УДК: 616.711.1.001.57 – 092.4/.9:612.76

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ БИСЕГМЕНТАРНОГО КОМБИНИРОВАННОГО ПЕРЕДНЕЗАДНЕГО ЦЕРВИКОСПОНДИЛОДЕЗА НА СМЕЖНЫЕ ПОЗВОНОЧНЫЕ ДВИГАТЕЛЬНЫЕ СЕГМЕНТЫ

Барыш А.Е.
ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И.Ситенко АМН Украины»

В определённых клинических ситуациях при хирургическом лечении заболеваний и повреждений шейного отдела позвоночника (ШОП) существует необходимость выполнения бисегментарного комбинированного переднезаднего цервикоспондилодеза (КПЗЦС) [7, 11, 25, 47, 59]. В таких случаях в зависимости от характера патологических изменений в шейных позвоночных двигательных сегментах (ПДС) при КПЗЦС могут применяться самые разнообразные способы фиксации шейных позвонков [2, 4, 8-10, 16, 22, 65, 67]. В то же время, на страницах научных изданий не утихает дискуссия вокруг того, насколько необходима при бисегментарном КПЗЦС вентральная стабилизация тел шейных позвонков пластинами. По мнению ряда исследователей, после восстановления межтеловой опоры и адекватной фиксации костных элементов заднего опорного комплекса дополнительная вентральная межтеловая стабилизация пластинами не имеет принципиального значения [13, 38, 42, 57, 60].

Нельзя не упомянуть о некоторых развивающихся после таких операций феноменах, которые в ряде случаев могут значительно снизить эффективность и отрицательно сказаться, в конечном итоге, на результатах лечения. Одним из них является возникновение и прогрессирование дегенеративных изменений в смежных со стабилизированными ПДС. Такие изменения могут не только выявляться в результате рентгенологического или МРТ-исследования у 20-92% больных в послеоперационном периоде [31, 46], но и сопровождаться выраженной клинической симптоматикой в виде стойкого болевого синдрома, радикулопатии или даже миелопатии в 25-73,2% случаев [33]. Это может потребовать длительного и не всегда успешного консервативного лечения. По данным различных авторов, в 16,9-75% случаев пациенты с патологическими изменениями на смежных уровнях нуждаются в хирургическом лечении [33].

Многие исследователи считают, что именно фиксация шейных ПДС приводит к увеличению амплитуды движений и возрастанию внутридискового давления в смежных с ними ПДС [27, 30, 54, 61]. Следствием этого являются патологические процессы в этих ПДС, приводящие к дегенеративным изменениям в межпозвонковых дисках, формированию остеофитов, оссификации передней продольной связки, артрозу дугоотростчатых суставов, развитию нестабильности в этих ПДС и др. [36, 40, 49]. Однако имеются и противники этой теории, которые придерживаются иной точки зрения на этиологию вышеописанных патологических изменений в смежных со стабилизированными ПДС [17, 58]. В частности, многие клиницисты не связывают возникновение и развитие дегенеративных изменений в смежных ПДС с фиксацией позвонков, а считают их результатом прогрессирования закономерно протекающих в организме созидательных и разрушающих биологических процессов в наиболее подвижных шейных ПДС [29, 35, 44]. Но результаты большинства экспериментальных исследований подтверждают тот факт, что устранение подвижности шейных ПДС оказывает непосредственное влияние на смежные сегменты, которое может выражаться, в том числе, и в акселерации дегенеративных изменений в них [21, 24, 43].

После проведенного аналитического обзора специальной научной литературы нами было обращено внимание на несколько принципиально важных моментов, не освещённых в достаточной степени в печатных изданиях:

1. Основная масса клинических и экспериментальных научных работ посвящена реакции смежных ПДС после моносегментарного ЦС, но только весьма незначительное количество публикаций относится к изменениям на смежных уровнях после бисегментарного ЦС [56, 61, 65].
2. Подавляющее большинство исследований касаются влияния на смежные ПДС только переднего межтелового цервикоспондилодеза (ПМЦС), в то время как влияние заднего цервикоспондилодеза (ЗЦС) или КПЗЦС остаётся, в основном, вне поля зрения клиницистов и экспериментаторов [24].
3. Многие авторы исследований ограничиваются лишь констатацией факта неблагоприятного влияния ПМЦС на смежные сегменты, но только некоторые из них усматривают взаимосвязь изменений в смежных ПДС с параметрами сегментарного шейного сагиттального контура (ШСК) на уровне стабилизации [34, 37, 48].

Необходимо заметить, что практически все экспериментальные исследования, касающиеся влияния стабилизации шейных ПДС на смежные сегменты, были проведены на анатомических препаратах ШОП человека и животных [21, 25, 62, 66]. В то же время, достаточно широко известен весьма информативный метод исследования с помощью физических моделей (ФМ) [3, 14, 51]. Однако описанные в литературе ФМ применяют, в основном, при решении некоторых задач хирургического лечения грудного и поясничного отделов позвоночника [12, 23, 50], или для изучения прочностных свойств и эффективности применения различных фиксирующих конструкций [1, 18, 20]. Ни в одном первоисточнике, из проанализированного массива мировой литературы, упоминаний об использовании ФМ ШОП для исследования биомеханических особенностей смежных ПДС после бисегментарного КПЗЦС найдено не было.

Цель **работы**

Экспериментальное биомеханическое исследование влияния различных вариантов бисегментарного комбинированного переднезаднего цервикоспондилодеза сегментов С5/7 на количественные и качественные характеристики перераспределения внутреннего напряжения в смежных сегментах С4-5 и С7-Th1 физической модели шейного отдела позвоночника.

Материал и методы

I. Конструктивные особенности физической модели шейного отдела позвоночника

В данном исследовании использовали ФМ ШОП и устройство для её нагружения, разработанные в ГУ «ИППС им. проф. М.И.Ситенко АМН Украины» (далее ИППС) (рис. 1). Данные о некоторых конструктивных особенностях этой ФМ и результатах экспериментального исследования, в ходе которого моделировали вертикальную статическую неразрушающую нагрузку на интактный ШОП, были опубликованы ранее [3].

