

Ю. М. Гаин¹, М. А. Герасименко¹, В. Л. Денисенко²,
С. В. Шахрай¹, В. Г. Богдан⁴, М. Ю. Гаин¹, В. В. Рубаник³,
В. В. Рубаник мл.³, С. А. Легкоступов³

ПРИМЕНЕНИЕ МАТЕРИАЛОВ С ПАМЯТЬЮ ФОРМЫ ИЗ НИКЕЛИДА ТИТАНА В ХИРУРГИИ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО РАСШИРЕНИЯ ПРОСВЕТА ПОЛЫХ ОРГАНОВ

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

В обзоре приведены литературные сведения, касающиеся клинического применения изделий медицинского назначения из никелида титана в качестве средств, устраняющих патологический синдром сужения или обтурации просвета полых органов (сосудов, пищеварительного канала, мочевыводящих путей, билиарного тракта, трахеи и бронхов), вызванных различными патогенетическими факторами. Активному внедрению в лечебный процесс новых технологий способствуют уникальные свойства никелида титана, связанные с эффектом памяти формы. Именно эти свойства материала позволили создать и активно использовать устройства и технологии, обеспечивающие эффективное расширение просвета полых органов с полным восстановлением их функциональной активности и устранением патологических синдромов, обусловленных их стенозом или окклюзией (в том числе, с использованием современных эндоскопических систем и возможностей эндоваскулярной хирургии).

Ключевые слова: эффект памяти формы материала, никелид титана, нитинол, имплантат, реканализация, 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 FOR MINI-INVASIVE GLEAMEXPANSION OF HOLLOW BODIES

In the review the literary data, concerning clinical application of products of medical appointment from nickel-titanium alloys the means eliminating pathological syndrome of narrowing or obstruction of a gleam of hollow bodies (vessels, the digestive channel, uric ways, biliary path, trachea and bronchial tubes), caused by various pathological factors are resulted. Active introduction in medical process

of new technologies is promoted by unique properties of nickel-titanium alloy, the memories of the form connected with effect. These properties of a material have allowed to create and actively to use the device and the technologies providing effective expansion of a gleam of hollow bodies with a complete recovery of their functional activity and elimination of pathological syndromes, caused by their stenosis or occlusion (including, with use modern endoscopic systems and possibilities of endovascular surgery).

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

Одним из важнейших свойств никелида титана, обеспечивших его широкое применение в медицине и хирургии, является свойство восстанавливать свою первоначальную форму после введения в организм человека и нагревания до температуры тела предварительно охлаждённого нитинолового устройства с изменением формы. Именно такой эффект памяти формы материала позволил создать уникальные стенты для сердечно-сосудистой хирургии, урологии, гепатологии, хирургической гастроэнтерологии и торакальной хирургии [4, 7, 18, 29, 30]. Стент (от фамилии английского стоматолога Charles Stent (1807–1885), впервые предложившего принцип использования упругих материалов в медицине) – специальная, изготовленная в форме цилиндрического каркаса, упругая металлическая или пластиковая конструкция, которая помещается в просвет полых органов и обеспечивает расширение участка, суженного патологическим процессом [27]. При этом,

расширяя просвет полого органа (артерии, пищевода, кишечника, желчевыводящих или мочевыводящих путей), он обеспечивает пролонгированное прохождение их содержимого и физиологических жидкостей, восстанавливая функциональную активность органов, зависящих от пассажа этих субстратов. Эффект стентирования гораздо сильнее и продолжительнее, чем при механической (баллонной) дилатации сужения, при этом риск повторного стеноза или перфорации органа существенно уменьшается (рисунок 1) [22, 25].

В 1983 году врачи A. Cragg [19] и Ch. Dotter [32] независимо друг от друга опубликовали свои работы, обосновывающие концепцию использования стентов в сердечно-сосудистой хирургии. Из-за отсутствия апробированной техники установки стентов данные эксперименты были непродолжительными и не завершились клиническим внедрением. Главное, что было выявлено при апробации метода *in vivo*, так это то, что при установке стента специалисту следует учитывать ряд факторов, главным из которых является уровень остаточного напряжения в стенке сосуда [28].

В англоязычной литературе широко распространены сведения, указывающие на то, что коронарное стентирование (то есть имплантация стента в венечную артерию) впервые было произведено в 1986 году, когда работавшие в Тулузе французские кардиохирурги Жак Пуэль и Ульрих Зигварт имплантировали разработанное ими каркасное устройство в суженную артерию сердца человека [25]. Однако, имеются более ранние публикации, свидетельствующие о том, что первый нитиноловый стент был установлен в сосуд человека под контролем рентгена в марте 1984 года учёными из Советского Союза [23]. Лишь в 1993 году была полностью доказана эффективность метода стентирования для восстановления проходимости коронарных артерий и обеспечения в них оптимального кровотока на протяжении длительного периода. В 1993 году Администрация по контролю за продуктами и лекарствами США (FDA) дала разрешение на клиническое применение первого стента (спирали Джантурко-Рубина) при отслойке интимы во время баллонной ангиопластики. А в 1994 году первый баллоно-расширяемый трубчатой формы стент Пальмаца-Шатца (создан аргентинским радиологом Джулио Пальматцем совместно с кардиологом из Сан Антонио Ричардом Шатцом) был разрешён к использованию в США. В октябре 1987 года первый периферический стент Пальмаца-Шатца был имплантирован в Германии, а позднее (в декабре того же года) первый стент Пальмаца-Шатца был

