

УДК: 539.3

## Метод моделирования структуры компактной костной ткани

**Т. В. Колмакова**

Томский государственный университет,  
Россия, 634050, г. Томск, пр. Ленина, д. 36

E-mail: kolmakova@ftf.tsu.ru

*Получено 21 сентября 2011 г.,  
после доработки 9 ноября 2011 г.*

Представлен метод моделирования микроструктуры компактной костной ткани. Модельный образец рассматривается как совокупность структурных элементов, содержащих армирующий элемент – остеон и матрицу. Форма структурных элементов определяется расстояниями до соседних остеонов и направлениями расположения соседних остеонов. Проведен расчет напряженно-деформированного состояния модельного образца при растяжении в программном комплексе ANSYS. Результаты расчета показали, что гаверсовы каналы являются концентраторами напряжений.

Ключевые слова: компьютерное моделирование, компактная костная ткань, остеоны, напряженно-деформированное состояние

### Method of modelling of compact bone tissue structure

**T. V. Kolmakova**

*Tomsk State University, 36, Lenin av., Tomsk, 634050, Russia*

**Abstract.** – The method of modelling of a compact bone tissue microstructure is presented. The modelling sample is considered as set of the structural elements containing reinforcing element – osteon and a matrix. The form of structural elements is defined by distances to next osteons and directions of next osteons arrangement. Calculation of the stress and strain state of the modelling sample is carried out at tension in program complex ANSYS. Results of calculation have shown, that haversian canals are stress concentrators.

Keywords: Computer modelling, compact bone tissue, osteons, stress and strain state

Citation: *Computer Research and Modeling*, 2011, vol. 3, no. 4, pp. 413–420 (Russian).

Значительная часть населения подвержена заболеваниям костных тканей, связанных с остеопорозом, онкологией и воспалительными процессами. Решением проблемы восстановления костных тканей является механическое замещение дефекта кости имплантатом. Основными критериями качества материалов для имплантатов являются как биологическая совместимость, так и близость механических свойств к таковым у природной костной ткани [Буякова, Хлусов, Кульков, 2004; Баринов, 2010].

Упругие и прочностные свойства кости неодинаковы в разных направлениях и определяются ее составом и структурой [Утенькин, 1981; Аврунин, Корнилов, Суханов, Емельянов, 1998; Путляев, 2004; Баринов, Комлев, 2005; Данильченко, 2007; Фигурска, 2007].

Костная структура изменяется с возрастом, адаптируется и модифицируется в зависимости от окружающей механической обстановки. Изменения костной структуры зависят от образа жизни, питания, состояния здоровья человека. Таким образом, для разработки имплантатов актуальным является исследование механического поведения костной ткани с учетом индивидуальных особенностей ее строения.

В работе представлен метод моделирования микроструктуры компактной (кортикальной) костной ткани.

Основным элементом конструкции компактной костной ткани являются остеоны (рис. 1), которые представляют собой конструкцию из 4–20 концентрически расположенных ламелл (цилиндрических оболочек) толщиной 3–7 мкм с разными направлениями и углами навивки минерально-коллагеновых волокон. Остеон образуется вокруг центрального гаверсова канала приблизительно кругового сечения, внутри которого проходят кровеносные сосуды. Ориентированы остеоны вдоль продольной оси кости.

Костная ткань непрерывно изменяется на протяжении жизни человека. Этот процесс получил название ремоделирования или «костного оборота». В течение первых двух десятков лет жизни человека идет процесс моделирования костей скелета, когда кости скелета растут и приобретают присущую им форму. После того как сформировался скелет взрослого человека, кости способны лишь к ремоделированию [Формирование остеопоротических сдвигов ..., 1998].

Когда кость подвержена новым условиям нагружения, начинается процесс ее приспособления. Старая костная масса удаляется и замещается новым материалом [Фигурска, 2007]. Биологический смысл феномена ремоделирования кости состоит в приспособлении механических свойств кости к постоянно меняющимся условиям окружающей среды [Баринов, Комлев, 2005], т. е. структура кости обуславливает ее механические свойства, а механические деформации, в свою очередь, также влияют на структуру кости (механизм обратного воздействия) [Фигурска, 2007]. Появление новых остеонов непосредственно связано с процессом перестройки. После ремоделирования фрагменты остеонов всегда присутствуют между вновь сформированными остеонами в виде вставочных костных пластинок (рис. 1).

