

УДК 531/534:57+612.7

## ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ПРОЧНОСТИ УГЛЕРОД-УГЛЕРОДНОГО ЭНДОПРОТЕЗА ГОЛОВКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ СТАТИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЯХ

А.Н. Аношкин\*, Ю.А. Змеев\*\*, Д.С. Иванов\*, С.Г. Иванов\*,  
А.А. Ташкинов\*, П.Г. Удинцев\*\*

\* Кафедра механики композиционных материалов и конструкций Пермского государственного технического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский пр., 29а; e-mail: iv@mkmk.pstu.ac.ru  
\*\* Институт термохимии, Россия, 614600, Пермь, ул. Новозвягинская, 57

**Аннотация.** Объектом исследования являются эндопротезы головки бедренной кости из углерод-углеродного композиционного материала на основе ткани «Урал ТМ/4-22», разработанные и изготавливаемые в Институте термохимии Уральского научно-исследовательского института композиционных материалов. В пакете ANSYS 5.5 моделируется напряженно-деформированное состояние эндопротеза при статических испытаниях, проводимых в соответствии со стандартом ISO 7206-5 и прогнозируется предельная нагрузка в этих испытаниях для эндопротезов различных размеров. Исследовано влияние условий нагружения и закрепления эндопротеза на напряженно-деформированное состояние и статическую прочность конструкции в испытаниях. Обоснована упрощенная методика расчета предельной нагрузки в испытаниях.

**Ключевые слова:** эндопротез, бедренная кость, статическое нагружение, метод конечных элементов, распределение напряжений.

### Введение

Число операций по имплантации эндопротезов головки бедренной кости увеличивается с каждым годом. Только в Европе их счет идет на десятки тысяч. Хирург-ортопед может выбрать протезы различных типов и производителей из нержавеющей стали, сплавов на основе кобальта, титановых сплавов и т.д. Однако между металлическими материалами и костью образуется соединительная ткань, что сказывается на работе эндопротезов. Известно, что углерод-углеродные композиционные материалы характеризуются биосовместимостью с тканями человека. Они хорошо приживаются, не давая нежелательных реакций. Уже в 1982 г. появилась информация о стержнях тазобедренных суставов из углерод-углеродных композитов, разработанных в Германии [1]. В 80-х годах в Перми в Уральском научно-исследовательском институте композиционных материалов Ю.А. Змеевым, Ю.К. Осоргиным, П.Г. Удинцевым были разработаны эндопротезы тазобедренного сустава из композита на основе углеродной ткани. Сотрудниками кафедры травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии Пермской государственной медицинской академии А.С. Денисовым и В.Л. Скрыбиным в начале 90-х гг. уже были проведены десятки операций по вживлению углерод-углеродных эндопротезов.

Материал, выпускаемый сейчас под торговым названием *CarBULAT™*, создается одновременно с конструкцией на основе ткани «Урал ТМ/4-22», уплотняемой пироуглеродной матрицей в процессе газозаполнения [2]. Продвижение его на рынок европейских стран требует проведения испытаний в сертифицированных лабораториях, в том числе статических испытаний до разрушения по стандарту *ISO 7206-5*. Отметим, что высокая стоимость материала-конструкции и сертифицированных испытаний делает целесообразным предварительное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния эндопротеза и прогнозирование предельной нагрузки для эндопротезов различных типоразмеров.

### Схема испытания

Для статических испытаний, проводимых в соответствии со стандартом *ISO 7206*, образцы эндопротезов готовятся специальным образом. На конус эндопротеза (шейку) надевается стальная головка, представляющая собой шаровой сегмент диаметром 34 мм и высотой 28 мм, в котором выполнено коническое отверстие с конусом Морзе 14x16 мм глубиной 20 мм. Ножка эндопротеза устанавливается в стальной сосуд и заливается смесью на основе эпоксидной смолы и твердого наполнителя таким образом, чтобы расстояние  $H$  от центра головки до плоскости заделки было  $80 \pm 2$  мм, углы между осью ножки и вертикалью в двух взаимно перпендикулярных плоскостях составляли  $9^\circ$  и  $10^\circ$ . Образец выдерживается не менее суток до полного отверждения смолы. Готовый к испытаниям эндопротез показан на рис.1.

На головку эндопротеза при испытаниях сверху накладывается стальная плита с соответствующим шаровым углублением. Схема нагружения в испытательном устройстве приведена на рис. 2.



