

Заключение

1. Исследовано влияние времени вылеживания образцов после напыления покрытия до испытаний на срез. Установлено, что после недели вылеживания образцов адгезионная прочность покрытия снижается в 2 раза, а после месяца вылеживания – примерно в 2,5 раза.
2. Установлено, что после месяца вылеживания адгезионная прочность образцов, подвергнутых термоводородной обработке, снижается приблизительно в 1,4-1,8 раза в зависимости от температуры нагрева подложки. С увеличением температуры нагрева подложки с 200 до 500°С адгезионная прочность возрастает с 140 до 210 МПа.
3. Для сохранения адгезионной прочности на максимальном уровне после напыления рекомендуется проводить термическую обработку для снятия остаточных напряжений и активации диффузионных процессов. Перерыв между напылением и термической обработкой не должен превышать 24 часов.

Литература

1. Новые материалы / В.Н. Анциферов, А.А. Ильин и др. Под науч. Ред. Ю.С. Карабасова. – М.: МИСИС, 2002. – 736 с.
2. Водородная технология титановых сплавов. / А.А. Ильин, Б.А. Колачев, В.К. Носов, А.М. Мамонов – М.: МИСИС, 2002. – 392 с.
3. Бабин С.В., Егоров Е.Н. Влияние термоводородной обработки на адгезию пористого титанового покрытия ВТ1-0 к подложке ВТ6./ Сб. тезисов докладов междунар. Научно-технической конференции «XXVII Гагаринские чтения», 2001. – С. 56.

УДК 669.295'245: 615.472

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ПОВЕДЕНИЯ БЕДРЕННОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ЦЕМЕНТНОЙ ФИКСАЦИИ

д.т.н., проф. А.М. Мамонов, к.т.н. В.Н. Карпов, к.т.н., доц. А.Р. Палтиевич,
к.т.н. А.А. Левочкин

Методом математического компьютерного моделирования определены параметры напряженно-деформированного состояния и механического поведения костных структур при эндопротезировании тазобедренного сустава с использованием ножки цементной фиксации «Имплатн-Ц». Близость полученных параметров к параметрам здоровой бедренной кости при функциональной нагрузке свидетельствует о хорошей биомеханической совместимости бедренного компонента.

By mathematical computer modeling method parameters of mode of deformation and of mechanical behavior of bone structures during hip replacement using "Implatn-C" stem of cement fixation were determined. The closeness of obtained parameters to parameters of unaffected femoral bone during functional load indicates good biomechanical compatibility of femoral component.

Математическое моделирование биомеханики системы «эндопротез – цементная мантия – бедренная кость» является важным и исключительно информативным этапом разработки конструкции эндопротеза, т.к. позволяет проводить многосторонний анализ и прогнозирование его работоспособности при воздействии функциональных механических нагрузок. По объему получаемой информации эти методы превосходят экспериментальные, а их достоверность постоянно повышается с развитием математических методов численного анализа, их программного обеспечения и технических возможностей компьютерной техники.



Рис. 1. Ножка бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава «ИМПЛАНТ-Ц»

Анализ напряженно-деформированного состояния и механического поведения системы «бедренная кость – костный цемент – ножка эндопротеза» проведен для ножки бедренного компонента эндопротеза ТБС «Имплант-Ц», разработанной в инженерно-медицинском центре «МАТИ-Медтех» и производимой ЗАО «Имплант МТ». Ножка имеет полированную коническую дистальную часть и опорный воротник на плоскость остеотомии и изготовлена из титанового сплава (рис. 1). Разработаны анатомически подобные объемные геометрические компьютерные модели для всех типов размеров ножек (рис. 2). Расчеты проведены методом конечных элементов с использованием программы ANSYS. Исходные данные для расчетов – модули упругости материалов, коэффициенты трения контактирующих пар, величины и направления действия функциональных нагрузок – получены из анализа литературных источников и собственных экспериментов и приведены в табл. 1 [1-3].

В результате проведенных расчетов получены данные, позволяющие с одной стороны оценить работоспособность и надежность каждого компонента системы и системы в целом, механическую совместимость ножки эндопротеза, а с другой - проводить оптимизацию конструкции ножки.

Показано, что основной деформацией системы при действии функциональных нагрузок, возникающих при ходьбе, является сочетание сжатия вдоль оси бедра и изгиба в медиально-латеральном и передне-заднем направлениях.

