

Динамика дестабилизации транспедикулярных спинальных систем под действием механических нагрузок

А.А. Афаунов, В.Д. Усиков, А.И. Афаунов, И.М. Дунаев

The destabilization dynamics of transpedicular spinal systems under the influence of mechanical loads

A.A. Afaunov, V.D. Usikov, A.I. Afaunov, I.M. Dunayev

Кубанская государственная медицинская академия (ректор – профессор Б.Г. Ермошенко), г. Краснодар

Изучены в эксперименте показатели жёсткости и прочности позвоночных сегментов, синтезированных транспедикулярной спинальной системой, по отношению к вертикальным компрессирующим и изгибающим кифозирующим нагрузкам. Для исследований применялся способ моделирования вертикальных нагрузок на позвоночные сегменты в эксперименте и способ моделирования изгибающих нагрузок на позвоночные сегменты в эксперименте. В исследованиях использовались анатомические препараты блоков позвоночных сегментов T12-L2 и T9-L3 с полностью сохранёнными дисками и связочными структурами, на которых имитировались нестабильные повреждения и транспедикулярный остеосинтез (ТПО). Выделено две стадии процесса дестабилизации системы «позвоночные сегменты – транспедикулярный металлофиксатор». Локальное разрушение начинается при нагрузках 1300-1400 N или 59,5-68 NM. Полная дестабилизация происходит при нагрузках 2300-2500 N или 68-85 NM.

Ключевые слова: позвоночник, остеосинтез, эксперимент, прочность, жёсткость.

The strength as well as rigidity indices of the spine segments, subjected to osteosynthesis with a transpedicular spinal system, were studied experimentally with respect to vertical compressing and bending kyphosis-producing loads. A technique of modeling bending loads on spinal segments experimentally as well as a technique of modeling vertical loads on spinal segments experimentally was used for the studies. The anatomic preparations of the blocks of spinal segments T12-L2 and T9-L3 were used with completely preserved discs and ligamentous structures, with the help of which instable injuries and transpedicular osteosynthesis (TPO) were simulated. Two stages of the destabilization process of "spinal segments – transpedicular metal fixator" system were singled out. Local destruction starts when the load is 1300-1400 N or 59,5-68 NM. Complete destabilization occurs for the loads of 2300-2500 N or 68-85 NM.

Keywords: spine, osteosynthesis, experiment, strength, rigidity.

Значительный прогресс, достигнутый в последнее десятилетие в лечении повреждений позвоночника, во многом связан с внедрением в клиническую практику новых, более эффективных средств металлофиксации. По мнению большинства вертебрологов, среди конструкций для остеосинтеза позвоночника наибольшими возможностями обладают транспедикулярные спинальные системы.

В публикациях, посвященных клиническому применению транспедикулярного остеосинтеза (ТПО) позвоночника, отмечается высокая надёжность данного метода. Тем не менее, в практике встречаются случаи дестабилизации спинальных систем, что приводит к ухудшению результатов лечения [3, 4]. Динамика процесса дестабилизации системы "металлофиксатор – позвоночные сегменты" до настоящего времени не изучена. Публикации, посвящённые этому вопросу, малочисленны и не позволяют полу-

чить чёткое представление о фиксационных свойствах применяемых спинальных систем.

Известно, что основными нагрузками, воздействующими на позвоночник, являются вертикальное сдавление, разноплоскостные изгибы и скручивание [6]. Для клиницистов наибольшее значение имеют компрессионные и изгибающие воздействия, провоцирующие кифотическую деформацию (4.).

Цель работы: изучение в эксперименте динамики процесса дестабилизации травмированного позвоночника, находящегося в условиях остеосинтеза транспедикулярной спинальной системой; макроскопическая оценка прочности и показателей жёсткости системы «позвоночные сегменты – транспедикулярный металлофиксатор» по отношению к вертикально направленным компрессирующим и изгибающим нагрузкам кифозирующего характера в сравнении с прочностью неповреждённого позвоночника.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследования включали изучение в эксперименте прочностных характеристик системы "металлофиксатор – позвоночные сегменты" после имитации нестабильного перелома и осуществления ТПО, а также анализ пяти случаев дестабилизации транспедикулярных спинальных систем у больных, оперированных по поводу переломов грудного и поясничного отделов позвоночника.

