

ИНФОРМАЦИОННО-АНАЛИТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА МОДЕЛИРОВАНИЯ КОМПРЕССИОННОГО ПЕРЕЛОМА ПОЗВОНОЧНИКА ЧЕЛОВЕКА

Седов Р.Л.¹, Орлов С.В.², Бобарыкин Н.Д.³

¹Санкт-Петербургский гуманитарный университет профсоюзов, г. Санкт-Петербург, Россия (192238, г. Санкт-Петербург, ул. Фучика, 15), e-mail: rседoff@yandex.ru.

²Институт биомеханики позвоночника и суставов, г. Калининград, Россия (236022, г. Калининград, ул. Маяковского, 6-17), e-mail: ser-orlov@yandex.ru.

³ФГОУ ВПО «Калининградский государственный технический университет», г. Калининград, Россия (236022, г. Калининград, Советский пр., 1), e-mail: bobarykin.48@mail.ru.

Проблема биомеханики позвоночного столба человека привлекает внимание учёных разных областей. В данной работе приведена схема взаимодействия элементов информационно-аналитической системы моделирования компрессионного перелома позвоночника человека. В ранних работах авторов по данной проблеме произведены работы по составлению математической модели компрессионного перелома, сформированы расчёты оптимальных параметров стабилизирующей полуригидной конструкции для трехпозвонкового комплекса человека с вариантом клиновидной деформации среднего позвонка. Данные полученных исследований необходимо адаптировать для практических специалистов в области нейрохирургии позвоночника в целях прогнозирования методов лечения, принятия решения об использовании фиксаторов различных конструкций в операции по восстановлению позвоночника при компрессионном переломе, профилактики спортивных и производственных травм позвоночника при различных нагрузках. Изучение природы неустойчивости методом математического моделирования имеет важное прикладное значение, так как предлагает биомеханическое обоснование хирургической коррекции этой патологии, оптимизирует выбор клинических решений для типичных вариантов неустойчивости. Это актуально как для врачей различных специальностей (ортопедов-травматологов, нейрохирургов, неврологов, фтизиатров, онкологов), так и для инженеров-технологов, разрабатывающих позвоночные импланты и фиксаторы. При помощи информационно-аналитической системы изучены основные формы неустойчивости позвоночника при травмах, а именно повреждения сгибательного типа, разгибательного типа и ротационные. Предложены биомеханически обоснованные варианты хирургической коррекции типичных вариантов неустойчивости, приведены расчёты оптимальных параметров стабилизирующих конструкций. С помощью методов моделирования и оптимизации доказано преимущество применения демпфирующих конструкций в противовес абсолютно жёстким фиксаторам.

Ключевые слова: математическое моделирование в биомеханике, численные методы больших систем обыкновенных дифференциальных уравнений, векторная оптимизация, информационно-аналитическая система для медицинских специалистов, компрессионный перелом позвоночника человека.

INFORMATION-ANALYTICAL SYSTEM OF MODELING OF HUMAN SPINE COMPRESSIVE FRACTURE

Sedov R.L.¹, Orlov S.V.², Bobarykin N.D.³

¹Saint-Petersburg University of Humanitarian and Social Science, St. Petersburg, Russia (192238, Saint-Petersburg, Fuchika Street, 15), e-mail: rседoff@yandex.ru.

²Institute of spine biomechanics and articulations, Kaliningrad, Russia (236022, Kaliningrad, Mayakovskogo street 6-17), e-mail: ser-orlov@yandex.ru.

³Kaliningrad State Technical University, Kaliningrad, Russia (236022, Kaliningrad, Sovetskiy avenue, 1) e-mail: bobarykin.48@mail.ru.

