



# ИЗУЧЕНИЕ СРАВНИТЕЛЬНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ РОТАЦИОННОЙ СТАБИЛЬНОСТИ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ПОЗВОНОЧНИКА В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

А.А. Афаунов<sup>1</sup>, В.Д. Усиков<sup>2</sup>, А.И. Афаунов<sup>1</sup>, И.М. Дунаев<sup>3</sup>,  
Н.С. Гаврюшенко<sup>4</sup>, А.В. Мишагин<sup>5</sup>, К.К. Тахмазян<sup>6</sup>

<sup>1</sup>Кубанская государственная медицинская академия, Краснодар

<sup>2</sup>Российский НИИ травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена, Санкт-Петербург

<sup>3</sup>Кубанский государственный технологический университет, Краснодар

<sup>4</sup>Центральный институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, Москва

<sup>5</sup>Краснодарская краевая клиническая больница № 1

<sup>6</sup>Городская больница № 1, Краснодар

**Цель исследования.** Макроскопическая оценка прочности, показателей жесткости и предела упругости системы «позвоночные сегменты — транспедикулярный металлофиксатор».

**Материал и методы.** Проведены эксперименты с анатомическими препаратами позвоночных сегментов Th<sub>12</sub>–L<sub>2</sub>. Имитировали нестабильное повреждение L<sub>1</sub> и транспедикулярный остеосинтез 4-винтовой системой. Препараты подвергали воздействию ротационной нагрузки на универсальной испытательной машине «Zwick 1464».

**Результаты.** Общая прочность синтезированных Th<sub>12</sub>–L<sub>1</sub>–L<sub>2</sub> сегментов ниже физиологической прочности неповрежденного отдела позвоночника в среднем на 20 %. Показатели жесткости Th<sub>12</sub>–L<sub>1</sub>–L<sub>2</sub> сегментов в условиях транспедикулярного остеосинтеза на 17,5 % ниже аналогичных показателей контрольной серии. При ротационных воздействиях дестабилизация системы «позвоночные сегменты — 4-винтовой транспедикулярный металлофиксатор» происходит за счет импрессии костной ткани тел Th<sub>12</sub> и L<sub>2</sub> вокруг винтов и разворота винтов на продольных штангах из-за проскальзывания штанг в элементах крепления.

**Заключение.** Проведенное исследование может служить основой для последующего анализа данных с позиций сопротивления материалов и обоснования оптимальных реабилитационных нагрузок на травмированный позвоночник в послеоперационном периоде.

**Ключевые слова:** позвоночник, транспедикулярный остеосинтез, эксперимент, прочность, жесткость.

COMPARATIVE STUDY OF ROTATIONAL STABILITY PARAMETERS OF TRANSPEDICULAR SPINAL FUSION IN EXPERIMENT

A.A. Afaunov, V.D. Usikov, A.I. Afaunov, I.M. Dunaev, N.S. Gavryushenko, A.V. Mishagin, K.K. Takhmazyan

**Objectives.** To estimate macroscopically the strength, rigidity and limit of elasticity in the “spinal segments — transpedicular fixator” system. versus similar characteristics of the intact spine under dislocating rotational loads.

**Material and Methods.** Experiments with anatomic specimens of Th<sub>12</sub>–L<sub>2</sub> segments were performed. Unstable damages of L<sub>1</sub> and transpedicular fixation with 4 screw transpedicular spinal system were imitated. All specimens were exposed to the testing rotational load in universal test machine Zwick 1464.

**Results.** It is established that under rotational load general strength of the injured Th<sub>12</sub>–L<sub>1</sub>–L<sub>2</sub> spinal segments fused with transpedicular fixator is 20 % lower than that in a corresponding intact spine segment. Rigidity parameters of fused segments are 17.5 % lower than those of intact segments. Destabilization of «spinal segments — transpedicular fixator» system under rotational loads is caused by the compression of a bone substance in Th<sub>12</sub> and L<sub>2</sub> bodies with screws and a turn of screws around longitudinal rods due to a rod slip in anchoring elements.

**Conclusion.** The performed study may serve a basis for following data analysis from a viewpoint of metal resistance and for development of optimal rehabilitation loads to the injured spine during postoperative period.

**Key Words:** spine, transpedicular spinal fusion, experiment, strength, rigidity.

Hir. Pozvonoc. 2005;(3):25–32.

В настоящее время клиническая эффективность транспедикулярного остеосинтеза (ТПО) при лечении травм и заболеваний грудного и поясничного отделов позвоночника не вызывает сомнений. Внедрение этого метода в клиническую практику обеспечивает возможность полноценной репозиции травмированного отдела позвоночника и ранней активизации больных в послеоперационном периоде. Значительное количество публикаций посвящено клиническому применению ТПО [1, 4, 6, 8], что делает актуальным вопрос изучения механической стабильности системы «металлофиксатор – позвоночные сегменты». Публикации, посвященные этому вопросу, сравнительно малочисленны, а применяемые авторами методические подходы крайне разнообразны [5, 11–13, 15], что не позволяет получить четкого представления о фиксационных свойствах применяемых спинальных систем.

