

УДК 616.711-089.843:615.464.665.51

А.Н. Брехов*, доцент, канд. мед. наук,
А.М. Поляков**, доцент, канд. техн. наук,
М.И. Калинин**, доцент, канд. техн. наук,
А.Н. Сулима*, доцент, канд. мед. наук,
П.В. Ващенко*, аспирант

**Крымский государственный медицинский университет им. С.И. Георгиевского,
б. Ленина, 5/7, Симферополь, Украина, 95000
E-mail: alexbr54@mail.ru*

***Севастопольский национальный технический университет,
ул. Университетская, 33, Севастополь, Украина, 99053
E-mail: apolyakov.mail@gmail.com*

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ПРИ ПОВРЕЖДЕНИЯХ И ЗАБОЛЕВАНИЯХ ПОЗВОНОЧНИКА

Выполнен аналитический обзор совместных разработок кафедр технического и медицинского вузов по компьютерному моделированию патологических состояний и разработке на их основе новых имплантатов для реконструктивно-восстановительных операций при повреждениях и заболеваниях поясничного отдела позвоночника.

Ключевые слова: сотрудничество институтов, моделирование, новые технологии

Биомеханика – комплексная наука, включающая в себя знания многих дисциплин, таких как: математика, механика, функциональная анатомия, физиология и др. Для ортопедии и травматологии биомеханика представляет собой своего рода философию взглядов на механизмы возникновения и протекания многих заболеваний и повреждений опорно-двигательного аппарата. Она является инструментом при разработке новых технологий в хирургическом лечении ортопедо-травматологической патологии.

Такие задачи могут быть решены при совместной работе специалистов в разных областях и прежде всего, с нашей точки зрения, при сотрудничестве медиков и инженеров. Творчески работающий хирург всегда знает преимущества и недостатки инструментария и имплантатов, предлагаемых различными производителями, имеет свою точку зрения не только на их возможное усовершенствование, но и на совершенствование методик оперативного лечения пациентов. В силу специфики базового образования, медик зачастую не может практически реализовать свои идеи. Инженер, посвященный в проблемы хирургического лечения, может предложить ряд новых конструкций медицинского назначения и технологии их изготовления, однако большинство из них, по объективным причинам, не будут востребованы хирургами.

Совместная работа хирургов и инженеров позволяет разрешить указанные противоречия. Свидетельством тому являются результаты сотрудничества медицинских и технических учреждений Киева, Харькова, Крыма и других регионов Украины. Такое сотрудничество характерно и для многих зарубежных учебных центров, например, между специалистами медицинского факультета и факультета мехатроники Dokuz Eylul University Измира (Турция) и др.

Между кафедрами ортопедии и травматологии КГМУ и технической механики и машиноведения СевНТУ в последние годы налажилось сотрудничество по разработке современных методов хирургического лечения повреждений и заболеваний позвоночника.

Разработаны компьютерные модели дис-радикулярного конфликта, гиперлордоза поясничного отдела позвоночника, межтеловой стабилизации поясничного отдела позвоночника титано-керамическим имплантатом с керамическим покрытием. Внедрены в практическое здравоохранение инструменты и имплантаты для стабилизации позвоночника. Совместно с Институтом электросварки им. Патона разработано покрытие имплантатов гидроксилapatитом с рельефной поверхностью.

Результаты совместных исследований представлены на ведущих международных вертебрологических форумах:

– симпозиумы Международной Ассоциации Минимально Инвазивной Хирургии позвоночника – Швейцария, 2006-2010 гг.;

– IX-й международный конгресс по патологии позвоночника Stryker – Италия, 2006 г.;

– I Всемирный конгресс по минимально инвазивной хирургии позвоночника WCMISS – США, 2008;

– V Всемирный конгресс по патологии позвоночника World Spine – Греция, 2010.

В рамках данной статьи представлены некоторые наши совместные разработки, которые с успехом применяются в ортопедических клиниках Украины. Одна из них посвящена обоснованию методики планирования операции на основе изучения напряженно-деформированного состояния корешкового нерва при компрессионных корешковых синдромах поясничного остеохондроза.