Среди проведенных нами экспериментов произведены 22 опыта, в которых использовали анатомические препараты блоков позвоночных сегментов с полностью сохранёнными дисками и связочными структурами, извлекаемыми на секции у лиц 20-60 летнего возраста в сроки до 48 часов после смерти в соответствии с общепринятыми требованиями [5]. 12 препаратов, используемых для вертикальных компрессионных нагрузочных тестов, содержали по 3 позвонка – T_{12} – L_2 . 10 препаратов, используемых в нагрузочных тестах на изгиб, содержали по 7 позвонков – T_9 – L_3 . Перед началом исследования производили визуальную макроскопическую оценку, морфометрию и рентгенографию анатомических препаратов в стандартных проекциях. После этого на шести препаратах, состоящих из трёх позвонков T_{12} – L_2 , производилось разрушение передней и средней остеолигаментарных колонн L_1 не менее чем на 70% его вертикального размера и остеосинтез T_{12} – L_2 транспедикулярной спинальной системой «Синтез» (производство г. Санкт-Петербург), состоящей из 4 винтов диаметром 6 мм с длиной резьбовой части 50 мм. Винты соединяли попарно стержнями диаметром 6,7 мм и длиной 90 мм. Аналогичное разрушение T_{12} и остеосинтез T_{11} – L_1 производили на пяти препаратах, состоящих из семи позвонков T_9 – L_3 . Корректность проведения винтов и качество остеосинтеза во всех случаях контролировали рентгенографией. Локализация и характер повреждения позвоночника, имитируемые в нашей работе, были выбраны как наиболее часто встречаемые в клинической практике, а используемая компоновка четырехвинтовой спинальной системы в настоящее время считается стандартной [2, 3, 4]. На оставшихся шести препаратах T_{12} – L_2 и пяти препаратах T_9 – L_3 разрушение позвонков и остеосинтез не производили. Они составили группы контроля.

Для проведения вертикальных компрессионных нагрузочных тестов был разработан способ моделирования вертикальной нагрузки на позвоночные сегменты в эксперименте (заявка на патент № 2002132648 от 04.12.02.) Способ предусматривает передачу нагрузки тестирующей машины на блок позвоночных сегментов через подвижные платформы, снабжённые шарнирным центром вращения (рис. 1). За счет шар-

нирного узла платформы имеют возможность менять свое пространственное положение в соответствии с любыми деформациями, возникающими в исследуемом препарате, и не препятствуют их появлению. При этом движения платформ под нагрузкой аналогичны физиологической подвижности смежных сегментов позвоночника *in vivo* в аналогичных биомеханических условиях. Последнее достигается соответствующим взаиморасположением шарнирных узлов платформ и центров вращения смежных позвоночных сегментов вдоль вертикальной биомеханической оси позвоночника.

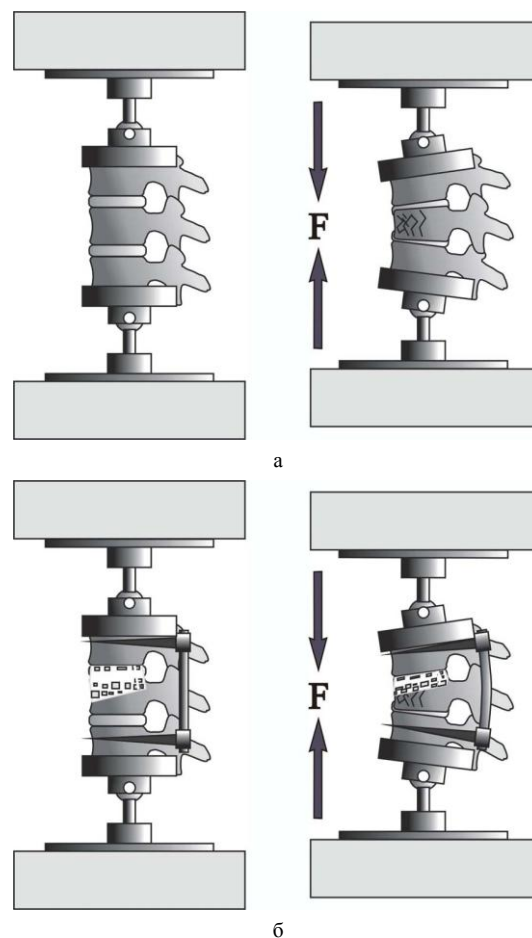


Рис. 1. Схема моделирования вертикальной компрессирующей нагрузки на блок позвоночных сегментов, состоящий из трёх позвонков: а – неповрежденные сегменты с полностью сохранёнными связочными структурами; б – сегменты с имитацией нестабильного повреждения и ТПО четырехвинтовой спинальной системой

