

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ЗАДНЕГО СПОНДИЛОДЕЗА ИМПЛАНТИРУЕМЫМ СТЕРЖНЕВЫМ АППАРАТОМ ПРИ ПАТОЛОГИИ ПОЗВОНОЧНИКА

С.Р. МИХАЙЛОВ, к.м.н. С.А. ХМЫЗОВ

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

Приводятся результаты моделирования заднего спондилодеза с использованием имплантируемого стержневого аппарата для лечения заболеваний и повреждений позвоночника. Проведенные стендовые биомеханические исследования на физической модели позвоночника подтверждают возможность обеспечения достаточно надежного уровня его стабильности.

Вопросам разработки новых способов и устройств для лечения заболеваний и повреждений позвоночника уделяется много внимания на протяжении многих лет, однако проблема остается актуальной и по сей день. С 70-х годов XX в. значительно возрос интерес ортопедов к возможностям транспедикулярной фиксации при различных патологических состояниях позвоночника. Это объясняется, в первую очередь, расширением технологических возможностей instrumentation позвоночника.

К преимуществам использования конструкций, предусматривающих этот вид фиксации позвоночника, прежде всего относят установку опорного элемента фиксации (стержня или винта) через корень дуги позвонка — в механическом отношении наиболее прочный элемент позвонка — в его тело, что дает возможность как обеспечить надежную фиксацию, так и приложить значительные усилия для коррекции деформации позвоночного столба [1–10].

Данный вид фиксации известен около 50 лет. На протяжении этого времени велись поиски анатомо-физиологических его предпосылок, хирургических методов лечения и разработки конструкций для надежной фиксации поврежденных сегментов позвоночника. Несмотря на то что указанное вмешательство является технически сложным для выполнения, преимущества, получаемые при его использовании (повышение надежности фиксации, сокращение до минимума сроков постельного режима и отсутствие необходимости фиксации гипсовым корсетом в послеоперационном периоде), обусловили все возрастающую популярность метода.

Наиболее общепризнанной методикой транспедикулярной фиксации длительное время была технология, разработанная во Франции R. Roy Camille в 60-е годы. С 1963 г. он применял пластины собственной конструкции, имеющие отверстия, расположенные с интервалом 1,3 см в шахматном порядке, для установки в них транспедикулярно винтов диаметром 4,5 мм. Методика Roy Camille послужила основой для развития целого направления усовершенствованных многофункциональных пластинчатых фиксаторов. W. Dick [3] в начале 80-х годов разработал вместе с группой АО имплантируемую транспедикулярную стержневую систему, которая позволяет выполнить интраоперационную многоплоскостную коррекцию пораженного участка позвоночника.

На территории бывшего СССР пионерами внедрения метода транспедикулярной фиксации позвоночника явились сотрудники Харьковского НИИ травматологии и ортопедии им. проф. М.И. Ситенко. В современном виде использования транспедикулярных систем одними из пионеров внедрения метода явились сотрудники Белорусского НИИ травматологии и ортопедии [1].

К наиболее важным этапным системам можно отнести фиксаторы A. Steefe (Кливленд, США) — пластинчатый фиксатор с усовершенствованной системой крепления винта к пластине (The Variable Screw Placement) [8]; L. Wiltse (Калифорния, США) — «The Wiltse System» [5]; C. Edwards (Балтимор, США) — «The Edwards Modular System» — комбинированный фиксатор с использованием как транспедикулярных винтов, так и крючков [4]; систему Stryker [9].

Биомеханические исследования транспедикулярных систем прежде всего относятся к изучению свойств винтов и стержней, их устойчивости и надежности фиксации в корне дуги и теле позвонка [10].

В настоящее время продолжается разработка и модификация систем для транспедикулярного остеосинтеза, появляются новые идеи и технические решения. Разработками в этой области занимаются такие фирмы, как «Mathys», «Sulzer medica» (Швейцария), «Sofamor Danec» (США), «Stryker, DePuy», «AcroMed» (США), «Aesculap», «Waldemar Link», «Endotec» (Германия), «Scient'x» (Франция), LFC (Польша), «Медбиотех» (Беларусь) и др. Все сказанное свидетельствует о надежности данного метода, его перспективности, авторитетности и популярности во всем мире.

