

ПРИМЕНЕНИЕ ФИКСАТОРОВ ИЗ НИКЕЛИДА ТИТАНА ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗА ГРУДИНЫ ПРИ КАРДИОХИРУРГИЧЕСКИХ И ТОРАКАЛЬНЫХ ОПЕРАЦИЯХ*

Коллеров М.Ю.*, Ильин А.А.*, Гусев Д.Е.*, Асатрян Т.В.***, Печетов А.А.***

*«МАТИ»-Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского

**Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева РАМН

***Институт хирургии им. А.В. Вишневского

В работе описаны основные принципы конструирования и разработки технологии производства и применения медицинских изделий с ЭЗФ из сплавов на основе никелида титана на примере фиксаторов с саморегулирующейся компрессией для остеосинтеза грудины. Показана взаимосвязь технологических режимов производства фиксаторов с их характеристиками работоспособности. Приведены и проанализированы результаты клинического применения фиксаторов для остеосинтеза грудины, свидетельствующие о преимуществе данного метода остеосинтеза по сравнению с традиционными методами.

ВВЕДЕНИЕ

Сплавы на основе никелида титана (Ti-54÷57%Ni, по массе) обладают высокой коррозионной стойкостью во многих агрессивных средах и биологической совместимостью с тканями организма человека [1]. Их механическое поведение под нагрузкой определяется температурой и может быть приведено к подобному поведению тканей организма человека путем специальной термической обработки. Они проявляют особые функциональные свойства, такие как эффект запоминания формы (ЭЗФ) и сверхупругость (СУ), которые позволяют создавать конструкции, контролируемо изменяющие свою форму при нагреве и выполняющие заданную работу [2]. Сочетание перечисленных свойств определило высокий интерес к сплавам на основе никелида титана, как материалам для имплантатов и медицинских инструментов. В настоящее время различными фирмами-производителями при тесном сотрудничестве с ведущими научными центрами мира разработано большое количество конструкций скрепок, стяжек, спиц, спиралей и др., применяемых в ортопедии, нейрохирургии, сосудистой хирургии и т.п. [3]. Однако широкое внедрение этого материала в медицину пока еще ограничено. Это связано как с трудностями производства полуфабрикатов и изделий из этого сплава, так и с тем, что технология применения изделий и их работоспособность изучены недостаточно, что затрудняет их правильное и эффективное использование во врачебной практике.

В Инженерно-медицинском центре «МАТИ-Медтех» на основе результатов многолетних исследований структуры и свойств сплавов на основе титана и никелида титана была разработана концепция Биологически и Механически Совместимых Имплантатов (БМСИ). Поведение таких имплантатов в организме при функциональных нагрузках адекватно поведению замещаемых или укрепляемых биологических структур. При использовании положений концепции БМСИ было создано серийное производство имплантатов из никелида титана с регламентированными характеристиками работоспособности.

В настоящей работе обобщен и проанализирован опыт, накопленный в течение 10 лет сотрудниками ИМЦ «МАТИ-Медтех», при конструировании, разработке технологии производства и применения медицинских изделий с ЭЗФ на примере фиксаторов с саморегулирующейся компрессией для остеосинтеза грудины при операциях на сердце и органах средостения.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Сердечно-сосудистые заболевания и патологии органов средостения и легких являются весьма распространенными. В настоящее время в России выполняется около 80 тысяч кардиохирургических операций, во всем мире количество подобных операций приближается к 1 миллиону. В более половины случаев при лечении упомянутых заболеваний используется срединная стернотомия – торакальный доступ с продольным разрезом грудины. Для закрытия грудины (остеосинтеза) обычно используют лигатуру (полимерные нити или проволоку из нержавеющей стали или тантала), которой обвязывают грудину в межреберьях (рис. 1а) или прошивают через отверстия в кости.

операций, возникают осложнения, связанные с несостоятельностью грудины вследствие ее механического повреждения (повреждение лигатурой кости, разрыв лигатуры и т.п.) и/или инфицирования [4]. В отдельных случаях это может приводить к развитию медиастинита и даже летальному исходу. Поэтому постоянно проводится поиск новых методов и имплантатов для остеосинтеза грудины, позволяющих снизить или даже полностью избежать осложнений, связанных с несостоятельностью грудины.

