

УДК: 616.711.1.001.57 — 092.4/9:612.76

## Экспериментальное биомеханическое исследование вариантов моносегментарного цервикоспондилодеза и их влияния на смежные позвоночные двигательные сегменты

А.Е. Барыш

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И.Ситенко АМН Украины», Харьков

*An experimental biomechanical study of the quantitative and qualitative characteristics of the redistribution of the internal stress in CV–VI segment of a physical model of the cervical spine in different variants of monosegmental spondylosis, as well as of the influence exerted by the stabilization of the above segment to adjacent segments CIV–V and CVI–VII, was made. It was revealed that a change of the internal stress in the region of the anterior and posterior support complex in both the stabilized segment and adjacent ones after modelling different variants of spondylosis occurred in all the experimental situations and depended upon both the value of the moments of force and the fixation rigidity. The smallest disproportion of the internal stresses and, consequently, the smallest possibility for developing pathological changes at the adjacent levels in the postoperative period were observed in the situation of modelling the posterior spondylosis with the smallest arm of force and a slight rigidity of fixation, as well as in the situation of modelling the rigid anterior interbody spondylosis with an insignificant distraction of the ventral parts of the anterior support complex.*

### Введение

Для хирургического лечения повреждений и заболеваний шейного отдела позвоночника (ШОП) на протяжении вот уже более ста лет применяют задний цервикоспондилодез (ЗЦС). Его эволюцию можно проследить от широко известного и до сих пор применяющегося связывания проволокой остистых отростков до транспедикулярной фиксации шейных позвонков наиболее современными металлоконструкциями на основе стержней [3, 6]. Во многих литературных первоисточниках содержится подтверждение того, что биомеханические особенности каждого из вариантов ЗЦС могут

*Проведено експериментальне біомеханічне дослідження кількісних та якісних характеристик перерозподілу внутрішнього напруження у сегменті CV–VI фізичної моделі шийного відділу хребта при різних варіантах моносегментарного спондилодезу, а також впливу стабілізації даного сегмента на суміжні сегменти CIV–V та CVI–VII. Встановлено, що зміни внутрішнього напруження у ділянці переднього та заднього опорного комплексу як у сегменті, що стабілізується, так і у суміжних сегментах після моделювання різних варіантів спондилодезу мають місце у всіх експериментальних ситуаціях та залежать як від величини моментів сил, так і від жорсткості фіксації. Найменша диспропорція внутрішніх напружень у всіх досліджуваних сегментах, а відповідно, найменша вірогідність розвитку патологічних змін на суміжних рівнях у післяопераційному періоді, відмічається у ситуації моделювання заднього спондилодезу з найменшим плечем сили та невеликою жорсткістю фіксації та в ситуації моделювання жорсткого переднього міжтілового спондилодезу з незначною distraкцією вентральних відділів переднього опорного комплексу.*

определять, в ряде случаев, конечный результат стабилизирующего этапа оперативного вмешательства в той или иной клинической ситуации [1, 3, 8, 10, 30]. При этом особое значение для спондилодезирования имеют величина момента силы и внутреннее напряжение в области переднего опорного комплекса (ПОК) ШОП [10, 11, 32]. Они во многом зависят как от удаленности точек фиксации стабилизирующих конструкций к костным элементам заднего опорного комплекса (ЗОК) от мгновенных центров вращения шейных позвонков, т.е. величины плеча силы, так и от жесткости самой фиксации. Однако данных о сравнительном экс-

периментальном биомеханическом исследовании влияния различных вариантов ЗЦС, в том числе разработанных в ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И.Ситенко АМН Украины», на внутреннее напряжение элементов ПОК фиксируемого позвоночного двигательного сегмента (ПДС) в доступной специальной научной литературе найдено не было.

Большой интерес среди специалистов в области хирургии ШОП вызывает обретшая в последнее время особую остроту дискуссия, предметом которой является влияние стабилизации шейных позвонков на возникновение и прогрессирование патологических изменений в смежных с вовлеченным в спондилодез ПДС. При этом важно отметить, что все исследования в данной области посвящены исключительно переднему цервикоспондилодезу (ЦС), в то время как вопросы, связанные с влиянием моносегментарного ЗЦС на смежные ПДС, до сих пор остаются нерешенными. Некоторые авторы утверждают, что результатом выполнения переднего межтелового цервикоспондилодеза (ПМЦС) является обязательная избыточная нагрузка на смежные, не стабилизированные ПДС [17, 29]. Следствием этого являются дегенеративные изменения в них, что может привести к возникновению и манифестации клинической симптоматики, нередко с неврологическими расстройствами, и потребовать проведения длительного консервативного лечения или повторных хирургических вмешательств. Другие авторы высказывают противоположное мнение. Его суть состоит в том, что патологические изменения на уровне смежных с фиксированными ПДС закономерно происходят вследствие прогрессирования уже протекающего дегенеративного процесса, а не являются результатом собственно ЦС [20, 27, 28]. После аналитического обзора первоисточников, содержащих информацию по этому вопросу, можно сделать вывод, что степень выраженности патологических изменений на смежных уровнях после стабилизации шейных позвонков может зависеть как от состояния самих костных и мягкотканых элементов ПДС, так и от выбора способа ЦС и технически правильного его выполнения. Подтверждением данного вывода могут стать результаты как клинических, так и экспериментальных биомеханических исследований.

В настоящее время для таких исследований в области хирургии позвоночника достаточно широко применяются физические модели (ФМ) [9, 12, 25]. Но используемые в мировой практике ФМ позвоночника представлены, в подавляющем большинстве случаев, моделями грудного или по-

ясничного его отделов [7, 15, 22, 25]. Кроме того, они предназначены, в основном, для исследования стабилизирующего эффекта различных фиксирующих конструкций, а не для оценки изменения внутренних напряжений при том или ином варианте спондилодеза как в фиксированных, так и в смежных с ними ПДС.

Целью данной работы явилось экспериментальное биомеханическое исследование количественных и качественных характеристик перераспределения внутреннего напряжения в сегменте CV–VI физической модели шейного отдела позвоночника при различных вариантах моносегментарного цервикоспондилодеза, а также влияния стабилизации данного сегмента на смежные сегменты CIV–V и CVI–VII.

