

## Экспериментальное биомеханическое исследование влияния бисегментарного переднего цервикоспондилодеза на смежные позвоночные двигательные сегменты

А.Е.Барыш

Институт патологии позвоночника и суставов им. профессора М.И.Ситенко АМН Украины  
(директор – профессор Н.А.Корж)  
Харьков, Украина

Проведено экспериментальное биомеханическое исследование влияния вариантов бисегментарного переднего межтелового цервикоспондилодеза сегментов C5/7 на количественные и качественные характеристики перераспределения внутреннего напряжения в смежных сегментах C4-5 и C7-Th1 физической модели шейного отдела позвоночника. Установлено, что наиболее неблагоприятное воздействие на смежные сегменты оказывает бисегментарный передний межтеловый цервикоспондилодез без дополнительной вентральной межтеловой фиксации пластинами. Бисегментарный передний межтеловый цервикоспондилодез с восстановлением межтеловой опоры и осуществлением дополнительной межтеловой фиксации пластиной способствует воссозданию шейного сегментарного сагиттального контура и профилактике диспропорционального перераспределения внутреннего напряжения в смежных со стабилизированными позвоночными двигательными сегментами.

**Ключевые слова:** шейный отдел позвоночника, передний межтеловый цервикоспондилодез, смежные сегменты.

### Введение

Завершающим этапом декомпрессивно-стабилизирующих и реконструктивно-восстановительных оперативных вмешательств при заболеваниях и повреждениях шейного отдела позвоночника (ШОП) является цервикоспондилодез (ЦС). Он может быть моносегментарным, когда стабилизируют два смежных позвонка; бисегментарным, когда стабилизируют смежные позвонки в пределах двух позвоночных двигательных сегментов (ПДС), и мульти-сегментарным, когда производят стабилизацию позвонков на протяжении более чем двух ПДС [7, 11, 21, 53]. Согласно литературным данным, вторым по частоте выполнения после моносегментарного переднего межтелового цервикоспондилодеза (ПМЦС) является бисегментарный ПМЦС после субтотальной корпэктомии на одном уровне [3, 9, 16, 25, 26]. Такой спондилодез может предусматривать как восстановление межтеловой опоры без какой-либо дополнительной межтеловой фиксации, так и внедрение в межтеловый промежуток костных трансплантатов или различных имплантатов с дополнительной вентральной стабилизацией

тел шейных позвонков пластинами [1, 4, 6, 8, 10, 20, 32, 54].

При этом нельзя не упомянуть и о некоторых развивающихся после ПМЦС феноменах, которые в ряде случаев могут значительно снизить эффективность выполненных операций 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, 44], но и сопровождаться выраженной клинической симптоматикой в виде стойкого болевого синдрома, радикулопатии или даже миелопатии в 25-73,2% случаев [34, 58].

Многие исследователи считают, что именно фиксация шейных ПДС приводит к увеличению амплитуды движений и возрастанию внутрисклового давления в смежных с ними ПДС [27, 30]. 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, 46]. Результаты большинства экспериментальных исследований подтверждают тот факт, что устранивание подвижности шейных ПДС оказывает непосредственное влияние на смежные сегменты, которое может выражаться, в том числе и в акселерации дегенеративных изменений в них [42, 48, 49].

После проведенного аналитического обзора специальной научной литературы нами было обращено внимание на то, что основная масса клинических и экспериментальных научных работ посвящены реакции смежных ПДС после выполнения моносегментарного ПМЦС. Об изменениях на смежных уровнях после бисегментарного ПМЦС можно узнать из весьма немногочисленных публикаций [51, 52]. Кроме того, авторы исследований ограничиваются в основном лишь констатацией факта неблагоприятного влияния ПМЦС на смежные сегменты. Только некоторые из них усматривают взаимосвязь изменений в смежных ПДС с изменением естественной конфигурации сегментарного шейного сагиттального контура (ШСК) на уровне стабилизации [35, 37, 54].

Необходимо заметить, что практически все экспериментальные исследования, касающиеся влияния стабилизации шейных ПДС на смежные сегменты, были проведены на анатомических препаратах ШОП человека и животных [19, 23, 55] и имеют вполне объяснимые некоторые ограничения. В то же время достаточно широко известен весьма информативный метод исследования с помощью физических моделей (ФМ) [2, 13, 47]. Однако описанные в литературе ФМ применяют, в основном, при постановке и решении некоторых задач в области хирургического лечения патологических состояний грудного и поясничного отделов позвоночника [12, 22] или для изучения прочностных свойств и эффективности применения различных фиксирующих конструкций [14, 18]. Но ни в одном первоисточнике из проанализированного массива мировой литературы упоминаний об использовании ФМ ШОП для исследования биомеханических особенностей смежных ПДС после бисегментарного ПМЦС найдено не было.