Рис. 1. Образец для статических и усталостных испытаний

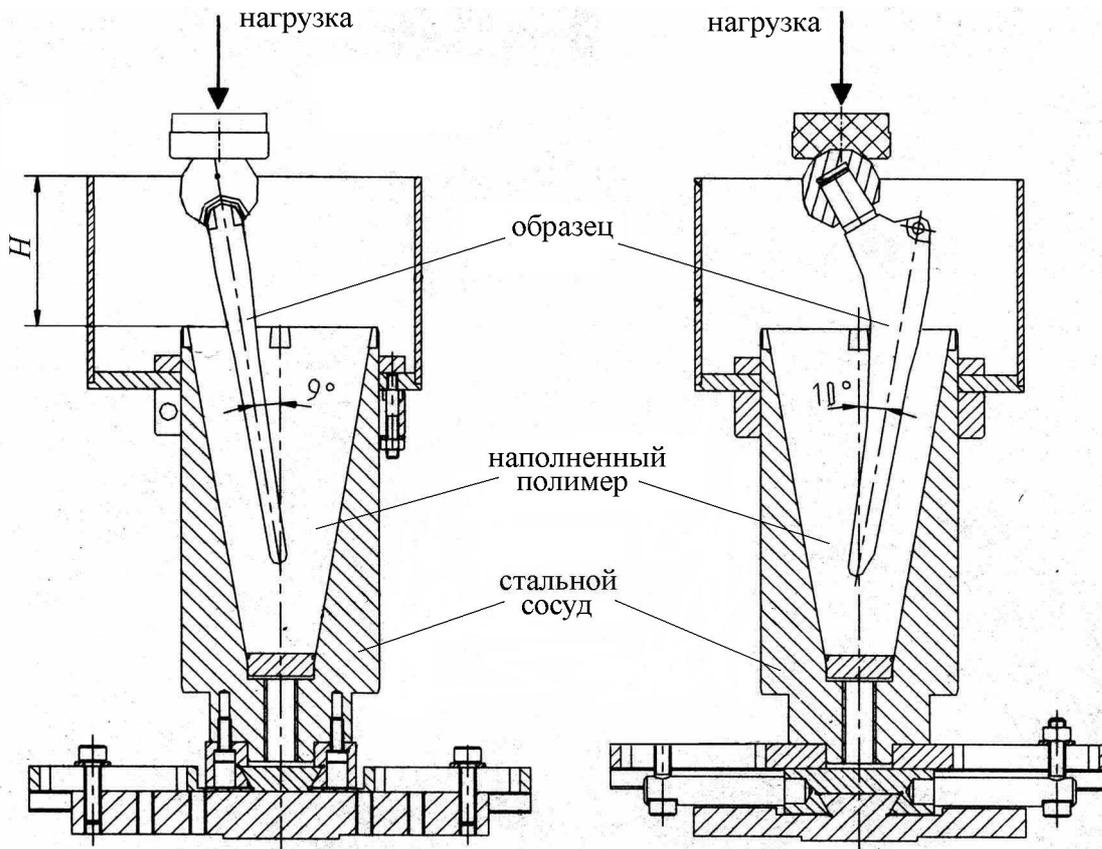


Рис. 2. Схема нагружения эндопротеза в испытательном устройстве

### Построение геометрической и конечноэлементной модели статических испытаний эндопротеза тазобедренной кости в пакете ANSYS 5.5

Твердотельная трехмерная модель испытаний эндопротеза сустава тазобедренной кости создана по двумерным проекциям протеза (рис. 3 и 4) на основе схемы нагружения (рис. 2). Поскольку протезы проектируются на различные типоразмеры с определенным диапазоном изменения геометрических характеристик, реализована параметрическая модель вычислительного эксперимента. В качестве базовых параметров конструкции, определяющих ее геометрию, приняты размеры сечений *A-A*, *B-B*, высота основания (ножки) и шейки протеза, радиус скругления переходной части и другие размеры (рис. 3 и 4). Работа осуществлена в графическом процессоре пакета ANSYS 5.5.