Платформы с закреплённым в них блоком позвоночных сегментов устанавливали между сближаемыми частями стенда механических испытаний ЗИМ Р-10, после чего давали возрастающую нагрузку от 0 до 6500 N при скорости нарастания 1000-1200 N/мин. Регистрацию деформаций исследуемых блоков производили дискретно через каждые 100 N. Фиксировали

уменьшение вертикального размера блока, отдельно средней и передней остеолигаментарных колонн, угловую деформацию в двух плоскостях и торсионную деформацию. Измерение вертикального размера исследуемого блока производилось контрольным прибором тестирующей машины. Для регистрации угловой деформации в тела позвонков параллельно замыкательным пластинам во фронтальной и сагиттальной плоскостях вводили спицы. Изменяющееся при нагрузке положение спиц фиксировали угломером. Одновременно проводили регистрацию угловой деформации транспедикулярной спинальной системы, фиксирующей позвоночные сегменты. Для этого в головки винтов были установлены штанги от репозиционной системы, изменение положения которых соответствовало появляющейся деформации.

Для проведения нагрузочных тестов на изгиб был разработан способ моделирования изгибающей нагрузки на позвоночные сегменты в эксперименте (заявка на патент 2003111887 от 22.04.03.). Способ предусматривает передачу изгибающего момента тестирующей машины на исследуемый анатомический препарат через ригидные резьбовые стержни, выполняющие функцию рычагов (рис. 2). В телах двух краниальных и двух каудальных позвонков тестируемого анатомического препарата, состоящего из семи позвонков (T₉-L₃), вдоль продольной оси, через межпозвоночный диск, находящийся между ними, формируют по два параллельных канала диаметром 10 мм (рис. 2, а). При этом каналы достигают замыкательной пластины, прилегающей к диску, смежному с исследуемы-

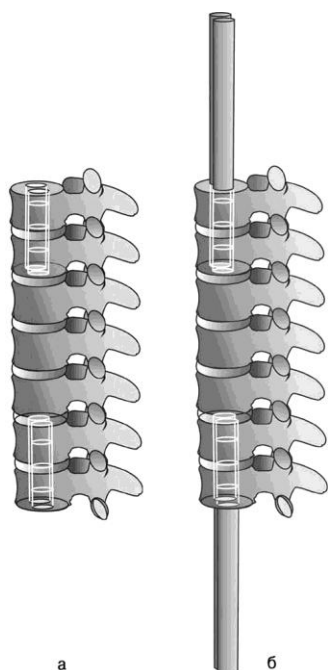


Рис. 2. Схема подготовки анатомических препаратов – блоков позвоночных сегментов T₉-L₃ к проведению нагрузочных тестов на изгиб

ми сегментами, не перфорируя её. В каналы плотно ввинчивают ригидные резьбовые стержни соответствующего диаметра, длиной 250 мм (рис. 2, б). В два краниальных позвонка исследуемого препарата ригидный стержень может вводиться в просвет позвоночного канала. Крайние позвонки анатомического блока укрепляют металлическими хомутами, что предотвращает их продольный раскол во время проведения нагрузочных тестов.

Подготовленный образец располагали на двух подставках стенда механических испытаний (ЗИМ УММ-20) (рис. 3, а) таким образом, что сам препарат позвоночника оказывался в «подвешенном» состоянии между точками опоры. Подвижная траверса оказывала давление на препарат в центре тестируемых сегментов (рис. 3, б), создавая изгибающий момент в сагиттальной плоскости с максимальным значением в середине исследуемого анатомического блока. По мере нарастания нагрузки дискретно через каждые 50 N измеряли угловую деформацию исследуемых позвоночных сегментов (локальный кифоз), для чего в тела образующих их позвонков параллельно замыкательным пластинам вводили спицы Кишнера. Изменяющееся при нагрузке положение спиц фиксировали угломером. Кроме того, измерение деформации производилось контрольным прибором тестирующей машины по величине прогиба. При расстоянии между точками опоры, на которых устанавливались исследуемые препараты, равном 340 мм, усилие тестирующей машины 50 N создавало изгибающий момент 8,5 NM.