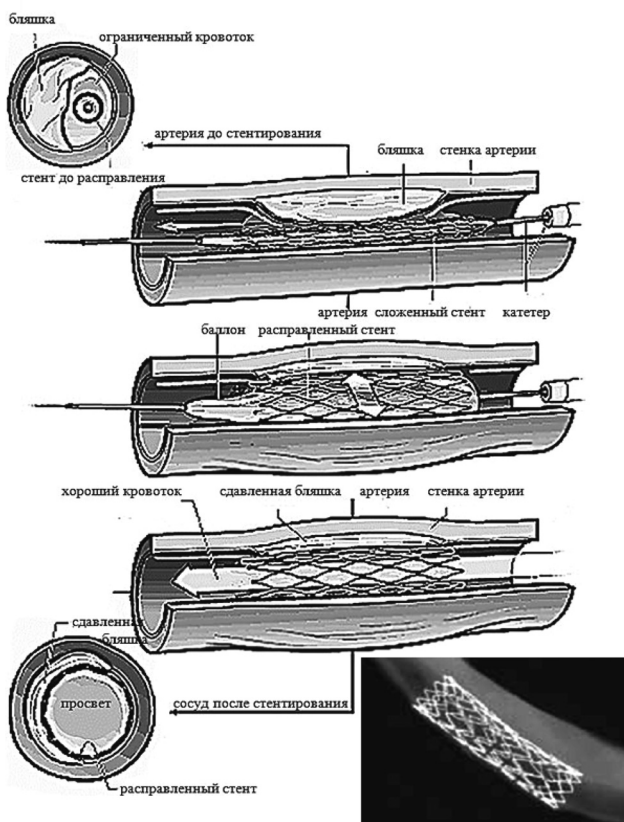


Рисунок 1. Принцип восстановления адекватной проходимости артериального сосуда с помощью стента (обозначены этапы стентирования и устранения критического стеноза артерии, вызванного атеросклеротической бляшкой)

имплантирован в коронарное русло. Необходимо отметить, что эти стенты вручную надевались на баллоны, что зачастую приводило к их потере при установке [4, 8, 15].

В результате исследований, проведенных J. Vossoughi с соавт. (2000) [33], выявлено, что после установки металлического стента в сосуде происходят значимые изменения. Стенка артерии меняет свою структуру (значимо утолщается или атрофируется) с изменением функциональных свойств сосуда. Нередко развивающийся при этом рестеноз артерии в зоне стентирования может через определённый срок нивелировать все позитивные результаты проведенной операции. Для нивелирования подобной реакции сосуда на имплантат последние двадцать лет используют специальные устройства – стент-графты (stentgrafts) – внутрисосудистые стенты, покрытые тонкостенным плетёным графтом, которые способствуют лучшему восстановлению естественных свойств сосудов, обладают большей долговечностью, но ставят перед конструкторами и исследователями более серьёзные задачи, чем только изолированное моделирование стентов и графтов [33]. Для этой цели учёные и производители стентов сосредоточили усилия на создании более эффективных и безопасных устройств за счёт изменения как платформы стента, так и покрытия их антипролиферативными препаратами (зотаролимусом, такролимусом, эверолимусом, сиролимусом и др.) с заданной скоростью их высвобождения [8]. И, хотя они позволили улучшить результаты коронарной ангиопластики и стентирования, уменьшить необходимость в повторной реваскуляризации, снизить количество поздних и очень поздних тромбозов, однако полностью решить все проблемы данные технологии не смогли [4, 7, 8].

Вместе с тем, несмотря на значимые успехи в области создания медицинских сосудистых стентов, имеется ряд нерешённых проблем с позиций механики и биофизики, которые значительно бы улучшили качество операций по установке нитиноловых стентов. До сих пор не решены вопросы оптимизации формы стента и задачи управления формой и усилиями, создаваемыми стентом в сосуде для предотвращения его рестеноза [9, 15, 18].

К настоящему времени опубликовано значительное число работ, касающихся стентирования полых органов пищеварительного тракта с использованием металлических саморасширяющихся стентов – так называемых «self-expandable metal stent» (SEMS) [1, 3, 13, 21, 26, 29, 31].