## Материал и методы

*1. Конструктивные особенности физической модели шейного отдела позвоночника.* Для проведения данного исследования использовали ФМ ШОП и устройство для ее нагружения, разработанные в ГУ «ИППС им. проф. М.И.Ситенко АМН Украины» (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 [2]. При этом обязательным условием считали сохранение сагиттального контура ФМ в форме лордоза, который является одной из основных

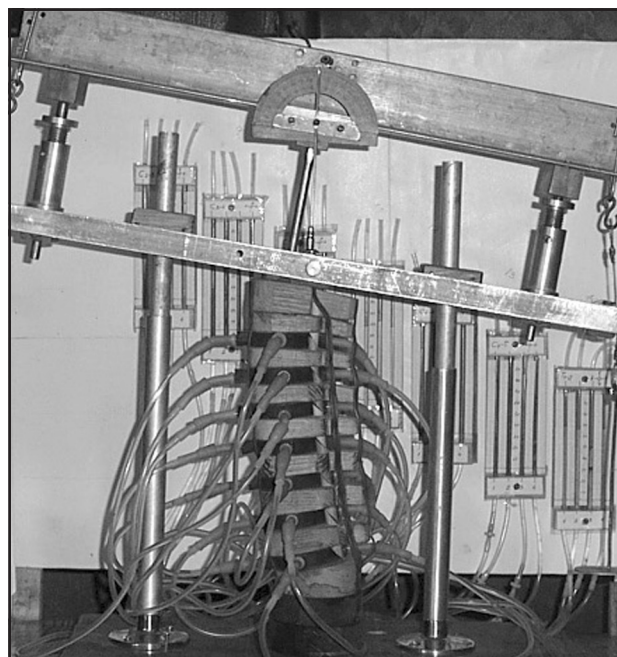


Рис. 1. Фотография установленного на стенде для проведения экспериментальных биомеханических исследований физической модели шейного отдела позвоночника

**Табл. 1.** Величины давления в секциях №1 и №2 датчиков БСРН в исследуемых сегментах интактной ФМ и при моделировании различных вариантов моносегментарного ЦС при статической вертикальной нагрузке (в кПа)

Моделирование ЦС	Секции датчиков сегментов ФМ					
	СIV–V		CV–VI		CVI–VII	
	Секция №1	Секция №2	Секция №1	Секция №2	Секция №1	Секция №2
Интактная ФМ	215,8	145,8	165,2	223,3	165,1	242,4
IIa	265,1	94,7	341,3	54,6	54,2	387,2
IIб	190,4	158,7	223,8	114,4	131,2	262,4
IIв	182,6	180,8	142,0	100,0	209,5	89,8
IIг	253,1	97,3	314,3	74,7	67,0	335,1
IIIa	111,8	203,2	100,0	МТО*	115,8	282,5
IIIб	224,3	131,9	222,2	ПМЦСП**	119,5	271,6
IVa	232,7	129,3	—	МТО*	59,6	331,4
IVб	218,3	145,5	—	МТО*	178,4	223,0
IVв	206,9	172,4	—	МТО*	175,3	219,1
IVг	186,3	169,4	—	МТО*	149,8	267,5
Va	171,4	190,4	—	ПМЦСП**	137,7	259,8
Vб	180,7	178,6	—	ПМЦСП**	161,4	248,3
Vв	187,2	170,2	—	ПМЦСП**	154,4	245,1
Vг	185,3	168,4	—	ПМЦСП**	140,4	255,2

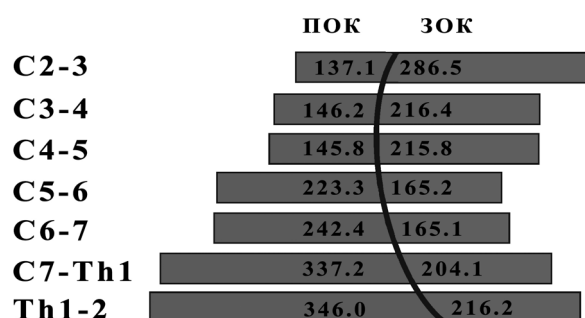
\* МТО – межтеловая опора; \*\*ПМЦСП – передний межтеловой цервикоспондилодез пластиной

отличительных особенностей ШОП человека в норме [16]. В результате проведенного исследования были определены величины и характер пропорционального распределения внутренних напряжений в области ПОК и ЗОК ФМ (табл. 1), которые соответствуют, в определенном приближении, анатомическим и функциональным особенностям ШОП среднестатистического субъекта в норме [2]. Это исследование стало базовым для данного и последующих экспериментов.

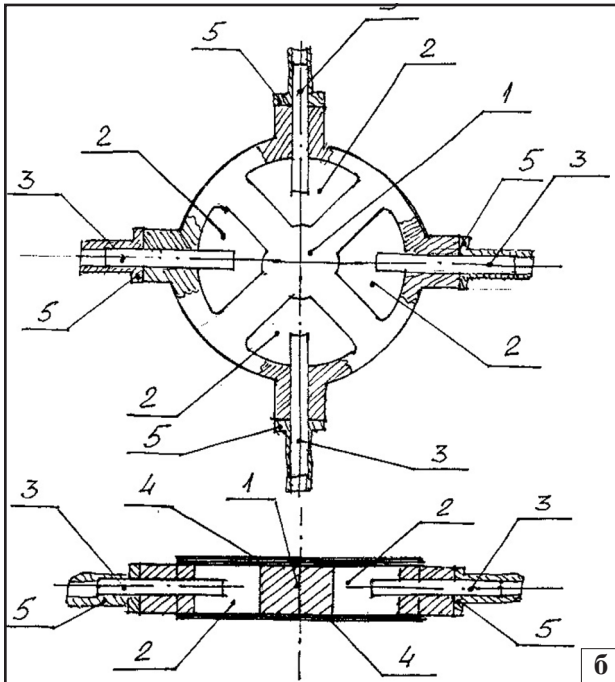
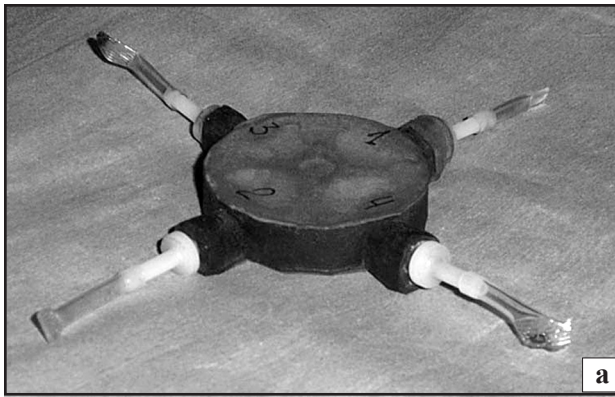
Разработанная нами ФМ, построенная на основах теории подобия и теории размерностей, а также с использованием законов моделирования и масштабирования [5], включает модели 7 ПДС от СII до ThII, которые состоят из упругих и жестких элементов. Эти элементы специальным образом были соединены между собой и с жидкостными манометрами барометрической системы регистрации нагружения (БСРН). Учитывая необходимость максимального соответствия данной ФМ натурному объекту, были созданы соответствующие условия как для сохранения устойчивости модели без нагрузки, так и равновесного ее положения вне зависимости от вариантов нагружения. Конструктивные особенности данной ФМ обеспечивали эти условия, во-первых, за счет различия упругих свойств и специфики формы моделей элементов шейных ПДС и их взаиморасположения, а во-вторых — за счет наличия моделей связочного аппарата ШОП. По аналогии с описанными в литературе средними величинами шейного сагиттального контура в норме [16], величина сагиттального контура ФМ составляла 20°. Таким образом, конструктивные особенности и специфика сборки всех элементов данной ФМ

ШОП, создающие эффект пропорционального внутреннего напряжения во всех ее сегментах (рис. 2), обеспечивали надежное равновесное положение модели в целом.