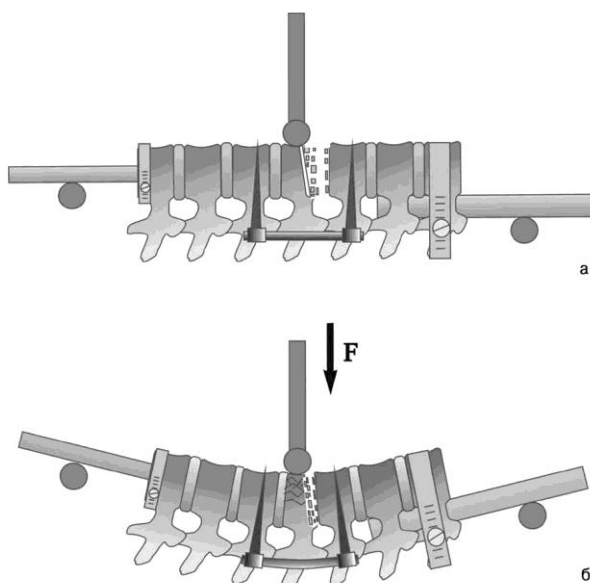


Рис. 3. Схема моделирования изгибающей нагрузки на блок позвоночных сегментов T₁₁-L₁ с имитацией нестабильного повреждения T₁₂ и транспедикулярного остеосинтеза четырехвинтовой спинальной системой

Разрушением анатомического блока во всех сериях экспериментов считали момент снижения сопротивления анатомического образца механическому воздействию, определяемый по началу прогрессивного нарастания деформации без дальнейшего адекватного увеличения нагрузки. Разрушение фиксировалось измерительным прибором тестирующей машины и контролировалось визуально. Сразу после разрушения препарата нагрузку прекращали. Исследуемый образец извлекали для регистрации остаточной деформации, морфометрии и рентгенографии.

Кроме экспериментов с анатомическими препаратами, было проведено изучение жёсткости самой спинальной системы «Синтез» в аналогичных условиях. Для этого были изготовлены манекены позвонков из твёрдой породы дерева, в которые вводили транспедикулярные винты. После этого собирали четырехвинтовую систему, идентичную используемой в сериях с анатомическими препаратами. При этом в манекенах отсутствовал «травмированный позвонок» и вся тестирующая нагрузка воспринималась только металлоконструкцией.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Полученные результаты показали, что вертикальная нагрузка провоцирует появление деформации сжатия позвоночных сегментов и деформации изгиба в сагиттальной плоскости за счёт неравномерной компрессии преимущественно в передних отделах. Изгибов во фронтальной плоскости и торсионных деформаций в наших исследованиях не было.

При тестировании контрольных препаратов сегментов $T_{12}-L_1$ продольная компрессия до 1500 N вызывала равномерное сжатие на 7-8 мм за счёт уменьшения вертикальных размеров дисков и взаимоперемещений элементов заднего опорного комплекса. Эта деформация составляла в среднем 6,4% вертикального размера тестируемых сегментов. При больших нагрузках появлялась деформация изгиба в сагиттальной плоскости (кифоз) за счёт неравномерной компрессии дисков. Момент разрушения отмечали при усилии 2500-2700 N и кифозе 12°. При этом происходило «раздавливание» межпозвонковых дисков с истечением желеобразной массы пульпозного ядра, а продольный размер тестируемых блоков был меньше исходного в среднем на 16 мм или на 13,7%. После полного коллапса дисков сопротивление препарата сжатию вновь возрастало. При нагрузках 5300-6200 N разрушалась костная ткань позвонков с характерным звуковым эффектом. Разрушение контролировали рентгенографией. Во всех случаях отмечались компрессионные переломы. Динамика увеличения деформации сжатия и изгиба в соответствии с изменением вертикальной нагрузки представлена в виде графиков (линия 1) на рисунке 4, а, б.