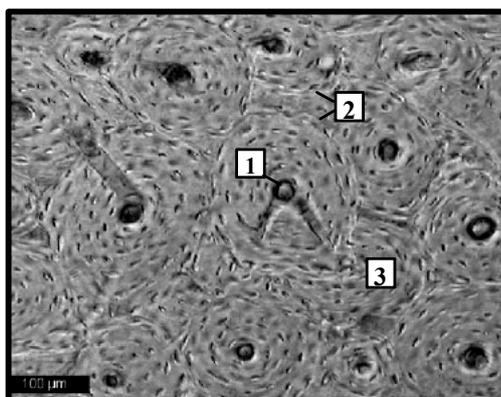


Рис. 1. Остеонная структура компактной костной ткани [Understanding stress concentration ..., 2003]: 1 – гаверсов канал, 2 – цементная линия, ограничивающая остеон, 3 – вставочные костные пластинки между остеонами – остатки прежних остеонов

Расчету напряженно-деформированного состояния модельной единичной ячейки правильной формы в виде прямого параллелепипеда, содержащего остеон определенного диаметра, посвящена работа [Micromechanical modelling..., 2007]. Моделирование поведения отдельного остеона под нагрузкой представлено в работе [Nackendorst, Lenz, 2005]. В статье [Budyn, Нос, 2007] рассматривается модельная ячейка компактной костной ткани с размерами  $0.5 \text{ мм} \times 0.5 \text{ мм} \times 0.1 \text{ мм}$ , содержащая набор остеонов, местоположение которых задается случайным образом. Как было отмечено выше для разработки индивидуальных костных имплантатов, обеспечивающих механическую совместимость с живой тканью, важно исследовать напряженно-деформированное состояние костной ткани индивидуального строения.

Представленный в данной работе метод позволяет на основе реального изображения микроструктуры компактной костной ткани (рис. 2) построить модельный образец (рис. 3), состоящий из структурных элементов произвольной формы (рис. 4), содержащих армирующие элементы-остеоны и матрицу – оставшиеся после ремоделирования старые кусочки цилиндрических ламелл, прочно склеенные между собой, образующие довольно однородную по механическим свойствам массу [Утенькин, 1981]. Форма структурных элементов определяется расстоянием до соседних остеонов и направлением их расположения.



Рис. 2. Схема построения геометрической модели компактной костной ткани. (a) Изображение структуры компактной костной ткани человека в поляризованном свете [Фигурска, 2007]; (b) разбиение изображения на структурные элементы

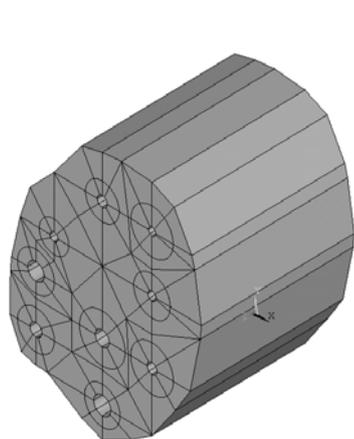


Рис. 3. Модель компактной костной ткани

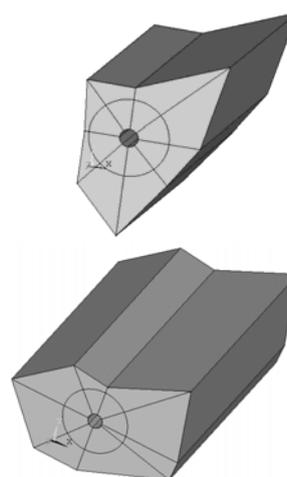


Рис. 4. Примеры форм структурных элементов модельной компактной костной ткани

Проводилось сравнение результатов расчетов напряженно-деформированного состояния модельной компактной костной ткани, построенной на основе данного метода с результатами расчетов Е. Budyn, Т. Нос. Для построения модельного образца (рис. 5) использовалось изображение модельной структуры компактной костной ткани статьи [Budyn, Нос, 2007].