Разработанная в ИППС ФМ, построенная на основах теории подобия и теории размерностей, а также с использованием законов моделирования и масштабирования [6], включает модели 7 шейных ПДС на протяжении от С2 до Th2, которые состоят из упругих и жёстких элементов. Эти элементы специальным образом соединены между собой, а также с жидкостными манометрами барометрической системы регистрации нагружения (БСРН), которая содержит датчики, жидкостные манометры. В лаборатории биомеханики ИППС был разработан датчик [3], являющийся, по условиям данного эксперимента, моделью воспринимающих основные аксиальные нагрузки элементов заднего опорного комплекса (ЗОК) (дугоотростчатых суставов – дорзальная секция №1) и переднего опорного комплекса (ПОК) (межпозвонковых дисков – вентральная секция №2). Изменения в отдельных секциях датчиков при моделировании вариантов КПЗЦС и последующем нагружении ФМ зависели от степени деформации секций и отображались на манометрах БСРН.

Датчики были размещены между моделями шейных позвонков таким образом, что их секции №1 и №2 были ориентированы по оси X прямоугольной системы координат с центром, который совпадает с центром вращения позвонков [19, 68]. Такое пространственное расположение секций №1 и №2 датчиков БСРН позволило обеспечить их проекционное соответствие элементам ЗОК и ПОК по аналогии с известной теорией строения позвоночника R.Louis [3, 45]. В соответствии с описанными в литературе средними величинами шейного сагиттального контура у здоровых людей (от 20 до 40°) [26], величина общего сагиттального контура разработанной нами ФМ составляла 20°.

II. Моделирование вариантов цервикоспондилодеза

При проведении данного экспериментального исследования учитывали то, что большинство хирургических вмешательств, направленных на декомпрессию содержимого шейного отдела позвоночного канала, представляет собой субтотальную корпэктомию одного позвонка и последующий бисегментарный ЦС на уровне С5/7 [5, 22, 39]. В соответствии с этим ситуационный план данного эксперимента был представлен следующим образом:

I. Исследование величины внутреннего напряжения в области ЗОК и ПОК (секции №1 и №2 соответственно) сегментов С4-5, С5-6, С6-7 и С7-Th1интактной ФМ ШОП.

II. Исследование величины внутреннего напряжения в области ЗОК и ПОК (секции №1 и №2 соответственно) сегментов С4-5 и С7-Th1 при последовательном моделировании различных вариантов бисегментарного КПЗЦС С5/7 (рис. 2)

III. Исследование величины внутреннего напряжения в области ЗОК и ПОК (секции №1 и №2 соответственно) сегментов С4-5 и С7-Th1 при последовательном моделировании различных вариантов бисегментарного КПЗЦС С5/7 с дополнительной вентральной фиксацией пластинами (рис. 3)

Эти варианты ситуаций II и III были избраны для исследования потому, что именно вокруг них идёт наиболее активная дискуссия среди специалистов в области хирургии ШОП [13, 38, 42, 57, 60]. Применённые варианты ЗЦС наиболее приемлемы в клинической практике при травматическом, патологическом или ятрогенном

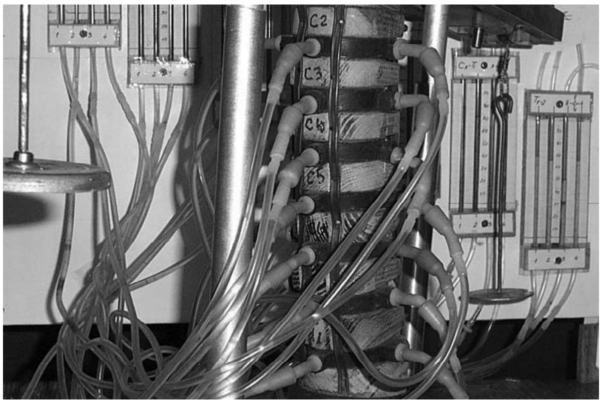
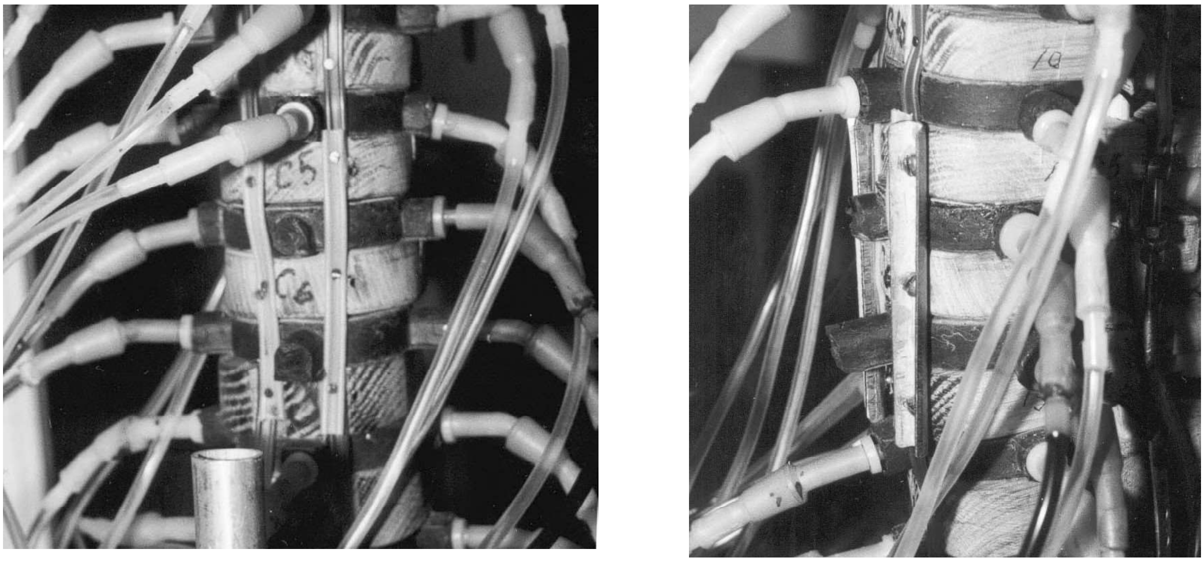
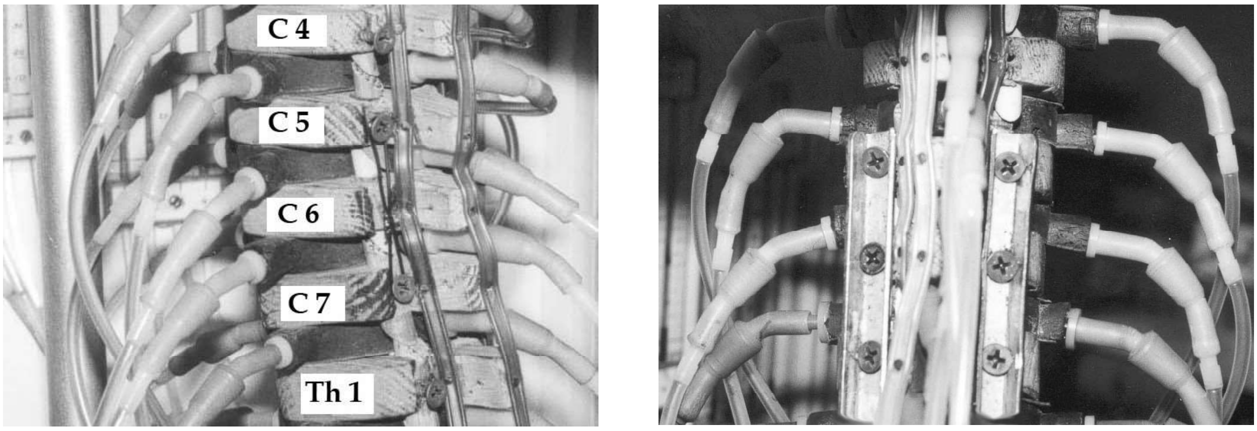


