

СТАБИЛЬНОСТЬ ТРАВМИРОВАННОГО ПОЗВОНОЧНИКА ПО ОТНОШЕНИЮ К ИЗГИБАЮЩИМ НАГРУЗКАМ В УСЛОВИЯХ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

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

Кубанская государственная медицинская академия, Краснодар

В исследованиях на анатомических препаратах блоков позвоночных сегментов T9–L3 установлено, что прочность сегментов T11–L1 при нестабильном повреждении T12 позвонка в условиях транспедикулярного остеосинтеза четырехвинтовой спинальной системой ниже нормальной прочности тех же неповрежденных сегментов в среднем на 25% по отношению к изгибающим кифозирующим и на 14,7% по отношению к боковым изгибающим нагрузкам. Прочность синтезированных позвоночных сегментов к боковым изгибающим нагрузкам в 1,9 раза ниже, чем к сагиттально направленным изгибающим усилиям. Показатели жесткости синтезированных позвоночных сегментов в среднем в 1,2 раза выше жесткости неповрежденного позвоночника за счет металлоконструкции.

Study of T9–L3 spinal segment blocks using anatomic preparations has showed that in instable injury of T12 the rigidity of T11–L1 segments under conditions of transpedicular osteosynthesis with four screws spinal system is on average 25% and 14.7% lower than the normal rigidity of the intact T11–L1 segments in relation to bending kyphotic loads and lateral bending loads, respectively. The rigidity of synthesized spinal segments to lateral bending loads is 1.9 times lower than the rigidity to sagittal bending loads. With use of metalwork the rigidity indices of the synthesized spinal segments are on average 1.2 times higher as compared with the rigidity of the intact spine.

Эффективность транспедикулярного остеосинтеза при травмах и заболеваниях грудного и поясничного отделов позвоночника не вызывает сомнений. Этот метод обеспечивает возможность полноценной репозиции травмированного отдела позвоночника и ранней активизации больных в послеоперационном периоде. Клиническому применению транспедикулярного остеосинтеза посвящено значительное число публикаций [1, 4, 6, 8, 10]. Вместе с тем изучению механической стабильности системы «металлофиксатор—позвоночные сегменты» не уделяется достаточного внимания. В литературе работы по этому вопросу малочисленны и не дают четкого представления о фиксационных свойствах используемых спинальных систем [5].

Известно, что позвоночник человека испытывает сложные переменные циклические воздействия различных механических нагрузок, среди которых основную роль играют вертикальное сжатие, разноплоскостные изгибы и скручивание [11]. Те же нагрузки действуют на травмированный позвоночник после металлоостеосинтеза. При этом изгибающие усилия имеют наиболее разнообразие характеристики. Они могут воздействовать на позвоночник в любом направлении, провоцируя деформацию в сагиттальной, фронтальной или какой-либо промежуточной плоскости.

Основными параметрами, характеризующими стабильность остеосинтеза, являются прочность и

жесткость костно-металлического блока [2, 7]. Прочность определяется величиной механической нагрузки, при которой начинается локальное разрушение элементов исследуемой системы. Показатель жесткости дает представление, насколько исследуемый образец будет деформирован под действием дислоцирующей нагрузки до начала разрушения [2, 7].

Целью нашего экспериментального исследования являлось изучение прочности и показателей жесткости системы «позвоночные сегменты—транспедикулярный металлофиксатор» по отношению к изгибающим нагрузкам (сагиттально направленным кифозирующим и боковым, действующим во фронтальной плоскости) при нестабильных переломах позвоночника в сравнении с аналогичными характеристиками неповрежденного позвоночника.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Проведено 20 экспериментов — четыре серии по 5 экспериментов в каждой. Для исследования готовили анатомические препараты блоков позвоночных сегментов с полностью сохраненными дисками и связочными структурами, в которых, кроме изучаемого участка позвоночника (T11, T12, L1), сохраняли по два выше- и нижележащих позвонка (T9, T10 и L2, L3). Изъятие блоков позвоночных сегментов производили на секции у лиц

20–60-летнего возраста в сроки до 48 ч после смерти в соответствии с требованиями подготовки тканей экспериментальных животных и человека для биомеханических исследований [9]. Причины смерти во всех случаях не оказывали влияния на структуру тканей позвоночника. Перед исследованиями проводили визуальную оценку и морфометрию препаратов, рентгенографию в стандартных проекциях.