В этой связи в последние годы для остеосинтеза грудины предприняты попытки использовать различные конструкции фиксаторов из титановых сплавов, особенности конструкций которых снижают опасность механического повреждения кости. Одним из наиболее эффективных методов соединения грудины

* Исследования выполнены при финансовой поддержке РФФИ грант №08-04-90115-Мол_а.

(рис. 1б и в) с точки зрения биомеханической совместимости конструкции имплантата и грудины являются фиксаторы с саморегулирующейся компрессией из сплава на основе никелида титана (нитинола) [5-7].

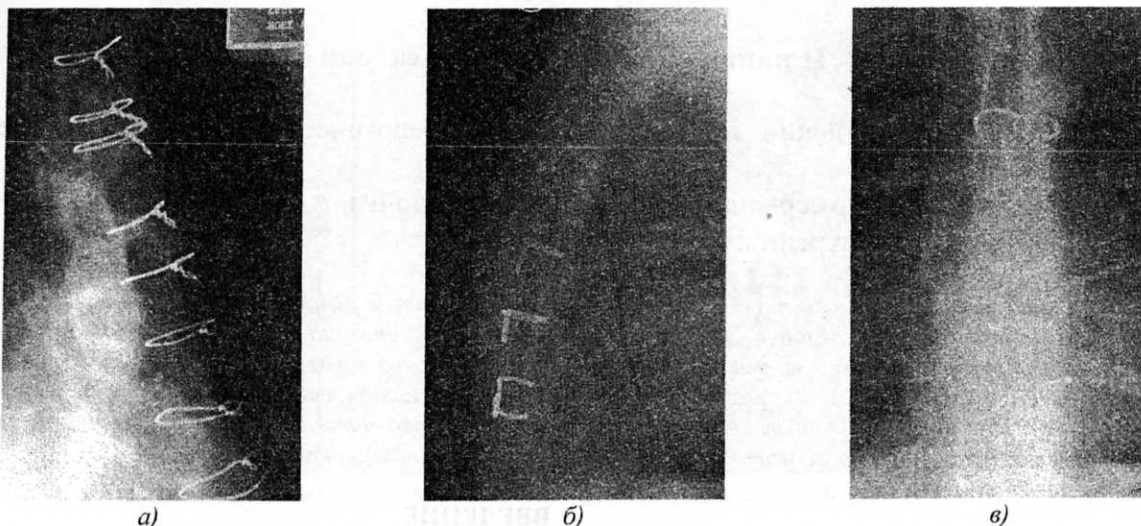


Рис. 1. Пример соединения рассеченной грудины лигатурой из стальной проволоки (а) и фиксаторами из нитинола (б и в).

Обычно грудина хорошо срастается, но в ряде случаев, составляющих от 0,5 до 8 % от общего числа. Нитинол может проявлять особые термомеханические свойства – эффект запоминания формы (ЭЗФ) – способность восстанавливать при нагреве до определенной температуры исходную, предварительно измененную форму. Фиксатор из нитинола после охлаждения ниже определенной температуры (M_d) имеет высокую пластичность и легко может быть деформирован. При растяжении допускается деформация материала до 8%. Измененную форму фиксатор сохраняет при температурах ниже A_n^B (температура начала восстановления формы) сколь угодно долго. Если деформированный фиксатор нагреть выше A_n^B , то он начинает восстанавливать исходную форму. Восстановление формы заканчивается при температуре A_k^B (температура конца восстановления формы). Фиксаторы из нитинола при температурах выше A_k^B проявляют сверхупругость (СУ) – способность накапливать при нагрузке и полностью восстанавливать при разгрузке значительную (до 8÷10%) нелинейную деформацию.

Для использования нитинола в качестве материала имплантатов ему специальной обработкой обеспечиваются следующие температуры, характеризующие ЭЗФ: $M_d = +5 \div +10^\circ\text{C}$; $A_n^B = +25 \div +27^\circ\text{C}$; $A_k^B = +34 \div +36^\circ\text{C}$.

Если в процессе нагрева выше A_n^B создавать противодействие восстановлению формы, то в материале развиваются реактивные напряжения. Таким образом, предварительно деформированные растяжением фиксаторы при восстановлении формы создают компрессию.