Рисунок 1
Физическая модель шейного отдела позвоночника, разработанная в ГУ «ИППС им.проф. М.И.Ситенко АМН Украины»



а б

Рисунок 2
Моделирование вариантов бисегментарного переднего межтелового цервикоспондилодеза С5/7:
а) без дополнительной фиксации пластинами;
б) с дополнительной фиксацией пластинами (пояснения в тексте).



а б

Рисунок 3
Моделирование вариантов бисегментарного заднего цервикоспондилодеза С5/7:
а) трансартикулярный мостовидный спондилодез проволокой по Барышу;
б) трансартикулярный мостовидный спондилодез пластинами (пояснения в тексте).

разрушении костных элементов ЗОК шейных ПДС, так как предусматривают крепление фиксирующих конструкций к суставным массам шейных позвонков и обеспечивают возможность адекватной задней декомпрессии содержимого позвоночного канала. При одинаковой удалённости точек крепления имплантатов к элементам ЗОК ФМ от мгновенных центров вращения моделей позвонков два исследуемых варианта ЗЦС отличались друг от друга жёсткостью фиксации (проволока versus пластины). Кроме того, представленный на рис. 3а вариант моделировали в соответствии с принципами напряжённого связывания (в англоязычной литературе – «tension-band fixation») [4], а представленный на рис. 3б вариант – в режиме нейтральной фиксации. Ещё одной особенностью варианта IIа являлась транссегментарная стабилизация моделей позвонков С5 и С7, не предусматривавшая обязательное вовлечение в схему фиксации модели промежуточного позвонка С6. Основанием для этого послужили результаты экспериментальных исследований на анатомических препаратах ШОП человека M.M.Panjabi et al. (1994), согласно которым стабилизирующий эффект транссегментарной фиксирующей конструкции может быть приравнен к таковому при посегментной стабилизации на уровне двух шейных ПДС [53]. В отличие от вариантов IIа и IIIа в ситуациях IIб и IIIб пластины фиксировали ко всем трём моделям позвонков – С5, С6 и С7.

Отличие между смоделированными наиболее распространёнными вариантами ПМЦС состояло в следующем. В ситуациях IIа и IIб моделировали воссоздание межтеловой опоры без дистракции вентральных отделов сегментов С5-6 и С6-7 ФМ, что приводит к выпрямлению шейного сегментарного контура (ШСК) на этих уровнях. В ситуациях IIIа и IIIб осуществляли незначительную дистракцию вентральных отделов данных сегментов ФМ с целью воссоздания сегментарного сагиттального контура (ССК) в форме лордоза по аналогии с шейными ПДС здоровых субъектов при отсутствии патологических изменений в ШОП.

Для моделирования вышеназванных вариантов ЦС использовали металлические винты диаметром 4 мм и длиной 16 мм, проволоку из нержавеющей стали диаметром 1,2 мм, а также специально изготовленные металлические пластины толщиной 1,5 мм в соответствии с фактическими размерами ФМ ШОП. Установку металлоконструкций осуществляли по общеизвестным методикам, модифицированным в применении к данной ФМ [4, 9, 15]. Моделирование ЗЦС в ситуациях групп IIа и IIIа осуществляли под визуальным контролем при сближении элементов ЗОК моделей позвонков. Тем самым стремились достичь замыкания ПДС в моделях дугоотростчатых суставов и сохранения ССК. Моделирование ПМЦС осуществляли за счет блокирования вентральных секций №2 датчиков (рис. 2). В группах II и III показания датчиков на уровне сегментов ФМ С5-6 и С6-7 не регистрировали, так как при интерполировании этих ситуаций на клинические аспекты стабилизирующих операций на ШОП предполагали, что при выполнении КПЗЦС достигают замыкания данного сегмента.

III. Нагружение физической модели

Модель позвонка Th2 была жёстко закреплена на горизонтальной плоскости. Исследование проводили при неразрушающей вертикальной статической нагрузке силой Р = 100 Н, приложенной к модели тела позвонка С2 в области проекции его постоянного центра вращения [52]. ФМ находилась в нейтральном вертикальном положении с целью воссоздания клинической ситуации перевода больного в ортоградное положение после выполнения различных вариантов ЦС.

Каждое нагружение было произведено с помощью разработанного в ИППС устройства в течение 20 секунд трижды. Результаты показаний секций №1 и №2 датчиков БСРН на уровне исследуемых сегментов ФМ (табл. 1). С целью проведения сравнительного анализа полученной информации были выведены следующие коэффициенты пропорциональности распределения внутренних напряжений в области ЗОК и ПОК в различных сегментах данной ФМ: $К_{С4-5}$ – на уровне сегмента С4-5 и $К_{С7-Th1}$ – на уровне сегмента С7-Th1 (таб. 2).

Полученный информационный массив обрабатывали статистически с использованием критерия Стьюдента.

Результаты и их обсуждение

Результаты проведенного исследования количественного изменения внутренних напряжений и характера их распределения в области ЗОК и ПОК сегментов С4-5 и С7-Th1 при моделировании 4 различных вариантов бисегментарного ЦС С5/7 (рис. 2, 3) представлены в таблицах 1 и 2.

Ситуация группы I. После нагружения интактной ФМ в вышеописанном режиме полученные данные соответствовали данным предыдущего исследования [3], что позволило рассматривать их в качестве базовых в сравнительном аспекте для ситуаций последующих групп.