На 10 препаратах двух основных серий с помощью долота разрушали краниальную часть тела T12 позвонка не менее чем на 70% его вертикального размера и выполняли транспедикулярный остеосинтез T11–L1 спинальной системой «Синтез» (ООО МТФ «Синтез», Санкт-Петербург), состоящей из четырех винтов диаметром 6 мм с длиной резьбовой части 50 мм. Винты соединяли попарно стержнями диаметром 6,7 мм. Качество остеосинтеза контролировали рентгенографией. На оставшихся 10 препаратах (две контрольные серии) разрушение T12 позвонка и остеосинтез не производили. Локализация и характер повреждения позвоночника, имитируемого в основных сериях, были не случайными: по данным литературы и нашим наблюдениям, такие повреждения относятся к наиболее частым; использовавшаяся нами схема транспедикулярного остеосинтеза считается стандартной [3–6].

Во всех экспериментах блоки позвоночных сегментов подвергали тестирующей изгибающей нагрузке. При этом 5 препаратов с имитацией перелома T12 позвонка и транспедикулярным остеосинтезом и 5 препаратов контрольной серии подвергали воздействию изгибающей нагрузки, направленной вперед в сагиттальной плоскости, а две другие группы препаратов — воздействию нагрузки, направленной вбок во фронтальной плоскости.

В исследованиях использовали предложенный нами способ моделирования изгибающих нагрузок на позвоночные сегменты в эксперименте (заявка на патент РФ № 2003111887 от 22.04.03), предусматривающий передачу изгибающего момента на тестируемые сегменты через смежные межпозвонковые диски и связки с помощью ригидных резьбовых стержней, выполняющих функцию рычагов.

При изучении показателей жесткости тестируемых сегментов к кифозирующим изгибающим нагрузкам, ориентированным в сагиттальной плоскости, в телах двух каудальных позвонков препарата (L2, L3) вдоль продольной оси позвоночника через межпозвонковый диск, находящийся между ними, формировали два параллельных канала диаметром 10 мм (рис. 1, а). Каналы располагали по отношению друг к другу во фронтальной плоскости, они достигали замыкательной пластинки, прилежащей к смежному с исследуемым сегментом диску, не перфорируя ее. В каналы плотно ввинчивали ригидные резьбовые стержни диаметром 11 мм длиной 250 мм, концы которых выступали из препарата (рис. 1, б). Захват двух краниальных

позвонков исследуемого анатомического препарата (T9, T10) в связи с их меньшими размерами осуществляли одним ригидным резьбовым стержнем длиной 250 мм, диаметром 14–16 мм, плотно ввинчиваемым в просвет позвоночного канала указанных позвонков (рис. 1, б).

При изучении жесткости к изгибающим нагрузкам во фронтальной плоскости стержни располагали по отношению друг к другу в сагиттальной плоскости, т.е. в плоскости, перпендикулярной вектору действующего усилия. Для этого в два краниальных и два каудальных позвонка исследуемого препарата вдоль продольной оси вводили по два стержня, один из которых проходил через тела указанных позвонков, а второй вводился в позвоночный канал (рис. 1, в). Для исключения раскола крайних позвонков анатомических блоков под действием тестирующих нагрузок препараты укрепляли металлическими хомутами (рис. 2), охватывающими в горизонтальной плоскости тело крайнего позвонка или весь этот позвонок с остистым и поперечными отростками.

Позвоночные сегменты, находящиеся в условиях остеосинтеза транспедикулярным металлофиксатором, с позиции сопромата представляют собой крайне сложную составную систему, включающую неоднородные по механическим свойствам элементы со сложным пространственным взаиморасположением. Создать в такой системе равномерное напряжение изгиба, используя классическую схему, в принципе невозможно. Исходя из этого мы выбрали вариант нагружения исследуемых образцов, при котором максимальная величина изгибающего момента приложена на уровне имитации нестабильного повреждения позвоночника, т.е. в месте, представляющем, с клинической точки зрения, наибольший интерес.

Подготовленный к тестированию образец устанавливали на стенде механических испытаний (ЗИМ УММ-20). Концы ригидных резьбовых стержней, выступающие наружу из тел позвонков, располагали на двух подставках таким образом, что сам анатомический препарат позвоночника оказывался в «подвешенном» состоянии между точками опоры (рис. 3). Расстояние между подставками регулировали в соответствии с размерами объектов. При этом на одной или обеих подставках находилось по два стержня, что исключало возможность самопроизвольного изменения пространственной ориентации тестируемого препарата. В верхней подвижной траверсе стенда механических испытаний устанавливали опорный нож, который оказывал давление на исследуемый анатомический препарат в точке, отмеченной как середина тестируемого позвоночного сегмента. При моделировании изгибающих нагрузок кифозирующего характера опорный нож оказывал давление на переднюю поверхность тела T12 позвонка (рис. 3, а) или его сохранившуюся часть. При моделировании изгибающих нагрузок, направленных вбок во фронт-

