

ЦЕНТРАЛЬНЫЙ  
НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ИНСТИТУТ  
ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ  
им. Н.Н. ПРИОРОВА

---



# В Е С Т Н И К

## ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ

ИМЕНИ Н.Н.ПРИОРОВА

---

*Ежеквартальный научно-практический журнал*

---

Главный редактор С.П. МИРОНОВ

### РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ:

В.В. АЗОЛОВ, М.А. БЕРГЛЕЗОВ, С.Т. ВЕТРИЛЭ, И.Г. ГРИШИН,  
В.В. КЛЮЧЕВСКИЙ, Н.В. КОРНИЛОВ, И.С. КОСОВ, Г.П. КОТЕЛЬНИКОВ,  
В.Н. МЕРКУЛОВ, Л.К. МИХАЙЛОВА, А.К. МОРОЗОВ,  
Х.А. МУСАЛАТОВ, Г.И. НАЗАРЕНКО, З.Г. НАЦВЛИШВИЛИ, В.К. НИКОЛЕНКО,  
Г.А. ОНОПРИЕНКО, С.С. РОДИОНОВА, А.С. САМКОВ, А.И. СНЕТКОВ,  
В.А. СОКОЛОВ, Л.А. ТИХОМИРОВА, В.В. ТРОЦЕНКО (зам. главного редактора),  
М.Б. ЦЫКУНОВ (отв. секретарь), Н.А. ШЕСТЕРНЯ

2  
*апрель-июнь*  
2002



МОСКВА • ИЗДАТЕЛЬСТВО «МЕДИЦИНА»

## БИОЛОГИЧЕСКИ И МЕХАНИЧЕСКИ СОВМЕСТИМЫЕ ИМПЛАНТАТЫ ИЗ НИКЕЛИДА ТИТАНА В ЛЕЧЕНИИ ПОВРЕЖДЕНИЙ ГРУДНОГО И ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛОВ ПОЗВОНОЧНИКА

А.А. Ильин<sup>2</sup>, М.Ю. Коллеров<sup>2</sup>, С.В. Сергеев<sup>1</sup>, Н.В. Загородний<sup>1</sup>,  
Э.Б. Раднаев<sup>1</sup>, А.М. Невзоров<sup>2</sup>, А.В. Джоджуа<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Российский университет дружбы народов

<sup>2</sup>Инженерный медицинский центр «МАТИ—Медтех», Москва

*На базе концепции биомеханической и биохимической совместимости имплантатов из никелида титана с тканями организма обосновано применение конструкций из этого материала, обладающего эффектом памяти формы и сверхупругостью, в лечении неосложненных компрессионных переломов грудного и поясничного отделов позвоночника. Фиксаторы, выполняющие роль «эндопротезов» поврежденного заднего связочного аппарата сегмента, благодаря сверхупругим свойствам обеспечивают возможность ранней активизации и реабилитацию больных без грубого нарушения функциональной подвижности позвоночника в послеоперационном периоде. На основе анализа результатов лечения 32 больных с переломами тел позвонков доказана эффективность задней фиксации скобами из никелида титана по соответствующим показаниям.*

*Based on the concept of «biomechanic and biochemic» compatibility of nikelide Ti implants with body tissues the application of devices with form memory effect as well as superelasticity for the treatment of uncomplicated compressive fractures of thoracic and lumbar spine was substantiated. Fixators played the role of so called «endoprotheses» for the injured posterior ligamentous apparatus resulted from superelasticity. In cases without severe disorders of spine mobility in postoperative period those fixators allowed early activation and rehabilitation of patients. On the basis of clinical outcomes of 32 patients with vertebral body fractures efficacy of posterior fixation by nikelide Ti brackets has been proven.*

Эволюция лечения неосложненных компрессионных переломов тел нижних грудных и поясничных позвонков выявила многочисленные противоречия при определении лечебной тактики.

Так, консервативное лечение, основанное на классических методах функциональной терапии, предусматривает использование внешней иммобилизации и развитие естественного мышечного «корсета». При этом важное значение придается ранней функциональной активизации больного (лечебная гимнастика, направленная на тренировку мышц спины, ношение облегченных ортезов). Отдаленные результаты у большинства пациентов, лечившихся консервативно, благоприятные — восстановление функции поврежденного сегмента позвоночника и возвращение к прежнему уровню жизненной активности [11]. Вместе с тем, по данным Г.С. Юмашева и Л.Л. Силина [18], Я.Л. Цивьяна [16], J. Mumford [29] и др., имеют место и неудовлетворительные исходы в виде хронических болей, нарушения подвижности позвоночника, периферических неврологических расстройств. Эти проявления укладываются в симптомокомплекс посттравматического спондилита Кюммеля, что и служит основанием для расширения показаний к хирургическому лечению неосложненных переломов позвоночника [29].

Создание имплантатов для задней фиксации поврежденного сегмента позвоночника, таких как пластина Каплана—ЦИТО, стяжка Цивьяна—Рамиха, фиксатор Ткаченко, привело к развитию отечественной школы хирургического лечения травматических повреждений позвоночника [2]. В 1971 г. Г.С. Юмашев и Л.Л. Силин [18] предложили фиксацию позвоночника лавсановой лентой как малотравматичный метод восстановления его заднего связочного аппарата. Однако анализ отдаленных результатов фиксации грудного и поясничного отделов позвоночника перечисленными выше имплантатами, проведенный за 30-летний период, показал несостоятельность этих методов фиксации в 25,2% случаев и выявил образование вторичных деформаций, зачастую приводящих к вторичной компрессии спинного мозга [1].

