

УДК: 616.711.1.001.57 – 092.4/9:612.76

© Барыш А.Е., 2009

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ БИСЕГМЕНТАРНОГО ЗАДНЕГО ЦЕРВИКОСПОНДИЛОДЕЗА НА СМЕЖНЫЕ ПОЗВОНОЧНЫЕ ДВИГАТЕЛЬНЫЕ СЕГМЕНТЫ

Барыш А.Е.

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

Барыш А.Е. Экспериментальное биомеханическое исследование влияния бисегментарного заднего цервикоспондилодеза на смежные позвоночные двигательные сегменты // Украинський морфологічний альманах. – 2009. – Том 7, №2. – С. 6-11.

Проведено експериментальне біомеханічне дослідження впливу варіантів бисегментарного заднього цервикоспондилодеза сегментів C5/7 на кількісні та якісні характеристики перерозподілу внутрішнього напруження в суміжних сегментах C4-5 та C7-Th1 фізичної моделі шийного відділу позвонка. Установлено, що з двох досліджених варіантів більш несприятливу дію на суміжні сегменти надає бисегментарний задній цервикоспондилодез за допомогою пластин. Оптимальним варіантом в подібних випадках є розроблений нами задній цервикоспондилодез з допомогою відносно нежорсткої проволочної фіксації, забезпечуючий реалізацію принципу напруженого зв'язування кісткових елементів заднього опорного комплексу без небажливого впливу на суміжні сегменти.

Ключевые слова: шейный отдел позвоночника, задний цервикоспондилодез, смежные сегменты

Барыш А.Е. Експериментальне біомеханічне дослідження впливу бисегментарного заднього цервикоспондилодезу на суміжні хребтові рухові сегменти // Украинський морфологічний альманах. – 2009. – Том 7, №2. – С. 6-11.

Проведене експериментальне біомеханічне дослідження впливу варіантів бисегментарного переднього міжтвілового цервикоспондилодезу 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 з двох досліджених варіантів більш несприятливу дію на суміжні сегменти надає бисегментарний задній цервикоспондилодез за допомогою пластин. Оптимальним варіантом у подібних випадках є розроблений нами задній цервикоспондилодез за допомогою відносно нежорсткої дротяної фіксації, що забезпечує реалізацію принципу напруженого зв'язування кісткових елементів заднього опорного комплексу без несприятливого впливу на суміжні сегменти.

Ключові слова: шийний відділ хребта, задній цервикоспондилодез, суміжні сегменти

Barysh A.E. Experimental biomechanical research of influence two-level posterior cervical fusion on adjacent spine impellent segments // Украинський морфологічний альманах. – 2009. – Том 7, №2. – С. 6-11.

An experimental study on influence of some kinds of two-level posterior cervical 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 was performed. It was revealed that among two investigated variants the most unfavorable influence to adjacent levels has two-level posterior cervical plating. The most proper variant in such cases is developed by us posterior cervical fusion by means of relatively non-rigid wiring promoting the principle of tension band fixation for posterior supporting structures without unfavorable influence to adjacent levels.

Keywords: cervical part of a spine, posterior cervical fusion, adjacent segments.

Введение. При хирургическом лечении заболеваний и повреждений шейного отдела позвоночника (ШОП) в ряде случаев имеются показания к задней декомпрессии содержимого позвоночного канала и к выполнению бисегментарного заднего цервикоспондилодеза (ЗЦС) [3, 6, 25, 33, 43, 47]. В подобных случаях арсенал способов и технических средств для ЗЦС не столь богат, как для переднего межтвілового цервикоспондилодеза (ПМЦС). В соответствии с современными концепциями хирургии ШОП, он ограничен только теми способами, которые предусматривают возможность фиксации металлоконструкций винтами или к суставным массам шейных позвонков, или транспедикулярно [3, 8]. При этом ЗЦС принципиально важен для восстановления биомеханических особенностей функционирования ШОП в п/о периоде [27]. Как подчёркивают T.J.Albert & A.Vaccaro (1998), в норме ось восприимчивости вертикальной нагрузки на ШОП в сагиттальной плоскости проходит дорзальнее тел позвонков C2 и C7 при условии сохранения общего шейного сагиттального контура (ШСК) в форме лордоза, что способствует минимизации усилий