Модель строилась преимущественно по принципу: точки – линии – поверхности – объемы. Логические операции, такие как вычитание (*OVLAP*), склейка (*GLUE*), разделение (*DIVIDE*, *SBA*) геометрических примитивов сведены до необходимого минимума, что в данном графическом редакторе обеспечивает большую надежность последующих численных расчетов. Выбираются опорные точки, линии строятся по готовым опорным точкам. Аппроксимация линий по точкам задается прямыми, сегментами окружностей и сплайн-аппроксимациями. Поверхности, если они не лежат в одной плоскости, интерполируются полиномом третьей степени.

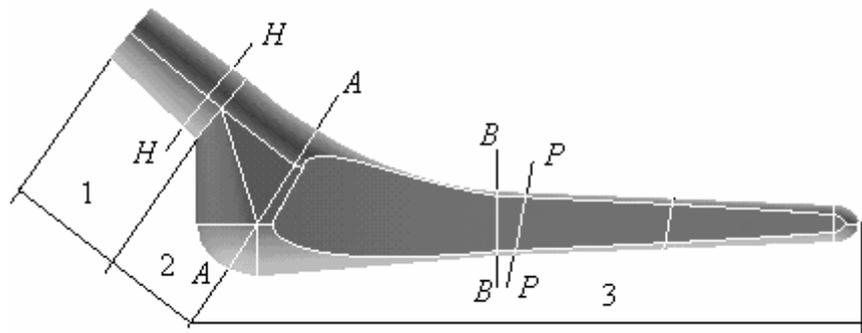


Рис. 3. Фрагменты эндопротеза: 1 – шейка; 2 – переходная часть; 3 – ножка.  $P-P$  – сечение поверхностью заделки;  $H-H$  – граница контакта с головкой

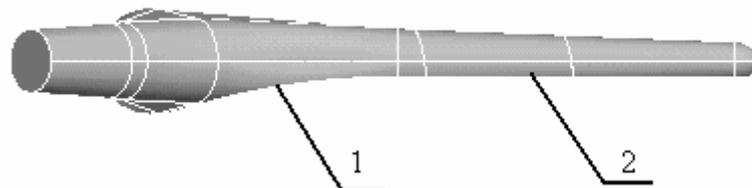


Рис. 4. Несимметричность эндопротеза: 1 – цилиндрическая поверхность; 2 – плоскость

Построение геометрической модели осуществляется поэлементно. Так, например, отдельно строится верхняя (шейка), переходная, нижняя (основание) части эндопротеза, заделка, нагружающая система. На рис. 3 приведено разбиение эндопротеза на фрагменты для описания его геометрии, на рис. 4 показано задание несимметричности геометрической модели протеза.

Заделка оформляется в виде усеченного конуса, ось основания эндопротеза ориентирована в нем под заданными углами с нормалью к верхней плоскости заделки ( $9^\circ$  и  $10^\circ$  в двух взаимно перпендикулярных плоскостях, рис. 3). Плоскость площадки, на которой приложена нормальная нагрузка, параллельна плоскости заделки (рис. 5). Величина погружения ножки эндопротеза в заделку может быть различной. Она определяется расстоянием  $H$  между точкой  $C$  центра сферической головки и плоскостью входа ножки в эпоксидную заделку. Для стандартных испытаний предусмотрено задание  $H = 80 \pm 2$  мм. Для исследования влияния условий закрепления в обойме на напряженно-деформированное состояние эндопротеза построены модели и проведены расчеты для двух величин  $H = 80$  мм и  $H = 56$  мм.

Специфика данной задачи заключается в том, что в рассматриваемой конструкции имеет место контакт тел с существенно отличающимися материальными свойствами (заделка – основание эндопротеза, шейка – нагружающая система). Как будет показано ниже, это приводит к значительной концентрации напряжений в локальных зонах. Поэтому принципиальным является вопрос о выборе типа конечных элементов и их числа в особых зонах.

В работе использовались два типа конечных элементов: *Solid45*, *Solid92*. Первый характеризуется линейной аппроксимацией перемещений и кусочно постоянной аппроксимацией напряжений, второй – квадратичной аппроксимацией перемещений и линейной аппроксимацией напряжений. Выбор того или иного типа аппроксимации осуществлялся из решения серии предварительных задач для рассматриваемой конструкции с разной густотой разбивки.