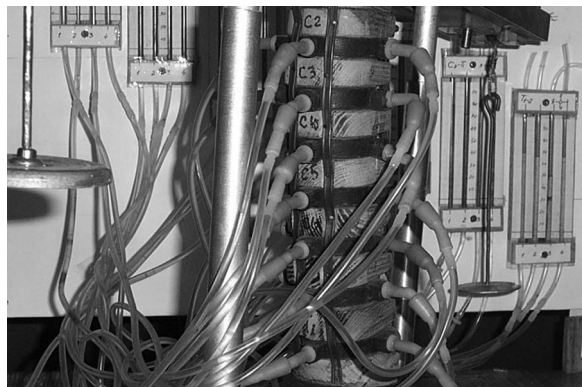
Целью данной работы явилось экспериментальное биомеханическое исследование влияния вариантов бисегментарного переднего межтелового цервикоспондилодеза сегментов С5/7 на количественные и качественные характеристики перераспределения внутреннего на-

пряжения в смежных сегментах С4-5 и С7-Th1 физической модели шейного отдела позвоночника.

## **Материалы и методы исследования**

***1. Конструктивные особенности физической модели шейного отдела позвоночника.*** В данном исследовании использовали ФМ ШОП и устройство для ее нагружения, разработанные в ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. профессора М.И.Ситенко АМН Украины» (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 [2].

Разработанная нами ФМ, построенная на основах теории подобия и теории размерностей, а также с использованием законов моделирования и масштабирования [5], включает модели семи шейных ПДС на протяжении от С2 до Th2, которые состоят из упругих и жестких элементов. Эти элементы специальным образом были соединены между собой, а также с жидкостными манометрами барометрической системы регистрации нагружения (БСРН). С помощью БСРН, содержащей датчики, жидкостные манометры со шкалой ценой деления в 1 мм и соединительные трубки, осуществляли регистрацию данных исследования. В лаборатории биомеханики ИППС был разработан 4-секционный датчик [2]. Он является, по условиям данного эксперимента, моделью воспринимающих основные аксиальные нагрузки элементов заднего опорного комплекса (ЗОК) (дугоотростчатых суставов –



*Рис. 1. Установленная на стенде для проведения экспериментальных биомеханических исследований физическая модель шейного отдела позвоночника, разработанная в ГУ «ИППС им. профессора М.И.Ситенко АМН Украины» (пояснения в тексте).*

дорзальна секція №1) і переднього опорного комплексу (ПОК) (межпозвонокових дисків – вентральна секція №2). Кожна із камер датчика, з'єднана з вимірними приборами, представляє собою самостійну, но взаємозв'язану з іншими секцією вимірювання внутрішнього напруження даного сегмента ФМ для оцінки характеру його зміни в залежності від особливостей прикладання зовнішньої сили. Зміни кількісних характеристик внутрішнього напруження в окремих секціях датчиків при моделюванні варіантів ПМЦС і наступному навантаженні ФМ залежали від ступеня деформації секцій і відображались на манометрах БСРН.

По аналогії з описаними в літературі середніми величинами ШСК в нормі [26] величина загального сагітального контура розробленої нами ФМ складала 20°. При цьому датчики були розміщені між моделями шийних позвонків таким чином, що їх секції №1 і №2 були орієнтовані в осі Х Картезіанської системи координат з центром, що збігається з миттєвим центром обертання позвонків. Він локалізується декілька дорзальніше середньої лінії тіла позвонка і є константною проекцією на сагітальну площину миттєвої осі обертання, відносно якої здійснюється ротація позвонків в ПДС і яка є осью важеля першого роду, яким можна вважати будь-який ПДС [15, 17, 57]. Таке просторове розташування секцій №1 і №2 датчиків БСРН дозволило забезпечити їх проекційне співпадіння з елементами ЗОК і ПОК за аналогії з відомою