Ситуации группы II. При анализе характера влияния данных вариантах КПЗЦС, отличающихся друг от друга возможностью воссоздания ССК и жёсткостью фиксации в области ЗОК С5/7, на перераспределение внутреннего напряжения в смежных сегментах ФМ, в ситу-

Таблица 1

Величины давления в секциях №1 и № 2 датчиков БСРН в исследуемых сегментах интактной ФМ и при моделировании различных вариантов бисегментарного КПЗЦС при статической вертикальной нагрузке (в кПа)

Моделирование ЦС	Секции датчиков сегментов ФМ							
	С4-5		**С5-6**		**С6-7**		**С7-Th1**	
	№1	№2	№1	№2	№1	№2	№1	№2
I (интактная ФМ)	215,8	145,8	165,2	223,3	165,1	242,4	204,1	337,2
IIа	220,4	137,6	-	МТО*	-	МТО*	127,3	395,6
IIб	179,9	168,7	-	МТО*	-	МТО*	156,8	389,2
IIIа	221,1	139,7	-	ПМЦСП**	-	ПМЦСП**	138,4	406,3
IIIб	194,3	170,6	-	ПМЦСП**	-	ПМЦСП**	132,1	425,`8

* МТО – межтеловая опора;

**ПМЦСП – передний межтеловой цервикоспондилодез пластиной

Таблица 2

Величины коэффициентов пропорциональности распределения внутренних напряжений в области ЗОК и ПОК в исследуемых сегментах интактной ФМ и при моделировании различных вариантов бисегментарного КПЗЦС при статической вертикальной нагрузке

Моделирование ЦС	Сегменты ФМ			
	$К_{C4-5}$	$К_{C5-6}$	$К_{C6-7}$	$К_{C7-Th1}$
I (интактная ФМ)	1,48	0,74	0,68	0,6
IIа	1,6	-	-	0,32
IIб	1,1	-	-	0,4
IIIа	1,58	-	-	0,34
IIIб	1,13	-	-	0,31

ации IIа обращает на себя внимание незначительное его изменение на краниальном уровне С4-5 и почти двукратное увеличение нагрузки на область ПОК на каудальном уровне С7-Th1 ($К_{C7-Th1}$ равен 0,32 по сравнению с $К_{C7-Th1}$, равным 0,6 интактной ФМ). В ситуации IIб нагрузка на область ПОК краниального сегмента С4-5 увеличилась на 25%, по сравнению с интактной ФМ, но всего на 1/3 в секции №1 датчика каудального сегмента С7-Th1 (ср. с вариантом IIа). По всей видимости, в подобных ситуациях решающую роль для перераспределения внутреннего напряжения в смежных сегментах может играть возможность контролируемого воссоздания и сохранения ССК стабилизируемых сегментов. Из двух данных вариантов КПЗЦС приоритет в этом всё же может быть отдан варианту IIа, как наиболее соответствующему принципу напряжённого связывания в области ЗОК. В то же время, моделирование варианта IIб приводит к бесспорному выпрямлению ССК на обоих смежных сегментах.

Ситуации группы III. В ситуациях данной группы оба варианта КПЗЦС приводят к весьма значительному возрастанию нагрузки на секцию №2 датчиков ($К_{C7-Th1}$ почти в 2 раза меньше такового интактной ФМ), что свидетельствует о выпрямлении ССК. Вариант IIа незначительно влияет на перераспределение внутреннего напряжения в сегменте С4-5, а величина $К_{C4-5}$ наиболее близка к таковым в ситуации IIа, когда имелась возможность воссоздания и сохранения СКК на уровне стабилизации С5/7. В ситуации IIIб отмечали обратную закономерность. Величина $К_{C7-Th1}$ приближалась к аналогичным показателям в ситуациях IIб, когда в результате применения пластин с жёстко заданными отверстиями для винтов имело место выпрямление кривизны ССК стабилизируемых сегментов С5/7.

Эффективность декомпрессивно-стабилизирующих или реконструктивно-восстановительных оперативных вмешательств, применяющихся для хирургического лечения заболеваний и повреждений ШОП и предусматривающих выполнение бисегментарного КПЗЦС после декомпрессии спинного мозга, хорошо известны специалистам в этой области [28, 32, 63]. В то же время любой искушённый в области хирургии ШОП специалист, обладающий как теоретическими познаниями, так и клиническим опытом, при планировании и выполнении хирургического вмешательства, предусматривающего в определённых клинических ситуациях КПЗЦС, обязан учитывать и некоторые нюансы, неизбежно сопутствующие бисегментарной стабилизации шейных ПДС.

В первую очередь, это касается выбора наиболее подходящего для данной клинической ситуации способа ЦС и устройства для его реализации. Кроме того, нужно принимать во внимание и реакцию смежных со стабилизированными ПДС в ближайшем и отдалённом послеоперационном периоде. Результаты многих клинических и экспериментальных исследований свидетельствуют о том, что фиксация шейных позвонков приводит к увеличению амплитуды движений и возрастанию внутридискового давления в смежных ПДС [27, 30, 54, 61]. Однако подавляющее большинство научных публикаций, касающихся этого актуального направления исследований в современной вертебрологии, посвящено моносегментарному ПМЦС, в то время как вопросы влияния бисегментарного КПЗЦС на смежные ПДС освещены в специальной научной литературе недостаточно полно.

V.Kulkarni et al. (2004) выявили дегенеративные изменения в смежных ПДС после субтотальной корпэктомии с последующим бисегментарным или мультисегментарным ПМЦС у 75% пациентов, оперированных по поводу миелопатии при дегенеративных заболеваниях ШОП [41]. A.E.Dmitriev et al. (2007) предметом своего экспериментального исследования на десяти анатомических препаратах ШОП человека при их динамической нагрузке избрали изучение стабилизирующего потенциала различных вариантов ЦС – ПМЦС клетками с дополнительной фиксацией пластиной, ЗЦС с помощью фиксации металлоконструкций к суставным массам шейных позвонков и КПЗЦС с помощью вышеперечисленных устройств для ЦС на протяжении С3/5 и С3/6, а также влияния данных вариантов ЦС на смежные ПДС [24]. Авторы пришли к выводу, что наименее эффективным вариантом стабилизации шейных ПДС такой протяжённости является ПМЦС с дополнительной фиксацией пластиной, а наибольшую стабильность обеспечивает КПЗЦС. В то же время, увеличение объёма движений на уровне смежного краниального ПДС С3-4 отмечали при всех трёх вариантах ЦС без каких-либо значительных отличий между ними.