Задачей настоящей работы явилось изучение характеристик имплантируемого стержневого аппарата (ИСА) в нескольких модификациях. Исследования проводились на физической модели поясничного отдела позвоночника, разработанной и изготовленной в лаборатории биомеханики Института патологии позвоночника и суставов.

Физическая модель (рис. 1) выполнена из имитаторов тел позвонков I поясничного отдела L₁-L₂, L₂-L₃, L₃-L₄, L₅-S₁. Одновременно указанные имитаторы дисков в модели служат датчиками барометрической системы регистрации разгрузки. Датчик выполнен двухсекционным из упругодеформируемой резины. Схематически датчик показан в сечении на опорно-

двигательном сегменте L_4-L_5 . В корпусе 3 выполнены две одинаковые по размерам секции: 4 — на переднем отделе диска, 5 — на заднем. Корпус 3 покрыт мембранами 6, каждая секция датчика соединена посредством трубопроводов 7 с барометрическими манометрами 8, установленными на панели 9 баросистемы. Показания барометров фиксируются в мм водяного столба, для чего на панели 9 размещена миллиметровая шкала. Все датчики системы подвергнуты тарировке с оформлением соответствующих протоколов, на основе которых были построены тарировочные графики.

Модель использовалась путем приложения внешней нагрузки P , Н. Физическая модель, на которой монтировалась система фиксации позвонков при имитации спондилодеза, нагружалась фиксированной нагрузкой $P = 100, 300$ и 500 Н на специальном стенде для нагружения. На каждой ступени нагрузки P в ньютонах снимались показания бароманометров и по тарировочному графику определялась соответствующая величина ΔP , воспринятая каждой секцией каждого датчика в ньютонах.

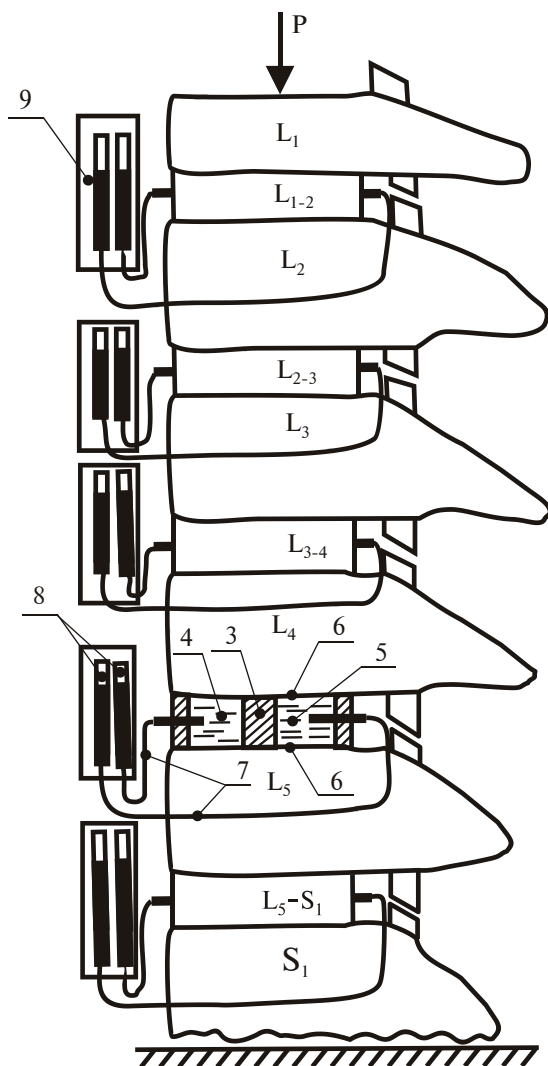


Рис. 1. Схема физической модели позвоночника

Принципиально физическая модель гарантировала надежность фиксации стержней в имитаторах тел позвонков, что позволило исключить любую их подвижность, чем обеспечивалась чистота эксперимента. В качестве регистратора переменных величин использовался специальный датчик Барометрической системы регистрации нагрузок (БСРН), используемый в модели как имитатор межпозвонкового диска [11].