В патогенезе вертеброгенных заболеваний периферической нервной системы ведущее место занимает диск-радикулярный конфликт. Фрагменты диска оказывают непосредственную компрессию на корешок и деформируют его. Кроме этого, в процессе операции часто требуется деформировать корешок с помощью специального инструмента – ретрактора для обеспечения доступа к межтеловому пространству. В связи с этим возникает интерес к оценке напряженно-деформированного состояния корешка при воздействии на него внешними силами, приложенными со стороны других тел.

Анатомическая структура нервного корешка достаточно сложна, что обуславливает трудности его моделирования. Корешок характеризуется нелинейной геометрической формой и явно выраженными анизотропными свойствами. Визуальные наблюдения в процессе операции свидетельствуют о том, что вследствие малой жесткости, при воздействии на него нагрузкой, приложенной перпендикулярно оси, он деформируется подобно гибкой нити. Его продольные волокна при этом деформируются не одинаково, так, как это характерно для изогнутого жесткого стержня. Кроме этого заметны и поперечные деформации тела корешка в области, локализованной в окрестности участка приложения нагрузки.

Нервный корешок при воздействии на него грыжи межпозвоночного диска или ретрактора, имеет сложное напряженно-деформированное состояние, исследование которого затруднительно, так как деформации в этом случае не являются малыми. Следовательно, получить достаточно точные количественные оценки напряжений и деформаций нервного корешка не только аналитическими, но и численными методами практически невозможно, но могут быть исследованы модели, позволяющие получить качественные оценки.

Одна из моделей, учитывающая приближенно все существенные характеристики корешка и, в то же время, доступная для анализа, может быть представлена в виде полубесконечного ортотропного конуса, нагруженного локальной равномерно распределенной по длине нагрузкой. При визуальном наблюдении деформации корешка с помощью ретрактора, нами установлено, что перемещения точек его оси быстро уменьшаются с удалением от области воздействия, в которой достигают максимума. Следовательно, с достаточной степенью точности, модель корешка может быть принята в виде жестко защемления по концам стержнем с переменного сечения. Расчетная схема модели корешка в виде усеченного конуса с диаметрами оснований d_0 и d_l , имеющего расчетную длину l , изображена на рисунке 1.

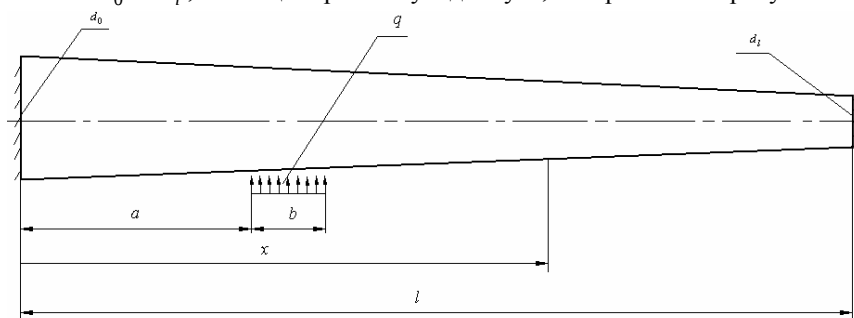


Рисунок 1 – Расчетная схема модели нервного корешка

Для получения качественных оценок достаточно исследовать малые деформации корешка. Дифференциальное уравнение изогнутой оси

$$\frac{d^2}{dx^2} \left[EJ(x) \frac{d^2 v(x)}{dx^2} \right] = q(x), \quad (1)$$

где E – приведенный модуль продольной упругости; $J(x) = \frac{\pi}{32} \left(d_0 - \frac{d_0 - d_l}{l} x \right)^4$ – осевой момент инерции поперечного сечения; $v(x)$ – величина перемещения осевой линии корешка; $q(x) = q_0 [H(x-a) - H(x-a-b)]$; q_0 – интенсивность равномерно распределенной на длине b внешней нагрузки, H – функция Хэвисайда.

