

бованиям вариативного анализа для определения оптимальных параметров ортеза по критериям иммобилизации, разгрузки ШОП с учетом индивидуальных особенностей пациента

Список литературы: 1. *Методические рекомендации фирмы ОРТО "Ортезирование в профилактике и комплексном лечении патологий опорно-двигательной системы и сосудистой системы нижних конечностей"*. 2. http://www.mosmedclinic.ru/conf_library/2003/15. *Битчук Д.Д., Фадеев О.Г., Истомин А.Г.* Ортезирование шейного отдела позвоночника после реконструктивно-восстановительных операций // Научно-практическая конференция с международным участием, 11 апреля 2003 г. – Харьковский государственный медицинский университет. Украина. 3. *Yoganandan N., Kumaresan S., Voo L., Pintar F.* Finite element applications in human cervical spine modeling //Spine.–1996.–Vol. 21. – № 15.–PP.1824–1834. 4. *Веретельник Ю.В., Веретельник О.В., Тимченко И.Б., Дынный А.А., Соснина Ю.К.* К вопросу о построении параметрических моделей шейного отдела позвоночника. // Весник НТУ “ХПИ” Тем. вып.:”Машиноведение и САПР” – 2007. –№ 29. – С.16-20. 5. Барыш А.Е.Конечно-элементное бисегментарное моделирование позвоночных двигательных сегментов $C_{IV} - C_{VI}$ // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2005. – №1. – С.41–49. 6. *Natarajan R.N., Chen B.H., An H.S., Andersson G.B.J.* Anterior cervical fusion: a finite element model study on motion segment stability including effect of osteoporosis //Spine.–2000.–Vol.–25. – №8.– PP.955–961. 7. *Yoganandan N., Kumaresan S., Voo L., et.al.* Finite element modeling of C4-C6 cervical spine unit // Med. Eng. Phys.–1996.–Vol.–18. – № 7.– PP.569-574. 8. *Nolan J.P.,Sherk H.H.* Biomechanical evaluation of the extensor musculature of the cervical vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions //Spine. – 1991.– Vol.16. – № 8. – PP.861-869.

Поступила в редколлегию 28.01.08

УДК 539.3:612.76:616.001

Ю.В. ВЕРЕТЕЛЬНИК, НТУ „ХПИ”

РАСЧЕТНО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ЭЛЕМЕНТОВ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СИСТЕМ

Запропонована комплексна технологія розрахунково-експериментальних досліджень є подальшим розвитком методів дослідження елементів механічних і біомеханічних систем. Викладена методика і результати розв'язання актуальної і важливої задачі розрахунково-експериментального дослідження сегментів хребта з ендопротезами і окремих зразків ендопротезів.

Offered complex technology of computational and experimental researches is subsequent development of methods of research of elements of the mechanical and biomechanical systems. A method and results of solution of actual and important task of computational and experimental research of spine segments with endoprosthesis and separate samples of endoprosthesis are expounded.

Введение. Предложенная в работах [1-10] методика расчетно-экспериментального исследования напряженно-деформированного состояния (НДС) элементов биомеханических систем предоставляет достаточно большие возможности с точки зрения оценки достоверности получаемых результатов, а

также как метод обоснования параметров их адекватных математических и численных моделей. В то же время при проведении исследований элементов биомеханических систем (БМС) возникла качественно новая ситуация, которая заключается в отсутствии в настоящее время доступных материалов экспериментальных исследований позвоночника с эндопротезами, а также необходимого оборудования и технологий для их проведения. Выходом из сложившейся ситуации может послужить достаточно высокая гибкость и широкие возможности, которые предоставляют методы обобщенного параметрического описания и расчетно-экспериментального исследования сложных биомеханических систем [1-10]. В частности, при использовании данных методов возможно формально раздвинуть хронологические и географические рамки исследований:

1. для верификации структуры и параметров математических и численных моделей элементов БМС можно привлекать экспериментальные и численные результаты, полученные другими исследователями, в удаленных друг от друга исследовательских центрах и в разное время [11-15];
2. для оценки точности моделирования напряженно-деформированного состояния механической части элементов БМС привлекаются имеющиеся в распоряжении автора экспериментальные методы и натурные модели;
3. для интегральной оценки качества эндопротезирования используются данные клинической практики Института патологии позвоночника и суставов им. проф. Ситенко АМН Украины (ИППС).

