

УДК 531/534:57+612.7

ВЛИЯНИЕ СТАБИЛИЗАЦИИ НА ИЗМЕНЕНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК ЖЕСТКОСТИ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

С. Пежович*, С. Чотек*, Я. Филипак*, Р. Беджинский*, В. Ярмундович, И. Чарек****

*Division of Biomedical Engineering and Experimental Mechanics, Wrocław University of Technology, ul. Lukasiewicza, 7/9, 50-370 Wrocław, Poland, e-mail: celina.pezowicz@pwr.wroc.pl; sylwia.szotek@pwr.wroc.pl; jaroelaw.filipiak@pwr.wroc.pl; romuald.bedzinski@pwr.wroc.pl.

Отделение биомедицинской инженерии и экспериментальной механики, Вроцлавский университет технологии, Вроцлав, Польша

**Department of Neurosurgery, Wrocław Medical University, ul. Trągutta, 118, 50-420, Wrocław, Poland, e-mail: waldemar_szarek@op.pl.

Кафедра нейрохирургии, Вроцлавский медицинский университет, Вроцлав, Польша

Аннотация. Целью данной статьи было подробное изучение влияния межпозвоночной стабилизации в сегменте шейного отдела позвоночника на биомеханику этого отдела, в частности, на подвижные сегменты, примыкающие к точке введения дополнительной жесткости позвоночника. Исследование было проведено на сегментах шейного отдела трупов овец. Были исследованы неповрежденные позвоночника и позвоночника после внутренней стабилизации с использованием костных имплантатов и металлических пластин. Были проанализированы изменения по отношению к нагрузкам и изменению жесткости позвоночника.

Ключевые слова: шейный отдел позвоночника, модель животного, жесткость, методы стабилизации

Введение

Хирургическое лечение болезней шейного отдела позвоночника, таких как травма, спондилез или размягчение диска, быстро развивается. Однако при введении имплантата в позвоночник возникают проблемы, связанные с функционированием и использованием имплантата. Хотя имеются различные методы реконструкции поврежденных частей шейного отдела позвоночника или восстановления его стабильности, в настоящее время нет четких рекомендаций для использования передних или задних фиксаторов. Процедуры фиксации в основном выбираются на основе оценки клинической нестабильности. Поэтому исследования *in vitro* шейных имплантатов важны для определения влияния этих элементов на стабильность шейного отдела позвоночника и изменений в его жесткости, а также в способе восприятия нагрузок [12]. В связи с этим многочисленные сравнительные изучения соответствующих имплантатов проводились для определения, например, степени стабильности шейного отдела позвоночника или способности выдерживать

физиологические или предельные нагрузки при использовании конкретных имплантатов. Такие изучения проводились, в частности, авторами работ [3-8, 11].

Целью данной статьи является подробное изучение влияния межпозвонковой стабилизации в сегменте шейного отдела позвоночника на биомеханику этого отдела, в частности, на подвижные сегменты, примыкающие к точке введения дополнительной жесткости позвоночника. Значительный прогресс в методах операций и внедрение различных систем внутренней фиксации позвоночника с использованием металлических, углеродных и других имплантатов, и их широкое применение делают возможным проведение обширных операций позвоночника в случае его повреждения вследствие травмы, опухолевых или дегенеративных заболеваний. Развитие спондиллеза исключает жесткие сегменты позвоночника из двигательной цепи и, несомненно, оказывает влияние на увеличение перегрузки сегментов, прилежащих к месту жесткости.

В более поздний период после операции это вызывает появление перегрузки, нестабильности и дегенеративные изменения в сегментах, соседних к месту жесткости. Клинические наблюдения у пациентов после таких процедур подтверждают наличие боли в некоторых случаях и неврологические симптомы, связанные с этим процессом.

Таким образом, имеется необходимость изучения и оценки (в условиях *in vitro*) величин, влияющих на конкретные сегменты шейного отдела позвоночника – особенно на подвижные сегменты, примыкающие к месту избыточной жесткости позвоночника. Сравнение результатов исследований образцов из позвоночника при наличии спондиллеза и в контрольной группе (при отсутствии спондиллеза) будет являться основой, которая может помочь в создании математической модели биомеханической коррекции между различными способами фиксации шейного отдела позвоночника.

В настоящее время используются различные методы внутренней фиксации, некоторые – в связи с костными имплантатами.

Передняя стабилизация вывихов и переломов шейного отдела позвоночника, предпочитаемая многими авторами, не всегда обоснована [1, 9]. При биомеханическом анализе биомеханические свойства неповрежденного шейного отдела позвоночника определяются и сравниваются со свойствами для позвоночника с фиксацией.