Хотя в более ранней литературе и описаны многочисленные (почти всегда безуспешные) попытки установки при непроходимости пищевода твёрдых полых конструкций из слоновой кости, самшита, дерева и других непластичных материалов, закрепляемых для предотвращения их смещения длинными нитями за шею или голову пациента, только в 1884 году хирургом Джефферсоновского колледжа в Филадель-

фии доктором Samuel Gross определено четыре типа вмешательств при непроходимости пищевода на почве рака, основанных на личном опыте таких операций [26]: 1) эзофагэктомия (первоначально рассматривали удаление пищевода только при поражении верхней трети органа); 2) эзофаготомия в зоне опухолевого сужения (это было предпринято только у одного пациента, после чего потребовалось повторное вмешательство); 3) шейная эзофагостомия для проведения зонда для кормления (в авторском исполнении сопровождалась неприемлемо высокой летальностью 81%); 4) гастростомия (при этом обозначена летальность 29%). В середине 1800 гг. описаны неоднократные безуспешные попытки избавить пациентов от голодной смерти путём проведения через зону опухолевого сужения пищевода в желудок мягких каучуковых трубок для кормления [26]. И только в начале 1885 года урождённым канадцем Charters James Symonds (1852–1932) был описан первый успешный опыт применения в Мужском госпитале Лондона короткой ригидной внутренней трубки, установленной через зону опухолевого сужения пищевода, обеспечившей успешное естественное питание пациента [26]. При этом проксимальный конец стента был фиксирован серебряными нитями за голову пациента, а дистальный конец через кардию проведен в желудок (рисунок 2). Первый установленный стент простоял 10 суток, обеспечивая пероральное питание пациента жидкой пищей. Позже автором для этих же целей использованы стенты, изготовленные из серебра, слоновой кости и упругой резины. Все манипуляции по установке стентов в тот период производились «вслепую» [26].

В 1914 году французский хирург M. Guisez предложил установку пищевого стента (Петцер-подобного резинового катетера) с помощью жёсткого проводника под контролем эзофагоскопа. Растяжение катетера на проводнике облегчало его проведение через опухолевое сужение. После удаления проводника, катетер растягивался обеспечивая каркасное стояние конструкции и обеспечивая прохождение жидкой пищи в желудок пациента [26]. В 1924 году Лондонский хирург Henry Souttar, продолжая тенденцию прямой эндоскопической визуализации процесса установки стента, разработал металлическую конструкцию (стент) из с силой накрученной на специальный проводник проволоки из немецкого серебра (а позднее – нержавеющей стали), которая обес-

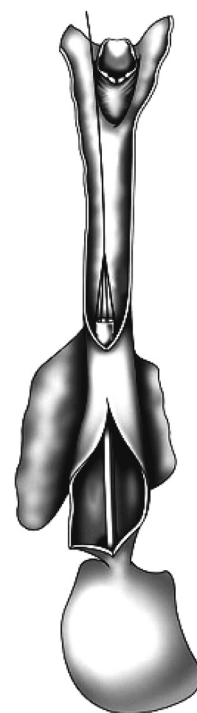


Рисунок 2. Стент Симондса, установленный пациенту с раком пищевода для кормления [26]

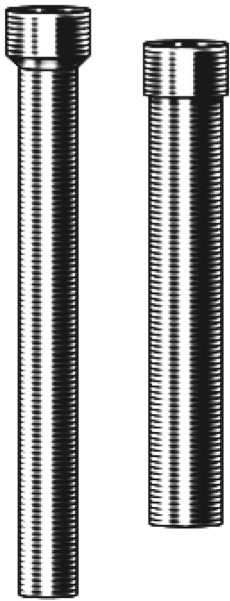


Рисунок 3. Металлический проволочный стент Henry Souttar (на жёстком вкладыше) и в расправленном состоянии [26]. печивала (после удаления проводника) каркасное расширение пищевода в зоне опухолевого сужения (рисунок 3) [26]. Отмечены два недостатка данной методики – достаточно высокая частота миграции стента и нередкие перфорации пищевода металлической проволокой.

Для уменьшения риска осложнений аргентинским хирургом J. H. Resamo методика Souttar была модифицирована путём уменьшения травматичности проведения стента с изме-

нённой кривизной, что привело к снижению смертности после интубации пищевода до 0,5% [26].

Начало эры саморасширяющихся металлических стентов (SEMS) связано с созданием и первым применением в 1983 году E. Frimberger специальной конструкции, имеющей вид металлической спиральной катушки с начальным диаметром 13–15 мм, которая специальным образом (с уменьшением диаметра) надевалась и фиксировалась на детском гибком гастроскопе диаметром 10 мм. После проведения через зону сужения спираль распрямлялась, растягивая зону сужения и расширяя просвет пищевода (рисунок 4). Автором сделано сообщение о 10 успешных случаях стентирования пищевода с помощью этого устройства без значимых осложнений и смертельных исходов. Три случая поздней дистальной ми-

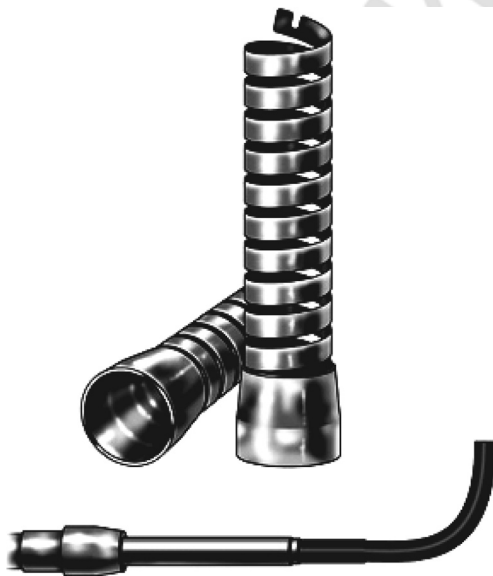


Рисунок 4. Металлический саморасширяющийся стент Frimberger (в расправленном состоянии) и надетый на педиатрический гибкий гастроскоп [26]

