

Ю. В. Сухин, *д-р мед. наук, проф.*,
В. А. Логай,
П. В. Данилов¹,
Д. В. Лазарева¹, *канд. тех. наук, доц.*

АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ ПРИ НАГРУЗКЕ НА АНКЕРНЫЙ ФИКСАТОР, ИСПОЛЬЗУЕМЫЙ ДЛЯ ПОДВЕШИВАНИЯ ПЛЕЧА К АКРОМИОНУ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПРИВЫЧНОГО ВЫВИХА ПЛЕЧА

Одесский национальный медицинский университет

¹ *Одесский национальный политехнический университет*

Введение

Изучение напряженно-деформируемого состояния (НДС) тел в рамках трехмерной теории упругости началось еще в XIX в. и к настоящему времени известны различные методы исследования задач и получены многие важные результаты в данной области. Ряд методов исследования трехмерных задач теории упругости основывается на представлениях решений однородных уравнений Ламе с помощью гармонических и бигармонических функций.

Эффективным показал себя метод решения плоских граничных задач теории упругости для односвязных и многосвязных областей, ставший впоследствии классическим, с помощью функций комплексного переменного и интегралов типа Коши.

Еще одним методом исследования трехмерных задач теории упругости является метод интегральных уравнений, который служит основой для разработки алгоритмов численного решения задач теории упругости. Находит применение в задачах пространственной теории упругости и метод интегральных преобразований.

Метод R-функций В. Л. Рвачева имеет высокую эффективность при решении пространственных задач теории упругости (особенно контактных).

При исследованиях трехмерных задач теории упругости для неканонических областей также применяется метод возмущений формы границы.

Идея сведения решения граничной задачи в трехмерной постановке к последовательному решению двумерных задач привела к созданию и использованию теории разложений по системе функций. При этом решение пространственной задачи представляется в виде ряда или асимптотического разложения по системе базисных функций относительно координаты, вдоль которой протяженность тела значительно меньше его геометрических размеров в других координатных направлениях. Однако при исследованиях НДС тел сложной конфигурации применение аналитических методов связано с весьма значительными математическими трудностями. Поэтому, учитывая расширение возможностей компьютерной техники, в последнее время стали широко использовать различные численные методы (конечных элементов, конечных разностей, вариационно-разностные и др.).

Большинство современных компьютерных программ основывается на методе конечных элементов (МКЭ) [1]. Среди этих программ выделяется своими возможностями пакет ANSYS, который и был выбран для ре-

шения поставленной задачи. Данное исследование проводилось в рамках разработки нового метода лечения привычного вывиха плеча, основанного на закрытом подвешивании плечевой кости к акромиальному отростку лопатки с помощью анкерного фиксатора [2].

Материалы и методы исследования

С точки зрения механики, рассматриваемая задача представляет собой задачу трехмерной теории упругости. Математически она описывается следующей группой соотношений:

1. *Статические уравнения.* Дифференциальные уравнения равновесия (уравнения Навье). Условия на поверхности.

2. *Геометрические уравнения.* Связь между функциями перемещений и деформаций — формулы Коши. Уравнения неразрывности деформаций (уравнения Сен-Венана).

3. *Физические уравнения.* Обобщенный закон Гука в прямой форме. Обобщенный закон Гука в обратной форме.

Основные уравнения содержат 15 неизвестных функций: три компоненты вектора перемещения, шесть компонент тензора напряжений и шесть компонент тензора деформаций. Все искомые неизвестные являются функциями координат x, y, z точки тела.

Физические характеристики костной ткани

Показатель, Н/м ²	Вещество	
	Компактное	Губчатое
Модуль упругости	17,2·10 ⁹	0,09·10 ⁹
Прочность при растяжении	(98,10–117,72)·10 ⁶	14,715·10 ⁶
Прочность при сжатии	(117,72–56,96)·10 ⁶	(6,867–14,715)·10 ⁶

Таким образом, в каждой точке нагруженного тела можно выделить 15 параметров НДС. Для отыскания этих функций имеем 15 уравнений: три дифференциальных уравнения равновесия; шесть формул Коши; шесть формул закона Гука в прямой или обратной форме. Следовательно, с точки зрения математики, задача может быть решена. Это решение сводится к интегрированию перечисленных 15 уравнений при удовлетворении условий на поверхности и уравнений неразрывности деформаций.

