



ВЛИЯНИЕ ДИНАМИЧЕСКОЙ ФИКСАЦИИ ПОЯСНИЧНЫХ ПОЗВОНОЧНЫХ СЕГМЕНТОВ НА ИХ ПОДВИЖНОСТЬ

А.Е. Симонович¹, С.П. Маркин¹, Х.А. Нуралиев², И.И. Снежков³

¹Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии

²Узбекский НИИ травматологии и ортопедии

³Сибирский государственный университет путей сообщения, Новосибирск

Цель исследования. Сравнительная оценка влияния динамических имплантатов COFLEX, DIAM и DYNESYS на подвижность поясничных позвоночных сегментов *in vitro*.

Материал и методы. Работа выполнена на 15 не подвергшихся заморозке препаратах позвоночника человека (по пять сегментов L₂–L₃, L₃–L₄ и L₄–L₅). Мышечные ткани удаляли, но связочный аппарат, дугоотростчатые суставы и межпозвоночный диск оставляли интактными. Для изучения подвижности сегмента использовали устройство с тензометрическими датчиками, позволяющее регистрировать прикладываемую силу и линейные перемещения позвонка по трем взаимоперпендикулярным осям. Определяли диапазон линейных флексионно-экстензионных и боковых движений позвонков между нагрузками -120 и +120 Н, а также величину нейтральной зоны. Измерения проводили на интактных сегментах после частичной резекции элементов заднего опорного комплекса и после установки динамических имплантатов.

Результаты. Установка имплантатов COFLEX привела к уменьшению диапазона линейных флексионно-экстензионных движений на 57 %, DIAM — на 32 % и DYNESYS — на 69 %. Все три имплантата уменьшали объем флексионных движений в сагиттальной плоскости соответственно на 70, 57 и 87 %. Линейную экстензионную подвижность существенно снижали имплантаты COFLEX и DYNESYS и незначительно — DIAM. При боковых наклонах существенное уменьшение диапазона движений на 25 % было выявлено только при применении системы DYNESYS.

Заключение. Межкостистые имплантаты COFLEX и DIAM ограничивают движения позвонков только в сагиттальной плоскости, тогда как транспедикулярная система DYNESYS уменьшает подвижность позвоночного сегмента и во фронтальной плоскости.

Ключевые слова: сегментарная подвижность, задняя динамическая фиксация, межкостистые имплантаты.

THE INFLUENCE OF DYNAMIC FIXATION ON LUMBAR SEGMENTAL MOBILITY

A.E. Simonovich, S.P. Markin, Kh.A. Nuraliev, I.I. Snezhkov

Objective. Comparative assessment of the influence of dynamic implants COFLEX, DIAM, and DYNESYS on a mobility of lumbar spinal segments *in vitro*.

Material and Methods. Fifteen unfrozen human spine specimens each including L₂–L₃, L₃–L₄, and L₄–L₅ segments were studied. Muscle tissues were removed, while ligaments, facet joints, and intervertebral disc were retained. Segmental motion was tested using a device equipped with tensometric sensors recording the applied force and linear motion of vertebra along three mutually perpendicular axes. The range of linear flexion/extension and lateral motions of vertebrae was measured under the load of -120 to +120 N, and the size of neutral region was determined. Measurements were performed at intact segment after resection of posterior supporting complex, and after placement of dynamical implants.

Results. The range of linear flexion/extension motion was reduced by 57 % in specimens with COFLEX, by 32 % — with DIAM, and by 69 % — with DYNESYS implants. All three devices decreased the volume of flexion in a sagittal plane — by 70, 57, and 87 %, respectively. Linear extension was significantly reduced by COFLEX and DYNESYS, and insignificantly — by DIAM. Essential decrease in motion range in lateral bending (25 %) was detected only in specimens with DYNESYS implant.

Conclusion. Interspinous implants COFLEX and DIAM limit the motion of spinal segment only in a sagittal plane, though transpedicular system DYNESYS reduces it in sagittal and coronal planes.

Key Words: segmental motion, posterior dynamic fixation, interspinous implants.

Hir. Pozvonoc. 2008;(4):30–36.