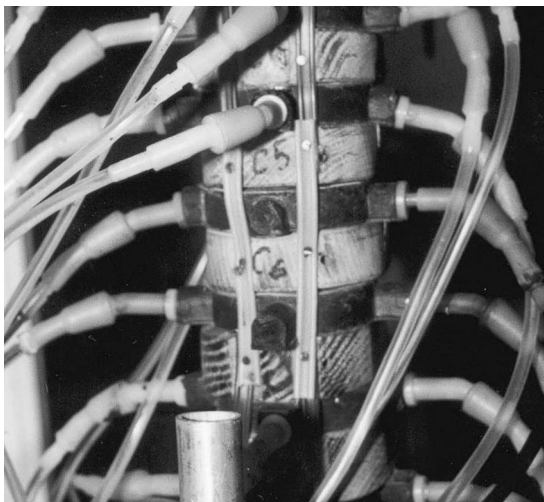
теорією будови хребця R.Louis [2, 43]. Як було встановлено раніше, при моделюванні рухів в сагітальній площині показання секцій №3 і №4 датчиків практично не відрізнялися між собою, що дозволило виключити показання цих секцій з даного експериментального дослідження.

**II. Моделювання варіантів цервікоспондилодеза.** При проведенні даного експериментального дослідження враховували те, що більшість хірургічних втручань, спрямованих на вентральну декомпресію вмісту каналу на рівні ШОП, представляє собою субтотальну корпектормію одного позвонка і наступний бісегментарний ПМЦС на рівні С5/7 [4, 21, 39]. В відповідності з цим ситуаційний план даного експерименту був представлений наступним чином:

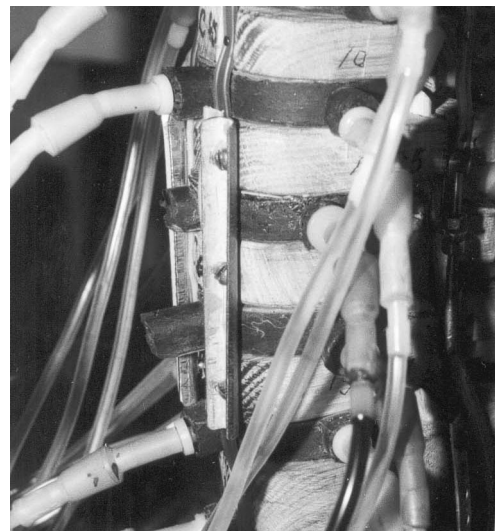
I. Дослідження величини внутрішнього напруження в області ЗОК і ПОК (секції №1 і №2 відповідно) сегментів С4-5, С5-6, С6-7 і С7-Th1 інтактної ФМ ШОП.

II. Дослідження величини внутрішнього напруження в області ЗОК і ПОК (секції №1 і №2 відповідно) сегментів С4-5 і С7-Th1 при моделюванні двох варіантів бісегментарного ПМЦС С5/7 (рис. 2а, 2б): а – ПМЦС тільки за рахунок моделювання міжтелової опори (рис. 2а); б – ПМЦС за рахунок моделювання міжтелової опори з додатковою фіксацією краниальної і каудальної моделей тіл позвонків пластинами (рис. 2б).

Відміння між цими найбільш поширеними варіантами ПМЦС складалося в сле-



а



б

Рис. 2. Моделювання варіантів бісегментарного переднього міжтелового цервікоспондилодеза С5/7: а – без додаткової фіксації пластинами; б – з додатковою фіксацією пластинами (пояснення в тексті).

дующем. В ситуації Па моделювали вос-  
создание межтеловой опоры без дистракції  
вентральних відділів сегментів С5-6 і С6-  
7 ФМ, що приводить в випрямленню сегмен-  
тарного сагітального контура (ССК) на цих  
рівнях. Підтвердженням випрямлення ССК  
в ситуації Па являється **зменшення внутріш-  
нього напруження в секціях №1 датчиків сег-  
ментів С5-6 і С6-7 більше ніж на 1/3 по срав-  
ненню з інтактною ФМ (табл. 1).** В ситуації  
Пб здійснювали незначительну дистракцію  
вентральних відділів даних сегментів ФМ с  
помістю пластин з метою воссоздания ССК  
в формі лордоза по аналогії з шийними ПДС  
здорових суб'єктів при відсутності патологі-  
чних змін в ШОП. Підтвердженням  
вентральної межтелової дистракції в ситуа-  
ції Пб, **моделюючої ССК, являється збіль-  
шення внутрішнього напруження в секціях №1  
датчиків сегментів С5-6 і С6-7 більше ніж на  
25% по сравнению з інтактною ФМ (табл. 1).**

Моделювання переднього межтелового ЦС  
в ситуаціях групи II здійснювали за рахунок  
блокування вентральних секцій №2 датчи-  
ків сегментів С5-6 і С6-7 і відключення їх от  
БСРН (рис. 2а). Для моделювання варіан-  
та Пб використовували металеві гвинти ді-  
аметром 4 мм і довжиною 16 мм і спеціально изго-  
товлені металеві пластини товщиною  
1,5 мм в відповідності з фактичними разме-  
рами ФМ ШОП (рис. 2б). Установку метал-  
конструкцій здійснювали по загальної  
методикі, модифікованої в застосуванні к  
даної ФМ [56].