мощной дорзальной группы шейной мускулатуры для сохранения оптимального баланса головы и шеи под действием гравитационной силы. При выпрямлении ШСК, как например, после декомпрессивной ламинэктомии, эта ось смещается вентрально, а шейная мускулатура попадает в биомеханически невыгодные условия функционирования, требующие её постоянного напряжения для сохранения нормального положения головы [10]. Это, в свою очередь, приводит к гиперпрессии элементов переднего опорного комплекса (ПОК) шейных позвоночных двигательных сегментов (ПДС) с последующим прогрессированием дегенеративных изменений в них. Такие изменения могут не только выявляться в результате рентгенологического или МРТ-исследования у 20-92% больных в послеоперационном периоде [26, 36], но и сопровождаться выраженной клинической симптоматикой в виде стойкого болевого синдрома, радикулопатии или даже миелопатии в 25-73,2% случаев [29, 52]. Это может потребовать длительного и не всегда успешного консервативного лечения [44]. По данным различных авторов, в 16,9-75% случаев пациенты с патологическими

изменениями на смежных уровнях нуждаются в хирургическом лечении [29, 52].

Многие исследователи считают, что именно фиксация шейных ПДС приводит к увеличению амплитуды движений и возрастанию внутридискового давления в смежных с ними ПДС [22, 24, 40, 46]. Однако имеются и противники этой теории, которые придерживаются иной точки зрения на этиологию вышеописанных патологических изменений в смежных со стабилизированными ПДС [12, 42]. В частности, многие клиницисты не связывают возникновение и развитие дегенеративных изменений в смежных ПДС с фиксацией позвонков, а считают их результатом прогрессирующего закономерно протекающих в организме созидательных и разрушающих биологических процессов в наиболее подвижных шейных ПДС [31, 34]. 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 [17, 20, 41].

После проведенного аналитического обзора специальной научной литературы нами было обращено внимание на то, что подавляющее большинство исследований касаются влияния на смежные ПДС только ПМЦС, в то время как влияние ЗЦС остаётся, в основном, вне поля зрения клиницистов и экспериментаторов [20]. Встречаются единичные публикации, в которых авторы прослеживают взаимосвязь изменений в смежных ПДС с параметрами ПСК на уровне стабилизации [30, 37].

Практически все экспериментальные исследования, касающиеся влияния стабилизации шейных ПДС на смежные сегменты, были проведены на анатомических препаратах ШОП человека и животных [28, 45, 49]. В то же время, достаточно широко известен весьма информативный метод исследования с помощью физических моделей (ФМ) [2, 9, 38]. 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 [7, 19], или для изучения прочностных свойств и эффективности применения различных фиксирующих конструкций [1, 13, 16]. Но ни в одном первоисточнике из проанализированного массива мировой литературы упоминаний об использовании ФМ ШОП для исследования биомеханических особенностей смежных ПДС после бисегментарного ЗЦС найдено не было.

Целью данной работы явилось экспериментальное биомеханическое исследование влияния различных вариантов бисегментарного заднего первикоспондилодеза 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 [2].

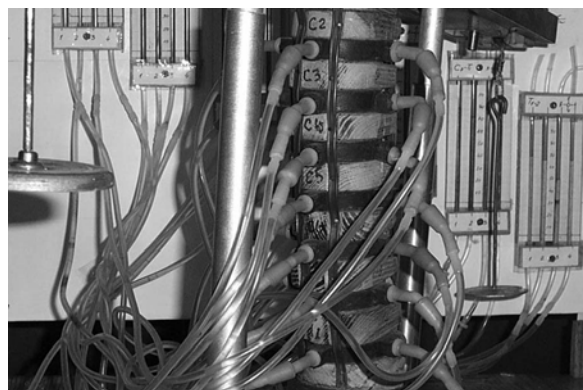


Рис. 1. Физическая модель шейного отдела позвоночника, разработанная в ГУ «ИППС им. проф. М.И.Ситенко АМН Украины».