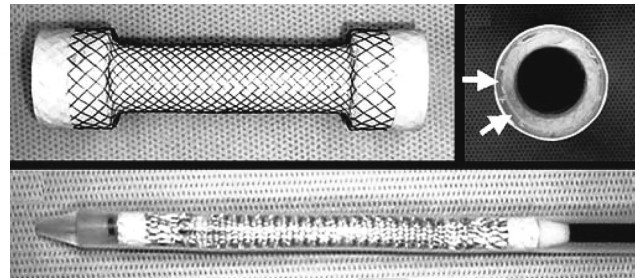


Рисунок 5. Саморасширяющийся стент SEMS из никелида титана с памятью формы материала в развёрнутом состоянии и в транспортном (сложенном) состоянии на устройстве для эндоскопического введения [26]

грации стента были связаны с отсутствием строгого динамического наблюдения за пациентами в связи с отъездом их после лечения в другой регион страны [26]. Принцип E. Frimberger был положен в основу промышленно выпускаемого в конце прошлого столетия стента «EsophaCoilstent». Результаты клинического применения этого типа стентов хорошо иллюстрирует рандомизированное исследование, проведенное в 1996 году G. D. DePalma с соавт., которые при использовании SEMS этого типа «Ultraflex» (Boston) в сравнении с постановкой пластикового протеза «Wilson-Cookprosthesis» добились уменьшения частоты осложнений с 21 до 0%, а летальности – с 16 до 0% [26].

Второй тип саморасширяющейся конструкции SEMS был разработан в 1994 году американскими рентгенологами H. Y. Song с соавт. (тип Z-stent Gianturco-Rösh). Стент изготавливался из нержавеющей стали, не имел плетения, содержал полиуретановое покрытие (для предотвращения врастания опухоли), а европейский вариант этого стента имел зубцы в верхней части (для предотвращения его антеградной миграции) [26].

Третий тип саморасширяющейся конструкции SEMS («Ultraflex stent») создан американскими учёными (Natick, Массачусетс, США). Он изготавливался из нитинола, имел все недостатки непокрытого стента (не предотвращал врастания опухоли) и не отличался значительной силой развёртывания [26]. Прогрессивным в нём было то, что для изготовления устройства начали использовать никелид титана и стала применяться сетчатая конструкция стента (рисунок 5).

Сегодня среди всех металлических саморасширяющихся стентов доминирующие позиции занимают стенты из этого материала [9, 30]. Преимущества использования нитиноловых стентов являются:

- более выраженная гибкость и эластичность (эластическая упругость) в сравнении с конструкциями из нержавеющей сталей;
- меньшая величина создаваемых напряжений, проявляющаяся меньшим риском избыточного давления (натяжения) стенки сосуда (или другого полого органа) при расширении стента;
- высокая биосовместимость и значимые антикоррозийные характеристики;

□ **Обзоры и лекции**

- доказанное позитивное влияние на механизмы перестройки стенки сосуда (или другого полого органа), приводящее к достоверному уменьшению частоты рестеноза в зоне стентирования [9, 30].

Четвёртый тип саморасширяющейся конструкции SEMS имеет трёхслойную структуру (рисунок 6), при этом данное синтетическое покрытие не позволяет опухоли при длительном стоянии стента в полом органе прорасти его (а, следовательно, и вторично перекрывать его просвет), и допускает возможность использования такого устройства для закрытия межорганных свищей (например, трахеопищеводного или билиодигестивного свища) [26].

Одним из перспективных направлений использования систем SEMS в медицине является применение их в лечении осложнённого колоректального рака. Так, в 1991 году М. Dohmoto с соавторами представили первый опыт применения металлических стентов в качестве паллиативного метода лечения при злокачественной толстокишечной непроходимости [20]. В 1992 году R. R. Keen и С. P. Orsay, а в 1994 году Е. Теjero с соавторами, опубликовали первые сведения об использовании эндоскопического стентирования толстой кишки при опухолевом стенозе в качестве первого этапа перед радикальным хирургическим вмешательством [26]. С этого времени эндопротезирование толстой кишки постепенно находит все более широкое клиническое применение в лечении осложнённого колоректального рака, а также рубцовых стриктур толстокишечных соустьев [1, 3, 6, 26]. Стентирование во многих случаях позволяет избежать экстренных хирургических вмешательств, снизить послеоперационную летальность, сократить время пребывания пациента в отделении интенсивной терапии, что позволяет ряду авторов считать данный подход методом выбора паллиативного лечения при опухолевой обструкции толстой кишки [2, 3, 5, 21, 26].

