

МОДЕЛИРОВАНИЕ ГИПЕРТЕРМИИ ПРИ СТАБИЛИЗИРУЮЩЕЙ ВЕРТЕБРОПЛАСТИКЕ

Вознесенский Н.К., Богданов Н.В., Дорохович С.Л.* , Забарянский Ю.Г.* ,
Матусевич Е.С., Кураченко Ю.А., Левченко В.А.* , Мардынский Ю.С.** ,
Вознесенская Н.Н.

Институт атомной энергетики НИЯУ МИФИ, г. Обнинск

** Экспериментальный научно-исследовательский и методический центр «Моделирующие системы», г. Обнинск*

*** ФБГУ «Медицинский радиологический научный центр», г. Обнинск*

Р

Для совместного моделирования комбинированного воздействия облучения и локальной гипертермии при радионуклидной вертебропластике проведено исследование температурных полей, обусловленных полимеризацией костного цемента. Выполнены две группы экспериментов по измерению нестационарного распределения температуры при полимеризации цемента: а) в изолированной кювете и б) в позвонке. Для моделирования экспериментов адаптирован 3D-нестационарный код КАНАЛ, применяемый в задачах термогидравлики ядерно-технических установок. Достигнута удовлетворительная согласованность измеренных и рассчитанных температурных характеристик – как их пространственного, так и временного распределения. Особо существенной является близость экспериментальных и расчетных значений максимума температуры при полимеризации цемента в позвонке. Выполненное исследование обеспечивает теоретическую поддержку вертебропластики в двух аспектах: а) применением созданных расчетных технологий и б) оценкой степени терапевтического воздействия в результате нагрева костной ткани.

Ключевые слова: стабилизирующая вертебропластика, костный цемент, нагрев при полимеризации, измеренная и рассчитанная температура, терапевтический эффект.

Key words: stabilizing vertebroplasty, bone cement, heating at polymerization, measured and calculated temperature, curative effect

ВВЕДЕНИЕ

Чрескожная вертебропластика¹ в качестве способа стабилизации позвоночных структур была предложена в 1987 [1, 2], и сразу появились публикации о ее высокой эффективности у больных с метастатическим поражением позвоночника [3]. В результате экзотермической реакции полимеризации костного цемента,

¹ Вертебропластика означает укрепление поврежденного тела позвонка с помощью костного цемента (http://www.medicina.ru/services_add/vert/)

© Вознесенский Н.К., Богданов Н.В., Дорохович С.Л., Забарянский Ю.Г., Матусевич Е.С., Кураченко Ю.А., Левченко В.А., Мардынский Ю.С., Вознесенская Н.Н., 2013

вводимого в очаг литического² метастаза в теле позвонка, при локальном нагреве возможно активное разрушение опухолевых клеток, или же, при меньшей степени нагрева, подавление их активности [4–9]. Однако отсутствие опубликованных данных о температурных полях при вертебропластике не позволяет определить действительную степень нагрева окружающей очаг злокачественного роста костной ткани позвонка и, тем самым, оценить терапевтическое воздействие этого нагрева [10–14].

Опыт применения гипертермии³ в лечении онкологических заболеваний позволяет сделать вывод о том, что ее эффективность зависит от обеспечения необходимой температуры в течение определенного времени [15]. При температуре 70°C некроз любых, в том числе, опухолевых клеток наступает немедленно. Температура 60°C вызывает их тепловое разрушение в течение 5 с. Прогревание при 55°C ведет к некрозу злокачественных клеток в течение 5 мин, в то время как прогревание при температуре 52°C в течение того же времени оказывается недостаточным для их гибели. Нагрев при температуре в диапазоне 47.8–48.3°C вызывает тепловой некроз злокачественных клеток и разрушение опухолей при продолжительности воздействия от 7 до 20 мин. При температуре 47°C клетки различных опухолей резистентны от 10 до 30 мин, при 46°C – от 20 до 50 мин, 45°C – от 30 до 60 мин, 44°C – от 45 до 80 мин [12, 16, 17]. Гетерогенность внутриопухолевого кровотока не позволяет рассчитывать на равномерный нагрев всей массы опухоли внутренним источником тепла выше критических температур для опухолевых клеток при недопущении перегрева окружающих тканей. Неравномерный же разогрев опухоли увеличивает риск стимуляции опухолевого роста и активации метастазирования.

В настоящее время нет надежного способа прогнозировать уровень и продолжительность разогрева от источника тепла, помещенного внутрь опухоли. Это в свою очередь не дает возможности оценить потенциальную роль гипертермии при применении ее как независимо, так и в сочетании с лучевыми, радионуклидными и химиотерапевтическими методами. Проблема оценки роли гипертермии возникла при применении стабилизирующей вертебропластики костным цементом для паллиативного лечения метастатических поражений позвоночника. При вертебропластике в ходе полимеризации полиметилметакрилата – основного компонента костного цемента – происходит разогрев поверхности цементного «ядра», заполняющего область метастаза, выше 100°C.

Для оценки разогрева костной ткани было проведено измерение тепловыделения как в модельном эксперименте с кюветой, так и непосредственно в изолированном позвонке, а также развит и апробирован расчетный аппарат, позволяющий моделировать тепловые процессы. Соответствующая расчетная технология основана на адаптации программного обеспечения, применяемого в термогидравлических расчетах ядерно-технических и других установок, к задачам локального разогрева тканей при полимеризации костного цемента.