Физическая модель, на которой монтировалась система фиксации позвонков при имитации спондилодеза, нагружалась фиксированной нагрузкой $P = 100, 300$ и 500 Н на специальном стенде для нагружения.

Результаты стендовых исследований оформлялись в соответствующих протоколах с описанием особенностей проведения эксперимента. Для облегчения обработки результатов исследования были сгруппированы по количеству задействованных сегментов модели позвоночника: моносегментарный и бисегментарный задний спондилодез.

Все результаты стендовых исследований на физической модели были подвергнуты соответствующей статистической обработке по критерию Стьюдента с доверительной вероятностью $\alpha = 0,95$ с их округлением согласно действующим правилам. Затем по разработанной методике [12] вычислялся коэффициент несущей способности системы «аппарат—кость» K_n по формуле

$$K_n = 1 - \frac{\Delta P}{P},$$

где ΔP — часть нагрузки, воспринятой позвоночно-двигательными сегментами в ньютонах;

P — приложенная на модель внешняя нагрузка $P = 100, 300, 500$ Н.

По результатам опыта на основании тестов различных способов остеосинтеза значение $K_n \geq 0,5$ является положительным, а значение $K_n < 0,5$ — не удовлетворяющим требованиям полной нагрузки на сегмент.

На основании полученных значений величины K_n делались выводы о возможностях использования ИСА для заднего спондилодеза.

Весь объем стендовых исследований проводился согласно составленному ситуационному плану эксперимента (табл. 1). При этом:

- 1) в каждой ситуации осуществлялась внешняя нагрузка вдоль вертикальной оси $P = 100, 300$ и 500 Н;
- 2) каждая ситуация при соответствующей нагрузке исследовалась трижды с интервалом $t = 10$ мин;
- 3) каждая ситуация при соответствующей нагрузке начиналась с нулевого показания бароманометра измерительной системы нагружения;
- 4) в каждой ситуации использовались стержни Ж 6 мм.

Перед началом реализации ситуационного плана каждый датчик БСРН, выполняющий на модели функцию межпозвонкового диска позвоночно-двигательного сегмента (ПДС), подвергался тарировке с оформлением соответствующего протокола. На основании полученных данных после их статистической обработки составлялась таблица тарировки, по которой определялось значение ΔP при каждом измерении в процессе эксперимента.

По методике [12] после соответствующей обработки полученных экспериментальных данных вычислялись значения коэффициента K_n при моно- и бисегментарном заднем спондилодезе. Полученные результаты приведены в табл.2.

Пример ситуации при моно- и бисегментарном заднем спондилодезе показан на рис.2 и 3.

Данные табл.2 наглядно демонстрируют биомеханические возможности исследуемого ИСА — во всех вариантах схем сборки система аппарат—позвоночник обеспечивает надежную первичную стабилизацию.

В эксперименте было исследовано распределение и изменение нагрузки на сегменты поясничного отдела позвоночника при ротации на уровне вышележащего ПДС вправо и влево на 12° вокруг вертикальной оси ($\alpha = \pm 12^\circ$) [13].

Благодаря применению на модели полисекционного датчика БСРН возникла возможность диффе-

ренцированно зарегистрировать показания нагрузки в ПДС отдельно на переднем и заднем отделах межпозвоночного диска, что соответствует передней и средней колоннам [14].

Результаты распределения нагрузок представлены в табл.3–5.

Анализ данных таблиц показывает, что задний спондилодез предлагаемым ИСА существенно не изменяет достигнутое распределение нагрузок при моно- и бисегментарном заднем спондилодезе не только в исходном положении, но и при $\alpha = +12^\circ$ и $\alpha = -12^\circ$. Другими словами, данная конструкция обеспечивает высокую ротационную стабильность при выполнении спондилодеза.

Эффект от реализации спондилодеза мало различается при моно- и бисегментарном типах фиксации во всех ситуациях (табл.3).