Решения уравнения (1) получены при различных a и b с учетом следующих граничных условий: $v(0) = 0, v(l) = 0, EJ(0) \frac{dv(0)}{dx} = 0, EJ(l) \frac{dv(l)}{dx} = 0$ и изображены на рисунке 2. Исходные данные:

$E = 15 \text{ МПа}$; $d_0 = 0,008 \text{ м}$; $d_l = 0,004 \text{ м}$; $l = 0,08 \text{ м}$; $q_0 = \frac{6 \text{ Н}}{b \text{ м}}$. Материал модели считался сплошным, однородным и изотропным.

Максимальные нормальные напряжения, возникающие при изгибе на поверхности корешка вычислялись по формуле

$$\sigma(x) = \frac{M(x)}{W(x)} = \frac{E}{2} \frac{d^2 v(x)}{dx^2} d(x) . \quad (2)$$

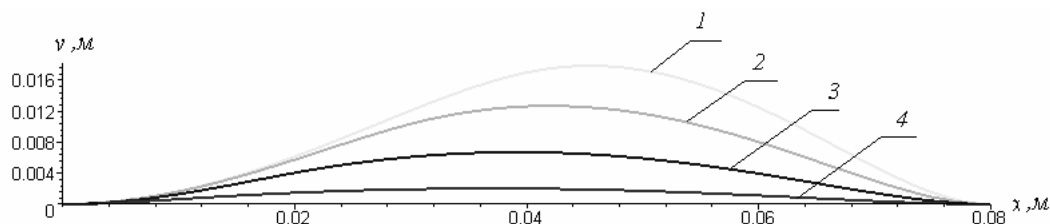


Рисунок 2 – Графики зависимости $v = v(x)$ при $b=0,002$ м: 1 – $a=0,04$ м; 2 – $a=0,03$ м; 3 – $a=0,02$ м; 4 – $a=0,01$ м

В графической форме их изменение по длине корешка изображено на рисунке 3.

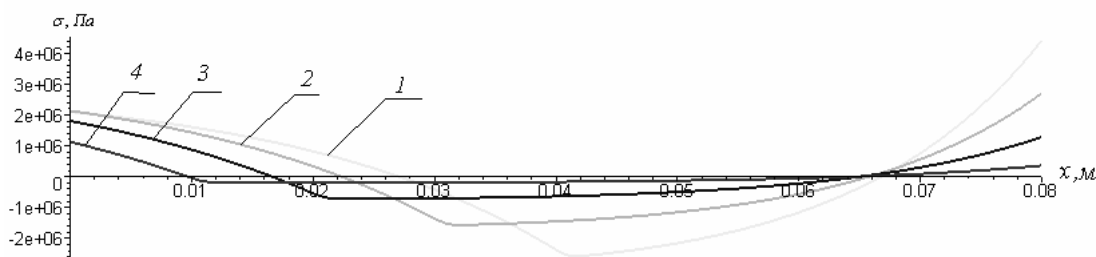


Рисунок 3 – Графики зависимостей $\sigma = \sigma(x)$ при $b=0,002$ м: 1 – $a=0,04$ м; 2 – $a=0,03$ м; 3 – $a=0,02$ м; 4 – $a=0,01$ м

Полученные приближенные количественные оценки, но в целом, они достаточны для качественного анализа малых деформаций корешка, что подтверждается визуальными наблюдениями и экспериментами, проведенными с помощью ретрактора, снабженного пружинным динамометром.