Прогресс в разработке малоинвазивных методов лечения осложнённого колоректального рака во многом связано с совершенствованием эндоскопического оборудования (особенно, гибких эндоскопов). Так, А. Г. Федоровым с соавторами (2011) с целью уменьшения послеоперационных осложнений при обтурационной непроходимости был разработан и внедрён в клиническую практику новый метод

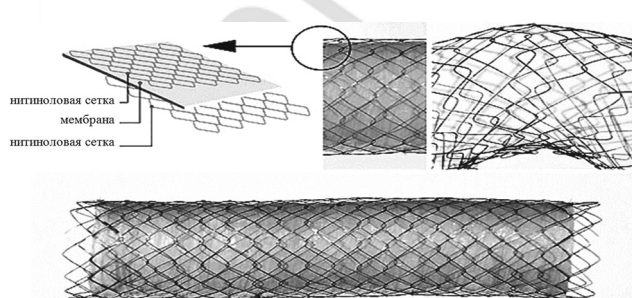


Рисунок 6. Схема формирования покрытого изолирующего стента из никелида титана с синтетической «вставкой» [26]

лапароскопической колостомии, позволивший снизить частоту послеоперационных осложнений [1]. Однако при этом метод не позволяет уменьшить объём вмешательства и не улучшает качество жизни пациентов. Получившие в последнее десятилетие более широкое распространение эндохирургические методы восстановления пассажа кишечного содержимого, которые могут выступать как в качестве дополнения, так и в качестве альтернативы хирургическому лечению опухолевой толстокишечной непроходимости. Именно к таким малоинвазивным методам декомпрессии кишечника и относится видеоассистированное стентирование зоны сужения толстой кишки саморасправляющимися металлическими устройствами [26].

В 2009 г. И. Е. Хатьковым с соавторами представлены результаты лечения 4 пациентов с критическим стенозом просвета толстой кишки, вызванным злокачественной опухолью и доброкачественными стриктурами межкишечного анастомоза (по 2 пациента на каждую нозологию). Во всех случаях успешная декомпрессия кишечника достигнута с помощью эндоскопической установки нитиноловых саморасширяющихся стентов разных модификаций с паллиативной целью [11].

В соответствии с существующими в отечественной медицине принципами оказания ургентной помощи пациентам с обтурационной толстокишечной непроходимостью, обусловленной опухолевым поражением правой половины толстой кишки, абсолютное большинство хирургов выполняет правостороннюю гемиколэктомии с формированием первичного илеотрансверзоанастомоза (при выраженном илеусе, дополняя его назогастроинтестинальной зондовой декомпрессией) [6]. При непроходимости, вызванной стенозирующей опухолью левой половины толстой кишки (наиболее распространённый вариант), используются два варианта неотложных вмешательств: 1) без формирования анастомоза (двустольная колостомия и обструктивная резекция толстой кишки с опухолью и выведением проксимальной концевой колостомы) и 2) резекция кишки с формированием первичного анастомоза (с проксимальной разгрузочной энтеро- или колостомой, или назогастроинтестинальной зондовой декомпрессией) [6]. При этом выбор объёма оперативного вмешательства и характер завершения операции у данной категории пациентов очень часто расходятся, до настоящего времени продолжая оставаться предметом оживлённой дискуссии [1, 2, 6].

Учитывая тяжесть общего состояния большинства пациентов с обтурационной толстокишечной непроходимостью и угрозу возникновения серьёзных осложнений после радикальных и первичновосстановительных операций, ряд авторов считает целесообразным выполнение у этих больных двух- или трёхэтапных вмешательств, начиная, как правило, с формирования проксимальной колостомы. Спустя 1–2 месяца после ликвидации непроходимости про-

водится резекцию кишки с опухолью и наложение анастомоза (второй этап), а в последующем – закрытие колостомы (третий этап) [6]. Сравнение двух вышеописанных подходов достоверных различий в частоте осложнений, смертности, вероятности рецидивов заболевания и величине опухоли-специфичной выживаемости не выявляет [6]. При этом большинство хирургов отдаёт предпочтение выполнению обструктивной резекции толстой кишки с опухолью (операции типа Гартмана), главным преимуществом которой являются удаление источника опухолевого роста и устранение непроходимости кишечника [6]. Пятилетняя выживаемость в группе пациентов, перенесших операции Гартмана на фоне непроходимости, составляет 38%, что несколько ниже, чем в группе первично-восстановительных операций (41–45%) [17]. В любом случае формирование колостомы само по себе является травматичным вмешательством, значительно ухудшающим качество жизни пациентов, а повторная операция, направленная на восстановление непрерывности кишечника, в 40–72% случаев может стать невозможной [6]. В связи с этим ряд авторов считает целесообразным при тяжёлом общем состоянии пациентов, во время экстренного хирургического вмешательства, проводить одномоментное радикальное удаление опухоли с формированием У-образного анастомоза. Преимущества такой операции заключаются в следующем: во-первых, удаление новообразования и устранение кишечной непроходимости производят в один этап; во-вторых, одномоментно восстанавливается непрерывность толстой кишки; в-третьих, наложенная колостома в большой степени снижает риск развития несостоятельности швов анастомоза и, в-четвертых, закрытие стомы в такой ситуации осуществляется путём внебрюшинного доступа, нивелируя риск внутрибрюшных осложнений [6]. В данной ситуации практические хирурги нуждаются в малоинвазивной технологии разрешения толстокишечной опухолевой непроходимости, позволяющей им в у тяжёлого пациента в последующем выполнить радикальное вмешательство с первичным восстановлением целостности пищеварительного тракта. Таким вмешательством может стать метод устранения толстокишечной обструкции путём эндоскопической установки саморасширяющегося нитинолового стента [1, 2, 3, 6, 11, 29].