Таблица 1

Ситуационный план стендовых исследований на физической модели позвоночника

Индекс ситуации	Ситуация	
	I. Моносегментарный задний спондилодез L_5-S_1	
I A	ЗС* на 4 стержнях с двумя продольными пластинами	
I B	То же	и одной поперечной на S_1
I C	“	и одной поперечной на L_5
I D	“	и двумя поперечными на L_5 и S_1
	II. Бисегментарный задний спондилодез $L_4-L_5-S_1$	
II A	ЗС на 6 стержнях с двумя продольными пластинами	
II B	То же	с одной поперечной пластиной на S_1
II C	“	с одной поперечной пластиной на L_4
II D	“	с двумя поперечными пластинами на L_4 и S_1

* ЗС — задний спондилодез.

Таблица 2

Сводная таблица значений коэффициента несущей способности систем при заднем спондилодезе имплантируемым стержневым аппаратом

Показатели	Задний спондилодез							
	моносегментарный				бисегментарный			
	I A	I B	I C	I D	II A	II B	II C	II D
\bar{X} , Н	245,0	240,0	250,0	245,0	182	175	196	159
$\Delta X \pm H$	39,0	37,0	40,6	39,8	29,6	24,4	30,9	21,4
K_n	0,51	0,52	0,50	0,51	0,64	0,65	0,61	0,68

Примечание. \bar{X} — среднестатистическое значение остаточной нагрузки на ПДС в ньютонах; ΔX — доверительный интервал. Показатели рассчитаны при внешней осевой нагрузке на стенде $P = 500$ Н.

Таблица 3

Распределение нагрузок при $P = 500$ Н в ПДС L_5-S_1 при $\alpha = 0$

Задний спондилодез	Показатели датчиков БСРН			
	Ситуация А	Ситуация В	Ситуация С	Ситуация D
Моносегментарный	58/14	62/46	62/30	61/40
Бисегментарный	57/15	62/44	61/31	61/39

Примечание. В числителе — нагрузка на переднем, в знаменателе — на заднем опорном комплексах в мм вод.ст.

Таблица 4

Сводная таблица распределения нагрузок по позвоночно-двигательным сегментам в модели позвоночника при моносегментарном заднем спондилодезе ИСА (L_5-S_1 , $P=500$ Н), мм вод. ст.

ПДС	Опорный комплекс ПДС	Индекс ситуации											
		I A			I B			I C			I D		
		0	+12°	-12°	0	+12°	-12°	0	+12°	-12°	0	+12°	-12°
T ₁₁₋₁₂	Передний	38	23	15	28	15	22	27	27	10	24	18	8
	Средний	52	55	26	57	34	27	51	10	20	57	45	11
T _{12-L1}	Передний	13	6	14	5	15	17	3	10	15	3	10	24
	Средний	61	50	30	55	45	30	52	47	25	46	37	24
L ₁₋₂	Передний	30	10	8	7	11	16	3	10	19	3	18	17
	Средний	31	23	40	28	10	30	22	10	21	23	11	16
L ₂₋₃	Передний	16	14	12	15	10	10	16	10	18	16	10	15
	Средний	23	19	20	21	17	20	18	13	17	19	15	15
L ₃₋₄	Передний	19	22	21	22	18	16	21	20	17	23	16	19
	Средний	19	25	21	20	20	16	21	20	11	26	24	15
L ₄₋₅	Передний	52	51	47	48	35	34	47	43	42	53	35	40
	Средний	24	23	22	25	20	22	27	26	25	33	27	25
L _{5-S1}	Передний	58	57	55	62	57	57	62	61	60	61	55	57
	Средний	14	10	9	46	44	44	30	30	31	40	38	37

Примечание. ПДС L₄-L₅ относится к вышележащему над спондилодезом сочленению.

Таблица 5

Сводная таблица распределения нагрузок по позвоночно-двигательным сегментам в модели позвоночника при бисегментарном заднем спондилодезе ИСА ($L_4-L_5-S_1$, $P=500$ Н), мм вод. ст.