Регистрацию данных исследования осуществляли с помощью БСРН, которая содержит датчики, жидкостные манометры со шкалой цены деления в 1 мм и соединительные трубки. В лаборатории биомеханики ГУ «ИППС им. проф. М.И.Ситенко АМН Украины» был разработан четырехсекционный датчик (рис. 3) [2], являющийся, по условиям данного эксперимента, моделью воспринимающих основные аксиальные нагрузки элементов ЗОК (дугоотростчатых суставов — дорсальная секция №1) и ПОК (межпозвоночных дисков — вентральная секция №2). Датчик представляет собой упругий элемент ФМ, выполненный из резины средней твердости, полученной в результате полимеризации каучука в специальных пресс-формах (рис. 3 а). Он содержит корпус (1), разделенный на четыре отдельные одинаковые



**Рис. 2.** Диаграмма распределения показаний секций №2 и №1 датчиков БСРН ФМ ШОП в нейтральном положении при вертикальной осевой нагрузке  $P = 100$  Н (в кПа)



**Рис. 3.** Четырехсекционный датчик барометрической системы регистрации нагрузений (БСРН): а — фото датчика перед сборкой ФМ; б — схематическое изображение датчика в двух проекциях (пояснения в тексте)

камеры (2), каждая из которых имеет самостоятельный выход через металлические трубки (3) с наконечниками (5) (рис. 3 б). Камеры перекрыты мембранами (4), способными с высокой чувствительностью реагировать на давление, возникающее в камерах и изменяющееся при деформациях корпуса датчика под влиянием внешней силы. Каждая камера, соединенная с измерительными приборами, представляет собой самостоятельную, но взаимосвязанную с другими, секцию измерения внутреннего напряжения данного сегмента ФМ и оценки характера его изменения в зависимости от особенностей приложения внешней силы. После соответствующего тарирования датчиков показания каждой его секции регистрировали на отдельном бароманометре, что обеспечивало независимость посекционных расчетов. Изме-

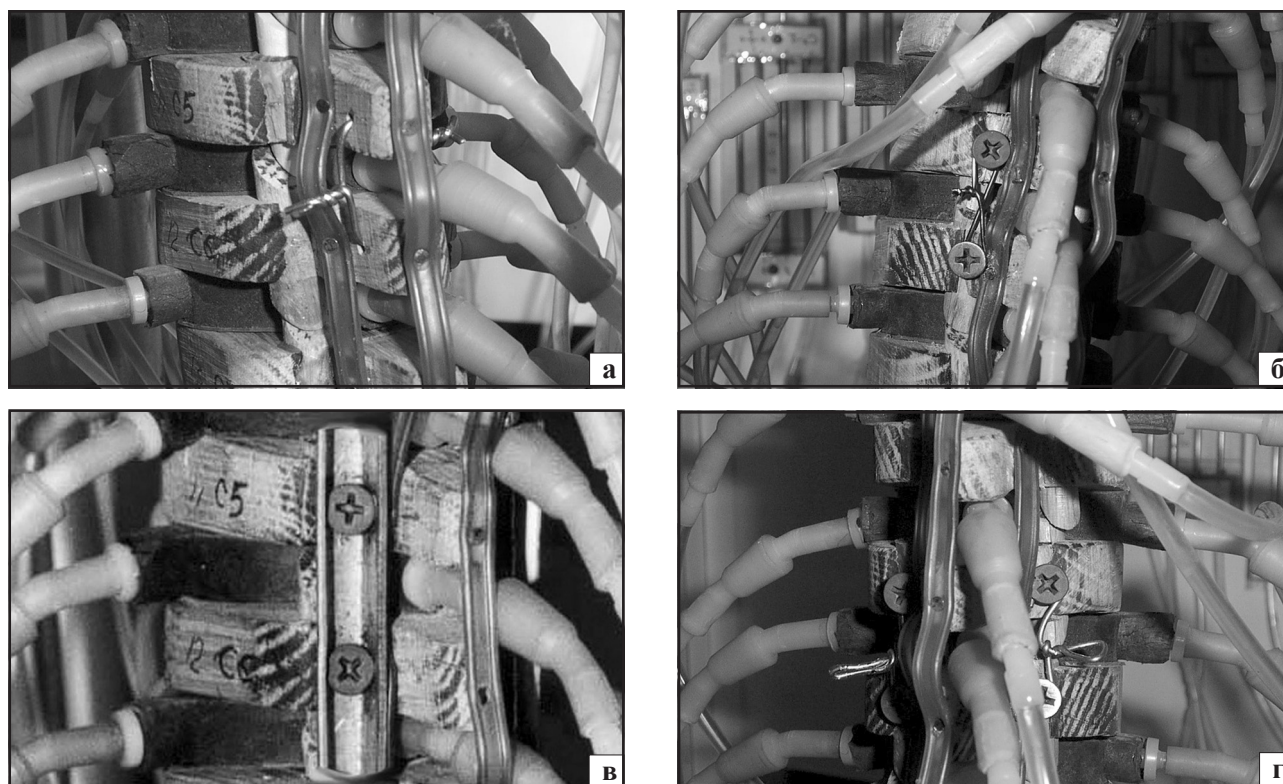
нения количественных характеристик внутреннего напряжения в отдельных секциях датчиков при моделировании вариантов ЦС и последующем нагружении ФМ зависели от степени деформации секций и отображались на манометрах БСРН.

Датчики были размещены между моделями шейных позвонков таким образом, что их секции №1 и №2 были ориентированы в оси X картезианской системы координат с центром, который совпадает с мгновенным центром вращения позвонков (в англоязычной литературе ICR — «instantaneous center of rotation») [11]. Он локализуется несколько дорсальнее срединной линии тела позвонка и является константной проекцией на сагиттальную плоскость мгновенной оси вращения (в англоязычной литературе IAR — «instantaneous axis of rotation»), относительно которой осуществляется ротация позвонков в ПДС и которая является осью рычага первого рода, каковым можно считать любой ПДС [10, 13, 32]. Такое пространственное расположение секций №1 и №2 позволило обеспечить их проекционное соответствие элементам ЗОК и ПОК по аналогии с известной теорией строения позвоночника R.Louis [2, 24]. Показаниям датчиков БСРН в области моделей дугоотростчатых суставов ФМ (дорсальные секции №1) придавали особое значение, так как в отличие от дугоотростчатых суставов поясничного отдела позвоночника, в шейном отделе они играют более важную роль в распределении нагрузок на ПДС [2, 26]. Как было установлено ранее, при моделировании движений в сагиттальной плоскости показания секций №3 и №4 датчиков практически не отличались между собой, что позволило исключить показания этих секций из данного экспериментального исследования.