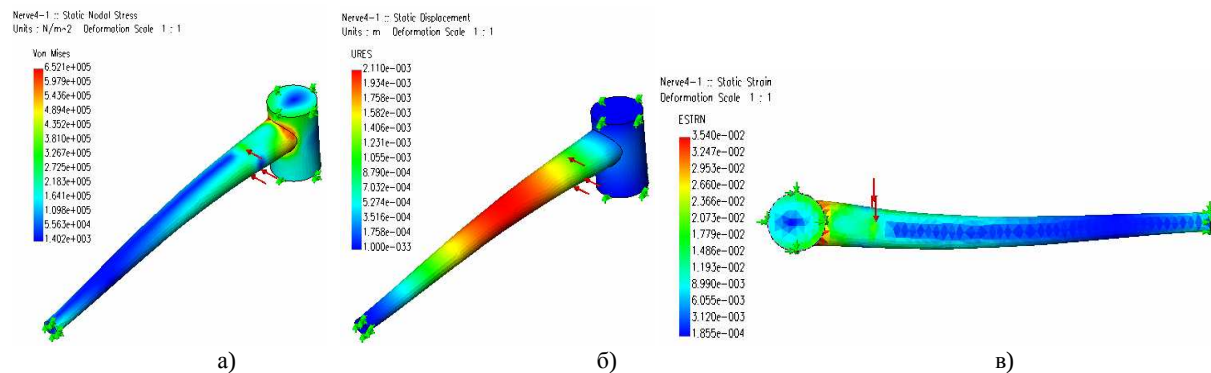
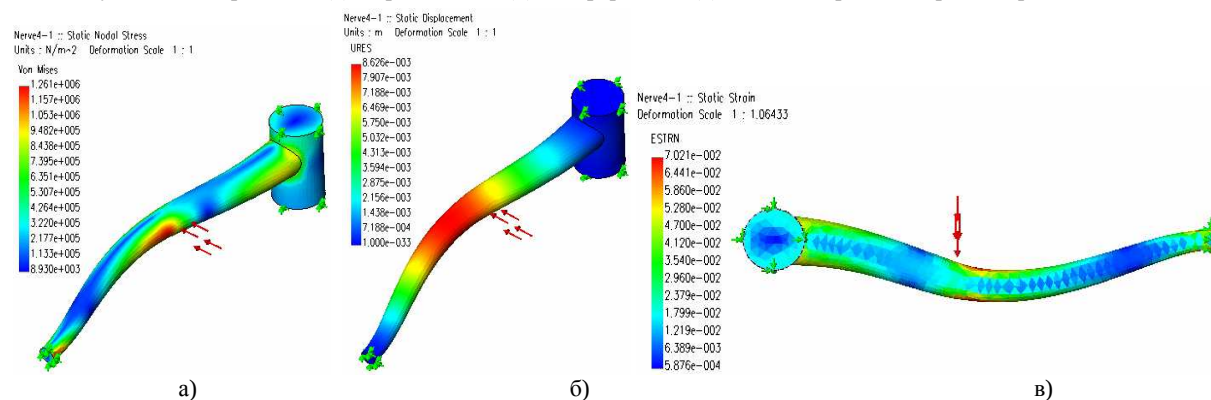
Эта же задача была решена методом конечных элементов в среде CosmosDesignStar. Условия закрепления и свойства материала корешка приняты такими же, как и в рассмотренной выше математической модели, но один из концов модели считался закрепленным на нервном стволе. Распределенная нагрузка к модели прикладывалась на длине $b=0,002$ м на разных расстояниях от нервного ствола: $a=0,01$ м и $a=0,03$ м. Иллюстрации, характеризующие напряжения, деформации и смещения элементов корешка представлены на рисунках 4 и 5. Следует отметить, что результаты исследования напряженно-деформированного состояния нервного корешка аналитическим методом и методом конечных элементов, практически совпадают.

Отмечен эффект, имеющий место в рамках принятой модели: при одной и той же внешней нагрузке максимальные перемещения оси модели корешка увеличиваются с увеличением расстояния участка приложения нагрузки от нервного ствола, при этом максимальные напряжения также увеличиваются. Но, известно, что наибольшие боли пациенты испытывают при грыжах, действующих на корешок вблизи нервного ствола. Следовательно, можно предполагать, что именно в этом случае в корешке возникают наибольшие напряжения. Это напряжения – контактные, возникающие при поперечных деформациях корешка. Их оценка проводилась на основе известной формулы Герца для контакта двух цилиндров с материалами, имеющими разные модули упругости.

Проведенные исследования позволили выяснить сущность процесса деформирования нервного корешка. Во всех случаях его нагружение производится кинематически, т.е. величина и характер перемещений, а, следовательно, и деформаций, определяются величиной и расположением грыжи или ретрактора по отношению к нервному стволу. Если грыжа воздействует на корешок достаточно далеко от нервного ствола, то ее действие компенсируется в основном за счет искривлением оси. И, в противоположность этому, при воздействии грыжи вблизи нервного ствола, ее действие компенсируется в основном за счет сжатия корешка в поперечном направлении.