Основными параметрами, характеризующими стабильность остеосинтеза, являются прочность, жесткость и предел упругости костно-металлического блока [2, 7]. Общая прочность определяется величиной механической нагрузки, при которой начинается локальное разрушение элементов исследуемой системы. Показатель жесткости дает представление, как исследуемый образец будет деформирован под действием дислоцирующих усилий до начала разрушения. Мерой предела упругости в статических условиях является величина нагрузки, при которой появляется остаточная деформация. Критерием оценки предела упругости для костной ткани, находящейся в условиях металлоостеосинтеза, может служить предел пропорциональности, определяемый диапазоном нагрузок, в котором деформация исследуемых образцов увеличивается прямо пропорционально прилагаемым усилиям [2, 7]. Известно, что позвоночник человека испытывает сложные переменные циклические воздействия различных механических нагрузок, среди которых основную роль

играют вертикальное сжатие, разноплоскостные изгибы и скручивание [14]. Эти же нагрузки действуют на травмированный позвоночник после металлоостеосинтеза. При этом нагрузки ротационного характера вызывают наиболее сложные взаимоперемещения структурных элементов позвоночника [14].

Несмотря на значительную вариабельность данных, получаемых при экспериментальных исследованиях механических свойств позвоночника человека [3, 11, 13], с клинической точки зрения наиболее наглядными являются относительные показатели стабильности остеосинтеза в сравнении с аналогичными биомеханическими параметрами соответствующего неповрежденного отдела позвоночника [13]. В эксперименте изучены прочностные характеристики системы «металлофиксатор – позвоночные сегменты» по отношению к ротационным нагрузкам после имитации нестабильного перелома и остеосинтеза.

Цель работы – макроскопическая оценка прочности, показателей жесткости и предела упругости системы «позвоночные сегменты – транспедикулярный металлофиксатор» в сравнении с аналогичными характеристиками неповрежденного позвоночника по отношению к дислоцирующим ротационным нагрузкам.

### Материал и методы

Для экспериментов были подготовлены восемь анатомических препаратов блоков позвоночных сегментов Th<sub>12</sub>–L<sub>1</sub>–L<sub>2</sub> с полностью сохраненными дисками и связочными структурами. Изъятие блоков проводили у лиц 25–60-летнего возраста, доставляемых в морг кафедры судебной медицины Кубанской государственной медицинской академии в сроки до 48 ч после смерти, в соответствии с требованиями подготовки тканей экспериментальных животных и человека для биомеханических исследований [9]. Причины смерти в указанной группе не влияли на структуру

тканей позвоночника. Перед исследованиями производили визуальную оценку и морфометрию препаратов, рентгенографию в стандартных проекциях.

На четырех препаратах (основная серия) с помощью долота разрушали краниальную часть тела L<sub>1</sub> не менее чем на 70 % его вертикального размера и производили ТПО Th<sub>12</sub>–L<sub>2</sub> спинальной системой производства ООО МТФ «Синтез» (Санкт-Петербург), состоящей из четырех винтов диаметром 6 мм с длиной резьбовой части 50 мм. Конвергенция винтов была оптимальной для данного уровня, и составляла 12–18° по отношению к сагиттальной плоскости [4–6, 10]. Винты соединяли попарно стержнями диаметром 6,7 мм. Качество остеосинтеза во всех случаях контролировали рентгенографией в двух проекциях. На оставшихся четырех препаратах (контрольная серия) разрушение L<sub>1</sub> и остеосинтез не производили. Локализация и характер повреждения позвоночника, имитируемые в основной серии, были не случайными, так как по материалам публикаций и собственных наблюдений аналогичные повреждения являются одними из наиболее частых, а используемая нами схема ТПО считается стандартной [4–6]. Подготовленные к экспериментам анатомические препараты хранили при температуре –18 °С. Перед проведением нагрузочных тестов они размораживались в течение 4–5 ч до комнатной температуры.

Во всех экспериментах анатомические блоки позвоночника подвергали тестирующей ротационной нагрузке в соответствии с предложенным нами способом моделирования ротационных нагрузок на позвоночные сегменты в эксперименте (заявка на патент N 2004111378/14 012144), который предусматривает передачу вращающего момента на тестируемые анатомические препараты через подвижные платформы, снабженные карданным узлом. Разрабатывая данный способ, мы исходили из того, что в реальных условиях ротацион-

ные усилия передаются на любой сегмент через смежные выше- и нижележащие позвонки, межпозвонковые диски, суставы и связочный аппарат. При возникновении под действием нагрузки любых деформаций позвоночного сегмента (скручивание, изгиб, сдвиг, сжатие) соседние позвонки, передающие эту нагрузку, адекватно смещаются, меняя свое пространственное положение в соответствии с возникающими деформациями.

Разработанные нами для реализации предлагаемого способа платформы передают ротационные усилия измеряющей машины на тестируемые позвоночные сегменты через карданный узел (рис. 1а) и имеют возможность смещаться адекватно различным деформациям исследуемого препарата, не препятствуя их появлению. Платформы имитируют дислокации смежных позвонков, возникающие *in vivo* под действием ротационной нагрузки, приближая механические условия, в которых находятся тестируемые анатомические препараты в эксперименте при статической ротационной нагрузке к условиям, существующим в жизни. Последнее достигается за счет соответствующего взаиморасположения карданных узлов платформ и центров вращения смежных позвоночных сегментов, находящихся в средней остеолигаментарной колонне, вдоль продольной оси позвоночного столба. Причем расстояние от центра карданного узла платформы до центра позвонка, закрепленного в ней, соответствует расстоянию между позвоночными сегментами (рис. 1б).