Изменения, которые имеют место в элементах позвоночника, соседних к месту стабилизации, ранее не анализировались. Обычно исследуется разница между всей изучаемой неповрежденной частью позвоночника и этой же частью после внутренней стабилизации.

Цель этого исследования – определить изменения жесткости между неповрежденной и стабилизированной частями позвоночника и эволюцию процесса, возникающую выше и ниже места стабилизации.

Материалы и методы

В данном биомеханическом тестировании были использованы позвоночники, взятые у трупов овец. Свежие образцы трупов человека трудно получить для экспериментов *in vitro*, поэтому в анализе были использованы шейные отделы позвоночника овец. Шейный отдел позвоночника овцы рассматривается как хорошая модель шейного отдела позвоночника человека, что в основном связано со сравнимым лордозом шейного отдела [2]. На основании биомеханического подобия позвоночника овцы и человека [2, 10], делается предположение, что исследование шейного отдела позвоночника овцы может быть полезно как модель для хирургии диска или процесса лечения кости, а также служит альтернативой для анализа имплантатов позвоночника.

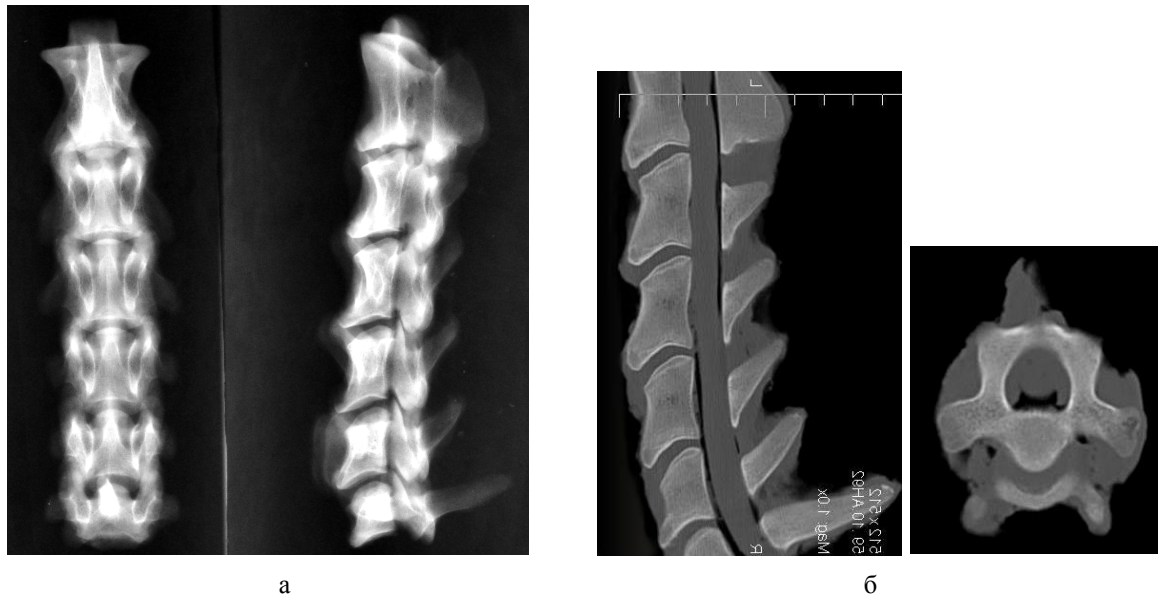


Рис. 1. Пример передней и боковой радиографии шейного отдела позвоночника овцы (а), изображение с помощью компьютерной топографии (б)

Для анализа были взяты 7 свежемороженых позвоночников из трупов овец (возраст овец, имеющих позвонки C2-C7, 4 года). Свежие позвонки были освобождены от мягких тканей, оставляя связки и суставные структуры. Шейные отделы позвоночников хранились при температуре -20°C вплоть до дня тестирования, когда они были оттаяны. Образцы держались обычно увлажненными физиологическим раствором в течение всего механического эксперимента. Весь биомеханический эксперимент был закончен через 5 часов после оттаивания [4]. Один образец был отвергнут, в результате чего были получены 6 образцов для исследования.

Исследование образцов с помощью рентгена и компьютерной топографии показало, что все они не имеют дегенеративных изменений, в них нет деформации или анатомических дефектов (рис. 1).

Верхнее и нижнее тела позвонков в образцах были смонтированы с помощью эфирной смолы в двух цилиндрических захватах в нейтральном вертикальном положении.