A.Katsuura et al. (2001) в результате проведенного клинического исследования результатов хирургического лечения 42 пациентов с дегенеративными заболеваниями ШОП, которым был произведен ПМЦС различной протяжённости, выявили дегенеративные изменения в смежных ПДС в 50% случаев. При этом у больных, у которых имела место кифотическая деформация ШСК стабилизированных ПДС, аналогичные патологические изменения развились в 77% случаев [37]. На основании полученных данных авторы пришли к выводу, что одним из основных факторов, способствующих развитию патологических изменений на смежных уровнях, является кифотическая деформация как сегментарного, так и общего ШСК. Изучая отдалённые результаты лечения 93 больных, которым была произведена вентральная декомпрессия спинного мозга с последующим бисегментарным или мультисегментарным ПМЦС без дополнительной межтеловой фиксации пластиной по поводу миелопатии при дегенеративных заболеваниях ШОП, V.Rajshekhar et al. (2003) выявили, что при таком варианте ЦС локальная кифотическая деформация на уровне оперированных ПДС развилась в 47% случаев, а кифотическая деформация общего ШСК сформировалась у 35% пациентов [55].

Несмотря на то, что данное исследование, в отличие от известных, было проведено в условиях не динамической, а статической нагрузки ФМ ШОП, оно позволило выявить определённые закономерности изменения внутреннего напряжения в смежных сегментах ФМ после моделирования наиболее распространённых и разработанных нами вариантов ЗЦС и КПЗЦС. Полученные нами данные свидетельствуют о наиболее благоприятном влиянии на смежные сегменты тех вариантов ЦС, которые позволяют добиться моделирования и сохранения формы ССК, близкого к естественному сегментарному ШСК. Вторым принципиальным отличием проведенного нами исследования явилась возможность количественной и качественной оценки изменения внутреннего напряжения не только в области ПОК, но и в области ЗОК обоих смежных краниального и каудального сегментов ФМ ШОП. Это позволяет более точно прогнозировать изменения в области смежных сегментов при планировании и выполнении оперативных вмешательств на ШОП. Ещё одно принципиальное отличие проведенного нами экспериментального биомеханического исследования от описанных в литературе состоит в том, что оно впервые дало возможность обосновать эффективность разработанного нами трансартикулярного мостовидного ЗЦС проволокой для осуществления транссегментарной фиксации шейных позвонков, а также создания и сохранения сагиттального контура на протяжении двух сегментов ФМ ШОП.

При проведении анализа полученных данных обращает на себя внимание то, что после бисегментарного ЦС С5/7 наиболее благоприятное влияние на смежные сегменты С4-5 и С7-Th1 в виде сохранения в них величин внутреннего напряжения, наиболее близких к интактной ФМ, отмечается при моделировании ситуаций IIa и IIIa, которые обеспечивают возможность воссоздания и сохранения ССК, кривизна которого близка к естественному сегментарному ШСК при отсутствии патологических изменений в ШОП. Полученные нами данные не только согласовываются с отдельными немногочисленными сообщениями о необходимости сохранения сегментарного ШСК при выполнении операций на ШОП и взаимосвязи выпрямления ШСК с возникновением и прогрессированием дегенеративных изменений на смежных ПДС [29, 48, 64], но и позволяют впервые получить экспериментальные доказательства этой взаимосвязи.

Мы уже акцентировали внимание на недостатке информации в специальной литературе о влиянии бисегментарного КПЗЦС на смежные сегменты [24]. Нами впервые было проведено экспериментальное исследование с помощью ФМ ШОП в этом направлении. При моделировании вариантов КПЗЦС в ситуациях II и III отмечается приблизительно одинаковое увеличение нагрузки на область ПОК в обоих ситуациях на уровне каудального смежного сегмента C7-Th1 по сравнению с интактной ФМ (таб. 2). Однако в ситуациях IIa и IIIa отличия состояния внутреннего напряжения в сегменте C4-5 незначительно отличаются от этого же сегмента интактной ФМ, что может объясняться, по-видимому, относительно нежёстким вариантом ЗЦС в данных ситуациях.

Выводы

1. После моделирования различных вариантов бисегментарного ЦС C5/7 во всех ситуациях имеет место изменение внутреннего напряжения в обоих смежных сегментах C4-5 и C7-Th1, по сравнению с интактной ФМ ШОП. При вариантах IIб и IIIб эти изменения весьма значительны и выражаются в увеличении нагрузки на передний опорный комплекс. Это можно считать предрасполагающим фактором для возникновения и прогрессирования дегенеративных изменений в смежных со стабилизированными шейных ПДС.

2. Наиболее важным условием, при соблюдении которого можно добиться более пропорционального перераспределения внутреннего напряжения в смежных сегментах после бисегментарного КПЗЦС, является воссоздание сегментарного сагиттального контура, близкого к естественному ШСК. Этого можно достичь с помощью тех способов ЦС, которые обеспечивают создание и сохранение такого ССК. Оптимальным вариантом в подобных случаях является ЗЦС с помощью относительно нежёсткой проволочной фиксации, позволяющий обеспечить возможность реализации биомеханически наиболее обоснованного принципа напряжённого связывания костных элементов ЗОК. Подобным эффектом обладает также вариант восстановления межтеловой опоры с дополнительной межтеловой фиксацией пластиной.

3. Наиболее неблагоприятное воздействие на смежные сегменты оказывают те варианты ЦС, которые либо в силу технологических особенностей самих способов, либо в силу конструктивных особенностей фиксаторов могут привести к выпрямлению ССК. К таким вариантам ЦС можно отнести бисегментарный КПЗЦС без фиксации пластиной в области ПОК, но с фиксацией пластиной в области ЗОК, и КПЗЦС с фиксацией пластинами как в области ПОК, так и в области ЗОК.

4. В пределах двух ПДС может быть осуществлена как вентральная, так и дорзальная транссегментарная фиксация, которая может обеспечить как воссоздание и сохранность шейного сегментарного контура, так и незначительное перераспределение внутреннего напряжения в смежных краниальном и каудальном ПДС.

5. В случаях необходимости выполнения бисегментарного КПЗЦС необходимо учитывать то, что на состояние смежных сегментов оказывают влияние не только особенности способа ЦС, но и жёсткость фиксации. С помощью подбора правильного сочетания этих двух факторов можно достичь более пропорционального перераспределения внутреннего напряжения в области смежных ПДС.

Литература

1. Барыш А.Е. Обоснование заднего спондилодеза в хирургическом лечении повреждений шейного отдела позвоночника: дис. ... кандидата мед. наук: 14.01.20 / Барыш Александр Евгеньевич. Харьков, 1997. 202 с.

2. Барыш А.Е. Обоснование новой технологии переднего межтелового цервикоспондилодеза с помощью гибридных металлокерамических фиксирующих устройств / А.Е.Барыш // Ортопед. травматол. 2005. № 2. С. 15-21.