1. Развитие метода расчетно-экспериментального исследования элементов биомеханических систем применительно к сегментам позвоночника с эндопротезированием. Как отмечалось выше, метод расчетно-экспериментального исследования элементов биомеханических систем [1-10] использует в качестве основных объектов реальную биомеханическую систему, ее математическую, численную и экспериментальную модели (рис. 1), рассматриваемые в пространстве обобщенных параметров P .

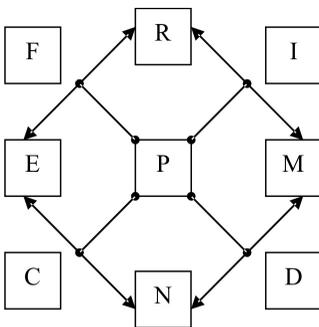


Рис. 1. Традиционная схема расчетно-экспериментального исследования элементов биомеханических систем:
 R – реальный объект; M – математическая модель; N – численная модель; E – экспериментальная модель; I – идеализация; D – дискретизация; F – физическое моделирование; C – сравнение; P – пространство обобщенных параметров, однозначно определяющих модели исследуемого объекта

Специфика исследуемого объекта в данном случае (сегмент позвоночного столба с эндопротезом) состоит в том, что достаточно трудно провести исследование на реальном сегменте человеческого позвоночника. В связи с

этим предлагается модифицировать традиционную схему на рис. 1, вводя новые этапы исследований и связи между ними. На рис. 2 приведен разработанный вариант исследований.

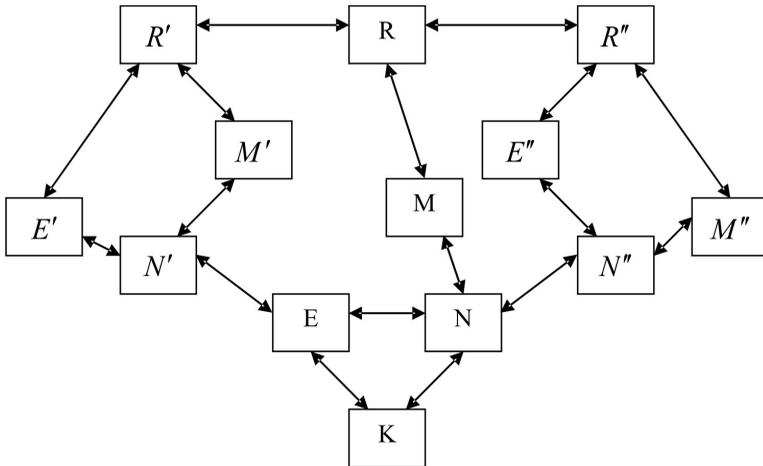


Рис. 2. Вариант расчетно-экспериментального исследования элементов позвоночного столба, содержащий этапы расчетно-экспериментальных исследований эндопротеза ($R' - E' - M' - N'$), расчетно-экспериментальных исследований сегмента позвоночника с эндопротезом ($R'' - E'' - M'' - N''$) и результаты клинического применения

Цикл исследований $R' - E' - M' - N'$ проводится с использованием натуральных образцов эндопротезов, применяемых в клинической практике ИППС им. проф. Ситенко АМН Украины. Цикл исследований $R'' - E'' - M'' - N''$ строится на использовании результатов совокупности исследований, проводимых в различных лабораториях мира, сравниваемых с результатами численных исследований автора. Клиническая практика ИППС им. проф. Ситенко (см. К на рис. 2) дает итоговый результат всех исследований в виде результатов рентгено- и томографических исследований костно-металлического блока у реальных пациентов.