The problem of biomechanics of the spine person attracts the attention of scientists of different fields. In this paper, the scheme of interaction of elements of information-analytical system of modeling of compressive spine fracture person. In the early works of the authors on this problem, works on preparation of the mathematical model of a compression fracture, formed the calculation of optimal parameters stabilizing designs for human three vertebra complex with option wedge deformation average vertebra. Data received research needs to be adapted for practical specialists in the field of neurosurgery spine for the purposes of forecasting methods, decision-making about the use of clamps of different designs in operation to restore the spine when compression fracture prevention sports and injuries of the spine at different loads. Study of the nature of instability by the method of mathematical modeling is of great practical importance, because it offers biomechanical grounds for surgical treatment of this pathology, optimizes the choice clinical solutions for typical variants of instability. This

is true for doctors of different specialties (orthopedists-traumatologists, neurosurgeons, neurologists, TB doctors, oncologists) and engineers who develop vertebrates implants and tabs. Using the information-analytical system has been studied basic forms of instability of the spine injuries, namely damage flexion type, extensor-type and rotary. Proposed biomechanically reasonable variants of surgical correction of the typical variants of instability, the calculations of the optimal parameters stabilizing structures. Using the methods of modeling and optimization of proven benefit of using a dampening structures in contrast to the rigid connectors.

Keywords: mathematical modeling in biomechanics, numerical methods of large systems of ordinary differential equations, vector optimization, information-analytical system for medical specialists, compression fracture of a man.

Математическое моделирование в биомеханике играет важную конструктивистскую роль. Однако, построенные модели ввиду своей сложности трудно доступны медицинским специалистам. В данной работе предлагается рассмотреть информационно-аналитическую систему моделирования компрессионного перелома позвоночника человека (ИАС). Структура предполагаемой ИАС включает в себя следующие компоненты: МРТ, исходные механические параметры системы позвонков, математическую модель системы трех позвонков, параметры возможного фиксатора для стабилизации позвоночника, выходные данные модели, базу данных принятия решения.

Под нестабильностью позвоночника подразумевают такое нарушение взаимодействия между телами позвонков, когда вследствие сугубо механических причин изменяются нормальные законы статики и кинетики позвоночного столба на определенном участке, что проявляется в избыточной и аномальной подвижности тел, некорректных их перемещениях, выходящих за физиологические пределы [7]. Это может являться причиной многочисленных сугубо медицинских проблем, часто требующих хирургических методов лечения [8].

Для правильного хирургического лечения нестабильности позвоночника необходимым условием является оптимальный подбор корригирующих фиксирующих приспособлений, способных предотвратить некорректные перемещения тел позвонков и одновременно максимально точно протезировать нормальные упруго-динамические характеристики связочно-капсульного аппарата позвоночника [2]. Для поиска оптимальных характеристик фиксаторов позвоночника разработана модель трёхпозвонкового комплекса при фиксации крайних позвонков системы жесткой пластиной [4]. Результатами исследований является предпочтение использования гибкого фиксатора, состоящего из пружинных элементов.

Цель исследования

Цель работы – сформулировать структуру и алгоритм работы информационно-аналитической системы моделирования компрессионного перелома позвоночника человека, позволяющую испытать виртуально фиксатор, применяемый в хирургической операции на позвоночнике.

Материалы и методы исследования

Материал исследования – математическая модель компрессионного перелома позвоночника человека, рассматриваемая на трехэлементном участке позвоночника. Участок представлен телами позвонков с дугоотростчатými суставами, которые связаны между собой упруго-демпфирующими элементами (межпозвоночные диски, мышечно-связочный аппарат) и двумя фиксирующими пластинами (рис. 1).

Результаты исследования и их обсуждение

Расчетная схема фрагмента позвоночника человека, состоящая из трех позвонков с клиновидным средним позвонком и стабилизирующими конструкциями представлена на рис.1 с вариантом клиновидной деформации среднего позвонка и двумя стабилизирующими конструкциями (для передних и заднего опорных комплексов). Предел прочности, упругая деформация и коэффициенты жесткости различных участков позвоночника задаются для каждого отдела позвоночника согласно таблицам А.П. Громова [1]. Для фиксации позвоночника предусмотрено применение плоскостных конструкций с коэффициентами жесткости Cst_1 и Cst_2 , что позволяет моделировать, как жесткие системы, так и пружинные элементы, изготовленные из различных материалов.