*II. Моделирование вариантов цервикоспондилодеза.* Принимая во внимание то, что оперативные вмешательства при повреждениях и заболеваниях ШОП наиболее часто проводят на уровне ПДС CV–VI [4, 14, 16], моделирование вариантов ЦС проводили также на уровне сегмента CV–VI ФМ. При этом ситуационный план данного эксперимента выглядел следующим образом:

Исследование величины внутреннего напряжения в области ЗОК и ПОК (секции №1 и №2 соответственно) сегментов CIV–V, CV–VI и CVI–VII интактной ФМ ШОП.

Исследование величины внутреннего напряжения в области ПОК в модели межпозвоночного диска (секция №2 датчика БСРН) CV–VI, а также в области ЗОК и ПОК (секции №1 и №2 соответственно) смежных сегментов CIV–V и CVI–VII при последовательном моделировании различ-



**Рис. 4.** Фотография моделей вариантов заднего моносегментарного цервикоспондилодеза CV-VI: а — межкостистый спондилодез проволокой по Rogers; б — трансартикулярный мостовидный спондилодез проволокой по Барышу; в — трансартикулярный мостовидный спондилодез пластинами; г — междуговой субламинарный спондилодез оригинальными проволочными фиксаторами нашей конструкции (пояснения в тексте)

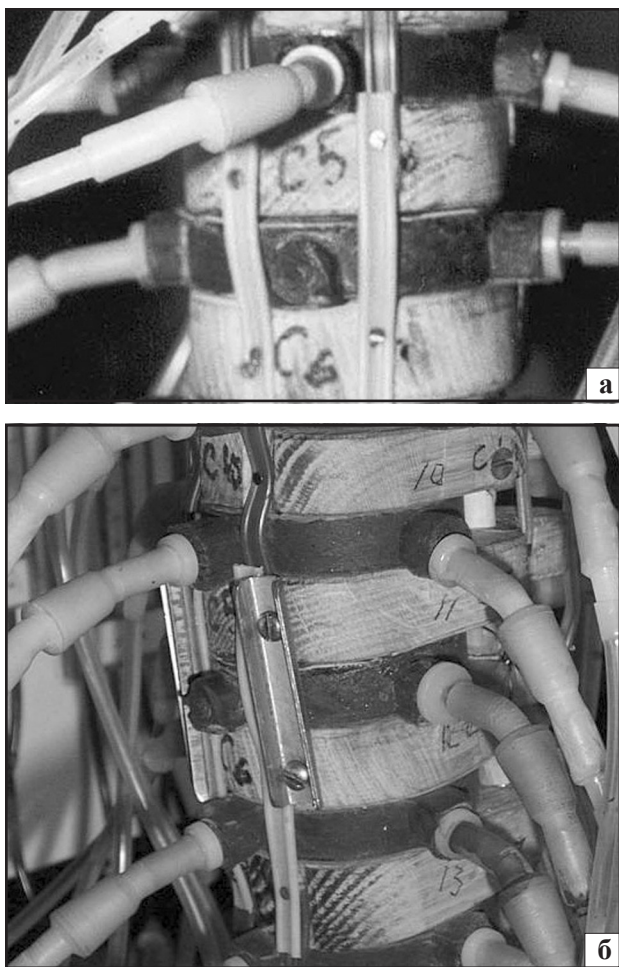
ных вариантов моносегментарного ЗЦС CV-VI (рис. 4 а, б, в, г): а — межкостистый ЦС проволокой по Rogers [14] (рис. 4а); б — трансартикулярный мостовидный ЦС проволокой по Барышу [3] (рис. 4б); в — трансартикулярный мостовидный ЦС пластинами (рис. 4в); г — междуговой субламинарный ЦС оригинальными проволочными фиксаторами нашей конструкции [1] (рис. 4г). Необходимо заметить, что все данные варианты ЗЦС, за исключением ситуаций Пб и Пв, принципиально отличались между собой удаленностью точек фиксации имплантатов к элементам ЗОК ФМ от мгновенных центров вращения моделей шейных позвонков.

Таким образом, если рассматривать сегмент CV-VI ФМ как устойчивый рычаг первого рода, равновесие которого сохраняется за счет равенства моментов сил, действующих во взаимно противоположных направлениях, то в этих случаях плечо силы в области ЗОК будет разным, а следовательно, будет различным и внутреннее напряжение в области ПОК. Вероятно, некоторых отличий можно ожидать также в ситуациях Пб и Пв за счет разности как жесткости фиксации (проволока versus пластины), так и характерных особенностей самих способов ЗЦС.

Исследование величины внутреннего напряжения в области ЗОК (секция №1 датчика БСРН) CV-VI, а также в области ЗОК и ПОК (секции №1 и №2 соответственно) смежных сегментов CIV-V и CVI-VII при последовательном моделировании различных вариантов моносегментарного переднего межтелового ЦС CV-VI (рис. 5 а, б): а — передний межтеловый ЦС за счет моделирования межтеловой опоры (рис. 5 а); б — передний межтеловый ЦС за счет моделирования межтеловой опоры с дополнительной фиксацией пластинами (рис. 5 б).

Исследование величины внутреннего напряжения в области ЗОК (секции №1 датчиков) и ПОК (секции №2 датчиков) смежных сегментов CIV-V и CVI-VII при последовательном моделировании различных вариантов моносегментарного комбинированного переднезаднего ЦС CV-VI без дополнительной фиксации пластинами: а — IIIa+IIa; б — IIIa+IIб; в — IIIa+IIв; г — IIIa+IIг.

Исследование величины внутреннего напряжения в области ЗОК (секции №1 датчиков) и ПОК (секции №2 датчиков) смежных сегментов CIV-V и CVI-VII при последовательном моделировании различных вариантов моносегментарного комбинированного переднезаднего ЦС CV-VI с допол-



**Рис. 5.** Фотография моделей вариантов переднего моносегментарного цервикоспондилодеза CV–VI: а — передний межтеловой спондилодез; б — передний межтеловой спондилодез с дополнительной фиксацией пластинами (пояснения в тексте)

нительной фиксацией пластинами: а — IIIб+IIIа; б — IIIб+IIIб; в — IIIб+IIIв; г — IIIб+IIIг.

Для моделирования вышеназванных вариантов ЦС использовали металлические винты диаметром 4 мм и длиной 16 мм для всех необходимых вариантов, проволоку из нержавеющей стали диаметром 1,2 мм (для вариантов IIIа, IIIб, IVа, IVб, Va, Vб) и 1,5 мм (для вариантов IIIг, IVг, Vг), а также специально изготовленные металлические пластины толщиной 1,5 мм (для вариантов IIIв, IIIб, IVв и всех вариантов группы V) в соответствии с фактическими размерами ФМ ШОП. Установку металлоконструкций осуществляли по общеизвестным методикам, модифицированным в применении к данной ФМ (рис. 4, 5) [1, 3, 14, 31].