**III. Нагружение физической модели.** Модель  
позвонок Th2 була жорстко закріплена на го-  
ризонітальній площині. Дослідження про-  
водили при невідрушувачій вертикальній стати-  
чеській навантаженні силою  $P=100$  Н, приложеної  
к моделі тіла позвонка С2 в області проєкції  
єго постійного центра вращення. ФМ находи-  
лась в нейтральному вертикальному положенні с  
метою воссоздания клінічеської ситуації пе-

ревода більшого в ортоградное положення пос-  
ле виконання ПМЦС.

Кожне навантаження було вироблено с по-  
мощю розробленого в ИППС пристрою в  
течєніє 20 секунд трижды. Результати показан-  
ній секцій №1 і №2 датчиків БСРН на рівне  
исследуємых сегментів ФМ переводили в єди-  
ниці системи СИ і протоколювали в кПа  
(табл. 1). С метою проведення сравнительно-  
го аналізу отриманих даних були виведені  
следующіє коефіцієнти пропорциональ-  
ности распределения внутрішніх напруженій  
в області ЗОК і ПОК в різних сегментах  
даної ФМ:  $K_{C4-5}$  – на рівне сегмента С4-5 і  
 $K_{C7-Th1}$  – на рівне сегмента С7-Th1 (табл. 2).

Полученний інформаційний масив об-  
роблювали статистически с использованием  
критерія Стюдента с доверительной вероят-  
ностью  $\alpha=0,95$ .

## Результаты исследования и их обсуждение

Результаты проведенного исследования ко-  
личественного изменения внутрішніх напру-  
женій и характера их распределения в области  
ЗОК и ПОК сегментів С4-5 и С7-Th1 при мо-  
делюванні двох різних варіантів бісег-  
ментарного ПМЦС С5/7 (рис. 2) представлені  
в табл. 1 и 2.

**Ситуация группы I.** После навантаження ін-  
тактною ФМ в вищєописанном режимі полу-  
ченніє данніє соответствовали даним пре-  
дыдущего исследования [2], що дозволило  
рассматривать их в качестве базовых в сравни-  
тельном аспекте для ситуацій последующих  
груп.

**Ситуация группы II.** Результаты сравнитель-  
ного аналізу моделювання этих двух на-  
иболее типичных и часто встречающихся в  
клинічеської практикє варіантів ПМЦС су-  
щєственно отличаются друг от друга. Восста-  
новление межтеловой опоры на протяжении  
двух ПДС без дополнительной вентральной

Таблиця 1

Величини тиску в секціях №1 і №2 датчиків БСРН в дослідюємых сегментах інтактною ФМ  
и при моделюванні варіантів бісегментарного ПМЦС при статичеській вертикальній навантаженні (кПа)

Моделювання ЦС	Секції датчиків сегментів ФМ							
	С4-5		С5-6		С6-7		С7-Th1	
	Секція №1	Секція №2	Секція №1	Секція №2	Секція №1	Секція №2	Секція №1	Секція №2
I (інтактна ФМ)	215,8	145,8	165,2	223,3	165,1	242,4	204,1	337,2
Па	179,4	182,7	109,2	МТО*	110,4	МТО*	108,6	412,0
Пб	221,5	138,3	218,7	ПМЦСП**	220,3	ПМЦСП**	160,2	392,8

Примечания: \*МТО – межтеловая опора; \*\*ПМЦСП – передній межтеловий цервікоспондилодєз пластини.

