

УДК 539.3

Т.В. Колмакова

ДЕФОРМАЦИОННОЕ ПОВЕДЕНИЕ МОДЕЛЬНЫХ ОБРАЗЦОВ КОМПАКТНОЙ КОСТНОЙ ТКАНИ, ОТЛИЧАЮЩИХСЯ РАСПОЛОЖЕНИЕМ КОЛЛАГЕНО-МИНЕРАЛЬНЫХ ВОЛОКОН

Представлены результаты расчета напряженно-деформированного состояния модельных образцов компактной костной ткани при осевом сжатии, отличающихся расположением коллагено-минеральных волокон. Результаты показали, что образцы разных типов имеют разную неравномерную деформацию в направлениях, перпендикулярных направлению сжатия, что вызвано соответствующим расположением коллагено-минеральных волокон. Продольный модуль упругости образца с параллельным оси кости направлением коллагено-минеральных волокон в 1,5 раза больше модуля упругости образца с перпендикулярным направлением волокон. Близкие по значениям продольные модули упругости имеют образцы с переменным направлением волокон и с расположением волокон под углами $\pm 45^\circ$.

Ключевые слова: компьютерное моделирование, компактная костная ткань, остеоны, коллагено-минеральные волокна, напряженно-деформированное состояние.

Необходимость восстановления или замены участка кости в результате удаления доброкачественных или злокачественных новообразований, воспалительных процессов, врожденных аномалий строения требует разработки биомеханически совместимых с костной тканью имплантатов [1–3]. Структура и состав костной ткани, определяющие ее механические свойства, варьируются в зависимости от ее анатомического расположения и отличны для разных индивидуумов. В связи с этим, для разработки и подбора индивидуальных механически совместимых с костной тканью имплантатов актуальным является исследование ее деформационного поведения с учетом индивидуальных особенностей строения.

В работе костная ткань рассматривается как композиционный материал, где в качестве армирующих элементов конструкции выступают остеоны, состоящие из концентрически вложенных друг в друга костных пластинок (ламелл), а в качестве матрицы – оставшиеся после ремоделирования кусочки цилиндрических ламелл [4], между остеонами и матрицей располагается слой материала, называемый цементной линией. Внутри каждого остеона находится Гаверсов канал (рис. 1).

Образец кортикальной кости моделируется согласно методике, представленной в работе [5].

На рис. 1 изображена конечно-элементная модель образца компактной костной ткани.

Материал матрицы и остеонов считается трансверсально изотропным, материал цементной линии – изотропным. Эффективные механические свойства материала остеонов, матрицы, цементной линии рассчитываются с учетом ориентации коллагено-минеральных волокон [6] согласно четырем типам [7]. 1 тип (поперечные волокна) – коллагено-минеральные волокна в ламеллах остеонов распо-

ложены перпендикулярно Гаверсову каналу (оси кости), волокна также могут располагаться под углом $\pm 45^\circ$ к оси остеона. II тип (переменные волокна) – волокна меняют ориентацию с параллельной на перпендикулярную при переходе от одной ламеллы к другой. III тип (продольные волокна) – волокна расположены параллельно оси кости.

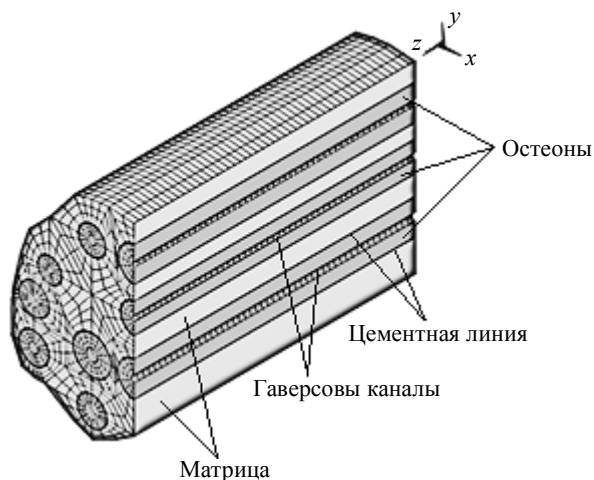


Рис. 1. Конечно-элементная модель компактной костной ткани, отсеченная плоскостью YZ

Считается, что массовая доля содержания минералов в кости, равна 60 %, пористость за счет Гаверсовых каналов равна 3 % (рис. 1), пористость за счет Фолькмановских каналов, располагающихся в кости перпендикулярно Гаверсовым, равна 2 % и учитывается при расчете эффективных механических характеристик структурных составляющих кости. Плотность образца кортикальной кости $\rho_k = 2,07 \text{ г/см}^3$.

Проведен расчет напряженно-деформированного состояния модельных образцов компактной костной ткани при сжатии вдоль оси z . Расчет проводился в программном комплексе ANSYS с использованием метода конечных элементов.