Учитывая анатомо-биомеханические особенности ШОП и воспроизводящей его ФМ, моделирование ЗЦС в группах II, IV и V осуществляли в соответствии с принципами напряженного связывания (в англоязычной литературе — «tension-band fixation») [3] при сближении элементов ЗОК

моделей смежных позвонков под визуальным контролем. С одной стороны, тем самым стремились достичь замыкания ПДС в дугоотростчатых суставах, что в соответствии с классическими постулатами биомеханики позвоночника, должно обеспечить наиболее надежную фиксацию позвонков в стабилизируемом ПДС ШОП [10]. С другой стороны, за счет центростремительного движения элементов ЗОК при их фиксации стремились сохранить сегментарный сагиттальный контур (ССК) в форме лордоза, что является принципиально важным для нормализации сагиттального краниоцервикального баланса и общего шейного сагиттального контура в клинической практике [3, 10, 14]. Таким образом, после нагружения доступными для сравнительного исследования элементами сегмента CV–VI ФМ являлись обе секции №1 и №2 датчика (модель межпозвоночного диска), соединенные с системой БСРН, что позволяло получить объективную информацию об изменении напряженного состояния в области ПОК и ЗОК в ситуациях группы II.

Моделирование ПМЦС в ситуациях групп III, IV и V осуществляли за счет механического блокирования вентральной секции №2 датчика (модели межпозвоночного диска) и отключения его от БСРН (рис. 5). Следует отметить, что при моделировании различных вариантов моносегментарного ПМЦС и комбинированного переднезаднего ЦС CV–VI с дополнительной фиксацией пластинами (ситуация IIIб и ситуации группы V) осуществляли незначительную дистракцию вентральных отделов данного сегмента ФМ с целью воссоздания ССК в форме лордоза по аналогии с шейными ПДС здоровых субъектов при отсутствии патологических изменений в ШОП. Иными словами, в ситуации IIIа моделировали выпрямление ССК, в то время как в ситуации IIIб — некоторое его увеличение, что соответствует, в большинстве случаев, реальным клиническим ситуациям при выполнении ПМЦС.

В группах IV и V показания датчиков на уровне сегмента CV–CVI ФМ не регистрировали. При этом основывались на результатах весьма многочисленных экспериментальных исследований, согласно которым комбинированный переднезадний ЦС обеспечивает наилучший стабилизирующий эффект за счет полного замыкания данного сегмента [10, 14, 32]. Изменения напряженного состояния сегментов CIV–V и CVI–VII ФМ ШОП в области ЗОК и ПОК (секции № 1 и 2 датчика БСРН соответственно) регистрировали во всех ситуациях групп II, III, IV и V.

*III Нагружение физической модели.* Данное исследование проводили при неразрушающей вертикальной статической нагрузке, приложенной к модели тела позвонка СИ в области проекции его постоянного центра вращения. Модель позвонка ТП была жестко закреплена на горизонтальной плоскости. ФМ находилась в нейтральном вертикальном положении с целью моделирования клинической ситуации перевода больного в ортоградное положение после выполнения оперативного вмешательства, которое проводят при патологических изменениях в ШОП, как правило, в горизонтальном положении пациента. Для этого осуществляли нагрузку ФМ силой  $P=100$  Н после различных вариантов ЦС. Каждое нагружение было проведено в течение 20 секунд троекратно с помощью разработанного в ГУ «ИППС им. проф. М.И.Ситенко АМН Украины» устройства. Результаты показаний секций №1 и №2 датчиков БСРН на уровне исследуемых сегментов ФМ переводили в единицы системы СИ и протоколировали в кПа (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:  $K_{CIV-V}$  — на уровне сегмента CIV–V,  $K_{CV-VI}$  — на уровне сегмента CV–VI и  $K_{CVI-VII}$  — на уровне сегмента CVI–VII (табл. 2). Полученный информационный массив обрабатывали статистически с использованием критерия Стьюдента с доверительной вероятностью  $\alpha=0,95$ .

### Результаты и их обсуждение

Результаты проведенного количественного исследования изменения внутренних напряжений и

характера их распределения в области ЗОК и ПОК сегментов CIV–V, CV–VI и CVI–VII при моделировании 14 различных вариантов ЦС (рис. 4, 5) представлены в таблицах 1 и 2. Если рассматривать исследуемые сегменты ФМ в качестве рычагов первого рода, то каждое изменение внутреннего напряжения в секциях №1 и №2 датчиков можно расценивать как изменение моментов пары сил в каждом сегменте. Поэтому, исходя из правила моментов, становится очевидным, что любое смещение конца рычага в области приложения силы при выполнении того или иного варианта ЦС приводит к изменению сагиттального контура данного сегмента.

*Ситуация группы I.* После нагружения интактной ФМ в вышеописанном режиме полученные данные соответствовали данным предыдущего исследования [2], что позволило рассматривать их в качестве базовых в сравнительном аспекте для ситуаций последующих групп.

*Ситуации группы II.* Анализ полученных результатов проведенных биомеханических экспериментальных исследований в ситуациях данной группы позволяет констатировать тот факт, что распределение нагрузки на дорсальные и вентральные отделы сегмента CV–VI данной ФМ отличается в разных ситуациях в зависимости от варианта ЗС, который моделировали с учетом разности создаваемых ими моментов сил и жесткости фиксации. В результате моделирования варианта Па, который характеризуется наибольшим плечом силы в области ЗОК и небольшой жесткостью фиксации, происходит двукратное увеличение внутреннего напряжения в секции №1 и более чем восьмикратное его диспропорциональное перераспределение в пределах сегмента CV–VI.

**Табл. 2.** Величины коэффициентов пропорциональности распределения внутренних напряжений в области ЗОК и ПОК в исследуемых сегментах интактной ФМ и при моделировании различных вариантов моносегментарного ЦС при статической вертикальной нагрузке

Моделирование ЦС	Коэффициенты пропорциональности		
	$K_{CIV-V}$	$K_{CV-VI}$	$K_{CVI-VII}$
Интактная ФМ	1,48	0,74	0,68
Па	2,8	6,2	0,14
Пб	1,2	1,96	0,5
Пв	0,99	1,4	2,3
Пг	2,6	2,3	0,2
Ша	0,55	—	0,41
Пб	1,7	—	0,44
IVa	1,8	—	0,18
IVб	1,5	—	0,8
IVв	1,2	—	0,8
IVг	1,1	—	0,56
Va	0,9	—	0,53
Vб	1,01	—	0,65
Vв	1,1	—	0,63
Vг	1,1	—	0,55

Следовательно, неконтролируемое усилие при связывании остистых отростков проволокой приводит к гиперпрессии элементов ЗОК, скользящему смещению краниального в фиксируемом сегменте позвонка в каудодорсальном направлении и резкому увеличению сегментарного лордоза. Это, в свою очередь, вызывает значительное увеличение внутреннего напряжения ЗОК и увеличение сегментарного лордоза в смежном краниальном сегменте CIV–V, а также значительное уменьшение внутреннего напряжения ЗОК (почти в 3 раза меньше по сравнению с интактной ФМ), резкую диспропорцию в распределении внутреннего напряжения в области ЗОК и ПОК ( $K_{CVI-VII}=0,68$  для интактной ФМ и  $K_{CVI-VII}=0,14$  для Па) и, следовательно, выпрямление ССК в смежном каудальном сегменте CVI–VII. Таким образом, в ситуации Па имеет место наиболее выраженная диспропорция в распределении нагрузок между ЗОК и ПОК как в стабилизируемом, так и в обоих смежных сегментах ФМ. Применительно к клинической ситуации это может способствовать конкретизации представлений о возникновении и прогрессировании дегенеративных изменений в смежных ПДС после ЗЦС по Rogers.