С 60-х годов в вертебрологии стали активно применяться оригинальные фиксаторы в виде транспедикулярных винтов, соединяемых штангами или пластинами. Основное отличие данного метода заключалось в более прочной фиксации поврежденного сегмента позвоночника за счет стабилизации не только задней колонны, но и всего поврежденного сегмента. Это усложнило технику операции, потребовало использования электронно-оптического преобразователя и рентгенопрозрачного стола,

а само выполнение оперативного вмешательства — высокой хирургической квалификации [3, 27, 30]. Опыт применения транспедикулярных имплантатов выявил ряд отрицательных сторон «жесткой» транспедикулярной фиксации. Циклические нагрузки, испытываемые имплантатом, приводили к конфликту на границе имплантат—кость и между стыковочными элементами конструкции [9]. Появились сообщения о разрушении кости в местах проведения транспедикулярных винтов, миграции и разрушении фиксаторов [27]. Отсутствие при нагрузке—разгрузке обратимой деформации, соответствующей деформационным характеристикам живых тканей, является одной из основных причин разрушения металлических имплантатов [4].

В этой связи заслуживает внимания «динамическая» система «Dynesys» (фирма «Sulzer»). Однако использование этой дорогостоящей системы фиксации ограничено дегенеративно-дистрофическими заболеваниями позвоночника, применение же ее при компрессионных переломах позвонков весьма проблематично [23].

Конструкция для фиксации поврежденного сегмента позвоночника может считаться оптимальной, если она отвечает двум основным требованиям: 1) способна иммобилизовать поврежденный сегмент до фазы заживления; 2) обеспечивает распределение осевой нагрузки таким образом, чтобы имплантат и анатомические структуры несли ее солидарно [25].

С 70-х годов в нашей стране появились работы по использованию фиксаторов из никелида титана — материала, обладающего сверхупругостью и эффектом памяти формы (Поленичкин В.К. и соавт., 1979; Котенко В.В. и соавт., 1987; Зильберштейн Б.М., 1992; Давыдов Е.А., 1995). Были созданы имплантаты для задней фиксации позвоночника, сочетающие в себе биохимическую и биомеханическую совместимость с тканями организма [12, 16]. По данным Б.М. Зильберштейна [6], в клинике Новосибирского НИИТО 40 больным с неосложненными переломами тел нижнегрудного и поясничного отделов позвоночника были произведены операции с использованием фиксатора-стяжки из никелида титана, который имел изгиб в середине конструкции для демпфирования осевых нагрузок. Результаты прослежены в течение 5 лет: у 5 больных произошел перелом конструкций, у остальных получен хороший результат.

Ограниченное применение фиксаторов из никелида титана в травматологических клиниках объясняется рядом факторов: сложностью металлургического производства этого сплава и технологии доработки полуфабриката до изделия с гарантированными температурами срабатывания, отсутствием анализа и оптимизации конструкций с точки зрения биомеханического поведения. Это затрудняет определение области использования рассматриваемых имплантатов и ограничивает их

конкурентоспособность с имплантатами из распространенных конструкционных материалов [20]. Наконец, конструкции не были унифицированы и выпускались в единичных экземплярах.

При устранении перечисленных недостатков использование имплантатов, обладающих термомеханической памятью, может быть достаточно обоснованным. Имплантаты из никелида титана могут найти широкое применение прежде всего при лечении неосложненных переломов позвоночника, заполнив эту «нишу» в вертебральной хирургии [13, 19, 26].

Целью настоящего исследования были разработка и применение имплантатов из никелида титана в клинической практике.

#### МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

При разработке комплекта имплантатов мы исходили из следующих основных положений:

1) механическое поведение фиксаторов должно быть подобно поведению тех структур (костных, хрящевых и др.), которые фиксатор заменяет или укрепляет. Иными словами, поведение фиксаторов, предназначенных для остеосинтеза или крепления костных трансплантатов, должно соответствовать механическому поведению кости, а фиксаторов, замещающих связочные структуры, — механическому поведению связок;

2) фиксаторы должны давать возможность поврежденным структурам функционировать пожизненно, не вызывая грубого нарушения функциональной подвижности позвоночника.

Для реализации этих положений была разработана математическая модель, которая позволила методом конечных элементов проводить расчет механического поведения фиксаторов, оптимизацию их конструкции и геометрических параметров для обеспечения требуемых силовых и деформационных характеристик [8]. Это дало возможность рассмотреть множество вариантов конструкций, диаметров проволоки, из которой их можно произвести, размеров силовых и крепежных элементов. На ряде конструкций проведена экспериментальная проверка методик и результатов расчетов.

Было показано, что поведением, наиболее близким к механическому поведению кости, обладают П-образные фиксаторы, а хрящевым и связочным структурам соответствуют петельные конструкции (рис. 1).

Кроме того, разработана система оценки характеристик работоспособности фиксаторов как на этапе установки, так и в период эксплуатации. Так, фиксатор после охлаждения до температур ниже Мд (максимальная температура срабатывания), равной 10°C, может быть легко деформирован на величину  $\Delta$ деф. (рис. 2). Эта величина не должна быть превышена, поскольку в противном случае может произойти неполное восстановление формы фиксатора при нагреве [7].