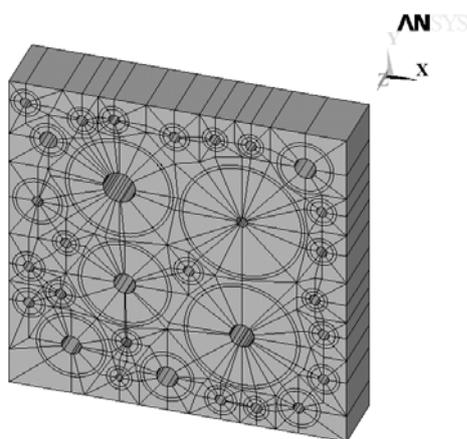


Рис. 5. Модельный образец компактной костной ткани

Образец кортикальной кости представляется набором структурных элементов, представленных на рисунке 6

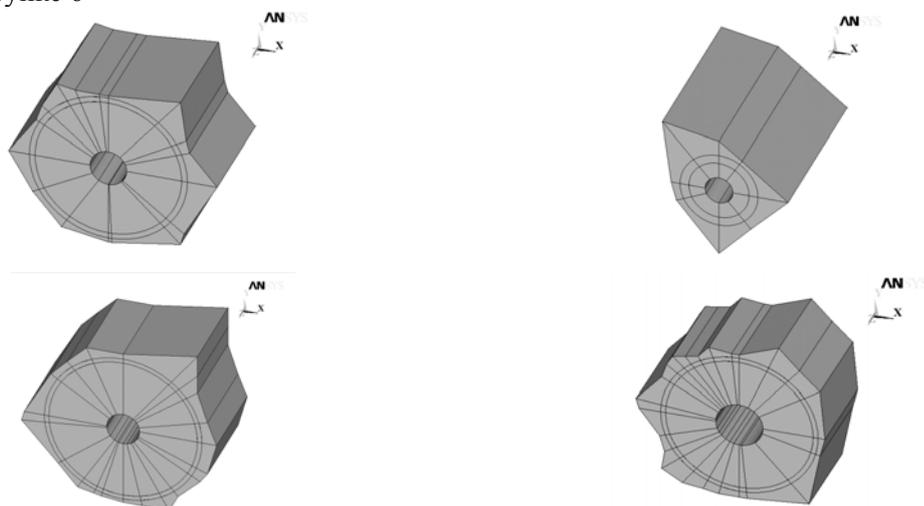


Рис. 6. Примеры форм структурных элементов модельной компактной костной ткани

Материал остеонов и окружающей ткани считается трансверсально изотропным, материал цементной линии – изотропным. Распределение значений механических свойств остеонов подчиняется закону распределения Гаусса (таблица 1) и характерно для образцов бычьей костной ткани [Budyn, Нос, 2007].

Табл. 1. Механические свойства остеонов и матрицы [Budyn, Нос, 2007]

	$E_T$ (ГПа)	$E_L$ (ГПа)	$\nu_T$	$\nu_L$	$G_T$ (ГПа)
<b>Остеоны</b>					
Средняя величина	11.51	20.71	0.17	0.18	3.57
Стандартное отклонение	1.84	3.10	0.06	0.06	0.25
Минимальная величина	7.79	14.33	0	0	2.82
Максимальная величина	15.55	24.71	0.343	0.353	4.3
<b>Матрица</b>					
	12.66	22.78	0.153	0.162	3.93
$E$ – модуль Юнга, $\nu$ – коэффициент Пуассона, $G$ – модуль сдвига. Индексами $L$ и $T$ обозначены значения вдоль и поперек оси остеонов (оси кости)					

Модуль Юнга цементной линии задавался на 25% ниже, чем модуль Юнга остеона, который она окружает, коэффициент Пуассона был принят равным 0.49.

Расчет проводился в программном комплексе ANSYS. Конечно-элементная модель представлена на рисунке 7. Различия в свойствах остеонов, цементных линий и окружающей ткани показаны разным цветом.

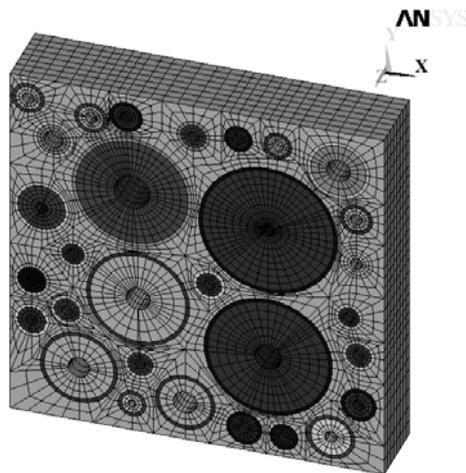


Рис. 7. Конечно-элементная модель

Механическое поведение рассматриваемой модели описывается системой уравнений линейной теории упругости:

$$\begin{aligned}\sigma_{ij,j} + f_i &= 0; \\ \varepsilon_{ij} &= (U_{i,j} + U_{j,i})/2; \\ \sigma_{ij} &= C_{ijkl} \varepsilon_{kl},\end{aligned}$$

где  $\sigma_{ij}$  – компоненты тензора напряжений,  $f_i$  – проекции действующих сил на оси координат,  $\varepsilon_{ij}$  – компоненты тензора деформаций,  $U$  – компоненты вектора перемещений,  $C_{ijkl}$  – компоненты тензора модулей упругости.

