

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.1.02
УДК 531/534: [57+61]



ПОВЕДЕНИЕ СЕГМЕНТА ГРУДНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ ОСКОЛЬЧАТОМ ПЕРЕЛОМЕ ПОЗВОНКА ДО И ПОСЛЕ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ. БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ ЭКСПЕРИМЕНТ

А.М. Донник, Л.Ю. Коссович, Е.С. Оленко

Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Российская Федерация, 410012, Саратов, Астраханская, 83, e-mail: donnikam@sgu.ru

Аннотация. Работа посвящена исследованию биомеханического поведения сегмента грудного отдела позвоночника с компрессионным оскольчатом переломом тела позвонка Th11, а также с различными вариантами фиксации поврежденного позвоночно-двигательного сегмента (ПДС). Рассмотрены следующие варианты фиксации: короткосегментарная транспедикулярная система (ТПС); короткосегментарная ТПС, дополненная промежуточным винтом, введенным в поврежденный позвонок; короткосегментарная ТПС, дополненная промежуточными винтами, введенными в поврежденный позвонок. Модели сегментов позвоночника с повреждением тела позвонка построены на основе данных компьютерной томографии пациента в ПО Mimics Materialise, 3-Matic Materialise и SolidWorks. Модели фиксирующих элементов, а также их внедрение в модель сегмента позвоночника выполнены в SolidWorks. Материалы, назначенные моделям, считались линейными, упругими, изотропными. Граничные условия и нагружение моделей выполнены в КЭП ANSYS 19.2. Нагружение моделей соответствовало положению человека стоя, сгибанию, разгибанию, боковым наклонам и осевому вращению. Численное решение задачи теории упругости проведено в КЭП ANSYS. Расчитаны поле полных перемещений в моделях, эквивалентные напряжения по Мизесу в фиксирующих конструкциях и позвонках. Измерен диапазон движения в позвоночно-двигательном сегменте, включающем поврежденный позвонок. Выявлено перераспределение эквивалентных напряжений по Мизесу, снижающее нагрузку на поврежденный позвонок, а также снижение подвижности поврежденного позвонка при установке ТПС, дополненной промежуточным винтом, независимо от стороны его установки.

Ключевые слова: биомеханическое моделирование, промежуточные винты, биомеханический эксперимент, компрессионный перелом, диапазон движения

ВВЕДЕНИЕ

Общие сведения

Компрессионные оскольчатые переломы тел позвонков являются распространенным видом повреждения позвонков грудного и груднопоясничного отделов позвоночника. Известным способом лечения таких повреждений является фиксация смежных сегментов с целью консолидации травмированного позвонка. Как правило, позвонки смежных ПДС фиксируются ТПС. При этом наибольшая эффективность

© Донник А.М., Коссович Л.Ю., Оленко Е.С., 2022

Донник Анна Михайловна, старший преподаватель кафедры медицинской кибернетики, Саратов

Коссович Леонид Юрьевич, д.ф.-м.н., профессор, президент, Саратов

Оленко Елена Сергеевна, д.м.н., профессор, профессор кафедры основ медицины и медицинских технологий, Саратов

в улучшении состояния пациентов обеспечивается индивидуальностью подхода к лечению. Исследование биомеханики сегмента позвоночного столба позволяет более точно понимать его поведение и подбирать наиболее эффективное лечение для каждого пациента индивидуально.

Фиксация ПДС, включающего поврежденный позвонок, транспедикулярной системой распространена и при нестабильных повреждениях, т.е. повреждениях, когда нарушения костных и связочных структур при нагрузках могут повлечь повреждение спинного мозга или раздражение нервных корешков. Главное требование к ТПС – устойчивость к усталости. При наличии достаточного костного массива в поврежденном позвонке имеется возможность дополнительного введения винтов и в этот позвонок. Ретроспективное исследование (анализ накопленных данных) хирургического лечения повреждений переходного грудопоясничного отдела позвоночника с помощью установки короткосегментарной системы транспедикулярной фиксации (ТПФ), дополненной промежуточными винтами, освещено в работе [2]. Результаты исследования показывают лучшую сохранность интраоперационной коррекции кифотической деформации при использовании промежуточных винтов.

В работе [14] описано исследование, посвященное сравнению различных конструкций короткосегментарной ТПС, в том числе с применением промежуточных полиаксиальных винтов, при травме поясничного отдела позвоночника. Показана сравнимость биомеханических характеристик позвоночно-двигательных сегментов при установке рассматриваемых конструкций заднего короткого сегмента.

В настоящей работе исследовано биомеханическое состояние сегмента позвоночника с оскольчатым переломом тела позвонка грудного отдела позвоночника при различных видах фиксации короткосегментарной ТПС с целью выявления наиболее уязвимых областей. Эксперимент проведен на примере моделей сегмента позвоночника Th9-Th12 с повреждением тела позвонка Th11.

Исходными данными для проведения биомеханического эксперимента послужили результаты компьютерной томографии пациента В. 1961 г.р., поступившего в клинику с диагнозом компрессионный оскольчатый перелом тела позвонка на уровне Th11. Предложено несколько вариантов фиксации сегмента, содержащего поврежденный позвонок.

1. Установка системы ТПФ: по 2 винта в тела позвонков Th10, Th12, соединенные стержнями, стягивающимися балкой (четырёхвинтовая конструкция).

2. Установка ТПФ с использованием одного промежуточного винта: по 2 винта в тела позвонков Th10, Th12, 1 винт в тело позвонка Th11, соединенные стержнями, стягивающимися балкой (пятивинтовая конструкция).

