

УДК 539.3

Я.Н. Гайнуллина, аспирант,**М.И. Калинин, канд. техн. наук, доцент,****А.М. Поляков, канд. техн. наук, доцент***Севастопольский национальный технический университет**Межведомственная лаборатория биомеханики**ул. Университетская, 33, г. Севастополь, Украина, 99053**Email: sevbiolab@gmail.com***ОСОБЕННОСТИ РАСЧЕТА СФЕРИЧЕСКИХ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ
КОНСТРУКЦИЙ ОБОЛОЧЕЧНОГО ТИПА**

Предложена методика упрощенного расчета напряженно-деформированного состоянию элементов эндопротезов оболочечного типа. Рассматривается возможность прочностного расчета оболочки, нагруженной как внутренним, так и внешним распределенным асимметричным давлением. Разработана и запатентована конструкция оболочечного эндопротеза.

Ключевые слова: *эндопротез тазобедренного сустава, нажимной механизм, симулятор.*

Необходимость увеличения срока службы имплантируемых систем и конструкций, а также постоянный рост требований к надежности, прочности и устойчивости подобных изделий медицинского назначения, при одновременных попытках снизить массу имплантируемых конструкций, приводит к существенному усложнению анализа напряженно-деформированного состояния тонкостенных (мембранных) оболочек в местах локального нагружения. С появлением и развитием нанотехнологий появилась необходимость разработки методов расчета оболочек при наличии нанотверстий, каналов или разрезов при внешних, внутренних или даже комбинированных локальных распределённых нагрузках. Особый интерес представляет оценка концентрации напряжений в сферических элементах имплантируемых конструкций (эндопротезов), выполненных из алюмооксидной (Al_2O_3), циркониевой, бариевой, натриевой керамики, которая является одной из основных причин их разрушения и приводит к необходимости выполнения ревизионных оперативных вмешательств. Поэтому совершенствование аналитических и экспериментальных методов исследования оболочечных конструкций, позволяющих снизить воздействие разных негативных факторов при изготовлении и применении элементов эндопротезов крупных суставов человека, является важной социально ориентированной задачей.

Целью работы является адаптация прикладных методов расчета элементов конструкций имплантов оболочечного типа, широко применяющихся в последнее время в травматологии, вертебрологии, нейрохирургии и медицине катастроф.

В данной работе объектом и целью исследования является полая сферическая оболочка головки однополюсного эндопротеза тазобедренного сустава (рисунки 1, 2). Оболочка находится под внутренним избыточным давлением и внешним распределенным асимметричным давлением P_i .



Рисунок 1 – Система поверхностного эндопротезирования головки бедра



Рисунок 2 – Головка биполярного эндопротеза оболочечного типа

Максимальное растягивающее напряжение получается на внутренней поверхности в касательном направлении, при наружном радиусе r_a и внутреннем r_i оно составляет

$$\sigma_{z \max} = \frac{0,65r_a^3 + 0,4r_i^3}{r_a^3 - r_i^3} P_i. \quad (1)$$

При приближение к наружной поверхности сферической оболочки напряжения уменьшаются. Если известны или заданы допускаемые напряжения для материала оболочки и внутренний радиус сферы r_i , то можно записать

$$r_a = r_i \sqrt[3]{\frac{k_z + 0,4P_i}{k_z - 0,65P_i}}. \quad (2)$$

При $k_z = 0,65P_i$ знаменатель дроби обращается в нуль и r_a стремится к бесконечности.

Таким образом при $P_i = \frac{k_z}{0,65}$ достигается предел нагрузок для определенного материала или сплава (обычно используются титановые сплавы типа TiAl6V4 или BT-16).

Если толщина стенки сферической оболочки S в сравнении с диаметром сферы имеет незначительную величину, то можно принять допущение о равномерном распределении напряжений по толщине стенки и рассчитать их по формулам:

$$\sigma_z = \frac{d_i \cdot P_i}{4S}, \quad (3)$$

$$S = \frac{d_i \cdot P_i}{4k_z}. \quad (4)$$

Рассматривая сферическую оболочку импланта, нагруженную ассиметричной распределенной нагрузкой P_a (кг/см²), будем исходить из предположения, что равновесие стенки является устойчивым, тогда получим максимальное напряжение сжатия на внутренней поверхности сферы в тангенциальном направлении

$$\sigma_{e \max} = \frac{1,05r_a^3}{r_a^3 - r_i^3} P_a, \quad (5)$$

отсюда следует:

$$r_a = r_i \sqrt[3]{\frac{k}{k - 1,05P_a}}. \quad (6)$$

Давление P_a должно быть меньше, чем $\frac{k}{1,05}$. Для тонкостенных (мембранных) сферических оболочек можно записать

$$\sigma_z = \frac{d_a \cdot P_a}{4S}, \quad (7)$$

$$S = \frac{d_a \cdot P_a}{4k}. \quad (8)$$

Записанное ранее выражение (1) можно преобразовать в следующее:

$$\frac{\sigma_{z \max}}{P_i} = \frac{0,65 \left(\frac{r_a}{r_i} \right)^3 + 0,4}{\left(\frac{r_a}{r_i} \right)^3 - 1}. \quad (9)$$