Существует множество различных методов хирургического лечения дегенеративных стенозов позвоночного канала. Наиболее часто используются декомпрессионные операции [2, 3, 13, 19, 23]. Одним из главных недостатков декомпрессионных операций является возможность развития нестабильности в послеоперационном периоде, которая может быть следствием продолжающейся дегенерации сегмента, дестабилизирующего эффекта операции или комбинации этих факторов [6–8, 14, 16]. Межтеловой спондилодез и ригидная транспедикулярная фиксация — золотой стандарт хирургического лечения сегментарной нестабильности [9, 35]. Однако некоторые недостатки и побочные эффекты спондилодеза, такие, как ускоренная дегенерация смежных сегментов, потенциально высокий риск развития осложнений, способствовали поиску и разработке динамических систем стабилизации [21]. К настоящему времени разработано большое количество динамических имплантатов, предназначенных для обеспечения достаточной стабильности в оперируемом сегменте при сохранении в нем подвижности. Методы динамической фиксации находятся в стадии изучения, и показания к их применению определены не достаточно четко [4, 29]. Тем не менее неко-

торые виды динамических имплантатов получили широкое распространение в клинической практике. Они имеют значительные конструктивные отличия и изготовлены из различных материалов. Однако остается не изученным, влияют ли эти различия на биомеханику позвоночника.

Цель исследования — сравнительная оценка влияния динамических имплантатов COFLEX, DIAM и DYNESYS на подвижность поясничных позвоночных сегментов *in vitro*.

Материал и методы

Имплантаты. Имплантат COFLEX (рис. 1а) представляет собой U-образную пружину из титанового сплава с двумя парами крепежных элементов, которые фиксируют конструкцию к остистым отросткам. Имплантат DIAM (рис. 1б) изготовлен из силикона, покрытого лавсановой оболочкой с двумя крепежными лигатурами. Система DYNESYS (рис. 1в) состоит из титановых педикулярных винтов и упругоэластических элементов (полых поликарбонатуретановых спейсеров), внутри которых проходят тензионные корды, изготовленные из полиэтилентерефталата.

Препараты. Изучение подвижности позвоночных сегментов проведено на не подвергавшихся заморозке трупных препаратах позвоночника человека. В работе использовано по пять поясничных сегментов L₂–L₃, L₃–L₄ и L₄–L₅. Препараты извлекали единым блоком. При их визуальной оценке каких-либо грубых нарушений анатомии позвоночника, обусловленных травмой, опухолевым поражением или аномалиями развития, выявлено не было. С позвонков удаляли мышечные ткани, при этом все остальные стабилизирующие структуры — связки, межпозвоночный диск, дугоотростчатые суставы с их капсулами оставались сохранными.

Измерение сегментарной подвижности. Исследование проводили с использованием разработанного нами устройства для измерения подвижности позвоночного сегмента в экспериментальных условиях (рис. 2).

Устройство состоит из трех переносных блоков: механического, приборного и тензометрического динамометра. Механический блок содержит струбцину для крепления нижнего позвонка испытуемого позвоночного сегмента и измеряющий элемент, выполненный в виде подпружиненной



Рис. 1

Имплантаты для динамической фиксации поясничного отдела позвоночника: а — COFLEX; б — DIAM; в — DYNESYS



Рис. 2

Устройство для измерения подвижности позвоночного сегмента

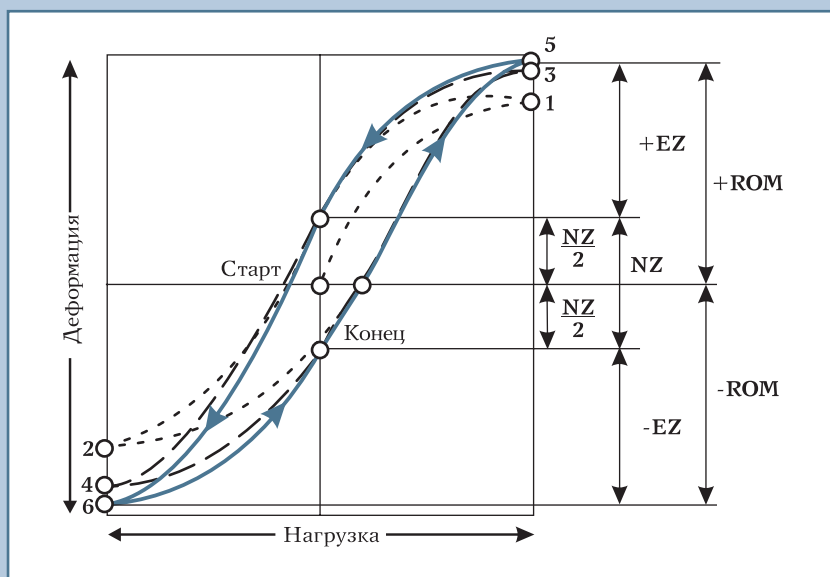


Рис. 3

Зависимость деформации от нагрузки [17]:

NZ – нейтральная зона;

EZ – эластическая зона;

ROM – диапазон движений;

--- первый цикл нагрузок (конечные точки графика 1, 2);

--- второй цикл нагрузок (конечные точки графика 3, 4);

— третий цикл нагрузок, в ходе которого определяются параметры NZ и ROM

спицы, которая одним концом вкалывается в верхний позвонок исследуемого сегмента, а другим – соединена с основанием при помощи ползуна, в результате чего имеет возможность перемещения по направляющим на корпусе. Измеряющий элемент содержит три тензометрических датчика, которые регистрируют линейные перемещения по трем взаимоперпендикулярным осям: вертикальной, фронтальной и сагиттальной. Динамометр содержит откалиброванный в ньютонах тензометрический датчик. Показания четырех каналов (один канал – приложенная сила и три канала – величина перемещения) считываются с усилителя приборным блоком с частотой 1000 раз в секунду. Таким образом, устройство позволяет в режиме реального времени одновременно регистрировать силу, прикладываемую к сегменту, и линейные перемещения в нем. Для каждого направления движений (флексия – экстензия, боковые наклоны вправо и влево) выполнялось по три цикла нагрузки и разгрузки с силой 120 N. В соответствии с рекомендованными международными критериями испытаний спинальных имплантатов [33], первые два цикла нагрузки служили для устранения ригидности вязкоэластической системы, во время третьего цикла производилась регистрация данных (рис. 3).

Регистрировали диапазон движений и величину нейтральной зоны двигательных сегментов. Диапазон движений – ROM (англ. *range of motion*) определяли как линейное перемещение между нагрузками -120 и +120 N. Для флексивно-экстензионных движений, кроме общего диапазона, были рассчитаны также изолированные флекссионные и экстензионные компоненты ROM [16].

Нейтральная зона – NZ (англ. *neutral zone*) двигательного сегмента служит критерием, применяемым для описания сегментарной нестабильности [16]. NZ определяли как величину линейных смещений в сегменте после прекращения нагрузок [28].

Измерения для каждого позвоночного сегмента проводили при

его интактном состоянии, после частичной резекции элементов заднего опорного комплекса (надостистой, межостистой и желтой связок, краев дужек, половины нижних суставных отростков) и после установки каждого из трех видов динамических имплантатов. При проведении исследований препараты поддерживались в увлажненном состоянии путем орошения физиологическим раствором.

Статистический анализ проводили с использованием пакетов «Microsoft Excel», «Statsoft Statistica 7.0» и программного обеспечения, реализованного в рамках работы над проектом. Использовали методы непараметрической статистики (t-критерий для сравнения групп), методы описательной статистики (вычисление средних величин, дисперсии, определение доверительных интервалов, определение уровня значимости полученных результатов).

Результаты

Диапазон линейных движений в интактных позвоночных сегментах составил $6,0 \text{ мм} \pm 1,1 \text{ мм}$ при флексии – экстензии и $4,3 \text{ мм} \pm 1,1 \text{ мм}$ при боковых наклонах. После частичной резекции задних структур статистически существенных изменений диапазона движений не отмечено. Установка динамических имплантатов во всех случаях привела к существенному уменьшению диапазона флексивно-экстензионных движений (рис. 4).

Наиболее выраженный фиксирующий эффект отмечен при использовании системы DYNESYS, установка которой снизила суммарную флексивно-экстензионную подвижность в сегменте по сагиттальной оси в среднем на 69%, тогда как при использовании имплантатов COFLEX подвижность уменьшилась на 57%, а имплантатов DIAM – на 32% ($P < 0,05$).

