

УДК: 531:[617:681.518]

## **Исследование механических характеристик костных тканей с помощью автоматизированной системы медицинского назначения**

**Аносов А.В.<sup>\*1</sup>, Кормилицын О.П.<sup>\*\*2</sup>, Патрина Т.А.<sup>\*\*\*2</sup>,  
Щемелинин Д.А.<sup>\*\*\*\*3</sup>**

<sup>1</sup>*АНО ЦНИ «Три Би», Санкт-Петербург, Россия*

<sup>2</sup>*Кафедра Прикладной механики и инженерной графики, Санкт-Петербургский Государственный электротехнический университет «ЛЭТИ», Санкт-Петербург, Россия*

<sup>3</sup>*RingCentral Inc., Сан-Матео, штат Калифорния, США*

**Аннотация.** Представлена система медицинского назначения, которая позволяет в автоматическом и полуавтоматическом режиме строить твердотельные модели костных и мягких тканей на базе компьютерной томограммы с учетом анизотропии биомеханических свойств этих тканей. Созданное программное обеспечение дает возможность выполнять многовариантные геометрические операции по объединению моделей костных тканей с различными моделями систем фиксации и эндопротезов, рассчитывать их механические характеристики в различных физических средах, проводить сравнительный анализ результатов расчета. Система предоставляет биомеханические обоснования эффективных методов диагностики и лечения опорно-двигательного аппарата человека.

**Ключевые слова:** тепловой анализ костной ткани, механические напряжения и деформации костной ткани и систем фиксации, автоматизированная система медицинского назначения.

### **ВВЕДЕНИЕ**

Исследование параметров напряженно-деформированного состояния костных тканей и композитных материалов при установке фиксатора, при замене пострадавшей части костной ткани или всего сустава искусственным протезом, выявление закономерностей движения и деформирования системы кость – эндопротез (фиксатор) открывают важные перспективы для разработки и отработки эффективных способов лечения различных заболеваний опорно-двигательного аппарата человека. Для нахождения механических напряжений и деформаций в костной ткани, температурных напряжений применяют методы компьютерного моделирования. Но эти исследования имеют преимущественно узконаправленный характер, требуют от оператора знания предлагаемых программных продуктов. Поэтому представляется целесообразной разработка системы автоматизированного проектирования, позволяющей строить

---

\*alexander.anosov@gmail.com

\*\*okormilicyn37@mail.ru

\*\*\*nessionok@gmail.com

\*\*\*\*dshchmel@gmail.com

модели твердых биологических тканей с учетом особенностей их анатомического строения на базе компьютерной томограммы, назначать анизотропию и гетерогенность их механических и тепловых свойств, проводить сравнительный анализ параметров напряженно-деформированных состояний этих моделей при различных внешних воздействиях. В настоящее время не существует таких систем, поэтому ее создание является актуальной задачей.

При поддержке Санкт-Петербургского Государственного электротехнического университета “ЛЭТИ” и компании RingCentral Inc., для реализации поставленной цели были задействованы специализированные пакеты Mimics [1], Catia [2], Ansys [3], Microsoft Access [4] в качестве программных модулей системы, связанных общим пользовательским интерфейсом.

## МЕТОДИКА И МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ

Первой задачей перед пользователем является получение твердотельных моделей объектов исследования на базе компьютерной томограммы по пороговым значениям уровня яркости (рис. 1). Для этого задействован пакет Mimics компании Materialise с включенной системой SurgiCase Orthopaedics – базой сконструированных моделей систем фиксации и информационной базой свойств материалов для них.

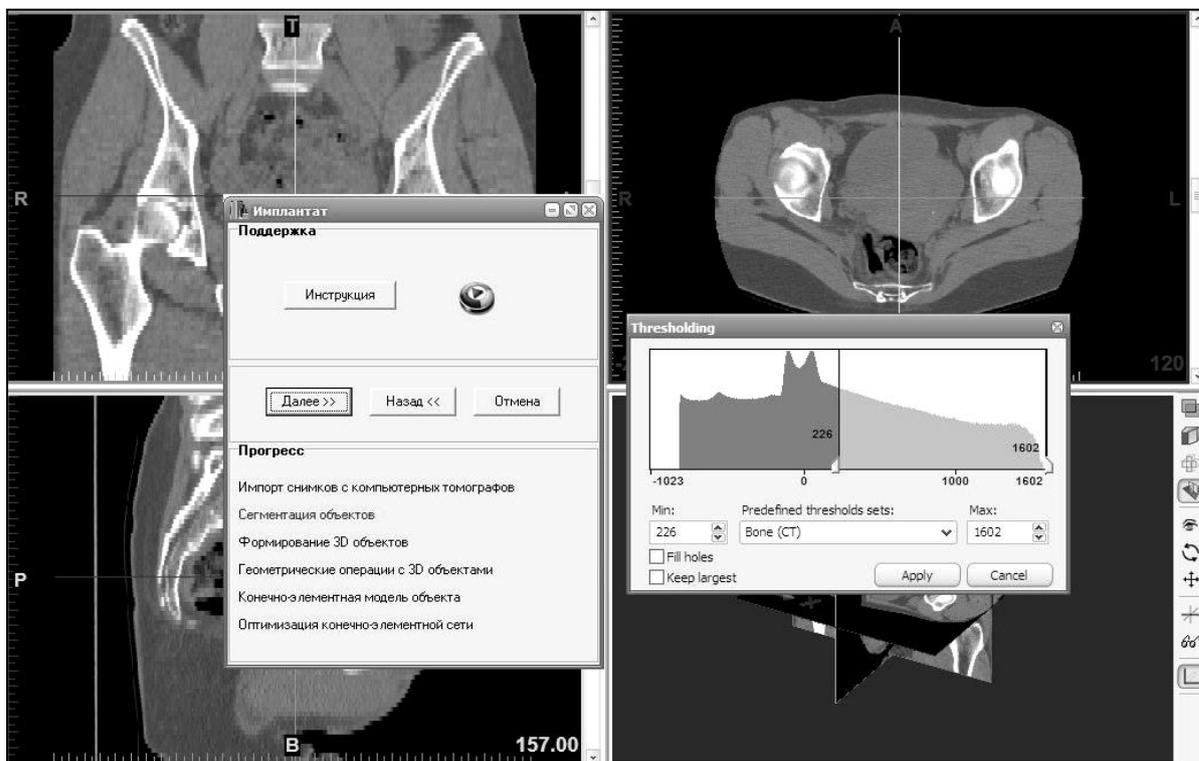


Рис. 1. Выбор порогового значения биологических тканей.