Немного отличается от вышеописанного варианта Па вариант Пг, несмотря на меньшее, по сравнению с вариантом Па, плечо силы в области ЗОК. По-видимому, эта разница компенсируется за счет большей массивности и жесткости фиксирующей конструкции, а также более выраженного эффекта "tension band" в результате ее применения. Наименее диспропорциональное, по сравнению с интактной ФМ, распределение внутренних напряжений в области ЗОК и ПОК как фиксируемого, так и смежных сегментов отмечали при моделировании варианта Пб. При этом внутреннее напряжение в секции №1 сегмента CV–VI увеличилось на 35,5% по сравнению с интактной ФМ. Это свидетельствует о том, что данный вариант ЗЦС с меньшим по сравнению с ситуациями Па и Пг плечом силы в области ЗОК и относительно небольшой жесткостью фиксации может адекватно обеспечить реализацию принципа напряженного связывания, но при этом не создавать гиперпрессию ни в одном из отделов ЗОК или ПОК обоих смежных сегментов и не существенно влиять на изменение конфигурации естественного ССК, свойственного шейным ПДС в норме.

Наиболее жесткая фиксация в области ЗОК на уровне CV–VI была смоделирована для варианта Пв, но при этом плечо силы было таким же, как для варианта Пб. По всей видимости, именно эта особенность данного варианта и отсутствие

возможности четкого контроля за соблюдением принципа напряженного связывания в данном случае привело к некоторому выпрямлению ССК на уровне CV–VI, о чем свидетельствует не увеличение, а снижение внутреннего напряжения в секции №1 (почти на 15% по сравнению с интактной ФМ). Вследствие этого имело место нарастание внутреннего напряжения в области ПОК на краниальном смежном уровне CIV–V и значительное, наибольшее во всех ситуациях данной группы, нарастание внутреннего напряжения в области ЗОК на каудальном смежном уровне CVI–VII ( $K_{CVI-VII}=2,3$  по сравнению с тем же коэффициентом пропорциональности, равным 0,68 для интактной ФМ). При сравнении данной ситуации, где имеется некоторое выпрямление ССК CV–VI, с ситуацией Па, где имеется, наоборот, резкое увеличение ССК на этом же уровне, отмечается диаметрально противоположный эффект для смежных сегментов, т.е. выпрямление ССК краниального сегмента CIV–V и резкое увеличение ССК каудального сегмента CVI–VII.

*Ситуации группы III.* Результаты сравнительного анализа этих двух наиболее типичных и часто встречающихся в клинической практике вариантов ПМЦС имеют существенные отличия. Вентральная моносегментарная межтеловая фиксация жесткой конструкцией в сочетании с незначительной дистракцией вентральных отделов ПОК данного сегмента способствует сохранению сегментарного лордоза на уровне CV–VI и незначительно влияет на перераспределение внутреннего напряжения ЗОК и ПОК в обоих смежных сегментах ФМ. Подтверждением вентральной межтеловой дистракции в ситуации Пб, моделирующей и сохраняющей сагиттальный сегментарный контур, является нарастание внутреннего напряжения в секции №1 датчика в данном сегменте на 34,5% по сравнению с интактной ФМ. В то же время моделирование ПМЦС только за счет установки межтеловой опоры без учета необходимости дистракции вентральных отделов ПОК данного сегмента приводит к выпрямлению ССК как на уровне CV–VI (снижение внутреннего напряжения в секции №1 на 50%), так и на уровне обоих смежных сегментов, причем на краниальном уровне CIV–V в большей степени, чем на каудальном уровне CVI–VII. Таким образом, величины и характер внутреннего напряжения в проекции ЗОК и ПОК обоих смежных сегментов ФМ в ситуации Па претерпевают довольно значительные изменения в виде гиперпрессии секций №2 датчиков БСРН. Такие изменения можно рассматривать в качестве предпосылок для возникновения и



прогрессирования дегенеративных изменений в краниальном (в большей степени) и каудальном смежных сегментах в тех клинических ситуациях, когда выполняют моносегментарный ПМЦС без учета необходимости сохранения шейного сагитального контура.

*Ситуации группы IV.* Учитывая то, что в ситуациях данной группы моделировали относительно нежесткий комбинированный переднезадний ЦС, в ней прослеживается определенное сходство с ситуациями группы II. Безусловно, в численном выражении эти ситуации имеют отличия, которые, тем не менее, нельзя считать принципиальными. Наименее выраженную диспропорцию в распределении внутреннего напряжения в секциях №1 и №2 датчиков обоих смежных уровней, по сравнению с интактной ФМ, отмечали в ситуации IVб, а наиболее выраженную — в ситуации IVа (см. выше). Аналогию можно провести также между ситуациями IVв — IVг и IVд — IVе, однако отличия величин коэффициентов пропорциональности  $K_{CIV-V}$  и  $K_{CVI-VII}$  в этих двух группах позволяют говорить о менее выраженных изменениях в ситуациях группы IV, особенно в каудальном сегменте CVI–VII. Следовательно, комбинированный переднезадний ЦС без дополнительной вентральной межтеловой фиксации пластинами оказывает менее выраженное влияние на смежные сегменты, чем изолированный ЗЦС, за счет значительного ограничения подвижности в области ПОК после моделирования межтеловой опоры. В то же время можно утверждать, что при отсутствии жесткой моносегментарной фиксации в области ПОК решающую роль в перераспределении внутренних напряжений в смежных сегментах все же может играть тот или иной вариант ЗЦС.

*Ситуации группы V.* Во всех ситуациях группы V имеет место тенденция к некоторому выпрямлению ССК на уровне обоих смежных сегментов. Данное заключение может быть сделано на том основании, что внутреннее напряжение в области ПОК (секции №2 датчиков) обоих смежных сегментов возрастает во всех случаях, причем на краниальном уровне CIV–V в большей степени, чем на каудальном уровне CVI–VII. Обращает на себя внимание то, что численные выражения этого возрастания во всех ситуациях имеют незначительные отличия. Это может свидетельствовать о том, что в подобных случаях вышеописанные изменения зависят не столько от избранного варианта ЗЦС, сколько от жесткости вентральной межтеловой моносегментарной стабилизации. Если же сравнить ситуации данной группы с ситуацией IIIб, в которой также фигурирует жесткая вентральная

межтеловая стабилизация, то в последней отмечается более пропорциональное количественное и качественное перераспределение внутренних напряжений в секциях №1 и №2 датчиков обоих смежных сегментов по сравнению с интактной ФМ. По-видимому, объяснение этому кроется в сохранении определенной подвижности в проекции ЗОК сегмента CV–VI в ситуации IIIа, что способствует более равномерному перераспределению нагрузки в обоих смежных сегментах. Следовательно, моделирование еще более жесткого комбинированного переднезаднего ЦС CV–VI приводит к гиперпрессии секции №2 датчика краниального сегмента CIV–V во всех случаях ( $K_{CIV-V}$  равен 0,9 при моделировании ЗЦС с наибольшим моментом силы в ситуации Va и от 1,01 до 1,1 при моделировании ЗЦС с меньшими моментами силы в остальных ситуациях). Обращает на себя внимание также то, что варианты ЗЦС с меньшими рычагами силы (Vб и Vв) вызывают меньшее возрастание внутреннего напряжения в секции №2 датчика каудального сегмента CVI–VII, чем варианты ЗЦС с большими рычагами силы (Va и Vг).