Таблиця 2

**Величини коефіцієнтів пропорциональності розподілення внутрішніх напружень в області ЗОК і ПОК в досліджуваних сегментах інтактної ФМ і при моделюванні варіантів бісегментарного ПМЦС при статическій вертикальній нарузці**

Моделювання ЦС	Сегменти ФМ			
	КС4-5	КС5-6	КС6-7	КС7-Th1
I (інтактна ФМ)	1,48	0,74	0,68	0,6
Па	0,98	—	—	0,26
Пб	1,6	—	—	0,41

фіксації пластиною, дозволяючої моделювати ССК, приводить к його випрямленню як на рівні С5/7, так і на обох сусідніх рівнях С4-5 і С7-Th1. Об цьому свідчить дуже значительне змінення величин коефіцієнтів  $K_{C4-5}$  і  $K_{C7-Th1}$  по порівнянню с такими інтактною ФМ. Вентральна бісегментарна міжтелова фіксація правильно отмоделюваною жорсткою конструкцією в поєднанні с незначительною дистракцією вентральних відділів ПОК даних сегментів сприяє збереженню сегментарного лордоза на рівні С5/7 і незначительно впливає на перерозподілення внутрішнього напруження ЗОК і ПОК в краниальному сегменті С4-5, в той час як нарузка на секційний датчик №1 каудального сегмента зростає на 21,5%.

Ефективність декомпресивно-стабілізуєчих или реконструктивно-восстановительних оперативних втручань, застосованих для хірургічного лікування захворювань і пошкоджень ШОП і найбільш часто передбачуваних виконання бісегментарного ПМЦС після вентральної декомпресії спинного мозку за рахунок субтотальної корпектомії на одному рівні, хорошо відомі вертебрологам [28, 33, 53]. В той же час досвідчений в області хірургії ШОП спеціаліст, володіючи як теоретичними знаннями, так і клінічним досвідом, при плануванні і виконанні такого хірургічного втручання зобов'язаний враховувати і деякі нюанси, неизбежно супутні бісегментарній стабілізації шийних ПДС. Одним з них є реакція сусідніх со стабілізованими ПДС в післяопераційному періоді. Результати багатьох клінічних і експериментальних досліджень свідчать про те, що фіксація шийних позвонків приводить к збільшенню амплітуди рухів і зростанню внутридисківного тиску в сусідніх ПДС [27, 30, 42, 48, 49]. Однак подавляюче

більшість наукових публікацій, касаючихся цього актуального напрямку досліджень в сучасній вертебрології, присвячено моносегментарному ПМЦС, в той час як питання впливу бісегментарного ПМЦС на сусідні ПДС освітлені в спеціальній науковій літературі недостатньо повно.

**Д.Н. Park і соавт. (2007)** досліджували в експерименті вплив бісегментарного ПМЦС С5/7 с додатковою вентральною міжтеловою фіксацією пластиною на сусідній ПДС С4-5 на п'яти анатомічних препаратах ШОП людини при їх динаміческій нарузці [48]. Автори прийшли к висновку, що даний варіант ЦС приводить як к значительному збільшенню тиску в міжпозвоноковому диску краниального сусіднього сегмента, так і к вираженій гіпермобільності ПДС С4-5, що може прискорити розвиток дегенеративних змін в нем. Звучать с ними результати клініческого дослідження **V.Kulkarni і соавт. (2004)**, які виявили дегенеративні змінення в сусідніх ПДС після субтотальної корпектомії с наступним бісегментарним или мультисегментарним ПМЦС у 75% пацієнтів, оперированих по поводу мієлопатії при дегенеративних захворюваннях ШОП [41].

**А. Katsuura і соавт. (2001)** в результаті проведеного аналізу результатів клініческого дослідження хірургіческого лікування 42 пацієнтів с дегенеративними захворюваннями ШОП, которым був произведен ПМЦС різничої протяженності, виявили дегенеративні змінення в сусідніх ПДС в 50% випадків. При цьому у хворих, у которых мала місце кифотическая деформація ШСК стабілізованих ПДС, аналогічні патологіческі змінення розвинулись в 77% випадків [37]. На основанні отриманих даних автори прийшли к висновку, що одним з основних факторів, сприяючих розвитку патологіческих змін на сусідніх рівнях, є кифотическая деформація як сегментарного, так і загального ШСК. Досліджуючи віддалені результати лікування 93 хворих, которым була произведена вентральна декомпресія спинного мозку с наступним бісегментарним или мультисегментарним ПМЦС без додаткової міжтелової фіксації пластиною по поводу мієлопатії при дегенеративних захворюваннях ШОП, **V.Rajshkhar і соавт. (2003)** виявили, що при такому варіанті ЦС локальна кифотическая деформація на рівні оперированих ПДС розвилась в 47% випадків, а кифотическая деформація загального ШСК сформувалась у 35% пацієнтів [50]. О можливості прогнози-

рования и предупреждения подобных ситуаций сообщают в своих публикациях **К. Kim и соавт.** (2008) и **Thakar S.** (2008) [38, 54].