Дальнейший экспорт модели необходимо выполнить в стереолитографическом формате .stl (набор поверхностных треугольников), или в нейтральном формате обмена данными .iges (.igs). Эти форматы позволяют переносить информацию о геометрических и механических свойствах биологических тканей, их поддерживают наиболее распространенные CAD и CAE системы. После выполнения импорта файлов в один из выбранных форматов, встает задача получения твердотельной модели.

Происходит автоматический вызов требуемых функций второго программного модуля Catia. Есть два варианта получения твердотельной модели. В первом случае,

если загрузить в проект модель в формате .iges (.igs), геометрическая модель представляется в виде облака точек. Поэтому следующими шагами являются построение качественной конечно-элементной сети, «натягивание» поверхности на сеть, исправление ее геометрических дефектов и закрытие поверхности для получения твердотельной модели (рис. 2). Во втором случае .stl, когда модель уже представлена в виде конечных элементов, необходимо только исправить дефекты геометрии и выполнить закрытие поверхности.

Первый вариант является более точным, получаемая модель максимально приближена к оригинальному объекту, но присутствует вероятность получения модели со сложной геометрией. Это во многих случаях приводит к тому, что в расчетном инженерном пакете конечно-элементная сеть не сможет быть построена. Поэтому при экспорте модели в один из указанных выше форматов данных необходимо определить приоритет между качеством геометрической модели и сложностью решения задачи.

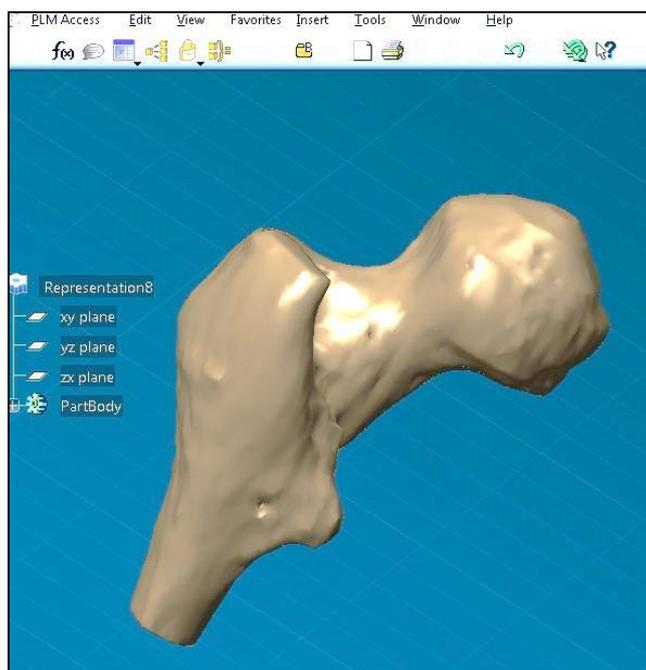


Рис. 2. Получение твердотельной модели кости.

Затем происходит разделение модели на твердотельные ткани. Для учета в расчетах анизотропности биомеханических свойств костных тканей выполняется разбиение моделей костей на сегменты секущей плоскостью. Далее вырезается объем в этих моделях для планирования остеотомии или резекции.

Работа в третьем программном блоке проходит в нескольких модулях: Design Modeler (геометрический построитель), Static Structural (статический прочностной анализ), Transient Structural (нестационарный прочностной анализ), Modal (частотный анализ), Engineering Data (библиотека свойств материалов), Fluent (анализ динамики жидкости и газов), Steady-State Thermal (стационарный тепловой анализ), Transient Thermal (нестационарный тепловой анализ). Преимущество такого построения в том, что одна расчетная модель используется для широкого круга задач междисциплинарного взаимодействия.

Твердая биологическая ткань является анизотропной средой, для определения ее характеристик вводится локальная система координат  $(i, j = 1, 2, 3)$ . Пример их расположения для большеберцовой кости показан на рисунке 3. Ориентация осей координатной системы выбирается исходя из симметрии в структуре костной ткани [5–10]. Например, для компактного слоя ось  $x_1$  совмещается с превалирующим

направлением остеонов, т.е. с направлением продольной оси кости. Направление оси  $x_2$  выбирается вдоль касательной к окружности сечения, так как компактная костная ткань имеет цилиндрическую структуру ламеллярной безостеонной костной ткани. Ось  $x_3$  выбирается ортогональной к оси  $x_2$  и  $x_3$ . Для спонгиозного слоя ось  $x_1$  имеет такое же направление, как и для компактного слоя; ось  $x_2$  имеет трансверсальное направление, ось  $x_3$  – переднезаднее.

Связь между тензором деформации представим в виде конечного неполного тензорного полинома, состоящего только из линейного члена:

$$\varepsilon_{ij} = a_{ijkl} \sigma_{kl} \quad (i, j, k, l = 1, 2, 3), \quad (1)$$

где  $a_{ijkl}$  – тензоры податливости 4-го ранга.

По значениям компонент тензора податливости вычисляются постоянные материала

$$E_i = (a_{iiii})^{-1} \quad (i = 1, 2, 3) \quad (2)$$

и коэффициенты поперечной деформации

$$\mu_{ij} = (-a_{jjii}) \div a_{iiii} \quad (i, j = 1, 2, 3; i \neq j), \quad (3)$$

характеризующие упругие свойства твердой биологической ткани.