При тестировании блока сегментов $T_{12}-L_2$ с имитацией нестабильного повреждения L_1 и ТПО $T_{12}-L_2$ четырехвинтовой спинальной системой установлено, что вертикальная нагрузка провоцирует одновременное появление компрессионной деформации и деформации изгиба в сагиттальной плоскости (кифоз). Изгиб имел прямо пропорциональную зависимость от прикладываемого усилия до величины 1300-1400 N. При таких нагрузках кифоз составлял 11-12°. При дальнейшем увеличении нагрузки изгиб

нарастал быстрее (на 1-2°) вплоть до момента разрушения при 2300-2600 N и деформации 16-17°. Компрессионная деформация имела прямо пропорциональную зависимость от прикладываемой нагрузки. В пределах средней остеолигаментарной колонны к моменту разрушения она составляла 14-16 мм или 12-13,7% от исходного размера. Динамика увеличения деформации сжатия и изгиба в соответствии с изменением вертикальной нагрузки представлена графически на рисунке 4, а, б (линия 2).

При изучении жёсткости спинальной системы на манекенах позвонков установлено, что вертикальная нагрузка провоцирует одновременное появление компрессионной деформации и изгиба в сагиттальной плоскости. Оба вида деформации в диапазоне 0-4000 N имели зависимость, близкую к прямо пропорциональной (см. рис. 4, а, б (линия 3)). Максимальная нагрузка в данной серии составляла 6000 N. Разрушения системы «Синтез» при этом не происходило. Остаточная деформация в виде изгиба продольных стержней более 1 градуса появлялась после 1800 N и далее возрастала пропорционально нагрузкам.

Рентгенография препаратов после тестирования во всех шести случаях выявила миграцию винтов в спонгиозе тела T_{12} на 3-5 мм в направлении к краниальной замыкательной пластине и дислокацию винтов в дорсальном направлении на 3-7 мм (рис. 5, а). В пяти экспериментах произошёл перелом ножек дуг T_{12} . В двух случаях в результате миграции наступил перелом замыкательной пластины над концевой частью винтов (рис. 5, а).

При тестировании контрольных анатомических препаратов сегментов T_9-L_3 изгибающая нагрузка в среднем до 102 Nm вызывала равномерный изгиб до локального кифоза 26,2 градуса за счёт изменения формы дисков и взаимоперемещений элементов заднего опорного комплекса. Зависимость от изгибающего момента была близка к прямо пропорциональной. Нагрузка, превышающая 96-107 Nm, приводила к разрушению тестируемых блоков. При этом визуально отмечались разрывы надостистой и межостистой

связок в сегменте T_{10} - T_{11} с прогрессивным нарастанием кифоза, а рентгенологически выявлялись сгибательно-дистракционные переломы T_{11} . Динамика изгиба позвоночных сегментов в зависимости от изгибающего момента представлена в виде графика (линия 1) на рисунке 4, в.

При тестировании блока сегментов T_9 - L_3 с имитацией нестабильного повреждения T_{12} и ТПО T_{11} - L_1 четырехвинтовой спинальной системой установлено, что изгибающая нагрузка в среднем до 76,5 Нм провоцирует локальный кифоз в синтезированных сегментах до 21,6 градуса. При этом деформация изгиба не имела прямо пропорциональную зависимость от прилагаемого усилия (рис. 4, в, линия 2). Изгибающий момент 59,5-68 Нм приводил к более быстрому последующему нарастанию кифоза при сохранении способности синтезированных сегментов противостоять возрастающему усилию. Нагрузка более 68-85 Нм (в среднем – 76,5 Нм) приводила к локальному разрушению тестируемых блоков и прогрессивному нарастанию деформации. Момент разрушения сопровождался характерным звуком и визуальным разрывом надостистой и межостистой связок в сегменте T_{10} - T_{11} . Рентгенография выявляла дислокацию винтов, установленных в T_{11} на 3-5 мм вверх и на 3-7 мм кзади за счёт импресии спонгиозной ткани, непосредственно контактирующей с резьбовой частью (рис. 5, б). Во всех препаратах имел место продольный

раскол корней дуг T_{11} с появлением диастаза между отломками (рис. 5, б). В двух случаях линия перелома переходила на задние отделы тела позвонка. В одном наблюдении дислокация концевой части винта вверх в теле T_{11} привела к перелому краниальной замыкательной пластины. В двух случаях после демонтажа спинальных систем из анатомических препаратов отмечена деформация верхних винтов в виде изгиба резьбовой части. Динамика изгиба синтезированных позвоночных сегментов в зависимости от изгибающего момента представлена в виде графика (линия 2) на рисунке 4, в.