Вместе с тем, до настоящего времени метод не получил широкого распространения, а установка колоректальных систем SEMS осуществляется в основном в дистальных отделах толстой кишки и преимущественно с паллиативной целью для обеспечения более высокого качества жизни запущенных онкологических больных [17, 21, 29], а также для устранения послеоперационных рубцовых стриктур анастомозов [17].

В рамках концепции «ускоренного выздоровления» («Fast-Track Recovery Strategy») отечественными авторами (Денисенко В. Л. с соавт., 2011, 2012) при лечении стенозирующего колоректального рака на-

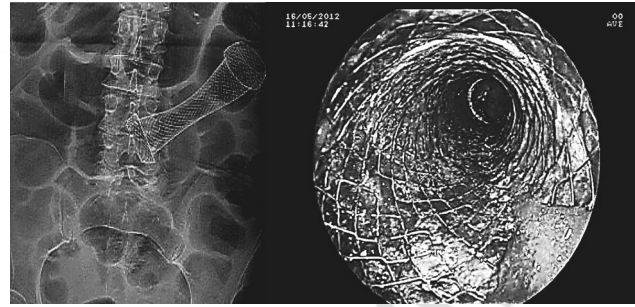


Рисунок 7. Данные обзорной рентгенографии живота и колоноскопии после лазерной реканализации опухоли и установки саморасширяющегося стента из никелида титана (CHOOSTENTM. I. Tech, Южная Корея [СУ]) у пациента с толстокишечной обтурационной непроходимостью (наблюдение авторов)

чала использоваться технология неотложной эндоскопической реканализации опухоли для устранения явлений толстокишечной непроходимости. Не выписывая пациента из стационара, после восстановления моторно-эвакуаторной функции пищеварительного тракта и клинично-метаболической компенсации пациента производится радикальное вмешательство с первичным восстановлением непрерывности кишечника. При этом для реканализации опухоли авторами используются лазерная вапоризация опухоли с помощью отечественной лазерной установки «Медиола Эндо» (ФОТЭК, Республика Беларусь) и технология установки саморасширяющихся покрытых силиконом нитиноловых стентов диаметром 22 мм и длиной 140 мм, каркасно увеличивающих просвет кишки в зоне опухолевого стеноза (рисунок 7) [2, 3, 5]. Впервые в Республике Беларусь специалистами лаборатории перспективных материалов и технологий Института технической акустики НАН Беларуси совместно с учёными-медиками разработан отечественный колоректальный стент на основе никелида титана, который может быть использован для малоинвазивного устранения толстокишечной непроходимости [5].

В последнее десятилетие начато применение саморасширяющихся стентов из нитинола титана в лечении доброкачественных и опухолевых стриктур внепечёночных желчных протоков (рисунок 8) [10, 15, 26], а также для восстановления проходимости суженного протока поджелудочной железы при хроническом панкреатите [10, 13]. В урологии данная технология применяется для устранения суправезикальных стенозов и обструкций мочевыводящих путей [12]. Для ликвидации стенозов трахеи и крупных бронхов используется реканализация органов с помощью эндоскопической установки саморасширяющихся нитиноловых стентов SEMS. При этом данная технология используется как для устранения рубцовых стриктур трахеи и бронхов [14], так и для восстановления просвета воздухоносных путей при их опухолевом поражении [16]. Вместе с тем, обозначенные методы лечения во многих странах не носят массового характера, их практическое применение ограничено отдельными крупными центрами, наличием