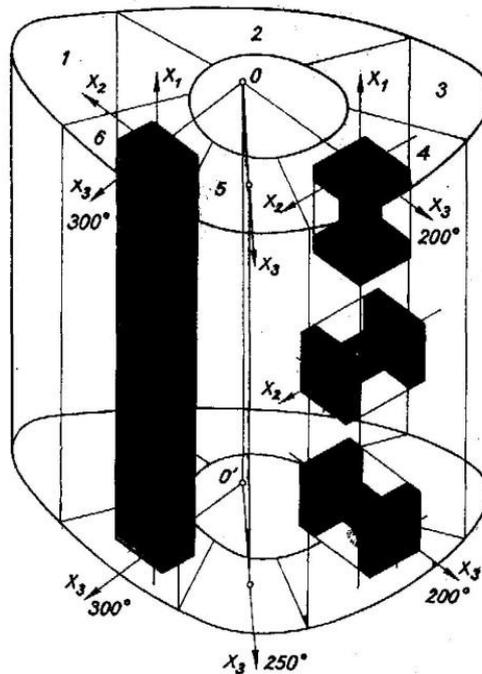


Рис. 3. Ориентация образцов различной формы в диафизе большеберцовой кости.

Затем задаются анизотропные упругие свойства компактного и спонгиозного слоев костной ткани, мышечной ткани, цемента и эндопротеза. Для этого в пакет включена база знаний, накопленная в результате экспериментальной, лечебной практики и из литературных источников. В таблицах 1 и 2 приведены свойства материалов, используемых для примера работы с пакетом. Для эндопротеза Титан ВТ1-00 модуль упругости был взят равным  $1.1025 \times 10^{11}$  Па и коэффициент Пуассона – 0.32 [10].

Далее происходит построение конечно-элементной сети (рис. 4). Требуется добиться высокого качества сети, проводя каждый раз анализ качества разбиения встроенным инструментом Ansys Structural [11].

**Таблица 1.** Анизотропные свойства компактного слоя костной ткани бедренной кости

Сегмент от 0° до 70°:							Сегмент от 70° до 140°:						
	A	B	C	D	E	F		A	B	C	D	E	F
1	(Pa)	(Pa)	(Pa)	(Pa)	(Pa)	(Pa)	1	(Pa)	(Pa)	(Pa)	(Pa)	(Pa)	(Pa)
2	5,015E+13						2	5,303E+13					
3	-1,481E+13	1,1911E+14					3	-1,598E+13	1,2065E+14				
4	-1,556E+13	-7,149E+13	1,3E+14				4	-1,621E+13	-7,161E+13	1,5913E+14			
5	0	0	0	1,11E+13			5	0	0	0	9,7E+12		
6	0	0	0	0	7,28E+12		6	0	0	0	0	7,15E+12	
7	0	0	0	0	0	4,93E+12	7	0	0	0	0	0	4,75E+12

Сегмент от 140° до 200°:							Сегмент от 200° до 250°:		
	A	B	C	D	E	F			
1	(Pa)	(Pa)	(Pa)	(Pa)	(Pa)	(Pa)	Young's Modulus X direction		1,629E+10 Pa
2	5,595E+13						Young's Modulus Y direction		8,37E+09 Pa
3	-1,746E+13	1,0686E+14					Young's Modulus Z direction		6,27E+09 Pa
4	-1,802E+13	1,746E+13	1,2534E+14				Poisson's Ratio XY		0,308
5	0	0	0	1,02E+13			Poisson's Ratio YZ		0,562
6	0	0	0	0	6,28E+12		Poisson's Ratio XZ		0,313
7	0	0	0	0	0	4,7E+12	Shear Modulus XY		4,49E+09 Pa
							Shear Modulus YZ		2,24E+09 Pa
							Shear Modulus XZ		3,06E+09 Pa

Сегмент от 250° до 300°:				Сегмент от 70° до 140°:			
Young's Modulus X direction		1,876E+10	Pa	Young's Modulus X direction		2,058E+10	Pa
Young's Modulus Y direction		9,66E+09	Pa	Young's Modulus Y direction		7,95E+09	Pa
Young's Modulus Z direction		7,75E+09	Pa	Young's Modulus Z direction		6,25E+09	Pa
Poisson's Ratio XY		0,323		Poisson's Ratio XY		0,3	
Poisson's Ratio YZ		0,767		Poisson's Ratio YZ		0,631	
Poisson's Ratio XZ		0,331		Poisson's Ratio XZ		0,308	
Shear Modulus XY		5,22E+09	Pa	Shear Modulus XY		4,69E+09	Pa
Shear Modulus YZ		2,74E+09	Pa	Shear Modulus YZ		2,5E+09	Pa
Shear Modulus XZ		4,62E+09	Pa	Shear Modulus XZ		3,12E+09	Pa

Головка бедренной кости:			
Young's Modulus X direction		1,16E+10	Pa
Young's Modulus Y direction		1,22E+10	Pa
Young's Modulus Z direction		1,99E+10	Pa
Poisson's Ratio XY		0,42	
Poisson's Ratio YZ		0,23	
Poisson's Ratio XZ		0,23	
Shear Modulus XY		4E+09	Pa
Shear Modulus YZ		5,4E+09	Pa
Shear Modulus XZ		5E+09	Pa

**Таблица 2.** Анизотропия упругих свойств спонгиозного слоя бедренной кости

Часть кости	Область кости	Направление нагружения	Модуль упругости $E \times 10^7$ , Па
Головка			29.3
Головка, нижний мыщелок		Верхненижнее	29.23
		Передненижнее	24.98
		Наружновнутреннее	72.22
Мыщелок	Внешняя часть		30.35
	Внутренняя часть		29.78
Шейка		Вдоль шейки	45.89
Большой вертел			3.71

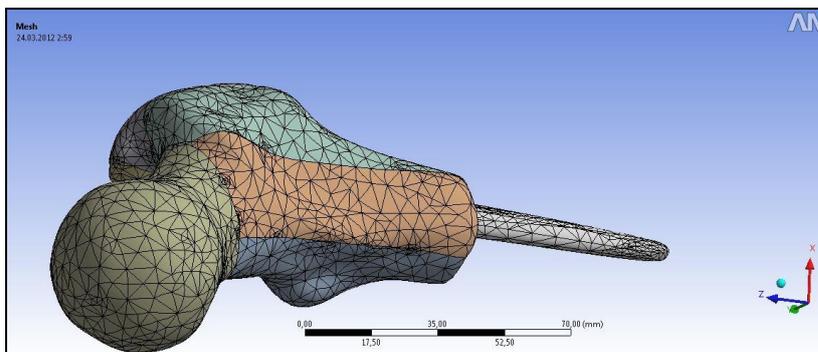


Рис. 4. Разбиение моделей костной ткани с установленным эндопротезом на конечные элементы.