Полученные нами данные подтверждают выводы вышеупомянутых научных исследований и свидетельствуют о наиболее благоприятном влиянии на смежные сегменты тех вариантов ПМЦС, которые позволяют добиться моделирования и сохранения формы ССК. Результаты нашего исследования не только коррелируют 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, 45, 54], но и позволяют впервые получить экспериментальные доказательства этой взаимосвязи.

Принципиальным отличием проведенного нами исследования от опубликованных в научной литературе явилась возможность трактовки 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 рассматривать каждый шейный ПДС в качестве рычага первого рода при планировании и выполнении оперативных вмешательств на ШОП и более точно оценить перераспределение внутреннего напряжения в области смежных сегментов с позиций его биомеханических особенностей.

### Выводы

1. При моделировании вариантов бисегментарного ПМЦС С5/7 каждый из них оказывает

влияние на изменение внутреннего напряжения в обоих смежных сегментах С4-5 и С7-Th1 по сравнению с интактной ФМ ШОП. В ситуации **Па эти изменения весьма существенны и** выражаются в увеличении нагрузки на передний опорный комплекс. Это можно считать предрасполагающим фактором для возникновения и прогрессирования дегенеративных изменений в смежных со стабилизированными шейными ПДС.

2. Наиболее важным условием, при соблюдении которого можно добиться более пропорционального перераспределения внутреннего напряжения в смежных сегментах, является воссоздание на протяжении фиксации ССК, близкого к естественному ШСК. Этого можно достичь с помощью того варианта бисегментарного ПМЦС, когда не только восстанавливают межтеловую опору, но и осуществляют дополнительную межтеловую фиксацию пластиной. Таким образом, если интерполировать полученные данные на конкретные клинические ситуации, межтеловая фиксация пластинами необходима не только для обеспечения первично-стабильного бисегментарного ПМЦС, но и для моделирования и сохранения сегментарного ШСК, а следовательно, для обеспечения функционирования ШОП в оптимальном режиме и профилактики диспропорционального перераспределения внутреннего напряжения в смежных со стабилизированными ПДС.

3. Наиболее неблагоприятное воздействие на смежные сегменты оказывает вариант бисегментарного ПМЦС без дополнительной вентральной межтеловой фиксации пластиной.

### Литература

1. 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.
2. Барыш А.Е. Физическая модель для экспериментального биомеханического исследования шейного отдела позвоночника / А.Е.Барыш, С.Р.Михайлов // Международный медицинский журнал. – 2006. – №1. – С. 55-61.
3. Бублик Л.А. Передняя декомпрессия и стабилизация при нестабильных повреждениях шейного отдела позвоночника в остром и раннем периодах травмы / Л.А.Бублик // Травма. – 2001. – Т.2. – №1. – С. 51-54.
4. Бублик Л.О. Ускладнені ушкодження шийного відділу хребта (діагностика, лікування та прогнозування у гострому та ранньому періодах травми): Автореф. дис. ... д.мед.н.: 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. Дышловой В.Н. Стабилизация позвоночника титановыми цилиндрами при шейных позвоночно-спинномозговых повреждениях / В.Н.Дышловой, В.П.Дедович, К.В.Семкин // Бюлетень Української асоціації нейрохірургів. – 1998. – №6. – С. 145-146.
7. Корж Н.А. Спондилодез в современной хирургии позвоночника / Н.А.Корж, А.Е.Барыш // Травма. – 2005. – Т.6. – №4. – С. 390-398.
8. 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.
9. Матвеев А.Н. Комбинированный передний спондилодез в лечении травмы шейного отдела позвоночника / А.Н.Матвеев, Д.Л.Глухих // Хирургия позвоночника. – 2006. – №3. – С. 24-28.