3. Установка ТПФ с использованием двух промежуточных винтов: по 2 винта в тела позвонков Th10, Th12, 2 винта в тело позвонка Th11, соединенные стержнями, стягивающимися балкой (шестивинтовая конструкция).

В случае использования одного промежуточного винта дополнительно проведено исследование влияния стороны установки промежуточного винта в поврежденный позвонок.

Для исследования построено 5 моделей: без фиксации ПДС, с ТПФ на уровне позвонков Th10, Th12 (четырёхвинтовая конструкция), с ТПФ на уровне Th10, Th12 и промежуточным винтом на уровне Th11 (пятивинтовая конструкция: установка винта слева и установка винта справа), с ТПФ на уровне Th10, Th12 и двумя промежуточными винтами на уровне Th11 (шестивинтовая конструкция). Поврежденный межпозвонковый диск Th10–Th11 сохранен. При этом под поврежденным межпозвонковым диском понимается деформированный диск с измененными механическими свойствами. В ходе эксперимента численно решена упругая задача в статической постановке. Оценены поле

полных перемещений моделей в пространстве, эквивалентные напряжения по Мизесу и диапазон движения моделей во фронтальной, сагиттальной и аксиальной плоскостях.

Наряду с проведением расчета моделей с фиксациями был также проведен расчет, и измерены диапазоны движения сегментов Th10–Th11 и Th11–Th12 в модели без фиксаций. Нижняя поверхность нижнего позвонка была зафиксирована от перемещений во всех направлениях. На верхних поверхностях каждого позвонка задана площадка для приложения нагрузки и моментов. Диапазон движения двух сегментарных единиц рассчитывался на конечной точке загрузки.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Математическая постановка задачи

Математическая задача, описывающая напряженно-деформированное состояние моделей позвоночника под действием нагрузок, формулируется задачей упругого тела в статической постановке. Система уравнений включает в себя следующие уравнения: соотношения Коши, соотношения Сен-Венана, закон Гука, уравнения равновесия:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}); \quad (1)$$

$$\varepsilon_{ik,jl} + \varepsilon_{jl,ik} - \varepsilon_{il,jk} - \varepsilon_{jk,il} = 0; \quad (2)$$

$$\sigma_{ij} = \lambda\theta\delta_{ij} + 2\mu\varepsilon_{ij}; \quad (3)$$

$$\sigma_{ij,j} = 0, \quad (4)$$

где u_i – компоненты вектора перемещений; ε_{ij} – компоненты тензора деформаций; σ_{ij} – компоненты тензора напряжений; θ – объемное расширение; λ и μ – упругие константы Ламе; δ_{ij} – символ Кронекера, $i, j = 1, 2, 3$.

Граничные условия задают нагрузку, действующую на сегмент позвоночника

$$\sigma_{ij}n_j|_{S_p} = P_i; \quad (5)$$

$$u_i|_{S_u} = u_i^{(S)}, \quad \text{где } i, j = \overline{1, 3}, \quad (6)$$

где n_j – компоненты вектора внешней нормали к поверхности; S_p – часть поверхности, на которой заданы поверхностные силы; S_u – часть поверхности, на которой заданы перемещения; P_i – компоненты вектора поверхностных сил; $u_i^{(S)}$ – компоненты заданного вектора перемещений.

На поверхностях контакта различных элементов сегмента позвоночника (полный контакт) учитываются контактные условия:

$$u_i^{S_1} = u_i^{S_2}, \quad i = \overline{1, 3}; \quad (7)$$

$$\sigma_{ij}^{S_1} = \sigma_{ij}^{S_2}, \quad i = \overline{1, 3}, \quad j = \overline{1, 3}, \quad (8)$$

где $u_i^{S_1}$ – компоненты вектора перемещений на поверхности контакта, принадлежащей первому телу; $u_i^{S_2}$ – компоненты вектора перемещений на поверхности контакта, принадлежащей второму телу; $\sigma_{ij}^{S_1}$ – компоненты тензора напряжений на поверхности

контакта, принадлежащей первому телу; $\sigma_{ij}^{S_2}$ – компоненты тензора напряжений на поверхности контакта, принадлежащей второму телу.

Расчетная схема для модели, не содержащей варианты хирургического лечения, представлена на рис. 1. Зеленые линии показывают поверхности S_p , на которых заданы поверхностные силы; красные линии показывают контактные поверхности S_1 , S_2 . Заделка показывает поверхность S_u . При решении задачи для моделей, включающих фиксирующие металлоконструкции, дополнительно учитывается контакт между винтами и телами позвонков, для которого выполняются контактные условия (7), (8) (рис. 2).

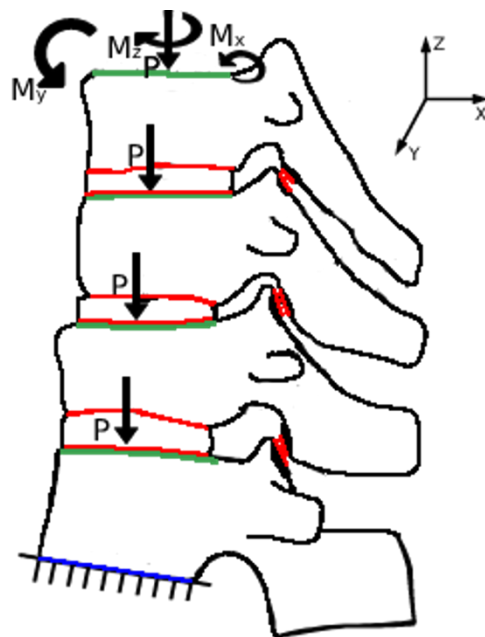


Рис. 1. Расчетная схема для сегмента позвоночника без фиксирующих металлоконструкций