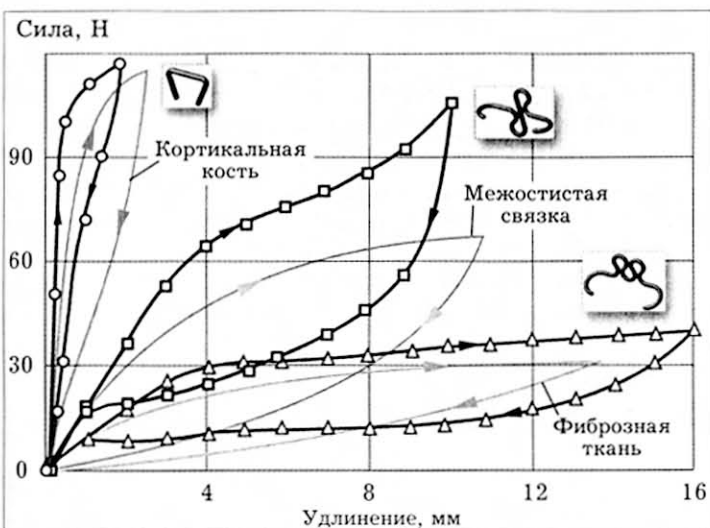


Рис. 1. Механическое поведение имплантатов из никелида титана.

Деформированный фиксатор устанавливают на костные структуры или в подготовленные каналы, расстояние между которыми превышает исходный размер фиксатора на величину  $\Delta_{\text{дуст}}$ . Она выбирается таким образом, чтобы после нагрева за счет тепла человеческого тела или за счет орошения теплым физиологическим раствором (от 45 до 50°C) фиксатор развивал компрессию в пределах  $F_{\text{min}} - F_{\text{max}}$ , а в процессе эксплуатации при функциональных перемещениях позвоночного двигательного сегмента изменение размера фиксатора на величину  $\pm \Delta_{\text{цикл}}$  не приводило к смещению за область надежной работоспособности фиксатора и усилия компрессии не выходили за интервал  $P_{\text{max}} - P_{\text{min}}$ . При этом жесткость противодействия фиксатора внешним нагрузкам можно оценить как:  $K = (P_{\text{max}} - P_{\text{min}}) : 2 \Delta_{\text{цикл}}$ .

Таким образом, у фиксаторов из никелида титана есть технологические параметры ( $M_d$ ,  $\Delta_{\text{деф}}$ ,  $\Delta_{\text{дуст}}$ ), определяющие его правильную деформацию и установку, и есть функциональные характеристики, главными из которых являются усилия компрессии и жесткость конструкции ( $F_{\text{min}}$ ,  $F_{\text{max}}$ ,  $K$ ).

Для определения требуемого уровня этих характеристик было проведено моделирование биомеханического поведения позвоночного двигательного сегмента при различных видах функциональных движений. За основу модели взята известная трехосевая схема с соответствующим распределением нагрузок (рис. 3).

Выполненные расчеты показали, что при повреждении тел, дуг, суставных и остистых отростков позвонков и их связочно-хрящевых аппаратов, происходящем в результате травмы либо при операции (ламинэктомии), углы соответствующих смещений позвоночного двигательного сегмента увеличиваются от 2 до 5°. При сохранении общей стабильности позвоночника это может приводить к травмированию спинного мозга с вытекающими отсюда последствиями.

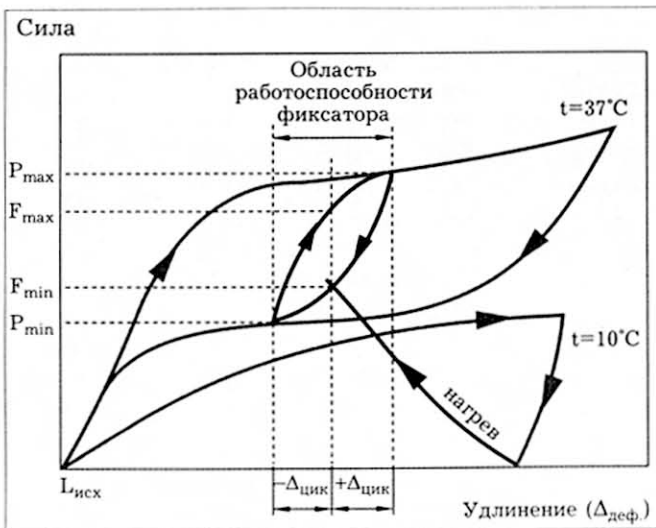


Рис. 2. Характеристики работоспособности имплантатов с саморегулируемой компрессией.

Установка фиксаторов за сохранные дуги или остистые отростки позвонков позволяет уменьшить смещения до 70–90% от величин смещения нормального позвоночного двигательного сегмента. Применяя фиксаторы с различной величиной компрессии и жесткости и меняя место их установки, можно обеспечить фиксацию позвоночника с требуемой степенью функциональной стабильности. Последняя достигается сразу после оперативного вмешательства. В течение 3–4 нед на месте разрушенных структур образуется соединительная

