

ПРИМЕНЕНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ КОНЦЕПЦИИ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ КИФОЗОВ В ГРУДНОМ И ПОЯСНИЧНОМ ОТДЕЛАХ ПОЗВОНОЧНИКА



Пардаев Саидкосим Наркулович¹, Орлов Сергей Васильевич², Наркулов Максуджон Саидкосимович³
1 - Самаркандский государственный медицинский университет, Республика Узбекистан, г.Самарканд;
2 - Клиника «21 Век», Российская Федерация, г. Санкт-Петербург;
3 - Самаркандский филиал Республиканского научно-практического центра травматологии и ортопедии, Республика Узбекистан, г.Самарканд

КЎКРАК ВА БЕЛ УМУРТҚАСИДА КИФОЗНИ ЖАРРОҲЛИК ДАВОЛАШДА БИОМЕХАНИК КОНЦЕПЦИЯНИ ҚЎЛЛАШ

Пардаев Саидкосим Наркулович¹, Орлов Сергей Васильевич², Наркулов Максуджон Саидкосимович³
1 - Самарканд давлат тиббиёт университети, Ўзбекистон Республикаси, Самарканд ш.;
2 - “21-Аср” клиникаси, Россия Федерация, Санкт-Петербург ш.;
3 - Республика травматология ва ортопедия илмий-амалий марказининг Самарканд филиали, Ўзбекистон Республикаси, Самарканд ш.

APPLICATION OF THE BIOMECHANICAL CONCEPT IN THE SURGICAL TREATMENT OF KYPHOSIS IN THE THORACIC AND LUMBAR SPINE

Pardaev Saidkosim Narkulovich¹, Orlov Sergey Vasilevich², Narkulov Maksudjon Saidkosimovich³
1 - Samarkand State Medical University, Republic of Uzbekistan, Samarkand;
2 - Clinic “21st Century”, Russian Federation, St. Petersburg;
3 - Samarkand branch of the Republican Scientific and Practical Center of Traumatology and Orthopedics, Republic of Uzbekistan, Samarkand

e-mail: said-03-30@mail.ru

Резюме. Кўкрак ва бел умуртқасида кифозни жарроҳлик даволашда биомеханик концепцияни қўллаш. Математик моделлаштириши ёрдамида тананинг 30 даражадан юқори ханжар бурчаги билан умуртқаларнинг кифотик деформациясини жарроҳлик йўли билан тузатиши зарурати асосланди. Кифотик травмадан кейинги ўмуртқа деформацияларни амалий жарроҳликда математик моделлаштиришдан фойдаланишнинг клиник мисоллари келтирилган. Стабилизация усулларини танлаш моделлаштириши тажрибаси билан аниқланди.

Калим сўзлар: кифоз, vertebra, моделлаштириши, ўмуртқа термомядровий, барқарорлик.

Abstract. Application of the biomechanical concept in the surgical treatment of kyphosis in the thoracic and lumbar spine. With the help of mathematical modeling, the necessity of surgical correction of kyphotic deformity of the vertebrae with a wedge angle of the body of more than 30 degrees was substantiated. Clinical examples of the use of mathematical modeling in practical surgery of kyphotic post-traumatic spinal deformities are given. The choice of stabilization methods was determined by modeling expertise.

Key words: kyphosis, vertebra, modeling, spinal fusion, stability.

Кифотические деформации позвоночного столба является актуальной и сложной проблемой современной ортопедии в связи с высоким распространением этой патологии в популяции и тяжелыми неврологическими и соматическими осложнениями значительно ухудшающими качество жизни пациентов, а также высокой инвалидизацией населения [12,15]. Среди причин вызывающих кифотические деформации

позвоночника у взрослых наиболее частой причиной являются травматические повреждения [5], как правило переломы типа А, воспалительные заболевания – спондилит, новообразования разрушающие тела позвонков, врожденную патологию. Так по данным Jacob M., Vichowski [3], ежегодно в США наблюдается не менее 160 000 переломов позвоночника и не менее 17 000 из них сопровождаются

повреждением спинного мозга. Большая часть переломов позвонков сопровождается их клиновидной деформацией тел с дальнейшим развитием спинального стеноза и неврологических осложнений.

Изменение геометрических параметров тел позвонков приводят к нарушениям важных характеристик устойчивости позвоночного столба. При наличии клиновидного позвонка в грудном и поясничном отделах позвоночного столба формируется локальный кифоз, что приводит к развитию локальной неустойчивости на уровне позвоночно-двигательного сегмента, а также к грубому нарушению сагиттального баланса позвоночного столба в целом [10,11,14,15,16].