Действующие силы на поверхность костных тканей были взяты из литературных источников. Были рассчитаны величины давления по площади прикрепления мышц к костной ткани на основе измерения сечений геометрических моделей мышц (табл. 3).

Таблица 3. Результаты расчетов величины давления

Название группы мышц	Составляющая давления $P_x \times 10^6$ , Па	Составляющая давления $P_y \times 10^6$ , Па	Составляющая давления $P_z \times 10^6$ , Па
Длинные сгибатели	0.10966	2.1932	$4.3864 \times 10^{-2}$
Подвздошно-поясничная мышца	0	3.4375	0
Большая ягодичная мышца	0.43119	1.1642	-0.73302
Длинные разгибатели	0.53887	1.7064	-0.12574
Отводящие мышцы	0.16996	1.3153	$2.6147 \times 10^{-2}$
Приводящие мышцы	$6.5399 \times 10^{-2}$	1.4878	-1.0036
Верхняя часть тела человека	1.3134	0.64617	-1.1925
Верхняя часть эндопротеза	1.3134	0.64617	-1.1925
Нижняя часть эндопротеза	0	0	1.99

Разработанная система автоматизированного проектирования позволяет одновременно решать тепловую задачу, рассчитывать тепловые напряжения, механические напряжения и деформации для выбранной модели. Можно рассчитать температуру, плотность теплового потока и удельный тепловой поток твердой и мягкой биологических тканей, цемента и эндопротеза при эндопротезировании.

Для решения тепловых задач используется уравнение:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla(-k \nabla T) = 0, \quad (4)$$

где  $\rho$  – плотность [кг/м<sup>3</sup>],  $C_p$  – удельная объемная теплоемкость [Дж/(м<sup>3</sup>·К)],  $k$  – теплопроводность [Вт/(м·К)],  $T$  – температура тела [К],  $t$  – время [с] [12].

В стационарном тепловом анализе  $Q$  – тепловой поток через тело [Вт], находится следующим образом:

$$Q = kA \frac{\Delta T}{l}, \quad (5)$$

где  $A$  – площадь сечения, перпендикулярного направлению теплового потока [м<sup>2</sup>],  $k$  – теплопроводность [Вт/(м·К)],  $l$  – толщина рассматриваемого участка модели [м],  $\Delta T$  – изменение температуры тела [К] [13].

Значения величин свойств материалов берутся из разработанной авторами базы знаний автоматизированной системы. Данные, представленные в ней, основаны на

литературных источниках и экспериментальных исследованиях. Значения теплопроводности компактного слоя бедренной кости приведены в таблице 4.

**Таблица 4.** Значения теплопроводности для компактного слоя бедренной кости

Направление	Теплопроводность [Вт/(м·К)]
вдоль оси $x_1z$	0.58
вдоль оси $x_2x$	0.53
вдоль оси $x_3y$	0.54

Для спонгиозного слоя костной ткани значение теплопроводности было принято 0.26 Вт/(м·К), для эндопротеза из титана ВТ1-00 – 6.7 Вт/(м·К), для цемента – 0.17 Вт/(м·К), для окружающей среды костной ткани – 0.0398 Вт/(м·К) [14–17].

Плотность спонгиозного слоя костной ткани была взята равной 1780 кг/м<sup>3</sup>, а компактного слоя – 1880 кг/м<sup>3</sup>, эндопротеза из титана ВТ1-00 – 4500 кг/м<sup>3</sup>, цемента – 1100 кг/м<sup>3</sup>, окружающей среды костной ткани – 1.8677 кг/м<sup>3</sup> [18].

Значения удельной объемной теплоемкости моделей, включенных в систему костная ткань – эндопротез, представлены в таблице 5 [19].

**Таблица 5.** Значения удельной объемной теплоемкости рассчитываемых моделей

Параметр	Костная ткань	Окружающая среда кости	Цемент	Эндопротез Титан ВТ1-00
Удельная объемная теплоемкость [Дж/(м <sup>3</sup> ·К)]	$2.86 \times 10^6$	2909.4	$1.606 \times 10^6$	$2.332 \times 10^6$

При эндопротезировании происходит конвекция, которая соотносит температуру окружающей среды  $T_{\text{ambient}}$  [К] с температурой на поверхности  $T_{\text{surface}}$  [К]:

$$q = hS(T_{\text{surface}} - T_{\text{ambient}}), \quad (6)$$

где плотность теплового потока при конвекции  $q$  [Вт/м<sup>2</sup>] зависит от коэффициента теплоотдачи на поверхности  $h$ . Значения коэффициента теплоотдачи [Вт/(м<sup>2</sup>·К)] между моделями указаны в таблице 6 [20].

**Таблица 6.** Значения коэффициента теплоотдачи между моделями системы костная ткань – эндопротез

	Цемент	Окружающая среда костной ткани
Эндопротез	10000	100
Костная ткань	1000	10000

Температура модели эндопротеза была принятой 296.15 К, костной ткани – 310.5 К, окружающей среды костной ткани – 308.5 К. Были проведены расчеты при значении температуры цемента – 353.15 К.

## АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ РАСЧЕТА

На рисунке 5 показаны места сечений на модели кости с эндопротезом для просмотра результатов расчета. На рисунках 6–8 представлены результаты в разное время.

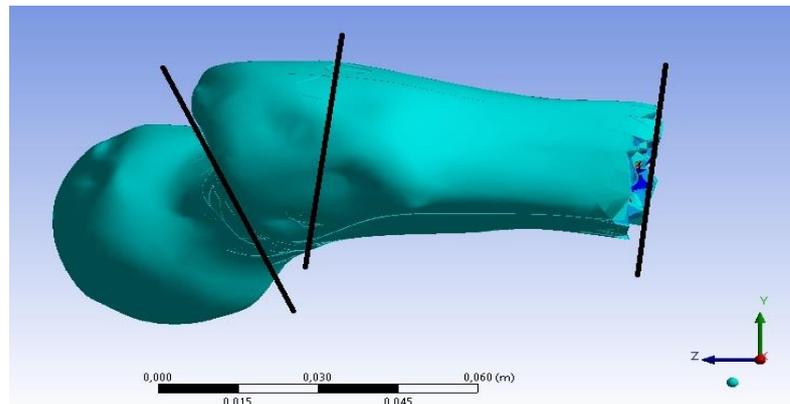


Рис. 5. Места выполнения сечений для просмотра результатов расчетов в разное время.

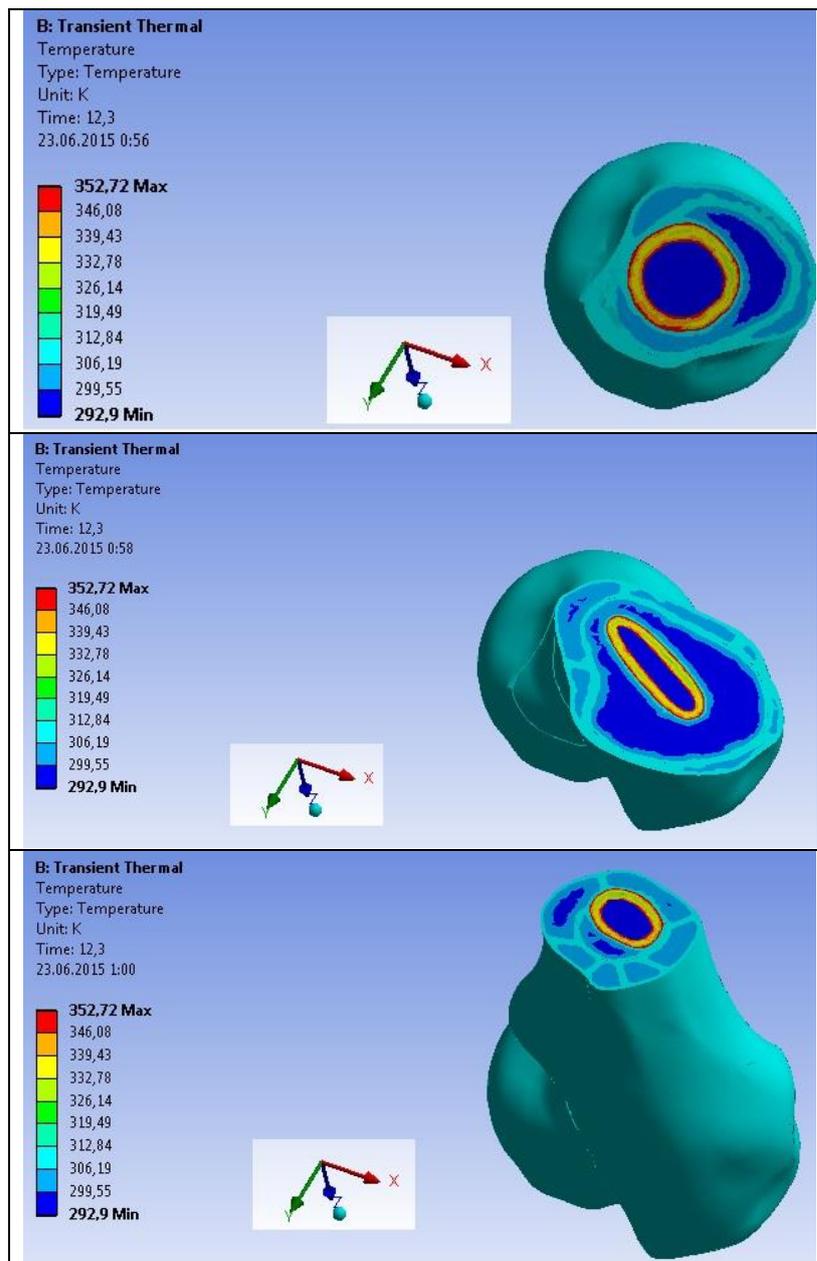


Рис. 6. Результаты расчета температур в разных местах модели кости на 13-й секунде.

После установки эндопротеза в костную ткань (рис. 6) максимальные температуры наблюдаются в областях соприкосновения цемента с костной тканью и эндопротезом, а минимальные температуры – в средней части костной ткани и в эндопротезе.