Математические выражения перечисленных выше соотношений здесь не приводим вследствие их достаточной сложности, однако они хорошо известны и представлены в соответствующей литературе по теории упругости.

Построение конечно-элементной модели фрагмента кости с искусственным включением

Большой разброс значений механических характеристик материала кости, заложенный нами в построенную математическую модель, объясняется тем, что для живых систем характерна исключительно высокая изменчивость свойств, обусловленная индивидуальными, возрастными, функциональными различиями исследуемых объектов и огромным количеством внешних факторов [3]. В производимых расчетах мы придерживались величин физических характеристик костной ткани представленных в табл. 1.

Средства препроцессорного твердотельного моделирования программы ANSYS позволяют иметь дело непосредственно с геометрической моделью, не обращаясь к специфическим объектам (узлы и элементы) конечно-элементной модели [4].

При построении фрагмента плечевой кости в программе ANSYS использовался «восходящий» метод твердотельного моделирования. При этом создание модели начинается с

объектов самого низкого порядка. Изначально создаются ключевые точки, затем связанные с ними линии, поверхности и объемы.

Геометрию фрагмента кости можно описать неоднородными рациональными B-сплайнами. Представление объектов модели на основе сплайнов делает возможным применение метода построения поверхности, известного как «обтягивание каркаса». С помощью этого метода был задан некоторый набор поперечных сечений, на основе которых создана соответствующая указанным сечениям поверхность.

Одним из самых важных этапов конечно-элементного анализа является построение сетки конечных элементов. Точность расчетов с помощью МКЭ зависит от правильного выбора типов и размеров конечных элементов [5]. В существующих программных комплексах, как правило, предусматриваются два основных метода: построение произвольной сетки и упорядоченной. Так как трехмерная геометрия созданной модели преимущественно состоит из криволинейных поверхностей, построение упорядоченной сетки не представляется возможным. Поэтому при разбивке на конечные элементы использованы автоматические программные средства для построения произвольной сетки.

Построенная модель аппроксимирована объемным шестигранным конечным элементом SOLID45 который имеет три степени свободы в каждом узле — перемещение в направлениях осей X, Y, Z узловой системы координат. Элемент может принимать вырожденную

форму, что особенно удобно при рассмотрении конструкций сложной конфигурации.

Конечно-элементная модель фрагмента кости с искусственным включением преимущественно состоит из элементов, имеющих пирамидальную форму, включает в себя объемы анкерного винта, компактного и губчатого веществ (рис. 1).

Анкерный винт диаметром 5 мм имеет конусовидную форму: длина винта — 13 мм, шаг резьбы — 2 мм, материал — титан. Толщина компактного вещества принята равной 0,6 мм.

В результате аппроксимации сгенерировано 417 865 элементов и 79 034 узлов.

Анализ напряженно-деформированного состояния костной ткани при изменении угла приложения нагрузки

Для изучения НДС в тканях около имплантатов на базе универсальных конечно-элементных моделей проведен ряд численных экспериментальных исследований. В данных моделях предусмотрена возможность изменения угла приложения. Целью исследований являлось определение максимальной (безопасной) нагрузки, которую может выдержать костная ткань плечевой кости. В ходе эксперимента увеличивалась нагрузка до тех пор, пока максимальные эквивалентные напряжения не превысят 117,72 МПа для компактного вещества и 14,715 МПа — для губчатого.

Рассмотрено два варианта: отведение руки и сгибание. В каждом из вариантов менялся угол отведения (сгибания) руки. Расчетные схемы представлены на рис. 2.

