

## ИССЛЕДОВАНИЕ НДС ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ ПРИ ИЗМЕНЕНИИ УГЛА НАКЛОНА АНКЕРНОГО ВИНТА

Лазарева Д.В., к.т.н.

Одесская государственная академия строительства и архитектуры, г. Одесса

Применение аналитических методов исследования напряженно-деформированного состояния биомеханических систем связано с весьма значительными математическими трудностями. Аналитические решения могут быть получены только для систем с достаточно простой геометрией. Связано это с целым рядом причин таких как сложная криволинейная геометрия, большой разброс значений механических характеристик материала кости, нелинейность и ортотропность свойств и т.д. Широкое распространение для решения таких задач получили численные методы, в частности – метод конечных элементов [1].

В докладе представлены результаты численных исследований НДС костных тканей плечевой кости при изменении угла наклона анкерного винта. Данный вид протезирования применяется при лечении привычного вывиха плеча. Ранее проводились исследования НДС плечевой кости [2] при изменении угла приложения нагрузки. Целью исследований являлось определение максимальной (безопасной) нагрузки которую может выдержать костная ткань плечевой кости. В ходе эксперимента нагрузка увеличивалась, до тех пор, пока максимальные эквивалентные напряжения не превысят 117,72 МПа для компактного вещества и 14,715 МПа для губчатого. В данной работе внешняя нагрузка постоянна и приложена перпендикулярно плоскости введения винта. Рассмотрено два варианта: отведение руки и сгибание (рис. 1).

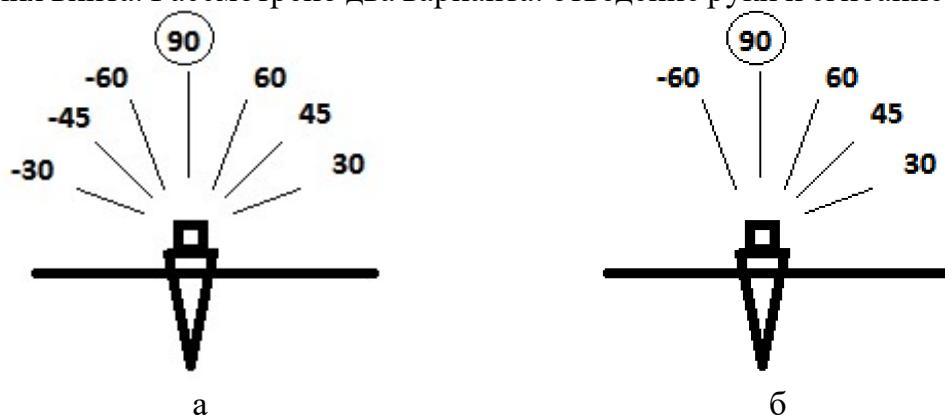


Рис. 1. Расчетные схемы: а – сгибание; б – отведение

На рис.2 представлена конечно-элементная модель фрагмента кости при отведении руки с углом наклона винта  $-60^{\circ}$ .

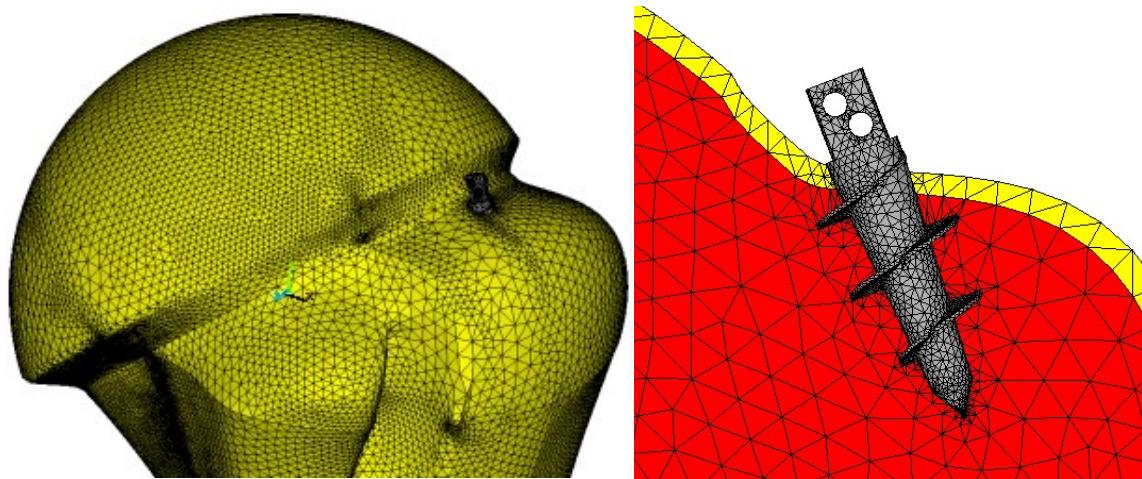


Рис. 2. Конечно-элементная модель фрагмента кости  
с углом наклона винта  $-60^{\circ}$

