

DETERMING THE YOUNG'S MODULE OF A CELLULAR TITANIUM IMPLANT BY FEM SIMULATION

ОПРЕДЕЛЕНИЕ МОДУЛЯ УПРУГОСТИ ЯЧЕИСТОГО ТИТАНОВОГО ИМПЛАНТАТА МКЭ - МОДЕЛИРОВАНИЕМ

Логинов Ю.Н., Голоднов А.И., Степанов С.И.

*ФГАОУ ВО «Уральский федеральный университет имени первого
Президента России Б.Н.Ельцина», д.19. ул. Мира, г.Екатеринбург,
620002, Российская Федерация,
e-mail: j.n.loginov@urfu.ru*

ВВЕДЕНИЕ

В последнее время в качестве универсального подхода изготовления пористых титановых имплантатов для применения в хирургии выдвигаются на передний план аддитивные технологии [1]. Они позволяют изготовить объект с заранее проектируемой структурой, внутренней и внешней архитектурой. Важным параметром имплантата является модуль упругости, который подбирается, исходя из представлений об оптимальном соотношении прочности и жесткости конструкции [2]. Для определения модуля упругости используют экспериментальные приемы и расчетные методы, основанные на учете фазового состава [3], текстуры [4] и архитектуры пор [5]. Следует отметить, что модуль упругости зависит не только от пористости конструкции. На него влияет также форма и расположение пор в ячеистой структуре. Поэтому вначале приходится создавать архитектуру пространства, состоящего из пор и перемычек, а затем определять характеристики упругости и при необходимости выполнять прочностные расчеты.

Целью исследования является определение модуля упругости ячеистого титанового имплантата на основе расчетов, выполненных методом конечных элементов.

РАСЧЕТНАЯ ЧАСТЬ

В качестве базовой архитектуры использовали сетчатую структуру, представленную на рис. 1, а. Элементарная ячейка, образующая данную структуру, представляет собой пресечение трех цилиндров диаметром $1,2 \times 10^{-3}$ м и длиной $2,1 \times 10^{-3}$ м (рис. 1, б).

Пористость имплантата P оценивали в процентах по формуле:

$$P = \left(1 - \frac{\rho_v}{\rho_t}\right) \cdot 100\%, \quad (1)$$

где ρ_v и ρ_t – плотность сетчатой структуры с порами и плотность материала, из которого изготовлен имплантат, соответственно, при этом

$$\rho_v = \frac{m}{V}, \quad (2)$$

m и V – масса и объем образца с порами, соответственно.

Для проведения расчетов была построена 3D модель элементарной ячейки в программном пакете Solid Works. В качестве модельного материала в расчетах использовали титановый сплав Ti-6Al-4V, как наиболее часто применяемый сплав для изготовления имплантатов, его плотность 4430 кг/м³. По данным Solid Works масса элементарной ячейки из сплава Ti-6Al-4V составляет $2,07 \times 10^{-5}$ кг. Поскольку элементарная ячейка вписана в куб со стороной $2,1 \times 10^{-3}$ м, объем ячейки с порами составит $(2,1 \times 10^{-3})^3 = 9,261 \times 10^{-9}$ м³, что в соответствии с формулой (2) приводит к результату $\rho_v = \frac{2,07 \times 10^{-5}}{9,261 \times 10^{-9}} = 2235$ кг/м³, а по формуле (1) получим $P = \left(1 - \frac{2235}{4430}\right) \cdot 100 = 49,5$ %.

Нагружение при сжатии моделировали методом конечных элементов в модуле Mechanical Structure комплекса программ ANSYS. Свойства титанового сплава Ti-6Al-4V заданы константами: плотность 4430 кг/м³; модуль упругости 114 ГПа; коэффициент Пуассона 0,342; предел текучести при растяжении и сжатии 780 МПа; временное сопротивление при растяжении 900 МПа и предел прочности при сжатии 1100 МПа.