ПДС	Опорный комплекс ПДС	Индекс ситуации											
		II A			II B			II C			II D		
		0	+12°	-12°	0	+12°	-12°	0	+120	-120	0	+12°	-12°
T ₁₁₋₁₂	Передний	40	25	17	31	17	24	29	27	16	27	21	18
	Средний	54	52	31	59	39	36	56	18	22	61	49	22
T _{12-L1}	Передний	21	16	19	17	13	14	19	16	14	18	16	12
	Средний	59	51	38	57	47	37	54	49	31	49	38	27
L ₁₋₂	Передний	34	18	21	17	16	15	16	12	14	15	14	12
	Средний	37	26	34	31	16	32	26	16	19	27	18	16
L ₂₋₃	Передний	19	17	16	18	16	16	19	14	17	18	14	15
	Средний	27	21	23	24	19	22	21	17	16	21	18	16
L ₃₋₄	Передний	21	23	22	27	21	22	24	21	19	26	19	19
	Средний	22	24	23	24	19	18	23	20	17	28	24	19
L ₄₋₅	Передний	51	50	49	49	37	36	46	42	43	52	37	39
	Средний	26	24	23	27	22	24	27	26	25	34	32	31
L _{5-S1}	Передний	57	56	54	62	56	57	61	60	60	61	58	57
	Средний	15	11	10	44	42	43	31	30	29	39	36	37

Примечание. ПДС L₃-L₄ относится к вышележащему над спондилодезом сочленению.

Данные свидетельствуют о достаточно надежном спондилодезе с использованием ИСА.

Обращает на себя внимание отсутствие особых различий в распределении нагрузок на вышележащем ПДС под влиянием установки дополнительных поперечных пластин в ситуациях В, С и D как при моно-, так и при бисегментарном спондилодезе. В то

же время только в ситуации А при бисегментарном заднем спондилодезе на передний отдел ПДС нагрузки более чем в два раза меньше, чем при моносегментарном. Это объясняется включением в спондилодез дополнительного вышележащего ПДС и общим увеличением жесткости системы за счет формирования рамочной конструкции.

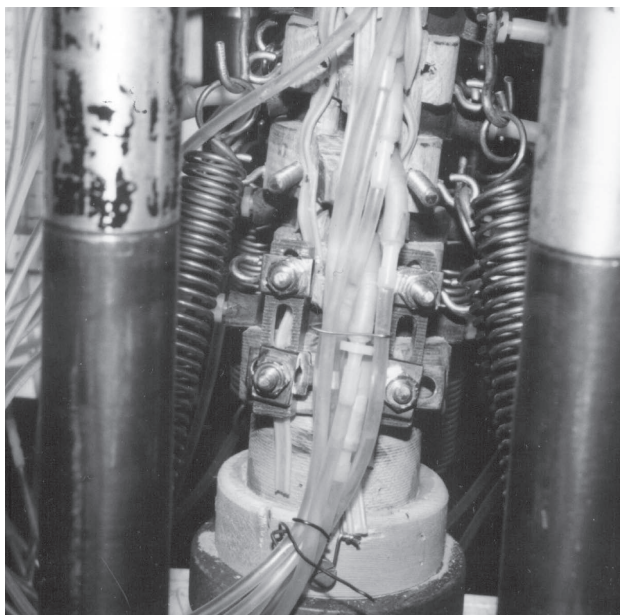


Рис. 2. Моноsegmentарный задний спондилодез на модели позвоночника при помощи ИСА