10. Парій В.Б. Хірургічне лікування неускладнених несвіжих та застарілих ушкоджень шийних хребців: автореф. дис. ... к.мед.н.: спец. 14.00.22 «Травматологія і ортопедія» / В.Б.Парій. — К., 2004. — 21 с.
11. Раміх Э.А. Травма нижнього шийного отдела позвоночника: диагностика, классификация, лечение / Э.А.Раміх // Хирургия позвоночника. — 2005. — №3. — С. 8-24.
12. Хмызов С.А. Управляемый остеосинтез стержневыми системами в детской травматологии и ортопедии: Автореф. дисс. ... д.мед.н.: спец. 14.01.20 «Ортопедия и травматология» / С.А.Хмызов. — Харьков, 2004. — 36 с.
13. 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.
14. 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.
15. Benzel E.C. Biomechanics of spine stabilization: Principles and clinical practice / E.C.Benzel. — New York-Toronto: McGraw-Hill, Inc., 1995. — 278 p.
16. Boakye M. Cervical corpectomy: complications and outcomes / M.Boakye, C.G.Patil, C.Ho, S.P.Lad // Neurosurgery. — 2008. — Vol. 63. — №4 (Supply 2). — P. 295-301.
17. Bogduk N. Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics / N.Bogduk, S.Mercer // Clin. Biomech. — 2000. — Vol. 15. — P. 633-648.
18. 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.
19. 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.
20. Cheng N.S. Fusion rate of anterior cervical plating after corpectomy / N.S.Cheng, P.Y.Lau, L.K.Sun, N.M.Wong // J. Orthop. Surg. (Hong Kong). — 2005. — Vol. 13. — №3. — P. 223-227.
21. Clark C.R. The cervical spine: 4<sup>th</sup> ed. / C.R.Clark, E.C.Benzel, B.L.Currier, et al. — Philadelphia-Tokyo: Lippincott Williams & Wilkins, 2004. — 1250 p.
22. 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.
23. Dopan S. Biomechanical consequences of cervical spondylectomy versus corpectomy // Neurosurgery. — 2008. — Vol. 63. — №4 (Supply 2). — P. 303-308.
24. Dorai Z. Titanium cage reconstruction after cervical corpectomy // Z.Dorai, H.Morgan, C.Coimbra // J. Neurosurg. — 2003. — Vol. 99. — №1 (Supply). — P. 3-7.
25. Douglas A.F. Cervical corpectomy and strut grafting / A.F.Douglas, P.R.Cooper // Neurosurgery. — 2007. — Vol. 60. — №1 (Supply 1). — P. 137-142.
26. Dvořák J. Halswirbelsäule: diagnostik und therapie / J.Dvořák, 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 (Supply). — P. 35-41.
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. Grob D. The use of plate fixation in anterior surgery of the degenerative cervical spine: a comparative prospective clinical study / D.Grob, J.V.Peyer, J.Dvořák // Eur. Spine J. — 2001. — Vol. 10. — №5. — P. 408-413.
33. 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.
34. 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.
35. 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.
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. Kim K. Prediction of postoperative alignment in patients undergoing anterior cervical fusion using autologous vertebral bone grafting / K.Kim, T.Isu, A.Sugawara, et al. // Neurol. Med. Chir. (Tokyo). — 2008. — Vol. 48. — №5. — P. 201-206.
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.

## ОРИГІНАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ

40. Kotani Y. The effects of spinal fixation and destabilization on the biomechanical and histological 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.Rajshkhar, L.Raghuram // J. Neurosurg. — 2004. — Vol. 100. — №1 (Supply Spine). — P. 2-6.
42. 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.
43. Louis R. Surgery of the spine: surgical anatomy and operative approaches / R. Louis. — Berlin-Heidelberg-New York, 1983. — 329 p.
44. 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.
45. 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. 870-876.
46. 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.
47. Panjabi M.M. Cervical spine models for biomechanical research / M.M.Panjabi // Spine. — 1998. — Vol. 23. — №24. — P. 2684-2700.
48. 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.
49. Ragab A.A. A quantitative analysis of strain at adjacent segments after segmental immobilization of the cervical spine / A.A.Ragab, A.J.Escarcega, T.A.Zdeblick // J. Spinal Disord. Tech. — 2006. — Vol. 19. — №6. — P. 407-410.
50. Rajshkhar V. Changes in cervical spine curvature after instrumented one- and two-level corpectomy in patients with spondylotic myelopathy / V.Rajshkhar, M.J.Arunkumar, S.S.Kumar // Neurosurgery. — 2005. — Vol. 52. — №4. — P. 799-804.
51. 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.
52. 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.
53. 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.
54. 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.
55. 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.
56. 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.
57. 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.
58. Yue W.M. Long-term results after anterior cervical discectomy and fusion with allograft and plating: a 5- to 11-year radiologic and clinical follow-up study / W.M.Yue, W.Brodner, T.R.Highland // Spine. — 2005. — Vol. 30. — №19. — P. 2138-2144.