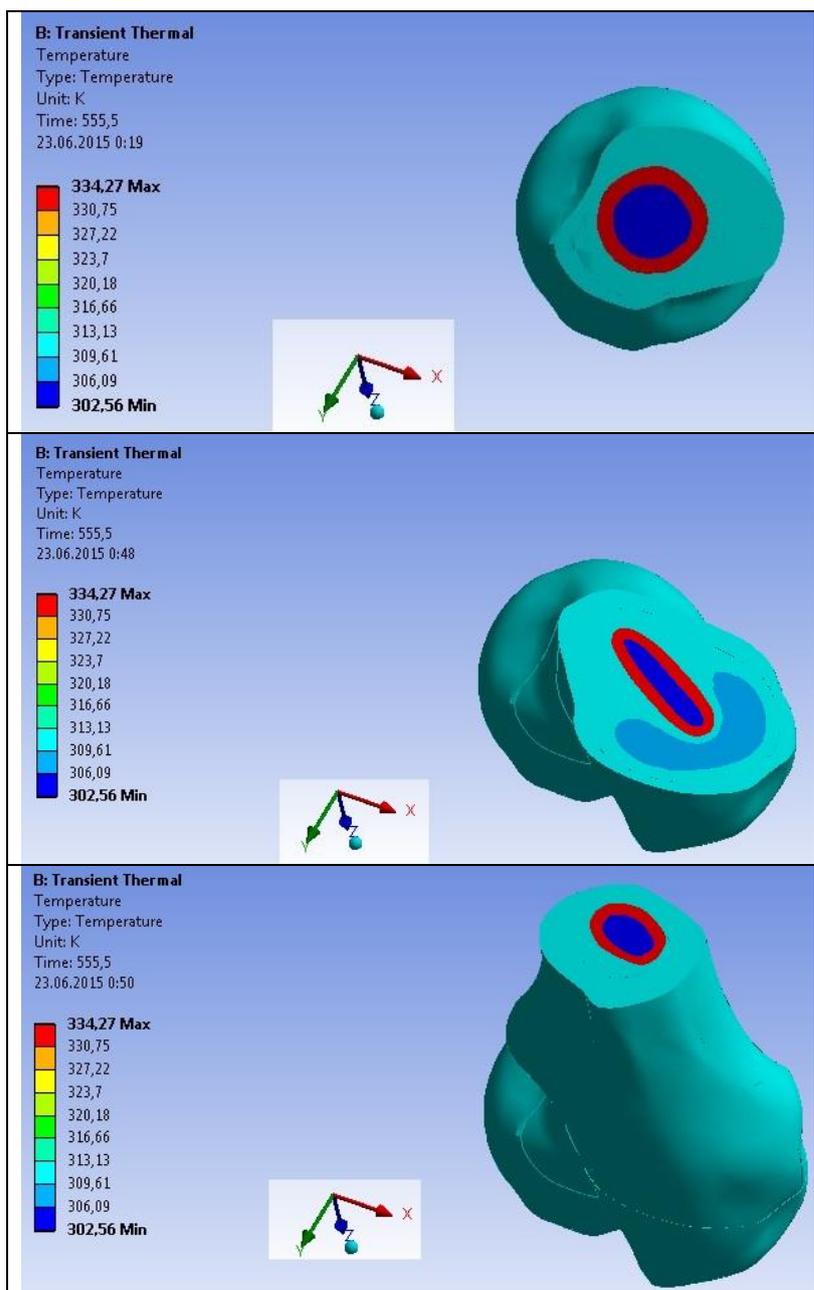


Рис. 7. Результаты расчета температуры в разных местах модели кости на 556-й секунде.

На 556-й секунде (рис. 7) происходит повышение температуры в модели эндопротеза до 302.56 К и повышение температуры в модели костной ткани. За это время модель цемента остывает до температуры 334.27 К.

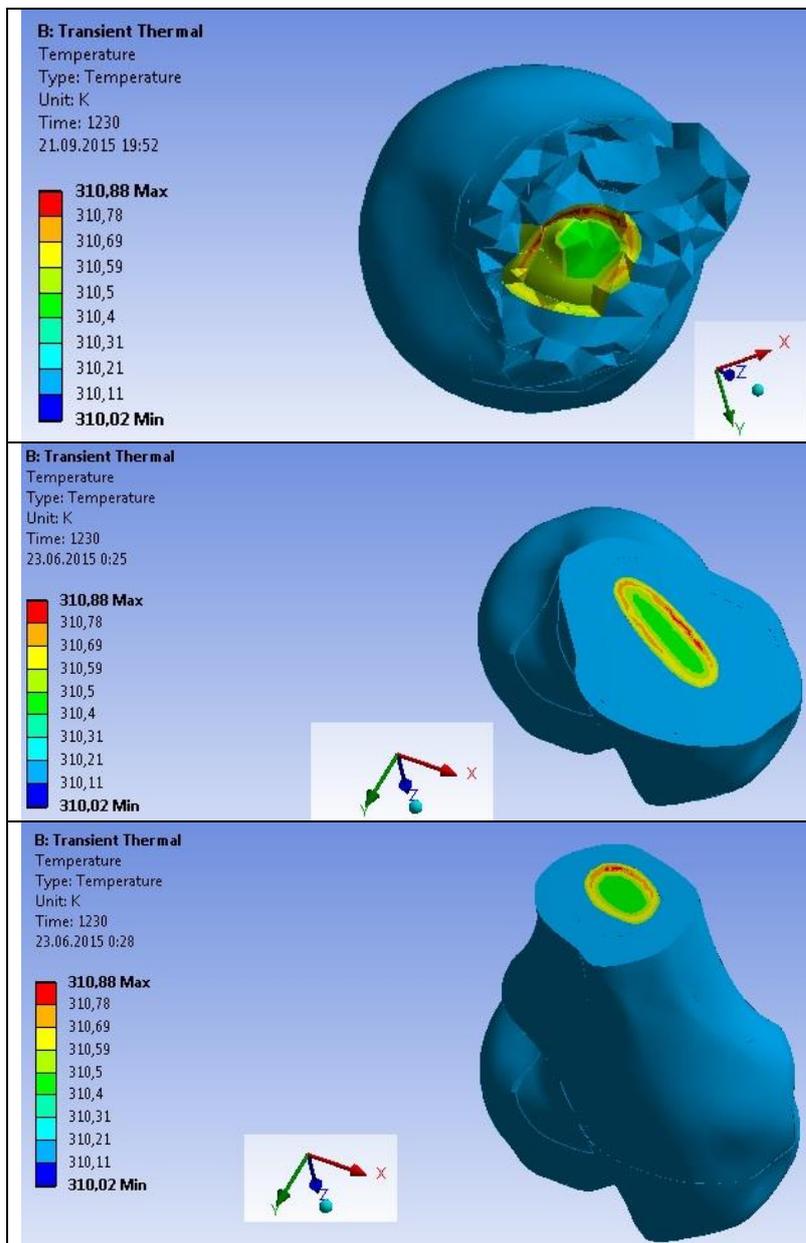


Рис. 8. Результаты расчета температуры в разных местах модели кости на 1230-й секунде

На 1230-й секунде (рис. 8) происходит приближение температуры всех рассматриваемых моделей к температуре костной ткани. При этом температура модели эндопротеза выше, чем костной ткани.