Нагрузочные ротационные тесты были проведены в испытательной лаборатории изделий ортопедотравматологического назначения ЦИТО им. Н.Н. Приорова на универсальной испытательной машине «Zwick 1464» (Германия). Исследуемые анатомические препараты, состоящие из двух сегментов, закрепляли в подвижных платформах за крайние позвонки с помощью костного цемента (рис. 1а). Для точной ориентации блока позвоночных сегментов по от-

ношению к карданным узлам подвижных платформ через крайние замыкательные пластины в тела проксимального и дистального позвонков исследуемого блока вводили спицы-центраторы, расположение которых соответствовало проекции вертикальной биомеханической оси позвоночника, проходящей в дорсальной части средней остеолигаментарной колонны. В качестве спиц-центраторов использовали отрезки спиц Киршнера длиной 15 мм. Наружный конец спиц при этом выступал над поверхностью замыкательной пластины на 4–5 мм. На замыкательную пластину наносили тонкий слой костного цемента. После этого выступающий конец спицы-центратора вставляли в отверстие диаметром 2,5 мм, находящееся в цен-

тре цилиндрической пластмассовой формы, глубиной до 15 мм с диаметром, точно соответствующим внутреннему диаметру подвижной платформы. Костный цемент заливали в зазор между бортиком пластмассовой формы и боковыми поверхностями закрепляемого позвонка. После полимеризации цемента аналогичным образом формировали цилиндрическую цементную муфту на противоположном конце анатомического препарата позвоночника. В пяти опытах вместо костного цемента использовали протокрил. Цементные муфты устанавливали на опорные площадки подвижных платформ и зажимали по периметру с помощью 8–9 болтов, вкручиваемых в бортик опорной площадки (рис. 1а). Таким

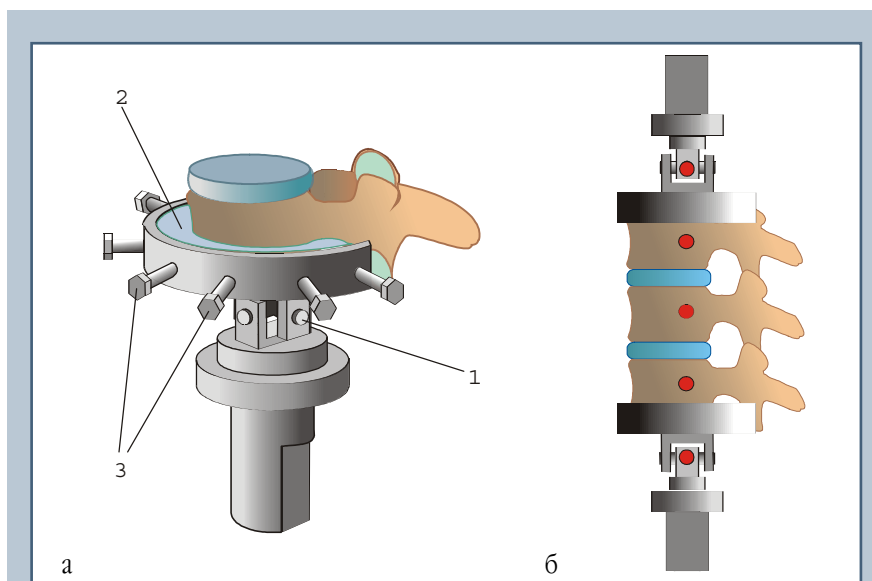


Рис. 1

Подготовка анатомических препаратов позвоночных сегментов Th<sub>12</sub>–L<sub>2</sub> к проведению ротационных нагрузочных тестов:

- а – схема крепления препарата позвоночных сегментов в подвижных платформах: 1 – карданный узел подвижной платформы; 2 – муфта из костного цемента (протокрила); 3 – болты, зажимающие цементную муфту на опорной площадке подвижной платформы;
- б – взаиморасположение подвижных платформ и закрепленного в них анатомического препарата: карданные узлы платформ расположены вдоль средней остеолигаментарной колонны; расстояние от центров карданных узлов платформ до центров позвонков, закрепленных в них, соответствует расстоянию между позвоночными сегментами

образом, после закрепления анатомического препарата между платформами карданные узлы располагались вдоль вертикальной биомеханической оси тестируемого блока позвоночных сегментов, а расстояние от центра карданного узла платформы до центра позвонка, закрепленного в ней, соответствовало расстоянию между позвоночными сегментами (рис. 1б).