² Все метастазы в кость делятся на литические и бластические. Остеолитические возникают наиболее часто и характеризуются «рассасыванием» кости под действием метастаза. Для остеобластических метастазов характерно избыточное образование измененной костной ткани (<http://www.euromedicine.ru/oncology/metastasis/>)

³ Гипертермия (hyperthermia гипер + греч. therme теплота; син. перегревание организма) - состояние организма, характеризующееся повышенной температурой тела (Большой медицинский словарь)

ЭКСПЕРИМЕНТ

На первом этапе («эксперимент 1») были проведены измерения максимальной температуры при полимеризации костного цемента в экспериментальных кюветах. Целью первого этапа являлось

- развитие методик измерения;
- выявление основных параметров, влияющих на энерговыделение при конкретных условиях полимеризации, моделирующих реальные условия при вертебропластике.

Экспериментальные кюветы представляли собой набор алюминиевых цилиндров (4 шт.), каждый с двумя термодатчиками. Одна из термодатчиков была фиксирована на границе цемента и боковой стенки кюветы, другая – вблизи геометрического центра кюветы (рис. 1). Внутренний диаметр кювет изменялся от 1.2 до 2.2 см, высота заполняемой цементом полости в кювете – от 1.5 до 1.8 см. Применялся цемент с плотностью 1.34 г/см^3 и коэффициентом теплопроводности $0.2 \text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$. Начальная температура смеси перед приготовлением цемента $21 \text{ }^\circ\text{C}$.

Для большего приближения к реальным условиям вертебропластики необходима теплоизоляция цемента при полимеризации, которая достигалась слоем пенопласта толщиной 5 см. На рисунке 2 представлена фотография устройства из пенопласта, в котором размещалась экспериментальная кювета.

Измерение температуры при полимеризации цемента выполнялось посредством дифференциального термического анализа. Основой измерительного комплекса являлся аппаратный модуль АЦП/ЦАП ZET 210 [18] с 16-ю входами, подключенный к компьютеру. В качестве первичных преобразователей использованы стандартные нормирующие усилители. Программное обеспечение модуля ZET 210 представляет собой интегрированный с графическим интерфейсом комплекс, обеспечивающий постоянную регистрацию поступающих на его входы сигналов.

Было выполнено четыре серии экспериментов по четыре эксперимента в каждой. В ходе экспериментов использован костный цемент «Curgical Cement For Vertebroplasty «CementoFixx» (OptiMed) [19]. Цемент замешивался в течение 30 с и затем при помощи шприца вводился в кювету. Эта процедура выполнялась в течение 1 мин – 1 мин 20 с.

Результаты измерений представлены в табл. 1 и на рис. 3. Из данных таблицы следует, что температура как на поверхности цементного ядра, так и в экспериментальных кюветах нелинейно зависит от объема костного цемента.

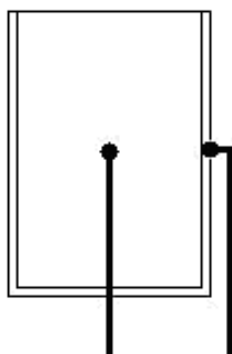


Рис. 1. Схема экспериментальной кюветы с термодатчиками

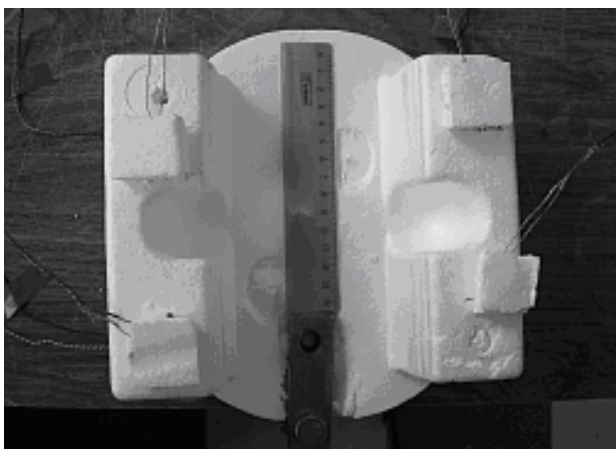


Рис. 2. Изолирующий футляр из пенопласта для кюветы в первом эксперименте

Таблица 1

Температура ($^{\circ}\text{C}$) цемента на оси кюветы (t_a) и вблизи ее боковой поверхности (t_l)

№ кюветы	Геометрия кюветы [*]			t_l				t_a , среднее значение	
	h , см	d , см	V , см ³	№ эксперимента					
				1	2	3	4		
1	1.6	1.2	1.8	92.2	96.1	93.2	96.1	94 ± 2	101 ± 3
2	1.5	1.6	3.0	103.6	107.4	104.8	105.9	105 ± 2	109 ± 1
3	1.8	1.8	4.6	107.3	109.1	108.1	109.1	108 ± 1	120 ± 3
4	1.7	2.2	6.5	110.5	112.5	112.8	112.6	111 ± 1	123 ± 2
Температура окружающего воздуха, $^{\circ}\text{C}$				20	19	21	21	20 ± 1	

* h – высота; d – диаметр; V – объем

Зависимость максимальных температур от объема цемента в кювете (рис. 3) носит вполне ожидаемый характер. При малом объеме кюветы большую роль в формировании температуры как на поверхности, так и в центре играет величина ее поверхности, через которую происходит теплоотдача в воздух. С ростом объема кюветы роль поверхности теплоотдачи снижается, все большее влияние на температуру оказывает собственно объем, поэтому отношение t_a/t_l увеличивается и изменяется с ростом объема не так быстро, как при малом объеме кюветы.