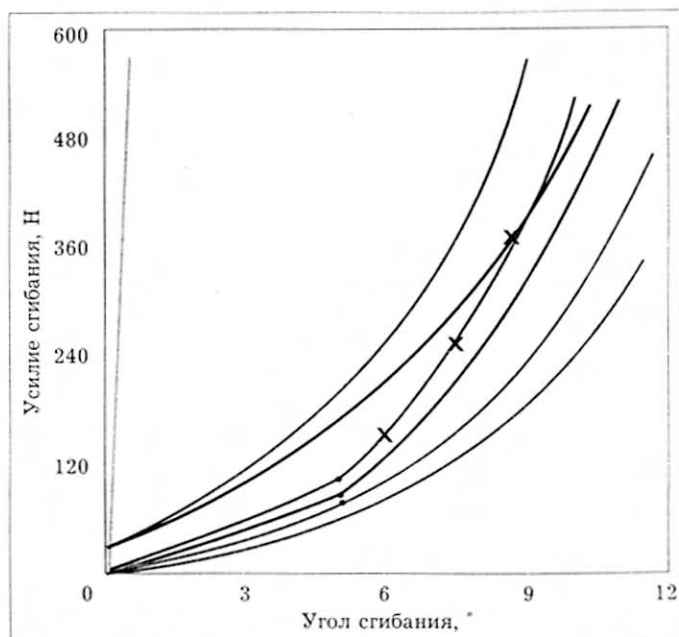


Рис. 3. Биомеханическое поведение поясничного отдела позвоночника в различных условиях.

— здоровый позвоночный сегмент (x — данные испытания фирмы «Waldemar Link»); — разрыв межостистой и надостистой связок; — после ламинэктомии; — отсутствие задних связочных структур; — с установкой стяжки Цивьяна—Рамиха; — случай с установкой двух фиксаторов типа А за дуги позвонков; — случай с установкой одного фиксатора типа С за остистые отростки.

ткань, которая включается в работу позвоночного сегмента параллельно фиксатору. Поэтому величина соответствующих смещений позвоночного сегмента уменьшается до 40–60% от смещений здорового сегмента. В результате нагрузка, действующая на фиксатор, по мере восстановления тканей постепенно снижается. Проведенные расчеты и последующие клинические испытания показали, что во многих случаях (за исключением множественных компрессионных переломов тел позвонков) можно отказаться от внешней иммобилизации сразу после операции, а после окончания реабилитационного периода фиксаторы лишь незна-

чительно снижают функциональную подвижность позвоночника и могут не удаляться.

В итоге был разработан комплект фиксаторов КИМПФ–ДИ, включающий 5 видов фиксаторов 23 типоразмеров и инструменты, необходимые для выбора нужного типоразмера, деформирования и установки фиксаторов (рис. 4). *Петельные фиксаторы* 10 типоразмеров (А1–А10) предназначены для установки за дуги позвонков. Они развивают умеренную компрессию и жесткость. *Беспетельные фиксаторы* 6 типоразмеров (Д1–Д6) при тех же исходных размерах, что и петельные конструкции, обладают несколько большими усилиями компрессии и жесткостью и также устанавливаются за дуги позвонков. *Межпозвоночные фиксаторы* 3 типоразмеров (С1–С3) могут быть установлены за остистые отростки позвонков и при этом создают такую же компрессию и жесткость противодействия внешним нагрузкам, что и беспетельные фиксаторы.

Перечисленные виды фиксаторов позволяют стабилизировать один и более позвоночных двигательных сегментов, замещая или укрепляя связочный аппарат задних структур позвоночника, и могут быть использованы при компрессионных переломах, а также при ламинэтомии по поводу заболеваний спинного мозга.

При установке фиксаторов применяется специальный инструментарий: шаблон-измеритель — для измерения расстояния между остистыми отростками, дугами позвонков и выбора типоразмера фиксатора; проводник-распатор — для скелетирования и подрезания дуг позвонков и остистых отростков перед установкой фиксатора; зажимы — для захвата и установки фиксатора; шаблон-ретрактор — для регламентированной деформации петельных и беспетельных фиксаторов перед установкой.

Показанием к задней оперативной стабилизации фиксаторами-стяжками из никелида титана были неосложненные компрессионные переломы тел позвонков грудного и поясничного отделов с повреждением заднего связочного аппарата и компрессией не более 30% высоты тела. Противопоказаниями являлись «взрывные» переломы тел позвонков и переломовывихи с повреждением двух и более опорных колонн [22] и тяжелой нестабильностью, требующие «жесткой», разгрузочной фиксации имплантатами, несущими основную опорную нагрузку [21].

За период с 1999 по 2001 г. в травматологическом отделении Московской городской клинической больницы № 20 оперированы 32 больных с компрессионными переломами тел нижнегрудных и поясничных позвонков. У 12 (37,5%) больных был перелом L1 позвонка, у 9 (28,1%) — T12, у 2 (6,3%) — L2, у 1 (3,1%) — L3, у 3 (9,4%) больных — одновременно T12 и L1 и у 5 (15,6%) — L1 и L2 позвонков. Немаловажным фактором является то, что операции производились пациентам трудоспособ-