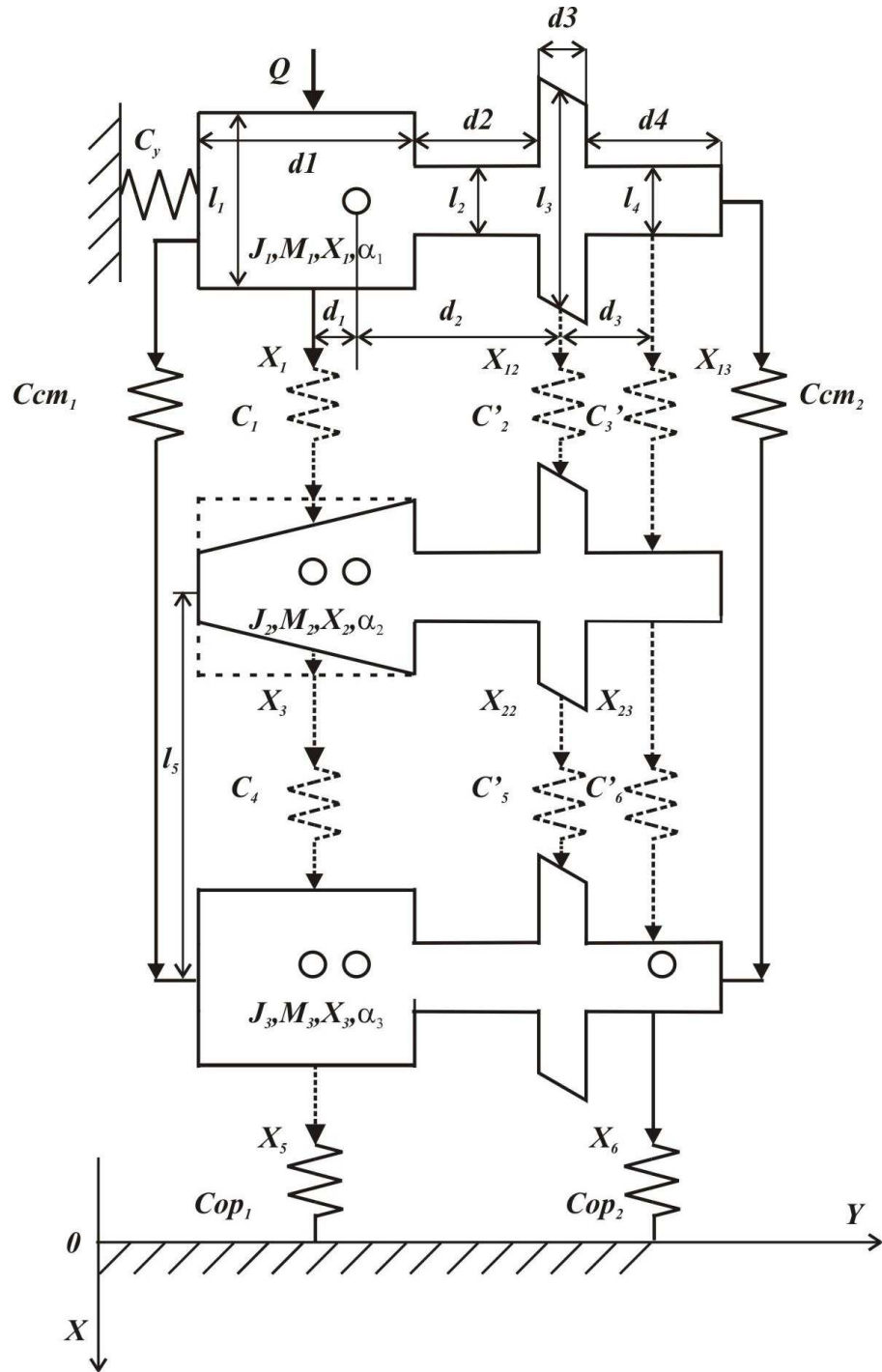


Рис. 1. Расчётная схема трёхпозвонкового комплекса человека

J_i, M_i, X_i – момент инерции, масса, координата i -го позвонка ($i = 1, 2, 3$); Ccm_j – коэффициенты жесткости j -й стабилизирующей пластины ($j = 1, 2$); Cop_j – коэффициенты жесткости j -й опоры ($j = 1, 2$); $d1, d2, d3, d4, d_i, l_i$ – линейные размеры позвонков; Q_k – внешние воздействия

Математическая модель компрессионного перелома человека построена на основе уравнения Лагранжа II рода, имеет вид:

$$\frac{d^2\mathbf{X}}{dt^2} + \mathbf{W} \cdot \frac{d\mathbf{X}}{dt} + \mathbf{A} \cdot \mathbf{X} = \mathbf{F}, \quad (1)$$