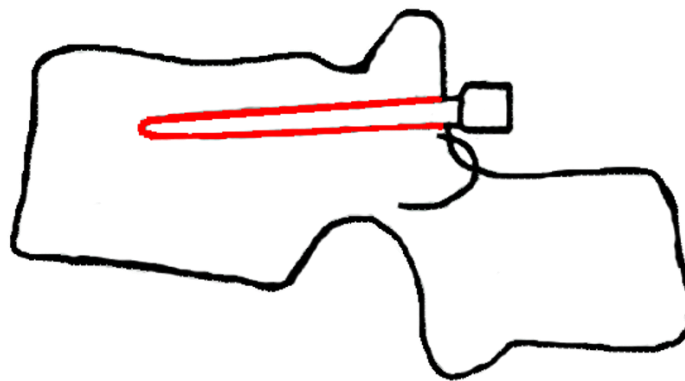


Рис. 2. Контакт между винтом и телом позвонка

Построение инструментария

Геометрические 3D-модели винтов, стержней и балки, входящих в систему ТПФ, построены в САПР *SolidWorks* (версия 2018). Для моделирования использованы моноаксиальный винт длиной 45 мм, диаметром 5 мм и шагом резьбы 2 мм и стягивающий стержень диаметром 5,5 мм.

Построение сегмента Th9-Th12 конечно-элементных моделей

Трехмерная модель сегмента Th9-Th12 грудного отдела позвоночника построена с использованием ПО *Mimics* (версия 21, *Materialise*), основываясь на результатах компьютерной томографии (серия 203 срезов, сделанных с шагом 0,5 мм). Построение моделей выполнено в несколько этапов, включающих построение трехмерных поверхностных моделей позвонков (*Mimics*, v.21), преобразование их в твердотельные модели (*3-Matic* (версия 21, *Materialise*), построение межпозвонковых дисков, фасеточных суставов, связок и добавление систем ТПФ. Полный алгоритм построения моделей описан в работе [1].

Построение межпозвонковых дисков и фасеточных суставов выполнено в САПР *SolidWorks* в виде вытянутых тел с основаниями на поверхностях замыкательных пластин и дугоотросчатых суставов соответственно.

В построенные модели установлены 4 вида систем фиксации с последующим использованием булевых операций для исключения пересечений. Среди них была одна четырехвинтовая конструкция, две пятивинтовые и одна шестивинтовая конструкция. Полученные модели показаны на рис. 3. Затем собранные модели были импортированы в *ANSYS Workbench* (версия 19.1).

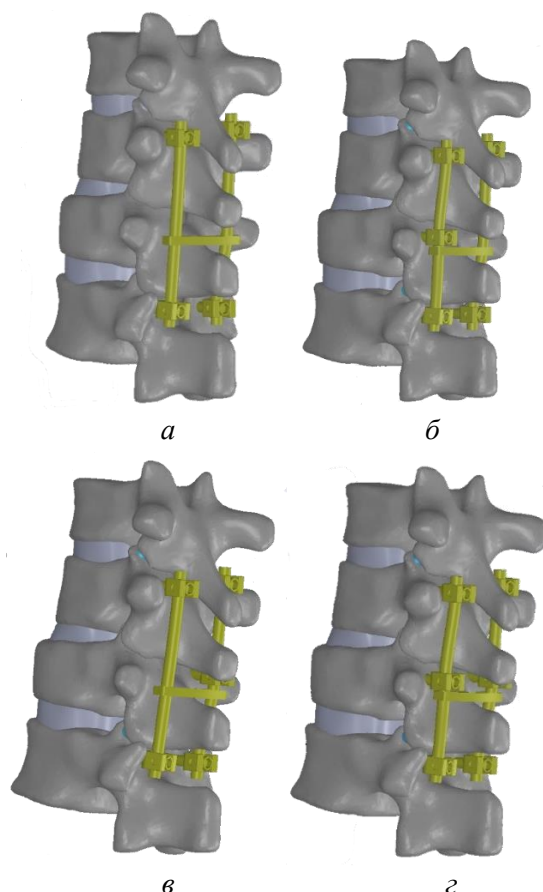


Рис. 3. Трехмерные твердотельные модели сегмента позвоночника Th9-Th12 с установленными короткосегментарными транспедикулярными системами фиксации в позвонки Th10, Th12 (а); в позвонки Th10, Th12 с промежуточным винтом в позвонке Th11 слева (б); в позвонки Th10, Th12 с промежуточным винтом в позвонке Th11 справа (в); в позвонки Th10, Th12 с промежуточными винтами в позвонке Th11 (г)

Моделирование связок, удерживающих позвоночный столб: передняя продольная, задняя продольная, межпоперечные, межостистые и надостистые связки, выполнено в конечно-элементном пакете ANSYS 19 в виде пружинных элементов. Расположение и количество элементов для каждой связки представлено на рис. 4.

В моделях использованы свойства кортикального слоя костной ткани, губчатого слоя костной ткани, фасеточных суставов, межпозвонкового диска, пяти видов связок (передней продольной, задней продольной, межпоперечных, межостистой и надостистой) и титана. Толщина кортикального слоя принята 1 мм. Все материалы приняты линейно-упругими, однородными и изотропными. В табл. 1 представлены механические свойства, характеризующие каждый материал, в табл. 2 – коэффициенты жесткости, характеризующие связочный аппарат [6–8, 12, 14, 17–19, 21–23].