Техника установки фиксаторов из нитинола для остеосинтеза грудины заключается в следующем:

- после сведения частей грудины и их фиксации с помощью зажимов подготавливаются места установки фиксаторов в межреберных пространствах. Внешние края грудины скелетируют;
- с помощью измерителя измеряют расстояние между внешними краями грудины (рис. 2а);
- выбранный фиксатор охлаждают в стерильном физиологическом растворе с температурой $+5^\circ \div +10^\circ$ в течение 30 секунд;
- охлажденный фиксатор помещают в зажим-деформатор и разводят петлю фиксатора (рис. 2б);
- с помощью зажима-деформатора фиксатор заводится поочередно ножками за края грудины (рис. 2в);
- фиксатор освобождают от зажима-деформатора и орошают теплым ($+45^\circ\text{C}$) физиологическим раствором. При этом фиксатор развивает усилия компрессии.

Температурные характеристики ЭЗФ определяются температурами мартенситного превращения в сплаве. Поскольку температуры прямого и обратного мартенситного превращения непосредственно зависят от химического состава и структурного состояния сплава, то проблема выбора оптимального состава сплава и последующей технологии обработки полуфабрикатов будет играть решающую роль в плане обеспечения требуемого уровня надежности рабочих характеристик готовых изделий.

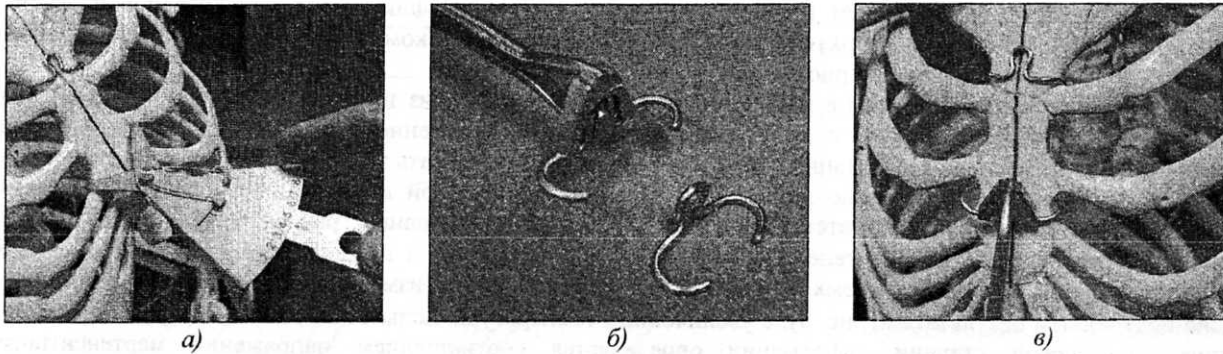


Рис. 2. Техника установки фиксаторов для остеосинтеза грудины: *а* – подбор размера фиксатора, *б* – деформация охлажденных фиксаторов, *в* – установка фиксаторов на грудь.

Применяя отжиг при температурах 700–900°C и старение при 450–550°C можно существенно изменять характеристики ЭЗФ в сплавах на основе никелида титана, и, самое главное, температуры восстановления формы. Это изменение связано с растворением интерметаллических соединений типа Ti_3Ni_4 , Ti_2Ni_3 и $TiNi_3$ в В2-фазе. При охлаждении от температур отжига обратное выделение интерметаллидов не успевает происходить и состав В2-фазы отличается от равновесного. Привести в равновесие структуру сплава можно старением. При этом состав В2-фазы должен изменяться, а, следовательно, меняться должны и температуры восстановления формы. Нами были проведены исследования влияния химического состава сплавов на основе никелида титана и термической обработки на диапазон изменения характеристик ЭЗФ и СУ [2, 8, 9]. Границы изменения температур начала ($A_{Н}^B$) и конца ($A_{К}^B$) восстановления формы в зависимости от химического состава сплава показаны на рис. 3. Минимальный уровень температур восстановления формы был достигнут с помощью отжига сплавов при температурах 700–900°C, а максимальный – старением при 450–500°C.