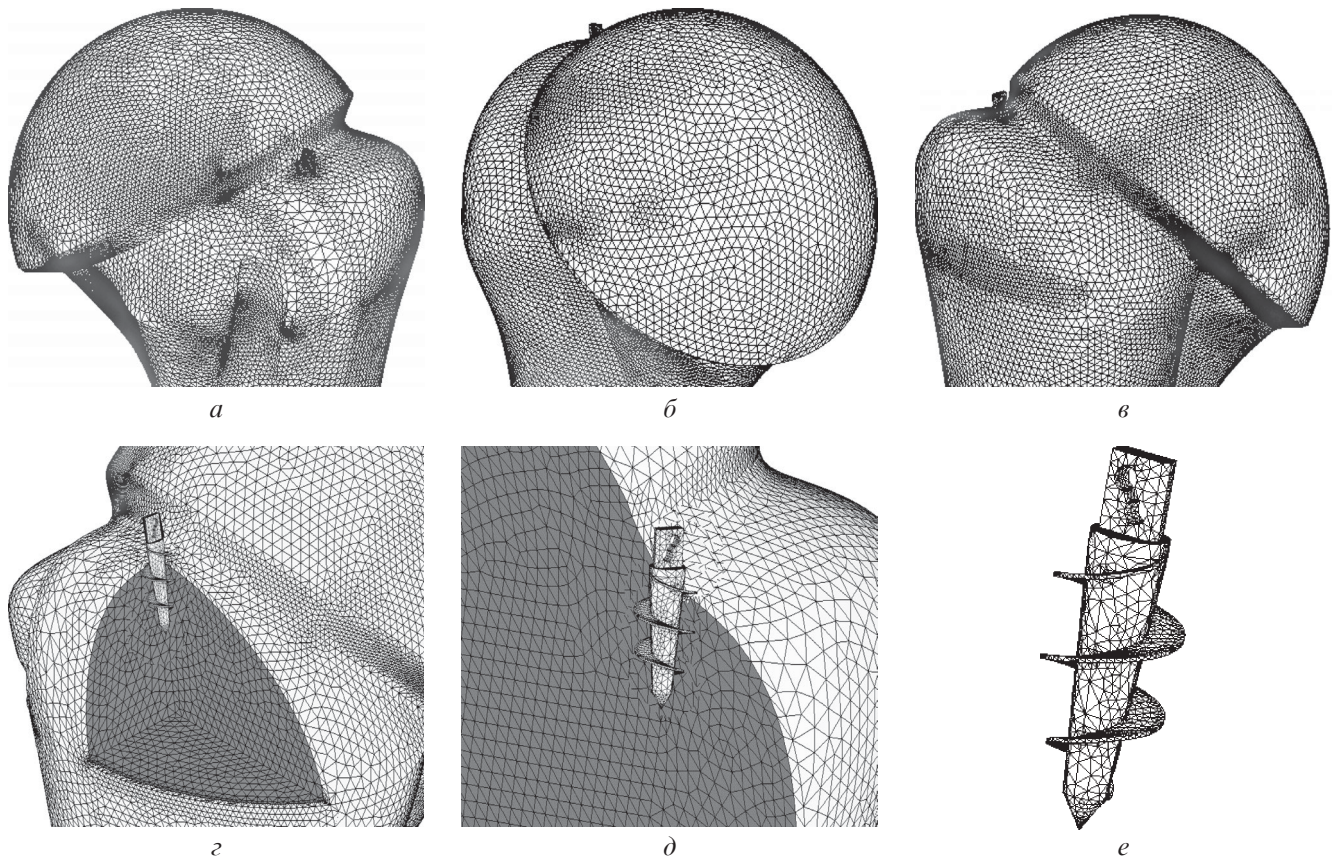


Рис. 1. Конечно-элементная модель фрагмента кости с искусственным включением (а-е)

В результате расчета получены эпюры перемещений, распределение полей эквивалентных напряжений в винте компактного и губчатого веществ. На рис. 3 показаны поля эквивалентных напряжений для всей модели в целом, при отведении руки на 45° . Такое изображение полей напряжений малоинформативное, так как существенное изменение напряжений возникает в локальной зоне вблизи имплантата; в местах, удаленных от зоны импланта-

ции, напряжения не превышают 22 МПа (для компактного вещества).

Максимальные напряжения возникают в винте, как правило, в месте приложения нагрузки. Учитывая, что предел прочности в винте выше, чем у кости, и разрушение кости наступит раньше, в дальнейшем винт будем исключать из рассмотрения. Это даст возможность более детально изучить НДС костной ткани.