В табл. 3 приведены пределы прочности для каждого из используемых материалов.

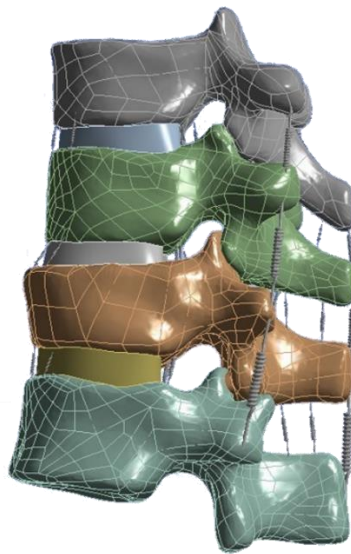


Рис. 4. Модель сегмента позвоночника со связками

Таблица 1

Механические свойства используемых материалов

Наименование материала	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона	Источник
Кортикальный слой костной ткани	12000	0,3	[17]
Губчатый слой костной ткани	100	0,2	[14]
Здоровый межпозвонковый диск	24	0,49	[19]
Поврежденный межпозвонковый диск	12	0,49	[18]
Фасеточные суставы	10	0,3	[22]
Титан	112000	0,32	[17]

Таблица 2

Коэффициенты жесткости связок сегмента Th9-Th12, Н/мм

Параметр	Наименование связки				
	Передняя продольная	Задняя продольная	Межостистая	Надостистая	Межпоперечная
Коэффициент жесткости	35	9	13	14	50

Таблица 3

Прочностные характеристики костных тканей и имплантатов

Материал	Предел прочности, МПа
Медицинская (хирургическая) нержавеющая сталь (316LS/316LVM) [12]	до 1241
Титановый сплав Ti6Al4V ELI <i>Titanium Alloy</i> [21]	до 970
Кортикальная костная ткань [7]	до 161
Губчатая костная ткань [6, 8, 23]	до 15

Нагрузки и граничные условия были установлены в конечно-элементном пакете ANSYS 19. Модели нагружались следящей нагрузкой и крутящими и изгибающими моментами. Следящая нагрузка являлась весовой нагрузкой и моделировалась посредством задания последовательности векторов сил. Направление вектора: перпендикулярно к верхней замыкательной пластине каждого позвонка каудально; модуль вектора: 100 Н [5, 14]. Изгибающие и крутящие моменты моделировались путем задания направления и модуля момента. Направление момента задавалось путем выбора оси, перпендикулярной плоскости движения позвоночника; величина 7,5 Н·м [5, 14]. Все нагрузки моделировали физиологическое поведение позвоночного столба. Виды нагрузок и соответствующее им поведение позвоночного столба представлено в табл. 4.

На нижней замыкательной пластине позвонка установлена жесткая заделка модели, что соответствует нулевым перемещениям этой границы в пространстве.

Таблица 4

Нагрузки на модели

Физиологическое поведение позвоночного столба	Следящая нагрузка P , Н	Момент M , Н·м
Положение стоя	400	–
Сгибание	400	7,5
Разгибание	400	7,5
Боковые наклоны влево/вправо	400	7,5
Осевое вращение влево/вправо	400	7,5

Был проведен анализ чувствительности сеточной сходимости. Для оценки использованы максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу. Генерировались сетки с размерами элементов 1, 1,5, 2 мм. В численном решении использовано разбиение тетраэдрической вычислительной сеткой с элементами величиной 1,5 и 2 мм. Количество узлов и элементов сетки приводится в табл. 5.

Конечно-элементный анализ

Для анализа биомеханического поведения каждой модели моменты во всех направлениях в комбинации со следящей нагрузкой прикладывались к площадке на поверхности позвонка Th9. Сравнивались максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкциях, кортикальном и губчатом слоях позвонков, диапазон движения в сегменте Th10–Th12, а также максимальные полные перемещения в сегменте Th10–Th12 и поврежденном позвонке Th11 при различных видах нагрузки.

Таблица 5

Сведения о вычислительной сетке на рассчитываемых моделях

Модель	Количество элементов	Количество узлов
Без фиксации	485099	686886
Четырехвинтовая конструкция	503298	726661
Пятивинтовая конструкция (слева)	531216	769232
Пятивинтовая конструкция (справа)	531161	769074
Шестивинтовая конструкция	536151	778663

РЕЗУЛЬТАТЫ**Поле перемещений**

В положении стоя наименьшее перемещение отмечается в модели с шестивинтовой конструкцией. Однако разница с четырех- и пятивинтовыми конструкциями не превышает 0,03 мм.

В режиме нагружения, соответствующем сгибанию позвоночника, максимальные перемещения в моделях с четырех-, пяти- и шестивинтовыми фиксирующими металлоконструкциями отличаются не более чем на 0,01 мм и составляют $(0,38 \pm 0,01)$ мм.

В режиме нагружения, соответствующем разгибанию позвоночника, в моделях с четырех-, пяти- и шестивинтовыми фиксирующими металлоконструкциями наименьшее значение максимальных модулей перемещений отмечается в модели с шестивинтовой фиксирующей металлоконструкцией. В модели с четырехвинтовой конструкцией максимальная величина перемещений выше на 0,08 мм, в модели с пятивинтовыми конструкциями – на 0,02–0,04 мм.

При боковых наклонах в моделях наименьшие значения максимальных перемещений наблюдаются в моделях с пяти- и шестивинтовыми фиксирующими металлоконструкциями. В модели с четырехвинтовой конструкцией модули максимальных перемещений выше на 0,09 мм.