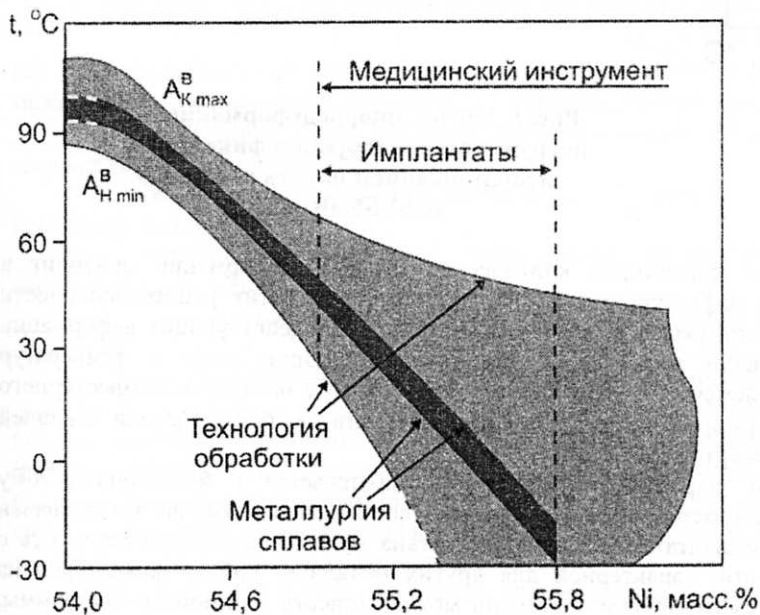


Рис. 3. Влияние содержания Ni в сплаве на температуру начала $A_{Н}^B$ (сплавы отжигались при 700–900°C) и конца восстановления формы $A_{К}^B$ (сплавы подвергались старению при 450°C).

На основании проведенных исследований для производства фиксаторов был выбран сплав, в котором содержание никеля должно находиться в пределах 54,8–55,8 % по массе. Такой состав позволяет методами термической и термомеханической обработки изменять температуры восстановления формы от 25 до 36°C.

Для придания изделию заданной формы полуфабрикаты из нитинола подвергали поэтапной тепловой деформации с промежуточными отжигами при температурах 450–550°C. После придания заданной формы полуфабрикаты имплантатов подвергали высокотемпературному отжигу. При этом варьировали температуру и продолжительность отжига, изменяющего структурное состояние В2-фазы (полигонизованное, рекристаллизованное) и содержание в ней никеля за счет растворения или выделения интерметаллидов типа Ti_3Ni_4 и Ti_2Ni_3 . Окончательную термообработку изделий, обеспечивающую требуемые температуры восстановления формы, проводили в интервале температур 450–550°C.

Саморегулирование усилий компрессии фиксатора основано на функциональной связи усилий (P), которые он развивает, с деформациями растяжения или сжатия, возникающими в процессе установки и эксплуатации фиксатора в организме. Оно достигается путем оптимизации формы рабочих элементов имплантатов и технологии их установки, что позволяет добиться оптимального сочетания термомеханических характеристик эффекта запоминания формы и сверхупругости. При этом эффект запоминания формы при

нагреве от 10°C до 36°C обеспечивает простоту технологии установки фиксаторов при операции и усилии первичной фиксации, а эффект сверхупругости - саморегулирование компрессии при внешних силовых воздействиях в послеоперационный период.

При проектировании и анализе работоспособности фиксаторов из нитинола следует учитывать, что важной характеристикой материала с ЭЗФ является величина наведенной деформации, после которой появляется невосстановленная деформация. При этом необходимо учитывать зависимость этой характеристики от температуры. В качестве предельно допустимой величины наведенной деформации можно использовать степень деформации, которой соответствует невосстановленная деформация, равная 0,2%. Эта величина, получившая название критической степени деформации ($\epsilon_{кр}$), находится в пределах допусков на геометрию большинства изделий, и в то же время может быть достаточно точно измерена в процессе исследований. Согласно полученным результатам (рис. 4), с увеличением температуры испытаний величина $\epsilon_{кр}$ уменьшается. Величина критической степени деформации определяется соотношением напряжений мартенситного превращения и напряжений, при которых в матрице сплава начинают развиваться процессы скольжения.