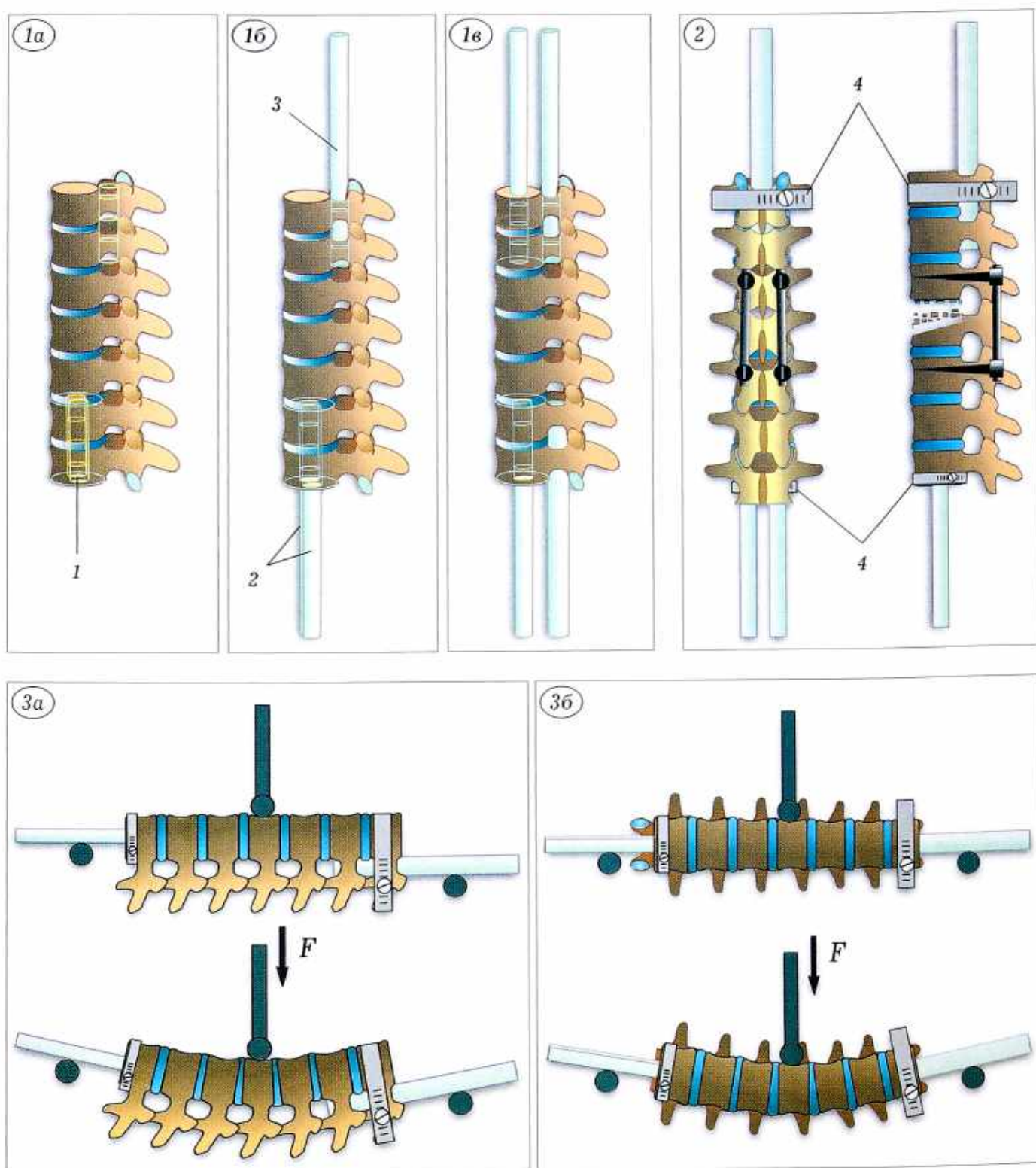


Рис. 1. Схема подготовки анатомических препаратов блоков позвоночных сегментов T9-L3 к проведению нагрузочных тестов на изгиб.

а — подготовка каналов (1) в телах L2 и L3 позвонков. Каналы расположены во фронтальной плоскости для моделирования кифозирующей изгибающей нагрузки; **б** — введение резьбовых стержней в тела L2 и L3 позвонков (2) и позвоночный канал T9 и T10 (3) для моделирования кифозирующей изгибающей нагрузки в сагиттальной плоскости; **в** — введение резьбовых стержней в тела и позвоночный канал двух краниальных и двух каудальных позвонков для моделирования боковой изгибающей нагрузки во фронтальной плоскости.