При осевом вращении аналогично боковым наклонам наименьшие значения максимальных перемещений отслеживаются в моделях с пяти- и шестивинтовыми фиксирующими металлоконструкциями. В модели с четырехвинтовой металлоконструкцией максимальные значения на 0,09 мм выше.

При всех видах компоновки фиксирующих конструкций наблюдается аналогичное распределение полей перемещения при всех видах нагрузок. Однако различается величина смещения в пространстве. При действии силы, моделирующей нагрузку, действующую на сегмент позвоночника в положении человека стоя, увеличение перемещения точек модели относительно начального положения наблюдается в краниальном направлении, т.е. в направлении позвонка Th9.

При всех режимах нагружения в моделях со всеми предложенными вариантами компоновок фиксирующих металлоконструкций отмечается значительное снижение модуля векторов полных перемещений по сравнению с моделью с поврежденным позвонком Th11 без фиксации (табл. 6).

Максимальные перемещения на уровне поврежденного позвонка Th11

Оценка поля перемещений на уровне поврежденного позвонка позволяет оценить подвижность позвоночника после установки фиксирующей металлоконструкции, необходимой для консолидации позвонка.

Таблица 6

Максимальные модули перемещений в сегменте Th10–Th12, мм

Модель	Вид нагрузки						
	Стоя	Сгибание	Разгибание	Боковой наклон влево	Боковой наклон вправо	Осевое вращение влево	Осевое вращение вправо
Без фиксации	0,24	0,73	1,05	0,86	1,07	1,19	1,16
Четырехвинтовая конструкция	0,17	0,39	0,36	0,66	0,84	0,76	0,73
Пятивинтовая конструкция (слева)	0,19	0,38	0,30	0,57	0,80	0,63	0,61
Пятивинтовая конструкция (справа)	0,18	0,39	0,32	0,58	0,78	0,67	0,61
Шестивинтовая конструкция	0,16	0,38	0,28	0,57	0,72	0,65	0,62

Таблица 7

Максимальные модули перемещений в позвонке Th11, мм

Модель	Вид нагрузки						
	Стоя	Сгибание	Разгибание	Боковой наклон влево	Боковой наклон вправо	Осевое вращение влево	Осевое вращение вправо
Без фиксации	0,20	0,47	0,84	0,48	0,63	1,03	1,00
Четырехвинтовая конструкция	0,13	0,20	0,26	0,30	0,39	0,45	0,47
Пятивинтовая конструкция (слева)	0,12	0,20	0,20	0,25	0,37	0,34	0,35
Пятивинтовая конструкция (справа)	0,13	0,20	0,23	0,27	0,37	0,35	0,34
Шестивинтовая конструкция	0,12	0,20	0,20	0,26	0,34	0,29	0,30

В положении стоя наименьшие значения максимальных перемещений наблюдаются при установке шестивинтовой и пятивинтовой конструкций. В модели с четырехвинтовой и пятивинтовой конструкциями величина отличается на 0,01 мм.

При сгибании позвоночника максимальные смещения на уровне поврежденного позвонка не отличаются.

При разгибании наименьшие значения максимальных перемещений наблюдаются при установке шестивинтовой и пятивинтовой конструкций. В модели с четырехвинтовой конструкцией величина отличается на 0,06 мм.

При боковом наклоне наименьшие значения максимальных перемещений наблюдаются в модели с пятивинтовой конструкцией (в поврежденный позвонок установлен винт слева). В модели с шестивинтовой конструкцией величина

максимального перемещения отличается на 0,01 мм, с пятивинтовой металлоконструкцией (винт введен в поврежденный позвонок справа) – на 0,02 мм. В модели с четырехвинтовой конструкцией наибольший модуль отличается на 0,05 мм.

При боковом наклоне вправо наименьшее значение максимальных перемещений отмечается в модели с шестивинтовой фиксирующей металлоконструкцией. В моделях с пятивинтовыми металлоконструкциями значения отличаются на 0,03 мм, в модели с четырехвинтовой конструкцией – на 0,05 мм.

При осевом вращении влево наименьшее значение максимальных перемещений наблюдается в модели с шестивинтовой конструкцией. На 0,05 мм выше в моделях с пятивинтовыми конструкциями. В модели с четырехвинтовой конструкцией максимальные перемещения значительно выше – отличаются на 0,16 мм. При осевом вращении влево наблюдается аналогичная динамика в модулях перемещений, при этом величина максимальных модулей перемещений отличается на 0,01 мм.

Таким образом, после установки фиксирующих конструкций снизилась подвижность на уровне поврежденного позвонка.

Эквивалентные напряжения по Мизесу в фиксирующих конструкциях

В положении стоя увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкциях наблюдается у основания винтов и в стержнях, стягивающих винты. Максимальная величина отмечается у основания левого винта, введенного в позвонок Th12.

При сгибающей/разгибающей нагрузке без учета напряжений, возникающих вследствие контакта винтов и балки со стержнями, наибольшие значения эквивалентных напряжений по Мизесу отмечаются у оснований винтов.

При боковых наклонах увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкциях наблюдается у основания винтов и в стержнях, стягивающих винты.

При осевых наклонах увеличение эквивалентных напряжений по Мизесу в металлоконструкциях наблюдается у основания винтов и в стержнях, стягивающих винты.

Максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу приведены в табл. 8.

При следящей нагрузке, моделирующей положение стоя, в моделях с пятивинтовыми конструкциями (винт слева или справа) максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу на 23 % и 31 % соответственно выше, чем в модели с шестивинтовой конструкцией, а с четырехвинтовой – на 21 %.