Для моделирования биомеханических нарушений возникающих при клиновидности тела позвонка мы применили математическую модель трехпозвонкового комплекса, разработанную в БФУ им.И. Канта в 2006 г. [2].

Клиновидная деформация тела позвонка возникает вследствие воздействия на тело позвонка избыточных аксиальных нагрузок при высокоэнергетической травме, или при низкоэнергетической травме на фоне снижения прочности тел позвонков при остеопорозе, а также при аномалиях развития тел позвонков или как исход деструкции тел позвонков при специфических и неспецифических спондилитах, новообразованиях [5,6].

Таким образом, причинами клиновидной деформации тела позвонка могут быть как травма (действующий момент силы превышающий предел прочности губчатой кости), так и процессы разрушающие структуру губчатой кости, приводящие к уменьшению модуля Юнга опорных элементов (остеопороз, опухоли, остеомиелит).

Влияние степени клиновидной деформации позвонка на развитие вторичного стеноза позвоночного канала при вертикальных нагрузках изучалось при помощи математического моделирования.

За основу модели был принят принцип стабильности позвоночного столба изложенный L.Rene [12], где стабильность позвоночника представлена в вертикальной, горизонтальной и аксиальной плоскостях (ротация), что обеспечивается телами позвонков с дугоотростчатymi суставами, которые связаны между собой упруго-демпфирующими элементами (межпозвоночные диски, мышечно-связочный аппарат).

Учитывались следующие параметры трехпозвонкового комплекса [1,2]:

1. Механическая система является диссипативной.

2. Распределение нагрузок соответствует трехстолбовой концепции F. Denis [4].

3. Предел прочности тел позвонков и упруго-демпфирующих элементов, а также их упругая деформация и плотность считались условно установленными по данным работы [4].

4. Изменение геометрических характеристик трехпозвонкового комплекса соответствовало типичным типам статико-динамических нарушений стабильности позвоночника [5, 6].

Расчетная схема фрагмента позвоночника человека, состоящая из трех позвонков с клиновидным средним позвонком и стабилизирующими конструкциями представлена на рис.1:

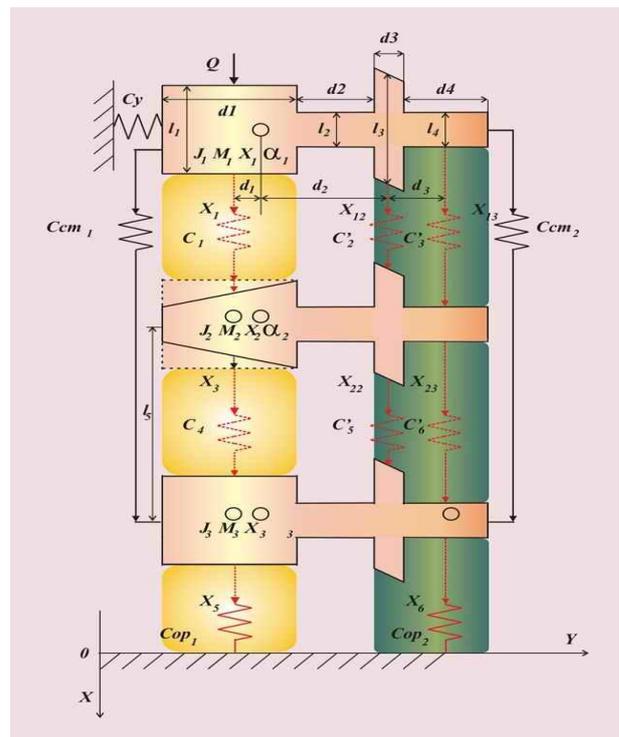


Рис. 1. Расчетная схема трехпозвонкового комплекса человека с вариантом клиновидной деформации среднего позвонка и двумя стабилизирующими конструкциями (для передних и заднего опорных комплексов)

где J_i , M_i , X_i – момент инерции, масса, координата i -го позвонка ($i = 1, 2, 3$);

$C_{стj}$ – коэффициенты жесткости j -й стабилизирующей пластины ($j = 1, 2$);

$C_{опj}$ – коэффициенты жесткости j -й опоры ($j = 1, 2$);

$d1=25$ мм; $d2=20$ мм; $d3=5$ мм; $d4=30$ мм;

$d_1=8.5$ мм; $d_2=26.5$ мм; $d_3=17$ мм;

$l_1=32$ мм; $l_2=10$ мм; $l_3=25$ мм; $l_4=10$ мм; $l_5=50$ мм;

$m_1 = m_2 = m_3 = 0.1$ кг; $J_1 = J_2 = J_3 = 35$ кгмм²; $Y_{ц} = 17.2$ мм;

$S = 13.25$ см².