Рис. 2. Схема подготовки анатомического препарата с имитацией нестабильного повреждения T12 позвонка и транспедикулярным остеосинтезом четырехвинтовой спинальной системой для проведения нагрузочного теста на изгиб. Для предотвращения раскола крайних позвонков анатомического блока под действием тестирующих нагрузок препарат укреплен металлическими хомутами (4).

Рис. 3. Схема моделирования изгибающей нагрузки на блок позвоночных сегментов.

а — моделирование кифозирующей изгибающей нагрузки, направленной в сагиттальной плоскости; **б** — моделирование боковой изгибающей нагрузки, направленной во фронтальной плоскости.

тальной плоскости, давление производилось на боковую поверхность T12 (рис. 3, б).

По мере нарастания изгибающей нагрузки, которая регистрировалась измерительным прибором испытательного стенда, измеряли угловую деформацию в сагиттальной (локальный кифоз) или фронтальной (боковой изгиб) плоскости. Для регистрации угловой деформации исследуемых позвоночных сегментов в тела образующих их позвонков параллельно замыкательным пластинкам в плоскости прилагаемой нагрузки вводили спицы Кишнера. Изменяющееся при нагрузке положение спиц фиксировали угломером. Кроме того, измерение деформации производилось контрольным прибором тестирующей машины по величине прогиба в точке, соответствующей центру площадки давления опорного ножа. Деформации исследуемых анатомических блоков регистрировали в процессе нарастания усилия подвижной траверсы дискретно через каждые 50 Н. Величину изгибающего момента (измеряемого в ньютонах $\times$ метр) рассчитывали в соответствии с расстоянием между точками опоры, на которых устанавливались препараты.

Полученные данные заносили в протоколы исследования в виде таблиц. Разрушением анатомического блока считали момент резкого снижения сопротивления образца дальнейшему изгибу, который определяли по началу прогрессивного нарастания деформации без адекватного увеличения нагрузки. Разрушение фиксировалось измерительным прибором тестирующей машины и контролировалось визуально. Сразу после разрушения исследуемый образец 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 четырехвинтовую систему. В манекене полностью отсутствовал «позвонок», соответствующий T12, и вся нагрузка тестирующей машины воспринималась только металлоконструкцией.

Таким образом, в экспериментальных условиях были изучены показатели жесткости и прочность изолированных позвоночных сегментов, транспедикулярной спинальной системы и системы «позвоночные сегменты—металлофиксатор» при нестабильном повреждении по отношению к изгибающим нагрузкам, направленным вперед в сагиттальной плоскости и вбок во фронтальной плоскости.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Изгибающая нагрузка, прилагаемая к сегментам T11–T12–L1 контрольной группы в сагиттальной плоскости, вызывала локальный кифоз за счет изменения формы дисков и взаимоперемещений элементов заднего опорного комплекса. Зависи-

мость деформации от изгибающего момента была близка к прямо пропорциональной до приложения нагрузки 96–107 Н $\cdot$ м (в среднем 102 Н $\cdot$ м), при которой кифоз достигал 26,2°. Нагрузка, превышающая 96–107 Н $\cdot$ м, приводила к разрушению позвоночных сегментов с визуальными признаками разрывов надостистой и межостистой связок в сегменте T10–11 с последующим прогрессивным нарастанием кифоза. Рентгенография препаратов после тестирования выявляла сгибательно-дистракционные переломы T11 (рис. 4, а). Зависимость деформации изгиба позвоночных сегментов в сагиттальной плоскости от изгибающего момента представлена на рис. 5 (а).

Изгибающая нагрузка, прилагаемая к сегментам T11–T12–L1 контрольной группы во фронтальной плоскости, вызывала их боковой изгиб за счет асимметричного сжатия дисков и подвижности межпозвонковых суставов. При нагрузках в среднем до 36 Н $\cdot$ м и суммарном боковом изгибе сегментов до 12,7° сопротивление препарата прогрессивно увеличивалось, после чего начиналось более быстрое нарастание деформации. При 45,6 Н $\cdot$ м суммарный боковой изгиб достигал в среднем 16°, после чего происходило разрушение. Рентгенография препаратов выявляла боковые сгибательно-дистракционные переломы в краниальной части тела T12 (4 препарата) или каудальной части T11 позвонка (1 препарат) с односторонними переломовывихами суставов T11–12 на стороне, противоположной изгибу (рис. 6, а). Зависимость деформации позвоночных сегментов во фронтальной плоскости от величины изгибающего момента представлена на рис. 5 (б).