При сгибающей нагрузке в моделях с пятивинтовыми конструкциями (винт слева или справа) максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу на 13 % и 19 % выше соответственно, чем в модели с шестивинтовой конструкцией, а с четырехвинтовой – на 21 %.

При разгибающей нагрузке в модели с пятивинтовыми конструкциями максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу на 18 % и 24 % выше, чем в модели с шестивинтовой конструкцией, а с четырехвинтовой – на 21 %.

При боковом наклоне влево в модели с шестивинтовой конструкцией максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу на 6 % выше, чем в модели с четырехвинтовой конструкцией, а с пятивинтовыми – на 7 % и 9 %.

При боковом наклоне вправо в модели с четырехвинтовой конструкцией максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу на 7 % выше, чем в модели с шестивинтовой конструкцией, а с четырехвинтовой – на 3 % и 2 %.

При осевом вращении влево в модели с четырехвинтовой конструкцией максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу на 12 % выше, чем в модели с шестивинтовой конструкцией, а с пятивинтовыми – на 4 % и 6 %.

Таблица 8

Максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу в металлоконструкциях, МПа

Модель	Вид нагрузки						
	Стоя	Сгибание	Разгибание	Боковой наклон влево	Боковой наклон вправо	Осевое вращение влево	Осевое вращение вправо
Четырехвинтовая конструкция	58	170	285	321	450	403	400
Пятивинтовая конструкция (слева)	59	158	277	345	435	373	363
Пятивинтовая конструкция (справа)	63	167	291	351	430	381	368
Шестивинтовая конструкция	48	140	235	340	421	360	341

При осевом вращении вправо в модели с четырехвинтовой конструкцией максимальные значения эквивалентных напряжений по Мизесу на 17 % выше, чем в модели с шестивинтовой конструкцией, а с пятивинтовыми – на 6 % и 8 %.

При всех видах нагружения моделей наименьшие значения максимальных эквивалентных напряжений по Мизесу выявлены в модели с шестивинтовой конструкцией.

Эквивалентные напряжения по Мизесу в позвонках

При сгибающей нагрузке наибольшие эквивалентные напряжения по Мизесу в позвонках наблюдались в верхней замыкательной пластине позвонка Th10 и зоне введения левого винта в позвонок Th10 во всех моделях, кроме случая шестивинтовой системы. В случае же шестивинтовой конструкции наибольшие эквивалентные напряжения по Мизесу смещались в зону вхождения левого винта в позвонок Th11.

При нагрузке, моделирующей положение стоя, наименьшая величина максимальных значений эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдается в модели с шестивинтовой конструкцией. В модели с четырехвинтовой конструкцией – на 18 % выше, а в моделях с пятивинтовыми – на 14 % (табл. 9).

При нагрузке, моделирующей сгибание позвоночника, наименьшая величина максимальных значений эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдается в модели с шестивинтовой конструкцией. В моделях с четырех- и пятивинтовыми конструкциями – на 14 % выше.

При нагрузке, моделирующей разгибание позвоночника, наименьшая величина максимальных значений эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдается в модели с четырехвинтовой конструкцией. Значительно выше напряжения в позвонках в моделях с пятивинтовыми конструкциями.

При нагрузке, соответствующей боковому наклону влево, наименьшие значения максимальных эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются в модели с шестивинтовой конструкцией. В моделях с пятивинтовыми системами фиксации на 6 % и 8% выше, в модели с четырехвинтовой – на 17 %.

При нагрузке, соответствующей боковому наклону вправо, наименьшие значения максимальных эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются в модели

Таблица 9

Максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу в позвонках, МПа

Модель	Вид нагрузки						
	Стоя	Сгибание	Разгибание	Б/н влево	Б/н вправо	Осевое вращение влево	Осевое вращение вправо
Без фиксации	16	29	27	29	27	34	36
Четырехвинтовая конструкция	33	32	24	40	57	47	44
Пятивинтовая конструкция (слева)	32	32	54	38	49	79	79
Пятивинтовая конструкция (справа)	32	32	56	39	53	86	81
Шестивинтовая конструкция	28	28	33	36	41	58	59

с шестивинтовой конструкцией. В моделях с пятивинтовыми системами фиксации на 20 % и 29% выше, в модели с четырехвинтовой – на 39 %.

При нагрузке, соответствующей осевому вращению влево, наименьшие значения максимальных эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются в модели с четырехвинтовой конструкцией. В модели с четырехвинтовой – на 23 %, в моделях с пятивинтовыми конструкциями эквивалентные напряжения по Мизесу значительно выше – на 68 % и 83 %.

При нагрузке, соответствующей осевому вращению влево, наименьшие значения максимальных эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдаются в модели с четырехвинтовой конструкцией. В модели с четырехвинтовой – на 34 %, в моделях с пятивинтовыми конструкциями эквивалентные напряжения по Мизесу значительно выше – на 80 % и 84 %.

После установки фиксирующих конструкций напряжения по Мизесу возрастают по сравнению с моделью без фиксации за счет зон контакта винтов с кортикальным слоем.

Диапазон движения

Диапазон движения в сегменте Th10–Th12 позвоночника, включающего поврежденный позвонок Th11, определялся как величина изменения угла между нижней замыкательной пластиной позвонка Th10 и верхней замыкательной пластиной позвонка Th12 до (α_0) и после (α) нагружения моделей: $\Delta\alpha = \alpha - \alpha_0$ (табл. 10).