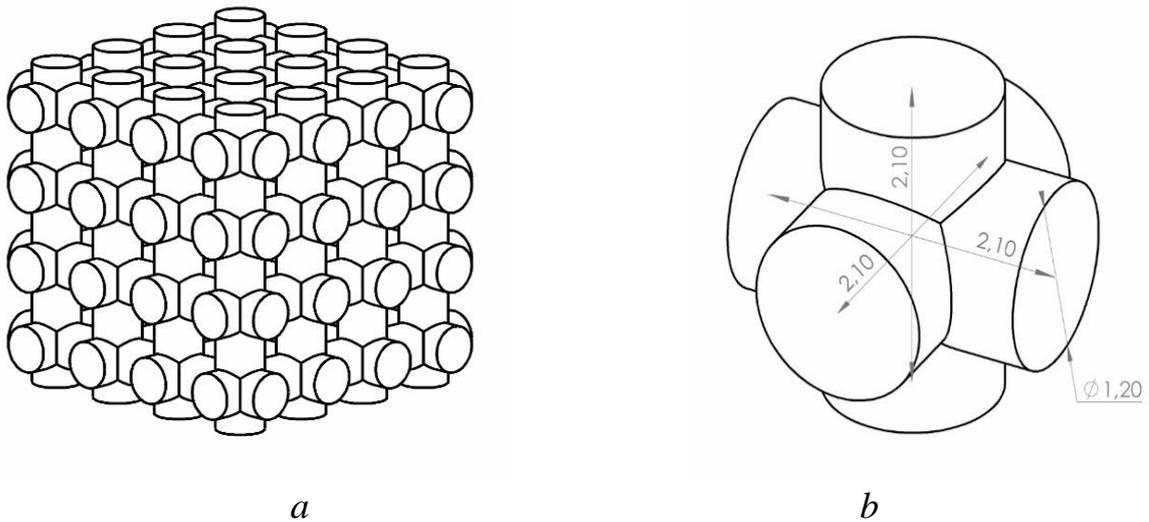
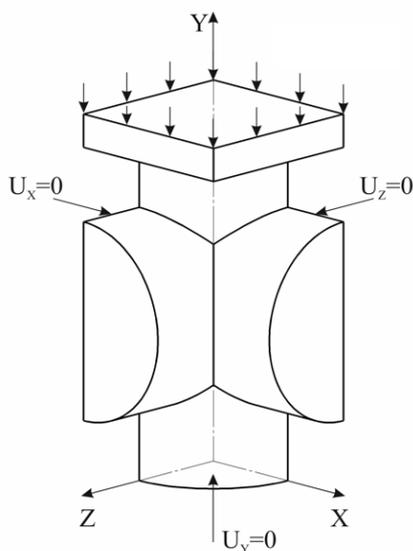
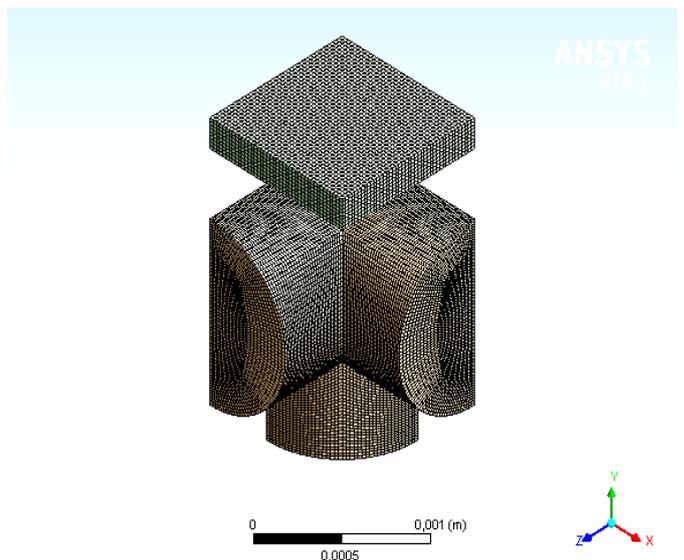