Разработанная нами ФМ, построенная на основах теории подобия и теории размерностей, а также с использованием законов моделирования и масштабирования [5], 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 со шкалой ценой деления в 1 мм и соединительные трубки. В лаборатории биомеханики ИППС был разработан датчик [2], являющийся, по условиям данного эксперимента, моделью воспринимающих основные аксиальные нагрузки элементов заднего опорного комплекса (ЗОК) (дугоотростчатых суставов – дорзальная секция №1) и ПОК (межпозвонковых дисков – вентральная секция №2). Изменения количественных характеристик внутреннего напряжения в отдельных секциях датчиков при моделировании вариантов ЗЦС 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 Х Картезианской системы координат с центром, который совпадает с мгновенным центром вращения позвонков [14, 51]. Такое пространственное расположение секций №1 и №2 датчиков БСРН позволило обеспечить их проекционное соответствие элементам ЗОК и ПОК по аналогии с известной теорией строения позвоночни-

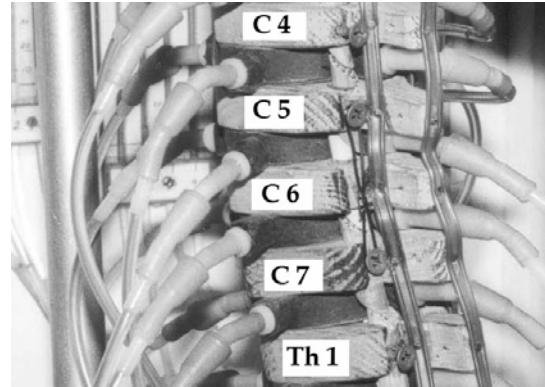
ка R.Louis [2, 35]. В соответствии с описанными в литературе средними величинами ШСК в норме [21], величина общего сагиттального контура разработанной нами ФМ составляла 20°.

II. Моделирование вариантов цервикоспондилодеза. При проведении данного экспериментального исследования учитывали наиболее частую локализацию оперативных вмешательств из заднего доступа [4, 18]. В соответствии с этим ситуационный план данного эксперимента выглядел следующим образом:

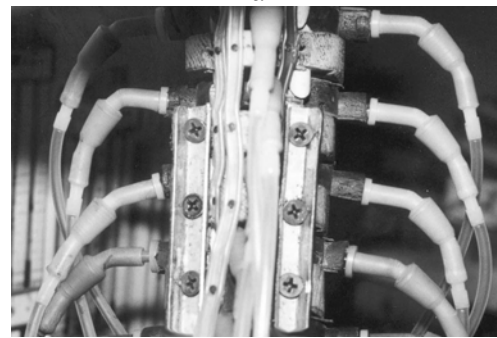
I. Исследование величины внутреннего напряжения в области ЗОК и ПОК (секции №1 и №2 соответственно) сегментов C4-5, C5-6, C6-7 и C7-Th1 интактной ФМ ШОП.

II. Исследование величины внутреннего напряжения в области ЗОК и ПОК (секции №1 и №2 соответственно) сегментов C4-5 и C7-Th1 при последовательном моделировании вариантов бисегментарного ЗЦС C5/7 (рис. 2 а, б): а – трансартрикулярный мостовидный ЗЦС проволокой по А.Е.Барышу (рис. 2а) [3]; б – трансартрикулярный мостовидный ЗЦС пластинами по общеизвестной методике [11] (рис. 2б). Как было указано выше, данные варианты ЗЦС наиболее приемлемы в клинической практике при травматическом, патологическом или ятрогенном разрушении костных элементов ЗОК шейных ПДС, так как предусматривают крепление фиксирующих конструкций к суставным массам шейных позвонков в сочетании с возможностью адекватной задней декомпрессии содержимого позвоночного канала. Подтверждением эффективности таких вариантов ЗЦС может служить ряд экспериментальных исследований. А. Espinoza-Larios et al. (2007) после проведения эксперимента на 21 анатомическом препарате ШОП человека привели доказательства большей прочности трансдискотрикулярной фиксации имплантатов винтами при ЗЦС по сравнению с винтами, вкрученными в суставные массы шейных позвонков [23]. Однако, по мнению как этих, так и других исследователей, стабилизирующий эффект обоих вариантов фиксации в целом не имеет явных преимуществ друг перед другом [15]. При одинаковой удалённости точек крепления имплантатов к элементам ЗОК ФМ от мгновенных центров вращения моделей позвонков исследуемые нами два варианта ЗЦС отличались друг от друга жёсткостью фиксации (проволока versus пластины). Кроме того, вариант Па моделировали в соответствии с принципами напряжённого связывания (в англоязычной литературе – «tension-band fixation») [3], а вариант Пб – в режиме нейтральной фиксации. Ещё одной особенностью варианта Па являлась транссегментарная стабилизация моделей позвонков C5 и C7, не предусматривавшая обязательное вовлечение в схему фиксации модели промежуточного позвонка C6. Основанием для этого послужили результаты экспериментальных исследований на анатомических препаратах ШОП человека М.М. Panjabi et al. (1994), согласно которым стабилизирующий эффект транссегментарной фиксирующей конструкцией может быть