При таком варианте нагружения нагрузка, которую может выдержать костная ткань, не должна превышать 45 Н. Максимальное напряжение, равное 117,49 МПа, возникает в компактном слое кости в зоне имплантации (рис. 4). Дальнейшее увеличение нагрузки может привести к разрушению компактного слоя.

В губчатой кости напряжения незначительны и составляют 0,95 МПа (рис. 5). Это свидетельствует, во-первых, о том, что основную нагрузку воспринимает компактный слой кости. Во-вторых, в модели заложены механические свойства трех различных структур. Компактное вещество более жесткое, следовательно, выдерживает большее напряжение, нежели губчатое. Однако губчатая кость, благодаря пористой структуре, имеет специфическую эластичность и не разрушается при существенных (более 10 %) деформациях в условиях многократных нагрузок, способна восста-

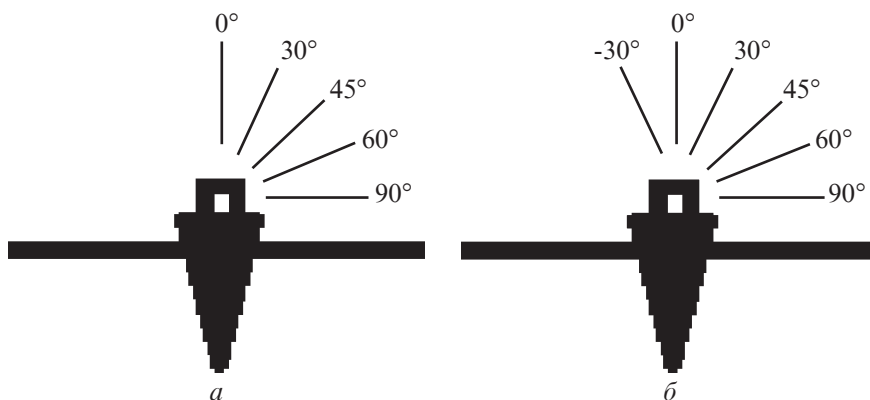


Рис. 2. Расчетные схемы: а — отведение; б — сгибание

NODAL SOLUTION
STEP=1; SUB=1; TIME=1;
SEQV(AVG); DMX=0.043273;
SMN=0.002659; SMX=197.524

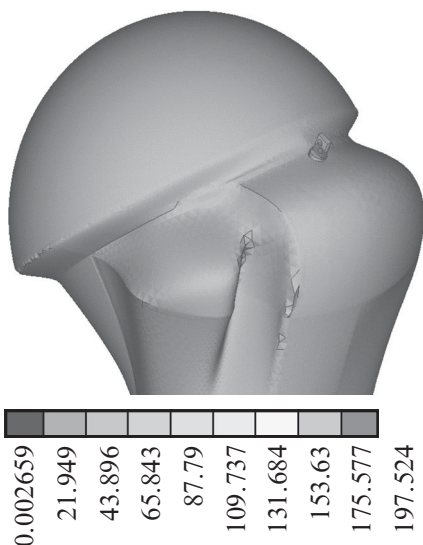


Рис. 3. Эквивалентные напряжения

NODAL SOLUTION
STEP=1; SUB=1; TIME=1;
SEQV(AVG); DMX=0.032488;
SMN=0.002218; SMX=117.489

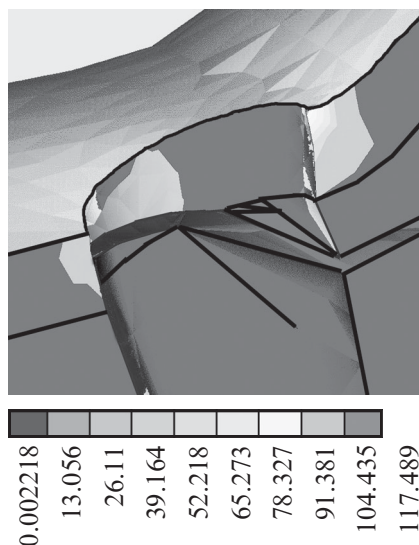


Рис. 4. Эквивалентные напряжения в компактном слое кости

NODAL SOLUTION
STEP=1; SUB=1; TIME=1;
SEQV(AVG); DMX=0.031425;
SMN=0.002067; SMX=0.949256

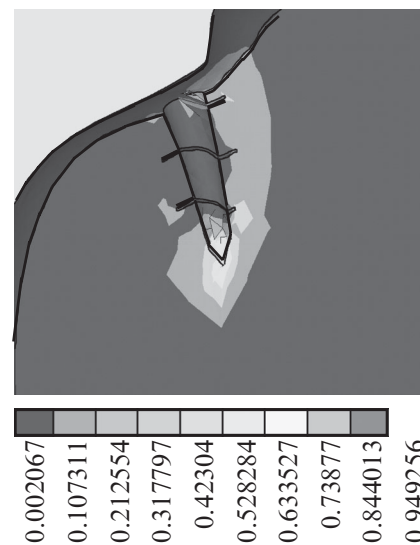


Рис. 5. Эквивалентные напряжения в губчатой кости

NODAL SOLUTION
STEP=1; SUB=1; TIME=1;
USUM(AVG); DMX=0.043273;
SMX=0.043273

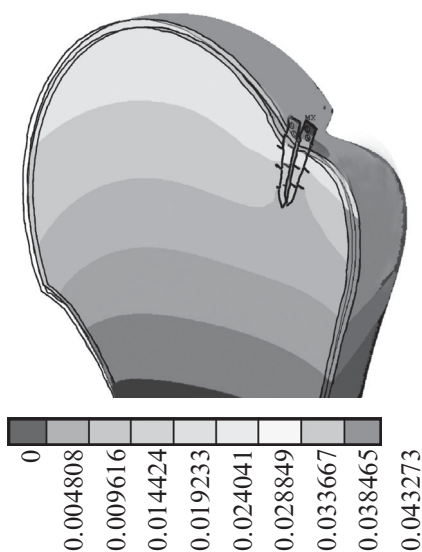


Рис. 6. Суммарные перемещения

Таблица 2

Максимальные значения нагрузки и соответствующие напряжения при разных вариантах нагружения

Вариант	Угол наклона нагрузки, град.	Максимальная нагрузка, Н	Напряжения, МПа	
			Компактное вещество	Губчатое вещество
Отведение	0	20	115,52	0,46