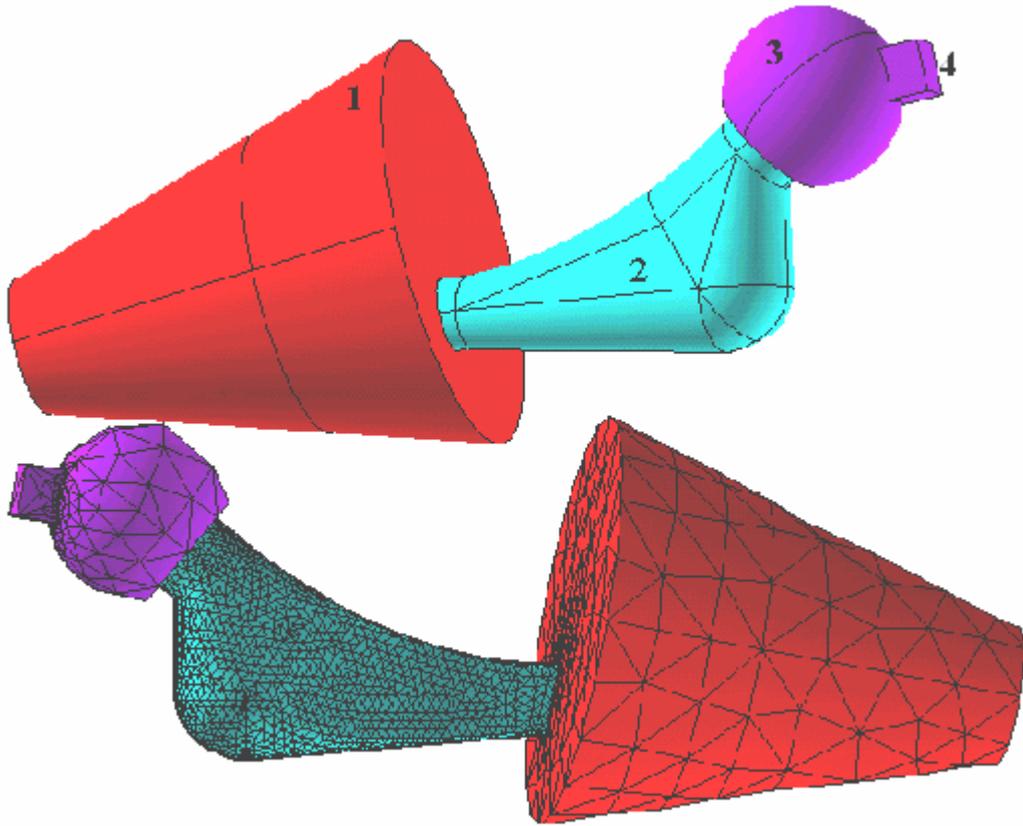


Рис. 5. Твёрдотельная и конечноэлементная трехмерные модели эксперимента. 1 – заделка, 2 – эндопротез, 3 – стальная головка, 4 – площадка приложения нагрузки