На втором этапе («эксперимент 2») получены зависимости температуры от времени при полимеризации костного цемента в полости позвонка. Такое приближение к реальности стало возможным в результате достижения целей первого этапа.

Для измерений на втором этапе в центре изолированного позвонка формировалась цилиндрическая полость с размерами $d \times h = 1.8 \times 1.8 \text{ см}^2$, моделирующая литический метастаз. Эта полость непосредственно перед измерением заполнялась костным цементом по той же процедуре, что и в первом эксперименте. Исследовалось нестационарное распределение температуры по объему губчатой кости⁴ тела позвонка. В измерениях одна из термопар была размещена в центре цементного «ядра» (цилиндрической полости, заполненной цементом) на его оси, остальные 15 термопар располагались в кости на различных расстояниях от поверхно-

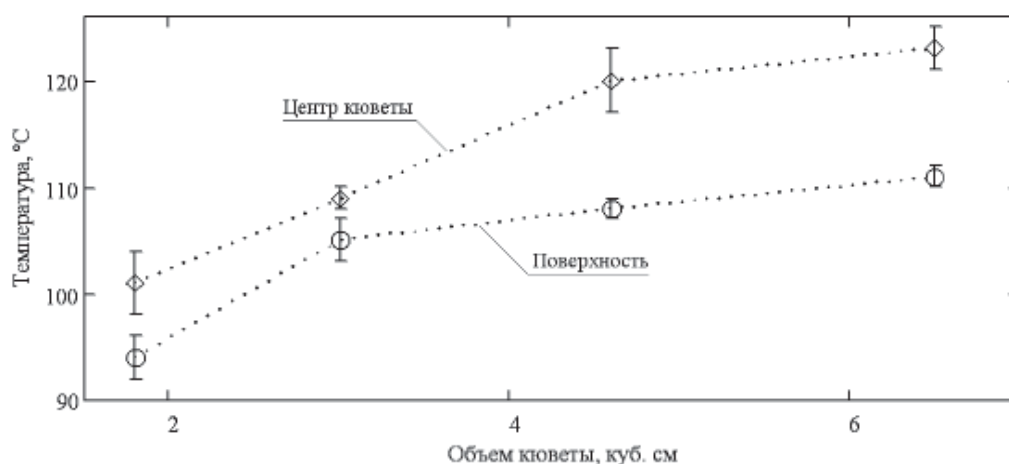


Рис. 3. Максимальная температура костного цемента на поверхности и в центре кюветы как функция ее объема

⁴ Губчатые кости (короткие) кости скелета, сочетающие в себе прочность и компактность с ограниченной подвижностью. В отличие от трубчатых (длинных) костей, ширина губчатых приблизительно равна их длине. Губчатые кости образованы преимущественно губчатой тканью, окружённой тонким слоем компактного вещества (<http://ru.wikipedia.org/wiki>).

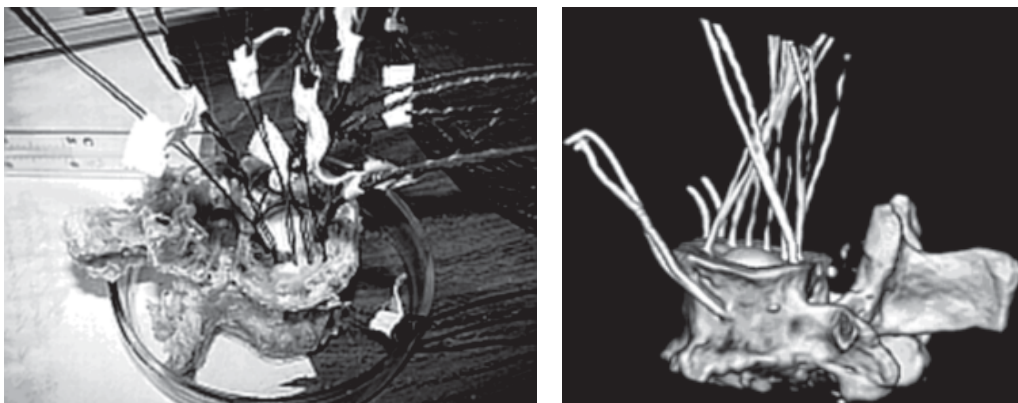
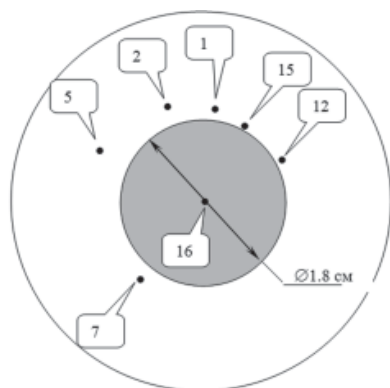


Рис. 4. Фотография позвонка с термопарами (слева) и 3D-реконструкция томографических снимков (справа)

сти контакта цемента с костью. Эти термопары были размещены практически в одной плоскости на середине высоты позвонка. Представление о геометрии эксперимента и расположении детекторов-термопар можно получить из рис. 4.