Для определения диапазона движения при сгибании/разгибании и в положении стоя определялось изменение угла в сагиттальной плоскости. Для определения диапазона движения при боковых наклонах определялся угол смещения во фронтальной плоскости. Для определения диапазона движения при осевом вращении определялся угол ротации в аксиальной плоскости.

Исследования показали, что при фиксации винтами позвонков, смежных с поврежденным позвонком, наблюдается заметное снижение угла ротации относительно модели без фиксации при всех видах нагружения: в положении стоя на 41–69 %, при сгибании – на 12–37%, при разгибании – на 39–76 %, при боковом наклоне влево – на 30–46 %, при боковом наклоне вправо – на 27–41 %, при осевом вращении влево – на 36–44%, при осевом вращении вправо – на 66–72 %.

Таблица 10

Диапазон движения

Движение	$\Delta\alpha,^\circ$				
	Без фиксации	Четырехвинтовая конструкция	Пятивинтовая конструкция (слева)	Пятивинтовая конструкция (справа)	Шестивинтовая конструкция
Положение стоя	1,09	0,64	0,39	0,34	0,47
Сгибание	1,55	1,37	0,97	1,13	1,25
Разгибание	1,38	0,84	0,33	0,43	0,61
Боковой наклон влево	0,50	0,35	0,27	0,28	0,29
Боковой наклон вправо	0,64	0,47	0,45	0,38	0,40
Осевое вращение влево	0,64	0,37	0,37	0,36	0,41
Осевое вращение вправо	0,95	0,31	0,27	0,28	0,32

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Выбрать наиболее эффективную компоновку металлоконструкции с наименьшим количеством включаемых структур для стабилизации поврежденного ПДС позволяет грамотное планирование операции. Изучение напряженно-деформированного состояния сегментов позвоночного столба, а также металлоконструкции позволяет оценить эффективность хирургического лечения с точки зрения биомеханики. Исследование биомеханических параметров, влияющих на состояние пациентов в послеоперационный период, позволяет обратить внимание на более уязвимые области после установки фиксирующих конструкций и обеспечивает индивидуальный подход к выбору способа фиксации при планировании хирургического лечения.

Установка фиксирующих металлоконструкций снижает эквивалентные напряжения по Мизесу в поврежденном позвонке, а также обеспечивает менее подвижное состояние поврежденного сегмента, что способствует консолидации тела позвонка.

При фиксации ПДС, смежных с поврежденным уровнем, наблюдается перераспределение эквивалентных напряжений по Мизесу, снижающее нагрузку на поврежденный позвонок. Кроме того, анализ перемещений на уровне поврежденного тела позвонка, а также диапазона движения на уровне ПДС Th10–Th12 при нагружениях, моделирующих типичные физиологические нагрузки, показал, что в моделях с зафиксированными смежными позвонками снижается подвижность по сравнению с моделью без фиксаций. Наибольшее снижение фиксируется в моделях с установленными промежуточными винтами. При этом отмечено, что при использовании одного промежуточного винта результаты не зависят от стороны его установки.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Исследование не имело спонсорской поддержки.
Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Донник А.М., Иванов Д.В., Коссович Л.Ю., Левченко К.К., Киреев С.И., Морозов К.М., Островский Н.В., Зарецков В.В., Лихачев С.В. Создание трехмерных твердотельных моделей позвоночника с транспедикулярной фиксацией с использованием специализированного программного обеспечения // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. – 2019. – Т. 19, вып. 4. – С. 424–438. DOI: 10.18500/1816-9791-2019-19-4-424-438
2. Карлов А.В., Шахов В.П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. – Томск: STT, 2001. – 477 с.
3. Лихачев С.В., Зарецков В.В., Арсениевич В.Б., Островский В.В., Шульга А.Е., Зарецков А.В. Результаты применения промежуточных транспедикулярных винтов при повреждениях переходного груднопоясничного отдела позвоночника // Гений ортопедии. – 2020. – Т. 26, № 4. – С. 548–554. DOI: 10.18019/1028-4427-2020-26-4-548-554
4. 316LS/316LVM Surgical Stainless Steel Bar - ASTM F138 [Электронный ресурс] – URL: www.upmet.com/products/stainless-steel/316lslvm (дата обращения: 14.01.2022).
5. Bruno A.G., Burkhart K., Allaire D., Anderson D.E., Bouxsein M.L. Spinal loading patterns from biomechanical modeling explain the high incidence of vertebral fractures in the thoracolumbar region // Journal of Bone and Mineral Research. – 2017. – Vol. 32, no. 6. – P. 1282–1290.
6. Cho P.G., Ji G.Y., Park S.H., Sgin D.A. Biomechanical analysis of biodegradable cervical plates developed for anterior cervical discectomy and fusion // Asian Spine Journal. – 2018. – Vol. 12, no. 6. – P. 1092–1099. DOI: 10.31616/asj.2018.12.6.1092
7. Dreischarf M., Rohlmann A., Bergmann G., Zander T. Optimised loads for the simulation of axial rotation in the lumbar spine // J. Biomech. – 2011. – Vol. 44, no. 12. – P. 2323–2327.
8. Goel V., Kim K., Young E., Lim T.H., Weinstein J.N. An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation // Spine. – 1998. – Vol. 13, no. 9. – P. 1003–1011. DOI: 10.1097/00007632-198809000-00007.102
9. Goldstein S.A. The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function // J. Biomech. – 1987. – Vol. 20, no.11. – P. 1055–1061.
10. Havaladar R., Pilli S.C., Putti B.B. Insights into the effects of tensile and compressive loadings on human femur bone // Adv. Biomed. Res. – 2014. – No. 3. – P. 101.
11. Kiapour A., Ambati D., Hoy R.W., Goel V. Effect of graded facetectomy on biomechanics of Dynesis dynamic stabilization system // Spine. – 2012. – Vol. 37, no. 10. – P. E581–E589. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3182463775.104
12. Kim Y.H., Khuyagbaatar B., Kim K. Recent advances in finite element modeling of the human cervical spine // Journal of Mechanical Science and Technology. – 2018. – Vol. 32. – P. 1–10.
13. Lee S.H., Im Y.J., Kim K.T., Kim Y.H., Park W.M., Kim K. Comparison of cervical spine biomechanics after xed- and mobile oreartificial discreplacement: finite element analysis // Spine. – 2011. – Vol. 36, no. 9. – P. 700708. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181f5cb87
14. Li J., Zhang L.-C., Li J., Zhang H., Zhao J.-X., Zhang W. A Hybrid uniplanar pedicle screw system with a new intermediate screw for minimally invasive spinal fixation: a finite element analysis // BioMed Research International. – 2020. – Vol. 2020. – Article no. 5497030. – 9 p. DOI: 10.1155/2020/5497030
15. Misch C.E., Qu Z., Bidez M.W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement // J. Oral Maxillofac. Surg. – 1999. – Vol. 57, no. 6. – P. 700–706.
16. Rohlmann A., Zander T., Rao M., Bergmann G. Realistic loading conditions for upper body bending // J. Biomech. – 2009. – Vol. 42, no. 7. – P. 884–890.
17. Rohlmann A., Zander T., Rao M., Bergmann G. Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing // J. Biomech. – 2009. – Vol. 42, no. 10. – P. 1520–1526.
18. Nolte L.P., Panjabi M.M., Oxland T.R. Biomechanical properties of lumbar spinal ligaments. In: Heimke G. (ed.). Clinical implant materials, advance in biomaterials. – 1990. – Vol. 9. – P. 663668.103.
19. Su Y.-S., Ren D., Wang P.-C. Comparison of biomechanical properties of single- and two-segment fusion for Denis type B spinal fractures // Orthopaedic Surgery. – 2013. – Vol. 5 – P. 266–273.
20. Ti6Al4V ELI Titanium Alloy [Электронный ресурс] – URL: www.arcam.com/wp-content/uploads/Arcam-Ti6Al4V-ELI-Titanium-Alloy.pdf (дата обращения: 14.01.2022).