Подготовленные к экспериментам анатомические препараты, закрепленные в подвижных платформах, устанавливали между рабочими валами испытательной машины (рис. 2). Карданный узел платформы, фиксирующей краниальный позвонок тестируемого препарата, закрепляли в верхнем трехкулачковом захвате испытательной машины. Карданный



Рис. 2

Подготовленный к эксперименту анатомический препарат позвоночных сегментов Th<sub>12</sub>-L<sub>2</sub>, закрепленный в подвижных платформах и установленный между рабочими валами универсальной испытательной машины «Zwick 1464»

узел платформы, фиксирующей каудальный позвонок тестируемого препарата, – в нижнем трехкулачковом захвате. Верхний захват закрепляли на датчике кручения, который был жестко связан с неподвижной траверсой испытательной машины. Нижний захват фиксировали на оси ротационного устройства (мотора), жестко закрепленного на подвижной траверсе. Расстояние между траверсами предварительно устанавливали в соответствии с вертикальными размерами тестируемых препаратов. Перед началом испытаний устанавливали нулевое положение датчика кручения. Машина включалась в режим кручения. Скорость вращения вала ротационного устройства была задана 1° в секунду. Во время кручения и соответствующего увеличения ротационной деформации тестируемых блоков позвоночных сегментов измеряли нарастающую ротационную нагрузку. Все полученные данные обрабатывались на вычислительном блоке универсальной испытательной машины «Zwick 1464». Запись параметров изменения зависимости ротационной деформации тестируемых препаратов от прилагаемой ротационной нагрузки осуществлялась автоматически самописцем в виде диаграмм в координатах «крутящий момент (Nm) – ротационная деформация (град)». В качестве дополнительных индикаторов положения винтов спинальной системы во время нагрузочных тестов использовали спицы Киршнера, которые закрепляли на головках винтов (рис. 2). Угловые деформации исследуемых позвоночных сегментов под действием ротационной нагрузки регистрировали цифровой фото- и видеосъемкой. По полученным диаграммам составлялись таблицы зависимости ротационной деформации тестируемых препаратов от прилагаемой нагрузки для последующего анализа. Дискретность нагрузки составляла 2 Nm. Количественные характеристики результатов проведенных экспериментов подвергались статистической обработке с определением стандартной ошибки средних значений.

Исследуемые анатомические препараты первоначально подвергались тестированию без их разрушения. После определения предела упругих деформаций проводили разрушающее нагрузочное тестирование. Преодолением предела упругости считали момент изменения прямо пропорционального характера зависимости деформации тестируемых препаратов от прилагаемой ротационной нагрузки, регистрируемый по изменению формы диаграмм. Очевидно, что наибольший интерес с клинической точки зрения представляют экспериментальные данные, полученные в диапазоне тестирующих нагрузок, вызывающих физиологически и клинически допустимые торсионные дислокации в позвоночных сегментах. Известно, что предельная физиологическая амплитуда ротационных движений в сегментах Th<sub>12</sub>-L<sub>1</sub> и L<sub>1</sub>-L<sub>2</sub> составляет 2° в каждую сторону [10, 14]. Суммарная амплитуда ротационных движений составляет соответственно 4° в каждую сторону. Исходя из этого, ротационные нагрузочные тесты без разрушающего характера ограничивались нагрузкой, провоцирующей суммарную ротационную деформацию в двух исследуемых позвоночных сегментах до 5°, что на 20 % превышает максимальную физиологическую амплитуду движений и считается достаточным для оценки фиксационных свойств спинальных систем [12]. В экспериментах разрушающего характера, проводимых на тех же анатомических препаратах, постепенно нарастающая ротационная нагрузка ограничивалась общей прочностью исследуемых образцов. Разрушением анатомического блока считали момент резкого снижения сопротивления образца дальнейшему скручиванию, который определяли по началу прогрессивного нарастания деформации без адекватного увеличения нагрузки [7]. Разрушение фиксировали измерительным прибором универсальной испытательной машины и контролировали визуально. Сразу после разрушения исследуемый обра-

зец извлекали для регистрации остаточной деформации, морфометрии и рентгенографии в стандартных проекциях.

Изучение жесткости спинальной системы «Синтез» было проведено в аналогичных условиях. Для этого в манекены позвонков из твердой породы дерева вводили винты и собирали 4-винтовую систему. В манекене полностью отсутствовал позвонок, соответствующий L<sub>1</sub>, и вся нагрузка тестирующей машины воспринималась только металлоконструкцией.

Таким образом, в экспериментальных условиях изучены показатели жесткости, общая прочность и предел упругости изолированных позвоночных сегментов Th<sub>12</sub>-L<sub>1</sub>-L<sub>2</sub> 4-винтовой транспедикулярной спинальной системы и системы «позвоночные сегменты Th<sub>12</sub>-L<sub>1</sub>-L<sub>2</sub> – 4-винтовой транспедикулярной металлофикса-

тор» при нестабильном повреждении L<sub>1</sub> по отношению к ротационным нагрузкам.

### Результаты

Нарастающая ротационная нагрузка, прилагаемая к сегментам Th<sub>12</sub>-L<sub>1</sub>-L<sub>2</sub> контрольной группы, вызывала прогрессирующую торсионную деформацию тестируемых препаратов за счет изменения формы дисков и взаимоперемещений элементов заднего опорного комплекса. Зависимость деформации от крутящего момента была близка к прямо пропорциональной до нагрузки  $23,00 \pm 2,45$  Nm, при которой суммарная ротация в двух сегментах достигала в среднем  $8,70^\circ \pm 0,74^\circ$ . Дальнейшее усиление нагрузки сопровождалось более быстрым увеличением ротационной деформации и отклонением от прямо

