35. – P. 578–584.
22. Fraker, A. C. Metallic surgical implants: state of the art / A. C. Fraker, A. W. Ruff // J. Met. – 1977. – Vol. 29. – P. 22–28.
23. Es-Souni, M. Assessing the biocompatibility of NiTi shape memory alloy used for medical applications / M. Es-Souni, M. Es-Souni, H. Fischer-Brandies // Anal. Bioanal. Chem. – 2005. – Vol. 381. – P. 557–567.
24. Idelsohn, S. Continuous mandibular distraction osteogenesis using superelastic shape memory alloy (SMA) / S. Idelsohn, J. Pena, D. Lacroix, J. A. Planell, F. J. Gil, A. Arcas // Journal of Materials Science: Materials in Medicine. – 2004. – Vol. 115. – P. 541–546.
25. Knox, G. W. Shape-memory stapes prosthesis for otosclerosis surgery / G. W. Knox, H. Reitan // Laryngoscope. – 2005. – Vol. 115. – P. 1340–1347.
26. Prymak, O. Morphological characterization and in vitro biocompatibility of a porous nickel–titanium alloy / O. Prymak, D. Bogdanski, M. Koller, S. Esenwein et al. // Biomaterials. – 2005. – Vol. 26. – P. 5801–5807.
27. Prospective evaluation of a new sternal closure method with thermoreactive clips / A. Negri [et al.] // European Journal of Cardio-Thoracic Surgery. – 2002. – Vol. 22. – P. 571–575.
28. Rajan, G. P. In vivo performance of the nitinol shape memory stapes prosthesis during hearing restoration surgery in otosclerosis. A first report / G. P. Rajan, R. H. Eikelboom, K. S. Anandacoomaswamy, M. D. Atlas // Journal of Biomedical Material Research, Part B, Applied Biomaterials. – 2004. – Vol. 72. – P. 305–309.
29. Skin wound closure with a novel shape-memory alloy fixator / Y. Ng [et al.] // Surgical Endoscopy. – 2006. – Vol. 20. – P. 311–315.
30. Suttow, E. J. Biocompatibility of Clinical Implants Materials / E. J. Suttow, S. R. Pollack. – Boca Raton (Florida): CRC Press Boca Raton. 1981. – 245 p.
31. Yang, P. Ni-Ti memory alloy clamp plate for fracture of short tubular bone / P. Yang [et al.] // Chin. Med. Journal. – 1992. – Vol. 105. – P. 312–315.
32. Xu, W. Shape memory system for suturing tissue in minimal access surgery / W. Xu [et al.] // Annals of Biomedical Engineering. – 1999. – Vol. 27. – P. 663–669.

Поступила 9.08.2015 г.