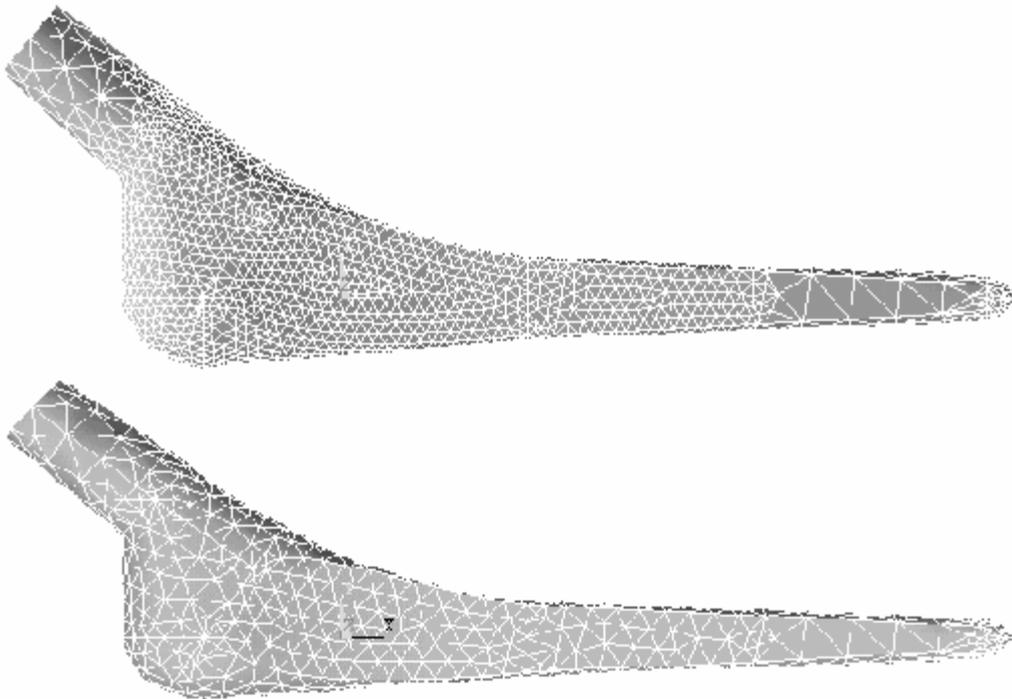


Рис. 6. Примеры конечноэлементных сеток. Число конечных элементов варьируется от 10 000 до 20 000

Таблица

Упругие характеристики материала

$E_z$	$E_r$	$E_\theta$	$G_{zr}$	$G_{\theta r}$	$G_{\theta z}$	$\nu_{zr}$	$\nu_{\theta r}$	$\nu_{\theta z}$
20 ГПа	10 ГПа	17 ГПа	1,6 ГПа	1,6 ГПа	1,2 ГПа	0,125	0,147	0,16

В написанной процедуре разбивки твердотельной модели число конечных элементов, привязанных к какой-либо линии, может варьироваться. На рис. 6 приведены примеры конечноэлементных разбивок с 10000 и 20000 конечных элементов.

Заготовка для эндопротеза сшивается углеродной нитью в виде кокона из нескольких специально выкроенных слоев пропитанного полимерным связующим тканого углеродного материала «Урал ТМ/4-22». Полученную заготовку укладывают в металлическую форму, изгибая таким образом, что направление нитей основы ткани в шейке составляет угол примерно  $40^\circ$  по отношению к направлению нитей основы в ножке. После процессов формования и отверждения полимерного связующего заготовка отправляется в установку газофазного осаждения пироуглеродной матрицы.

В расчетах материал конструкции рассматривается как однородный, локально ортотропный, с эффективными свойствами, определяемыми из эксперимента. В расчетах принято, что протез состоит из двух фрагментов, у каждого из которых свое направление оси цилиндрической ортотропии (условно шейка и основание протеза). Эти оси ортотропии направлены под углом  $40^\circ$  по отношению друг к другу в соответствии с основным направлением основания и шейки протеза. Граница, делящая протез на участки с разными материальными свойствами, – сечение А-А (см. рис. 3). Упругие свойства материала в цилиндрической системе координат указаны в таблице, где  $z$ ,  $r$ ,  $\theta$  – направления главных осей цилиндрической ортотропии:  $z$  совпадает с осью симметрии,  $r$  – радиальное и  $\theta$  – окружное направления.

На внешних поверхностях объема заделки задается жесткое закрепление. На верхнюю площадку стального шара прикладывается распределенная вертикальная нагрузка с интегральной величиной усилия 1000 Н. В силу линейности постановки задачи направление нагрузки остается неизменным вне зависимости от ее величины.

### Оценка напряженно-деформированного состояния эндопротеза при статических испытаниях на прочность

Результаты расчетов напряженного состояния эндопротеза анализировались в координатных системах, связанных с осями ортотропии отдельно для двух фрагментов, описанных в разделе 2 (фрагмент 1 – в районе шейки и фрагмент 2 – нижняя часть ножки эндопротеза). Особое внимание уделялось характеру изменения полей напряжений в зонах контакта различных материалов на свободных поверхностях.

Существуют две зоны концентрации напряжений: в области контакта стальной головки эндопротеза с шейкой и в области контакта заделки с нижней частью ножки. Результаты различных экспериментов подтверждают наличие в этих зонах наиболее вероятного разрушения. В экспериментах с расстоянием от центра сферы до плоскости входа ножки в заделку  $H = 80$  мм разрушение фиксировалось в окрестности контакта заделки с нижней частью ножки. При испытаниях некоторых образцов с уменьшенным значением  $H \approx 50 \div 60$  мм разрушение происходило в окрестности контакта сферической головки и шейки с трещиной на растянутой стороне, имеющей кольцевое направление. На рис. 7 показано распределение осевых напряжений в шейке эндопротеза в эксперименте с расстоянием  $H = 80$  мм.