3. Барыш А.Е. Физическая модель для экспериментального биомеханического исследования шейного отдела позвоночника / А.Е.Барыш, С.Р.Михайлов // Междунар. мед. журнал. 2006. № 1. С. 55-61.

4. Барыш А.Е. Задний напряжённый трансартикулярный цервикоспондилодез / А.Е.Барыш // Ортопед. травматол. 2008. № 2. С. 44-55.

5. Бублик Л.О. Ускладнені ушкодження шийного відділу хребта (діагностика, лікування та прогнозування у гострому та ранньому періодах травми): автореф. дис. на соиск. науч. степени докт. мед. наук: спец. 14.01.05 «Нейрохірургія» / Л.О.Бублик. К., 2004. 40 с.

6. Веников В.А. Теория подобия и моделирования / В.А.Веников, Г.В.Веников. М.: Высшая школа, 1984. 439 с.

7. Ветрилэ С.Т. Хирургическое лечение повреждений шейного отдела позвоночника с применением первично-стабильной фиксации металлическими конструкциями / С.Т.Ветрилэ, А.И.Крупаткин, С.В.Юндин // Хирургия позвоночника. 2006. № 3. С. 8-18.

8. Корж Н.А. Оперативное лечение осложнённых повреждений шейного отдела позвоночника / Н.А.Корж, В.А.Радченко, А.Е.Барыш и др. // Повреждения позвоночника и спинного мозга / Н.Е.Полищук, Н.А.Корж, В.Я.Фищенко. К.: Книга плюс, 2001. С. 120-144.

9. Корж Н.А. Передний межтеловой спондилодез пластинами в хирургическом лечении повреждений и заболеваний шейного отдела позвоночника / Н.А.Корж, А.Е.Барыш // Вісник ортопедії, травматології та протезування. 2005. № 1. С. 67-69.

10. Полищук Н.Е. Хирургическое лечение дискогенных радикуломиелопатий шейного отдела

позвоночника / Н.Е.Полищук, Е.И.Слынько, Н.Н.Хотейт. К.: Книга плюс, 2004. 143 с.

11. Рамих Э.А. Травма нижнего шейного отдела позвоночника: диагностика, классификация, лечение / Э.А.Рамих // Хирургия позвоночника. 2005. № 3. С. 8-24.

12. Хмызов С.А. Управляемый остеосинтез стержневыми системами в детской травматологии и ортопедии: автореф. дис. на соиск. науч. степени докт. мед. наук: спец. 14.01.20 «Ортопедия и травматология» / С.А.Хмызов. Харьков, 2004. 36 с.

13. Acosta F.L. Long-term biomechanical stability and clinical improvement after extended multilevel corpectomy and circumferential reconstruction of the cervical spine using titanium mesh cages // F.L.Acosta, H.E.Arayan, D.Chou, C.P.Ames // J. Spinal Disord. Tech. 2008. Vol. 21, № 3. P. 165-174.

14. Adams M.A. Spine update. Mechanical testing of the spine: an appraisal of methodology, results, and conclusions / M.A.Adams // Spine. 1995. Vol. 20, № 19. P. 2151-2156.

15. An H.S. Surgery of the cervical spine / H.S.An, J.M.Simpson, ed. Baltimore-Tokyo: Martin Dunitz Limited, 1994. 432 p.

16. Aryan H.E. Successful treatment of cervical myelopathy with minimal morbidity be circumferential decompression and fusion / H.E.Aryan, R.O.Sanchez-Mejia, S.Ben-Haim, C.P.Ames // Eur. Spine J. 2007. Vol. 16. P. 1401-1409.

17. Bartolomei J.C. Adjacent level degeneration after anterior cervical fusion: a clinical review / J.C.Bartolomei, N.Theodore, V.K.Sonntag // Neurosurg. Clin. N. Am. 2005. Vol. 16, № 4. P. 575-587.

18. Belmont P.J. The effects of hook pattern and kyphotic angulation on mechanical strength and apical rod strain in a long-segment posterior construct using a synthetic model / P.J.Belmont, D.W.Polly, Jr., B.W.Cunningham, W.R.Klemme // Spine. 2001. V. 26, № 6. P. 627-635.

19. Benzel E.C. Biomechanics of spine stabilization: Principles and clinical practice / E.C.Benzel. New York-Toronto: McGraw-Hill, Inc., 1995. 278 p.

20. Calgar Y.S. Biomechanical comparison of inside-outside screws, cables, and regular screws, using a sawbone model / Y.S.Calgar, F.Torun, T.G.Pait, et al. // Neurosurg. Rev. 2005. Vol. 28, № 1. P. 53-58.

21. Chang U.K. Changes in adjacent-level disk pressure and facet joint force after cervical arthroplasty compared with cervical discectomy and fusion / U.K.Chang, D.H.Kim, M.C.Lee, et al. // J. Neurosurg. Spine. 2007. Vol. 7, № 1. P. 33-39.

22. Clark C.R. The cervical spine. 4th ed. / C.R.Clark, E.C.Benzel, B.L.Currier, et al. Philadelphia-Tokyo: Lippincott Williams & Wilkins, 2004. 1250 p.

23. Cloutier L.P. Biomechanical study of anterior spinal instrumentation configuration // L.P.Cloutier, C.-E.Aubin, G.Grimard // Eur. Spine J. 2007. Vol. 16. P. 1039-1045.

24. Dmitriev A.E. Stabilizing potential of anterior, posterior, and circumferential fixation for multilevel cervical arthrodesis: an in vitro human cadaveric study of the operative and adjacent segment kinematics / A.E.Dmitriev, T.R.Kuklo, R.A.Lehman, Jr., M.K.Rosner // Spine. 2007. Vol. 32, № 6. P. E188-196.

25. Dopan S. Biomechanical consequences of cervical spondylectomy versus corpectomy // Neurosurgery. 2008. Vol. 63, №4 (Suppl 2). P. 303-308.

26. DvoY.J. Halswirbelsдule: diagnostik und therapie / J.DvoYбk, D.Grob. Stuttgart-New York: Thieme, 1999. 258 p.

27. Eck J.C. Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion / J.C.Eck, S.C.Humphreys, T.H.Lim, et al. // Spine. 2002. Vol. 27, № 22. P. 2431-2434.

28. Eleraky M.A. Cervical corpectomy: report of 185cases and review of the literature / M.A.Eleraky, Llanos C., Sonntag V.K. // J. Neurosurg. 1999. Vol. 90, № 1 (Suppl). P. S35-41.