приравнен к таковому при посегментарной стабилизации на уровне двух шейных ПДС [39]. В отличие от варианта Па в ситуации Пб пластины фиксировали ко всем трём моделям позвонков – C5, C6 и C7. Показания секций №1 и №2 датчиков на уровне стабилизации не учитывали, поскольку для каждого сегмента C5-6 и C6-7 имелся собственный датчик, а не один общий бисегментарный датчик C5/7, что могло усложнить анализ и интерпретацию полученных данных.



а



б

Рис. 2. Моделирование вариантов заднего бисегментарного цервикоспондилодеза C5/7: а – трансартрикулярный мостовидный спондилодез проволокой по Барышу; б – трансартрикулярный мостовидный спондилодез пластинами (пояснения в тексте).

Для моделирования данных вариантов ЗЦС 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 [3, 11]. Моделирование ЗЦС в ситуации Па осуществляли в соответствии с принципами напряжённого связывания [3] под визуальным контролем при сближении элементов ЗОК моделей позвонков. Тем самым стремились достичь замыкания ПДС в моделях дугоотростчатых суставов и сохранения сегментарного сагиттального контура (ССК).

III. Нагружение физической модели. Модель позвонка Th2 была жёстко закреплена на горизонтальной плоскости. Исследование проводили при неразрушающей вертикальной статической нагрузке силой $P = 100$ Н, приложенной к

модели тела позвонка С2 в области проекции его постоянного центра вращения. 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 переводили в единицы системы СИ и протоколировали в кПа (таб. 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_{C4-5} – на уровне сегмента С4-5 и K_{C7-Th1} – на уровне сегмента С7-Th1 (таб. 2).

Полученный информационный массив обрабатывали статистически с использованием критерия Стьюдента с доверительной вероятностью $\alpha = 0,95$.

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 двух различных вариантов бисегментарного ЗЦС 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 [2], что позволило рассматривать их в качестве базовых в сравнительном аспекте для ситуаций последующих групп.

Ситуация группы II. Анализ полученных результатов проведенных биомеханических экспериментальных исследований в ситуациях данной группы позволяет констатировать тот факт, что наиболее пропорциональное, по сравнению с интактной ФМ и с вариантом Пб, распределение внутренних напряжений в области ЗОК и ПОК обоих смежных сегментов отмечали при моделировании варианта Па. Это свидетельствует о том, что данный вариант трансегментарного ЗЦС с относительно небольшой жёсткостью проволоочной фиксации может адекватно обеспечить реализацию принципа напряжённого связывания на уровне С5/7, но при этом не существенно влиять в области смежных сегментов на изменение естественной кривизны ССК, свойственной шейным ПДС в норме. В результате моделирования варианта Пб, который характеризуется аналогичным плечом силы в области ЗОК, но большей жёсткостью поsegmentной фиксации, происходит увеличение внутреннего напряжения в секциях №1 сегментов как С4-5 (K_{C4-5} равен 1,07 по сравнению с $K_{C4-5} = 1,48$ интактной модели), так и С7-Th1 (K_{C7-Th1} равен 0,24 по сравнению с $K_{C7-Th1} = 0,6$ интактной модели). Это является свидетельством выпрямления ССК обоих исследуемых сегментов ФМ, причём более выраженного на уровне каудального сегмента. Можно предположить, что подобный феномен может быть связан как с от-

сутствием возможности соблюдения принципа напряжённого связывания в случае применения пластин с чётко заданными отверстиями для проведения винтов, так и с жёсткостью фиксации.

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 [22, 24, 40, 46]. Поэтому реакцию смежных со стабилизированными ПДС в послеоперационном периоде необходимо принимать во внимание. Однако подавляющее большинство научных публикаций, касающихся этого актуального направления исследований в современной вертебрологии, посвящено моносегментарному ПМЦС, в то время как вопросы влияния бисегментарного ЗЦС на смежные ПДС освещены в специальной научной литературе недостаточно полно.