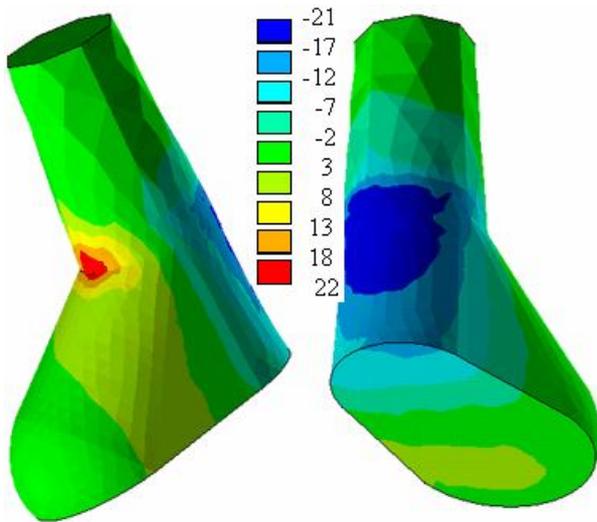


Рис. 7. Осевые напряжения (МПа) в шейке протеза в окрестности контактной зоны

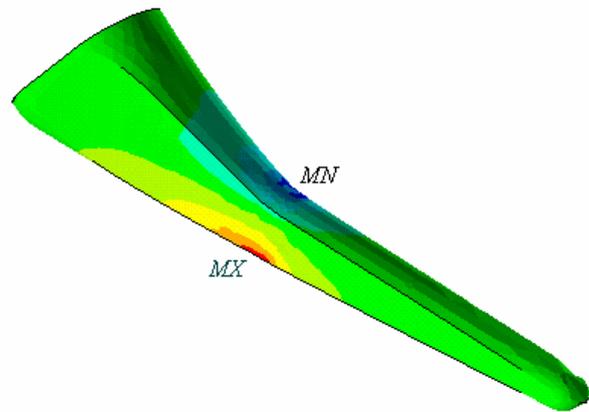


Рис. 8. Зоны концентрации максимальных растягивающих ( $MX$ ) и максимальных сжимающих напряжений ( $MN$ ) в окрестности заделки

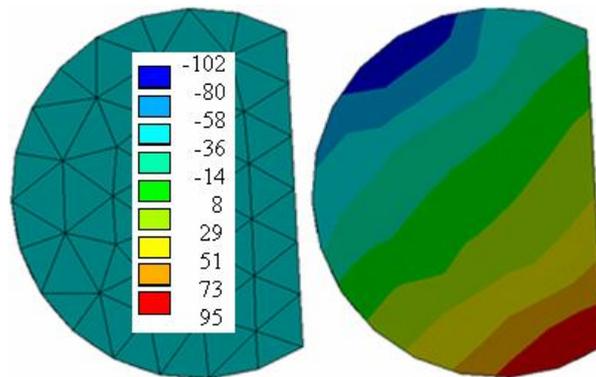


Рис. 9. Осевые напряжения (МПа) в ножке протеза в сечении заделки при  $H = 80$  мм

Максимальные напряжения в ножке эндопротеза возникают в месте входа ее в эпоксидную смолу в направлении основы ткани (практически совпадающего с направлением оси  $z$ ). На рисунках 8–9 показан характер распределения осевых напряжений в экспериментах с расстоянием точки  $C$  от плоскости входа ножки в заделку,  $H = 80$  мм. Другие компоненты тензора напряжений оказываются существенно меньшими по величине, чем осевые напряжения в окрестности заделки.

Анализ осевых напряжений в сечении плоскостью заделки позволяет проанализировать справедливость гипотезы плоских сечений. Оказывается, с достаточной степенью достоверности она может быть принята для рассмотренных вариантов протезов. Об этом говорит распределение осевых напряжений в сечении, поскольку оно достаточно хорошо аппроксимируется линейным законом (рис. 9). На этой основе построена упрощенная методика прочностного анализа эндопротезов.

Контакт основания эндопротеза с полимерной заделкой для рассматриваемой нагрузки вызывает сильную концентрацию сжимающих и растягивающих напряжений. Численный анализ поля напряжений в этой области с использованием конечных элементов разных типов и размеров позволяет утверждать, что в этих местах имеет место особенность для точного решения задачи теории упругости.