В результате расчета установлено, что основная нагрузка приходится на компактный слой кости. Однако следует отметить, что при наклоне винта (в отличие от положения  $90^{\circ}$ ) значительную нагрузку воспринимает и губчатая кость, о чем свидетельствует эпюра эквивалентных напряжений (рис.3). Здесь наблюдается более выраженная картина перераспределения напряжений. Концентрация напряжений не является локальной, напряжения равномерно уменьшаются при удалении от зоны максимума. В результате чего увеличивается максимальная нагрузка, которая составила 42,5 Н.

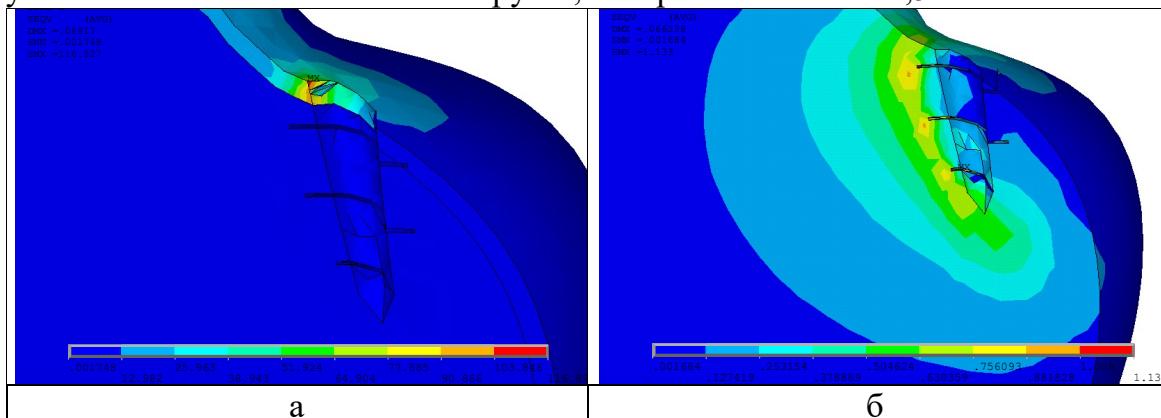


Рис. 3. Эквивалентные напряжения: а – в компактном слое кости;  
б – в губчатом слое

Анализируя полученные результаты (таблица 1) можно сделать вывод о том, что оптимальными являются углы наклона  $-60^{\circ}$ ,  $60^{\circ}$ , и  $45^{\circ}$  при отведении руки. При изгибе, учитывая геометрию кости в зоне имплантации, выполнить введение винта под углом  $-45^{\circ}$  и  $45^{\circ}$  не всегда представляется возможным. Наименьшую нагрузку выдерживают модели с наклоном винта  $30^{\circ}$  при отведении и  $90^{\circ}$  в обоих случаях.

Таблица 1  
*Максимальные значения нагрузки и соответствующие напряжения при разных вариантах наклона винта*

	Угол наклона винта, град.	Максимальная нагрузка, Н	Напряжения, МПа	
			Компактное вещество	Губчатое вещество
Отведение	-60	42,5	116,83	1,13
	90	20	115,52	0,46
	60	44	117,18	0,64
	45	61	117,48	1,44
	30	21	117,78	0,93
Сгибание	-45	53,5	117,49	1,18
	-60	39	117,27	0,97
	90	25	117,26	0,6
	60	33,7	117,80	1,92
	45	49	117,19	0,96

[1] Дащенко А.Ф. ANSYS в задачах инженерной механики / А.Ф. Дащенко, Д.В. Лазарева, Н.Г. Сурьянинов / Изд. 2-е, перераб. и доп. Под ред. Н. Г. Сурьянинова. – Одесса. – Пальмира, 2011.– 505 с.

[2] Сухин Ю. В. Анализ напряженно-деформированного состояния плечевой кости при нагрузке на анкерный фиксатор, используемый для подвешивания плеча к акромиону при лечении привычного вывиха плеча / Ю. В. Сухин, В. А. Логай, П. В. Данилов, Д. В. Лазарева // Досягнення біології та медицини. - 2015. - № 2. - С. 14-18.

### **STUDYING THE VAT OF THE BRAIN BONE WHEN CHANGING THE ANGLE OF THE ANCHOR SCREW ANCHOR BONE**

*The report presents the results of numerical studies of the stress-strain state of the bone tissue of the humerus when the angle of inclination of the anchor screw is changed. This type of prosthetics is used in the treatment of habitual dislocation of the shoulder.*