Координаты $X_{ц}$ и $Y_{ц}$ центра тяжести и момента инерции J плоского позвонка определяются формулами:

$$X_y = \frac{\sum_{i=1}^4 X_i \cdot Y_i}{\sum_{i=1}^4 Y_i}; Y_y = \frac{\sum_{i=1}^4 X_i \cdot Y_i}{\sum_{i=1}^4 X_i}; J = 2 \cdot \gamma \cdot \int_0^X \int_0^Y (X^2 + Y^2) \cdot dX \cdot dY. (1)$$

где индекс i определяет число элементарных фигур, составляющих плоский позвоночник; γ – удельная поверхностная масса позвонка, кг/мм².

Таблица 1. Предел прочности, упругая деформация и коэффициенты жесткости различных участков позвоночника

N	Наименование комплексов	Предел прочности, кг/см ²	Упругая деформация X, мм	Коэффициенты жесткости C, н/мм
1	Шейный отдел	120-170	4-5.2	$(2.3 - 5.52) \cdot 10^3$
2	Грудной отдел	190	5.3	$4.66 \cdot 10^3$
3	Поясничный отдел	420	5-8.5	$(6.4-11) \cdot 10^3$
4	Целая грудная клетка	240	33	944.4

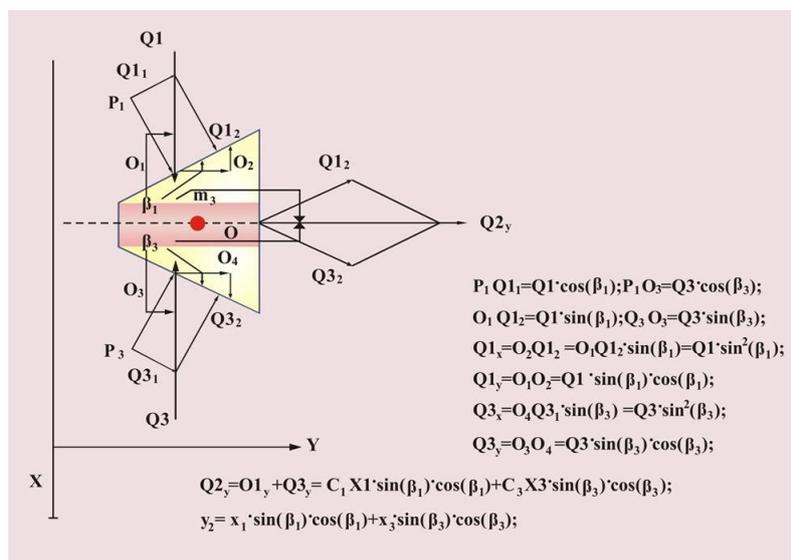


Рис. 2. Распределение сил действующих на средний клиновидно измененный позвонок

Предел прочности, упругая деформация и коэффициенты жесткости различных участков позвоночника по А.П. Громову [4], приведены в табл. 1.

При помощи моделирование было рассчитано смещение клиновидно позвонка в полость позвоночного канала при вертикальной нагрузке. Расчётная схема сил действующих на клиновидное тело позвонка представлена на рис. 2.

Использование данных моделирования показало, что при угле деформации тела позвонка от 25 градусов и выше, суммирующая сила при вертикальной нагрузке перемещает его в сторону позвоночного канала, что неизбежно приводит к вторичному стенозу. Степень и сила смещения увеличивается по мере увеличения угла клиновидной деформации. Если перелом позвонка является компрессионно-оскольчатый, то любые вертикальные нагрузки приводят к смещению отломков в полость позвоночного канала и сдавлению дурального мешка и спинного мозга.

Данные теоретические расчеты являются обоснованием необходимости хирургического лечения кифотических деформаций тел позвонков с углами превышающими 25 - 30 градусов.

Таким образом, по данным математического моделирования, все переломы позвонков, сопровождаемые клиновидными деформациями тел с углом деформации выше 30 град. необходимо относить к нестабильным. Степень нестабильности тем выше, чем больше угол клиновидной деформации тела позвонка. Хирургическое лечение подобных повреждений должно быть направлено на устранение клиновидной деформации тела позвонка и укрепление опорных колонн.