Следовательно, при терапевтически резистентных формах поясничного остеохондроза, когда определяются показания к хирургической декомпрессии необходимо учитывать критическое состояние корешкового нерва. Приложение дополнительных нагрузок (в виде смещения корешка ретрактором) усиливает его внутреннее напряжение, что негативно сказывается на основной функции – проведении импульсов.

Данное положение легло в основу разработки микрохирургической технологии по декомпрессии корешкового нерва без его дополнительного смещения, а следовательно и травматизации. Эта методика успешно сегодня применяется в клинике при выполнении декомпрессивных операций на поясничном отделе позвоночника.

Рисунок 4 – Напряжения (а), перемещения (б) и деформации (в) модели нервного корешка при $a = 0,01$ мРисунок 5 – Напряжения (а), смещения (б) и деформации (в) элементов модели нервного корешка при $a = 0,03$ м

Вторым примером сотрудничества технического и медицинского университетов является совместная разработка межтеловых имплантатов (кейджей) при декомпрессивно-стабилизирующих операциях на поясничном отделе позвоночника.

Анализ литературных источников позволяет сделать заключение, что одним из наиболее рациональных как с биологической, так и с биомеханической точек зрения, является не резбовой кейдж, в конструкции которого используется концепция “открытого окна”. Целью работы являлось определение оптимальных параметров кейджа, способствующих улучшению качества жизни пациентов в постоперационный период. В качестве критериев оптимальности приняты максимальная величина и характер распределения напряжений на поверхностях замыкательных пластин позвонков. Этими критериями, в основном, определяются стабилизирующие свойства кейджа в межтеловом промежутке.

Поставленная задача не может быть решена в линейной постановке, так как деформации замыкательных пластинок, в общем случае, не являются малыми. В процессе внедрения в них фиксирующих элементов кейджей контактные напряжения достигают значительных величин, будучи распределенными на малых контактных поверхностях, площадь которых при увеличении нагрузки быстро увеличивается. Можно предполагать, что деформации контактных элементов позвонков в этом случае – упруго-пластические и полностью не исчезают после снятия нагрузки. Таким образом, кейдж фиксируется относительно замыкательных пластин и обеспечивается его стабильность по отношению к перемещениям по поверхностям позвонков. В дальнейшем функционирование кейджа определяется величиной и характером прикладываемых к нему со стороны позвонков нагрузок.

Процесс может быть исследован на твердотельных моделях позвонков, взаимодействующих с кейджем. В данном случае мы использовали конечно-элементный анализ твердотельных моделей позвоночных сегментов (позвонки – кейдж – позвонки) в среде CosmosDesignStar.

Анализ напряженно-деформированного состояния моделей выполнен при следующих условиях нагружения. Сжимающая нагрузка, равномерно распределенная по внешней поверхности одного из позвонков сегмента, принималась равной $p_y = 0,5$ МПа, что, с учетом площади поверхности позвонка, приблизительно соответствует величине сосредоточенной силы $F_y = 800$ Н. Аналогично, для сдвигающей нагрузки принято $p_x = 0,25$ МПа (при $F_x = 400$ Н). Второй позвонок сегмента считался жестко заземленным относительно некоторого основания.

При решении задачи была принята нелинейная упругопластическая модель материала замыкательных пластин позвонков; величина начального модуля упругости принималась равной

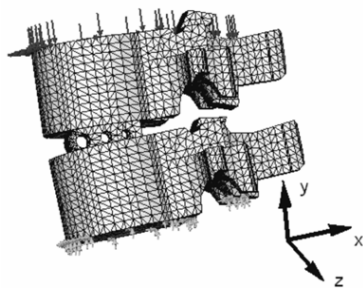


Рисунок 6 – Схема нагружения позвоночного сегмента

$E = 17760$ МПа, а коэффициент Пуассона – $\mu = 0,29$. Механические характеристики моделей кейджей соответствовали характеристикам титанового сплава BT1-0.