пропорциональной зависимости. При этом отмечено появление угловой деформации тестируемых сегментов во фронтальной плоскости (боковой изгиб), направленной в сторону, противоположную ротации. Нагрузка  $50,00 \pm 3,74$  Nm провоцировала ротационную деформацию в среднем  $25,80^\circ \pm 3,98^\circ$ , после чего происходило разрушение анатомических препаратов, сопровождающееся характерным звуком. Угловая деформация, появлявшаяся при нагрузке 10–12 Nm, к моменту разрушения достигала 8–12°. Зависимость ротационной деформации позвоночных сегментов от крутящего момента представлена на рис. 3а (линия 1). По оси ординат – величина крутящего момента в Nm, по оси абсцисс – ротационная деформация в градусах. Рентгенография препаратов после разруше-

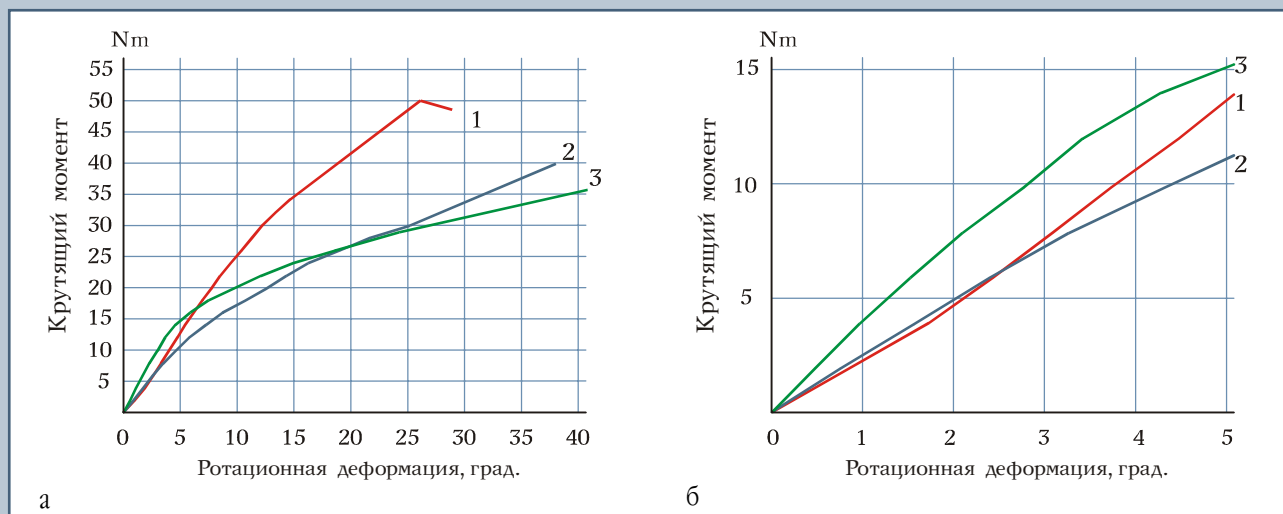


Рис. 3

Графики зависимости деформации тестируемых препаратов от прилагаемой ротационной нагрузки: по оси ординат – величина прилагаемой нагрузки, по оси абсцисс – ротационная деформация блоков позвоночных сегментов; **линия 1** – деформация блоков позвоночных сегментов Th<sub>12</sub>-L<sub>2</sub> контрольной серии с полностью сохраненными дисками и связочными структурами; **линия 2** – деформация блоков позвоночных сегментов с имитацией нестабильного повреждения L<sub>1</sub> и ТПО 4-винтовой спинальной системы на протяжении Th<sub>12</sub>-L<sub>2</sub>; **линия 3** – деформация 4-винтовой транспедикулярной спинальной системы:

**а** – характеристика показателей жесткости тестируемых препаратов до момента разрушения;

**б** – характеристика показателей жесткости тестируемых препаратов в диапазоне физиологически допустимых дислокаций в исследуемых сегментах позвоночника

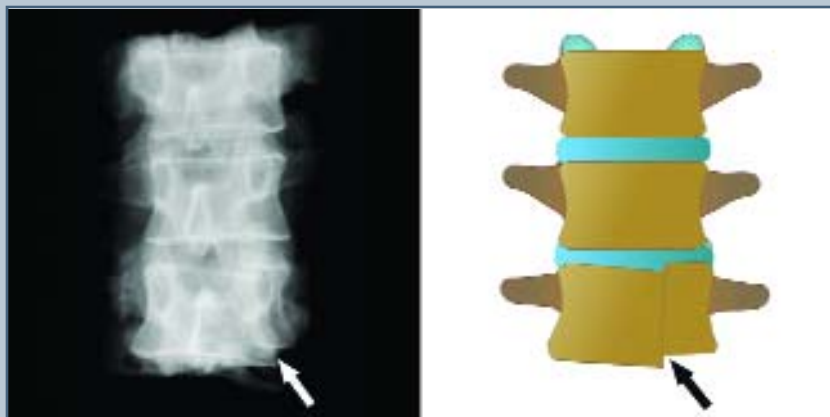


Рис. 4

Результаты рентгенографии блока позвоночных сегментов Th<sub>12</sub>–L<sub>2</sub> контрольной серии после воздействия разрушающей ротационной нагрузки и схема локального разрушения; место разрушения обозначено стрелкой

ния выявила ротационные переломы тела L<sub>2</sub> (рис. 4).