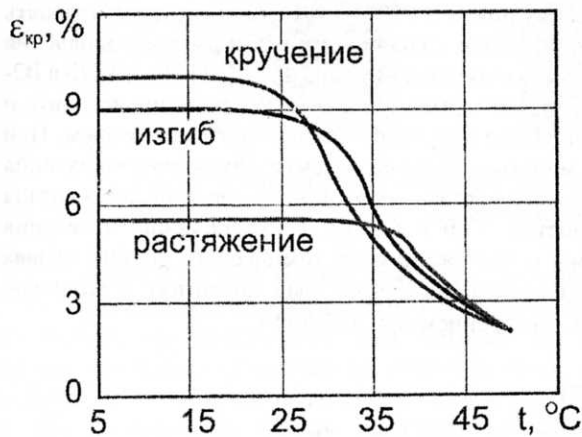


Рис. 4. Влияние температуры и схемы деформации на критическую степень деформации.

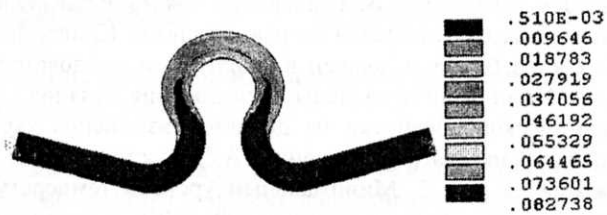


Рис. 5. Расчет эпюры деформации при нагружении конструкции фиксаторов с использованием пакета программ ANSYS 5.4 Release.

Превышение во время эксплуатации фиксаторов критической степени деформации приводит к накоплению в материале невосстановленной деформации и к снижению характеристик работоспособности имплантата. Поэтому при расчете формы конструкций имплантатов максимально действующие деформации приводились к величине критической степени деформации для соответствующих схем и температур деформации. Оптимизацию формы рабочих элементов имплантатов осуществляли с помощью компьютерного моделирования и расчета напряженно-деформированного состояния имплантатов при действии внешней нагрузки с применением метода конечных элементов (рис. 5).

Зависимость усилий компрессии от деформации фиксатора приближается к биомеханическому поведению живых тканей организма человека (костей, связок, мышечных волокон), которые он предназначен заменить или укрепить. Это обеспечивает имплантатам из никелида титана механическую совместимость с тканями организма при сохранении прочности, характерной для других металлов. Работу фиксаторов на стадиях имплантирования и эксплуатации в сверхупругом состоянии можно описать с помощью диаграммы, изображенной на рис. 6. Диаграмма построена в координатах увеличение размера L имплантата под действием внешней нагрузки (ΔL) – усилие (P). На диаграмме указаны участки кривой нагружения имплантата: I – упругая деформация, II – сверхупругая (допустимая) деформация, III – не допустимая деформация (сверхупругая деформация + деформация, обусловленная скольжением). Растяжение фиксатора выше величины $\Delta L_{кр}$, отвечающей критической степени деформации $\epsilon_{кр}$ при температуре 36,6 °C, приводит к появлению после разгрузки имплантата остаточной деформации.

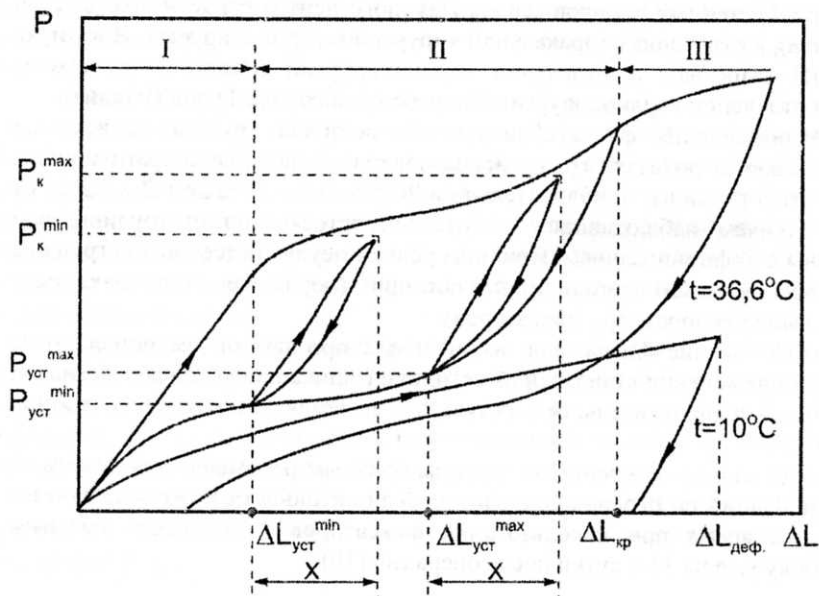


Рис. 6. Характеристики работоспособности фиксаторов для остеосинтеза грудины с ЭЗФ из нитинола.