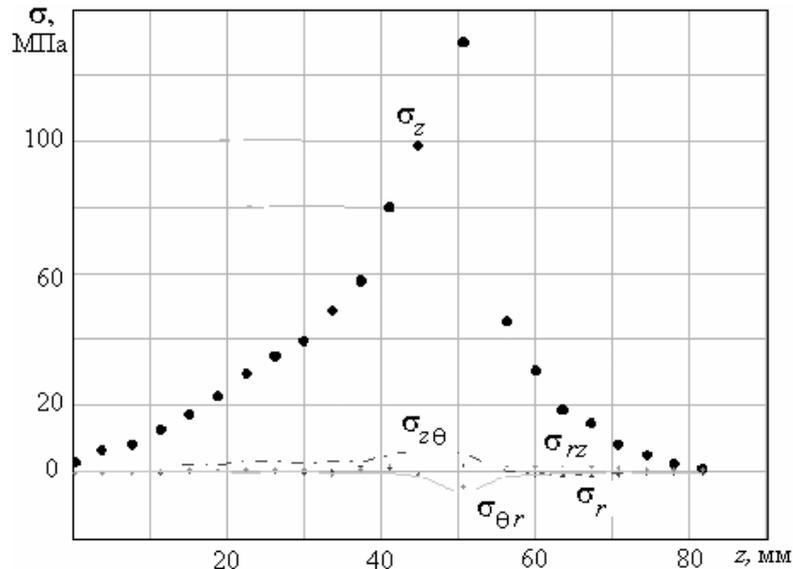


Рис. 10. Зависимость от осевой координаты различных компонент тензора напряжений в окрестности заделки

На рис. 10 показано поведение различных компонент тензора напряжений как функций осевой координаты вдоль ребра нижней части эндопротеза. Видно, что определяющий характер имеют осевые напряжения. С уменьшением размеров конечных элементов увеличиваются максимальные значения напряжений, однако характер зависимости осевых напряжений от координаты не изменяется. Это свидетельствует о возможности прогнозирования прочности конструкции эндопротезов с помощью нелокальных критериев прочности.

Выявленные на основе расчетов в пакете ANSYS закономерности распределения напряжений и деформаций позволили разработать упрощенную методику прочностного анализа эндопротеза из углерод-углеродного композиционного материала на основе подсчета максимальных осевых напряжений по правилам сопротивления материалов. С помощью данной методики произведена оценка прогнозируемой нагрузки разрушения при испытаниях эндопротезов различных типоразмеров.

В качестве исходных данных для расчета были приняты результаты статических испытаний двух образцов эндопротеза с размером  $L = 157,5$  мм. Образцы испытывались на трехточечный изгиб с расстоянием между опорами 120 мм [3]. По данным этих испытаний были рассчитаны максимальные растягивающие  $\sigma_{max}^+$  и максимальные сжимающие  $\sigma_{max}^-$  напряжения в осевом направлении (по отношению к осям, связанным с тканевым материалом, – в направлении основы):  $\sigma_{max}^+ = 216 \div 230$  МПа;  $\sigma_{max}^- = 235 \div 250$  МПа. Принимая рассчитанные растягивающие напряжения в качестве предела прочности материала эндопротеза при растяжении, можно оценить предельную нагрузку при испытаниях эндопротеза любого типоразмера и на внецентренное сжатие в обойме по стандарту ISO 7206-5.

В частности, для эндопротезов того же типоразмера предельная нагрузка, рассчитанная вышеуказанным образом, оказалась равной  $3,0 \div 3,2$  кН. Однако экспериментальные данные для этой нагрузки, полученные на шести образцах [4] данного типоразмера, показывают существенно большие величины нагрузки: 4,7; 4,72; 4,93; 5,25; 5,98; 4,55 кН (среднее значение нагрузки 5,0 кН, коэффициент вариации 10%). Расхождение расчетной и экспериментально определенной предельной нагрузки обусловлено существенно различными условиями работы конструкции в этих двух

видах испытаний. При трехточечном изгибе нагрузка сосредоточена на очень малой площадке, что приводит к повреждению поверхностных слоев. В этом случае механизм разрушения несколько отличается от механизма разрушения в условиях испытаний на внецентренное сжатие в обойме по стандарту *ISO 7206*.

Поэтому целесообразно оценивать разрушающую нагрузку при испытаниях на внецентренное сжатие в обойме для образцов различных типоразмеров только по результатам аналогичных испытаний образца эндопротеза одного из типоразмеров.