На рис. 1 плоскость нагружения представлена на переднем плане, плоскость закрепления – на заднем.

На рис. 2 представлены распределения напряжений (a) и деформаций (b) при напряжении сжатия 98 МПа на участках модельных образцов различных типов, отсеченных плоскостями YZ.

Как видно из рис. 2 образцы I и $I_{\pm 45^\circ}$ типов имеют подобный характер распределения напряжений и деформаций по образцу, аналогичный вывод можно сделать для образцов II и III типов.

Для образцов костной ткани I и $I_{\pm 45^\circ}$ типов, наблюдается равномерное распределение напряжений в остеонах вдоль образца, по сравнению с образцами двух других типов (рис. 2, a). И наоборот, более равномерное распределение напряжений в матрице реализуется для образцов II и III типов (рис. 2, a). Равномерность распределения деформаций в остеонах и матрице наблюдается для образцов I и $I_{\pm 45^\circ}$ типов в отличие от образцов II и III типов (рис. 2, b).

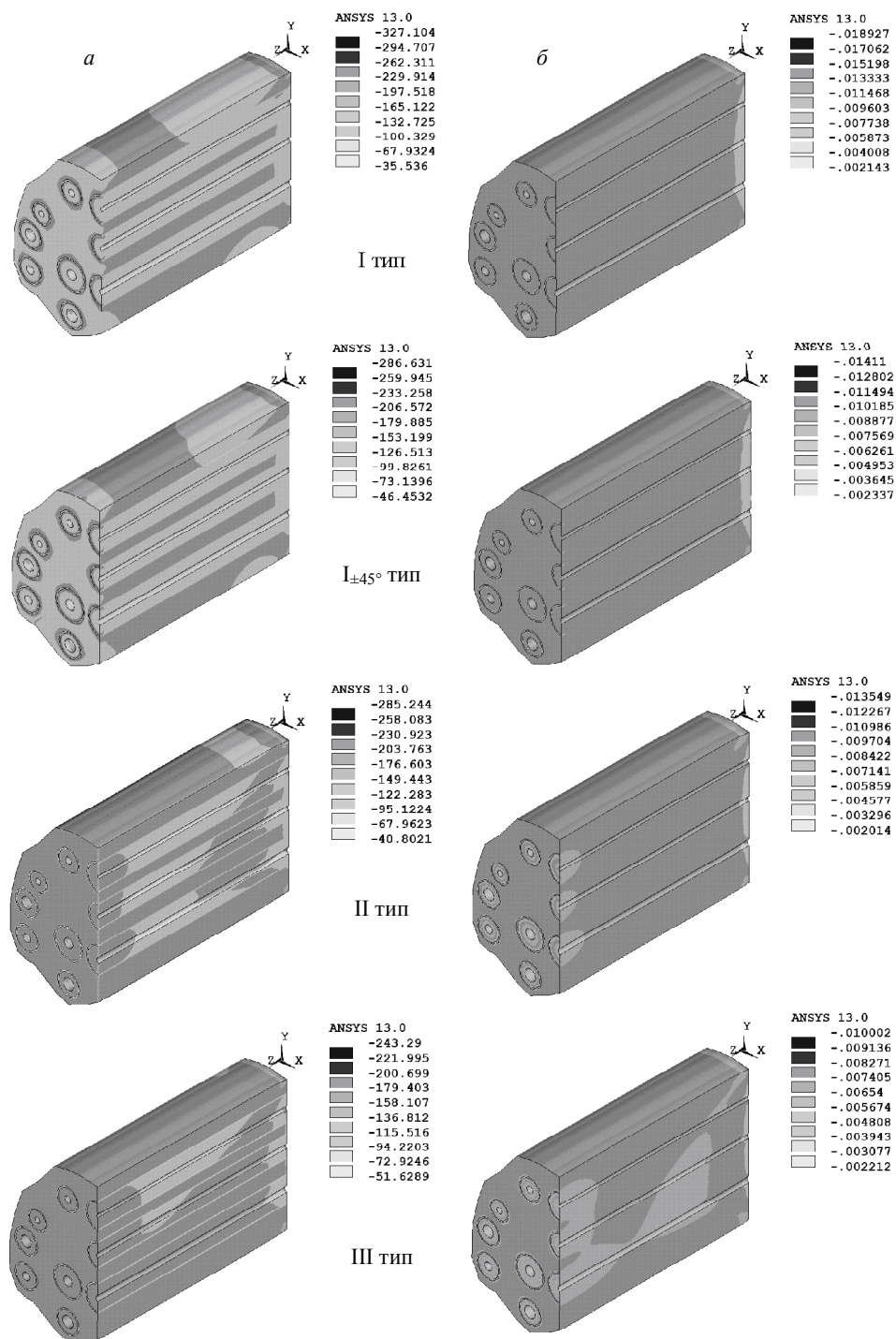


Рис. 2. Распределение напряжений σ_z , МПа (а), деформаций ϵ_z (б) в модельных образцах компактной костной ткани различных типов