Результаты клинических исследований H.L.Lin et al. (2008) свидетельствуют о том, что выраженность патологических изменений на смежных уровнях не зависит от протяжённости ЦС [34]. Значительный интерес представляет собой работа E.Wada et al. (2001), в которой авторы провели сравнительный анализ результатов хирургического лечения 47 больных с миелопатией при дегенеративных заболеваниях ШОП, которым была выполнена субтотальная корпектомия с последующим ПМЦС или ламинопластика [50]. Было установлено, что патологические изменения в смежных краниальном и каудальном ПДС развиваются значительно чаще после выполнения ПМЦС, чем после оперативных вмешательств, выполняющихся из заднего доступа. 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 цервикоспондилодеза – ПМЦС клетками с дополнительной фиксацией пластиной, ЗЦС с помощью фиксации металлоконструкций к суставным массам шейных позвонков и комбинированного переднезаднего цервикоспондилодеза с помощью вышеперечисленных устройств на протяжении С3/5 и С3/6, а также их влияния на смежные ПДС [20]. Увеличение объёма движений на уровне смежного краниального ПДС С3-4 авторы 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 [32]. 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.

В отличие от вышеприведенных первоисточников, проведенное нами исследование позволило выявить определённые закономерности изменения внутреннего напряжения в смежных сегментах ФМ после моделирования двух вариантов ЗЦС, в том числе и разработанного нами. Полученные данные свидетельствуют о наиболее благоприятном влиянии на смежные сегменты того варианта ЗЦС, который позволяет добиться моделирования и сохранения формы ССК, близкого к естественному сегментарному ПШК в норме. Вторым принципиальным отличием проведенного нами исследования являлась 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 спрогнозировать возможные 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 трансартрикулярного мостовидного ЗЦС проволокой для осуществления транссегментарной фиксации шейных позвонков, а также создания и сохранения сагиттального контура на протяжении двух сегментов ФМ ШОП. С другой стороны, полученные нами данные не только согласовываются с отдельными немногочисленными сообщениями о необходимости сохранения сегментарного ПШК при выполнении операций на ШОП и взаимосвязи выпрямления ПШК с возникновением и прогрессированием дегенеративных изменений на смежных ПДС [37, 48], но и позволяют впервые получить экспериментальные доказательства этой взаимосвязи.

Выводы.

1. После моделирования бисегментарного ЗЦС C5/7 изменение внутреннего напряжения имеет место в смежных сегментах C4-5 и C7-Th1 в обеих ситуациях, по сравнению с интактной ФМ ШОП. В ситуации Пб 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 шейных ПДС.

2. Наиболее пропорционального перераспределения внутреннего напряжения в смежных сегментах можно добиться при соблюдении условия воссоздания сегментарного сагиттального контура, близкого к естественному ПШК. 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.

3. Наиболее неблагоприятное воздействие на смежные сегменты оказывает ЗЦС, который приводит к выпрямлению ССК. К таким вариантам ЦС можно отнести бисегментарный ЗЦС с

помощью пластин, характеризующихся жёстко заданными отверстиями для проведения винтов.

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

ЛИТЕРАТУРА:

1. Барыш А.Е. Обоснование заднего спондилодеза в хирургическом лечении поврежденных шейного отдела позвоночника: дис. ... кандидата мед. наук: 14.01.20 / 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 напряжённый трансартрикулярный цервикоспондилодез / А.Е.Барыш // Ортопед. травматол. – 2008. – № 2. – С. 44-55.
4. Бублик Л.О. Ускладнені ускладнення 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. 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.
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 «Ортопедия и травматология» / С.А.Хмызов. – Харьков, 2004. – 36 с.
8. Abumi K. Cervical pedicle screw fixation. The cervical spine surgery atlas. 2nd ed. / K.Abumi, H.Itoh, Y.Kotani; H.N.Herkowitz, ed. – Philadelphia-Tokyo: Lippincott Williams & Wilkins, 2004. – P. 411-422.
9. 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.
10. Albert T.J. Postlaminectomy kyphosis / T.J.Albert, A. Vaccaro // Spine. – 1998. – Vol. 23, № 24. – P. 2738-2745.
11. An H.S. Surgery of the cervical spine / H.S.An, J.M.Simpson, ed. – Baltimore-Tokyo: Martin Dunitz Limited, 1994. – 432 p.
12. 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.
13. 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.
14. Benzel E.C. Biomechanics of spine stabilization: principles and clinical practice / E.C.Benzel. – New York-Toronto: McGraw-Hill, Inc., 1995. – 278 p.
15. Bozkus H. Biomechanical analysis of rigid stabilization techniques for three-column injury in the lower cervical spine / H.Bozkus, C.P.Ames, R.H.Chamberlain, et al. // Spine. – 2005. – Vol. 30, № 8. – P. 915-922.
16. 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.