Рис. 1. Архитектурное строение имплантата (a) и выделение элементарной ячейки (b)

Поскольку элементарная ячейка состоит из четырех одинаковых частей, циклически повторяющихся вокруг вертикальной оси Y ортогональной системы координат XYZ , для упрощения задачи в качестве исходной модели выделили четверть элементарной ячейки. Графическое отображение условий нагружения и граничных условий представлено на рис. 2, а.



a



b

Рис. 2. Архитектурное строение имплантата (a) и выделение элементарной ячейки (b)

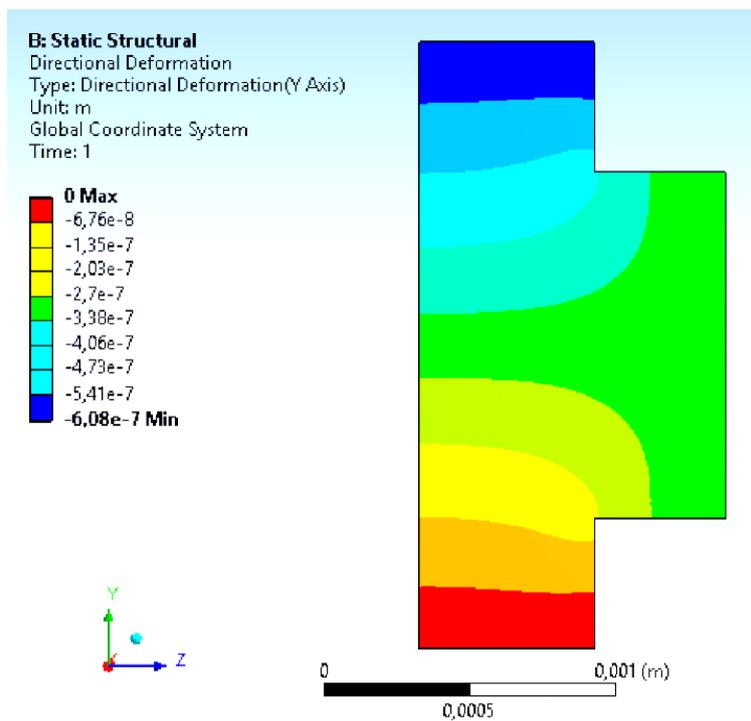
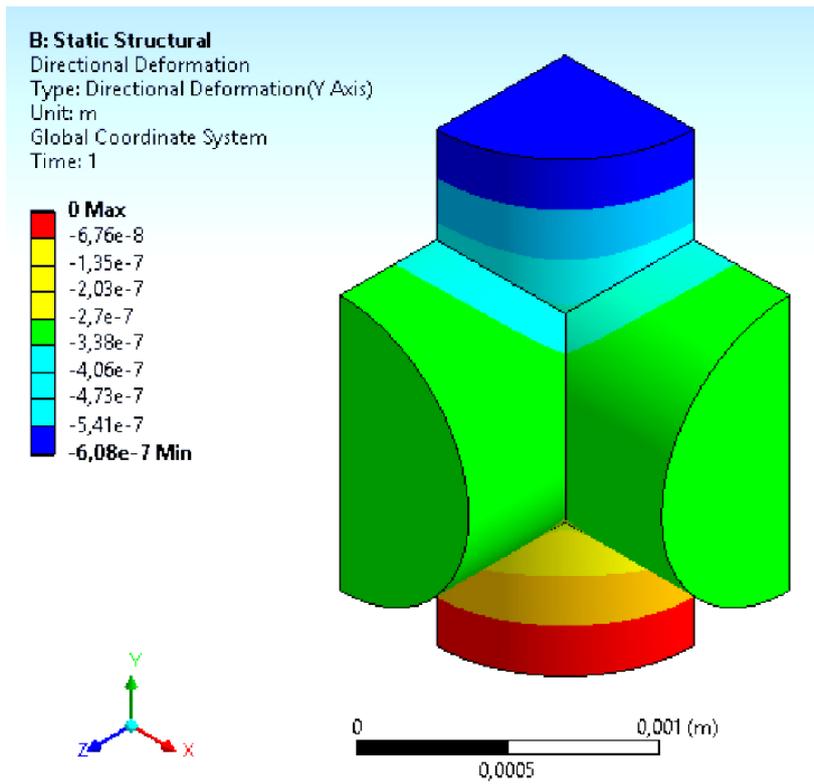
По условиям задачи ячейка испытывает равномерно распределенное давление в 10 МПа (показано вертикальными стрелками) вдоль оси Y . Выбор нагрузки, равной 10 МПа обусловлен тем, что при таком напряжении металл не перейдет в пластическое состояние, поэтому задачу можно решать в упругой постановке.