В этой связи, можно выделить следующие силовые и деформационные характеристики работоспособности имплантатов:

- максимальная допустимая деформация $\Delta L_{\text{деф}}$ имплантата при температуре $M_{\text{д}}$, гарантирующая полное восстановление исходной формы при реализации ЭЗФ (эта величина определяется при помощи расчета с использованием температурной зависимости критической степени деформации $\epsilon_{\text{кр}}$);
- минимальное и максимальное значения установочной величины $\Delta L_{\text{уст}}$, равной отношению:

$$\Delta L_{\text{уст}} = L_{\text{уст}} - L,$$

где $L_{\text{уст}}$ – установочный размер (ширина соединяемой кости в месте установки имплантата или расстояние между точками приложения нагрузки), L – исходный размер имплантата;

- минимальная и максимальная величины усилий компрессии $P_{\text{уст}}$ после установки имплантата при соответствующей величине $\Delta L_{\text{уст}}$;
- величина допустимого растяжения X имплантата под действием внешних нагрузок в послеоперационный период;
- усилия компрессии $P_{\text{к}}$, развиваемые имплантатом в послеоперационный период при его растяжении на величину X ;
- жесткость K , характеризующая способность имплантата противодействовать внешним нагрузкам:

$$K = (P_{\text{к}} - P_{\text{уст}}) / X.$$

Деформационно-силовые характеристики работоспособности имплантатов из нитинола тесно связаны с температурными характеристиками и в значительной мере зависят от них. Объемная доля и морфология частиц богатых никелем интерметаллидов, а также субструктура В2-фазы, сформированные в результате отжига и старения сплава в процессе обеспечения требуемых температур ВФ, влияют и на силовые характеристики ЭЗФ (усилия развиваемые имплантатами при восстановлении формы в условиях противодействия). Оптимальное сочетание свойств готовых изделий достигается путем правильного выбора химического состава сплава и технологии обработки полуфабрикатов.

Чем больше содержание никеля в сплаве, тем выше усилия компрессии имплантатов. Это связано с тем, что при обеспечении имплантатам методами термической обработки сплавов температуры $A_{\text{к}}^{\text{в}} = +35 \div 36^{\circ}\text{C}$ происходит дополнительное упрочнение В2-фазы дисперсными частицами Ti_3Ni_4 . Чем больше содержание никеля в В2-фазе сплава и, соответственно, ниже температуры ВФ в исходном (отожженном) состоянии, тем большую объемную долю богатых никелем интерметаллидов необходимо выделить при старении для обеспечения требуемой температуры ВФ. В том случае, когда объемная доля интерметаллидов велика и они дисперсны происходит повышение напряжений пластической деформации по механизму скольжения. При этом механизм формоизменения материала, связанный с обратным мартенситным превращением, может протекать до более высоких напряжений, и имплантаты развивают повышенные усилия ВФ.

РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ

Фиксаторы с саморегулирующейся компрессией для остеосинтеза грудины, разработанные ИМЦ «МАТИ-Медтех», с успехом применяются в клиниках России и Европы около 10 лет. Данные фиксаторы производит ЗАО «КИМПФ» (Россия), а в Европе фирмы Nitillum и Presidia (Италия). На территории стран СНГ распространяет данные фиксаторы фирма «Ильком». Фиксаторы для остеосинтеза грудины применяются как в крупных научных медицинских центрах, так и в обычных клиниках. На сегодняшний день в научной медицинской литературе можно найти публикации [10-12], посвященные обсуждению клинических результатов применения таких фиксаторов. Наиболее крупные исследования в этой области были проведены в

отделении реконструктивной хирургии приобретенных пороков сердца Научного центра сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева РАМН (Москва), в отделениях торакальной хирургии и кардиохирургии Института хирургии им. А.В. Вишневского РАМН (Москва), в отделении кардиохирургии Медицинской школы Университета города Брешиа (Италия) и в отделении кардиохирургии Университета города Турин (Италия).