Все биомеханическое тестирование было проведено на одноосной машине для испытания материалов (*MTS 858 Mini Bionix Test System*) с помощью неразрушающего метода испытаний. Типы нагружения включали аксиальное сжатие (рис. 2а) и изгиб/выпрямление (рис. 2б).

Сжимающая нагрузка была приложена методом управляемого удара при скорости сжатия 20 мм/мин, причем образец был установлен вертикально. Предельное значение сжимающей нагрузки составляло $450 (SD \pm 64)$ Н для неповрежденного образца и $600 (SD \pm 86)$ Н для образца после стабилизации.

В местах изгиба и выпрямления была использована модифицированная система нагружения, в которой образец располагался горизонтально и имелась возможность неограниченного движения верхнего и нижнего позвонков в горизонтальной плоскости. Амплитудный угол был равен $+12^{\circ}$ для изгиба и -7° для выпрямления.

Каждый опыт проводился при циклическом приложении нагрузки, пока не было получено 7 петель нагружения. Для каждого образца были проведены два цикла нагружение-разгрузка, чтобы минимизировать вязкоупругие эффекты мягких тканей.

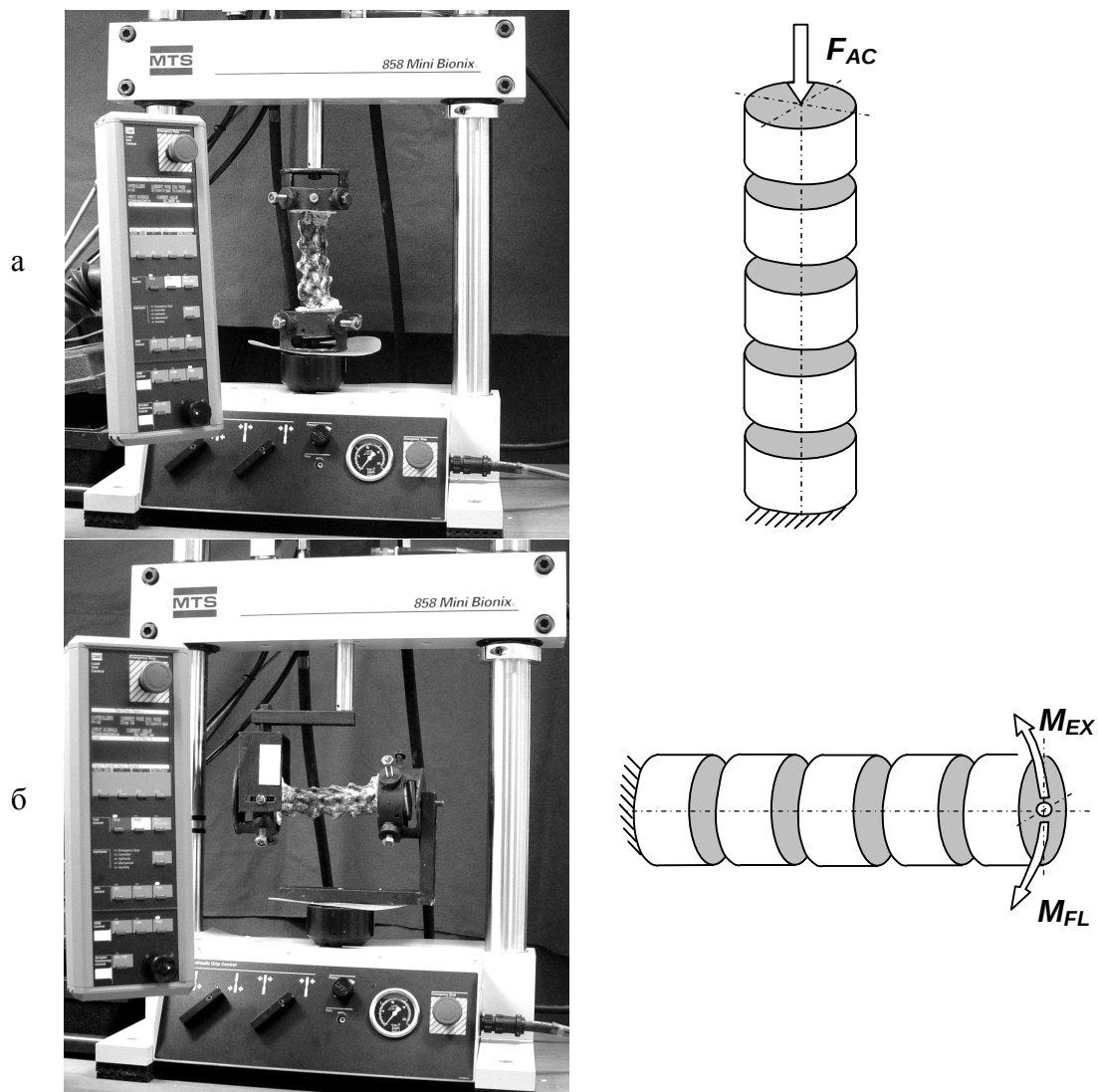


Рис. 2. Фотографии и схемы системы нагружения для: а) сжимающей нагрузки – F_{AC} , б) нагрузки изгиба/выпрямления – M_{FL}/M_{EX}

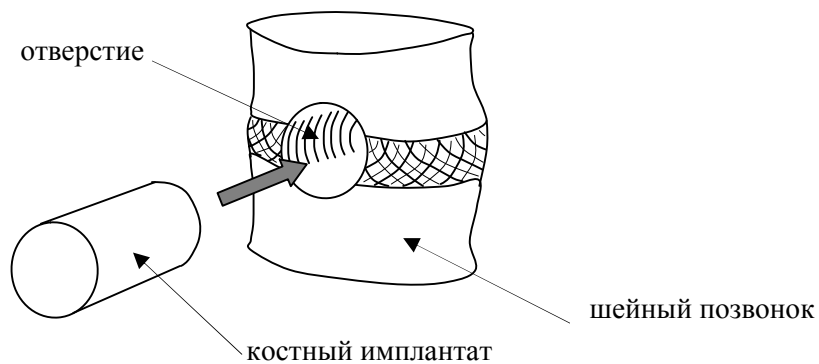


Рис. 3. Схема Cloward – метода

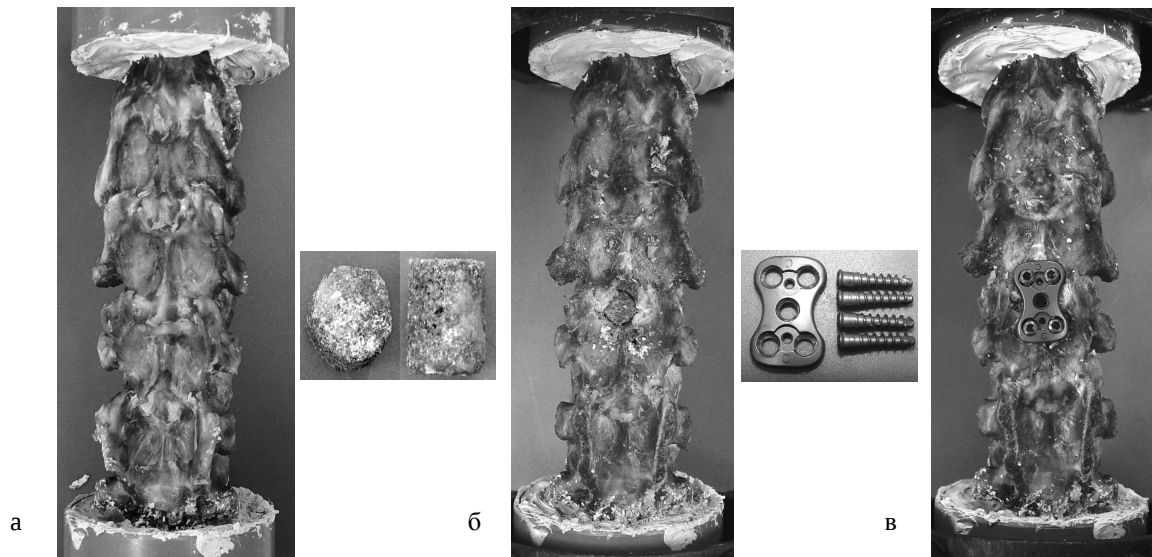


Рис. 4. Пример образцов из позвоночника овцы: а) физиологический, б) реконструированный образец с костным имплантатом, в) передняя позвонковая пластина

Нагружение сжатия было проведено до значения укорочения всей изучаемой части позвоночника, равного примерно 8 мм. Это значение было установлено с учетом величины уменьшенной высоты межпозвоночного диска изучаемого образца. В опытах изгиба и выпрямления шейный отдел позвоночника исследовали в диапазоне угла от 12° до -7° . Результаты в опытах сжатия и изгиба-выпрямления показаны на рис. 5 и 6.