Раздельная оценка сегментарной подвижности при флексии и экстензии показала, что имплантаты COFLEX, DIAM и DYNESYS значительно уменьшали диапазон флексивных движений по сагиттальной оси, тогда

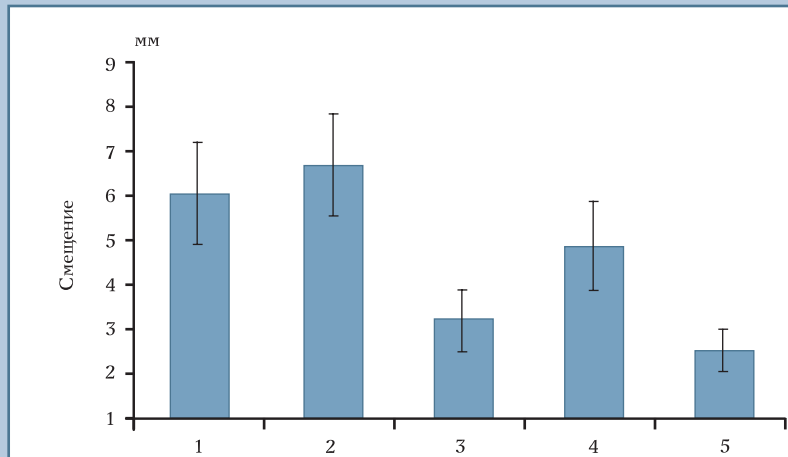


Рис. 4

Линейная подвижность позвоночного сегмента в сагиттальной плоскости при флексии – экстензии (диапазон движений):

- 1 – интактный сегмент;
- 2 – после частичной резекции задних структур;
- 3 – фиксация имплантатом COFLEX;
- 4 – фиксация имплантатом DIAM;
- 5 – фиксация имплантатом DYNESYS

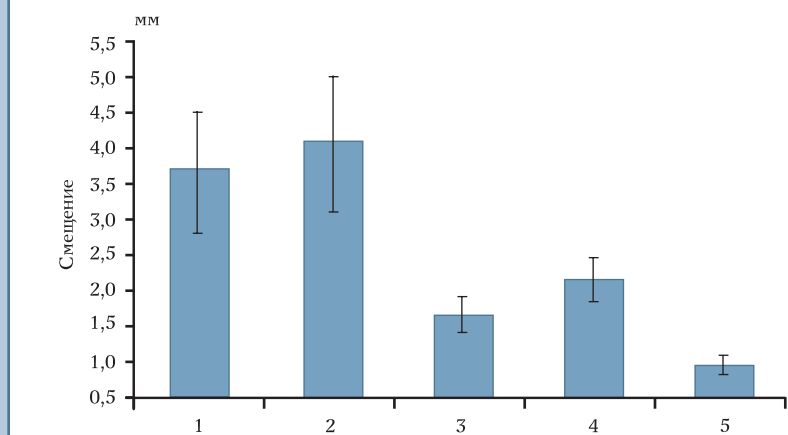


Рис. 5

Линейная подвижность позвоночного сегмента в сагиттальной плоскости при изолированной флексии (диапазон движений):

- 1 – интактный сегмент;
- 2 – после частичной резекции задних структур;
- 3 – фиксация имплантатом COFLEX;
- 4 – фиксация имплантатом DIAM;
- 5 – фиксация имплантатом DYNESYS

как диапазон экстензионных движений снижался после установки COFLEX и DYNESYS и не изменялся при использовании имплантатов DIAM (рис. 5, 6).

При боковых наклонах статистически существенное уменьшение диапазона движений на 25% ($P = 0,014$) было выявлено только при применении системы DYNESYS.

Установлено, что выполнявшаяся в наших экспериментах частичная резекция задних структур позвонков вела к некоторому увеличению нейтральной зоны при флексионно-экстензионных движениях и при боковых наклонах. Применение имплантатов COFLEX и DIAM существенно не влияло на величину нейтральной зоны при флексионно-экстензионных движениях и боковых наклонах. Вместе с тем установка системы DYNESYS уменьшала при флексионно-экстензионных движениях нейтральную зону, не оказывая существенного влияния на ее величину при боковых наклонах (рис. 7).