Так при компрессионных переломах (тип А. по Magerl с соавт. 1994г.) требуется устранение клиновидной деформации с одновременным укреплением передней опорной колонны, что достигается переднимкорпорорезомаутокостью, дополняемым фиксирующей пластиной.



Рис. 3-4. Многооскольчатый перелом тела L2 с его клиновидной деформацией 40 град. (тип А 3.2.1. по Magerl с соавт. 1994г.). Разрушены передний и средний столбы. Задние отделы тела внедряются в позвоночный канал, вызывая его стеноз более 50% (МРТ)

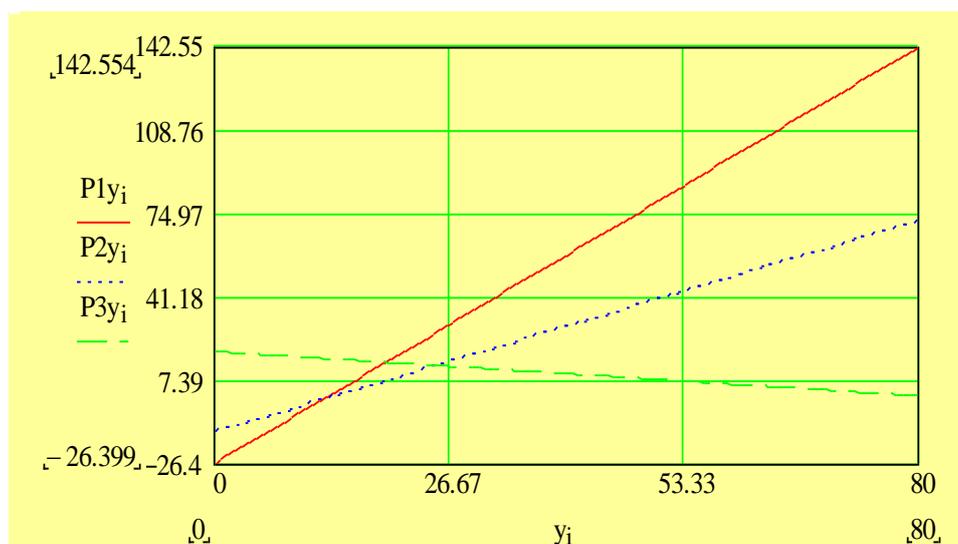


Рис. 5. Распределение нагрузок по опорным колоннам (столбам) по данным модели. Многооскольчатый перелом тела L2 с его клиновидной деформацией (тип А 3.2.1. по Magerl с соавт. 1994г.). Вертикальные линии – соответственно 1,2,3 - «столбы». По оси абсцисс – нагрузка в кг/см.кв., ось ординат – длина в мм. Аномальное распределение нагрузки. Первая опорная колонна разрушена. Основная нагрузка на 2 и 3 столбы

На рисунках 3-4 представлены нестабильный перелом типа А и вариант его хирургического лечения.

На рисунках 8 представлены (миелография) нестабильный перелом типа В с кифотической деформацией 34 град. и вариант его хирургического лечения.

На рисунках 10 (миелограмма) представлены перелом типа Вс кифотической деформацией 40 град. и вариант его хирургического лечения с применением транспедикулярной фиксации, переднего корпородезаутокосты и передней фиксирующей пластины.

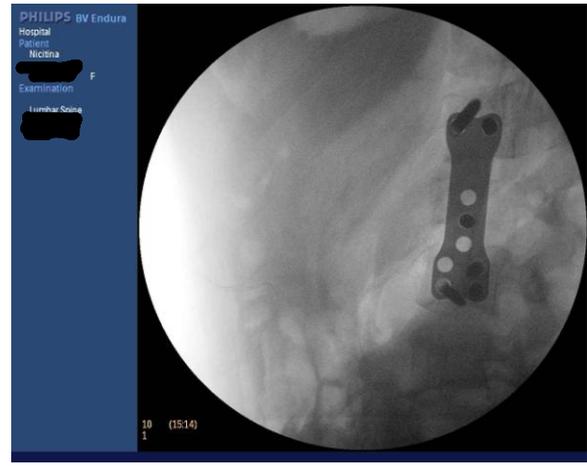


Рис. 6. Многооскольчатый перелом тела L2 с его клиновидной деформацией (тип А 3.2.1. по Magerl с соавт. 1994г.). Оперативное лечение – передняя декомпрессия дурального мешка, восстановление передней опорной колонны – корпородез с фиксирующей титановой пластиной. Математическое моделирование данной ситуации показало распределение нагрузок на опорные столбы близко к норме