Отличие предлагаемой от традиционной технологий исследований состоит не только в большей разветвленности и сложности, но и в том, что информационные потоки характеризуются значительной избыточностью и дублированием. Однако, в данном случае это не недостаток, а преимущество, так как повышает точность создаваемых моделей и достоверность получаемых результатов.

2. Расчетно-экспериментальное исследование напряженно-деформированного состояния эндопротеза тела позвонка. Стремительное развитие технологий проектирования предоставило конструкторам мощные средства проектирования. Конструктор может не только спроектировать кон-

струкцию, но провести экспресс-анализ конструктивных решений. Выбранный вариант инженер-расчетчик может обосновать с помощью специальных программных продуктов. При этом расчеты могут быть практически любой сложности: от простой статической задачи до моделирования нелинейных быстропротекающих динамических процессов. Правильно спланированная и проведенная серия расчетов позволяет почти полностью отказаться от дорогостоящего физического моделирования. Совсем отказаться от экспериментов не позволяет важный вопрос обеспечения достоверности численной модели.

Предлагается следующая концептуальная схема. Строится математическая модель, и на ее основе проводится численное моделирование напряженно-деформированного состояния. Затем отдельно строится физическая модель и проводится эксперимент. Результаты численного и физического моделирования сравниваются. На основе этого сравнения в математическую модель вносятся коррективы (см. рис. 2). После коррекции математической модели можно провести следующую итерацию. Процесс можно повторять необходимое количество раз, пока модель с необходимой точностью можно считать достоверной.

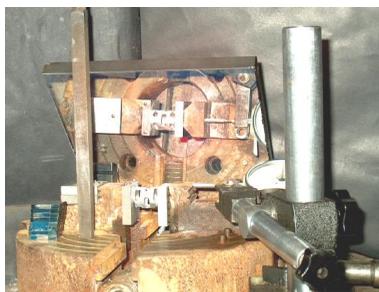
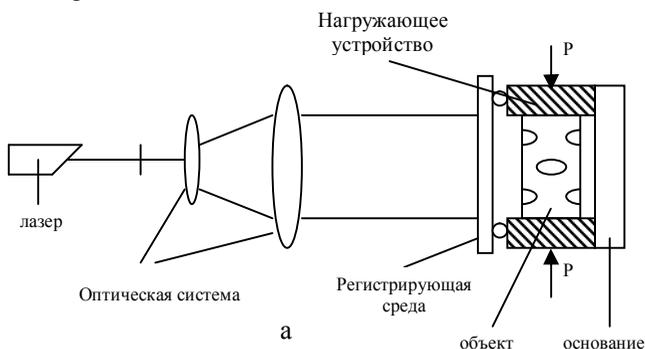


Рис. 3. Схема экспериментальной установки (а), установка в сборе (б) и рабочий момент исследований на голографической установке СИН-1 (в)

Экспериментальная установка для записи и расшифровки интерферограмм исследуемого эндопротеза. На рис. 3 изображена схема экспериментальной установки. На основании смонтировано нагружающее устройство, которое с заданной нагрузкой воздействует сжимающим усилием на объект. Состояние объекта регистрируется на фотопластине, освещаемой лазером через оптическую систему. Используется He-Ne-лазер непрерывного действия с длиной волны $\lambda = 632,8$ нм. В качестве регистрирующей среды используются высококачественные фотопластины ПФГ-03.

Результаты экспериментальных исследований. На рис. 4, 5 приведены фотографии интерферограмм исследуемого объекта. Хорошо видно нагружающее устройство. Черные полосы на интерферограммах, так называемые линии уровня – это линии равных перемещений точек конструкции (показаны различные проекции исследуемого объекта). Исследовались 2 типоразмера эндопротеза : 1) высотой три характерных „пояса” (т.е. повторяющихся элементов протеза, но повернутых на 60° вокруг осевой относительно друг друга); 2) высотой пять „поясов”. Это соответствует различным анатомическим особенностям отдельных пациентов и патологий.