Анализ результатов (см. табл.) применения фиксаторов для остеосинтеза грудины в ведущих кардиохирургических клиниках России и Европы показал, что их использование позволило сократить число осложнений, связанных с несостоятельностью грудины, приблизительно в 20 раз: с 3 – 6 % до 0,2 – 0,3 % от общего числа проведенных операций. Причем наблюдавшиеся случаи несостоятельности грудины при использовании фиксаторов не были связаны с инфицированием. Причины редких неудач остеосинтеза грудины фиксаторами были вызваны этапом освоения новой методики имплантации (неудачная подготовка мест установки фиксаторов или неправильный выбор типоразмера фиксаторов).

Следует также добавить, что использование фиксаторов из нитинола при повторном остеосинтезе грудины после возникших осложнений при применении стандартной методики (ушивание грудины лавсановой нитью или стальной проволокой) приводило к положительному результату лечения – достижению полной состоятельности грудины.

На госпитальном этапе при обычном методе остеосинтеза грудины больным рекомендуется лежать на спине до двух месяцев. Нарушение рекомендаций по ограничению физической активности резко увеличивает вероятность прорезывания швов. В то же время при использовании фиксаторов из нитинола больным разрешается поворачиваться и лежать на боку уже на 14-е сутки после операции [10].

Таблица.

Сравнительный анализ остеосинтеза грудины после кардиохирургических операций с использованием стандартной методики (ушивание стальной проволокой или лавсановой нитью) и с использованием фиксаторов с саморегулирующейся компрессией из нитинола [10, 12]

Клиника (период наблюдений)	Показатели	Стандартная методика	Остеосинтез фиксаторами
Медицинская школа Университета г. Брешиа, Италия (1998 – 2001 гг.)	Количество наблюдений	500	500
	Пол: м/ж	254/146	278/122
	Средний возраст, лет	68	67
	Несостоятельность грудины, кол-во (%)	28 (5,6)	1 (0,2)
	из них с инфекцией, кол-во (%)	9 (1,8)	0 (0)
	из них без инфекции, кол-во (%)	19 (3,8)	1 (0,2)
НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, Россия (2004 – 2006 гг.)	Количество наблюдений	784	400
	Пол: м/ж	388/436	229/171
	Средний возраст, лет	50	48
	Несостоятельность грудины, кол-во (%)	23 (2,9)	1 (0,25)
	из них с инфекцией, кол-во (%)	13 (1,7)	0 (0)
	из них без инфекции, кол-во (%)	10 (1,3)	1 (0,25)

В настоящее время количество операций, при которых используются фиксаторы с саморегулирующейся компрессией для остеосинтеза грудины, составляет около 4000 в год и продолжает непрерывно увеличиваться.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Успех применения фиксаторов с саморегулирующейся компрессией для остеосинтеза грудины из нитинола обусловлен как свойствами сплава, так и разработанными методами конструирования, производства и клинического применения имплантатов. Оптимизация геометрии рабочего элемента конструкции, технологические способы управления структурой сплава и четко сформулированные критерии выбора типоразмеров фиксаторов позволили добиться высоких характеристик надежности имплантатов.

Сплавы на основе никелида титана в физиологических жидкостях организма обладают высокой коррозионной стойкостью на уровне титана и его сплавов, и существенно более высокой, чем у нержавеющей стали [1]. Кроме того, никелид титана имеет хорошую биологическую совместимость с тканями организма, что исключает местную реакцию тканей. В опытах «In Vitro» и «In Vivo» установлено, что он не оказывает токсического и канцерогенного влияния на организм. Фиброзная капсула вокруг имплантируемых фиксаторов не образуется [10]. Вокруг изделия через 1 - 1,5 года после имплантации образуется тонкая (0,3 - 0,5 мм)

плотная капсула, состоящая из коллагеновых волокон. Поэтому фиксаторы из нитинола могут находиться в организме человека сколь угодно долго и не требуют обязательного их удаления после восстановления костной ткани.