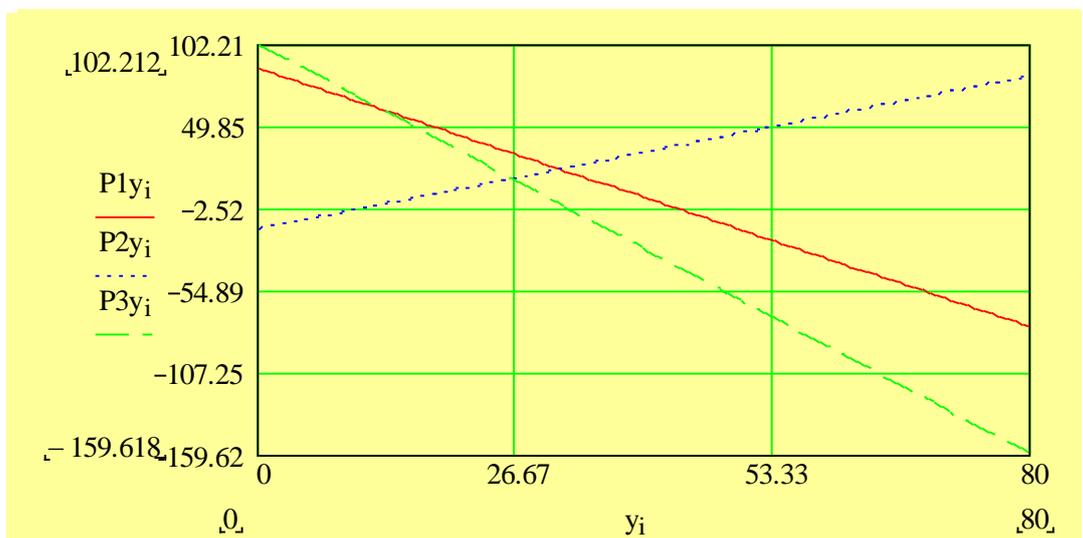


Рис. 7. Распределение нагрузок по опорным колоннам (столбам) по данным модели после операции переднего корпородеза аутокостью и титановой пластиной. По оси абсцисс – нагрузка в кг/см.кв., ось ординат – длина в мм. Распределение нагрузки ближе к физиологическому, но все же отличается от него. Имеется неправильное распределение нагрузки в смежных позвонках

Метод математического моделирования для обоснования хирургического лечения кифотических деформаций травматического генеза позвоночника был применен при выборе методов оперативного лечения у 100 пациентов с нестабильными повреждениями позвоночника, которые были оперированы Республиканской ортопедической больнице г. Самарканда Республика Узбекистан в период с 2006 по 2022 гг.. Всего были оперированы 100 пациентов с кифотическими деформациями травматического генеза. Данные представлены в таблице 2.

Средний возраст оперированных был 35,9 лет, при этом лиц мужского пола было 57, женщин 43. С повреждением в шейном отделе позвоночника – 23, грудной отдел 24, поясничный отдел 53 пострадавших. Изучение ближайших и отдаленных результатов оперативного лечения позво-

лили сделать следующие предварительные выводы.

1. Посттравматические кифозы предпочтительнее оперировать в ранний период для избежания прогрессирования деформации с развитием вторичного стеноза позвоночного канала. Клиновидные позвонки с углами более 30 градусов требуют хирургического лечения.

2. Выбор хирургического лечения кифотических деформаций травматической этиологии позвоночника зависит от уровня поражения, типа нестабильности, степени кифоза позвоночного канала.

3. Для шейного отдела позвоночника:

- При повреждении переднего опорного комплекса с кифозом более 25 град. – передняя декомпрессия и корпородез с восстановлением высоты тела позвонка и шейного лордоза.