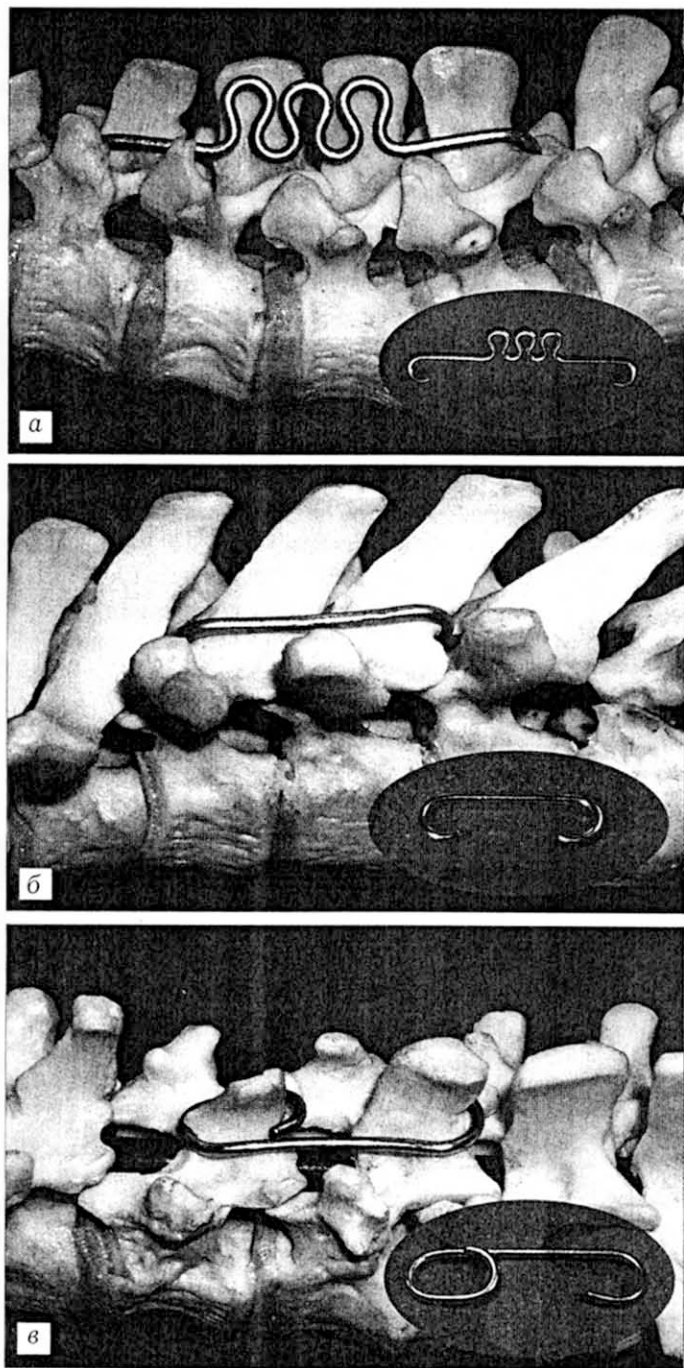


Рис. 4. Фиксаторы из никелида титана КИМПФ–ДИ: а — петельный (тип А), б — беспетельный (тип Д), в — межпозвоночный (тип С).

ного возраста (от 20 до 52 лет), которым было необходимо раннее восстановление функции позвоночника, так как их профессия была связана с активным физическим трудом.

Обследование пострадавших, помимо клинического осмотра, стандартных анализов и тестов, включало компьютерную и магнитно-резонансную томографию. Эти методы исследования применялись с целью уточнения и детализации повреждений позвоночного сегмента и выбора тактики лечения [10]. КТ позволяла более четко визуализировать повреждения тела и задних костных структур позвонка, а применение бипланарной реконструкции давало возможность одновременно увидеть структуру опорных колонн, форму позвоночного канала, соотношение суставных и остистых отростков и объективно оценить тяжесть костной деструкции поврежденного сегмента. С помощью МРТ у всех 32 больных был достоверно установлен разрыв над- и межостистых связок поврежденных сегментов.

#### Техника операции

Операция выполняется под эндотрахеальным наркозом. Положение больного — лежа на животе, что при использовании ортопедического стола позволяет осуществить реклинацию позвоночника под контролем электронно-оптического преобразователя. Делают линейный разрез над остистыми отростками поврежденного и соседних позвонков, выделяют задние костные структуры, производят с помощью проводника-распатора щадящее скелетирование дуг или остистых отростков соседних позвонков, за которые планируется зацепить крючки фиксатора. Фиксаторы следует подбирать, используя шаблоны-измерители. Подобранный фиксатор захватывают зажимом и охлаждают в стерильном физиологическом растворе температурой 10–15°C не менее 30 с.

Техника установки того или иного вида фиксатора имеет свои особенности. *Петельный фиксатор типа А* деформируют шаблоном-ретрактором. Деформированный фиксатор заводят одним крючком за дугу позвонка так, чтобы плоскость его петель была параллельна остистым отросткам позвонков. Затем заводят второй крючок фиксатора за дугу другого позвонка. Мы производили фиксацию за дуги позвонков билатерально для обеспечения равномерного распределения нагрузок на позвоночный сегмент при движениях. *Межпозвоночный фиксатор типа С* после охлаждения захватывают за спинку одним зажимом, а другим зажимом разгибают петлю отклонением на 45° к плоскости исходного фиксатора и отгибают крючок (полупетлю). При установке фиксатора петля должна обвивать вышерасположенный остистый отросток позвонка, а крючок (полупетля) — нижерасположенный отросток. *Беспетельный фиксатор типа Д* после охлаждения деформируют шаблоном-ретрактором, за-

водят одним крючком за дугу позвонка, затем заводят второй крючок за дугу другого позвонка.

После установки фиксатора любого типа производят орошение подогретым до 45–50°C стерильным физиологическим раствором, под воздействием которого имплантат принимает свою первоначальную форму, фиксируя поврежденный сегмент позвоночника. Осуществляют тщательный гемостаз и послойно ушивают рану, оставляя трубчатый дренаж с аспирационным устройством.