При изучении жёсткости спинальной системы установлено, что изгибающая нагрузка 0-120 Нм провоцирует появление деформации транспедикулярных винтов у основания резьбовой части и равномерного изгиба продольных стержней, соединяющих транспедикулярные винты. В указанном диапазоне нагрузок деформация винтов и стержней нарастала прямо пропорционально приложенному изгибающему моменту. Разрушение системы «Синтез» при этом не происходило. Остаточная деформация системы в виде визуально заметного изгиба винтов более 1-2° появлялась после нагрузки 60 Нм. Динамика увеличения деформации изгиба спинальной системы представлена в виде графика (линия 3) на рисунке 4, в.

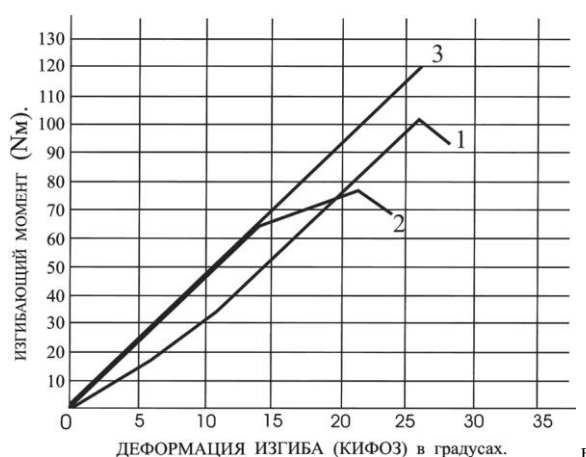
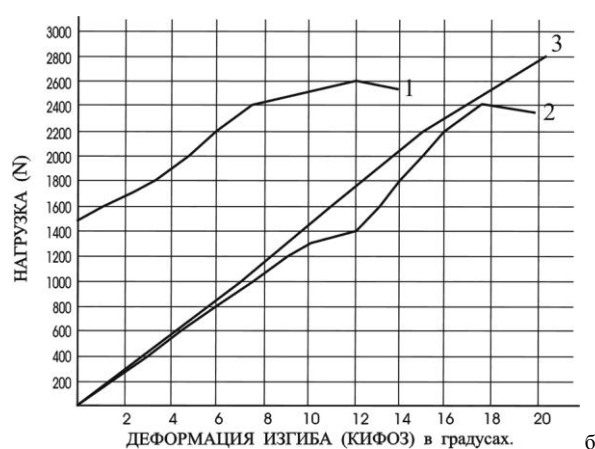
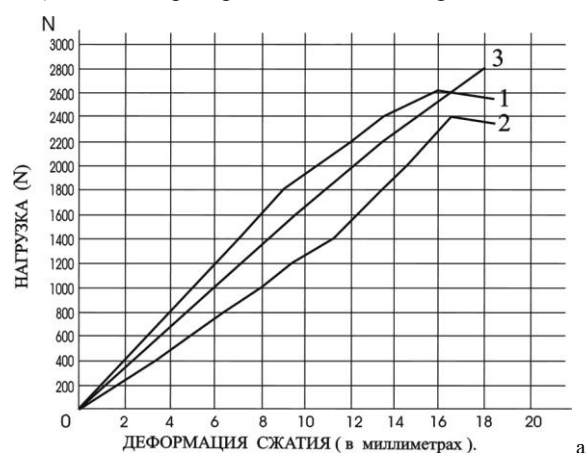


Рис. 4. Графики зависимости деформации тестируемых препаратов от прилагаемой механической нагрузки: по оси абсцисс величина прилагаемой нагрузки; по оси ординат деформация блоков позвоночных сегментов: а – зависимость деформации сжатия (в мм) от вертикальной компрессирующей нагрузки (в Н); б – зависимость деформации изгиба (в градусах) от вертикальной компрессирующей нагрузки (в Н); в – зависимость деформации изгиба (в градусах) от величины изгибающей кифозирующей нагрузки (в Н). Линия 1 – деформация блока не повреждённых позвоночных сегментов с полностью сохранёнными лигаментарными структурами; линия 2 – деформация блока позвоночных сегментов с имитацией нестабильного повреждения и ТПО четырёхвинтовой спинальной системой; линия 3 – деформация четырёхвинтовой транспедикулярной спинальной системы