При моделировании кифозирующей изгибающей нагрузки на сегменты T11–T12–L1 с имитацией повреждения T12 позвонка и транспедикулярным остеосинтезом четырехвинтовой системой установлено, что деформация изгиба не имела прямо пропорциональной зависимости от прилагаемого усилия. Изгибающий момент 59,5–68 Н $\cdot$ м вызывал появление кифоза в среднем 14,1° и последующее более быстрое нарастание деформации при сохранении способности тестируемых сегментов противостоять возрастающему усилию. При нагрузке 68–85 Н $\cdot$ м (в среднем 76,5 Н $\cdot$ м) отмечался кифоз 21,6°, после чего происходило разрушение, сопровождавшееся характерным звуком, с разрывом надостистой и межостистой связок в сегменте T10–11 и последующим прогрессивным нарастанием деформации. Рентгенологически определялись дислокация винтов в теле T11 позвонка на 3–5 мм вверх и на 3–7 мм в дорсальном направлении за счет импресии прилежащей спонгиозной костной ткани, продольный раскол корней дуг T11 (в 3 случаях) с переходом линии перелома на задние отделы тела позвонка (в 2 случаях), перелом краниальной замыкательной пластинки T11 вследствие дислокации резьбовой части винта вверх (в 1 случае) (рис. 4, б). В 2 случаях отмечен

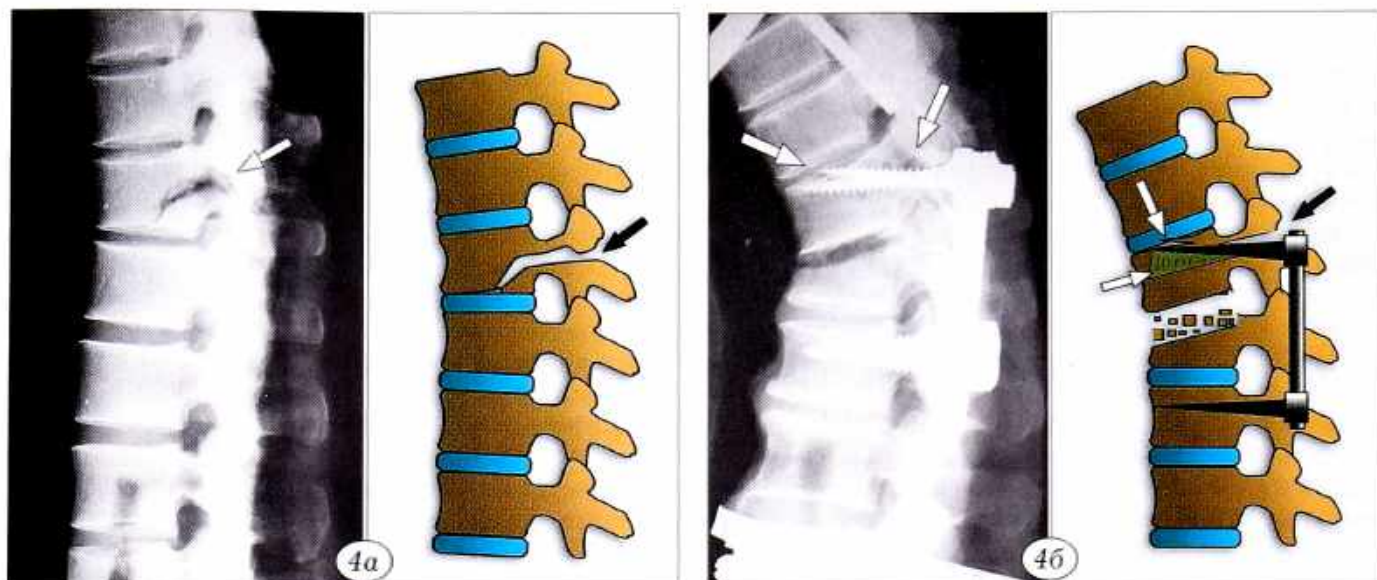


Рис. 4. Рентгенограммы блоков позвоночных сегментов T9–L3 после воздействия разрушающей кифозирующей изгибающей нагрузки, направленной в сагиттальной плоскости, и схемы локального разрушения.

а — препарат контрольной группы: характер разрушения соответствует сгибательно-дистракционному перелому (место разрушения обозначено стрелкой); *б* — препарат с имитацией нестабильного повреждения T12 и транспедикулярным остеосинтезом сегментов T11–L1: импрессия спонгиозной костной ткани тела T11 позвонка вокруг винтов с их дислокацией в дорсальном и краниальном направлении, продольный перелом корней дуг и краниальной замыкательной пластинки T11 (места разрушения обозначены стрелками).

Рис. 5. Графики зависимости деформации тестируемых анатомических препаратов от прилагаемой изгибающей нагрузки: *а* — кифозирующей, направленной в сагиттальной плоскости; *б* — боковой, направленной во фронтальной плоскости.

По оси абсцисс — величина прилагаемой нагрузки (в Н · м); по оси ординат — деформация изгиба блоков позвоночных сегментов (в градусах).