Моделирование ротационной нагрузки на сегменты Th<sub>12</sub>–L<sub>1</sub>–L<sub>2</sub> с имитацией повреждения L<sub>1</sub> и ТПО 4-винтовой системой показали, что ротационная деформация имела близкую к прямо пропорциональной зависимость от прилагаемого усилия до 8,5–10 Nm. Деформация при такой нагрузке достигала 3,5–4,3°. При крутящем моменте более 10–12 Nm преодолевался предел пропорциональности и появлялась тенденция к несколько более быстрому нарастанию деформации при сохранении способности тестируемых сегментов противостоять возрастающему усилию. Усилие более 12–14 Nm вызывало постепенный разворот винтов на вертикальных штангах спинальной системы за счет проскальзывания штанг в узлах крепления винтов. В вентральных отделах сегмента Th<sub>12</sub>–L<sub>1</sub> на уровне имитации нестабильного повреждения L<sub>1</sub> отмечалась прогрессирующая деформация сдвига во фронтальной плоскости. При средней нагрузке  $39,50 \pm 4,33$  Nm ротационная деформация тестируемых сегментов достигала  $37,50^\circ \pm 5,41^\circ$ . Сдвиг вентральных отделов тел Th<sub>12</sub> и L<sub>1</sub> по от-

ношению друг к другу во фронтальной плоскости достигал 16–17 мм, после чего происходило разрушение, сопровождаемое последующим прогрессивным нарастанием деформации. Визуальный осмотр препаратов после тестирования выявлял остаточную ротационную деформацию системы «позвоночные сегменты – транспедикулярный металлофиксатор» за счет разворота винтов на вертикальных штангах, а также односторонние переломы корней дуг на стороне, противоположной направлению скручивания, с дислокацией винтов в дорсальном направлении. Рентгенография препаратов подтверждала разнонаправленную угловую миграцию винтов за счет импрессии спонгиозной костной ткани тел Th<sub>12</sub> и L<sub>2</sub>, разворот винтов на вертикальных штангах спинальной системы, а также дислокацию винтов в дорсальном направлении на 6–9 мм на стороне, противоположной направлению скручивания (рис. 5). Зависимость ротационной деформации синтезированных позвоночных сегментов от воздействующего крутящего момента представлена на рис. 3а (линия 2).

При изучении жесткости спинальной системы «Синтез» в той же компоновке и аналогичных условиях

на манекенах позвонков установлено, что ротационная нагрузка до 12–13 Nm приводила к прямо пропорциональному увеличению торсионной деформации исследуемых образцов до 3,4–3,8° за счет упругого скручивания продольных штанг спинальной системы. Дальнейшее увеличение нагрузки сопровождалось более быстрым прогрессированием деформации исследуемых образцов с отклонением от прямо пропорциональной зависимости. При этом отмечался разворот винтов на вертикальных штангах спинальной системы за счет проскальзывания штанг в узлах крепления винтов. Вследствие разворота винтов на штангах дальнейшее увеличение деформации не сопровождалось адекватным увеличением нагрузки, однако сопротивление тестируемых образцов скручиванию не уменьшалось, а продолжало возрастать до 38–40 Nm, не изменяясь в дальнейшем. Мы не получили разрушения элементов спинальной системы даже при циклическом четырехкратном скручивании образцов с максимальной амплитудой до 78°. Остаточная деформация спинальной системы под действием ротационной нагрузки происходила только за счет разворота винтов на продольных штангах. Пластических деформаций отдельных элементов спинальной системы «Синтез» не отмечалось. Зависимость ротационной деформации спинальной системы от прилагаемого крутящего момента представлена на рис. 3а (линия 3).

### Обсуждение

На основании полученных данных можно предположить, что дестабилизация системы «позвоночные сегменты Th<sub>12</sub>–L<sub>1</sub>–L<sub>2</sub> – 4-винтовой транспедикулярный металлофиксатор» начиналась при ротационной нагрузке  $12,00 \pm 2,34$  Nm с импрессии костной ткани тел Th<sub>12</sub> и L<sub>2</sub> вокруг винтов и разворота винтов на продольных штангах за счет проскальзывания штанг в элементах крепления. Средние показатели торсионной дефор-