Видно, что соотношение напряжения к внутреннему давлению $\frac{\sigma_{z \max}}{P_i}$ зависит только от соотношения внешнего и внутреннего радиусов оболочки $\frac{r_a}{r_i}$. Предложены номограммы для упрощения и облегчения расчетов сферических оболочек, нагруженных внешним и внутренним распределенным давлением. Применение кривой «а-а», изображенной на рисунке 3, дает возможность упростить расчет сферических оболочек имплантируемых конструкций.

Аналогичные приемы расчета сферических титановых оболочек применяются при проектировании топливных шаровидных баков в ракетно-космической технике КБ «Южное».

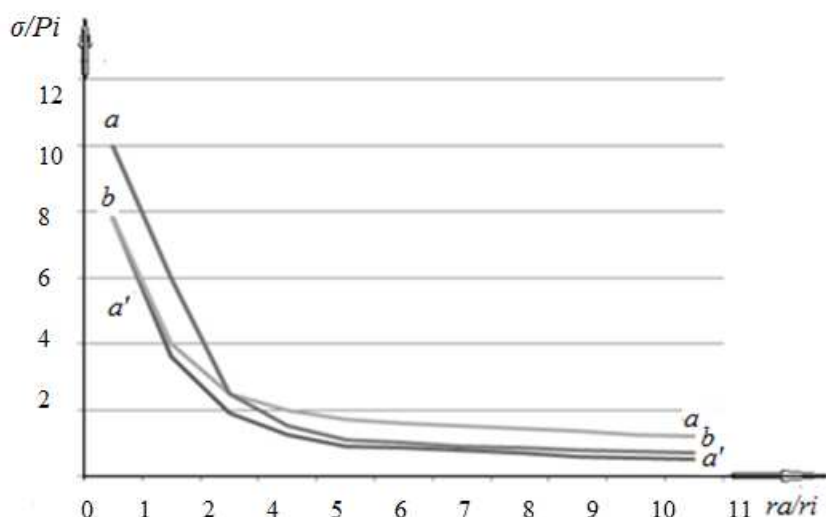


Рисунок 3 – Номограммы для расчета сферических оболочек:
 кривая а-а – для сферических оболочек, находящихся под внутренним давлением (1);
 кривая в-в – для сферических оболочек, нагруженных внешним давлением (4); кривая а'-а' – для мембранных сферических оболочек под комбинированным внешним и внутренним давлением (3)

Например, сферическая оболочка с наружным диаметром 60 мм и внутренним диаметром 58 мм, т.е. $\frac{r_a}{r_i} = \frac{30}{29} = 1,03$, нагруженная внутренним распределенным давлением 10 атм. дает наибольшее напряжение

$$\frac{\sigma_{z \max}}{P_i} = 7,8, \quad (10)$$

или $\sigma_{z \max} = 7,8 \cdot 10 = 78 \text{ кг/см}^2$, что ниже допустимых значений. Полученные зависимости позволяют обосновано подойти к расчетам толщины стенок оболочечных имплантов мембранного типа, выполненных по патенту № 93823 с учетом массы тела конкретного пациента и требуемых запасов прочности конструкции. Методика дает возможность изготовить индивидуальные эндопротезы с массой изделия максимально приближенной к массе естественного сустава.

Таблица 1 – Физико-механические характеристики элементов системы «кость-имплант»

№ п/п	Параметры	Размерность	Кость кортикальная*	Кость спонгиозная*	Титан ВТ – 1-0
1	Коэффициент Пуансона	-	0,29	-	0,3
2	Модуль Юнга E1	МПа	10300±103	725±143	(1,1-1,3)*10 ⁵
3	Модуль упругости второго рода	Па	6,88*10 ⁹	0,76*10 ⁹	44,0*10 ⁹
4	Плотность	г/см ³	1,91±0,04	1,11±0,06	5,45
5	Предел прочности	МПа	63,2		490,3
6	Предел текучести	МПа	63,0		140
7	Предел пропорциональности	МПа	126±12	5,59±6,90	300-405

Прочностные расчеты сферических оболочек необходимо выполнять с учетом того обстоятельства, что при переломах и заболеваниях в результате влияния биологических процессов, резорбции и перестройки костных тканей их физико-механические характеристики могут меняться от 2 до 10 раз в течение года (таблица 1).