Рассчитанные по средней по 6 образцам разрушающей нагрузке в испытаниях на внецентренное сжатие в обойме образцов с размером  $L = 157,5$  мм максимальные напряжения составляют:  $\sigma^+_{max} = 420$  МПа;  $\sigma^-_{max} = 390$  МПа. Принимая рассчитанные растягивающие напряжения в качестве предела прочности материала эндопротеза при растяжении, получим расчетное среднее значение разрушающей нагрузки 3,8 кН для образцов эндопротеза с размером  $L = 151$  мм и 6,6 кН для образцов эндопротеза с размером  $L = 162,5$  мм.

Итак, попытки использовать в качестве константы максимальные растягивающие напряжения, определяемые из проведенных испытаний на трехточечный изгиб эндопротезов, показывают заниженные значения предельной нагрузки по сравнению с экспериментом. Необходимо определять «прочностную константу» материала (предел прочности в направлении основы ткани при растяжении) из испытания в обойме образца эндопротеза одного из типоразмеров.

### Выводы

Разработана геометрическая модель эндопротеза в пакете *ANSYS 5.5*, выбрана схема конечно-элементной дискретизации геометрической модели. В пакете *ANSYS 5.5* произведены расчеты напряженно-деформированного состояния эндопротеза с учетом анизотропии материала при схеме нагружения, использованной в статических и усталостных испытаниях эндопротезов.

Исследовано влияние условий нагружения и закрепления эндопротеза на напряженно-деформированное состояние и статическую прочность конструкции в испытаниях. Проведен анализ распределения напряжений и деформаций и обоснована упрощенная методика расчета предельной нагрузки в испытаниях.

Проведены расчеты напряженного состояния и предельной нагрузки для различных типоразмеров эндопротезов. Результаты проведенных исследований показывают, что для обоснованной уточненной оценки поведения эндопротезов в бедренной кости необходима экспериментально-теоретическая разработка новых критериев предельного состояния тканевых углерод-углеродных композитов.

### Благодарности

Авторы благодарны Михаилу Готесману за организацию экспериментальных исследований и сотрудникам университета г. Мишкольц (Венгрия) Ласло Шентпетери, доктору Иштвану Галу, профессору Миклошу Тише за проведение испытаний эндопротезов.

### Список литературы

1. Бушуев Ю.Г., Персин М.И., Соколов В.А. Углерод-углеродные композиционные материалы: Справ. изд. М.: Металлургия, 1994.
2. Соколкин Ю.В., Вотинов А.М., Ташкинов А.А., Постных А.М., Чекалкин А.А. Технология и проектирование углерод-углеродных композитов и конструкций. М.: Наука; Физматлит, 1996.
3. Test report on the static loading tests of a hip-prosthesis made of CarBulat™ base material / Register No.: ME-PR 2000 – 1/02, 2/02, 3/02. Miskolc, 2002.
4. Test report on static load tests of a hip-prosthesis and on corrosion-fatigue tests of prosthesis made of CarBulat™ (carbon-carbon composite) modelling its implantation into a human body. / Register No.: ME-PR 4000 – 1/02, 2/02, 3/02, 4/02; 5000 – 1/02, 2/02. Miskolc, 2002.

## STRENGTH PROGNOSIS OF THE CARBON-CARBON HIP PROSTHESIS AT STATIC LOAD TESTS

**A.N. Anoshkin, Yu.A.Zmeev, D.S. Ivanov, S.G. Ivanov, A.A. Tashkinov, P.G. Udintsev  
(Perm, Russia)**

Object of research is a hip joint prosthesis from the carbon - carbon composite material on the basis of the «Ural TM/4-22» fabric. Such a prosthesis is developed and produced in Institute of thermochemistry of the Ural scientific research institute of composite materials. The stress-strain state of a hip joint prosthesis at the static tests according to ISO 7206-5 is modeled using ANSYS 5.5 software. The maximum loads in these tests for hip joint prostheses of the various sizes are predicted. The influence of loading conditions and fastenings of a hip joint prosthesis on the stress-strain state and static durability in tests is investigated. The simplified design procedure of a maximum load in tests is proved.

**Key words:** hip prosthesis, femoral bone, static loading, finite element method, stress distribution.

*Получено 9 июня 2004*