где $\mathbf{A} = \mathbf{M}^{-1} \mathbf{C}$; $\mathbf{W} = \mathbf{M}^{-1} \cdot \mathbf{B}$; $\mathbf{F} = \mathbf{M}^{-1} \cdot \mathbf{Q}$. Матрицы системы имеют вид:

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} m_1 c_1 & m_{10} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ m_{10} c_1 & m_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 c_3 & m_{20} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_{20} c_3 & m_4 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & m_5 & m_{30} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & m_{30} & m_6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & M_1 + M_2 + M_3 \end{bmatrix};$$

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} C_1 c_1 & 0 & -C_1 c_3 & 0 & C c m_1 & 0 & 0 \\ 0 & C_2 & 0 & -C_2 & 0 & 0 & 0 \\ -C_1 c_1 & 0 & (C_1 + C_3) c_2 + C c m_1 & 0 & -C c m_1 - C_3 & 0 & 0 \\ 0 & -C_2 & 0 & C_2 + C c m_2 + C_4 & 0 & -(C c m_2 + C_4) & 0 \\ 0 & 0 & -C c m_1 - C_3 & 0 & C o p_1 + C c m_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -C c m_2 - C_4 & 0 & C o p_2 + C c m_2 & 0 \\ S_1 & 0 & S_3 & 0 & 0 & 0 & C_y \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} B_1 c_1 & 0 & -B_1 c_3 & 0 & B c m_1 & 0 & 0 \\ 0 & B_2 & 0 & -B_2 & 0 & 0 & 0 \\ -B_1 c_1 & 0 & (B_1 + B_3) c_2 + B c m_1 & 0 & -B c m_1 - C_3 & 0 & 0 \\ 0 & -B_2 & 0 & B_2 + B c m_2 + B_4 & 0 & -(B c m_2 + B_4) & 0 \\ 0 & 0 & -B c m_1 - B_3 & 0 & B o p_1 + B c m_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -B c m_2 - B_4 & 0 & B o p_2 + B c m_2 & 0 \\ S B_1 & 0 & S B_3 & 0 & 0 & 0 & B_y \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{Q} = [Q_1 \ Q_2 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ Q_{6,y}]^T; \quad \mathbf{X} = [X_1 \ X_2 \ X_3 \ X_4 \ X_5 \ X_6 \ y]^T.$$

В качестве обобщенных координат x_k принимались следующие координаты:

$$x_1; x_2; x_3; x_4 \left(\alpha_1 = \frac{x_2 - x_1}{D_1}; \alpha_2 = \frac{x_4 - x_3}{D_2} \right); x_5; x_6 \left(\alpha_3 = \frac{x_6 - x_5}{D_2} \right); y, \text{ где } D_i = d_1 + d_2, \quad i = 1, 2, 3.$$

Для сокращения матричных элементов также введены обозначения:

$$c_1 = \cos(\beta_1), \quad c_3 = \cos(\beta_3), \quad S_1 = C_1 \cdot x_1 \cdot \sin(\beta_1) \cdot \cos(\beta_1), \quad S_3 = C_3 \cdot x_3 \cdot \sin(\beta_3) \cdot \cos(\beta_3), \quad S B_1 = B_1 \cdot x_1 \cdot \sin(\beta_1) \cdot \cos(\beta_1), \quad S B_3 = B_3 \cdot x_3 \cdot \sin(\beta_3) \cdot \cos(\beta_3).$$

Система обыкновенных дифференциальных уравнений второго порядка с постоянными коэффициентами (1) сводится к системе 14-ти обыкновенных дифференциальных уравнений первого порядка в векторной форме, имеет следующий вид:

$$\frac{d\mathbf{X}}{dt} = \mathbf{Z}; \quad \frac{d\mathbf{Z}}{dt} + \mathbf{W} \cdot \mathbf{Z} = \mathbf{F} - \mathbf{A} \cdot \mathbf{X}. \quad (2)$$

Алгоритм численного решения системы векторных уравнений (2) записывается в виде:

$$\mathbf{Z}_{j+1} = (1 + \tau \cdot \mathbf{W})^{-1} \cdot (\mathbf{Z}_j + \tau \cdot (\mathbf{F}_{j+1} - \mathbf{A} \cdot \mathbf{X}_j));$$

$$\mathbf{X}_{j+1} = \mathbf{X}_j + \frac{\tau}{2} \cdot (\mathbf{Z}_{j+1} + \mathbf{Z}_j); j = 0, 1, \dots, k - 1. \quad (3)$$