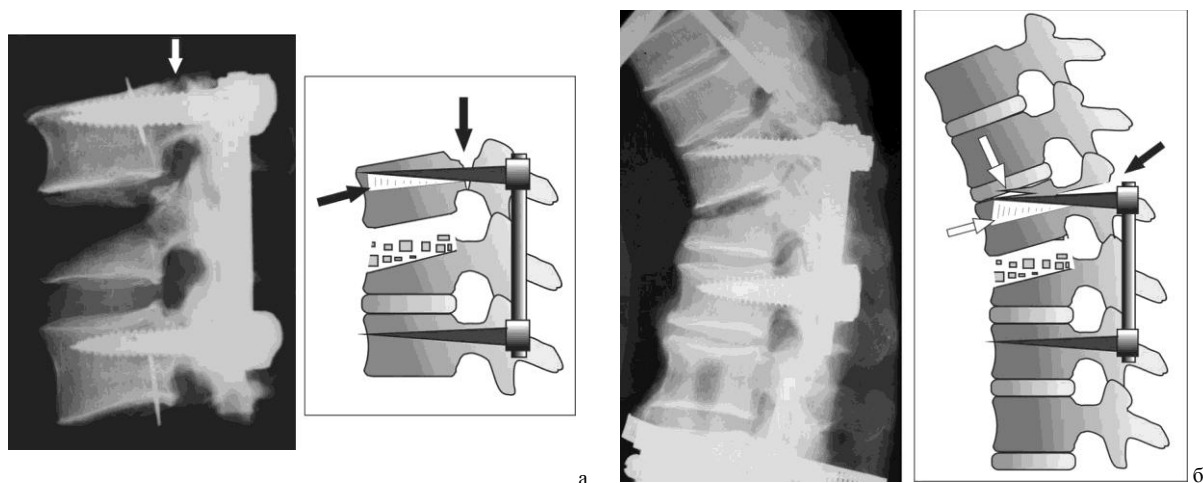


Рис. 5 Результаты рентгенографии и схемы вариантов локального разрушения блоков позвоночных сегментов: а – разрушение блока $T_{12}-L_2$ с имитацией нестабильного повреждения L_1 и ТПО четырехвинтовой спинальной системой под действием вертикальной компрессирующей нагрузки: локальное разрушение спонгиозной костной ткани тела T_{12} вокруг винтов и перелом корней дуг T_{12} (места разрушений обозначены стрелками); б – разрушение блока T_9-L_3 с имитацией нестабильного повреждения T_{12} и ТПО четырехвинтовой спинальной системой под действием изгибающей кифозирующей нагрузки: локальное разрушение спонгиозной костной ткани T_{11} вокруг винтов и перелом корней дуг и краниальной замыкательной пластины T_{11} с дислокацией винтов дозированном направлении (места разрушений обозначены стрелками)

ОБСУЖДЕНИЕ

На основании полученных данных можно предположить, что локальное разрушение системы "позвоночные сегменты – транспедикулярный металлофиксатор" начинается при вертикальной нагрузке 1300-1400 N или при изгибающей нагрузке 59,5-68 Nm с импрессии спонгиозных костных структур, непосредственно контактирующих с поверхностью транспедикулярных винтов. Этот процесс регистрировался как отклонение в дальнейшей динамике увеличения деформации под действием нарастающей нагрузки от прямо пропорциональной зависимости. При этом система в целом сохраняла стабильность и способность противостоять возрастающему механическому усилию. При увеличении компрессирующей нагрузки до 2300-2600 N или изгибающей нагрузки до 68-85 Nm происходило разрушение кортикальных структур корней дуг. Последнее приводило к полной дестабилизации тестируемой системы "позвоночные сегменты – транспедикулярный металлофиксатор". В двух случаях винты в результате миграции проламывали изнутри краниальную замыкательную пластину, что также полностью дестабилизировало тестируемую систему.