29. Elsawaf A. Effect of cervical dynamics on adjacent segment degeneration after anterior cervical fusion with cages // A.Elsawaf, L.Mastronardi, R.Roperto, et al. // Neurosurg. Rev. 2009. Vol. 32, № 2. P. 215-224.

30. Fuller D.A. A kinematic study of the cervical spine before and after segmental arthrodesis / D.A.Fuller, J.S.Kirkpatrick, S.E.Emery, et al. // Spine. 1998. Vol. 23, № 15. P. 1649-1656.

31. Goffin J. Long-term follow-up after interbody fusion of the cervical spine / J.Goffin, E.Geusens, N.Vantomme, et al. // J. Spinal Disord. Tech. 2004. Vol. 17, № 2. P. 79-85.

32. Hilibrand A.S. Increased rate of arthrodesis with strut grafting after multilevel anterior cervical decompression // A.S.Hilibrand, M.A.Fye, S.E.Emery, et al. // Spine. 2002. Vol. 27, № 2. P. 146-151.

33. Hilibrand A.S. The success of anterior arthrodesis adjacent to a previous fusion / A.S.Hilibrand, J.U.Yoo, G.D.Carlson, H.H.Bohlman // Spine. 1997. Vol. 22, № 14. P. 1574-1579.

34. Hwang S.H. Biomechanical comparison of adjacent segmental motion after ventral cervical fixation with varying angles of lordosis / S.H.Hwang, M.Kayanja, R.A.Milks, E.C.Benzel // Spine J. 2007. Vol. 7, № 2. P. 216-221.

35. Ishihara H. Adjacent segment disease after anterior cervical interbody fusion / H.Ishihara, M.Kanamori, Y.Kawaguchi, et al. // Spine J. 2004. Vol. 4. P. 624-628.

36. Kahanovitz N. The effects of internal fixation on the articular cartilage of unfused canine facet joint cartilage / N.Kahanovitz, S.P.Arnoczky, D.B.Levine, J.P.Otis // Spine. 1984. Vol. 9, № 3. P. 268-272.

37. Katsuura A. Kyphotic malalignment after anterior cervical fusion is one of the factors promoting the degenerative process in adjacent intervertebral levels // Eur. Spine J. 2001. Vol. 10, № 4. P. 320-324.

38. Koh Y.D. A biomechanical comparison of modern anterior and posterior plate fixation of the cervical spine / Y.D.Koh, T.-H.Lim, J.W.You, et al. // Spine. – 2001. – Vol. 26, № 1. – P. 15-21.

39. Kocis J. Injuries to the lower cervical spine / J.Kocis J., P.Wendsche, P.Visna, L.Pasa // Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech. 2004. Vol. 71, № 6. P. 366-372.

40. Kotani Y. The effects of spinal fixation and destabilization on the biomechanical and histologic properties of spinal ligaments: an in vivo study / Y.Kotani, B.W.Cunningham, A.Capuccino, et al. // Spine. 1998. Vol. 23, № 6. P. 672-683.

41. Kulkarni V. Accelerated spondylotic changes adjacent to fused segment following central cervical corpectomy: magnetic resonance imaging study evidence / V.Kulkarni, V.Rajshekhar, L.Raghuram // J. Neurosurg. 2004. Vol. 100, № 1 (Suppl Spine). P. S2-6.

42. Kwon B.K. The use of rigid internal fixation in the

surgical management of cervical spondylosis / B.K.Kwon, A.R.Vaccaro, J.N.Grauer, J.M.Beiner // Neurosurgery. 2007. Vol. 60, № 1 (Suppl 1). P. S118-129.

43. Laxer E.B. Adjacent segment disc pressures following two-level cervical disc replacement versus simulated anterior cervical fusion / E.B.Laxer, B.V.Darden, D.B.Murrey, et al. // Stud. Health Technol. Inform. 2006. Vol. 123. P. 488-492.

44. Lin H.L. Change of cervical balance following single to multi-level interbody fusion with cage / H.L.Lin, D.Y.Cho, Y.F.Lee, et al. // Br. J. Neurosurg. 2008. Vol. 22, № 6. P. 758-763.

45. Louis R. Surgery of the spine: surgical anatomy and operative approaches / R. Louis. Berlin-Heidelberg-New York, 1983. 329 p.

46. Matsunaga S. Strain on intervertebral discs after anterior cervical decompression and fusion / S.Matsunaga, S.Kabayama, T.Yamamoto, et al. // Spine. 1999. Vol. 24, № 7. P. 670-675.

47. McAfee P.C. One-stage anterior cervical decompression and posterior stabilization. A study of one hundred patients with a minimum of two years of follow-up / P.C.McAfee, H.H.Bohlman, T.B.Ducker, et al. // J. Bone Joint Surg. Am. 1995. Vol. 77. P. 1791-1800.

48. Miyazaki M. Kinematic analysis of the relationship between sagittal alignment and disc degeneration in the cervical spine / M.Miyazaki, H.J.Humanson, Morishita Y., et al. // Spine. 2008. Vol. 33, № 23. P. E870-876.

49. Oda I. Does spinal kyphotic deformity influence the biomechanical characteristics of the adjacent motion segments? An in vivo animal model / I.Oda, B.W.Cunningham, R.A.Buckley, et al. // Spine. 1999. Vol. 24, № 20. P. 2139-2146.

50. Orchowski J. The effect of kyphosis on the mechanical strength of a long-segment posterior construct using a synthetic model / J.Orchowski, D.W.Polly, W.R.Klemme, et al. // Spine. 2000. Vol. 25, № 13. P. 1644-1648.

51. Panjabi M.M. Cervical spine models for biomechanical research / M.M.Panjabi // Spine. 1998. Vol. 23, № 24. P. 2684-2700.

52. Panjabi M.M. Critical load of the human cervical spine: an in vitro experimental study / M.M.Panjabi, J.Cholewicki, K.Nibu, et al. // Clin. Biomech. 1998. Vol. 13, № 1. P. 11-17.

53. Panjabi M.M. On the understanding of clinical instability / M.M.Panjabi, C.Lydon, A.Vasavada, et al. // Spine. 1994. Vol. 19, № 23. P. 2642-2650.

54. Park D.H. Effect of lower two-level anterior cervical fusion on the superior adjacent level / D.H.Park, P.Ramakrishnan, T.H.Cho, et al. // J. Neurosurg. Spine. 2007. Vol. 7, № 3. P.336-340.