Модельный образец был подвержен растяжению в направлении оси Y.

На рисунке 8 представлено распределение деформаций в модельном образце компактной костной ткани при деформации растяжения 0.3% в сравнении с результатами расчета [Budyn, Нос, 2007].

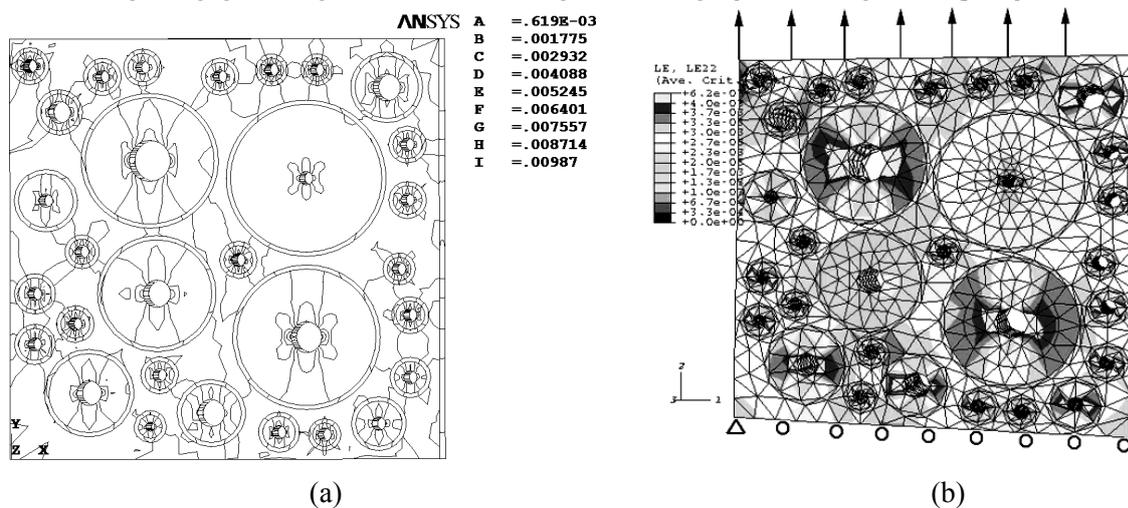


Рис. 8. Распределение деформаций  $\varepsilon_x$  в модельном образце компактной костной ткани при деформации растяжения 0.3%; (б) результаты расчета [Budyn, Нос, 2007] (ABAQUS)

Сравнение результатов расчетов показывает качественное совпадение.

На рисунке 9 представлено распределение напряжений (МПа) в модельном образце компактной костной ткани при деформации растяжения 0.3%.