Полученные данные позволяют выделить две стадии в развитии процесса дестабилизации системы "позвоночные сегменты – транспедикулярный металлофиксатор". Первая стадия характеризуется импрессией губчатой ткани тела позвонка, непосредственно контактирующей с

поверхностью винтов. В этой стадии система сохраняет исходную прочность и способность противостоять возрастающим механическим нагрузкам при появлении незначительной остаточной деформации. Вторая стадия характеризуется разрушением кортикальных структур корней дуг и полной дестабилизацией с прогрессирующим нарастанием деформации.

Дестабилизация транспедикулярных спинальных систем отмечалась нами в клинической практике у 5 из 107 больных, оперированных по поводу травм грудного и поясничного отделов позвоночника в течение последних трёх лет. Во всех случаях имела место первая стадия процесса дестабилизации, приводящая к частичной потере достигнутой репозиции, не требующая проведения реостеосинтеза. Рентгенологические признаки дестабилизации, отмечаемые в клинике, полностью соответствовали экспериментальным данным. Причины развития дестабилизации были различны. В четырех случаях дислокация винтов от 3 до 16° происходила интраоперационно или в раннем послеоперационном периоде вследствие чрезмерной репонирующей нагрузки при одномоментном устранении грубых смещений в поздние сроки после травмы. У одной больной дестабилизация спинальной системы произошла через 11 месяцев после операции вследствие перегрузки из-за тучности и наличия остеопороза.

ВЫВОДЫ

1. Локальное разрушение системы "позвоночные сегменты – транспедикулярный метал-

лофиксатор" при вертикальной компрессирующей или изгибающей кифозирующей нагрузке

начинается с импрессии губчатой костной ткани тел позвонков, непосредственно прилежащей к резьбовой части винтов при нагрузках 1300-1400 N или 59,5-68 Nm.

2. Полная дестабилизация транспедикулярной спинальной системы происходит при разрушении кортикальной костной ткани корней дуг или замыкательной пластины тела позвонка, контактирующих с транспедикулярными винтами при нагрузках 2300-2500 N или 68-85 NM.

3. Прочность травмированного отдела позвоночника после ТПО по отношению к вертикальным компрессирующим нагрузкам в среднем на 8% меньше нормальной прочности неповреждённых позвоночных сегментов.

4. Прочность позвоночных сегментов при

нестабильном переломе после ТПО по отношению к изгибающим кифозирующим нагрузкам в среднем на 25% меньше нормальной прочности неповреждённых сегментов.

5. Показатели жёсткости травмированных позвоночных сегментов в условиях ТПО по отношению к компрессирующим нагрузкам до миграции винтов (до 1300-1400 N) в среднем на 25,1% ниже жёсткости неповреждённых сегментов.

6. Показатели жёсткости травмированных позвоночных сегментов в условиях ТПО по отношению к изгибающим нагрузкам до миграции винтов (до 59,5-68 NM) на 39% выше жёсткости неповреждённых сегментов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Дулаев, А.К. Закрытые повреждения позвоночника грудной и поясничной локализации / А.К. Дулаев, В.М. Шаповалов, Б.В. Гайдар - СПб: АВ МОПСАР, 2000. - 143 с.
2. Лавруков, А.М. Остеосинтез аппаратом внешней фиксации у больных с повреждениями и заболеваниями позвоночника / А.М. Лавруков, А.Б. Томилов. - Екатеринбург. - 2002. - 207 с.
3. Макаревич, С.В. Спондилодез универсальным фиксатором грудного и поясничного отделов позвоночника / С.В. Макаревич. - Минск: Юнипак, 2001. - 74 с.
4. Корнилов, Н.В. Повреждения позвоночника. Тактика хирургического лечения / Н.В. Корнилов, В.Д. Усиков. - СПб: АВ МОПСАР, 2000. - 231 с.
5. Подготовка тканей экспериментальных животных и человека для биомеханических и морфологических исследований: Метод. рекомендации / Сост.: В.Д. Сикилинда, В.И. Акопов, П.А. Хлопонин и др. - Ростов на Дону; Санкт-Петербург, 2002. - 42 с.
6. White, A. Clinical biomechanics of the spine / A. White, M. Panjabi. - Philadelphia, 1990. - 534 p.

Рукопись поступила 15.03.04