1 — блок позвоночных сегментов контрольной группы; 2 — блок позвоночных сегментов с имитацией нестабильного повреждения T12 и транспедикулярным остеосинтезом четырехвинтовой спинальной системой; 3 — четырехвинтовая транспедикулярная спинальная система.

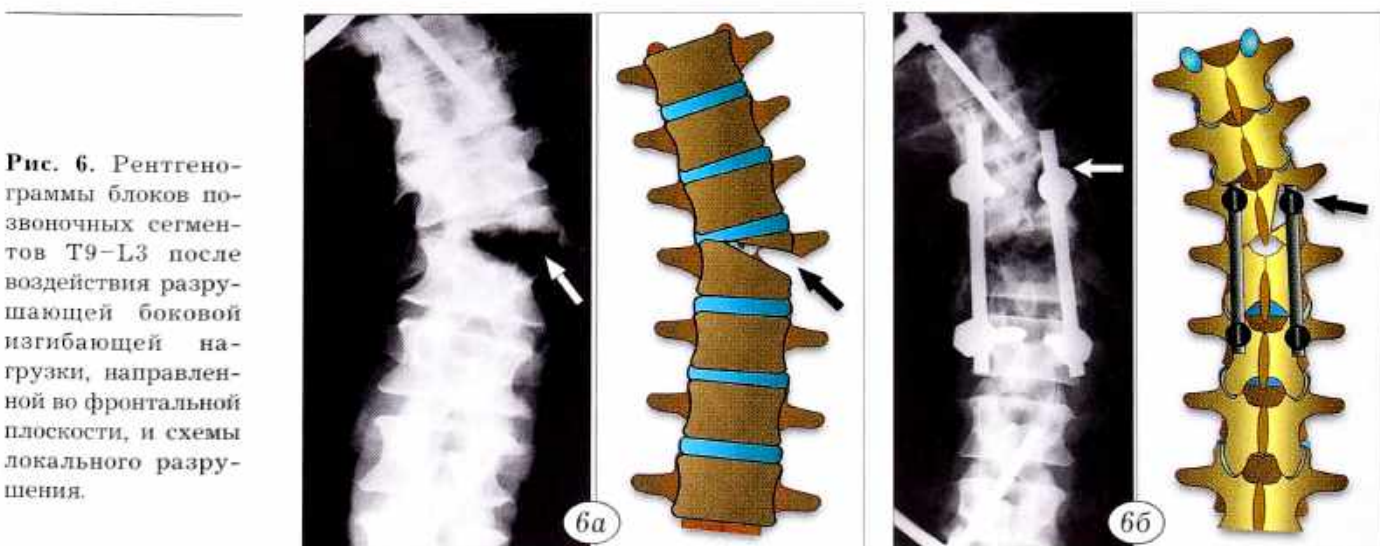
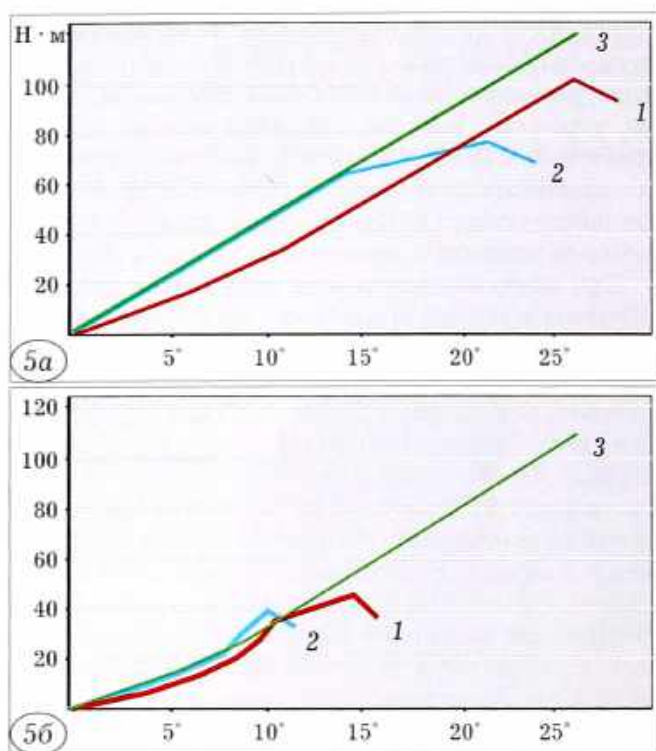


Рис. 6. Рентгенограммы блоков позвоночных сегментов T9–L3 после воздействия разрушающей боковой изгибающей нагрузки, направленной во фронтальной плоскости, и схемы локального разрушения.