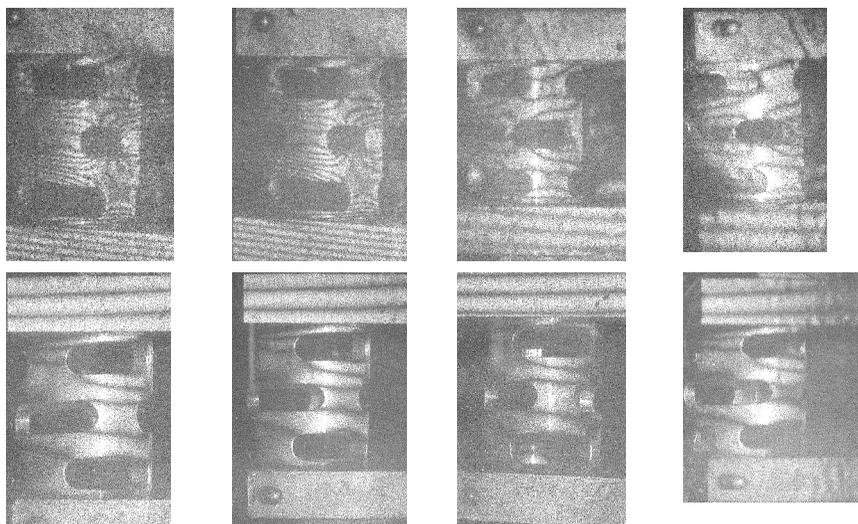


Рис. 4. Фотографии интерферограмм эндопротеза (вариант 1)

В данном конкретном случае особенность конструкции (а именно – сочетание осевой повторяемости с угловым смещением, а также циклическая симметрия каждого „пояса”) позволяет существенно упростить схему записи и технологию расшифровки интерферограмм. Вместо изменения положения регистрирующей среды изменяется положение самого объекта исследований (см. рис. 4, 5). При этом средняя видимая образующая в каждой проекции эндопротеза лежит в касательной плоскости к регистрирующей среде. Кроме

того, лазерное излучение падает перпендикулярно к этим плоскостям. Из этого следует, что можно напрямую применить формулу для вычисления нормальных компонент перемещений вдоль соответствующей образующей. А поскольку фиксируются интерферограммы, соответствующие различным угловым положениям исследуемого эндопротеза, то в результате можно получить набор распределений нормальных компонент перемещений во всех интересующих областях. Таким образом, в данном случае удалось модифицировать традиционную технологию спекл-голографического исследования.

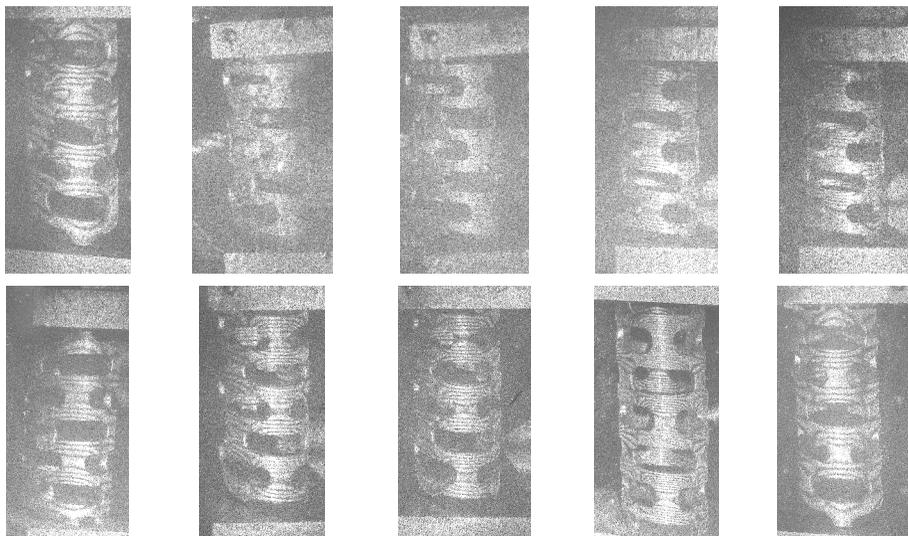


Рис. 5. Фотографии интерферограмм эндопротеза (вариант 2)

3. Сравнение результатов численных и экспериментальных исследований. На рис. 6 представлено поле перемещений боковой поверхности эндопротеза при действии осевого сжимающего усилия, полученное численным моделированием НДС методом конечных элементов. На рис. 7 приведена интерференционная картина деформирования внешней поверхности эндопротеза, полученная при экспериментальном исследовании методом голографической интерферометрии. Выбираем характерные точки и сравниваем полученные результаты для численного моделирования и физического эксперимента.