Из 32 наших больных у 19 (59,4%) был установлен фиксатор типа А, у 8 (25%) — типа С и у 5 (15,6%) — типа Д.

Операции на задних костных структурах позвоночника сопровождаются значительной кровопотерей (особенно при скелетировании дуг и остистых отростков), которая достигает 500 мл и более. В связи с этим мы использовали метод интраоперационного забора аутокрови с гиперволемической гемодилюцией. Непосредственно перед операцией на операционном столе после анестезии у больного производили забор крови в количестве 300–500 мл (в зависимости от возраста и общего состояния пациента). Забранную кровь сразу же замещали кристаллоидными растворами (соотношение кровь:кристаллоиды 1:3). Аутокровь возвращали пациенту по мере необходимости в процессе операции или в конце ее — после окончательного гемостаза. При своевременном восполнении ОЦК гемодилюция до значения гематокрита 25% допустима и не опасна для жизни и здоровья пациента. Восстановление нормальных показателей красной крови при использовании описанного метода происходило у больных в 2,5 раза быстрее, чем при применении донорской крови [14].

Пациентов активизировали на 2-е сутки после операции, назначали курс лечебной гимнастики, направленной на укрепление мышечного «корсета». Средний срок пребывания больных в стационаре после операции составил 12 дней. При выписке больным запрещали сидеть в течение 3 мес. Внешнюю иммобилизацию корсетами не рекомендовали. Лечебная гимнастика в амбулаторных условиях являлась основным методом реабилитации.

#### РЕЗУЛЬТАТЫ

При оценке результатов лечения использовали следующие критерии: наличие болевого синдрома (P — pain) и возвращение к трудовой деятельности (W — work) (шкала Denis, 1984), величину остаточной кифотической деформации, ограничение объема движений в грудном и поясничном отделах позвоночника (в процентах от среднефизиологической нормы). Результаты лечения оценивали по 3-балльной системе — хороший, удовлетворительный, неудовлетворительный [22].

Хороший исход лечения: больной не предъявляет жалоб на локальные и корешковые боли (P1), величина послеоперационной кифотической деформации не превышает 10°, движения в

позвоночнике восстановились полностью или имеется их ограничение не более 10% от среднефизиологической нормы, пациент вернулся к прежней работе (W1).

Больная Б., 34 лет, диагноз: неосложненный компрессионный перелом тела L3 позвонка. Травму получила в результате падения с высоты 2-го этажа (рис. 5, а). На 7-е сутки после травмы произведено оперативное вмешательство: реклинация, фиксация скобами типа А за дуги L2-L4 позвонков. При контрольном осмотре через 1 год прогрессирования кифотической деформации не отмечается, ограничения объема движений нет, боли не беспокоят (рис. 5, б). Результат лечения расценен как хороший.

Удовлетворительный исход: возникают умеренно выраженные локальные и корешковые боли, иногда требующие применения анальгетиков, но не влияющие на жизненную активность (P2-P3), остаточная кифотическая деформация в пределах 10-20°, ограничение движений на 10-20% по сравнению со среднефизиологической нормой, пациент вернулся к прежней работе с ограничением ее тяжести или сменил работу на менее тяжелую (W2-W3).

Неудовлетворительный исход: имеются боли от среднеинтенсивных до постоянных выраженных, требующих систематического применения анальгетиков (P4-P5), остаточная кифотическая деформация составляет 20° и более, движения ограничены на 20% и более по сравнению со среднефизиологической нормой, пациент способен работать неполное время или нетрудоспособен вообще (W4-W5).

У 17 (53%) больных результат лечения расценен как хороший, у 15 (47%) — как удовлетворительный (отмечался умеренно выраженный болевой синдром, не влиявший на жизненную активность). Прогрессирования кифотической деформации, поломки и миграции конструкций не произошло ни у одного из 32 больных.

Полученные результаты позволяют говорить об эффективности метода фиксации конструкциями из никелида титана при компрессионных переломах грудного и поясничного отделов позвоночника.

#### ОБСУЖДЕНИЕ

Стабилизация позвоночника металлическими имплантатами используется в хирургии с начала XX века. При этом главными требованиями, предъявляемыми к материалам для изготовления металлических конструкций, являются высокая коррозионная стойкость и соответствующая прочность. Ради последней зачастую забывали о недостаточной биологической инертности, например, легированных сталей и кобальтовых сплавов. Кроме того, лишь в последнее время стал детально рассматриваться вопрос о механической совместимости имплантата и структур позвоночника [5]. Из-за высоко-