Наиболее существенным параметром, влияющим на показания детектора, будет его расстояние от поверхности цементного ядра. Расстояние детектора до поверхности разрыва термогидравлических свойств (т. е. до внешней границы позвонка или до какой-либо другой неоднородности) будет влиять на температурное поле в гораздо меньшей степени.

Подготовленный к эксперименту позвонок с установленными в нем термопарами помещался в чашку Петри с изотоническим⁵ 10%-ым раствором формалина. Предварительно нижняя замыкательная пластинка⁶ позвонка удалялась с целью



№ термопары	15	12	1	7	2	5	16
Расстояние от поверхности цемента, мм	0.4	1.8	3.0	4.1	5.2	6.0	В центре

Рис. 5. Схема расположения термопар в позвонке (условно, не в масштабе)

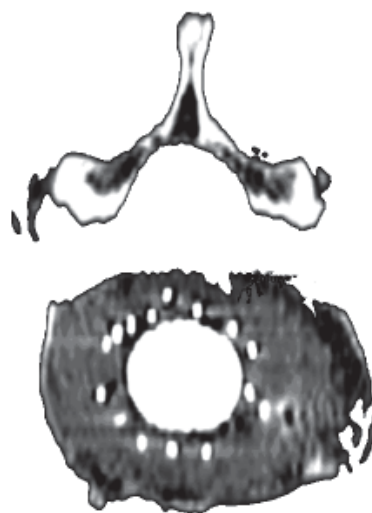


Рис. 6. Томограмма позвонка с установленными термопарами

⁵ Изотонические растворы - водные растворы, изотоничные плазме крови. Изотония - равенство осмотического давления в жидких средах и тканях организма.

⁶ Замыкательные (концевые) пластинки представляют собой тонкий (меньше 1 мм) слой хряща, расположенного между телом позвонка и межпозвонковым диском.

обеспечения равномерной элевации жидкости, предотвращающей высыхание костной ткани тела позвонка. Препарат выдерживался в термостате не менее трех часов, до установления равномерной температуры в губчатой кости. Указанные процедуры должны приблизить условия эксперимента к условиям при вертебропластике и обеспечить постоянство термогидравлических условий в течение эксперимента.

Процесс полимеризации фиксировался измерительными приборами и контролировался визуально на экране дисплея. При температуре окружающего воздуха 38°C температура костной ткани устанавливалась на более низком уровне $32.6 \pm 0.1^\circ\text{C}$, что объясняется теплосъемом при испарении жидкости с поверхности тела позвонка.

На рисунке 5 условно изображены выбранные детекторы, расстояние от которых до поверхности цемента монотонно возрастает, а на рисунке 6 представлена томограмма позвонка.

На рисунке 7 приведена зависимость температуры от времени в центре ядра цемента, а также в костной ткани на разном расстоянии от поверхности цемента для выбранных детекторов. В таблице 2 приведены характеристики разогрева губчатой костной ткани в эксперименте: максимальная температура в точке расположения детектора и экспозиция при температуре выше некоторого конкретного значения.

Как следует и из измерений, и из расчетов, эффект гипертермии является «близкодействующим» (2–5 мм от поверхности цементного ядра), поэтому влияние при полимеризации на распределение температуры как конкретной геометрии позвонка и метастазированной «полости», так и ее локализации в позвонке будет относительно невелико – не более 20–30%. Отсюда следует, что результаты измерений обладают вполне достаточной общностью и применимы для широкого диапазона геометрических характеристик, реализующихся при вертебропластике.

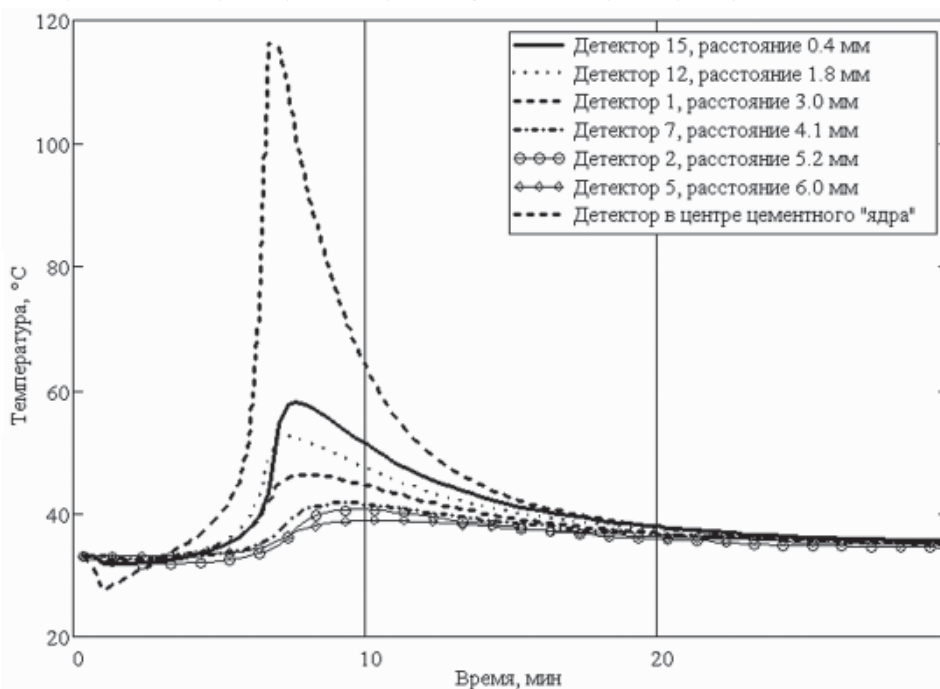


Рис. 7. Температура в центре цементного «ядра» и в костной ткани позвонка на различном расстоянии от поверхности костного цемента (эксперимент, второй этап)