Последовательность биомеханического тестирования позвоночных конструкций была следующей: сначала каждый образец тестировался как состоящий из неповрежденных позвонков, затем образец был дестабилизирован, а далее реконструирован с использованием передних позвонковых пластин с внутренним имплантатом (*Cloward* – метод) (рис. 3).

Специальный метод, предложенный *Cloward*, включает использование 10-12-миллиметровых костных вставок для лечения симптоматических дегенеративных заболеваний. Метод заключается в применении аутогенных костных имплантатов и специальных инструментов для расширения отверстий с целью добиться декомпрессии (снижение давления позвонков друг на друга). Однако достижение хорошего вытяжения является трудной проблемой.

Костный имплантат вместе с передней позвонковой пластиной (рис. 4) и задние элементы шейного отдела позвоночника обеспечивают стабильность и распределяют нагрузку шейного отдела позвоночника, имеющего имплантаты.

Результаты

Два типа статических нагрузок – аксиальное сжатие и изгиб-распрямление – были сначала применены для моделирования неповрежденных позвонков C2-C7 и затем для моделей, включающих костный имплантат и переднюю позвонковую пластину.

На рис. 5-8 показаны результаты экспериментального анализа. При биомеханическом тестировании было проанализировано изменение силы, вызванное изменением перемещения, и изменение момента как функции углового перемещения в случае изгиба.

Исследование показывает влияние стабилизации на диапазон движений позвоночника.

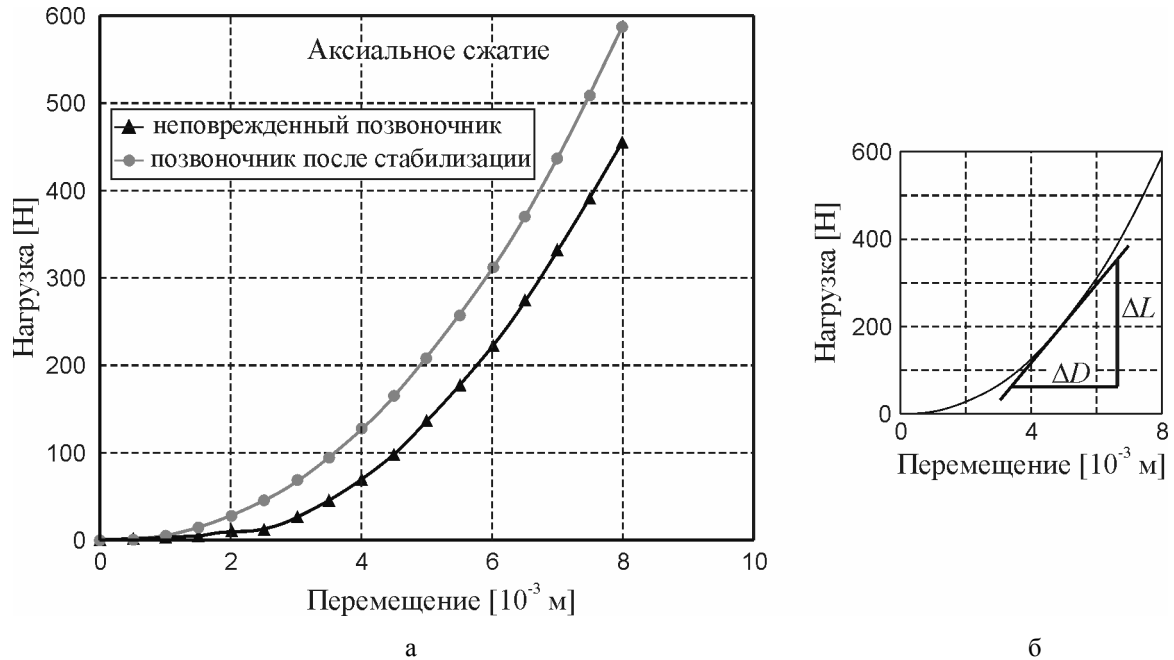


Рис. 5. а) Пример характеристической кривой нагрузка-перемещение, наблюдаемой в полном цикле нагружения для сегмента шейного отдела позвоночника, нагруженного аксиальным сжатием; б) рисунок, показывающий оценку коэффициента жесткости