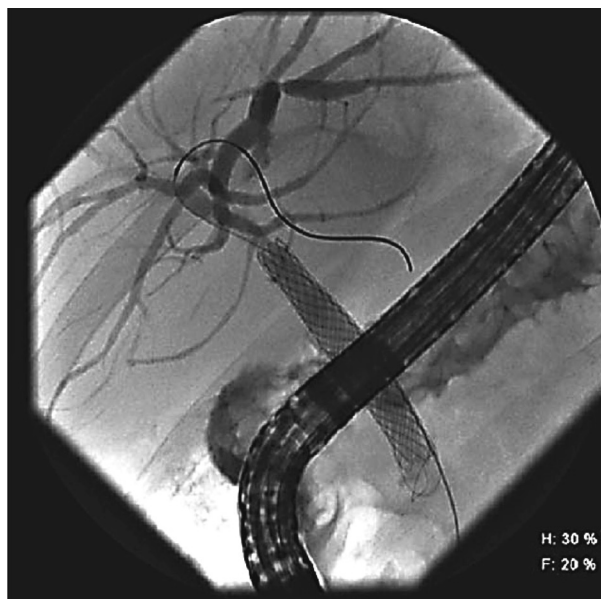
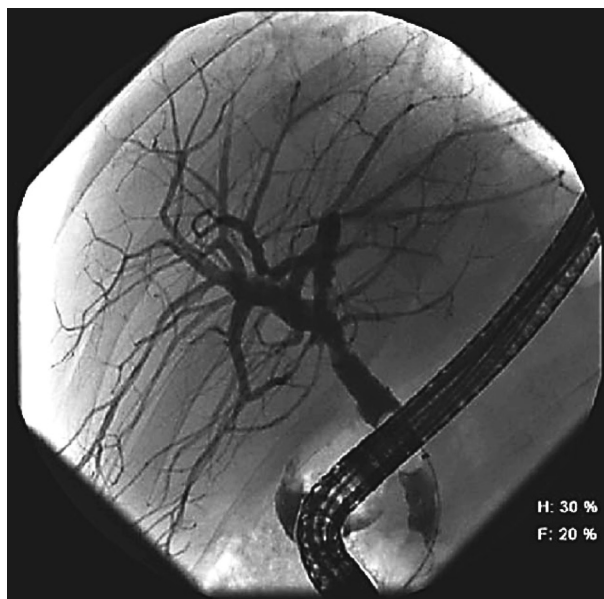


Рисунок 8. Эндоскопическая установка нитинолового саморасширяющегося стента рубцово-суженный общий желчный проток после трансплантации печени [26]

специального оборудования и врачей, владеющих этими технологиями [2, 26, 30].

Таким образом, разработка «умных» («smart») устройств из материала с памятью формы на основе никелида титана способствовала созданию целой серии уникальных стентов для медицины и хирургии, позволяющих дозированно расширять суженный патологическим процессом участок полого органа человека. Это ценное свойство материала, заключающееся в восстановлении своей первоначальной формы после введения в организм человека и нагревания до температуры тела, позволяет использовать в медицинской практике лечебные методы, обеспечивающие эффективное упругое расширение просвета полых органов с восстановлением их функциональной активности и устранением патологических синдромов, обусловленных стенозом или окклюзией этих анатомических структур (в том числе, с использованием современных эндоскопических систем и возможностей эндоваскулярной хирургии). Дальнейшее развитие этого направления позволит расширить спектр малоинвазивных вмешательств, применяемых в интервенционной медицине и хирургии, направленных на устранение патологических синдромов заболевания и предупреждение развития осложнений.

Литература

1. Восстановление пассажа содержимого толстой кишки при опухолевой непроходимости // А. Г. Федоров [и др.] / Тихоокеанский медицинский журнал. – 2011. – № 4. – С. 7–13.
2. Денисенко, В. Л. Осложнения колоректального рака: проблемы и перспективы / В. Л. Денисенко, Ю. М. Гаин // Новости хирургии. – 2011. – Т. 10, № 1. – С. 103–111.
3. Денисенко, В. Л. Лечение колоректального рака, осложнённого кишечной непроходимостью, с использованием методики ускоренного выздоровления / В. Л. Дени-

сенко, Ю. М. Гаин // Вестник хирургии им. И. И. Грекова. – 2012. – Т. 171, № 5. – С. 69–72.

4. Интервенционная кардиология. Коронарная ангиография и стентирование: руководство / А. П. Савченко, О. В. Черкавская, Б. А. Руденко; ред. Е. Д. Богданова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010. – 448 с.

5. Использование технологии быстрого выздоровления («Fast-Track Recovery Surgery») в хирургическом лечении осложнённого колоректального рака / В. Л. Денисенко [и др.] // Экстренная медицина. – 2012. – № 1. – С. 67–75.

6. Калинин, А. Е. Выбор метода устранения обтурационной толстокишечной непроходимости / А. Е. Калинин, Е. В. Калинин // Клиническая онкология. – 2013. – № 3 (11). – С. 1–6.

7. Карпов, Ю. А. Коронарная ангиопластика и стентирование / Ю. А. Карпов, А. Н. Самко, В. В. Буза. – М.: Медицинское информационное агенство, 2010. – 316 с.

8. Марданян, Г. В. Клиническая эффективность и безопасность чрескожных коронарных вмешательств с использованием стентов с разными типами лекарственного покрытия / Г. В. Марданян; дис. ... докт. мед. наук; 14.01.26. – М.: ФГБУ РНЦХ им. академика Б. В. Петровского РАМН, 2014. – 123 с.

9. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы: В 14 т. / под ред. В. Э. Гонтера. Медицинские материалы с памятью формы / В. Э. Гонтер [и др.]. – Томск: Изд-во МИЦ, 2011. – Т. 1. – 534 с.

10. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы: в 14 т. / под ред. В. Э. Гонтера. Имплантаты с памятью формы в панкреатобилиарной хирургии / С. Г. Штофин [и др.]. – Томск: Изд-во МИЦ, 2013. – Т. 12. – 126 с.