Давление передается на ячейку через квадратную плиту со стороной квадрата $1,05 \times 10^{-3}$ м и толщиной 2×10^{-4} м. Материал плиты характеризуется заведомо высоким модулем упругости 250000 ГПа, чем материал приближен к абсолютно жесткой среде. Перемещение нижнего основания элементарной ячейки в направлении оси Y задано равным нулю, при этом задали условие отсутствия трения в плоскости ZX . Также отсутствие трения устанавливалось в контактных условиях между плитой и элементарной ячейкой. Плоскости XY и YZ рассматриваются как плоскости симметрии, поэтому горизонтальные перемещения U_x в плоскости YZ и U_z в плоскости XY равны нулю.

Для проведения расчетов в модуле ICEM CFD комплекса программ ANSYS была построена гексагональная структурированная сетка с максимальным размером ячейки $2,5 \times 10^{-5}$ м (рис. 1, б). Для оценки качества сетки использовали обобщенный показатель качества Element Quality. В рассматриваемом случае указанный показатель изменяется в диапазоне от 0,35091 до 0,99923. Среднее значение показателя составляет 0,82358, что соответствует рекомендациям (не ниже 0,3).

РЕЗУЛЬТАТЫ РАСЧЕТА И ОБСУЖДЕНИЕ

В результате расчета получили распределение характеристик деформированного и напряженного состояния, что отражено на рис. 3 и 4 на четверти объема элементарной ячейки. Для определения модуля упругости наиболее важное значение имеет величина перемещений вдоль оси нагружения Y (рис. 3, а). Как видно из рисунка, наибольшее перемещение достигнуто для верхней плоскости ячейки, и оно равно $-6,08 \times 10^{-7}$ мм. По результатам расчета для элементарной ячейки сетчатой структуры построены области равных уровней перемещений в направлении оси Y рис 3, а, б. и области равных уровней эквивалентной деформации рис. 4, а, б.



а

б

Рис. 3. Эпюры перемещений в направлении оси Y : а – изометрия, б – плоскость YZ

Модуль упругости E ячеистой структуры оценивали по формуле:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}, \quad (3)$$

σ – нормальное напряжение, приложенное к ячеистой структуре; ε – степень деформации ячеистой структуры под действием приложенной нагрузки:

$$\varepsilon = \frac{\Delta}{l}, \quad (4)$$

где Δ – перемещение верхней грани ячейки; l – высота ячейки.

При $\sigma = 10$ МПа и $l = 2,1 \times 10^{-3}$ м и при рассчитанном значении $\Delta = 6,08 \times 10^{-7}$ м получим $\varepsilon = \frac{6,08 \times 10^{-7}}{2,1 \times 10^{-3}} = 2,895 \times 10^{-4}$, а величина модуля упругости окажется равной $E = \frac{10^7}{2,895 \times 10^{-4}} = 3,45 \times 10^{10}$ Па или 34,5 ГПа. Сравнение с модулем упругости самого материала, из которого изготовлен имплантат (114 ГПа) показывает, что удается уменьшить исходный модуль более чем в три раза.