Таблица 2

Характеристика разогрева губчатой кости позвонка

Расстояние от границы костного цемента, мм	Максимальная температура, °С	Время (мин (')), сек (")), в течение которого температура превышает указанный уровень			
		50°	47.5°	45°	42.5°
Центр	117.7 ± 2.6				
Граница кости	80.1 ± 2.7	6'	6'	7'	8'30"
0.4	57.6 ± 2.8	3'	4'	6'	7'30"
1.8	52.4 ± 1.1	1'30"	3'	4'30"	6'30"
2.5	50.5 ± 0.8	30"	2'30"	3'20"	6'
3.0	46.3 ± 0.3	-	-	2'30"	5'
3.5	45.1 ± 0.3	-	-	< 30"	4'
4.1	41.6 ± 0.2	-	-	-	-

РАСЧЕТ

Расчет двумерного нестационарного поля температуры в кювете проводился с помощью программного комплекса КАНАЛ [20].

Количество тепла, выделяемое при полимеризации цемента (метилметакрилата) определяется следующим образом:

$$Q(\tau) = m \int_{t_n}^{t_0(\tau)} c(t) dt, \tag{1}$$

где τ – текущее время эксперимента; m – масса цемента в кювете; c – удельная теплоемкость цемента при температуре t ; t_0 – температура цемента на оси кюветы в текущий момент времени, определенная экспериментально; t_n – начальная температура цемента.

Величина полного энергосвободения Q_{τ} , полученная в эксперименте для промежутка времени, включающего в себя время полимеризации и последующего остывания цемента ($\tau \sim 5$ мин), представлена для каждой кюветы в табл. 3 вместе со значениями удельного энергосвободения.

Мощность энергосвободения в кювете

$$N(\tau) = \frac{dQ(\tau)}{d\tau} \tag{2}$$

измерялась в эксперименте и для использования в расчете по программе КАНАЛ временная зависимость мощности $N(\tau)$ аппроксимировалась непрерывной функцией. Отклонение аппроксимированных значений от значений, рассчитанных по (1), не превышало 1 %.

Таблица 3

Энергосвободение

№ кюветы	Геометрия кюветы			Энергосвободение	
	h , см	d , см	V , см ³	полное, Дж	удельное, кДж/кг
1	1.6	1.2	1.8	350	140
2	1.5	1.6	3.0	630	150
3	1.8	1.8	4.6	1050	180
4	1.7	2.2	6.5	1440	170

Нестационарная теплогидравлическая модель для расчета температуры кюветы строилась на основании совместного согласованного применения двух алгоритмов:

1) двумерной модели нестационарной теплопроводности в цементе и стенке кюветы; при этом численно решалось уравнение теплопроводности

$$\rho c_m \frac{\partial t}{\partial \tau} = \nabla \cdot (\lambda \nabla t) + q_v, \quad (3)$$

где ρ – плотность материала (цемента или алюминия); c_m – удельная теплоемкость материала; λ – коэффициент теплопроводности материала; q_v – объемная плотность тепловыделения в цементе (в стенке кюветы $q_v = 0$);

2) двумерной модели расчета нестационарной гидродинамики и сопряженно-го теплообмена для воздуха, окружающего кювету, при его свободной конвекции у боковой поверхности кюветы; при этом решалась следующая система уравнений:

сохранения энергии

$$\frac{\partial (\rho_b u)}{\partial \tau} + \nabla (\rho_b u \vec{V}) = -p \nabla \vec{V} + q_{cb}, \quad (4)$$

неразрывности

$$\frac{\partial \rho_b}{\partial \tau} + \nabla (\rho_b \vec{V}) = 0, \quad (5)$$

сохранения импульса

$$\frac{\partial \vec{V}}{\partial \tau} + \vec{V} \cdot \nabla \vec{V} = -\frac{1}{\rho_b} \nabla p + \frac{c_{cb}}{\rho_b} \vec{V} |\vec{V}| + \vec{g}, \quad (6)$$

где ρ_b – плотность воздуха; u – его удельная внутренняя энергия; p – давление воздуха; \vec{V} – вектор скорости воздуха; q_{cb} – плотность потока тепла в воздух через поверхность стенки кюветы, c_{cb} – коэффициент внутреннего трения воздуха, \vec{g} – вектор ускорения свободного падения.

Сопоставление результатов расчета распределения температуры в кюветах с экспериментальными данными (первый эксперимент) показывает, что принятая модель удовлетворительно отражает физику процесса переноса тепла (рис. 8).