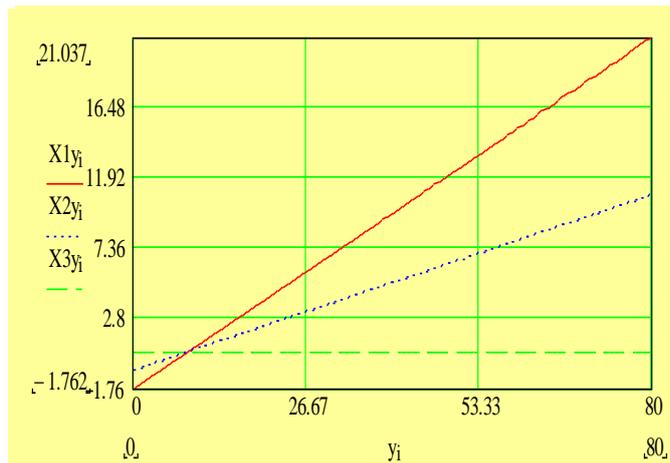


Рис. 8. Сгибательно-люксационный перелом тела Th12 (тип В 1.2.3. по Magerl с соавт. 1994г.[7]). Кифотическая деформация 34 град. Разрушены передний и средний столбы задний столбы. Задние отделы тела внедряются в позвоночный канал вызывая его стеноз более 50% (миелограмма). Распределение нагрузок по опорным колоннам (столбам) по данным модели. Аномальное распределение нагрузки. Первая опорная колонна разрушена. Основная нагрузка на 2 и 3 столбы

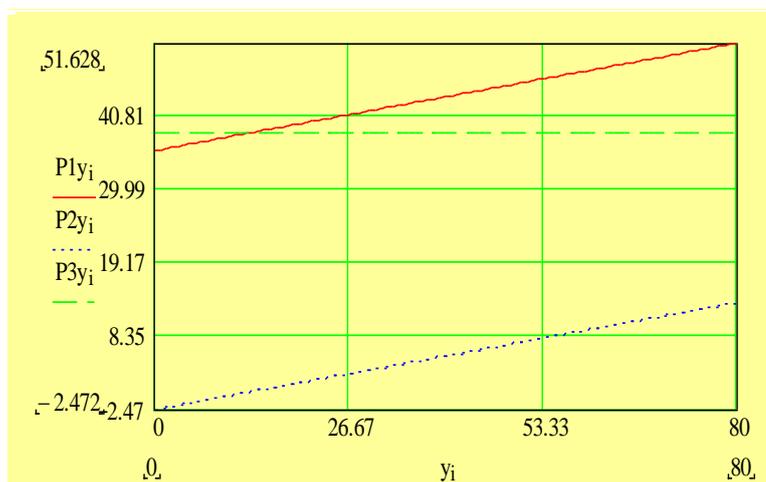


Рис. 9. Сгибательно-люксационный перелом тела Th12 (тип В 1.2.3. по Magerl с соавт. 1994г.[7]). Восстановление опорных структур. Выполнены передний корпородезаутокостью и установлена бисегментарная транспедикулярная системой. Математическое моделирование данной ситуации показало некоторую перегрузку заднего опорного комплекса и недогрузку переднего



Рис. 10. Сгибательно-люксационный перелом тела L2 (тип В 1.2.3. по Magerl с соавт. 1994г.[7]). Разрушены передний и средний столбы задний столбы. Задние отделы тела внедряются в позвоночный канал вызывая его стеноз и сдавление дурального мешка