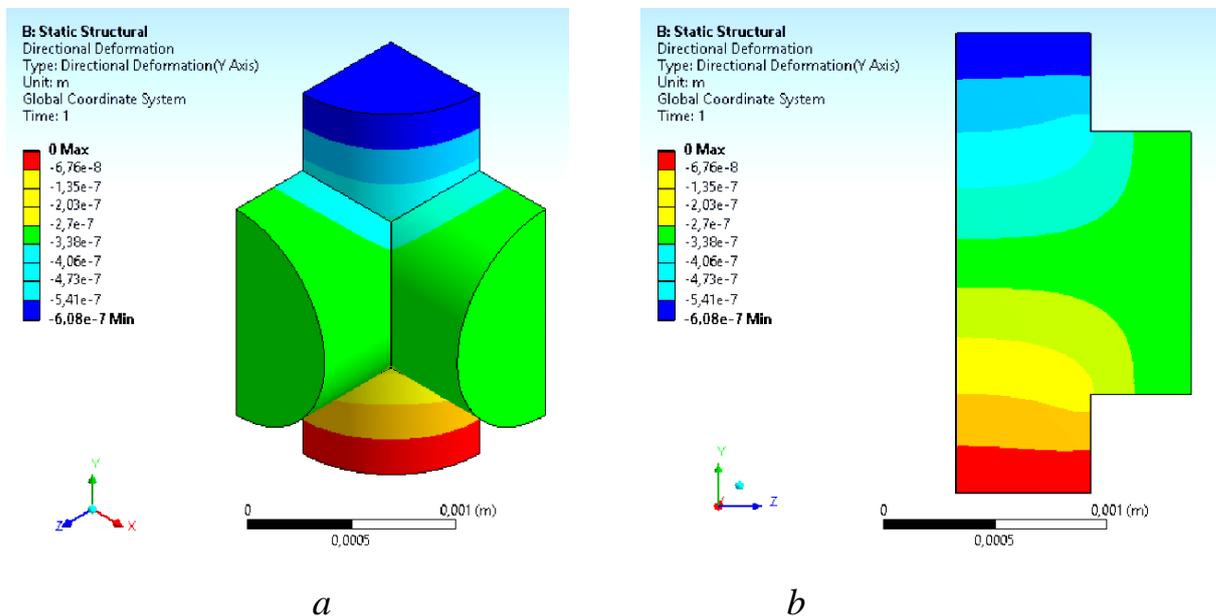


Рис. 3. Проекция вектора перемещений U_y для ячейки в изометрии и в плоскости ZY (b) при нагружении вдоль оси Y

На рис. 4, a и b показаны зоны локализации эквивалентной деформации, появившиеся в результате приложения нагрузки. Они расположены в местах пересечения цилиндров. Расчеты показали, что

в этих же районах наблюдаются максимальные эквивалентные напряжения. Тем самым указанные зоны являются опасными сечениями. Конструкция имплантата может быть усовершенствована созданием радиальных поверхностей, позволяющих плавно соединить поверхности пересекающихся цилиндрических поверхностей. Как известно из теории упругости, это позволяет сгладить пики эквивалентных напряжений и не допустить чрезмерной их локализации.

Можно также показать, что, варьируя длину пересекающихся цилиндров, можно добиться изменения пористости конструкции, что приведет к изменению модуля упругости и прочностных характеристик.