17. 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.
18. 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.
19. 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. – новая физическая модель
20. 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.
21. Dvořák J. Halswirbelsäule: diagnostik und therapie / J.Dvořák, D.Grob. – Stuttgart-New York: Thieme, 1999. – 258 p.
22. 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.
23. Espinoza-Larios A. Biomechanical comparison of two-level cervical locking posterior screw/rod and hook/rod techniques // A.Espinoza-Larios, C.P.Ames, R.H.Chamberlain, et al. // Spine J. – 2007. – Vol. 7, № 2. – P. 194-204.
24. 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.
25. Geck M.J. Surgical options for the treatment of cervical spondylotic myelopathy // M.J.Geck, F.J.Eismont // Orthop. Clin. North Am. – 2002. – Vol. 33, № 2. – P. 329-348.
26. 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.
27. Guigui P. Static and dynamic changes of the cervical spine after laminectomy for cervical spondylotic myelopathy / P.Guigui, C.Lefevre, B.Lassale, A.Deburge // Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot. – 1998. – Vol. 84, № 1. – P. 17-25.
28. Hart R. Comparison of stiffness and failure load of two cervical spine fixation techniques in an in vitro human model / R.Hart, J.Gillard, S.Prem, et al. // J. Spinal Disord. Tech. – 2005. – Vol. 18, Suppl. 1. – P. S115-118.
29. Hilibrand A.S. The success of anterior arthrodesis adjacent to a previous fusion / A.S.Hilibrand, J.U.Yoo, G.D.Carson, H.H.Bohlman // Spine. – 1997. – Vol. 22, № 14. – P. 1574-1579.
30. 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.
31. 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.
32. 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.
33. Komotar R.J. Surgical management of cervical myelopathy: indications and techniques for laminectomy and fusion // R.J.Komotar, J.Mocco, M.G.Kaiser // Spine J. – 2006. – Vol. 6, № 6 (Suppl.). – P. S252-267.
34. 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.
35. Louis R. Surgery of the spine: surgical anatomy and operative approaches / R.Louis. – Berlin-Heidelberg-New York, 1983. – 329 p.
36. 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.
37. 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.
38. Panjabi M.M. Cervical spine models for biomechanical research / M.M.Panjabi // Spine. – 1998. – Vol. 23, № 24. – P. 2684-2700.
39. 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.
40. 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.
41. 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.
42. 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.
43. Shekhon L.H. Posterior cervical decompression and fusion for circumferential spondylotic cervical stenosis: review of 50 consecutive cases / L.H.Shekhon // J. Clin. Neurosci. – 2006. – Vol. 13, № 1. – P. 22-30.
44. Shinomiya K. An analysis of failures in primary cervical anterior spinal cord decompression and fusion / K.Shinomiya, A.Okamoto, M.Kamikozuru, et al. // J. Spinal Disord. – 1993. – Vol. 6, № 4. – P. 277-288.
45. Schmidt R. Effect of constrained posterior screw and rod systems for primary stability: biomechanical in vitro comparison of various instrumentations in a single-level corpectomy model / R.Schmidt, H.J.Wilke, L.Claes, et al. // Eur. Spine. – 2005. – Vol. 14, № 4. – P. 372-380.
46. 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.
47. Tankson C. Posterior cervical instrumentation / C.Tankson, N.B.Chutkan // Orthopedics. – 2006. – Vol. 29, № 8. – P. 695-700.
48. 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.
49. 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.
50. Wada E. Subtotal corpectomy versus laminoplasty for multilevel cervical spondylotic myelopathy: a long-term follow-up study over 10 years / E.Wada, S.Suzuki, A.Kanazawa, et al. // Spine. – 2001. – Vol. 26, № 13. – P. 1443-1447.
51. White A.A. Clinical biomechanics of the spine. 2nd ed. / A.A.White, M.M.Panjabi. – Philadelphia: J.B.Lippincott Co., 1990. – 699 p.
52. 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.

Надійшла 15.02.2009 р.
Рецензент: проф. В.І.Лузін