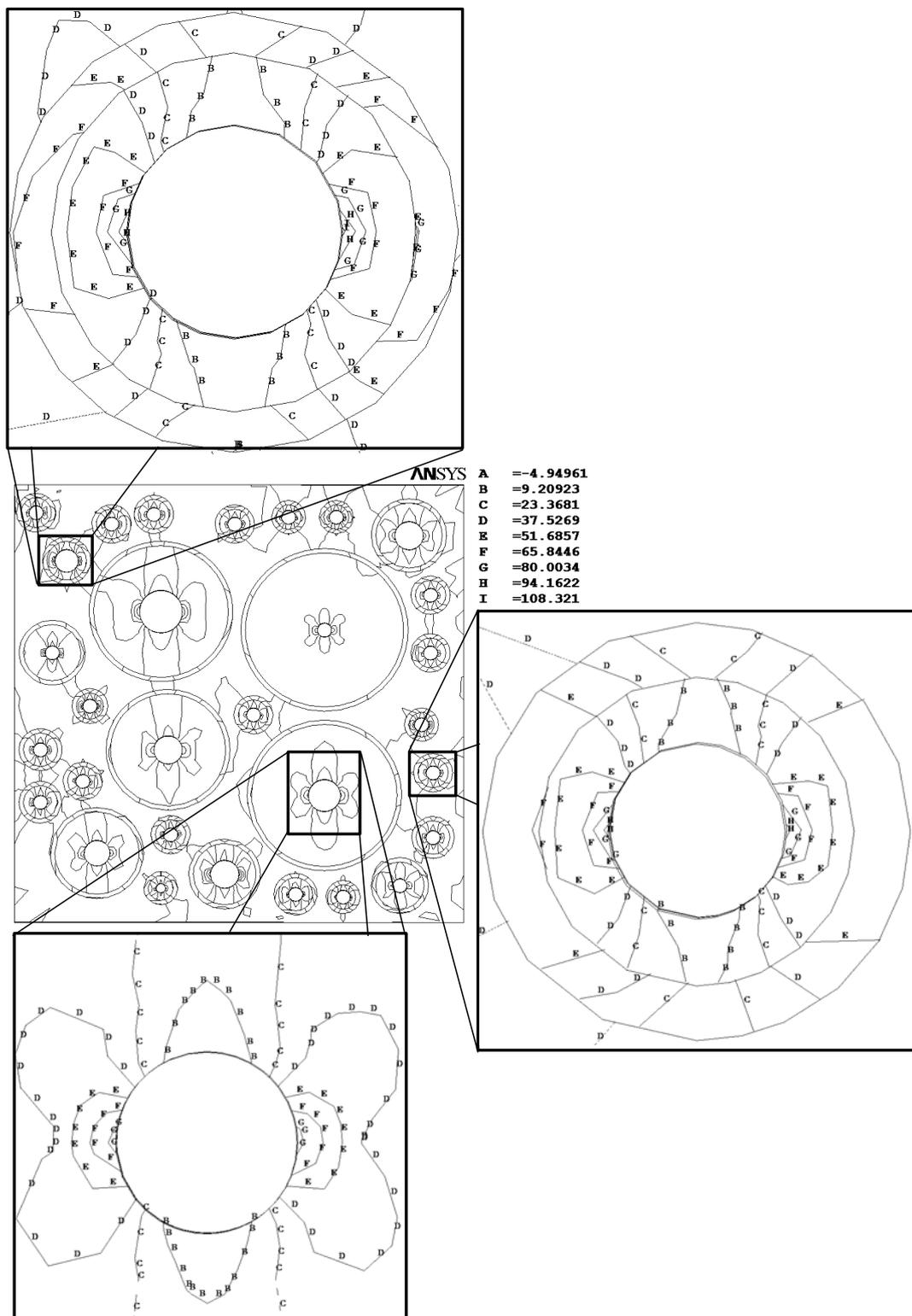


Рис. 9. Распределение напряжений  $\sigma_y$  (МПа) в модельном образце компактной костной ткани при деформации растяжения 0.3%

Распределение напряжений в модельном образце показывает наличие областей максимальных значений вблизи границ гаверсовых каналов.

Поперечный модуль упругости модельного образца по результатам статьи [Budyn, Нос, 2007] составляет 11.5 ГПа, по результатам данных расчетов – 11.4 ГПа.

Проводилось сравнение результатов расчетов напряженно-деформированного состояния модельного образца сухой компактной костной ткани, представленного на рисунке 3, при растяжении-сжатии вдоль продольной оси кости с экспериментальными результатами [Evans, Wood, 1976]. Свойства остеонов и матрицы оценивались с позиций механики композиционных материалов [Кристенсен, 1982]. В таблице 2 представлены трансверсально-изотропные свойства остеонов с направлением расположения коллагено – минеральных волокон в ламеллах перпендикулярно оси остеона (оси кости).

Табл. 2. Механические свойства остеонов

$E_z = E_y$ , ГПа	$E_x$ , ГПа	$\nu_{zx} = \nu_{yx}$	$\nu_{xz} = \nu_{xy}$	$\nu_{yz} = \nu_{zy}$	$G_{zx} = G_{zy} = G_{yx} = G_{yz}$ , ГПа	$G_{xy} = G_{xz}$ , ГПа
18.71	23.74	0.17	0.22	0.26	7.05	7.98

Рисунок 10 демонстрирует согласие результатов расчета и эксперимента.