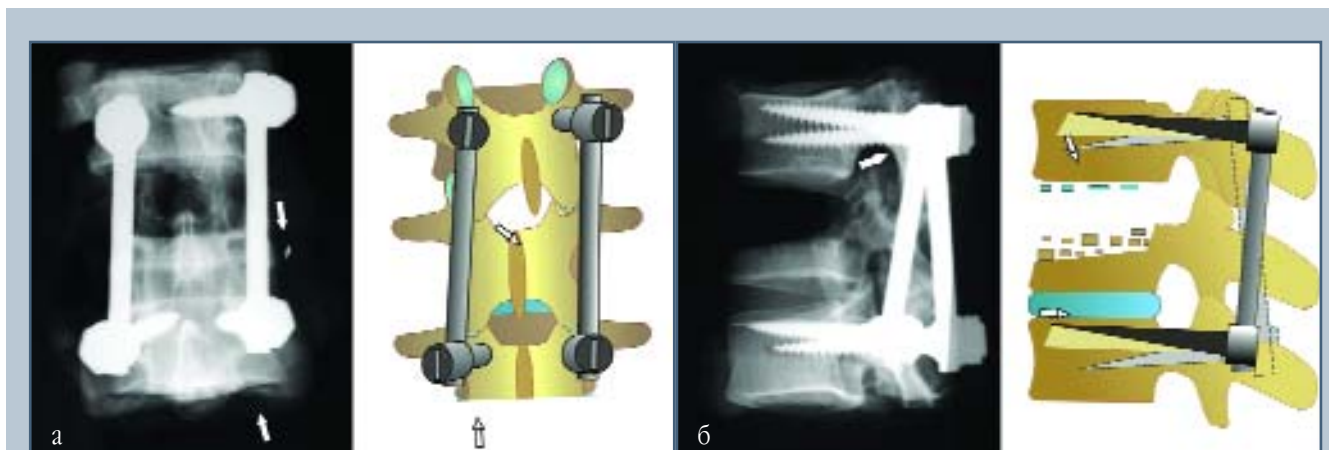


Рис. 5

Результаты рентгенографии блока позвоночных сегментов Th<sub>12</sub>-L<sub>2</sub> с имитацией нестабильного повреждения L<sub>1</sub> и ТПО 4-винтовой спиальной системой после воздействия разрушающей ротационной нагрузки и схема локального разрушения; места разрушений обозначены стрелками:

а – в прямой проекции;

б – в боковой проекции

мации тестируемых сегментов при такой нагрузке составляли  $5,50 \pm 0,84^\circ$ . Происходящая при этом импрессия костной ткани тел Th<sub>12</sub> и L<sub>2</sub> вокруг винтов при дальнейшем увеличении нагрузки приводила к их разнонаправленной угловой миграции и дислокации из тел позвонков и корней дуг в дорсальном направлении. Все перечисленные процессы подтверждались визуальным контролем и результатами рентгенографии и приводили к полной дестабилизации тестируемых препаратов основной серии. Сопоставление средних величин разрушающих ротационных нагрузок в основной и контрольной сериях показало, что общая прочность сегментов Th<sub>12</sub>-L<sub>1</sub>-L<sub>2</sub> с нестабильным повреждением L<sub>1</sub> и ТПО меньше нормальной прочности таких же неповрежденных сегментов на 20 %.

Нами были сопоставлены показатели жесткости сегментов Th<sub>12</sub>-L<sub>1</sub>-L<sub>2</sub> контрольной серии и системы «позвоночные сегменты Th<sub>12</sub>-L<sub>1</sub>-L<sub>2</sub> – 4-винтовой транспедикулярный металлофиксатор» в диапазоне тестирующих нагрузок, вызыва-

ющих ротационные дислокации от 0 до  $5^\circ$ , что на 20 % превышает физиологически допустимую амплитуду и считается достаточным для оценки прочностных свойств спиальной системы [12, 14]. Установлено, что динамика деформации препаратов позвоночных сегментов в основной и контрольной сериях практически совпадает при ротационной нагрузке до 7 Nm, при которой тестируемые препараты скручивались соответственно на  $2,84 \pm 0,26^\circ$  и  $2,78 \pm 0,39^\circ$  (рис. 36). При увеличении нагрузки жесткость препаратов Th<sub>12</sub>-L<sub>1</sub>-L<sub>2</sub> контрольной серии по отношению к дальнейшему скручиванию незначительно превышала жесткость позвоночных сегментов с нестабильным повреждением L<sub>1</sub>, находящихся в условиях ТПО. Скручивание препаратов контрольной серии на  $5^\circ$  происходило при усилии  $13,8 \pm 2,1$  Nm. Аналогичная деформация в основной серии появлялась при нагрузке в среднем  $11,40 \pm 0,85$  Nm, что на 17,5 % меньше, чем в контрольной серии. Наиболее высокими показателями жесткости в рассматриваемом диапазоне на-

грузок обладает изолированная спиальная система. В пределах упругих деформаций показатели жесткости были на 34 % выше аналогичных показателей системы «позвоночные сегменты Th<sub>12</sub>-L<sub>1</sub>-L<sub>2</sub> – 4-винтовой транспедикулярный металлофиксатор» основной серии. Ротационная деформация  $4,8^\circ$  в позвоночных сегментах основной серии появлялась при крутящем моменте  $11,0 \pm 0,8$  Nm. При таком же усилии ротационная деформация спиальной системы составила  $3,1^\circ$ . Разница в  $1,7^\circ$ , на наш взгляд, могла быть связана с большей эластичностью костной ткани тел позвонков по сравнению с материалом манекенов позвонков из дерева твердой породы.

Анализ диаграмм нагрузочных тестов препаратов основной серии и изолированной 4-винтовой спиальной системы показал (рис. 36), что при ротационных нагрузках, вызывающих дислокации позвонков до  $3,5^\circ$ , суммарные деформации костных структур и металлофиксатора не превышают предела пропорциональности, что исключает возможность появления остаточных дефор-

маций в синтезированных позвоночных сегментах. Дальнейшее увеличение нагрузки свыше 9–9,5 Nm с ротационной дислокацией более 3,5–4° приводит к превышению предела упругости указанных образцов с возможным появлением остаточных смещений. Предел пропорциональности в препаратах контрольной серии достигался при нагрузках 22–24 Nm и суммарной ротации в сегментах Th<sub>12</sub>–L<sub>1</sub>–L<sub>2</sub> до 8,7°, что более чем в два раза превышает максимальную физиологическую амплитуду ротационных движений. Исходя из этого, для обеспечения условий, исключающих появление вторичных смещений после ТПО при применении 4-винтовой транспедикулярной спинальной системы, амплитуда возможных ротационных движений в травмированном отделе позвоночника в послеоперационном периоде должна быть ограничена 50 % от максимальных физиологических пределов.