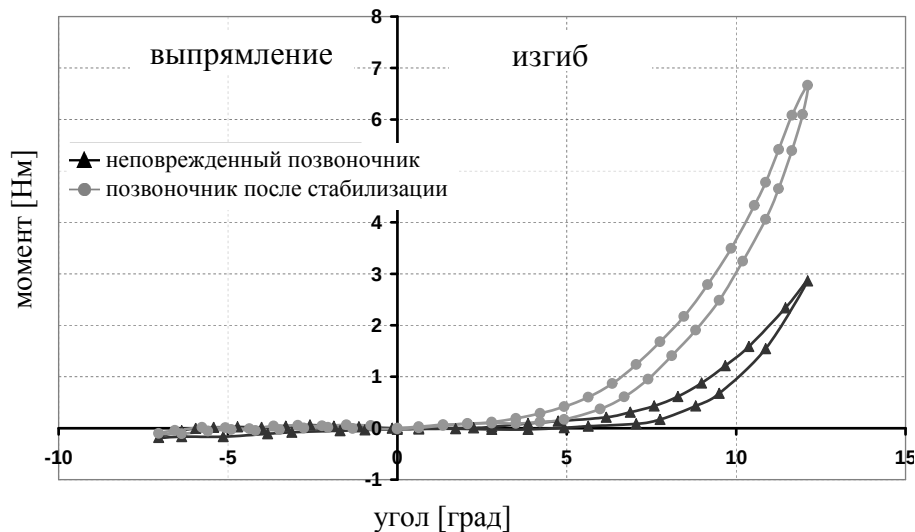


Рис. 6. Пример характеристической кривой нагрузка-перемещение, наблюдаемой в полном цикле нагружения для сегмента шейного отдела позвоночника, нагруженного изгибом-выпрямлением

При аксиальном сжатии наибольшая сила наблюдалась при использовании костного имплантата и метода пластины (рис. 5). При максимальном перемещении (8 мм) в поврежденном позвоночнике сила достигала значения 450 Н (± 64), для позвоночника с фиксатором при том же перемещении сила возрастает до 600 Н (± 64).

При изгибе для максимального значения угла (12°) максимальное значение момента равно 2,9 Нм ($\pm 1,3$) для неповрежденного позвоночника и 6,7 Нм ($\pm 2,1$) для позвоночника после стабилизации. При распрямлении для максимального значения угла (7°) максимальное значение момента было равно 0,1 Нм ($\pm 0,06$) для неповрежденного позвоночника и 0,18 Нм ($\pm 0,06$) для позвоночника после стабилизации.