Обсуждение

Стеноз позвоночного канала является одним из частых показаний к операциям на поясничном отделе позвоночника [1, 5, 9]. При этом в течение многих лет остается нерешенной проблема выбора между декомпрессивными и декомпрессивно-стабилизирующими вмешательствами. В последние годы разработаны концептуально новые методы задней динамической фиксации позвоночных сегментов с использованием межостистых и транспедикулярных конструкций. [5]. К первой группе относятся имплантаты X-STOP, COFLEX, DIAM, Wallis, ко второй – транспедикулярные системы DYNESYS, TOPS, DSS и др. Однако известно лишь небольшое количество литературных источников, содержащих сведения о биомеханическом поведении динамических имплантатов. Большая часть этих работ основана на изучении конструкций X-STOP [15, 26, 34] и DYNESYS [12, 18, 22, 24, 25]. Публикаций, посвященных

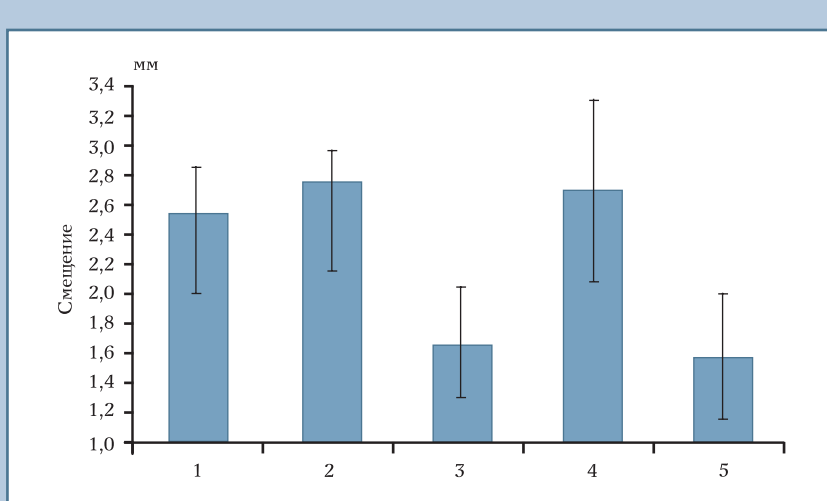


Рис. 6

Линейная подвижность позвоночного сегмента в сагиттальной плоскости при изолированной экстензии (диапазон движений):

- 1 – интактный сегмент;
- 2 – после частичной резекции задних структур;
- 3 – фиксация имплантатом COFLEX;
- 4 – фиксация имплантатом DIAM;
- 5 – фиксация имплантатом DYNESYS

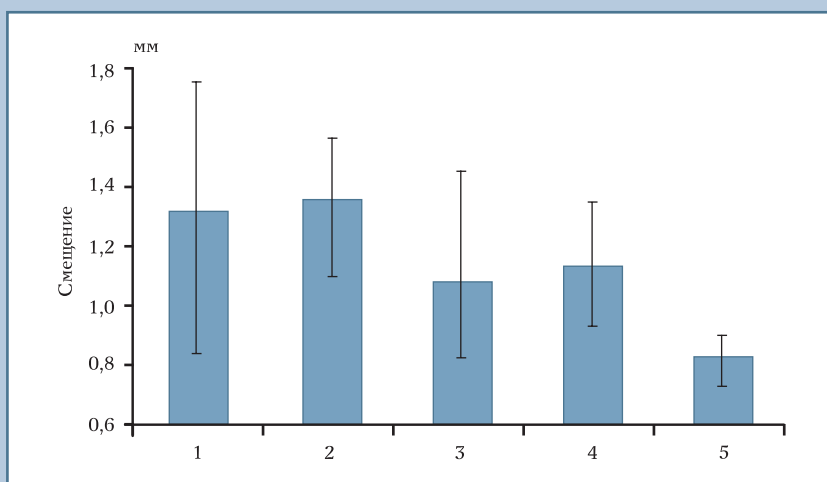


Рис. 7

Линейная подвижность позвоночного сегмента в сагиттальной плоскости при флексии – экстензии (нейтральная зона):

- 1 – интактный сегмент;
- 2 – после частичной резекции задних структур;
- 3 – фиксация имплантатом COFLEX;
- 4 – фиксация имплантатом DIAM;
- 5 – фиксация имплантатом DYNESYS

сравнению биомеханических эффектов межостистых и транспедикулярных динамических фиксаторов, нами не обнаружено.