В таблицах 7-9 представлена плотность теплового потока по трем направлениям с 13-й до 1230-й секунды.

На основе анализа приведенных таблиц можно сделать вывод, что значения плотности теплового потока убывают быстрее по оси  $x$ .

По оси  $y$  величины плотности теплового потока наибольшие по сравнению с другими осями при различных значениях времени, а, соответственно, по оси  $y$  происходит быстрее передача энергии на определенной площади. Это объясняется анатомическим строением слоев костной ткани, расположением остеонов в костной ткани бедренной кости.

**Таблица 7.** Значения плотности теплового потока по направлению  $x$ 

Время [с]	Минимальное значение [Вт/м <sup>2</sup> ]	Максимальное значение [Вт/м <sup>2</sup> ]
12.3	-7762.5	7550.
24.6	-2811.7	3424.7
28.7	-2420.2	3056.7
32.8	-2092.9	2775.9
37.53	-1767.5	2510.2
44.23	-1522.2	2209.7
54.72	-1414.8	1846.1
72.60	-1267.7	1418.6
102.4	-1064.1	1127.4
148.3	-817.35	857.22
213.9	-568.21	585.08
309.5	-361.2	346.03
432.5	-223.14	182.59
555.5	-135.96	96.274
678.5	-94.111	87.677
801.5		
924.5		
1048		
1171		
1230	-94.112	

**Таблица 8.** Значения плотности теплового потока по направлению  $y$ 

Время [с]	Минимальное значение [Вт/м <sup>2</sup> ]	Максимальное значение [Вт/м <sup>2</sup> ]
12.3	-10211	7592.9
24.6	-3132.6	3683.1
28.7	-2279.8	3317.9
32.8	-1952.8	3044.4
37.57	-1665.5	2788.8
44.23	-1486.2	2500.
54.72	-1353.	2144.9
72.60	-1162.9	1710.1
102.4	-943.39	1244.3
148.3	-775.79	958.75
213.9	-581.06	667.35
309.5	-382.36	403.05
432.5	-226.23	216.52
555.5	-133.18	115.66
678.5	-90.691	111.11
801.5		
924.5		
1048		
1171		
1230		

Таблица 9. Значения плотности теплового потока по направлению z

Время [с]	Минимальное значение [Вт/м <sup>2</sup> ]	Максимальное значение [Вт/м <sup>2</sup> ]
12.3	-6822.4	6871.4
24.6	-2502.1	2619.9
28.7	-1714.9	2090.1
32.8	-1536.1	1662.6
37.57	-1382.8	1535.3
44.23	-1212.2	1433.
54.72	-1015.	1325.2
72.60	-855.02	1199.6
102.4	-681.74	1047.5
148.2	-519.52	856.29
213.9	-364.37	638.9
309.5	-227.51	419.2
432.5	-132.17	247.39
555.5		145.29
678.5		
801.5		
924.5	-91.898	99.277
1048		
1171		
1230		99.278

Результаты расчетов близки к экспериментальным и аналитическим данным, приведенных в иностранной литературе при тех же условиях реальных костей [21], что доказывает достоверность полученных результатов.

Теперь рассмотрим значения напряженно-деформированного состояния при заданных свойствах материалов и приложенных нагрузках.

Наибольшие значения перемещений наблюдаются в средней и верхней части головки и верхней половины шейки бедренной кости. Максимальные напряжения возникают в нижней части шейки кости, а малые напряжения – в верхней (рис. 9).

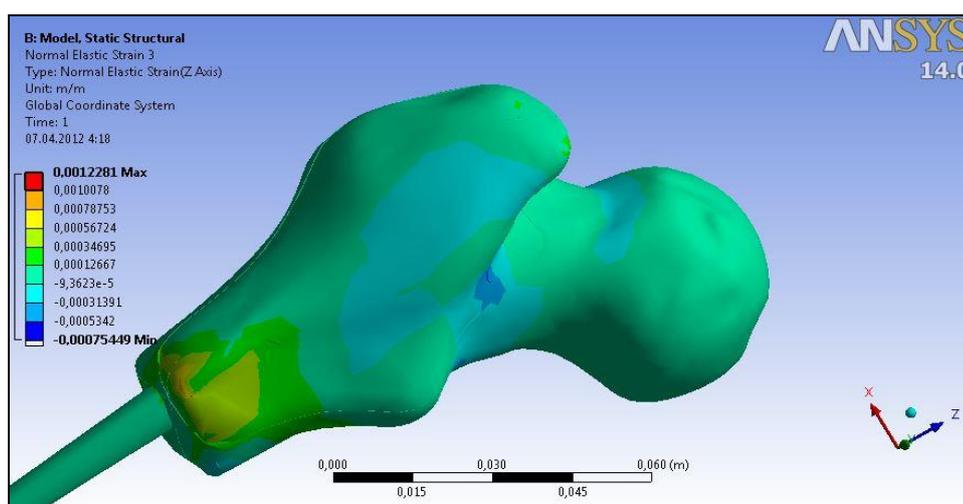


Рис. 9. Распределение значений нормальных напряжений по направлению оси z глобальной системы координат по объему бедренной кости.

Напряжения среза в нижней части кости меньше, чем в верхней части. Высокие напряжения в третьем и четвертом сегментах кости при сжатии объясняются меньшей толщиной слоя по сравнению с другими сегментами. Но при изгибе кости максимальные напряжения наблюдаются в 1-ом сегменте, где компактный слой сравнительно толще [22].