21. Xu M., Yang J., Lieberman I.H., Haddas R. Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation // *Computer Methods in Biomedical Engineering*. – 2017. – Vol. 20, no. 1. – P. 1–15.
22. Zahari S.N., Latif M.J.A., Rahim N.R.A., Kadir M.R.A., Kamarul T. The effects of physiological biomechanical loading on intradiscal pressure and annulus stress in lumbar spine: a finite element analysis // *Journal of Healthcare Engineering*. – 2017. – Vol. 2017. – P. 1–8.
23. Zhao Y., Li Q., Mo Z., Sun Y., Fan Y. Finite element analysis of cervical arthroplasty combined with fusion against 2-level fusion // *J. Spinal Disord. Tech.* – 2013. – Vol. 26, no. 6. – P. 347–350.

BIOMECHANICS OF THE SPINE IN FRACTURE OF THE SPINE BEFORE AND AFTER SURGICAL TREATMENT. BIOMECHANICAL EXPERIMENT

A.M. Donnik, L.Yu. Kossovich, E.S. Olenko (Saratov, Russian Federation)

The work is devoted to the study of the biomechanical behavior of the segment of the thoracic spine with a comminuted compression fracture of the Th11 vertebral body, as well as with various options for fixing the injured spinal motion segment (SMS). The following fixation options were considered: short-segment transpedicular system (TPS); short-segment TPS, supplemented with an intermediate screw inserted into the damaged vertebra; short-segment TPS, supplemented with intermediate screws inserted into the damaged vertebra. Models of spinal segments with damage to the vertebral body are built on the basis of patient computed tomography data in Mimics Materialize, 3-Matic Materialize and SolidWorks software. Models of fixing elements, as well as their introduction into the model of the spine segment, are performed in SolidWorks. The materials assigned to the models were considered linear, elastic, isotropic. The boundary conditions and loading of the models are performed in the FEP ANSYS 19.2. The loading of the models corresponded to the position of a person standing, flexion, extension, lateral bending and axial rotation. The numerical solution of the problem of the theory of elasticity was carried out in the FEP ANSYS. The field of total displacements in the models, equivalent stresses von Mises in fixing structures and vertebrae were calculated. The range of motion was measured in the spinal motion segment, including the damaged vertebra. Revealed a redistribution of equivalent stresses von Mises, which reduces the load on the injured vertebra, as well as a decrease in the mobility of the injured vertebra when installing the TPS, supplemented with an intermediate screw, regardless of the side of its installation.

Key words: biomechanical modeling, intermediate screws, biomechanical experiment, compression fracture, range of motion.

Получена 14.01.2022

Одобрена 26.02.2022

Принята к публикации 17.03.2022

Просьба ссылаться на эту статью в русскоязычных источниках следующим образом: Донник, А.М. Поведение сегмента грудного отдела позвоночника при оскольчатом переломе позвонка до и после хирургического лечения. Биомеханический эксперимент / А.М. Донник Л.Ю. Коссович, Е.С. Оленко // *Российский журнал биомеханики*. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 25–39. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.1.02

Please cite this article in English as noted in English version of this article.