55. Rajshekhar V. Changes in cervical spine curvature after instrumented on- and two-level corpectomy in patients with spondylotic myelopathy / V.Rajshekhar, M.J.Arunkumar, S.S.Kumar // Neurosurgery. 2005. Vol. 52, № 4. P. 799-804.

56. Rao R.D. Mechanical evaluation of posterior wiring as a supplement to anterior cervical plate fixation / R.D.Rao, M.Wang, M.D.Singrakhia, M.L.McGrady // Spine. 2004. Vol. 29, № 20. P. 2256-2259.

57. Reinhold M. Lower cervical trauma: classification and operative treatment / M.Reinhold, M.Blauth, R.Rosiek, C.Knop // Unfallchirurg. 2006. Vol. 109, №6. P. 471-480.

58. Rohlmann A. Internal spinal fixator stiffness has only a minor influence on stresses in the adjacent discs / A.Rohlmann, J.Calisse, G.Bergmann, U.Weber // Spine. 1999. Vol. 24, № 12. P. 1192-1196.

59. Schultz K.D. Single-stage anterior-posterior decompression and stabilization for complex cervical spine disorders / K.D.Schultz, M.R.McLaughlin, R.E.Haid, Jr., et al. // J. Neurosurg. 2000. Vol. 93, № 2 (Suppl). P. S214-221.

60. Sevki K. Results of surgical treatment for degenerative cervical myelopathy: anterior cervical corpectomy and stabilization / K.Sevki, T.Mehmet, T.Ufuk, et al. // Spine. 2004. Vol. 29, № 22. P. 2493-2500.

61. Schwab J.S. Motion compensation associated with single-level cervical fusion: where does the lost motion do? / J.S.Schwab, D.J.Diangelo, K.T.Foley // Spine. 2006. Vol. 31, № 21. P. 2439-2448.

62. Singh K. Biomechanical comparison of cervical spine reconstructive techniques after a multilevel corpectomy of the cervical spine // K.Singh, A.R.Vaccaro, J.Kim, et al. // Spine. 2003. Vol. 28, № 20. P. 2352-2358.

63. Spivak J.M. Internal fixation of cervical trauma following corpectomy and reconstruction. The effect of posterior element injury / J.M.Spivak, S.Braham, D.Chen, F.J.Kummer // Bull. Hosp. Jt. Dis. 2000. Vol. 59, № 1. P. 47-51.

64. Thakar S. Correlation between change in graft height and change in segmental angle following central corpectomy for cervical spondylotic myelopathy / S.Thakar // J. Neurosurg. Spine. 2008. Vol. 9, № 2. P. 158-166.

65. Ulrich Chr. Internal fixation on the lower cervical spine – biomechanics and clinical practice of procedures and implants / Ulrich Chr., M.Arand, J.Nothwang // Eur. Spine J. 2001. Vol. 10, № 4. P. 88-100.

66. Unglaub F. Effects of unisegmental disk compression on adjacent segments: an in vivo animal model / F.Unglaub, T.Guering, H.Lorenz// Eur. Spine J. 2005. Vol. 14. P. 949-955.

67. Vaccaro A.R. Spine surgery. Tricks of the trade / A.R.Vaccaro, T.J.Albert. New York-Stuttgart: Thieme Medical Publishers, Inc., 2003. 212 p.

68. White A.A. Clinical biomechanics of the spine. 2nd ed. / A.A.White, M.M.Panjabi. Philadelphia: J.B.Lippincott Co., 1990. 699 p.

Поступила в редколлегию 15.07.2009

Экспериментальное биомеханическое исследование влияния бисегментарного комбинированного переднезаднего цервикоспондилодеза на смежные позвоночные двигательные сегменты/ Барыш А.Е. // Медицина и... – 2009. – № 3. – С. 30-39

Проведено экспериментальное биомеханическое исследование влияния вариантов бисегментарного комбинированного переднезаднего цервикоспондилодеза сегментов С5/7 на количественные и качественные характеристики перераспределения внутреннего напряжения в смежных сегментах С4-5 и С7-Th1физической модели шейного отдела позвоночника. Установлено, что из четырёх исследованных вариантов наиболее неблагоприятное воздействие на смежные сегменты оказывают те, в которых задний цервикоспондилодез смоделирован с помощью пластин. Оптимальным вариантом в подобных случаях является комбинация переднего межтелового цервикоспондилодеза без дополнительной фиксации пластинами и разработанного нами заднего цервикоспондилодеза с помощью относительно нежёсткой проволочной фиксации, оказывающая наименее неблагоприятное влияние на смежные сегменты.

Ключевые слова: шейный отдел позвоночника, комбинированный переднезадний цервикоспондилодез, смежные сегменты

Експериментальне біомеханічне дослідження впливу бісегментарного комбінованого передньозаднього цервікоспондилодезу на суміжні хребцеві рухові сегименти / Бариш О.Є. // Медицина і... – 2009. – № 3. – С 30-39

Проведене експериментальне біомеханічне дослідження впливу варіантів бісегментарного комбінованого передньозаднього міжтілового цервікоспондилодезу сегментів С5/7 на кількісні та якісні характеристики перерозподілу внутрішнього напруження у суміжних сегментах С4-5 та С7-Th1 фізичної моделі шийного відділу хребта. Встановлено, що з чотирьох досліджених варіантів найбільш більш несприятливу дію на суміжні сегменти надають ті, у яких задній цервікоспондилодез змодельований за допомогою пластин. Оптимальним варіантом у подібних випадках є комбінація переднього міжтілового цервікоспондилодезу без додаткової фіксації пластинами та розробленого нами заднього цервікоспондилодезу за допомогою відносно нежорсткої дротяної фіксації, що надає найменш несприятливий вплив на суміжні сегменти.

Ключові слова: шийний відділ хребта, комбінований передньозадній цервікоспондилодез, суміжні сегменти.

Experimental biomechanical research of influence bisegmentary combined переднезаднего cervico circumferential cervical instrumentation on adjacent позвоночные Barysh A.E.'s impellent segments/ // Medicine and... - 2009. - № 3. - P. 30-39

An experimental study on influence of some kinds of two-level circumferential cervical instrumentation C5/7 for quantitative and qualitative characteristics of redistribution of internal tension at adjacent levels C4-5 and C7-Th1in physical model of the cervical spine was performed. It was revealed that among four investigated variants the most unfavorable influence to adjacent levels have those ones in which posterior cervical fusion was modeled by means of plating. The most proper variant in such cases is combination of anterior cervical fusion without plating and developed by us posterior cervical fusion by means of relatively non-rigid wiring having the least unfavorable influence to adjacent levels.