На рис. 3 представлены параметры mUi (mUx , mUy , mUz), показывающие степень проявления видов деформации, реализующихся в трех взаимно перпендикулярных направлениях при осевом сжатии образцов различных типов. Параметр mUi равен отношению значения максимального по абсолютной величине перемещения в одном из направлений системы координат к сумме максимальных по абсолютной величине перемещений в трех взаимно перпендикулярных направлениях:

$$mUi = \frac{\max |Ui|}{(\max |Ux| + \max |Uy| + \max |Uz|)}, \quad i = x, y, z.$$

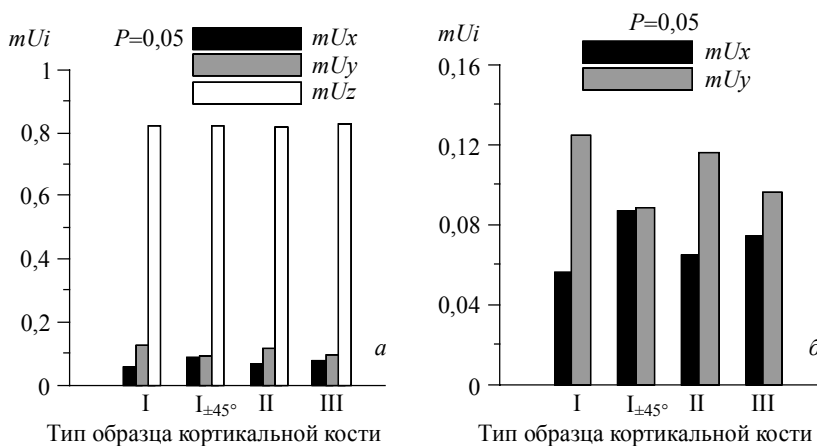


Рис. 3 Параметры степени проявления вида деформации, реализующегося в определенном направлении, для образцов с различным расположением коллагено-минеральных волокон, имеющих пористость $P=0,05$

Из рис. 3 видно, что для всех типов образцов кортикальной (компактной) костной ткани в большей степени по сравнению с деформацией растяжения в других направлениях (рис. 3, а, mUx , mUy) реализуется деформация сжатия в направлении оси Z (рис. 3, а, mUz). Параметр mUz имеет примерно одинаковые значения для образцов разных типов (рис. 3, а), что означает одинаковое проявление деформации сжатия. Значения параметров mUx и mUy , показывающие степень проявления неравномерной деформации растяжения в направлениях x и y , отличаются для разных образцов (рис. 3, б). Из всех образцов в большей степени реализуется неравномерная деформация растяжения в направлении оси y для образца с направлением коллагено-минеральных волокон перпендикулярно оси кости (I тип). И для него же в меньшей степени по сравнению с остальными видами образцов реализуется неравномерная деформация растяжения в направлении оси x (рис. 3, б). Для образца кортикальной кости $I_{\pm 45^\circ}$ типа примерно в равной степени проявляются деформации растяжения в направлениях осей x и y (рис. 3, б).

На рис. 4 представлены расчетные продольные модули упругости при сжатии образцов разных типов. Модуль упругости образца III типа, т.е. образца с расположением коллагено-минеральных волокон параллельно оси кости, в 1,5 раза больше модуля упругости образца I типа с расположением коллагено-минеральных волокон перпендикулярно оси кости. Модули упругости образца с переменными волокнами и образца с расположением коллагено-минеральных волокон под углами $\pm 45^\circ$ имеют близкие значения.

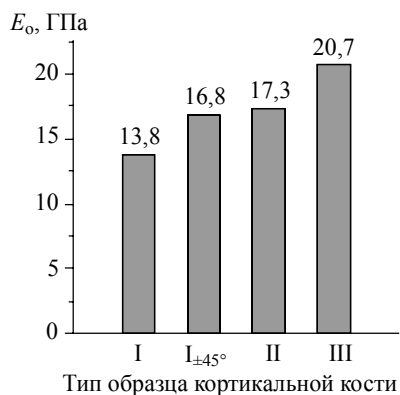


Рис. 4. Расчетные продольные модули упругости образцов компактной костной ткани разных типов при осевом сжатии

образцы II и III типов имеют подобный характер распределения напряжений σ_z и деформаций ε_z при осевом сжатии.