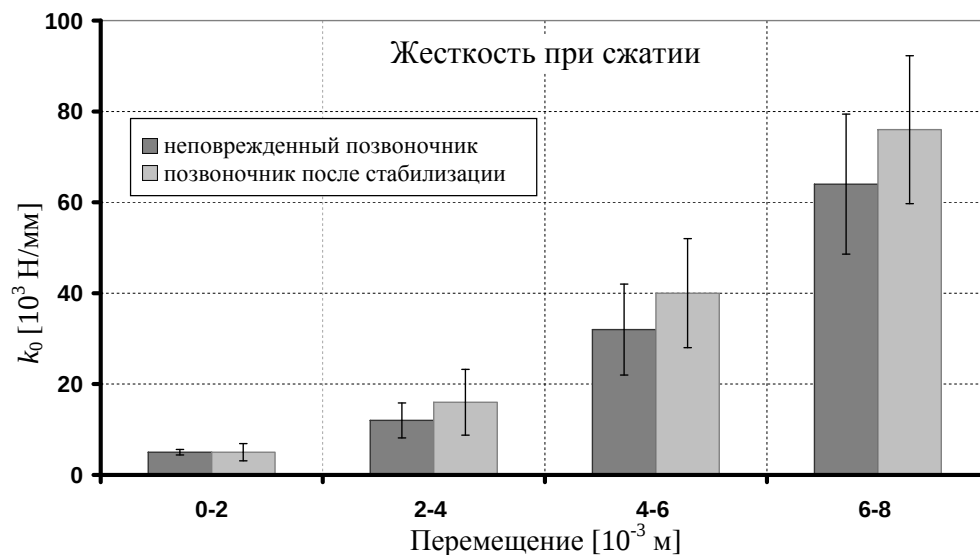


Рис. 7. Жесткость при сжатии в неповрежденной кости и позвоночник после фиксации

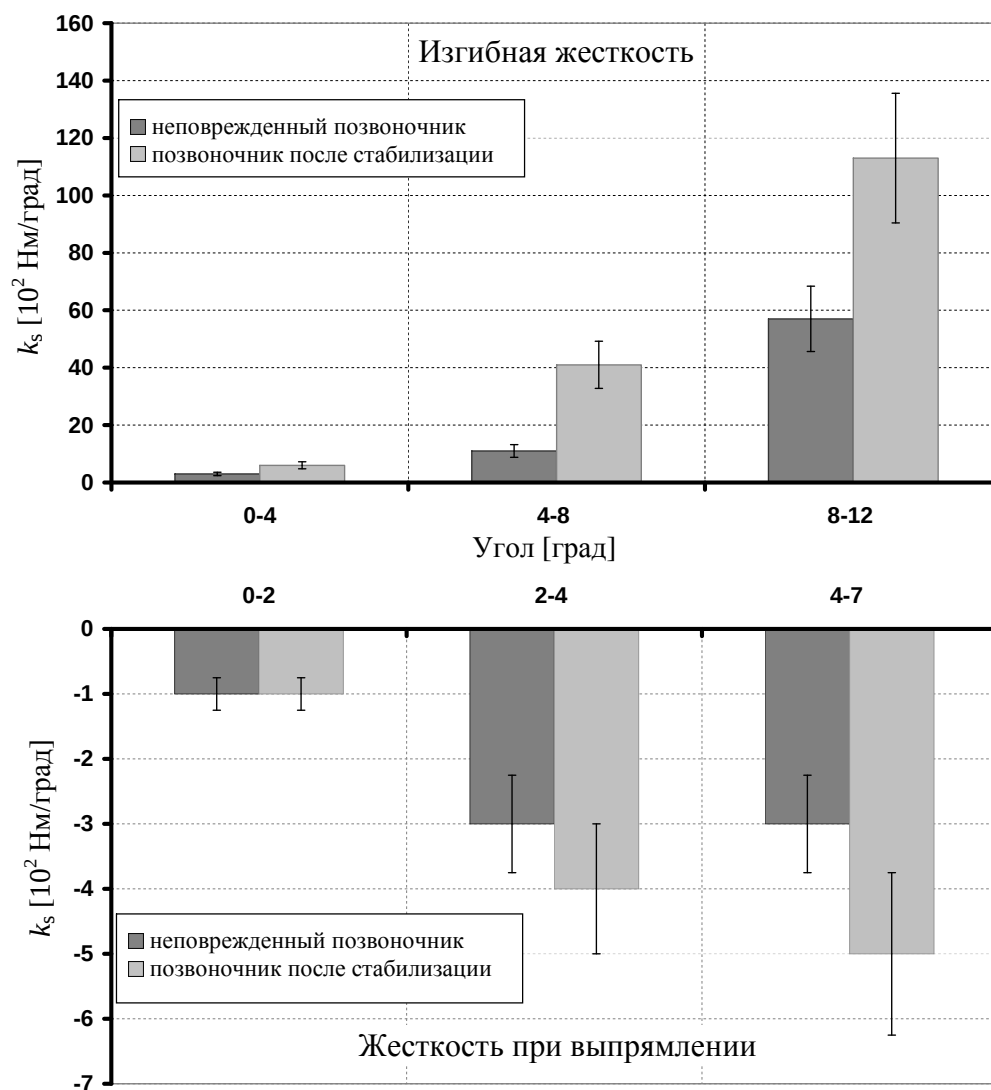


Рис.8. Изгибная жесткость в неповрежденном позвоночнике и позвоночнике после фиксации

Изменения нагрузки имеют нелинейный характер (рис. 5 и 6). На основе этих результатов можно определить жесткость. Из-за нелинейного характера зависимости жесткость определяется для отдельных диапазонов изменения нагрузки. На рисунках сравниваются случаи неповрежденной кости и кости после стабилизации. Жесткость определяется по соотношению между нагрузкой и перемещением. Коэффициент жесткости k_0 вычисляется по формуле

$$k_0 = \frac{\Delta L}{\Delta D}.$$

Результаты тестирования жесткости представлены для сжатия на рис. 7 и для изгиба/выпрямления на рис. 8.

Различие в жесткости между неповрежденным позвоночником и позвоночником после стабилизации изменяется при увеличении силы, действующей на изучаемую часть позвоночника. В то же время часть позвоночника после вставления костного имплантата и фиксируемой пластины характеризуется большей жесткостью в случае сжатия и изгиба. Однако разница в жесткости не одинаковая: при сжатии тенденция к уменьшению разностей в жесткости (различные в последовательных интервалах перемещений) до и после стабилизации с увеличением силы нагружения очевидна.

В случае изгиба разницы жесткостей очень значительны и возрастают с увеличением силы нагружения даже более, чем на 50%. Это доказывает, что упрочнение (скрепление) элемента позвоночника очень важно для функциональной физиологии позвоночника человека.