а — препарат контрольной группы: характер разрушения соответствует боковому сгибательно-дистракционному перелому (место разрушения обозначено стрелкой); *б* — препарат с имитацией нестабильного повреждения T12 позвонка и транспедикулярным остеосинтезом сегментов T11–L1: продольный перелом дуги T11 позвонка вдоль винта со стороны, противоположной изгибу, с продолжением линии перелома на тело T11 (место разрушения обозначено стрелкой).

изгиб резьбовой части верхних винтов. Зависимость деформации изгиба синтезированных позвоночных сегментов от величины воздействующего в сагиттальной плоскости изгибающего момента представлена на рис. 5 (а).

При моделировании изгибающей нагрузки во фронтальной плоскости на сегменты T11–T12–L1 с поврежденным T12 позвонком и транспедикулярным остеосинтезом четырехвинтовой системой установило, что при усилии от 0 до 29 Н·м и суммарном боковом изгибе сегментов в среднем до 9,5° сопротивление препарата изгибающему моменту прогрессивно увеличивалось, после чего начиналось более быстрое нарастание деформации. При нагрузке 38,9 Н·м боковой изгиб достигал в среднем 11°, после этого происходило разрушение. Рентгенологически выявлялся продольный раскол корня дуги T11 на стороне, противоположной изгибу, с переходом линии перелома на тело позвонка и каудальную замыкательную пластинку (рис. 6, б). Винт, установленный в T11 позвонке с этой стороны, утрачивал контакт с костной тканью на всем протяжении. Зависимость деформации изгиба синтезированных позвоночных сегментов от величины действующего во фронтальной плоскости изгибающего момента представлена на рис. 5 (б).

При изучении жесткости спинальной системы «Синтез» в той же компоновке и аналогичных условиях на манекенах позвонков установлено, что изгибающая нагрузка в пределах 0–120 Н·м провоцировала появление соответствующей деформации винтов у основания резьбовой части и равномерного изгиба продольных стержней. В указанном диапазоне нагрузок деформация нарастала прямо пропорционально приложенному изгибающему моменту. Разрушения элементов системы «Синтез» при этом не происходило. Остаточная деформация системы в виде визуально заметного изгиба винтов более 1–2° появлялась после нагрузки 60 Н·м. Зависимость деформации изгиба спинальной системы от изгибающего момента представлена на рис. 5.

ОБСУЖДЕНИЕ

На основании полученных данных можно предположить, что при сагиттально направленном изгибающем воздействии дестабилизация системы «позвоночные сегменты T11–T12–L1 — четырехвинтовой транспедикулярный металлофиксатор» начиналась при нагрузке 59,5–68 Н·м с импресии спонгиозной костной ткани тела T11 позвонка, окружающей винты. При этом нарушалась прямо пропорциональная зависимость динамики дальнейшего увеличения кифоза от величины изгибающего момента, но система сохраняла способность противостоять возрастающему дислоцирующему усилию. При увеличении нагрузки до 68–85 Н·м возникали продольные переломы корней дуг T11 вдоль установленных в них винтов или краниальной замыкательной пластинки T11 с полной деста-

билизацией тестируемого образца. Аналогично происходила дестабилизация системы при изгибающем воздействии во фронтальной плоскости. Нагрузка 29 Н·м вызывала импрессию спонгиозы тела T11 позвонка вокруг винта на стороне, противоположной изгибу. Полная дестабилизация наступала при нагрузке 38,9 Н·м за счет продольного перелома корня дуги T11 с той же стороны.

Сопоставление величин разрушающих изгибающих нагрузок в четырех сериях экспериментов показало, что прочность сегментов T11–T12–L1 с травмированным T12 позвонком при транспедикулярном остеосинтезе меньше прочности тех же неповрежденных сегментов в среднем на 25% при изгибающих кифозирующих и на 14,7% при боковых изгибающих нагрузках. Прочность синтезированных сегментов в условиях транспедикулярного остеосинтеза к боковым изгибающим нагрузкам в 1,9 раза ниже прочности к сагиттально направленным изгибающим усилиям.

Показатели жесткости сегментов T11–T12–L1 с нестабильным повреждением T12 позвонка в условиях транспедикулярного остеосинтеза при изгибающих нагрузках до начала миграции винтов в среднем в 1,2 раза выше физиологической жесткости тех же неповрежденных сегментов позвоночника. Это объясняется тем, что показатели жесткости синтезированных сегментов до момента дестабилизации определяются жесткостью спинальной системы.

Результаты предпринятого нами исследования, отражающие жесткость и прочность анатомического блока позвоночных сегментов в условиях транспедикулярного остеосинтеза в сравнении с прочностью неповрежденного отдела позвоночника, дают наглядное представление о механических характеристиках этого метода фиксации. Проведенное исследование может служить основой для последующего анализа полученных данных с позиций сопромата, сопоставления механических характеристик транспедикулярного остеосинтеза с масс-инерционными характеристиками тела человека и обоснования оптимальных реабилитационных нагрузок на травмированный позвоночник в раннем послеоперационном периоде.