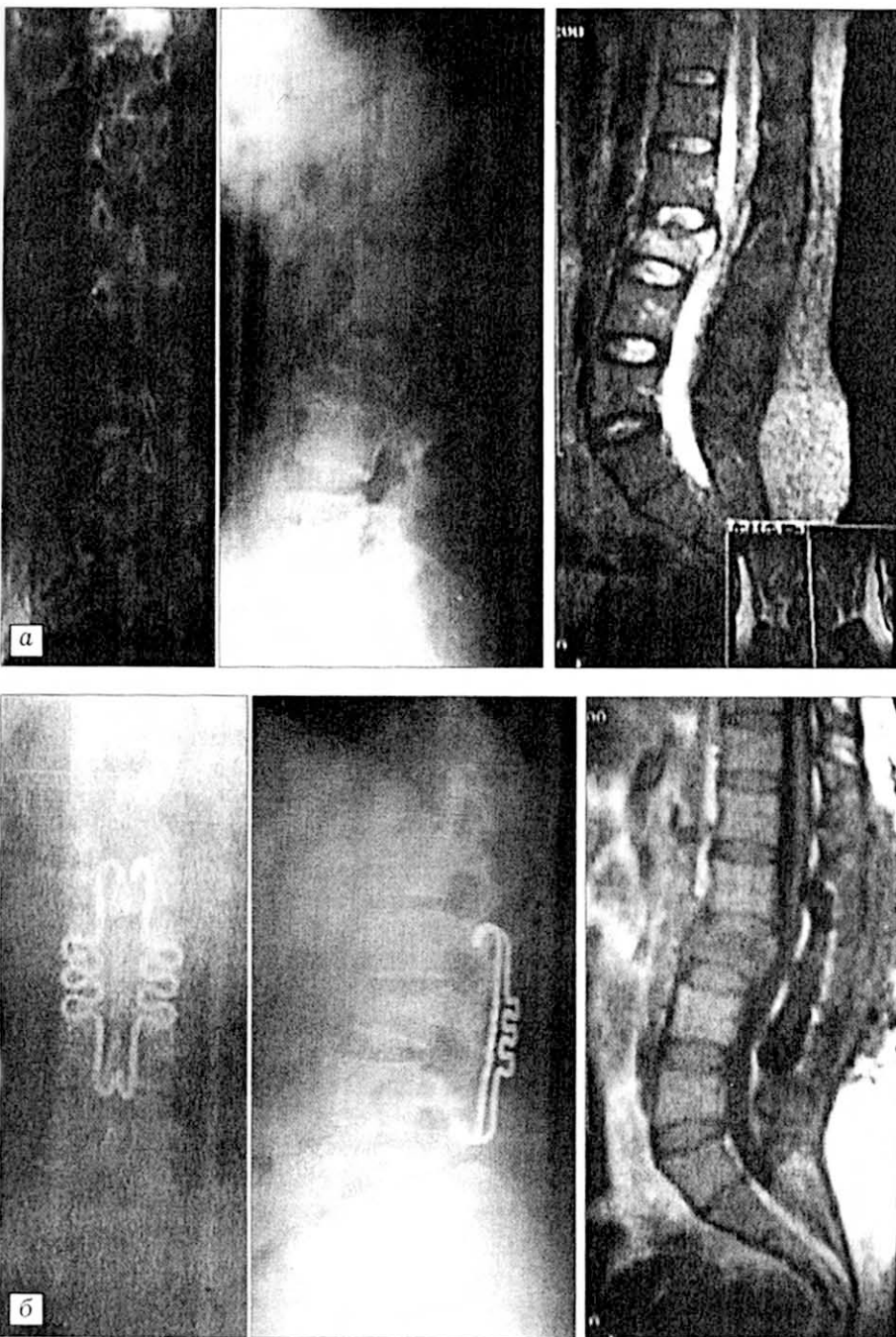


Рис. 5. Рентгенограммы и магнитно-резонансные томограммы больной Б. с неосложненным компрессионным переломом L3 позвонка. а — до операции; б — через 1 год после операции.

го модуля упругости металла основная часть нагрузки в послеоперационный период приходится на имплантат и места его крепления к позвонкам. Сами связочно-хрящевые структуры практически не работают, а функциональная подвижность позвоночника отсутствует [24, 31]. Эта ситуация рано или поздно приводит либо к разрушению имплантата или винтов, либо к повреждению костных структур.

С 70–80-х годов в практической хирургии стали применяться такие материалы, как никелид титана, механическое поведение которых приближается к поведению тканей организма [28, 32]. При определенной температуре, которая может быть равна температуре тела человека, подобные сплавы проявляют сверхупругие свойства: значительные деформации (до 12%), возникающие при нагрузке, устраняются при разгрузке [15]. При этом механическое поведение сплавов приближается к поведению костных структур. Кроме того, эти сплавы обладают эффектом памяти формы, когда имплантат после охлаждения и деформации при последующем нагревании в заданном температурном интервале восстанавливает свою первоначальную форму. Если внешнее противодействие препятствует возвращению к первоначальной форме, то в образце развиваются стойкие реактивные напряжения, приводящие к возникновению компрессионных усилий [17].

Исходя из анализа наших клинических наблюдений, мы полагаем, что задняя фиксация фиксаторами-стяжками из никелида титана при осложненных компрессионных переломах тел позвонков с повреждением заднего связочного комплекса является вполне обоснованной с точки зрения биомеханики позвоночного двигательного сегмента. Стабилизируя поврежденный сегмент, имплантат не создает его функционального «выключения», а равномерно распределяет нагрузку между фиксированным отделом позвоночника и металлической конструкцией. По нашему мнению, для равномерного распределения нагрузок целесообразна двусторонняя фиксация за дуги, входящие в так называемое «силовое кортикальное кольцо» позвонка.

По данным Б.М. Зильберштейна [6], после удаления фиксатора отмечается тенденция к увеличению кифотической деформации. Это косвенно свидетельствует о том, что пока фиксатор находится в организме, он продолжает работать и поддерживать функциональную стабильность позвоночного двигательного сегмента. Поэтому удаление его без специальных показаний представляется нам нецелесообразным.

Разработанный набор фиксаторов КИМПФ-ДИ, состоящий из достаточно простых в установке силовых элементов, позволяет произвести функциональную стабилизацию позвоночника и сократить сроки реабилитации больных, не прибегая к дополнительной наружной иммобилизации.

## Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Аганесов А.Г. //Margo Anterior. — М., 2000. — N 5–6. — С.1–2.
2. Берснев В.П., Давыдов Е.А., Кондаков Е.Н. Хирургия позвоночника, спинного мозга и периферических нервов. — СПб, 1998. — С. 170–172.
3. Ветрилэ С.Т., Колесов С.В., Борисов А.К., Кулешов А.А., Швец В.В. //Вестн. травматол. ортопед. — 2001. — N 2. — С. 45–50.
4. Гюнтер В.Э., Сысолятин П.Г., Дамбаев Г.Ц. //Вестн. РАМН. — 1999. — N 10. — С. 20–22.
5. Зильберштейн Б.М. //Актуальные вопросы вертебрологии: Сб. науч. трудов. — Л., 1988. — С. 38–41.
6. Зильберштейн Б.М., Гюнтер В.Э., Итин В.И. //Все-рос. съезд травматологов-ортопедов, 5-й: Материалы. — Ярославль, 1990. — Ч. 2. — С. 170–172.
7. Ильин А.А., Коллеров М.Ю., Шинаев А.А., Головин И.С. //Металловедение и термическая обработка металлов. —1998. — N 4. — С. 12–16.
8. Коллеров М.Ю., Крастилевский А.А., Гусев Д.Е., Матвеев А.В. //Научные труды МАТИ им. К.Э. Циолковского. — М., 2000. — Вып. 3. — С. 37–41.
9. Лелявин В.Н., Замулин Ю.А. //Современные минимально инвазивные технологии: Материалы 6-го междунар. симпозиума. — СПб, 2001. — С. 320.
10. Минасов Б.Ш., Серов О.В., Матросов В.А., Кантюкова Г.А., Файрузова Л.М. Лучевая диагностика повреждений и заболеваний позвоночника. — Уфа, 1999. — С. 17–34.
11. Охотский В.П., Сергеев С.В. //Ортопед. травматол. — 1986. — N 1. — С. 36–40.
12. Пахоменко Г.С. //Имплантаты с памятью формы. — Томск, 1992. — N 4. — С. 8–9.
13. Руководство по остеосинтезу фиксаторами с термомеханической памятью. Компрессирующие скобы и кольцевидные фиксаторы /Под ред. В.В. Котенко. — Новокузнецк, 1996. — Ч. 2. — С. 84–86.
14. Сергеев С.В., Джоджуа А.В., Абдулхабилов М.А., Зеленкина Л.И. //Бескровная хирургия на пороге XXI века: Материалы междунар. конф. — М., 2000. — С. 75–80.
15. Хачин В.Н., Пушин В.Г., Кондратьев В.В. Никелид титана: структура и свойства. — М., 1992. — С. 160.
16. Цивьян Я.Л., Зильберштейн Б.М., Гюнтер В.Э., Итин В.И. //Сверхупругость, эффект памяти формы и их применение в новой технике: Тезисы 5-й Всесоюз. конф. — Томск, 1985. — С. 165.
17. Эффекты памяти формы и их применение в медицине /Под ред. Л.А. Монасевича. — Новосибирск, 1992. — С. 742.
18. Юмашев Г.С., Силин Л.Л. Повреждения тел позвонков, межпозвонковых дисков и связок. — Ташкент, 1971. — С. 138–175.
19. Benschmann G., Baumgart F., Haasters J. //Med. Focus. — 1983. — Vol. 3 — P. 9–14.
20. Castelmann L.S., Metzkin S.M., Alicandi T.O. et al. //J. Biomed. Mater. Res. — 1976. — Vol. 10. — P. 365–731.
21. Cunningham B.W., Seftor J.S., Shono Y., McAfee P.S. //Spine. — 1993. — Vol. 18. — P. 1677–1688.
22. Denis F. //Clin. Orthop. — 1984. — N 189. — P. 65–76.
23. Dubois G., Germy B., Schaerer N.S., Fennema P. Lumbar segmental instability. — Philadelphia, 1999. — P. 233–240.
24. Goel V. K., Lim T., Gwon J. et al. //Presented at the 38 Annual Meeting Orthop. Res. Soc. — Washington, 1992. — P. 17–20.



25. Goel V.K., Konz R.J., Chang H.T. et al. //J. Prosth. & Orthotics. — 2001. — Vol. 13, N 1. — P. 17-20.
26. Haasters J., Bensmann G., Baumgart F. //Med. Orthop. Techn. — 1980. — Bd 100. — S. 52-54.
27. McLain R.F., Sparling E., Benson D.R. //J. Bone Jt Surg. — 1993. — Vol. 75A, N 2. — P. 162-167.
28. Miyagi M. //Bull. Jap. Inst. Metals. — 1985. — Vol. 24, N 1. — P. 69-76.
29. Mumford J., Weinstein J.N., Spratt K.F., Goel V.K. //Spine. — 1993. — Vol. 18, N 8. — P. 955-970.
30. Roy-Camille R., Saillant G., Mazel C. //Clin. Orthop. — 1986. — N 203. — P. 7-17.
31. Strauss P.J., Novotny J.E., Wilder D.G. et al. //Spine. — 1994. — Vol. 19, N 8. — P. 965-972.
32. Yamada H. Strength of biological materials /Ed. G. Evang. — Hingtington, 1973. — P. 297-319.