С применением разработанного расчетного аппарата был выполнен двухмерный нестационарный расчет температуры в позвонке с цилиндрической полостью, заполняемой цементом. При этом температура воздуха, начальная температура цемента и позвонка принимались равными 21°C.

На рисунке 8 представлены графики, характеризующие во времени расчетную температуру на внутренней поверхности костной ткани, окружающей цементное ядро (второй эксперимент) в сопоставлении с данными третьей экспериментальной кюветы (первый эксперимент). Отметим высокую степень согласованности расчетных и экспериментальных данных, представленных на рис. 8. Данное обстоятельство свидетельствует об адекватной расчетной реконструкции характеристик энерговыделения и теплопереноса при полимеризации костного цемента. Отличие в абсолютном максимуме температуры в двух экспериментах объясняется существенным различием термогидравлических характеристик материалов (теплопроводности и теплоемкости), а также краевых – начальных и граничных – условий. Но ключевая для связи «эксперимент-расчет» характеристика – положение максимума температуры во времени – передается вполне корректно.

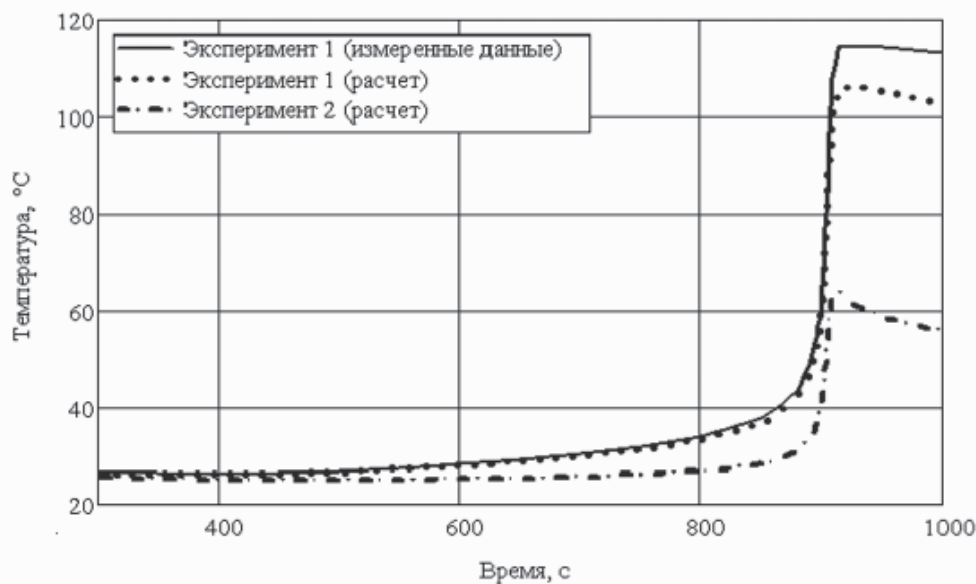


Рис. 8. Зависимость от времени температуры внутренней поверхности стенки кюветы(эксперимент и расчет) и поверхности костного цемента в позвонке (расчет)

В таблице 4 приведены исходные данные, принятые для расчета с целью сопоставления результатов с распределениями температуры в костной ткани, полученными в эксперименте на позвонке.

Полученные результаты позволили применить разработанный расчетный аппарат для прогнозирования разогрева внутренней поверхности полости в костной ткани на границе с костным цементом и на разном удалении от нее. Сопоставление данных, полученных в результате применения расчетного аппарата, с данными, полученными в серии экспериментов при заполнении костным цементом полости такого же размера, представленных на рис. 8, позволяет сделать заключение о возможности применения расчетного прогнозирования гипертермического воздействия на окружающие клетки и ткани при введении в полость метастаза костного цемента известного объема.

Основной полученный результат проиллюстрирован на рис. 9. Следует отметить, что

- экспериментальные и расчетные значения температуры вполне согласуются;
- эта согласованность тем более значима, если учесть, что экспериментальные точки расположены в различных условиях по отношению к поверхностям теплоотдачи, неоднородности свойств костной ткани имеют случайный характер и т. п.;

Таблица 4

Данные, принятые для расчета температуры в позвонке

Диаметр и высота полости, заполняемой цементом, мм	18; 18
Диаметр и высота позвонка, мм	36; 24
Плотность костной ткани позвонка, кг/м ³	1178
Удельная теплоемкость костной ткани, Дж/(кг×К)	2274
Коэффициент теплопроводности костной ткани, Вт/(м×К)	0.31
Начальная температура цемента, позвонка, °С	27.5; 32.6
Температура воздуха, °С	38.0