Представленные результаты отражают показатели жесткости, общую прочность и предел упругости анатомического блока позвоночных сегментов с нестабильным повреждением в условиях ТПО по отношению

к ротационным дислоцирующим усилиям в сравнении с аналогичными показателями соответствующего неповрежденного отдела позвоночника и дают наглядное представление о механических характеристиках данного метода фиксации. Проведенное исследование может служить основой для последующего анализа полученных данных с позиций сопротивления материалов и обоснования оптимальных реабилитационных нагрузок на травмированный позвоночник в послеоперационном периоде.

### Выводы

1. Сегменты Th<sub>12</sub>–L<sub>1</sub>–L<sub>2</sub> сохраняют опороспособность и возможность противостоять возрастающему ротационному воздействию при торсионных дислокациях позвонков, значительно превышающих максимальную физиологически допустимую амплитуду ротационной подвижности для данного отдела позвоночника.
2. Дестабилизация системы «позвоночные сегменты Th<sub>12</sub>–L<sub>1</sub>–L<sub>2</sub> – 4-винтовой транспедикулярный металлофиксатор» под действием статической ротационной нагруз-

ки начинается при усилии 12,00 ± 2,34 Nm с импрессии костной ткани тел Th<sub>12</sub> и L<sub>2</sub> вокруг винтов и разворота винтов на продольных штангах из-за проскальзывания штанг в элементах крепления. Разрушение системы происходит по причине разнонаправленной угловой миграции винтов в костной ткани Th<sub>12</sub> и L<sub>2</sub> с их дислокацией в дорсальном направлении при средней величине ротационной нагрузки 39,50 ± 4,33 Nm.

3. Показатели жесткости сегментов Th<sub>12</sub>–L<sub>1</sub>–L<sub>2</sub> с нестабильным повреждением L<sub>1</sub> и ТПО 4-винтовой системой по отношению к ротационным нагрузкам в пределах физиологически допустимой амплитуды ротационных движений на 17,5 % ниже аналогичных показателей сегментов Th<sub>12</sub>–L<sub>1</sub>–L<sub>2</sub> контрольной серии.
4. Повышение стабильности ТПО позвоночника по отношению к ротационным нагрузкам возможно путем увеличения устойчивости узлов крепления винтов к продольным штангам, а также за счет увеличения механической прочности костной ткани позвонков.

### Литература

1. Аганесов А.Г., Месхи К.Т., Николаев А.П. и др. Хирургическое лечение осложненной травмы позвоночника в остром периоде // Вестн. травматол. и ортопед. им. Н.Н. Приорова. 2003. № 3. С. 48–52.
2. Барабаш А.П., Соломин Л.Н. Комбинированный напряженный остеосинтез. Благовещенск. 1992.
3. Гозулов С.А., Корженьяц В.А., Скрышник В.Г. Исследования прочности и механизма переломов позвонков // Моделирование повреждений головы, грудной клетки и позвоночника: Тез. докл. М., 1972. С. 122–130.
4. Корнилов Н.В., Усиков В.Д. Повреждения позвоночника: Тактика хирургического лечения. СПб., 2000.
5. Лавруков А.М., Томилев А.Б. Остеосинтез аппаратом внешней фиксации у больных с повреждениями и заболеваниями позвоночника. Екатеринбург, 2002.
6. Макаревич С.В. Спондилитоз универсальным фиксатором грудного и поясничного отделов позвоночника. Минск, 2001.
7. Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер А.С. и др. Проблемы прочности в биомеханике. М., 1988.
8. Рамих Э.А., Атаманенко М.Т. Хирургические методы в комплексе лечения переломов грудного и поясничного отделов позвоночника // Вестн. травматол. и ортопед. им. Н.Н. Приорова. 2003. № 3. С. 43–48.
9. Сижилinda В.Д., Акопов В.И., Хлопонин П.А. и др. Подготовка тканей экспериментальных животных и человека для биомеханических и морфологических исследований: Методические рекомендации. Ростов н/Д.; СПб., 2002.
10. Ульрих Э.В., Мушкян А.Ю. Вертебрология в терминах, цифрах, рисунках. СПб., 2002.
11. Kostuik J.P., Valdevit A., Chang H-G., et al. Biomechanical testing of the lumbosacral spine // Spine. 1998. Vol. 23. P. 1721–1728.
12. Lynn G., Mukherjee D.P., Kruse R.N., et al. Mechanical stability of thoracolumbar pedicle screw fixation. The effect of crosslinks // Spine. 1997. Vol. 22. P. 1568–1573.
13. Slosar P.J. Jr., Patwardhan A.G., Lorenz M., et al. Instability of the lumbar burst fracture and limitations of transpedicular instrumentation // Spine. 1995. Vol. 20. P. 1452–1461.
14. White A., Panjabi M. Clinical biomechanics of the spine. Philadelphia, 1990.
15. Yamagata M., Kitahara H., Minami S., et al. Mechanical stability of the pedicle screw fixation systems for the lumbar spine // Spine. 1992. Vol. 17. P. S51–S54.

### Адрес для переписки:

Афаунов Аскер Алиевич  
350007, Краснодар, ул. Южная, 26, кв. 66,  
office@alگو-bs.ru