В нашем исследовании проведена сравнительная оценка стабилизирующего эффекта трех динамических имплантатов на основании измерения *in vitro* линейной подвижности сегментов поясничного отдела позвоночника. Для исследования подвижности использовали срезающие силы ± 120 N без преднагрузки, что соответствует рекомендациям по изучению поясничного отдела позвоночника *in vitro* [31]. Хотя это и не дает идеального отображения реальных физиологических условий, однако вполне соответствует принятым международным рекомендациям и стандартам [10, 11, 20, 32, 33].

Установка конструкций COFLEX, DIAM и DYNESYS приводила к уменьшению суммарного диапазона флексивно-экстензионных движений, причем стабилизирующий эффект применения системы DYNESYS был наиболее выраженным. Имплантаты COFLEX и DYNESYS ограничивали не только изолированную флексию, но, в отличие от DIAM, и экстензию. DYNESYS, кроме того, значительно ограничивал и боковые наклоны. Fuchs et al. [6] отметили увеличение диапазона флекссионных угловых движений и аксиальной ротации, а также тенденцию к увеличению ROM при экстензии и боковых наклонах после двусторонней полной фасетэктомии. Наши результаты показали несущественное увеличение диапазона флексивно-экстензионных линейных движений после частичной резекции задних структур позвонков. Эти различия можно объяснить как меньшим объемом резекции суставных отростков в нашем исследовании, так и тем, что мы изучали линейную подвижность сегментов, которая в меньшей степени зависит от сохранности задних структур.

Tsai et al. [27] обнаружили существенное уменьшение диапазона суммарной флексивно-экстензионной сегментарной подвижности после

фиксации L₄–L₅ имплантатом COFLEX. Однако они не изучали изолированную подвижность при флексии и экстензии. При исследовании боковых наклонов авторы обнаружили тенденцию к увеличению ROM при использовании имплантата COFLEX. Они интерпретировали этот факт как «не особенно соответствующую находку», считая, что межостистый имплантат не должен влиять на боковые наклоны. Подобный эффект описали Fuchs et al. [6], отметившие увеличение ROM при боковых наклонах в сегментах L₃–L₄ после установки имплантата X-STOP. В нашем исследовании при установке имплантата DIAM также выявлена тенденция к увеличению диапазона движений и NZ при боковых наклонах, что можно объяснить дистракционным разобщением суставных отростков, возникающим при установке межостистого имплантата. В случае с имплантатом COFLEX этот механизм, по-видимому, нивелируется плотной фиксацией к остистым отросткам крепежных элементов имплантата.

Согласно литературным данным [6, 15], межостистый имплантат X-STOP уменьшает ROM при флексии — экстензии. Это вполне соответствует результатам наших экспериментов с имплантатами COFLEX и DIAM. Вместе с тем выявлено, что DIAM существенно не влияет на линейную подвижность сегмента при изолированной экстензии, что можно объяснить малым сопротивлением силикона нагрузкам.

Ранее сообщалось, что X-STOP значительно уменьшает нагрузку на дугоотростчатые суставы при экстензии и существенно разгружает межпозвоноковый диск в нейтральном положении и при экстензии [26, 34]. Подобные эффекты можно ожидать и после установки других межостистых конструкций, в том числе имплантатов COFLEX и DIAM. Сообщения в литературе о влиянии X-STOP на изолированную флексию противоречивы. Хотя Fuchs et al., Lindsey et al. [6, 15] нашли существенное уменьшение флексии, Wilke et al. [30] описали лишь незначительное влияние на флекссионную

подвижность. Отсутствие ограничения флексии при использовании имплантата X-STOP может быть обусловлено ослаблением межостистой связки, возникающим при имплантации, и отсутствием компенсирующих механизмов стабилизации, таких, как лигаменты у DIAM или крепежные элементы COFLEX. Применение COFLEX и DIAM, согласно полученным нами данным, существенно уменьшает изолированную флекссионную подвижность позвоночных сегментов. Система DYNESYS, в отличие от межостистых имплантатов, ограничивает сегментарную подвижность не только в сагиттальной, но и во фронтальной плоскости.

Стабилизирующий эффект применения DYNESYS проявлялся не только ограничением сегментарной подвижности, но и уменьшением величины нейтральной зоны. После установки имплантатов COFLEX и DIAM при флексии — экстензии отмечена лишь тенденция к уменьшению нейтральной зоны, тогда как после фиксации сегментов системой DYNESYS — существенное ее уменьшение. Полученные результаты соответствуют данным Niosi et al. [17]. При боковых наклонах динамические имплантаты существенно не изменяли величину нейтральной зоны, хотя тенденция к ее уменьшению отмечена при использовании имплантатов DYNESYS и COFLEX.