Дальнейшие исследования в этой области позволят обосновано подойти к проектированию новых имплантируемых систем оболочечного типа и создать серию конструкций с высокими характеристиками надежности и долговечности с учетом трибологических характеристик новых комбинаций пар трения (рисунок 4).

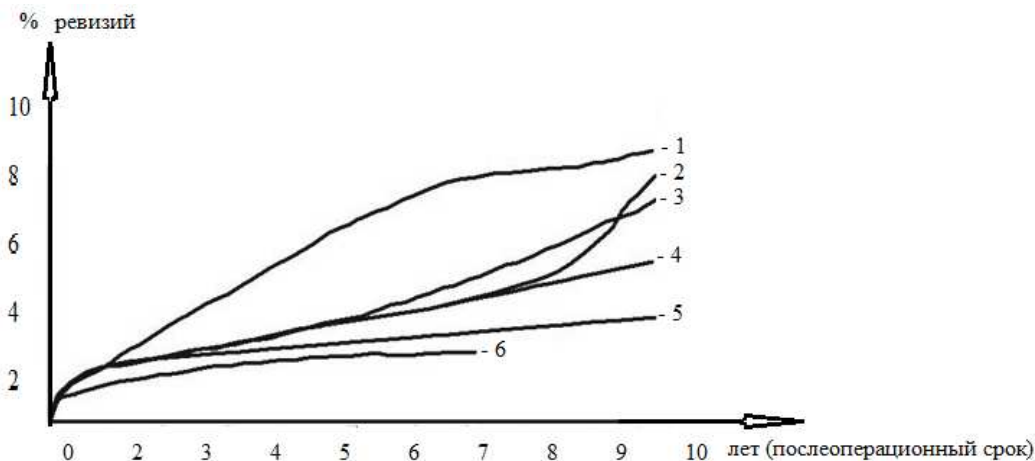


Рисунок 4 – Кількісна оцінка ревизий ТБС с различными парами трения:
 1 – металл/метал; 2 – керамика/хирулен; 3 – металл/хирулен; 4 – керамика/керамика;
 5 – металл/модифицированный хирулен; 6 – керамизованный металл/модифицированный хирулен

Бібліографічний список використаної літератури

1. Ольшанский В.П. Аналитические методы расчета локально нагруженных тонких оболочек / В.П. Ольшанский. — Харьков: ХНТУСГ им. Петра Василенко, 2009. — 366 с.
2. Когиев В.П. Расчеты на прочность при напряжениях, переменных во времени / В.П. Когиев. — М.: Машиностроение, 1977. — 232 с.
3. Орленко Л.П. Поведение материалов при интенсивных динамических нагрузках / Л.П. Орленко. — М.: Машиностроение, 1964. — 168 с.
4. Андриенко В.И. Влияние закона распределения локальной нагрузки напряженно-деформированное состояние сферической оболочки / В.И. Андриенко // Теория и прикладная механика. — К.–Донецк: Вища школа, 1979. — Вып. 10. — С. 35–44.
5. Коноплев Ю.Г. Исследование прочности и устойчивости пологих сферических оболочек под действием локальных нагрузок / Ю.Г. Коноплев, А.В. Сеченков // Исследования по теории пластин и оболочек. — Казань: Изд-во Казанского ун-та, 1967. — Вып. 5. — С. 161–188.
6. Патент 93823 України, МКВ6 А 61/Ғ2/30;2/32. Однополюсний ендопротез кульшового суглоба / М.І. Калінін, Г.Д. Олініченко, О.М. Поляков та інші. Заявл. 12.04.10; Опубл. 10.03.11, Бюл. №5 // Промислова власність. — 2011. — С. 17.
7. Новиков Н.В. Эндопротезы суставов человека: материалы и технологии / Н.В. Новиков, О.А. Розенберг, Й. Гавлик. — Киев: Синопис, 2011. — 528 с.

Поступила в редакцию 12.04.2013 г.

Гайнулліна Я.М., Калінін М.І., Поляков О.М. Особливості розрахунку сферичних імплантуючих конструкцій оболонкового типу

Запропоновано методику спрощеного розрахунку напружено-деформованого стану елементів ендопротезів оболонкового типу. Розглядається можливість міцностного розрахунку оболонки навантаженої як внутрішнім, так і зовнішнім розподіленим асиметричним тиском. Розроблена і запатентована конструкція оболонкового ендопротеза.

Ключові слова: ендопротез кульшового суглоба, натискний механізм, симулятор.

Gaunyllina Y.N., Kalinin M.I., Polyakov A.M. Features of calculation of spherical implanted constructions of the shell type

The technique of the simplified calculation of the intense-deformed condition of implant shell type elements is offered. Possibility of the strength calculation of a shell loaded both by internal and the external distributed dissymmetric pressure is observed. The design of the shell implant is developed and a patent is granted.

Keywords: implant, strength, shell, pressure, materials.