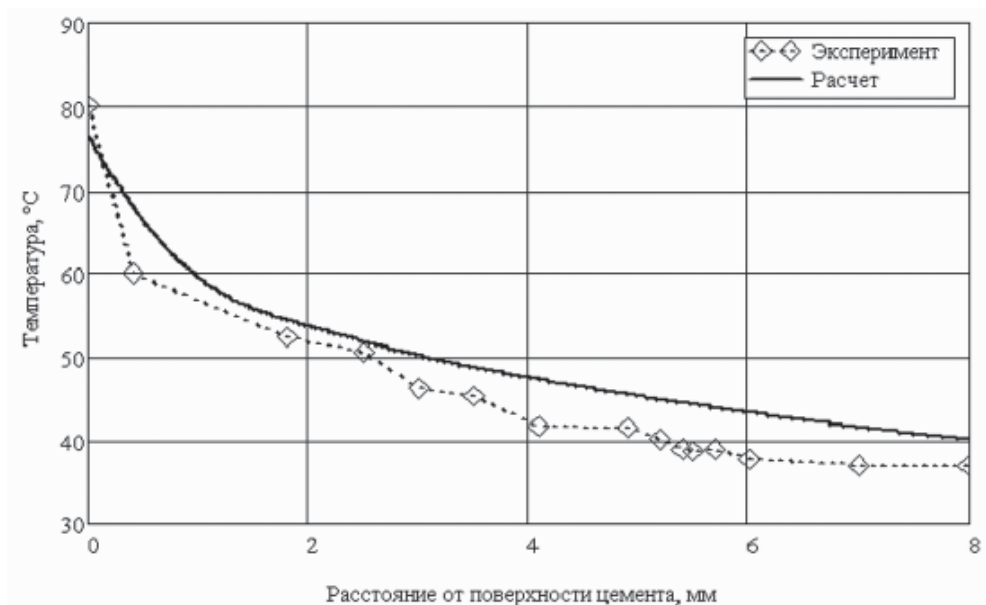


Рис. 9. Распределение максимума температуры в костной ткани тела позвонка на различном расстоянии от поверхности костного цемента

– решение задачи консервативно (устойчиво) по отношению к параметрам задачи, и развитое программное обеспечение достаточно надежно.

Представленные результаты наглядно демонстрируют высокую степень соответствия расчетных и экспериментальных данных и подтверждают прогностическую ценность применения расчетного аппарата для оценки нагрева костной ткани при вертебропластике.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате выполнения работы

– проведены исследования нестационарных температурных полей при полимеризации костного цемента в условиях «чистого эксперимента» – эксперименты с кюветами;

– адаптирован расчётный аппарат решения нестационарной задачи термогидравлики для описания этих экспериментов;

– созданный расчетный аппарат применен для восстановления температурного поля при полимеризации цемента непосредственно в позвонке – в условиях, приближенных к реальной вертебропластике;

– показана хорошая согласованность экспериментальных и расчетных данных в задаче с условиями, приближенными к клинической реальности, что позволяет сделать вывод о возможности надежного прогнозирования разогрева тканей при операции пластики позвонков;

– показано, что эффект гипертермии является «близкодействующим», т. е. при типичных условиях вертебропластики (объем вводимого цемента 2–6 см³, реальные размеры позвонка и др.) область возможного терапевтического эффекта невелика.

ЛИТЕРАТУРА

1. Galibert P., Deramond H., Rosat P. et al. Note préliminaire sur le traitement des angiomes vertebraux par vertebroplastie acrylique percutanée // Neurochirurgie. 1987. – Vol. 33. – P. 166 – 168.

2. *Deramond H., Depriester C., Galibert P., Le Gars D.* Percutaneous vertebroplasty with polymethyl methacrylate. Technique, indicatios, and results // *Radiol. Clin. North. AM.* – 1998; 36: 533–546.
3. *Kaemmerlen P., Thiesse P., Jonas P. et al.* Percutaneous injection of orthopaedic cement in metastatic vertebral lesions. *N. Engl. J. Med.*; 1989; 321:131.
4. *Валиев М.А., Мусаев Э.Р., Тепляков В.В. и др.* Чрескожная вертебропластика в онкологии / Под ред. М.Д. Алиева, Б.И. Долгушина – М.: ИНФРА-М, 2010, 71 с.
5. *Алиев М.Д., Соколовский В.А.* Высокотехнологичное лечение в онкоортопедии. – М.: 2008, 24 с.
6. *Кустов А.В., Жаринов Г.М., Рудь С.Д. и др.* Изучение эффективности пункционной вертебропластики и лучевой терапии в лечении агрессивных гемангиом позвоночника // *Медицинский академический журнал*, 2008, № 4, С. 101–114.
7. *Джинджихадзе Р.С., Лазарев В.А., Горожанин А.В., Борзунов А.Н. и соавт.* Перкутанная вертебропластика // *Нейрохирургия.* – 2005. – №1. – С 36–41.
8. *San Millan R.D., Burkhardt K., Jean B. et al.* Pathology findings with acrylic implants. *Bone* 1999; 25(2suppl):85S–90S.
9. *Wetzel S.G.; Martin J.-B.; Somon T. et al.* Painful Osteolytic Metastasis of the Atlas: Treatment With Percutaneous Vertebroplasty. *Spine.* 2002, 27(22): 493S–495S.
10. *Verlaan J.J., Oner F.C., Verbout A.J., Dhert W.J.* Temperature elevation after vertebroplasty with polymethyl–methacrylate in the goat spine. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater* 2003, 67(1):581– 585.
11. *Anselmetti G., Manca A., Kanika Kh. et al.* Temperature Measurement During Polymerization of Bone Cement in Percutaneous Vertebroplasty: An In Vivo Study in Humans // *Cardiovasc Intervent Radiol* (2009) 32:491–498.
12. *Li C, Chien S, Branemark PI,* Heat shock–induced necrosis and apoptosis in osteoblasts. *J Orthop Res* 1999; 17(6):891–899.
13. *Li C., Kotha S., Huang C.H. et al.* Finite element thermal analysis of bone cement for joint replacements // *J. Biomech. Eng.* 2003 Jun;125(3):315–22.
14. *Po–Liang Lai, Ching–Lung Tai, Lih–Huei Chen, Nai–Yuan Nien.* Cement leakage causes potential thermal injury in vertebroplasty. 2011. <http://www.biomedcentral.com/1471–2474/12/116>.
15. *Фрадкин С.З.* Современное состояние гипертермической онкологии и тенденции ее развития. // Гипертермическая терапия в онкологии. Медицинские новости. – 2004. – №3. – С. 3–8.
16. *Александров Н.Н., Савченко Н.Е., Фрадкин С.З., Жаврид Э.А.* Применение гипертермии и гипергликемии при лечении злокачественных опухолей. – М.: Медицина, 1980.– 256 с.
17. *Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B* (1984) Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. *Scand J Plast Reconstr Surg* 18(3):261–268.
18. Программное обеспечение ZETLab. Руководство пользователя // ЗАО «Электронные технологии и метрологические системы», www.zetms.ru.
19. *Cementofixx.* Instructions for use surgical cement for vertebroplasty sterile, radiopaque. 2004. 24 p.
20. *КАНАЛ.* Теплогидравлический код. Описание численной схемы кода КАНАЛ // Отчет о НИР. Том 7. Обнинск: ЭНИМЦ МС, 2008, 95 с.