Для каждого варианта конструкции кейджа, установленного в сегменте, задача решалась в нелинейной постановке с учетом возможных “больших” деформаций и перемещений узлов сетки конечных элементов по следующей схеме нагружения: первоначально производился процесс сжатия, а в дальнейшем – сжатие со сдвигом позвонков в сагиттальной плоскости. Расчетная схема позвоночного сегмента, соответствующая данной схеме нагружения, представлена на рисунке 6.

Анализ численных значений напряжений различных видов (нормальных, касательных, эквивалентных), деформаций и перемещений в узлах сетки конечных элементов модели позволил сделать следующие выводы:

- угол клина кейджа оказывает существенное влияние на перераспределение напряжений и деформаций как в кейдже, так и в замыкательных пластинах позвонков;
- существует некоторый оптимальный угол, соответствующий определенной величине нагрузки и характеру ее распределения. Для условий функционирования позвоночных сегментов уровня L4-L5 поясничного отдела позвоночника этот угол близок к $4-5^\circ$. Оптимальный угол клина может быть рассчитан для каждого позвоночно-двигательного сегмента с учетом его состояния на момент операции;
- клиновидные кейджи способны обеспечить первичную стабилизацию сегмента при сохранении высоты и формы межтелового промежутка;
- стабилизирующие свойства определяются формой и размерами фиксирующих элементов (зубьев) и являются существенными на всех стадиях функционирования кейджа.

На основе анализа функционирования множества вариантов конструкций кейджей определены их параметры, близкие к оптимальным в соответствии с принятыми критериями качества. В рассматриваемом случае пространство исследуемых параметров кейджей, вследствие сложности выполнения трехмерных моделей позвоночных сегментов, было не достаточно полным, однако представленный выше подход позволил решить главную задачу – определить пути оптимизации параметров.

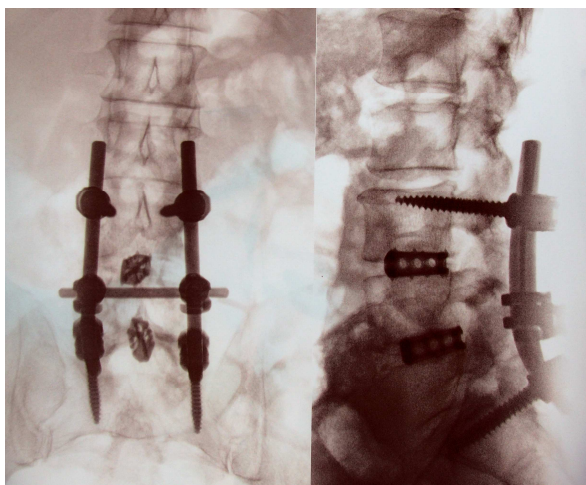


Рисунок 7 – Результаты заднего межтелового спондилодеза у больного N через 5 лет после имплантации

В клинике травматологии и ортопедии Крымского медицинского университета и ортопедическом отделении 9-й городской больницы г. Севастополя задний межтеловой спондилодез на пояснично-крестцовом отделе позвоночника металлокерамическими клиновидными имплантатами (кейджами) с углом расхождения опорных граней 5° выполнен у 280 пациентов. Рентгенометрические исследования отдаленных результатов этих вмешательств на протяжении пяти лет показали, что потери коррекции по высоте диска составили 11,3%, а по сегментарному углу – 9,8%, при отсутствии дестабилизации оперированного сегмента и миграции имплантатов. Рентгенограммы одного из больных через 5 лет после имплантации кейджей изображены на рисунке 7.

Заключение

Примеры совместных разработок технического и медицинского вузов подтвердили эффективность сотрудничества, заключающегося в проведении исследований на достаточном методологическом уровне и быстрым внедрением полученных результатов в практическое здравоохранение. Современные медицинские диагностические и лечебные методики становятся высоко технологичными, и связующим звеном между техническим и медицинским вузами должна стать *биомеханика*. Создание в Севастопольском национальном техническом университете биомеханической лаборатории является своевременным и современным решением, открывающим новые перспективы в развитии современных медицинских технологий.

Поступила в редакцию 3.06.2010 г.