Таблица 1

Физико-механические параметры моделируемых систем

Компонент системы / Свойства	Кость кортикальная		Кость спонгиозная	Хрящ	Костный цемент**	Ножка (Ti-сплав ВТ20Л)	Дистальная направляющая (СВМПЭ*)
	вдоль оси бедра	поперек оси бедра					
Модуль упругости, ГПа	20	10	0,5	0,1	2	110	1,5
Коэффициент Пуассона	0,3	0,3	0,3	0,25	0,3	0,3	0,25

* СВМПЭ – сверхвысокомолекулярный полиэтилен марки «Хирулен».

** Для расчетов использован цемент Lima CMT-3.

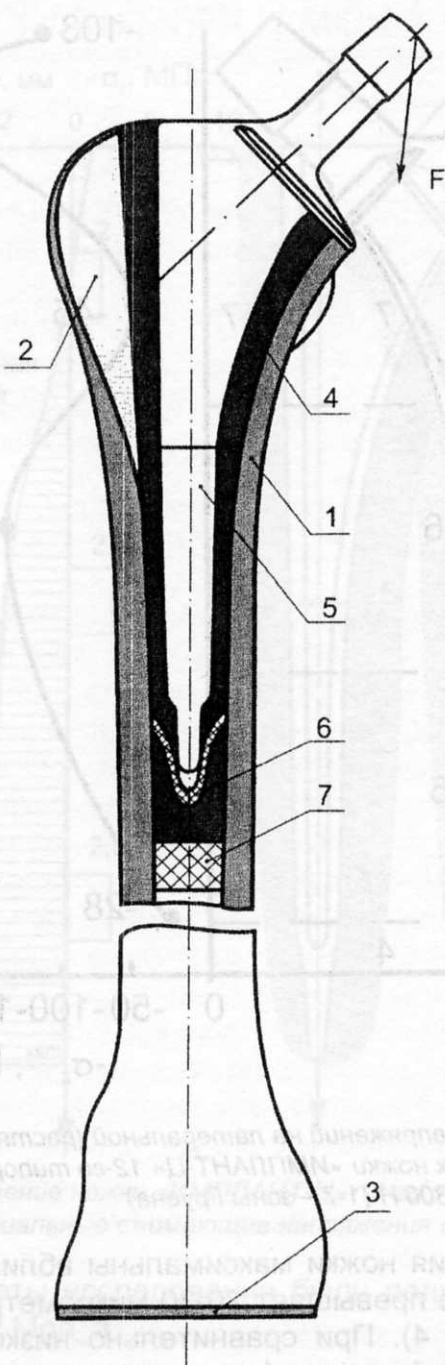


Рис. 2. Геометрическая модель системы «ножка эндопротеза – костный цемент – бедренная кость» (разрез фронтальной плоскостью): 1 – кортикальная кость, 2 – спонгиозная кость, 3 – хрящ, 4 – костный цемент, 5 – ножка эндопротеза, 6 – дистальная направляющая (СВМПЭ), 7 – пробка (СВМПЭ). F – равнодействующая сила нагружения

Установлено, что при максимальной результирующей нагрузке, возникающей на одной из фаз шага и составляющей от 2700 до 3700Н, наибольшие растягивающие напряжения в ножке возникают на латеральной поверхности шейки (над опорным воротником) и в районе критического сечения (2^я зона Груена) (рис. 3). Однако при всех рассчитанных комбинациях нагрузок, офсетов и типов размеров ножек обеспечивается 2^х-3^х – кратный запас ее надежности при 10-летней эксплуатации. Максимальные растягивающие напряжения и деформации в цементной мантии формируются во 2^{ой} зоне Груена, сжимающие – в 7^й и 6^й. Однако их величина существенно ниже пределов усталостной прочности наиболее известных марок цементов, что свидетельствует о достаточной надежности фиксации ножки.