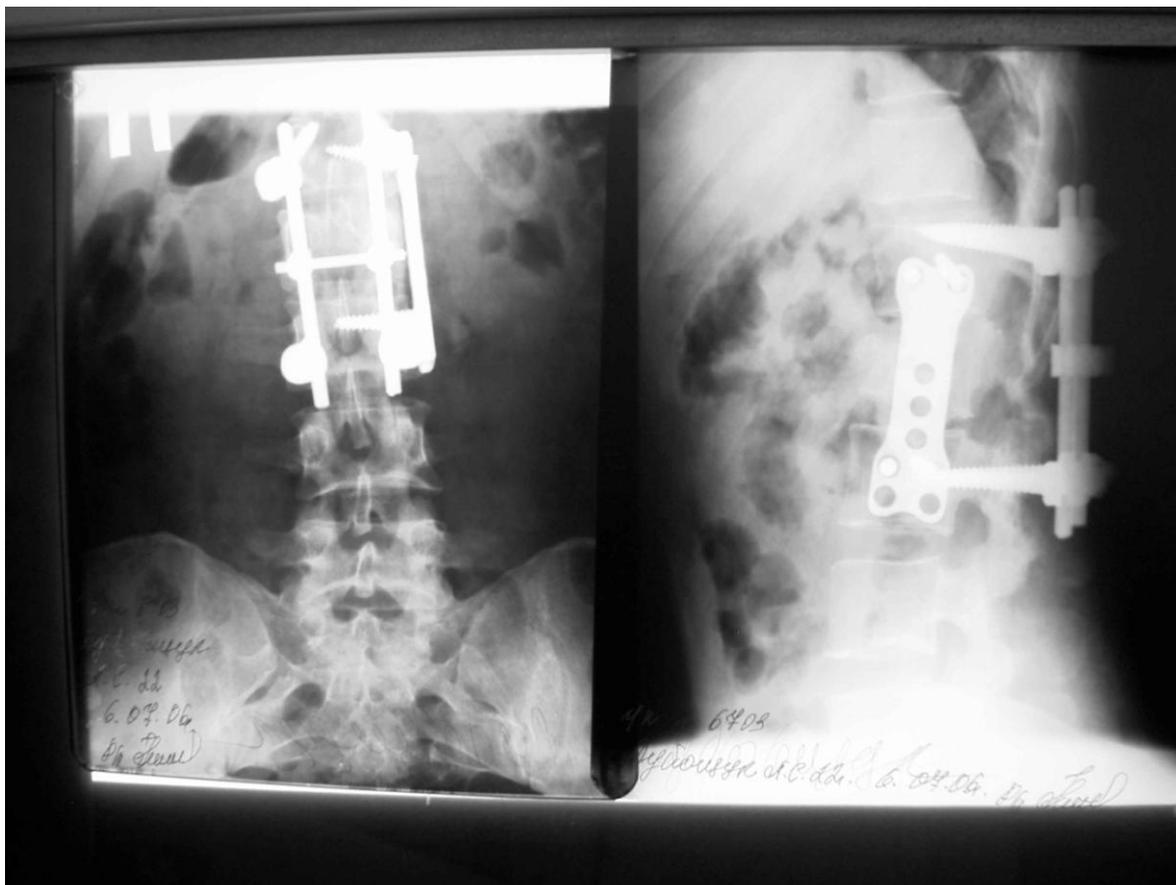


Рис. 11. Сгибательно-люксационный перелом тела L2 (тип В 1.2.3. по Magerl с соавт. 1994г.[7]). Выполнены передний корпородезаутокостью и фиксирующей передней пластиной, установлена бисегментарная транспедикулярная система

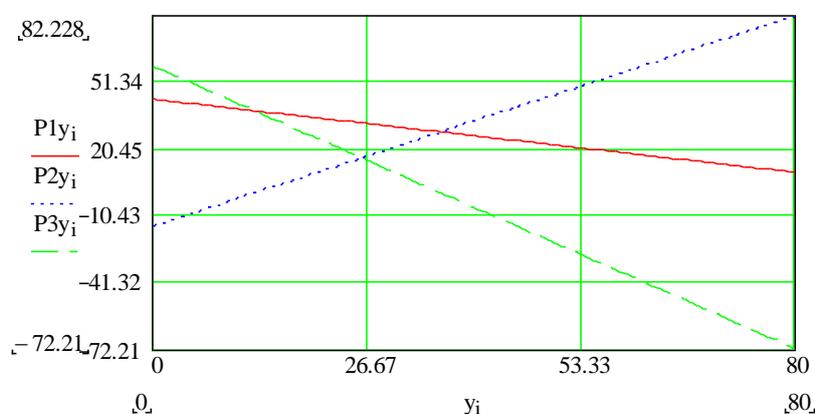


Рис. 12. Распределение нагрузок по опорным колоннам (столбам) по данным модели после операции переднего корпородезаутокостью и титановой пластиной и бисегментарной транспедикулярной фиксации. По оси абсцисс – нагрузка в кг/см.кв., ось ординат – длина в мм. Распределение нагрузки ближе к физиологическому, но все же отличается от него. Основное распределение нагрузки в смежных позвонках

- При сохранении целостности опорных комплексов и отсутствии сдавления спинного мозга и незначительной клиновидности (менее 15 град.) достаточным будет длительная жесткая иммобилизация шейного отдела позвоночника известными методами (ортез, гало-аппарат).

4. В грудно-поясничном отделе :

- При повреждение переднего опорного комплекса и кифозе до 25 град. (компрессионные

переломы АО(1993) типа А и В достаточным решением является транспедикулярная моно или бисегментарная стабилизация.

- При повреждение переднего и среднего опорных комплексов (оскольчатые переломы по АО(1993))с кифозом более 30 град. оптимальным решением является передняя и задняя жесткая стабилизация.

Таблица 2. Распределение оперированных больных скифотическими деформациями травматической этиологии по отделам позвоночного столба в г. Самарканде и г. Навои (n = 100), p<0,05

Отделы позвоночного столба	Пол				Всего	
	Мужчины		Женщины			
	Абс.ч	%	Абс.ч	%	Абс.ч	%
Шейный	18	18	5	5	23	23
Грудной	11	11	13	13	24	24
Поясничный	28	28	25	25	53	53
Всего	57	57	43	43	100	100%

• При повреждение всех трех опорных комплексов с кифозом более 30 град. (переломовывихи по АО(1993)). Тип А (сгибательно-ротационные) - оптимальным решением является передняя и задняя стабилизация.