11. Первый опыт колоректального стентирования // И. Е. Хатьков [и др.] // Эндоскопическая хирургия. – 2009. – № 6. – С. 17–22.

12. Проблемы инфравезикальных обструкций в урологии и пути их преодоления / С. И. Шкуратов [и др.]. – Томск: ИПФ, 2004. – 126 с.

13. Пункционное стентирование рубцовых стриктур протока поджелудочной железы при хроническом панкреатите / В. Ю. Погребняков [и др.] // Анналы хирургической гепатологии. – 2009. – № 2. – С. 84–88.

14. Слепенкова, К. В. Эндоскопические технологии в комплексном хирургическом лечении больных с приобретенным стенозом трахеи / К. В. Слепенкова; дис. ... канд. мед. наук; 14.01.17. – М.: ФГБУ «Институт хирургии им. А. В. Вишневского» Минздрава России, 2015. – 110 с.

15. Сосудистое и внутриорганное стентирование: руководство / под ред. Л. С. Кокова, С. А. Капранова, Б. И. Долгушина, А. В. Троицкого, А. В. Протопопова, А. Г. Мартова. – М.: Издательский дом «Грааль», 2003. – 384 с.

16. Эндоскопическая торакальная хирургия: руководство для врачей / А. М. Шулутко [и др.]. – М.: ОАО «Издательство «Медицина», 2006. – 392 с.

17. A retrospective analysis of early and late outcome of biodegradable stent placement in the management of refractory anastomotic colorectal strictures // A. Repici [et al.] / Surg. Endosc. – 2013. – № 27. – P 2487–2491.

18. Bioactive NiTi shape memory alloy / M. Chen [et al.] // Materials Science and Engineering. – 2004. – Vol. 24. – P. 497–502.

19. Cra, A. Nonsurgical placement of arterial endoprotheses: a new technique using nitinol wire / A. Cragg, G. Lund, J. Rysavy // Radiology. – 1983. – Vol. 147. – P. 261–263.

20. Dohmoto, M. New method: endoscopic implantation of rectal stent in palliation of malignant stenosis // M. Dohmoto / Endoscopia Digestiva. – 1991. – Vol. 35. – C. 912–913.

21. Emergency preoperative stenting versus surgery for acute left-sided malignant colonic obstruction: a multicenter randomized controlled trial // I. Pirlet [et al.] // Surg. Endosc. – 2011. – № 25. – P.1814–1821.

22. Es-Souni, M. Assessing the biocompatibility of NiTi shape memory alloy used for medical applications / Moh. Es-Souni, Mar. Es-Souni, H. Fischer-Brandies // Anal. Bioanal. Chem. – 2005. – Vol. 381. – P. 557–567.

23. Experimental justification and first clinical experiment of X-ray endovascular stentingsurgery of vessels / I. Rabkin [et al.] // Radiol. News. – 1984. – Vol. 4. – P. 59–64.

24. Frimberger, E. Expanding spiral – a new type of prosthesis for the palliative treatment of malignant esophageal stenosis / E. Frimberger // Endoscopy. – 1983. – Vol. 15, Suppl. 1. – P. 213–214.

25. Intravascular stents to prevent occlusion and restenosis after transluminal angioplasty / U. Sigwart [et al.] // N. Engl. J. Med. – 1987. – Vol. 316, № 12. – P. 701–706.

26. Kozarek, R. Self-Expandable Stents in the Gastrointestinal Tract / R. Kozarek, T. Baron. – New York, Heidelberg, Dordrecht, London: Song Springer, 2013. – 310 p.

27. Lukenda, J. Stent, endovascular prosthesis, net or strut? What would British dentist Charles Stent (1807–1885) have to say on all this? / J. Lukenda, D. Biocina-Lukenda // Lijecnicki vjesnik (Croatia). – 2009. – Vol. 131 (1–2). – P. 30–33.

28. Rachev, A. Theoretical study of dynamics of arterial wall remodelling in response to changes in bloodpressure / A. Rachev, N. Stergiopoulos, J. Meister // Journal of Biomechanics. – 1998. – Vol. 29. – P. 635–642.

29. Stenting for malignant colorectal obstruction: a single-center experience with 101 patients // I. Keränen [et al.] / Surg. Endosc. – 2012. – № 26. – P. 423–430.

30. Shape memory implants / R. A. Ayers [et al.]; L'Hocine Yahia (ed.). – Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 2000. – 356 p.

31. Symonds, C. J. The treatment of malignant stricture of the oesophagus by tubage or permanent catheterism / C. J. Symonds // Br. Med. Journal. – 1887. – Vol. 1373, № 1. – P. 870–873.

32. Transluminal expandable nitinol stent grafting: preliminary report / C. Dotter [et al.] // Radiology. – 1983. – Vol. 147. – P. 259–260.

33. Vossoughi, J. Stent graft update / J. Vossoughi, N. Kipshidze, J. W. Karanian. – Washington: Medicaland Engineering Publishers Inc., 2000. – 640 p.