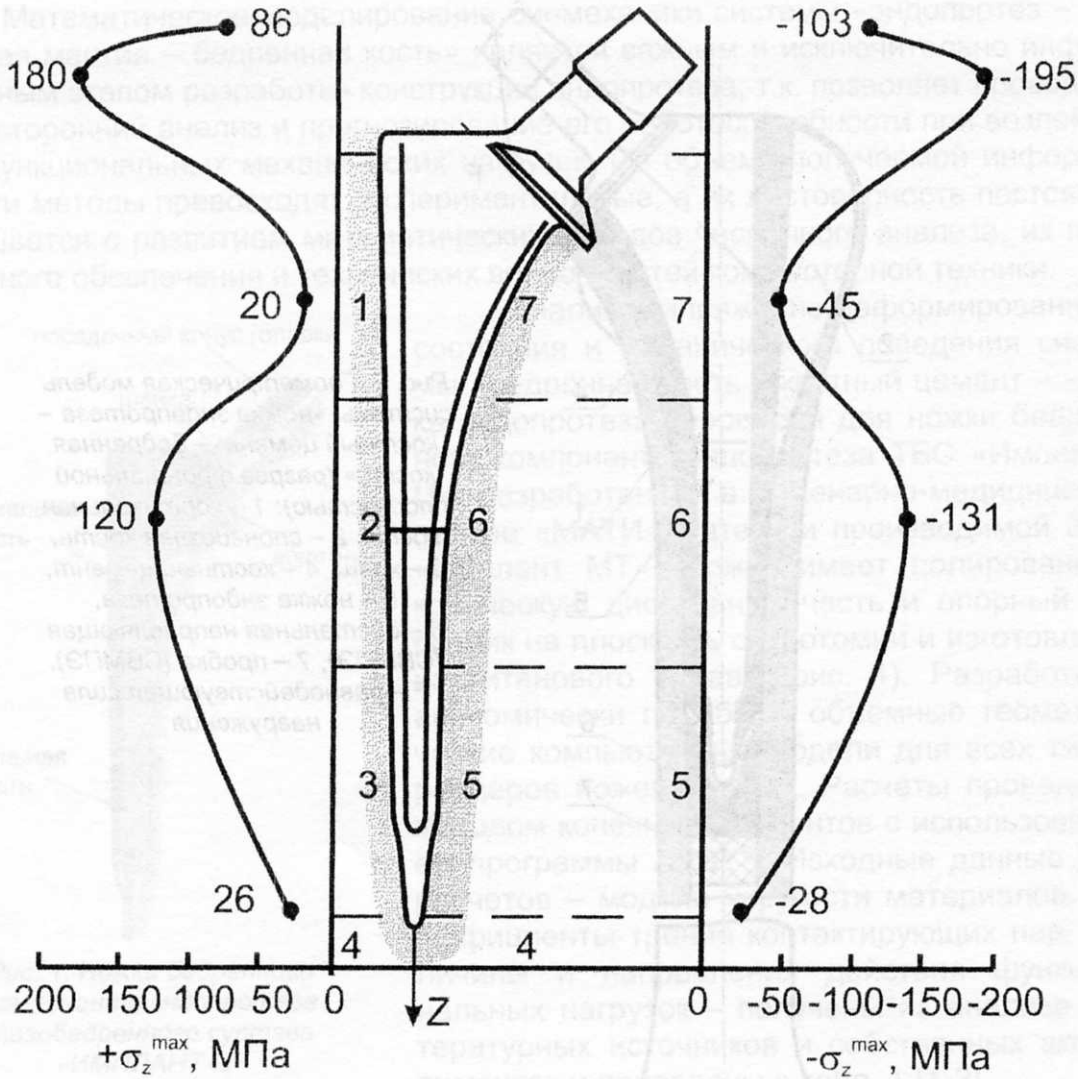


Рис. 3. Распределение осевых напряжений на латеральной (растяжение) и медиальной (сжатие) сторонах ножки «ИМПЛАНТ-Ц» 12-го типоразмера при нагрузке 3300 Н (1-7 – зоны Груена)

Циклические осевые смещения ножки максимальны вблизи ее дистального конца, однако их амплитуда не превышает 20-30 микрометров, благодаря наличию опорного воротника (рис. 4). При сравнительно низких сжимающих контактных напряжениях в цементной мантии (давлении ножки на цемент) это обеспечивает достаточно небольшую работу сил трения на границе металл – цемент, а следовательно хорошую износостойкость цемента при трении.

Методом математического компьютерного моделирования определены параметры напряженно-деформированного состояния и механического поведения костных структур при эндопротезировании тазобедренного сустава с использованием ножки цементной фиксации «Имплант-Ц». Показано, что распределение и величина напряжений и деформаций в кортикале эндопротезированной бедренной кости близки к таковым для здоровой бедренной кости. Наряду с другими биомеханическими параметрами – перемещением центра бедренной головки, прогибом кости и др., – это свидетельствует о хорошей биомеханической совместимости ножки бедренного компонента.