Заключение

Результаты проведенных исследований показали, что применение динамических имплантатов COFLEX, DIAM и DYNESYS существенно уменьшает диапазон линейных движений в сагиттальной плоскости. Наиболее выраженным стабилизирующим воздействием обладает система DYNESYS, которая, в отличие от межостистых имплантатов COFLEX и DIAM, ограничивает подвижность не только в сагиттальной, но и во фронтальной плоскости. С учетом особенностей имплантатов они могут быть использованы для стабилизации позвоночных сегментов в различных клинических и биомеханических ситуациях.

Литература

1. **Aalto T.J., Malmivaara A., Kovacs F., et al.** Preoperative predictors for postoperative clinical outcome in lumbar spinal stenosis: systematic review // *Spine*. 2006. Vol. 31. P. E648–E663.
2. **Benini A.** [Lumbar spinal stenosis. An overview 50 years following initial description] // *Orthopade*. 1993. Vol. 22. P. 257–266. German.
3. **Benini A.** [Stenosis of the lumbar spinal canal. Pathophysiology, clinical aspects and therapy] // *Orthopade*. 1997. Vol. 26. P. 503–514. German.
4. **Christie S.D., Song J.K., Fessler R.G.** Dynamic interspinous process technology // *Spine*. 2005. Vol. 30. Suppl. 16. P. S73–S78.
5. **Ciol M.A., Deyo R.A., Howell E., et al.** An assessment of surgery for spinal stenosis: time trends, geographic variations, complications, and reoperations // *J. Am. Geriatr. Soc.* 1996. Vol. 44. P. 285–290.
6. **Fuchs P.D., Lindsey D.P., Hsu K.Y., et al.** The use of an interspinous implant in conjunction with a graded facetectomy procedure // *Spine*. 2005. Vol. 30. P. 1266–1272.
7. **Fujiwara A., Lim T.H., An H.S., et al.** The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine // *Spine*. 2000. Vol. 25. P. 3036–3044.
8. **Fujiwara A., Tamai K., An H.S., et al.** The relationship between disc degeneration, facet joint osteoarthritis, and stability of the degenerative lumbar spine // *J. Spinal Disord.* 2000. Vol. 13. P. 444–500.
9. **Gibson J.N., Waddell G.** Surgery for degenerative lumbar spondylosis: updated Cochrane review // *Spine*. 2005. Vol. 30. P. 2312–2320.
10. **Goel V.K., Panjabi M.M.** A new standard guide for the testing of spinal implant constructs, Part I: Guide for the multidirectional instability evaluation of the construct // *ASTM* (draft version). 1992. Vol. 6. P. 1–9.
11. **Goel V.K., Panjabi M.M., Patwardhan A.G., et al.** Test protocols for evaluation of spinal implants // *J. Bone Joint Surg. Am.* 2006. Vol. 88. Suppl. 2. P. 103–109.
12. **Grob D., Benini A., Junge A., et al.** Clinical experience with the Dynesys semirigid fixation system for the lumbar spine: surgical and patient-oriented outcome in 50 cases after an average of 2 years // *Spine*. 2005. Vol. 30. P. 324–331.
13. **Gunzburg R., Szpalski M.** The conservative surgical treatment of lumbar spinal stenosis in the elderly // *Eur. Spine J.* 2003. Vol. 12. Suppl. 2. P. S176–S180.
14. **Кнауб М.А., Won D.S., McGuire R., et al.** Lumbar spinal stenosis: indications for arthrodesis and spinal instrumentation // *Instr. Course Lect.* 2005. Vol. 54. P. 313–319.
15. **Lindsey D.P., Swanson K.E., Fuchs P., et al.** The effects of an interspinous implant on the kinematics of the instrumented and adjacent levels in the lumbar spine // *Spine*. 2003. Vol. 28. P. 2192–2197.
16. **Mimura M., Panjabi M.M., Oxland T.R., et al.** Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine // *Spine*. 1994. Vol. 19. P. 1371–1380.
17. **Niosi C.A., Zhu Q.A., Wilson D.C., et al.** Biomechanical characterization of the three-dimensional kinematic behaviour of the Dynesys dynamic stabilization system: an in vitro study // *Eur. Spine J.* 2006. Vol. 15. P. 913–922.