Анализ информационного массива свидетельствует о том, что подавляющее большинство экспериментальных исследований, касающихся влияния стабилизации шейных ПДС на смежные сегменты, было проведено на свежезамороженных анатомических препаратах ШОП человека и животных [21, 27], значительно меньшее количество — с помощью математического моделирования методом конечных элементов [23], и единичные исследования — на натуральных моделях [1]. К сожалению, результаты этих исследований не позволяют сделать однозначный вывод по данному вопросу и даже являются в какой-то степени противоречивыми. По всей видимости, это обусловлено различием как в подходах к постановке задач, так и в методиках проведения экспериментов, что не позволяет привести их результаты к единому знаменателю. Однако общим для них является то, что изменения на уровне смежных ПДС оценивали с помощью сравнения характеристик или внутридискового давления, или объема движений. На современном этапе развития медицинской науки абсолютно все исследователи единодушны в том, что именно повышение внутридискового давления или увеличение объема движений на смежных со стабилизированным ПДС уровнях являются основными предрасполагающими факторами возникновения и развития патологических изменений в них. Учитывая то, что данное исследование было проведено в условиях статической нагрузки ФМ, внимание было сфокусировано только на измене-

ниях внутреннего напряжения ее тензометрических датчиков.

Мы уже упоминали выше, что все исследования в данной области посвящены влиянию исключительно ПМЦС на смежные ПДС. При этом акцент всегда делали на изменениях, происходящих в области только ПОК — прогрессирующей дегенерации межпозвонковых дисков с образованием их протрузий, грыж или остеофитов [17]. Подчеркивая важность таких изменений для клинической практики, A.S.Hilibrand et al. впервые ввели термин «болезнь смежного сегмента» (adjacent-segment disease — англ.), под которой понимают развитие вновь возникшей симптоматики шейной радикулопатии или миелопатии с уровня, смежного со стабилизированным [18]. С нашей точки зрения, совершенствование представлений о таких изменениях невозможно без всесторонней оценки происходящего в области как ПОК, так и ЗОК. Подтверждением этого могут служить единичные сообщения о развитии дегенеративных изменений в дугоотростчатых суставах смежных ПДС после ПМЦС. Так, N.Kahanovitz et al. в эксперименте на животных доказали, что такие изменения происходят в основном на периферии хрящевой ткани суставных поверхностей дугоотростчатых суставов и являются необратимыми [21]. Опытным клиницистам также прекрасно известно о том, что патологические изменения в области ЗОК могут сопровождаться весьма вариabельной симптоматикой — от болевого синдрома до стойких неврологических расстройств.

Поэтому основные отличия проведенного нами экспериментального биомеханического исследования от описанных в литературе заключались в том, что конструктивные особенности разработанной в институте ФМ ШОП и устройства для ее нагружения позволили оценить не только количественные, но и качественные характеристики изменений, происходящих в стабилизируемом и смежных сегментах в области как ПОК, так и ЗОК, после моделирования как переднего, так и заднего ЦС, а также их различных комбинаций.

Результаты проведенного нами исследования подтверждают выводы некоторых исследователей о высокой вероятности развития патологических изменений на смежных уровнях в результате гиперпрессии элементов ПОК после моделирования отдельных вариантов ЦС [17, 29]. Но в отличие от известных исследований, настоящий эксперимент позволил не только подтвердить вышеупомянутые выводы, но и впервые получить биомеханически обоснованные новые знания о том, какие именно варианты ЦС могут способствовать возникнове-

нию и развитию патологических изменений на смежных краниальном и каудальном со стабилизированным ПДС уровнях.

Интересным представляется также совпадение результатов данного исследования в ситуациях группы III, касающихся различных вариантов ПМЦС, с результатами, полученными S.H.Hwang et al. [19]. Авторы в эксперименте отметили значительное увеличение амплитуды движений в смежных сегментах после установки межтеловой опоры небольшой высоты и наоборот, отсутствие увеличения амплитуды движений в смежных сегментах после определенной дистракции ventральных отделов межтелового промежутка за счет установки более высокой межтеловой опоры. В ситуации IIIб был смоделирован ПМЦС с элементом незначительной дистракции ventральных отделов сегмента с помощью жесткой фиксации пластинами таким образом, что внутреннее напряжение в секции №1 датчика в данном сегменте возросло на 34,5% по сравнению с интактной ФМ. Тем не менее, такое спонтанное изменение пропорций распределения внутреннего напряжения в области ЗОК и ПОК данной ФМ позволило получить относительно незначительное изменение исследуемых параметров на уровне обоих смежных сегментов по сравнению с интактной ФМ. Нельзя обойти вниманием тот факт, что подобные изменения были зарегистрированы также при моделировании ЗЦС по Барышу в ситуации IIIб, где внутреннее напряжение в секции №1 датчика в данном сегменте возросло на 35,5% по сравнению с интактной ФМ.

## Выводы

1. Величина и характер перераспределения внутренних напряжений в сегменте CV-VI при моделировании различных вариантов моно-сегментарного ЦС позволяет говорить об их выраженной корреляции как с моментами сил, варьирующих в зависимости от величины плеча силы, приложенной в области ЗОК или ПОК, так и с жесткостью фиксации.
2. Наиболее пропорциональным такое перераспределение отмечено в тех ситуациях, в которых какой-либо вариант моно-сегментарного ЦС позволяет сохранить сегментарный сагиттальный контур в форме лордоза. Уменьшение или увеличение кривизны сагиттального контура стабилизируемого сегмента приводит, наоборот, к неблагоприятным изменениям в обоих смежных сегментах.
3. Спонтанно полученное в результате моделирования ЦС в настоящем эксперименте увели-

чение внутреннего напряжения в области ЗОК CV–VI на 34,5–35,5%, причем вне зависимости от того, производили ли стабилизацию ПОК или ЗОК, может свидетельствовать о наиболее пропорциональном перераспределении внутреннего напряжения в смежных сегментах именно при таких величинах изменения внутреннего напряжения в стабилизируемом сегменте.