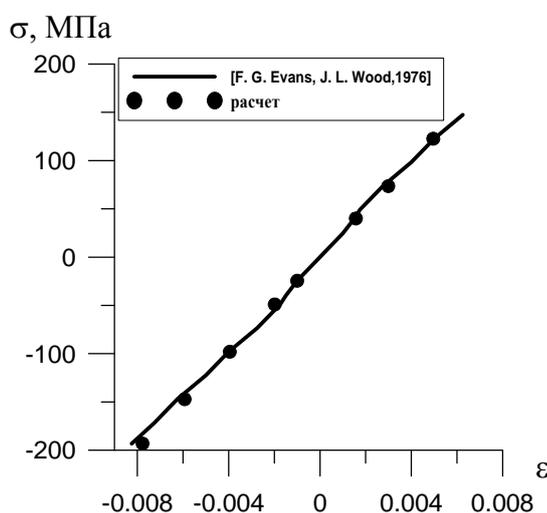


Рис. 10.  $\sigma$ - $\epsilon$  диаграмма образца сухой компактной костной ткани человека при растяжении – сжатии вдоль оси кости

Таким образом, представлен метод моделирования микроструктуры компактной костной ткани. Модельный образец рассматривается как совокупность структурных элементов, содержащих армирующий элемент – остеон и матрицу. Форма структурных элементов определяется расстояниями до соседних остеонов и направлениями их расположения. Проведено сравнение полученных результатов расчета напряженно-деформированного состояния модельного образца при растяжении с результатами расчета [Budyn, Нос, 2007]. Показано качественное совпадение результатов расчетов. Показано, что гаверсовы каналы являются концентраторами напряжений. Проведено сравнение результатов расчета напряженно-деформированного состояния модельного образца сухой компактной костной ткани при растяжении–сжатии вдоль оси кости с экспериментальными результатами [Evans, Wood, 1976]. Показано согласие расчета и эксперимента.

## Список литературы

- Буякова 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.
- Баринов С. М. Керамические композиционные материалы на основе фосфатов кальция для медицины // Успехи химии. – 2010. – Т. 79, № 1. – С. 15–32.
- Утенькин А. А. Кость-многоэтажный композит // Химия и жизнь. – 1981. – № 4. – С. 38–40.
- Аврунин А. С., Корнилов Н. В., Суханов А. В., Емельянов В. Г. Формирование остеопоротических сдвигов в структуре костной ткани (костные органы, структура костной ткани и ее ремоделирование, концепция патогенеза остеопороза, его диагностики и лечения). – Спб., 1998. – 84 с.
- Путляев В. И. Современные биокерамические материалы // Соросовский образовательный журнал. – 2004. – Т. 8, № 1. – С. 44–50.
- Баринов С. М., Комлев В. С. Биокерамика на основе фосфатов кальция. – М.: Наука, 2005. – 204 с.
- Данильченко С. Н. Структура и свойства апатитов кальция с точки зрения биоминералогии и биоматериаловедения (обзор) // Вісник СумДУ. Серія «Фізика, математика, механіка». – 2007. – № 2. – С. 33–59.
- Фигурска М. Структура компактной костной ткани // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11. – № 3. – С. 28–38.
- Gotzen N., Cross A. R., Iffju P. G., Rapoff A. J. Understanding stress concentration about a nutrient foramen // Journal of Biomechanics. – 2003. – № 36. – Pp. 1511–1521
- Mullins L. P., McGarry J. P., Bruzzi M. S. and Mchugh P. E. Micromechanical modelling of cortical bone // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. – 2007. – Vol. 10. No. 3. Pp. 159–169.
- Nackenhorst U., Lenz C. Biomechanics of bones on various length scales // PAMM Proc. Appl. Math. Mech. – 2005. – V. 5. – Pp. 31–34.
- Budyn E., Hoc T. Multiple scale modeling of cortical bone fracture in tension using X-FEM, Revue Européenne de Mécanique Numérique (European Journal of Computational Mechanics). 2007. – Vol. 16. – Pp. 213–236.
- Evans F.G., Wood J. L. Mechanical properties and density of bone in a case of severe endemic fluorosis // Acta orthop. scand. – 1976. – 47. – Pp. 489–495.
- Кристенсен Р. Введение в механику композитов / Перевод с английского А. И. Бейля, Н. П. Жмудя, под ред. Ю. М. Тарнопольского. – М.: Мир, 1982. – 334 с.