Результат сравнения приведен на рис. 8. Анализ результатов показывает, что в данном случае модель эндопротеза можно считать достоверной и использо-

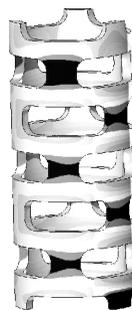


Рис. 6. Поле перемещений боковой поверхности эндопротеза при действии осевого сжимающего усилия, полученное численным моделированием при помощи МКЭ

вать для дальнейших исследований, например для моделирования сегмента позвоночного столба с установленным эндопротезом. При этом параметры конечно-элементной модели (тип конечных элементов, их количество и расположение зон сгущения-разрежения) являлись варьируемыми. В качестве принятых были выбраны параметры, которые обеспечивают сбалансированность численной модели по точности моделирования НДС и по объему конечно-элементной модели.

Заключение. По результатам работы можно сделать следующие выводы.

1. Предложен новый подход к расчетно-экспериментальному исследованию отдельных элементов биомеханических систем. Он отличается тем, что экспериментальные и численные исследования проводятся параллельно и независимо различными исследовательскими группами, а их результатом являются достоверные конечно-элементные модели элементов биомеханических систем.



Рис. 7. Интерференционная картина деформирования внешней поверхности эндопротеза при экспериментальном исследовании методом голографической интерферометрии

2. Предложено применить схему записи и расшифровки, которые позволяют оперативно решать задачи анализа НДС по набору интерферограмм, причем в данном случае можно на одном и том же объекте исследовать его различные проекции.

3. Получены экспериментально обоснованные конечно-элементные модели исследуемых эндопротезов, отличающиеся сбалансированностью по густоте конечно-элементной сетки и точности описания напряженно-деформированного состояния.

4. Обоснованы параметры важного элемента биомеханических систем (эндопротеза), которые можно использовать в численной модели многокомпонентной системы “сегмент позвоночника – эндопротез”.

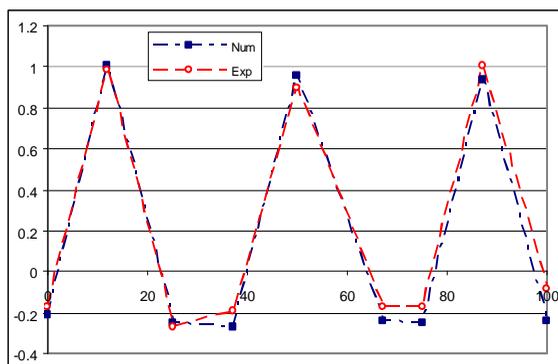


Рис. 8. Сравнительные картины распределения относительных радиальных перемещений боковой поверхности эндопротеза по данным численных (Num) и экспериментальных (Exp) исследований методами конечных элементов и голографической интерферометрии вдоль одного из сечений

Таким образом, разработанный способ расчетно-экспериментального обоснования параметров конечно-элементных моделей эндопротезов отличается высокой достоверностью получаемых результатов и точностью синтезируемых численных моделей (погрешность на уровне 5%). Он может встраиваться в общую цепь расчетно-экспериментальных исследований напряженно-деформированного состояния эндопротезов различного типа, конструктивного исполнения, а также из различных материалов.

Основные направления дальнейших исследований – использование полученных моделей для исследования поведения биомеханической системы, образующейся в результате соединения механической и биологической компонент костно-металлического блока.