Выводы

Шейный сегмент позвоночника человека характеризуется большим диапазоном движений. Большинство движений связано с поперечным изгибом и кручением. Сила сжатия, возникающая от веса головы, имеет влияние на шейный сегмент только в нейтральном положении. Однако все другие нагрузки связаны с изгибом. Поэтому наблюдаемое изменение жесткости после стабилизации является очень неблагоприятным явлением. Позвоночник после длительного периода работы начинает компенсировать недостаток подвижности в одном сегменте увеличением движения в сегментах выше и ниже места стабилизации. Увеличение движения часто вызывает патологические изменения, которые являются неблагоприятными как с точки зрения пациента, так и с точки зрения процесса терапии.

Наблюдаемая разность важна с точки зрения перегрузки точек позвоночника выше и ниже фиксируемого сегмента. Перегрузка обычно проявляется в увеличении диапазона движений перегруженных частей.

Экспериментальное исследование моделей позвоночника важно для понимания феномена стабилизированного позвоночника.

Поэтому будут продолжены лабораторные и клинические исследования для определения методов, которые создают лучшие условия для остеосинтеза в шейном отделе позвоночника.

Список литературы

1. *Kotani Y.K., Cunningham B.W., Abumi K., McAfee P.C.* Biomechanical analysis of cervical stabilization system // *Spine*, 1994. Vol. 19. No. 22. P. 2529-2539.
2. *Kandziora F., Pflugmacher R., Scholz M., Schnake K., Lucke M., Schroder R., Mittlmeier T.* Comparison between sheep and human cervical spines // *Spine*, 2001. Vol. 26. No. 9. P. 1028-1037.
3. *Będziński R.* Biomechanics Engineering, Selected Problems / Edition of Wrocław University of Technology, 1997.
4. *Adams M.A.* Spine update. Mechanical testing of the spine // *Spine*, 1995. Vol. 20. No. 19. P. 2151-2156.
5. *Abitbol J.J., Zdeblick T., Kunz D., McCabe R., Cooke M.A.* Biomechanical analysis of modern anterior and posterior cervical stabilization techniques // *Proceedings of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 1994. P.10-11.
6. *Grubb M.R., Currier B.L., Bonin V., Grabowski J.J.* Biomechanical evaluation of anterior cervical stabilization in a porcine model // *Transactions of the 39th Meeting of the Orthopaedic Research Society*. 1993. P. 714.
7. *Traynelis V.C., Donaher P.A., Roach R.M., Kojimoto H., Goel V.K.* Biomechanical comparison of anterior Caspar and three-level posterior fixation techniques in a human cadaveric model // *J. Neurosurg*, 1993. No. 79. P. 96-103.
8. *Ulrich C., Worsdorfer O., Claes L., Magerl F.* Comparative study of stability of anterior and posterior cervical spine fixation procedures // *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 1987. No. 106. P. 226-231.
9. *Wang J.L., Panjabi M.M., Isomi T.* The role of bone graft force in stabilizing the multilevel anterior cervical spine plate system // *Spine*, 2000. Vol. 25. No. 13. P. 1649-1654.
10. *Wilke H.J., Kettler A., Claes L.E.* Are sheep spines a valid biomechanical model for human spines? // *Spine*, 1997. Vol. 22. No. 20. P. 2365-2374.
11. *Shea M., Edwards W.T., White A.A. and Hayes W.C.* Variations of stiffness and strength along the human cervical spin // *J. Biomechanics*, 1991. Vol. 24. No. 2. P. 95-107.
12. *Pezowicz C.* Analysis of overload mechanics and the human cervical spine fixation. PhD Thesis, Wrocław University of Technology, Wrocław, 1999.

INFLUENCE OF STABILIZATION ON THE STIFFNESS CHARACTERISTIC CHANGING OF CERVICAL SPINE – EXPERIMENTAL INVESTIGATION

**C. Pezowicz, S. Szotek, J. Filipiak, R. Będziński, W. Jarmundowicz, W. Szarek
(Wrocław, Poland)**

The purpose of this work was the comprehensive estimation of the influence of intervertebral stabilization in the cervical spine segment on the biomechanics of the cervical spine, particularly on the motion segments adjoining to the point of the spine's stiffness. Investigation was carried out on cadaver sheep cervical spines. Intact spines and spines after internal stabilization using bone grafts and metal plates have been already studies. There was analysed the dislocation in relation to loads and changes of spinal stiffness.

Key words: cervical spine, animal model, stiffness, stabilization methods.

Получено 01 августа 2003