18. **Putzier M., Schneider S.V., Funk J., et al.** [Application of a dynamic pedicle screw system (DYNESYS) for lumbar segmental degenerations: comparison of clinical and radiological results for different indications] // *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 2004. Vol. 142. P. 166–173. German.
19. **Rompe J.D., Eysel P., Zollner J., et al.** Degenerative lumbar spinal stenosis. Long-term results after undercutting decompression compared with decompressive laminectomy alone or with instrumented fusion // *Neurosurg. Rev.* 1999. Vol. 22. P. 102–106.
20. **Schmoelz W., Huber J.F., Nydegger T., et al.** Influence of a dynamic stabilisation system on load bearing of a bridged disc: an in vitro study of intradiscal pressure // *Eur. Spine J.* 2006. Vol. 15. P. 1276–1285.
21. **Schmoelz W., Huber J.F., Nydegger T., et al.** Dynamic stabilization of the lumbar spine and its effects on adjacent segments: an in vitro experiment // *J. Spinal Disord. Tech.* 2003. Vol. 16. P. 418–423.
22. **Schnake K.J., Schaeren S., Jeanneret B.** Dynamic stabilization in addition to decompression for lumbar spinal stenosis with degenerative spondylolisthesis // *Spine*. 2006. Vol. 31. P. 442–449.
23. **Schulte T.L., Bullmann V., Lerner T., et al.** Lumbar spinal stenosis // *Orthopade*. 2006. Vol. 35. P. 675–692.
24. **Schwarzenbach O., Berlemann U., Stoll T.M., et al.** Posterior dynamic stabilization systems: DYNESYS // *Orthop. Clin. North Am.* 2005. Vol. 36. P. 363–372.
25. **Stoll T.M., Dubois G., Schwarzenbach O.** The dynamic neutralization system for the spine: a multi-center study of a novel non-fusion system // *Eur. Spine J.* 2002. Vol. 11. Suppl.2. P. S170–S178.
26. **Swanson K.E., Lindsey D.P., Hsu K.Y., et al.** The effects of an interspinous implant on intervertebral disc pressures // *Spine*. 2003. Vol. 28. P. 26–32.
27. **Tsai K.J., Murakami H., Lowery G.L., et al.** A biomechanical evaluation of an interspinous device (Coflex) used to stabilize the lumbar spine // *J. Surg. Orthop. Adv.* 2006. Vol. 15. P. 167–172.
28. **White A.A., Panjabi M.M.** Clinical biomechanics of the spine. 2nd ed. Philadelphia, 1990.
29. **Whitesides T.E.Jr.** The effect of an interspinous implant on intervertebral disc pressures // *Spine*. 2003. Vol. 28. P. 1906–1907.
30. **Wilke H.J., Drumm J., Hussler K., et al.** Segmental stability and intradiscal pressure achieved with different interspinous implants // *Eur. Spine J.* 2006. Vol. 15. P. 1561–1632.
31. **Wilke H.J., Rohlmann F., Neidlinger-Wilke C., et al.** Validity and interobserver agreement of a new radiographic grading system for intervertebral disc degeneration: Part I. Lumbar spine // *Eur. Spine J.* 2006. Vol. 15. P. 720–730.
32. **Wilke H.J., Schmidt H., Werner K., et al.** Biomechanical evaluation of a new total posterior-element replacement system // *Spine*. 2006. Vol. 31. P. 2790–2796.
33. **Wilke H.J., Wenger K., Claes L.** Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants // *Eur. Spine J.* 1998. Vol. 7. P. 148–154.
34. **Wiseman C.M., Lindsey D.P., Fredrick A.D., et al.** The effect of an interspinous process implant on facet loading during extension // *Spine*. 2005. Vol. 30. P. 903–907.
35. **Zindrick M.R., Wiltse L.L., Widell E.H., et al.** A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine // *Clin. Orthop.* 1986. N 203. P. 99–112.

Адрес для переписки:

Симонович Александр Евгеньевич
630091, Новосибирск, ул. Фрунзе, 17,
НИИТО,
ASimonovich@niito.ru

Статья поступила в редакцию 22.08.2008