Список литературы 1. *Ткачук Н.А., Веретельник Ю.В.* К вопросу анализа и синтеза элементов биомеханических систем // Вісник Національного технічного університету “ХПІ”. Тем. вип.: Динаміка і міцність машин. – Харків: НТУ “ХПІ”, 2004.– № 31. – С.149-152. **2.** *Веретельник Ю.В.* Модели элементов биомеханических систем: решение прямых и обратных задач // Механіка та машинобудування. – Харків: НТУ “ХПІ”, 2004.– № 2. – С.63-67. **3.** *Ткачук М.А., Веретельник Ю.В., Пионтковский В.К.* Биомеханические системы: узагальнений параметричний опис. // Вісник НТУ „ХПІ” Тем. вип.: „Машинознавство та САПР” – Харків: НТУ “ХПІ”, 2006.– № 3. – С.173-179. **4.** *Tkachuk N.A., Veretelnyk Y.V., Tkachuk N.N.* Generalized parametrical approach to research of biomechanical systems elements. Advanced Information and Telemedicine Technologies for Health (АІТТН’2005): Proceedings of the International Conference (November 8–10, 2005, Minsk, Belarus). In two volumes. Vol. 2. – Minsk: United Institute of Informatics Problems of the National Academy of Sciences of Belarus, 2005. – PP.63-67. **5.** *Veretelnyk Y.V., Radchenko V.A., Shmanko A.P.* The stressedly-deformed state automated analysis system of the implants used in spine reconstruction-restoration operations. Advanced Information and Telemedicine Technologies for Health (АІТТН’2005): Proceedings of the International Conference (November 8–10, 2005, Minsk, Belarus). In two volumes. Vol. 2. – Minsk: United Institute of Informatics Problems of the National Academy of Sciences of Belarus, 2005. – PP.68-71. **6.** *Ткачук М.А., Радченко В.О., Веретельник Ю.В.* Узагальнений параметричний опис складних біомеханічних систем. // Вісник НТУ „ХПІ” Тем. вип. Динаміка і міцність машин. – Харків: НТУ “ХПІ”, 2005.– № 47. – С.173-180. **7.** *Веретельник Ю.В.* Расчетно-экспериментальное определение напряженно-деформированного состояния титановых эндопротезов // Вісник НТУ „ХПІ” Тем. вип. “Машинознавство і САПР” – Харків: НТУ “ХПІ”, 2005.– № 53. – С.40-54. **8.** *Радченко В.А., Шманько А.П., Ткачук Н.А., Веретельник Ю.В.* Моделирование поведения биомеханических систем „позвонок-эндопротез” на основе метода конечных элементов // Ортопедия и травматология. – 2005. – № 1. – С.24-31. **9.** *Веретельник Ю.В.* К вопросу моделирования свойств материалов биомеханических систем // Механіка та машинобудування – Харків: НТУ “ХПІ”, 2005.– № 1. – С.284-288. **10.** *Пионтковский В.К., Веретельник Ю.В.* Исследование влияния параметров полиаксиального винта на напряженно-деформированное состояние сегментов позвоночника с системой фиксации // Вісник НТУ „ХПІ”. Тем. вип. “Машинознавство і САПР” – Харків: НТУ “ХПІ”, 2007.– № 3. – С.125-137. **11.** *Faciszewski T. et al.* The surgical and medical perioperative complications of anterior spinal fusion surgery in thoracic and lumbar spine in adults. A review of 1223 procedures // Spine. –1995. – Vol.20, №14. – p.1592-1599. **12.** *Steffen T., Tsantrizos A. et al.* Cages: design and concepts // Euro Spine. –2000. –Vol.9(7). – PP.5089-5094. **13.** *Liebschner M.A.K., Kopperdahl D.L., Rosenberg W.S., Keaveny T.M.* Finite element modeling of the human thoracolumbar spine // Spine –2003. –Vol.28, №6. –p.559-565. **14.** *Tobias Pitzen, Fred H. Geisler, Dieter Matthis.* The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact and a surgically altered motion segment. Eur. Spine J. (2001) 10:23-29. **15.** *V.K. Goel, Y.E. Kim, T.-H. Lim, J.N.Wienstein.* An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation. Spine vol. 13, 9:1003-1011.

Поступила в редколлегию 12.01.08