Литература:

1. Громов А.П. Биомеханика травмы. М.Медицина 1979. с.179 –210.
2. Орлов С.В., Бобарыкин Н.Д., Латышев К.С. Математическая модель стабильности трехпозвонкового комплекса Журнал РАН, Математическое моделирование 2006г., том 18, № 10 с. 55-70.
3. M. Bukowski and all. / The Spine Journal Volume 8, Issue 4, July–August 2008, Pages 666-677/Surgical management of posttraumatic thoracolumbar kyphosis
4. Denis F.: Spinal instability as defined by the three column spine on ceptin acute spinal trauma. Clin. Orthop. 189:65, 1984.
5. De Gendt EEA, et al, Oner FC. Global Spine J. 2021 Oct;11(8):1266-1280. Epub 2020 Dec 7. PMID: 33280414 /The Current Status of Spinal Posttraumatic Deformity: A Systematic Review.
6. Yoshihiro Katsuura,* James Michael Osborn/ J Orthop. 2016 Dec; 13(4): 383–388. Published online 2016 Jul 21.
7. Carl Wirth, Ludwig Zichner. Orthopädie und Orthopädische Chirurgie. Wirbelsäule, Thorax. 2004 Georg Thieme Verlag. s.437-444.
8. 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.
9. Knop C, et al. Unfallchirurg. 1997 Aug;100(8):630-9. Review. German./ Fractures of the thoracolumbar spine. Late results of dorsal instrumentation and its consequences
10. Li S, et al. Medicine (Baltimore). 2017 Dec;96(49):e8770. Clinical outcome and surgical strategies for late post-traumatic kyphosis after failed thoracolumbar fracture operation: Case report and literature review.
11. Ruf M, Pitzen T, Nennstiel I, Volkheimer D, Drumm J, Püschel K, Wilke HJ. Eur Spine J. 2022 Jan;31(1):28-36. The effect of posterior compression of the facet joints for initial stability and sagittal pro-

file in the treatment of thoracolumbar fractures: a biomechanical study.

12. Reno Louis Surgery of the Spine. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1983 s. 55-58.

13. Steib JP, Charles YP, Aoui M./ Eur Spine J. 2010 Mar;19 Suppl 1(Suppl 1):S66-8. doi: 10.1007/s00586-009-1119-1. Epub 2009 Aug 11. PMID: 19669804 /In situ contouring technique in the treatment of thoracolumbar fractures.

14. Thomas R. Hafer, William Tallman Felmlly, Michael O'Brien, Thoracic and Lumbar Fractures: Diagnosis and Management.. Spinal Surgery vol.2 J.B. Lippincott Company Philadelphia 1991. s. 857 – 910.

15. Ulrich A. Wagner Untermitarbeit von Ottmar Schmitt, Hans-Martin Schmidt, Thomas Wallny. Atlas der Pedikelschraubenimplantate. 1998 Georg Thieme Verlag Stuttgart s.1-2.

16. Ulmar B, Erhart S, Unger S, Weise K, Schmoelz W. Eur Spine J. 2012 Mar;21(3):546-53. Biomechanical analysis of a new expandable vertebral body replacement combined with a new polyaxial antero-lateral plate and/or pedicle screws and rods.

17. Wang Q, Tang C, Wang G, Li G, Zhong D, Wang S, Ma F. J Orthop Surg Res. 2023 Feb 21;18(1):124. / Treatment of rigid post-traumatic thoracolumbar kyphosis by a novel technique of spinal joints release

ПРИМЕНЕНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ КОНЦЕПЦИИ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ КИФОЗОВ В ГРУДНОМ И ПОЯСНИЧНОМ ОТДЕЛАХ ПОЗВОНОЧНИКА

Пардаев С.Н., Орлов С.В., Наркулов М.С.

Резюме. Применение биомеханической концепции при хирургическом лечении кифозов в грудном и поясничном отделах позвоночника. При помощи математического моделирования, проведено обоснование необходимости хирургической коррекции кифотической деформации позвонков с углом клиновидности тела более 30 градусов. Приведены клинические примеры использования математического моделирования в практической хирургии кифотических посттравматических деформаций позвоночника. Выбор методов стабилизации определялся по экспертизе моделирования.

Ключевые слова: кифоз, позвонок, моделирование, спондилодез, стабильность.