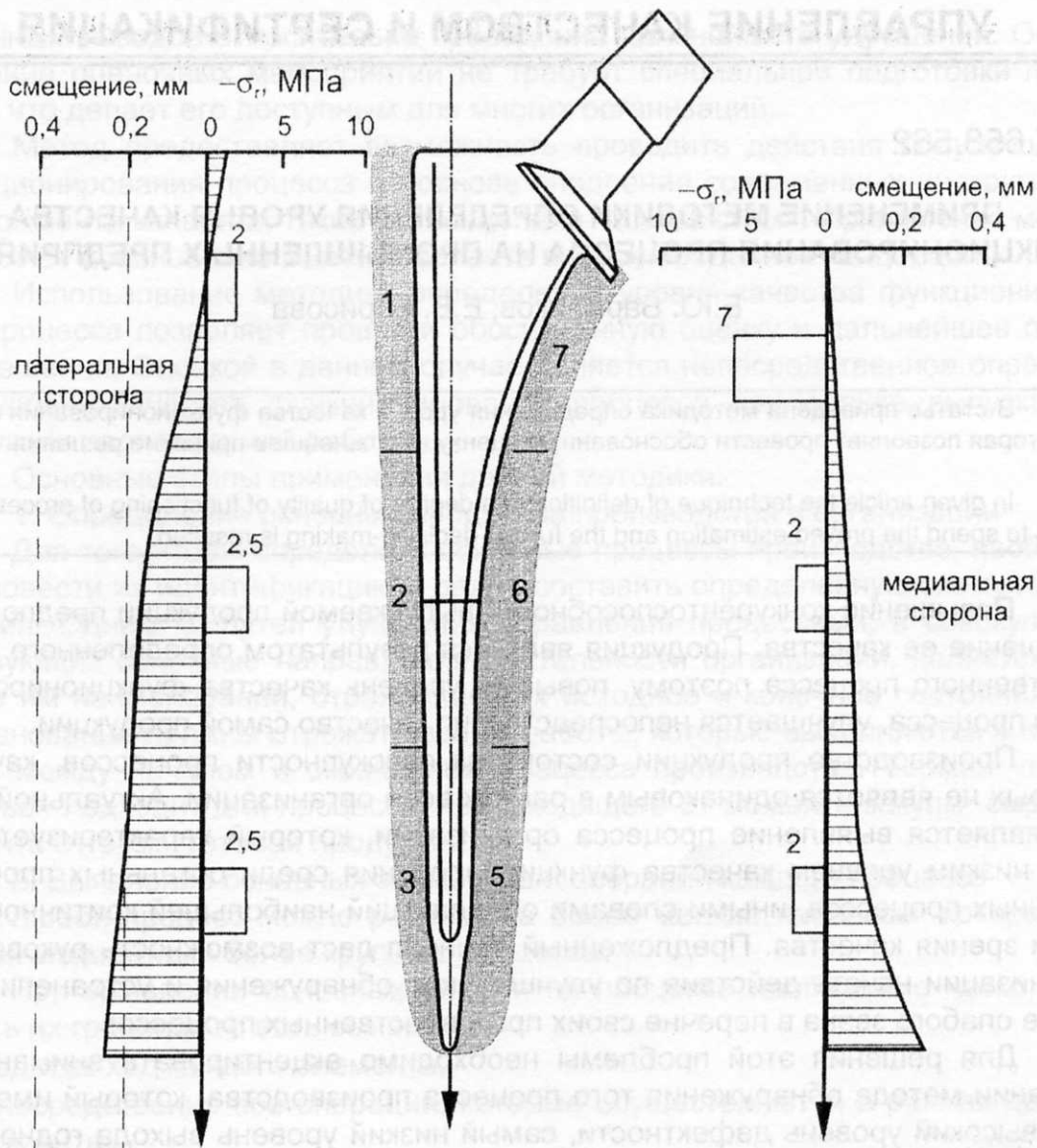


Рис. 4 Смещение ножки «ИМПЛАНТ-Ц» 12-го типоразмера относительно цемента, радиальные сжимающие напряжения σ_r в цементе по зонам Груена

Результаты исследования были получены при поддержке гранта РФФИ № 06-04-90812 Мол_а.

Литература

1. Evans F. Mechanical properties of bone. Charls C. Tomas. Springfield. 1973. – 300 p.
2. Кнетс И.В., Пфафорд Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. – Рига: Зинатне, 1980 – 319 с.
3. Ильин А.А., Скворцова С.В., Мамонов А.М., Карпов В.Н., Поляков О.А. Применение титана и его сплавов в медицине. / Перспективные технологии легких и специальных сплавов / Сб. к 100-летию со дня рожд. акад. А.И. Белова. – М.: Физматлит, 2006. – С. 399-408.