ВЫВОДЫ

1. Прочность сегментов T11–T12–L1 при нестабильном переломе T12 позвонка после фиксации четырехвинтовой транспедикулярной спинальной системой «Синтез» ниже нормальной прочности тех же неповрежденных сегментов в среднем на 25% по отношению к изгибающим кифозирующим и на 14,7% по отношению к боковым изгибающим нагрузкам.

2. Прочность сегментов T11–T12–L1 с нестабильным повреждением T12 позвонка в условиях транспедикулярного остеосинтеза по отношению к боковым изгибающим нагрузкам в 1,9 раза ниже, чем к сагиттально направленным изгибающим усилиям.

3. Показатели жесткости сегментов T11-T12-L1 с поврежденным T12 позвонком в условиях транспедикулярного остеосинтеза по отношению к изгибающим нагрузкам до начала миграции винтов в среднем в 1,2 раза выше физиологической жесткости неповрежденных сегментов.

4. Локальное разрушение системы «позвоночные сегменты T11-T12-L1 — четырехвинтовой транспедикулярный металлофиксатор» при воздействии изгибающей нагрузки начинается с импрессии губчатой костной ткани тела T11 позвонка, прилежащей к резьбовой части винтов. Полная дестабилизация системы при сагиттально направленной нагрузке происходит при продольном переломе корней дуг или краниальной замыкательной пластинки T11. При боковом изгибе возникает продольный перелом одной дуги T11 позвонка со стороны, противоположной изгибу, с переходом линии излома на тело T11.

ЛИТЕРАТУРА

1. Аганесов А.Г., Месхи К.Т., Николаев А.П., Костин Е.П. // Вестн. травматол. ортопед. — 2003. — N 3. — С. 48–52.
2. Барабаш А.П., Соломин Л.Н. Комбинированный напряженный остеосинтез. — Благовещенск, 1992.
3. Дулаев А.К., Шаповалов В.М., Гайдар Б.В. Закрытые повреждения позвоночника грудной и поясничной локализации. — СПб, 2000.
4. Корнилов Н.В., Усиков В.Д. Повреждения позвоночника. Тактика хирургического лечения. — СПб, 2000.
5. Лавруков А.М., Томилов А.Б. Остеосинтез аппаратом внешней фиксации у больных с повреждениями и заболеваниями позвоночника. — Екатеринбург, 2002.
6. Макаревич С.В. Спондилодез универсальным фиксатором грудного и поясничного отделов позвоночника. — Минск, 2001.
7. Образцов И.Ф., Адамович И.С. и др. Проблемы прочности в биомеханике. — М., 1988.
8. Рамит Э.А., Атаманенко М.Т. // Вестн. травматол. ортопед. — 2003. — N 3. — С. 43–48.
9. Сикилинда В.Д., Акопов В.И., Хлопонин П.А. и др. Подготовка тканей экспериментальных животных и человека для биомеханических и морфологических исследований: Метод рекомендации. — Ростов н/Д: СПб, 2002.
10. Фадеев Е.М. Декомпрессивно-стабилизирующие вмешательства при позвоночно-спинномозговой травме груднопоясничного отдела в позднем периоде: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — СПб, 2002.
11. White A., Panjabi M. Clinical biomechanics of the spine. — Philadelphia, 1990.

ИНФОРМАЦИЯ

VI Городская научно-практическая конференция «Актуальные вопросы медицинской реабилитации пациентов с патологией опорно-двигательной и нервной систем»

Москва, декабрь 2004 г.

Организаторы: Департамент здравоохранения Москвы;
Городская больница № 10 — Московский центр медицинской реабилитации

Темы конференции:

- Организация системы медицинской реабилитации на разных этапах
- Влияние медицинской реабилитации на качество жизни пациентов
- Медицинская реабилитация пациентов с заболеваниями и повреждениями позвоночника, в том числе после оперативного лечения
- Медицинская реабилитация пациентов с заболеваниями и повреждениями крупных суставов, в том числе после эндопротезирования
- Медицинская реабилитация пациентов с повреждениями конечностей, в том числе после остеосинтеза
- Физио-, бальнео-, термотерапия и лечебная физкультура в медицинской реабилитации пациентов с патологией опорно-двигательной и нервной систем
- Фармакотерапия в медицинской реабилитации
- Диагностика и контроль динамики в медицинской реабилитации, в том числе методами биомеханики

Контактный телефон: (095) 706-69-42; (095) 706-69-43