***А.Є.Баріш. Експериментальне біомеханічне дослідження впливу бісегментарного переднього цервіко-спондилодезу на суміжні хребтові рухомі сегменти. Харків, Україна.***

***Ключові слова:** шийний відділ хребта, передній міжтіловий цервікоспондилодез, суміжні сегменти.*

*Проведене експериментальне біомеханічне дослідження впливу варіантів бісегментарного переднього міжтілового цервікоспондилодезу сегментів C5/7 на кількісні та якісні характеристики перерозподілу внутрішнього напруження у суміжних сегментах C4-5 та C7-Th1 фізичної моделі шийного відділу хребта. Встановлено, що найбільш несприятливий вплив на суміжні сегменти надає бісегментарний передній міжтіловий цервікоспондилодез без додаткової вентральної міжтілової фіксації пластинами. Бісегментарний передній міжтіловий цервікоспондилодез з відновленням міжтілової опори та здійсненням додаткової міжтілової фіксації пластиною сприяє відтворенню сегментарного шийного сагітального контуру та профілактиці диспропорційного перерозподілу внутрішнього напруження у суміжних зі стабілізованими хребтовими руховими сегментами.*

***A.Ye.Barish. An experimental biomechanical study of influence of two-level anterior cervical spondilodesis on adjacent levels. Kharkiv, Ukraine.***

***Key words:** cervical area of the spine, anterior cervical interbody fusion, adjacent levels.*



*An experimental study of influence of some kinds of two-level anterior cervical interbody fusion C5/7 for quantitative and qualitative characteristics of redistribution of internal tension at adjacent levels C4-5 and C7-Th1 in physical model of the cervical spine has performed. It was revealed that the most unfavorable influence to adjacent levels has two-level anterior cervical interbody fusion without additional anterior interbody plating. Two-level anterior cervical interbody fusion after restoration of interbody support and anterior interbody plating promotes renewal of segmental cervical sagittal contour and prophylaxis of disproportional redistribution of internal tension at adjacent levels to fused ones.*

*Надійшла до редакції 30.03.2009 р.*

© Український журнал екстремальної медицини імені Г.О.Можасва, 2009  
УДК 611.018.3: 576.35

## Особенности размножения хондроцитов в зонах роста коротких и длинных костей амфибий и птиц

А.Я.Житников

Институт зоологии им.И.И.Шмальгаузена НАН Украины  
(директор – член-корр. НАН Украины, профессор И.А.Акимов)  
Киев, Украина

Механизм регулирования продольного роста длинных и коротких костей амфибий и птиц заключается в формировании в пре- и постнатальном онтогенезе различных по размерам и концентрации хондроцитов функциональных зон эпифизарных хрящей. Темпы восстановления популяции хондроцитов обеспечиваются за счет разной продолжительности митотического цикла и пула размножающихся хондроцитов, количества циклов репродукции до начала терминальной дифференцировки.

**Ключевые слова:** скелет, конечности, эпифизарные хрящи, хондроциты, пролиферация.

### Введение

Размножение хондроцитов в эпифизарных хрящах является косвенным подтверждением интенсивности роста скелетных закладок. Делятся, как правило, менее специализированные клетки, дифференцирующиеся в более зрелые формы, выполняющие в скелетном органе конкретные структурно-метаболические функции при замещении хрящевой ткани костной. В эпифизарных хрящах костей это зоны пролиферирующих хондроцитов [4-6]. Количество ДНК-синтезирующих хондроцитов в этих структурных зонах эпифизарных хрящей является в определенной степени индикатором интенсивности роста скелетных закладок. Однако продолжительность митотического цикла, соотношение делящихся и неделящихся хондроцитов в эпифизарных хрящах различных по интенсивности роста костях еще не установлены [5].

Целью исследования явилось в экспериментах с однократным и многократными введениями <sup>3</sup>H-тимидина определить и сопоставить параметры митотического цикла и пула раз-

множающихся хондроцитов при развитии коротких и длинных костей в скелете свободных конечностей амфибий и птиц.

### Материалы и методы исследования

Проведено несколько опытов с радиоактивным маркером пролиферации клеток – <sup>3</sup>H-тимидином. Для этих целей использованы эмбрионы кур, начиная с 5 суток инкубации до выклева из яйцевых оболочек (21 сутки), цыплята одно- и четырехнедельного возраста. Исследования на земноводных проведены на личинках лягушки травяной 41-42, 43-44 стадий развития и после метаморфоза (54 стадия) и охватывают период роста от 30 до 70 суток.

Методические приемы с <sup>3</sup>H-тимидином для исследования в реальном временном диапазоне размножения хондроцитов в развивающихся коротких и длинных костях этих классов позвоночных подбирались с учетом особенностей их индивидуального развития (яйцевые и личиночные). Схемы экспериментов с радионук-