4. Неконтролируемое приложение силы к концам рычагов (костным элементам ЗОК или ПОК) при тех или иных вариантах переднего или заднего моносегментарного ЦС приводит к диспропорции перераспределения внутренних напряжений как на уровне фиксации, так и на смежных уровнях, что является предрасполагающим фактором возникновения и развития патологических изменений в них в послеоперационном периоде.
5. Изменение количественных и качественных характеристик внутреннего напряжения в проекции ЗОК и ПОК в краниальном CIV–V и каудальном CVI–VII смежных сегментах после моделирования различных вариантов ЦС по сравнению с интактной ФМ имеет место во всех ситуациях. Наименьшая диспропорция, а следовательно, наименьшая вероятность развития патологических изменений на смежных уровнях в послеоперационном периоде, отмечается в ситуациях моделирования заднего ЦС по Барышу с наименьшим плечом силы и небольшой жесткостью фиксации или жесткого переднего межтелового ЦС с незначительной дистракцией вентральных отделов ПОК.
6. Моносегментарный комбинированный переднезадний ЦС без дополнительной межтеловой фиксации пластинами (группа IV) оказывает, в целом, по сравнению с вариантами других групп, наименьшее неблагоприятное влияние на смежные сегменты, но эффект его применения зависит, тем не менее, от выбора того или иного варианта ЗЦС.
7. В результате выполнения моносегментарного комбинированного переднезаднего ЦС с дополнительной жесткой межтеловой фиксацией пластинами (группа V) во всех ситуациях имеет место увеличение внутреннего напряжения в области ПОК смежных сегментов и выпрямление их сегментарного сагиттального контура, которое принципиально не зависит от выбора того или иного варианта ЗЦС.

### Выражение благодарности

Автор выражает благодарность сотрудникам лаборатории биомеханики ГУ «ИППС им. проф.

М.И.Ситенко АМН Украины» за сотрудничество и помощь в проведении данного исследования. Особая благодарность и светлая память — Семену Романовичу Михайлову, создателю использованной в данном исследовании физической модели шейного отдела позвоночника.

### Литература

1. Барыш А.Е. Обоснование заднего спондилодеза в хирургическом лечении поврежденных шейного отдела позвоночника: дис. ... кандидата мед. наук: 14.01.20 «Травматология и ортопедия» / Барыш Александр Евгеньевич. — Харьков, 1997. — 202 с.
2. 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.
3. Барыш А.Е. Задний напряженный трансартукулярный цервикоспондилодез / А.Е.Барыш // Ортопед. травматол. — 2008. — № 2. — С. 44–55.
4. 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.
5. Веников В.А. Теория подобия и моделирования / В.А. Веников, Г.В.Веников. — М.: Высшая школа, 1984. — 439 с.
6. Корж Н.А. Спондилодез в современной хирургии позвоночника / Н.А.Корж, А.Е.Барыш // Травма. — 2005. — Т. 6, № 4. — С. 390–398.
7. 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 «Травматология и ортопедия» / С.А.Хмызов. — Харьков, 2004. — 36 с.
8. Abumi K. Cervical pedicle screw fixation. The cervical spine surgery atlas. 2<sup>nd</sup> ed. / K.Abumi, H.Itoh, Y.Kotani; H.N.Herkowitz, ed. — Philadelphia-Tokyo: Lippincott Williams & Wilkins, 2004. — P. 411–422.
9. 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. — Vol. 26, № 6. — P. 627–635.
10. Benzel E.C. Biomechanics of spine stabilization: Principles and clinical practice / E.C.Benzel. — New York-Toronto: McGraw-Hill, Inc., 1995. — 278 p.
11. Bogduk N. Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics / N.Bogduk, S.Mercer // Clin. Biomech. — 2000. — Vol. 15. — P. 633–648.
12. 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.
13. Chen T.-Y. Biomechanical effects of progressive anterior cervical decompression / T.Y. Chen, N.R. Crawford, V.K. Sonntag, C.A.Dickman // Spine. — 2001. — Vol. 26, № 1. — P. 6–14.
14. Clark C.R. The cervical spine. 4<sup>th</sup> ed. / C.R.Clark, E.C.Benzel, B.L.Carrier [et al.] — Philadelphia-Tokyo: Lippincott Williams & Wilkins, 2004. — 1250 p.
15. Cunningham B.W. Static and cyclical biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs / B.W.Cunningham,

- J.C.Sefter, Y.Shono, P.C.McAfee // *Spine*. — 1993. — Vol. 18, № 12. — P. 1677–1688.
16. Dvořák J. Halswirbelsäule: diagnostik und therapie / J.Dvořák, D.Grob. — Stuttgart-New York: Thieme, 1999. — 258 p.
  17. 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.
  18. Hilibrand A.S. Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of a previous anterior cervical arthrodesis / A.S.Hilibrand, G.D.Carlson, M.A.Palumbo [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* — 1999. — Vol. 81-A, № 4. — P. 519–528.
  19. 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.
  20. 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.
  21. 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.
  22. Kotani Y. Static and fatigue biomechanical properties of anterior thoracolumbar instrumentation systems: a synthetic testing model / Y.Kotani, B.W.Cunningham, L.M.Parker [et al.] // *Spine*. — 1999. — Vol. 24, № 14. — P. 1406–1413.
  23. Lopez-Espina C.G. Multilevel cervical fusion and its effect on disc degeneration and osteophyte formation / C.G.Lopez-Espina, F.Amirouche, V.Havalad // *Spine*. — 2006. — Vol. 31, № 9. — P. 972–978.
  24. Louis R. Stability and instability of the cervical spine. Cervical spine I. / R.Louis; P.Kehr, A.Weidner, eds. — Wien New York: Springer-Verlag, 1987. — P. 21–27.
  25. Orchowski J., Polly D.W., Klemme W.R., et al. 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.
  26. 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.
  27. Rao R.D. Does anterior plating of the cervical spine predispose to adjacent segment changes? / R.D.Rao, M.Wang M, L.M.McGrady [et al.] // *Spine*. — 2005. — Vol. 30, № 24. — P. 2788–2792.
  28. Rohlmann A., Calisse J., Bergmann G., Weber U. Internal spinal fixator stiffness has only a minor influence on stresses in the adjacent discs // *Spine*. — 1999. — Vol. 24, № 12. — P. 1192–1196.
  29. Shimamoto N. Biomechanical evaluation of stand-alone interbody fusion cages in the cervical spine / N. Shimamoto, B.W.Cunningham, A.E.Dmitriev [et al.] // *Spine*. — 2001. — Vol. 26, № 19. — P. 432–436.
  30. Tankson C. Posterior cervical instrumentation / C.Tankson, N.B.Chutkan // *Orthopedics*. — 2006. — Vol. 29, № 8. — P. 695–700.
  31. 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.
  32. White A.A. *Clinical biomechanics of the spine*. 2<sup>nd</sup> ed. / A.A.White, M.M.Panjabi. — Philadelphia: J.B.Lippincott Co., 1990. — 699 p.