Фиксаторы устанавливаются на грудину по межреберьям, без дополнительной травматизации кости. При этом по сравнению с лигатурой значительно возрастает площадь контакта имплантат-кость. В процессе восстановления формы фиксатор оказывает строго дозированную нагрузку на кость, что исключает возможность «недотягивания/перетягивания» соединения, как это возможно при использовании лигатуры. Благодаря сверхупругим свойствам в случае внезапной резкой перегрузки фиксаторы играют роль демпфера. Все перечисленные факторы сводят к минимуму риски, связанные с возможностью прорезывания грудины. Благодаря этому отпадает необходимость носить специальные корсеты и значительно безопаснее становится откашливание больных.

Поскольку для установки фиксаторов не требуется прокалывать грудину, как это обычно делается при ее ушивании лавсановой нитью, то в случае инфицирования поверхностных тканей вероятность проникновения инфекции в кость уменьшается. Известно, что в присутствии лавсана могут усиливаться скорость инфицирования и патогенность микроорганизмов и поэтому лавсановая нить играет роль «проводника» инфекции в канал отверстия грудины.

Немаловажным является и то, что наличие фиксаторов из нитинола в организме не препятствует проведению диагностических процедур, таких как компьютерная томография и магнитно-резонансная томография [10].

ЛИТЕРАТУРА

1. К. Ооцука, К. Симидзу, Ю. Судзуки и др.: «Сплавы с эффектом памяти формы». Пер. с японск., Москва, Металлургия, 1990, 224 с.
2. Ilyin A.A., Kollerov M.Yu.: «Titanium alloys: materials and technologies. Advanced alloys with shape memory effect», Korea-Russia Joint Seminar on Composite Technology, Changwon, 1997, p.199-208
3. Гюнтер В.Э., Итин В.И., Монасевич Л.А. и др.: «Эффекты памяти формы и их применение в медицине», Новосибирск: Наука. Сиб. отд-ние, 1992, 742 с.
4. Culliford A.T., Cunningham J.N., Zeff R.H., Isom O.W., Teiko P., Spencer F.C. Sternal and costochondral infections following open heart surgery: a review of 2,594 cases. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1976; 72: 714-726.
5. Ильин А.А., Коллеров М.Ю., Хачин В.И., Гусев Д.Е. Медицинский инструмент и имплантаты из никелида титана: металлведение, технология, применение // *Металлы*. 2002. №3. С.105-110.
6. Ilyin A., Kollerov M., Davydov E., Gazzani R., Gusev D. Production and application features of implants from nitinol with shape memory effect // *The 9th World Conference on Titanium*. St. Petersburg, 1999. CRISM "Prometey". 2000. PP.1223-1229.
7. Centofanti P., La Torre M., Barbato L., Verzini A., Patane F., Summa M. Sternal closure using semirigid fixation with thermoreactive clips // *Ann Thorac Surg* 2002;74:943-5.
8. Ильин А.А., Коллеров М.Ю., Гусев Д.Е., Попов А.А. Возможности управления свойствами эффекта запоминания формы сплавов на основе никелида титана для использования в медицине // *Технология легких сплавов*. 2002. №3. С. 23-29.
9. Ильин А.А., Польшкин И.С., Коллеров М.Ю., Файнброн А.С., Фридман А.Г., Гусев Д.Е., Харитоновна М.З. Технология производства полуфабрикатов из сплава ТН1 на основе никелида титана с регламентированной структурой и термомеханическими свойствами / В сб. тр. Международной конференции «Ti-2007 в СНГ», Украина, Киев, 2007г., с. 214-221.
10. Асатрян Т.В., Какхцян П.В., Коллеров М.Ю., Ильин А.А., Скопин И.И. Использование фиксаторов с саморегулирующейся компрессией для остеосинтеза грудины при операциях на сердце // *Грудинная и сердечно-сосудистая хирургия*, №4, 2007, с. 24-28.
11. Centofanti P., La Torre M., Barbato L., Verzini A., Patane F., Summa M. Sternal closure using semirigid fixation with thermoreactive clips // *Ann Thorac Surg* 2002;74:943-5.
12. Negri A, Manfredi J, Terrini A, Rodella G, Bisteri G, Quarra S, Muneretto C. Prospective evaluation of a new sternal closure method with thermoreactive clips. / *Eur.J.Cardiothorac.Surg*. 2002 Oct; 22(4):571-575.
13. Вильямс Д.Ф., Роуф Р. Имплантаты в хирургии: Пер. с англ. - М.: Медицина, 1978. - 552 с.