	30	20	116,78	0,55
	45	45	117,49	0,95
	60	27	117,99	0,72
	90	58	117,73	1,21
Сгибание	-30	46	117,14	0,96
	0	25	117,26	0,60
	30	17,5	115,15	0,28
	45	17,5	115,70	0,31
	60	19	117,83	0,38
	90	28	117,60	0,59

навливать исходную форму после устранения нагрузки. При этом в такой ткани напряжения слабо возрастают или даже остаются постоянными.

Максимальное суммарное перемещение для всей системы в целом относительно трех осей равно 0,043 мм (рис. 6). Полученные значения нагрузки и со-

ответствующие напряжения для двух видов костной ткани сведены в табл. 2.

Выводы

1. Метод конечных элементов определен как наиболее удобный численный метод решения задач, описывающих состояние физических систем слож-

ных структур, поскольку модель фрагмента кости с искусственным включением представляет собой сложную в геометрическом и физическом отношении систему, расчет которой возможен только численным методом.

2. Проведенное исследование свидетельствует о том, что мак-

симальные напряжения возникают в месте приложения нагрузки и не превышают пределов прочности. Кроме того, напряженной является область на стыке имплантата, компактного и губчатого веществ, где возникает концентрация напряжений на поверхности соединения, вызванная резкой сменой жесткости сопрягаемых материалов.

3. При изменении угла приложения нагрузки в модели наблюдается возникновение локальной зоны концентрации напряжений. Удаляясь от зоны концентрации, следует резкое уменьшение напряжений. В зоне этих концентраторов возник-

ают местные напряжения, которые сопровождаются локальными пластическими деформациями (при высоких значениях напряжений). Исходя из этого, справедливо отметить следующее. Несмотря на то, что в некоторых вариантах максимальная нагрузка равна 17,5 Н, она может быть увеличена до 50 Н. Однако при выборе максимальной нагрузки следует помнить и о характеристиках костной ткани.