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

С помощью разработанной автоматизированной системы можно проводить анализ распределения температурных характеристик с течением времени и выявлять наиболее опасные зоны в костной ткани с наибольшим распределением напряжений и деформаций. Таким образом, врач может виртуально «проиграть» различные варианты проведения операции, внося изменения в геометрические расчетные модели без потери данных для получения наилучших результатов. Система позволяет рассчитывать время остывания цемента при эндопротезировании суставов, а также смотреть, как при этом будет распределяться температура по костной ткани, анализировать механические характеристики в сложной системе кость – эндопротез. Например, на основе анализа значений температур и плотности теплового потока, приведенных в данной статье, можно сделать вывод, что усреднение температур по всей системе кость – эндопротез происходит лишь на 1230-й секунде при использовании цемента с температурой 353.15 К. При дальнейших расчетах с помощью созданного программного обеспечения можно менять материалы для изготовления эндопротезов и, путем сравнения, достигать наименьшего времени усреднения температуры во всех моделях. При анализе рассчитанного нашей системой напряженно-деформированного состояния моделей можно прийти к заключению, что наиболее опасные места после установки эндопротеза – это средняя и верхняя части головки, а также нижняя часть шейки бедренной кости и, в зависимости от приложенных внешних воздействий, 1, 2 и 3-й сегменты кости.

Авторами была разработана математическая модель для исследования напряженно-деформированного состояния биотехнической системы с учетом анизотропии и гетерогенности её механических свойств, а также различных внешних воздействий на костную ткань. Это позволяет получать с помощью системы значения механических характеристик твердых и мягких тканей опорно-двигательного аппарата человека, наиболее приближенные к значениям этих величин для реальных тканей.

Следует заметить, что полученные с помощью программы результаты расчетов отклоняются на 1–5 % от результатов, приведенных в научной литературе при похожих нагрузках на костях, что говорит об их достоверности [10].

Предложенная методика, основанная на учете особенностей анатомического строения и взаимодействия элементов опорно-двигательного аппарата, может быть применима и при компьютерном моделировании костной ткани с материалами памяти формы, что, в перспективе, обещает получение новых научных результатов.

На основе вышеизложенного можно сделать вывод, что предложенная автоматизированная система медицинского назначения позволяет практикующим врачам рационально планировать научно-обоснованный комплекс мероприятий для лечения заболеваний твердых биологических тканей и, следовательно, существенно уменьшать риск повторного оперирования.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Mimics: Medical Image Segmentation for Engineering on Anatomy*. URL: <http://biomedical.materialise.com/mimics> (дата обращения 15.09.2015).
2. *Catia V5-6R2014*. URL: <http://www.3ds.com/ru/produkt-y-i-uslugi/catia/produkt-y/catia-v5/> (дата обращения 20.09.2015).

3. Ansys. URL: <http://www.ansys.com> (дата обращения 20.09.2015).
4. Microsoft Access - реляционная СУБД - Microsoft Office. URL: <https://products.office.com/ru-ru/access> (дата обращения 25.09.2015).
5. Bonfield W., Li C.H. Anisotropy of nonelastic flow in bone. *J. Appl. Phys.* 1967. V. 38. P. 2450–2455.
6. Evans F.G. *Mechanical Properties of Bone*. Charles C. Thomas, Springfield, IL. 1973. P. 282–310.
7. Mather B. S. The symmetry of the mechanical properties of the human femur. *J. Surg. Res.* 1967. V. 5. P. 222–229.
8. Sedlin E.D. A rheological model for cortical bone. *Acta Orthop. Scand.* 1965.V. 83. P. 77.
9. Yamada H. *Strength of biological materials*. Baltimore: Williams & Wilkins. 1970. P. 283.
10. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. *Деформирование и разрушение твердых биологических тканей*. Рига: Зинатне, 1980. 319 с.
11. Бруйка В.А., Фокин В.Г., Солдусова Е.А. и др. *Инженерный анализ в Ansys Workbench. Часть I: учебное пособие*. Самара: СГТУ, 2010. 271 с.
12. Hansen E. Modelling heat transfer in a bone-cement-prosthesis system. *Journal of Biomechanics*. 2003. V. 36. P. 787–795.
13. Naseer J. *The Morning Echo: An Observation of Nature and Science*. Bloomington: iUniverse, 2012. P. 443-460.
14. Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A., Verdonschot N., Lenthe G. Frictional heating of total hip implants. Part 2: finite element study. *Journal of Biomechanics*. 2001. V. 34. № 4. P. 429–435.
15. Biyikli M., Modest M., Tarr R. Measurements of thermal properties for human femora. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1986. V. 20. № 9. P. 1335–1345.
16. Clattenburg R., Cohen J., Conner S., Cook N. Thermal properties of cancellous bone. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1975. V. 9. № 2. P. 169–182.
17. Mazzullo S., Paolini M., Verdi C. Numerical simulation of thermal bone necrosis during cementation of femoral prostheses. *Journal of Mathematical Biology*. 1991. V. 29. № 5. P. 475–494.
18. Huiskes R. Some fundamental aspects of human joint replacement, analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures. *Acta Orthop. Scand.* 1980. V. 185. P. 1–208.
19. Zelenov E.S. Experimental investigation of the thermophysical properties of compact bone. *Mechanics of Composite Materials*. 1985. P. 759–762.
20. Stanczyk M., Telega J. Modelling of heat transfer in biomechanics – a review Part II. Orthopaedics. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2002. V. 4. № 2. P. 3–31.
21. Kaorapong K., Amornsamankul S., Tang I. Wiwatanapataphee B. Heat Transfer in Cemented Hip Replacement Process. *International Journal of Mechanics*. 2011. V. 5. № 3. P. 202–208.
22. Добелис М.А. Оценка механического поведения компактной депротенизированной и деминерализованной костной ткани при растяжении. *Механика композитных материалов*. 1982. № 6. С. 1060–1066.

Материал поступил в редакцию 26.10.2015, опубликован 04.12.2015.