Поступила в редакцию 17.01.2013

References, 3 titles.

The possibility of increasing in ^{99}Mo production with WWR-c reactor core and uranium-containing targets modernization have been discussed in this paper. We found that there is a large possibility of ^{99}Mo production increasing.

УДК 577.34

Study of the Dependence of Fluctuating Asymmetry in Plants of the Size of Radioactive Contamination | Gorshkova T.A., Churyukin R.S., Karaguzova O.A., Amosova N.V., Pavlova N.N., Martirosyan Y.M., Vlasova O.P., Simakova I.M.; Editorial board of journal «Izvestia visshikh uchebnikh zavedeniy. Yadernaya energetika» (Communications of Hier Schools. Nuclear Power Engineering) – Obnibsk, 2013. 9 pages, 9 tables. – References, 11 titles.

The article is devoted investigation of the dependence fluctuating asymmetry of leaves of three plant species of background radiation and activity of radioactive cesium in the Ulyanovsk region, contaminated by the Chernobyl accident. A correlation analysis found a similar reaction of plants in the contaminated area. This suggests that the studied species can be used for biological indication of this type of anthropogenic environmental changes.

УДК 539.1.074.3

Nitrogenous Explosives Detection by Neutron-Radiation Method Using Gamma Radiation Heterogeneous Scintillation Detector | Yudov A.A., Sokolov Yu.A., Chernukhin Yu.I.; Editorial board of journal «Izvestia visshikh uchebnikh zavedeniy. Yadernaya energetika» (Communications of Hier Schools. Nuclear Power Engineering) – Obnibsk, 2013. 8 pages, 2 tables, 6 illustrations. – References, 6 titles.

This paper describes a heterogeneous scintillation detector (HSD) which can increase the sensitivity and reliability of explosives (HE) detection. The HSD consists of alternating layers of converting material where gamma quanta transform into electrons and positrons, and of detecting material where the energy of charged particles is transformed into light scintillations. Spectral sensitivity of the HSD can be varied by selecting thickness and number of layers. Thickness of the layers can be chosen so that charged particles which created in the converting layers can be registered in two or more scintillation layers. The calculations results of detection sensitivity of nitrogenous explosives by neutron-radiation method using HSD was presented. It was shown that the sensitivity of the described method using an optimal HSD would be significantly higher than in the traditional formulation of such measurements using large NaI (Tl) detectors, and in the future can be reduced to ~ 100 – 200 grams of TNT at the time of measurement less than one minute.

УДК 621.039.52:615.849.1

Modeling of Hyperthermia at Stabilizing Percutaneous Vertebroplasty | N.K. Voznesensky, N.V. Bogdanov, S.L. Dorokhov, Yu.G. Zabaryansky, Eu.S. Matusevich, Yu.A. Kurachenko, V.A. Levchenko, Yu.S. Mardynsky, N.N. Voznesenskaya; Editorial board of journal «Izvestia visshikh uchebnikh zavedeniy. Yadernaya energetika» (Communications of Hier Schools. Nuclear Power Engineering) – Obnibsk, 2013. 11 pages, 9 tables, 9 illustrations. – References, 20 titles.

For modelling of the local irradiation and hyperthermia synergetic at the radionuclide vertebroplasty, the study of the temperature fields caused by bone cement polymerization is carried out. Two groups of experiments involving the non-stationary temperatures distribution measurements were done, namely, the cement polymerization a) in the isolated cuvette, and b) in a vertebra. For experiments numerical modeling, the 3D non-stationary KANAL code applied in thermohydraulics of nuclear power installations is adapted. The consistency of measured data and simulated ones is obtained for temperature distributions, the spatial and time-dependent as well. The most important is the closeness in experimental and simulating temperature maximum value at cement polymerization in a vertebra. The executed study grants the theoretical support of vertebroplasty in two aspects: a) by providing with the developed calculation techniques, and b) by estimating the curative effect because of the bone tissue heating.