ЛИТЕРАТУРА

1. Галлагер Р. Метод конечных элементов. Основы / Р. Галлагер ; пер. с англ. – М. : Мир, 1984. – 428 с.
2. Сухин Ю. В. Метод лечения повторяющегося вывиха плеча у людей

с высоким операционным риском / Ю. В. Сухин, В. А. Логай, В. П. Сухин // Літопис травматології та ортопедії. – 2013. – № 3/4. – С. 41–42

3. Сухарев М. Ф. Изучение биомеханического взаимодействия имплантатов и кости методом математического моделирования / М. Ф. Сухарев, А. В. Бобров // Клиническая имплантология и стоматология. – 1997. – № 2. – С. 34–37.

4. Дашенко А. Ф. ANSYS в задачах инженерной механики / А. Ф. Дашенко, Д. В. Лазарева, Н. Г. Сурьянинов ; под ред. Н. Г. Сурьянинова. – Одесса : Астропринт, 2007. – 484 с.

5. Сегерлинд Л. Применение метода конечных элементов / Л. Сегерлинд. – М. : Мир, 1979. – 392 с.

Поступила 12.10.2015

Рецензент д-р мед. наук,
проф. В. В. Сердюк

УДК 616.717.41-089.28

Ю. В. Сухин, В. А. Логай, П. В. Данилов, Д. В. Лазарева
АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ ПРИ НАГРУЗКЕ НА АНКЕРНЫЙ ФИКСАТОР, ИСПОЛЬЗУЕМЫЙ ДЛЯ ПОДВЕШИВАНИЯ ПЛЕЧА К АКРОМИОНУ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПРИВЫЧНОГО ВЫВИХА ПЛЕЧА

В статье освещены результаты эксперимента, которые являются основным этапом в предложенной оригинальной методике лечения повторяющегося вывиха плеча. Прочность фиксации анкерного винта в головке плечевой кости — основная характеристика надежности разработанного метода лечения привычного вывиха плеча. Данный метод лечения позволяет минимизировать объем оперативного вмешательства, уменьшить операционный риск и полностью избежать рецидивов вывиха в дальнейшем.

Ключевые слова: привычный вывих плеча, малоинвазивное оперативное лечение, прочность фиксации анкерного винта.

UDC 616.717.41-089.28

Yu. V. Sukhin, V. A. Logay, P. V. Danilov, D. V. Lazareva
ANALYSIS OF TENSE-DEFORMED CONDITION OF HUMERUS BY THE LOAD ON THE ANCHOR LATCH USED FOR THE HANGING THE SHOULDER TO THE ACROMION FOR TREATING RECURRENT SHOULDER DISLOCATION

The article highlights the results of the experiment, which is a major step in the proposed original method of recurrent shoulder dislocation treatment. The strength of the anchor screw fixation in the humerus head is the main characteristic of the reliability of curing recurrent shoulder dislocation. This method of treatment allows to minimize volume of operation, to reduce operational risk and to avoid of recurrence of dislocation in the future.

Key words: recurrent shoulder dislocation, minimally invasive surgery, the strength of fixing the anchor screws.

УДК 614.777:661.185.6]-099-092.4/9

В. В. Бабієнко, д-р мед. наук, проф.,
І. В. Сахарова,
Л. І. Данильченко, канд. мед. наук

ВИВЧЕННЯ КУМУЛЯТИВНОЇ ТА ШКІРНО-РЕЗОРБТИВНОЇ ДІЇ АЗОТОВМІСНИХ ДЕТЕРГЕНТІВ В УМОВАХ ПІДГОСТРОГО ДОСЛІДУ

Одеський національний медичний університет

Вступ

В умовах науково-технічного прогресу великого економічного і соціального значення набувають охорона навколишнього середовища і раціональне використання природних ре-

сурсів. Інтенсивна діяльність людини на сучасному етапі розвитку науки, технології та техніки призвела до появи в біосфері нових хімічних речовин. Група поверхнево-активних речовин (ПАР) — детергентів у складі фенольної основи

Манніха (ФОМ 9) та її оксигетильованих похідних неонолів ФОМ 9–4; ФОМ 9–12; ФОМ 9–20 належить до поширених забруднювачів водоймищ, у тому числі джерел водопостачання населення. Це пов'язано з широким використанням цих ре-