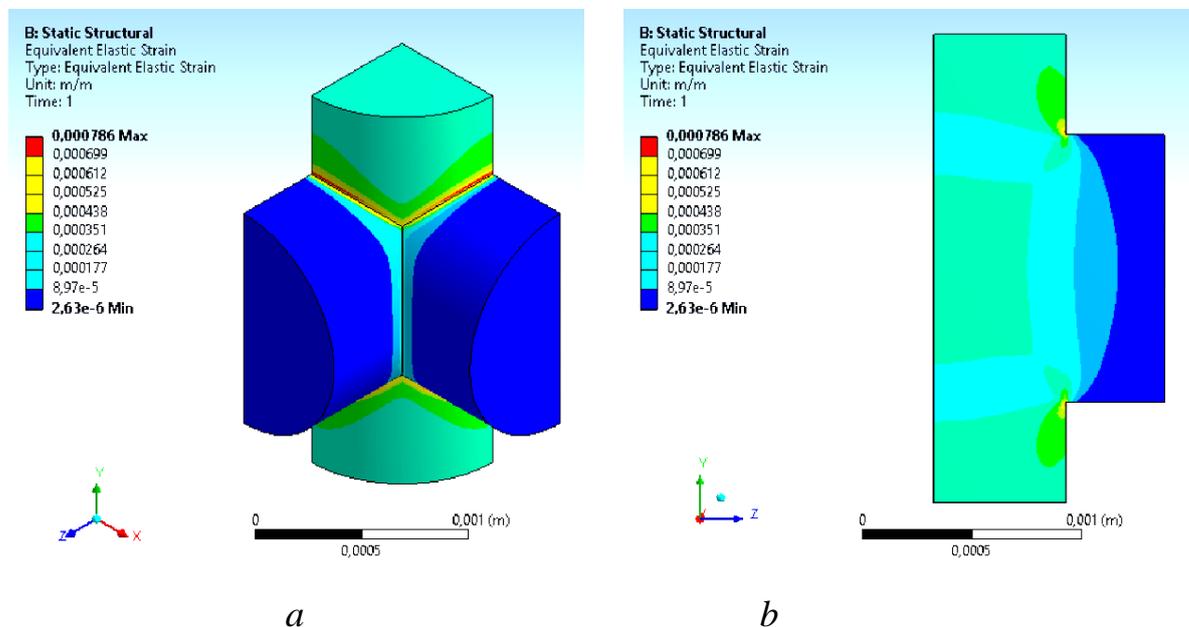


Рис. 4. Поле эквивалентной степени деформации ϵ для ячейки в изометрии и в плоскости ZY (b) при нагружении вдоль оси Y

Выводы. Оценка упругих свойств ячеистых структур имплантатов медицинского назначения возможна с применением вычислительных процедур метода конечных элементов. В выполненной работе удалось расчетным путем создать ячеистую структуру имплантата с понижением модуля упругости более чем в три раза по отношению к компактному титановому сплаву. Выявлены зоны локализации эквивалентных деформаций и напряжений, которые расположены в местах примыкания цилиндрических поверхностей.

Выработаны рекомендации по возможному улучшению архитектуры имплантата.

Работа выполнена при финансовой поддержке постановления Правительства Российской Федерации от 9 апреля 2010 года № 218, номер соглашения 03.G25.31.0234 от 03.03.2017 г.

Литература

1. Fuping Li, Jinshan Li, Hongchao Kou, Lian Zhou. Porous Ti6Al4V alloys with enhanced normalized fatigue strength for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C*. 2016. V. 60. P. 485–488.
2. Tsukrov Igor, Novak Jindrich. Effective elastic properties of solids with defects of irregular shapes. *International Journal of Solids and Structures*. 2002. V. 39. P. 1539–1555.
3. Grib S.V., Illarionov A.G., Popov A.A., Ivasishin O.M. Development and investigation of the structure and physical and mechanical properties of low-modulus Ti-Zr-Nb alloys. *The Physics of Metals and Metallography*. 2014. V. 115. Iss. 6. P. 600-608.
4. Pal-Val P.P., Loginov Y., Demakov S.L., Illarionov A.G., Natsik V.D., Pal-Val L.N., Davydenko A.A., Rybalko A.P. Unusual Young's modulus behavior in ultrafine-grained and microcrystalline copper wires caused by texture changes during processing and annealing. *Materials Science and Engineering A*. 2014. V. 618. P. 9-15.
5. Shen H., Li H., Brinson L.C. Effect of microstructural configurations on the mechanical responses of porous titanium: A numerical design of experiment analysis for orthopedic applications. *Mechanics of Materials*, 2008. V. 40. Iss. 9. P. 708-720.