Для каждого варианта приложения внешней силы Q рассчитаны нормальные нагрузки на третий позвонок трёхпозвонкового комплекса человека при отсутствии патологии и фиксирующих устройств. На рисунке представлены нагрузки на центральный и задний столб третьего позвонка при приложенной силе в центре тяжести. Для оптимизации в качестве нормальных (физиологических) выбраны следующие нагрузки (рис. 2):

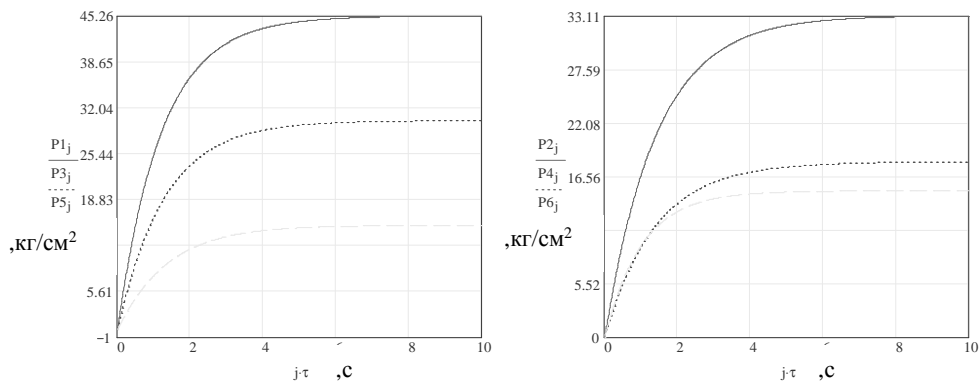


Рис. 2. Нагрузки P1, P3, P5, действующие на центральный (слева) и на задний (справа) столбы в зависимости от времени

Результаты наших расчётов дают оптимальный интервал жесткости стабилизирующей пластины $609.4 < Cst_1 < 6403.6$ Н/мм. Это позволяет сделать вывод, что вычисленный интервал жесткости, позволит продолжить изыскания надежного фиксатора нового поколения для лечения нестабильных состояний позвоночника, обусловленных клиновидной деформацией среднего позвонка или разрушением его передних колонн [3].