В таблице представлены расчетные продольные модули упругости образцов разных типов в сравнении с экспериментальными результатами, представленными в работах X.N. Dong, X.E. Guo [8] с указанием только пористости исследуемых образцов за счет Фолькмановских и Гаверсовых каналов 0,05, E. Novitskaya, Po-Yu Chen [9] с указанием плотности исследуемого образца кортикальной кости $\rho_k = 2,06 \pm 0,01$ г/см³, P. Zioupos, R.B. Cook [10] для образцов с объемной долей костной ткани $BV/TV=0,95$. Близость расчетных и экспериментальных значений продольного модуля упругости свидетельствует об адекватности полученных результатов.

Таким образом, в результате проведенных исследований можно заключить, что образцы кортикальной костной ткани I и $I_{\pm 45^\circ}$ типов и

Продольный модуль упругости образцов компактной костной ткани

ρ_k , г/см ³	P	$BV/TV=1-P$	Тип	E_o , ГПа	Ссылки
2,07	0,05	0,95	I	13,8	Расчет
2,07	0,05	0,95	$I_{\pm 45^\circ}$	16,8	Расчет
2,07	0,05	0,95	II	17,3	Расчет
2,07	0,05	0,95	III	20,7	Расчет
	0,05			15,6–20,7	X.N. Dong, X.E. Guo [8]
2,06±0,01				22,6±1,2	Novitskaya, Po-Yu Chen [9]
		0,95		17,1–20,7	P. Zioupos, R. B. Cook [10]

Образцы компактной костной ткани, отличающиеся направлением коллагено-минеральных волокон, имеют разное неравномерное деформационное поведение в направлениях, перпендикулярных направлению нагружения.

Продольный модуль упругости образца III типа в 1,5 раза больше модуля упругости образца I типа. Образцы $I_{\pm 45^\circ}$ и II типов имеют близкие по значениям продольные модули упругости, однако отличаются распределением напряжений и деформаций по образцам в силу разного неравномерного деформационного поведения в направлениях, перпендикулярных направлению приложения нагрузки.

ЛИТЕРАТУРА

1. Баринов С.М. Керамические композиционные материалы на основе фосфатов кальция для медицины // Успехи химии. 2010. Т. 79. № 1. С. 15–32.
2. Бужкова С.П., Хлусов И.А., Кульков С.Н. Пористая циркониевая керамика для эндопротезирования костной ткани // Физическая мезомеханика. 2004. № 7. Спец. выпуск. Ч. 2. С. 127–130.
3. Путляев В.И. Современные биокерамические материалы // Соросовский образовательный журнал. 2004. Т. 8. № 1. С. 44–50.
4. Утенькин А.А. Кость – многотажный композит // Химия и жизнь. 1981. № 4. С. 38–40.

5. Колмакова Т.В. Метод моделирования структуры компактной костной ткани // Компьютерные исследования и моделирование. 2011. Т. 3. № 4. С. 413–420.
6. Колмакова Т.В. Моделирование структуры и механических свойств компактной костной ткани // Физическая мезомеханика. 2011. Т. 14. № 6. С. 79–85.
7. Фигурска М. Структура компактной костной ткани // Российский журнал биомеханики. 2007. Т. 11. № 3. С. 28–38.
8. X.N. Dong, X.E. Guo Geometric determinants to cement line debonding and osteonal lamellae failure in osteon pushout tests // J. Biomech. Eng. 2004. V. 126. P. 387–390.
9. Novitskaya E., Chen Po-Yu, Lee S., et al. Anisotropy in the compressive mechanical properties of bovine cortical bone and the mineral and protein constituents // Acta Biomaterialia. 2011. No. 7. P. 3170–3177.
10. Zioupos P., Cook R.B., Hutchinson J.R. Some basic relationships between density values in cancellous and cortical bone // J. Biomechanics. 2008. V. 41. P. 1961–1968.

Статья поступила 13.03.2013 г.

Kolmakova T. V. DEFORMATION BEHAVIOR OF THE MODEL COMPACT BONE TISSUE SAMPLES DIFFERING IN ORIENTATION OF COLLAGEN-MINERAL FIBERS. The calculation results for the stress-strain state of model compact bone tissue samples differing in orientation of collagen-mineral fibers are presented for the case of axial compression. The results have shown that samples of different types have different non-uniform deformation in directions perpendicular to the compression direction, which is caused by the corresponding orientation of collagen-mineral fibers. The longitudinal modulus of elasticity of a sample with parallel orientation of collagen-mineral fibers is larger than the module of elasticity of a sample with the perpendicular direction of fibers by a factor of 1,5. The neighboring values of the longitudinal moduli of elasticity are typical for samples with variable direction of fibers and with the location of fibers at angles of $\pm 45^\circ$.

Keywords: Computer simulation, compact bone tissue, osteons, collagen-mineral fibers, stress and strain state

KOLMAKOVA Tatyana Vitalievna (Tomsk State University)

E-mail: kolmakova@ftf.tsu.ru