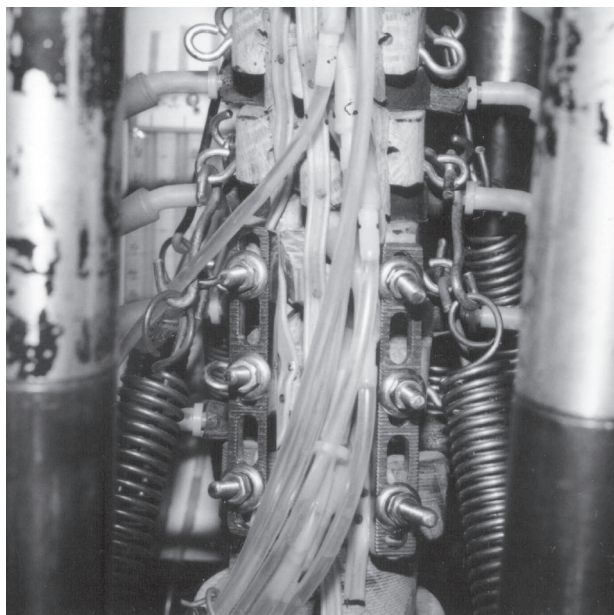


Рис. 3. Бисегментарный задний спондилодез на модели позвоночника при помощи ИСА

Результаты проведенного исследования позволяют сделать вывод, что применение при лечении заболеваний и повреждений позвоночника технологии с использованием разработанного ИСА обеспечивает достаточно надежную фиксацию сегментов поясничного отдела позвоночника за счет высокого коэффициента несущей способности системы ($K_n=0,52-0,68$). Повышение жесткости всей системы возможно путем усиления ее дополнительными поперечными пластинами, что существенно повышает ротационную стабильность позвоночника.

Литература

1. Макаревич С.В. Спондилодез универсальным фиксатором грудного и поясничного отделов позвоночника: Пособие для врачей.— Минск: Юнипак, 2001.— 80 с.
2. Cotrel Y., Dubousset J., Guillaumat M. New universal instrumentation in spinal surgery // Clin.Orthop.— 1988.— V. 227.— P.10–23.
3. Dick W.The «Fixateur Interne» as aVersatile Implantant for Spine Surgery // Spine.— 1987.— V.12, № 9.— P.882–900.
4. Edwards C.C. The Edwards Modular System for Three — Dimensional Control of the Lumbar Spine // Spine: States of the Art Reviews.— 1992.— V.6, № 1.— P.233–264.
5. Horovich A., Peek R.D. The Wiltse pedicle screw fixation system // Spine.—1989.— V.14, № 4.— P.461–467.
6. Marney T. Spine System Vertebral Osteosynthesis (Manuel)— Montpellier: Sauramps Med., — 1993.—186 p.

7. Stambough J.L. Lumbosacral instrumented fusion: analysis of 124 consecutive cases // J.Spinal Disord.— 1999.— V.12, № 1.— P.1–9.
8. Stefee A.D. Segmental Spine Plates With Pedicle Screw Fixation.A new internal fixation device for disorders of the lumbar and thoracolumbar spine // Clin.Orthop.— 1986.— V. 2, № 203.— P.45–53.
9. The Stryker 2S Spinal System for the Reduction and Fixation of Displacement of the Thoracic and Lumbar Spine. Prospect.— Calamazoo; Michigan, USA.— 18 p.
10. A Biomechanical Study of Intrapeduncular Screw Fixation in the Lumbosacral Spine / M.Zindrick, L.Wiltse, E.Widell et al.// Clin.Orthop.— 1986.— № 203.— P.99–112.
11. Филиппенко В.А. Вертебрэктомия в лечении деструктивных заболеваний и осложненных повреждений позвоночника: Дис....д-ра мед.наук.— Харьков, 1995.— 470 с.
12. Михайлов С.Р. Биомеханические исследования остеосинтеза (физическая модель) // Ортопед., травматол. и протезир.— 2001.— № 3.— С.113–115.
13. Казьмин А.И., Кон И.И., Бельский В.Е. Сколиоз.— М.: Медицина, 1981.— 272 с.
14. Denis F. The Three Column Spine and It's Significance in the Classification of Acute Thoracolumbar Spinal Injury // Spine.— 1971, № 8.— P.817–831.

Поступила 09.04.2003

BIOMECHANICAL SUBSTANTIATION OF POSTERIOR SPONDYLODESIS WITH IMPLANTED PIN APPARATUS IN SPINE PATHOLOGY

S.R.Mikhailov, S.A.Khmyzov

Summary

The results of simulation of posterior spondylosis with the use of implanted pin apparatus for treatment spine diseases and injuries are reported. Biomechanical study on the physical model of the spine prove the capability to provide sufficiently reliable level of its stability.