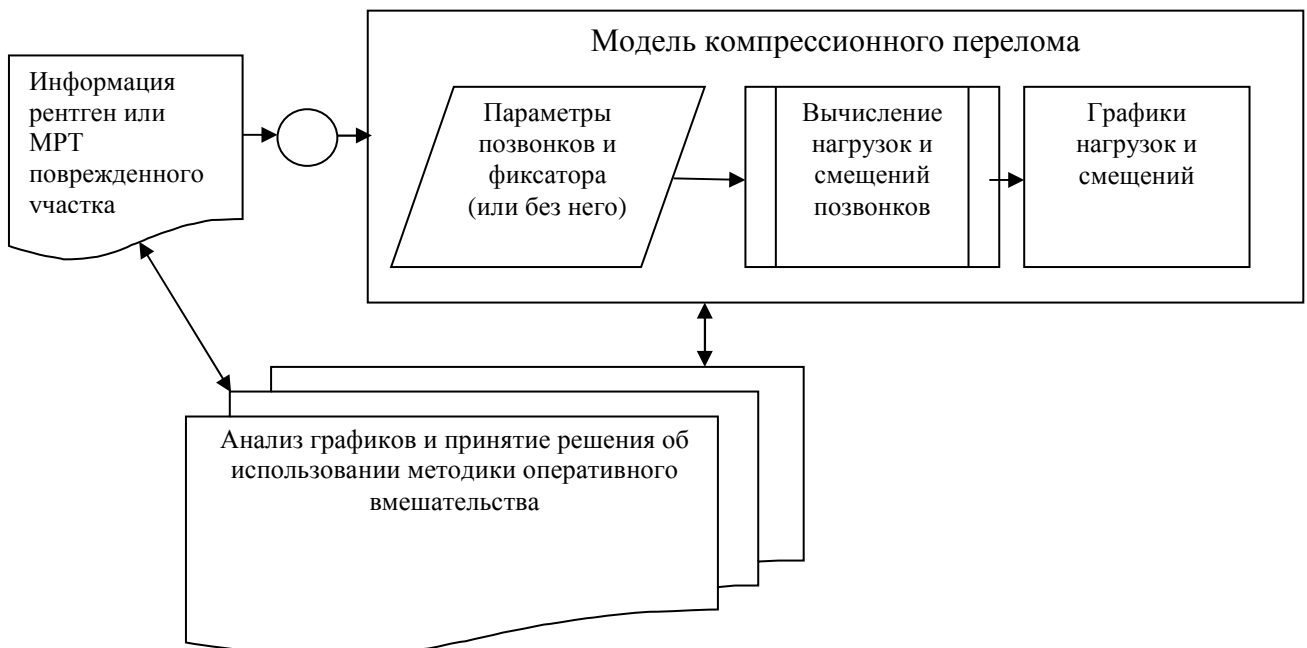


Рис. 3. Схема информационно-аналитической системы моделирования компрессионного перелома позвоночника человека

По данным математического моделирования, в условиях нестабильного положения позвоночника, связанного с разрушением межпозвоночного диска или тела позвонка, в том числе, с изменением его упруго-прочностных свойств или геометрических параметров, оптимальным вариантом его стабилизации является применение фиксирующих конструкций упругого типа (например, транспедикулярных систем с пружинными штангами из NI-NI сплава или системы «Dynesix»). Это позволяет сохранить распределение эпюр нагрузок на тела позвонков в пределах значений близких к природным - 0,7 / 0,3 [5]. Представленная на рис. 3 информационно-аналитическая система, позволит моделировать смещение тел позвонков в допустимых пределах, предотвращая сдавливание спинного мозга. Предварительные испытания фиксатора на математической модели приведут к точному обоснованию применения вида фиксатора позвоночника в конкретном случае.

Выводы и заключение

1. Формирование информационно-аналитической системы моделирования компрессионного перелома создает возможность глубже использовать точные методы предварительных апробаций фиксаторов позвоночного столба.
2. При нестабильности позвоночника более физиологично применение динамических фиксирующих систем.
3. Применение динамических фиксирующих систем при межтеловой стабилизации является профилактикой раннего износа смежных дисков в системе.

Список литературы

1. Громов А.П. Биомеханика травмы. - М.: Медицина, 1979. с.179 –210.
2. Давыдов Е.А. Основные направления разработки и использования конструкций с эффектом памяти формы для динамической стабилизации позвоночника // Мат. III международного конгресса «Современные технологии в травматологии и ортопедии». – М., 2006. – с. 241.
3. Орлов С.В. Математический расчёт прочности позвоночного столба при хирургическом лечении нестабильных переломов позвоночника // Вестник хирургии имени И.И. Грекова. – 2009. – Т. 168, № 2.
4. Седов Р.Л. О расчёте параметров динамических стабилизирующих конструкций на основе математической модели трёхпозвоночного комплекса человека / Р.Л. Седов, С.В.

Орлов, Н.Д. Бобарькин // Математическое моделирование. Том. 22. №2. – М., 2010, с. 113 – 123.

5. Denis F. Spinal instability as defined by the three column spine concept in acute spinal trauma // Clin. Orthop. 189:65. - 1984.

6. Fergusson R., Tencer A., Woodard P., Allen A. Biomechanical comparison of spinal fracture models and the stabilizing effects of posterior instrumentations. Spine 13:453. – 1988.

7. Louis R. Surgery of the Spine. -Verlag Berlin Heidelberg, 1983. p. 55-58.

8. Naher T.R., William T.F., O'Brien M. Thoracic and lumbar fractures: diagnosis and management. // Spinal Surgery. – Philadelphia. 1991. Vol. 2. - p. 857 – 910.

Рецензенты:

Мартынов А.Ф., д.э.н., профессор, профессор кафедры информатики и математики Санкт-Петербургского Гуманитарного университета профсоюзов, г.Санкт-Петербург.

Марьяненко В.П., д.э.н., профессор, профессор кафедры общей экономической теории Санкт-Петербургского государственного экономического университета, г.Санкт-Петербург.

Пучиньян Д.М., д.м.н., профессор, зам. директора по науке, ФГБУ «Саратовский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии» Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации, г. Саратов.