

Максимальные значения осевых перегрузок оказались практически одинаковыми для всех моделей, высоты их достижения варьируются от 16 до 18 км. На высотах  $H > 23$  км и  $H < 15$  км значения перегрузок для всех моделей СА (кроме модели Ветчинкина) практически одинаковы, для модели Ветчинкина они значительно больше. Результаты измеренных перегрузок при баллистических спусках оказались в диапазонах между представленными зависимостями.

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Аппазов Р.Ф., Лавров С.С., Мишин В.П. Баллистика управляемых ракет дальнего действия. М.: Наука, 1966. 308 с.
2. Дмитриевский А.А., Кошевой В.Н. Основы теории полёта ракет. М.: Воениздат, 1964. 312 с.
3. Чесалов А.В. Международная стандартная атмосфера и приведение к ней результатов испытаний самолётов // Тр. ЦАГИ. М., 1929. Вып. 42. С. 161–168.
4. Антоненко Э.В. Основы теории движения летательных аппаратов. Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 1990. 64 с.

УДК 539.3

В.М. Аранович, А.А. Барышев

### АНАЛИЗ ОДНОМЕРНОЙ МОДЕЛИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ НДС ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

В статье проведен анализ одномерной модели определения напряженно-деформированного состояния (НДС) тазобедренного сустава. Изучены известные математические модели распределения сил на головку и шейку бедра, предложенные В.Е. Беленьким [1] и Х.А. Янсоном [2]. Обе они описывают распределение сил при одноопорном устойчивом положении конечности, но при этом модель Беленького учитывает влияние на сустав только веса тела и тяги отводящих мышц, а модель Янсона учитывает еще и действие подвздошно-поясничной мышцы. На рис. 1 изображено схематичное представление сил, действующих в области тазобедренного сустава ( $\vec{T}$  — тяга подвздошно-поясничной мышцы,  $\vec{Q}$  — тяга отводящих мышц бедра,  $\vec{P}$  — вес тела,  $\vec{R}$  — равнодействующая сила).

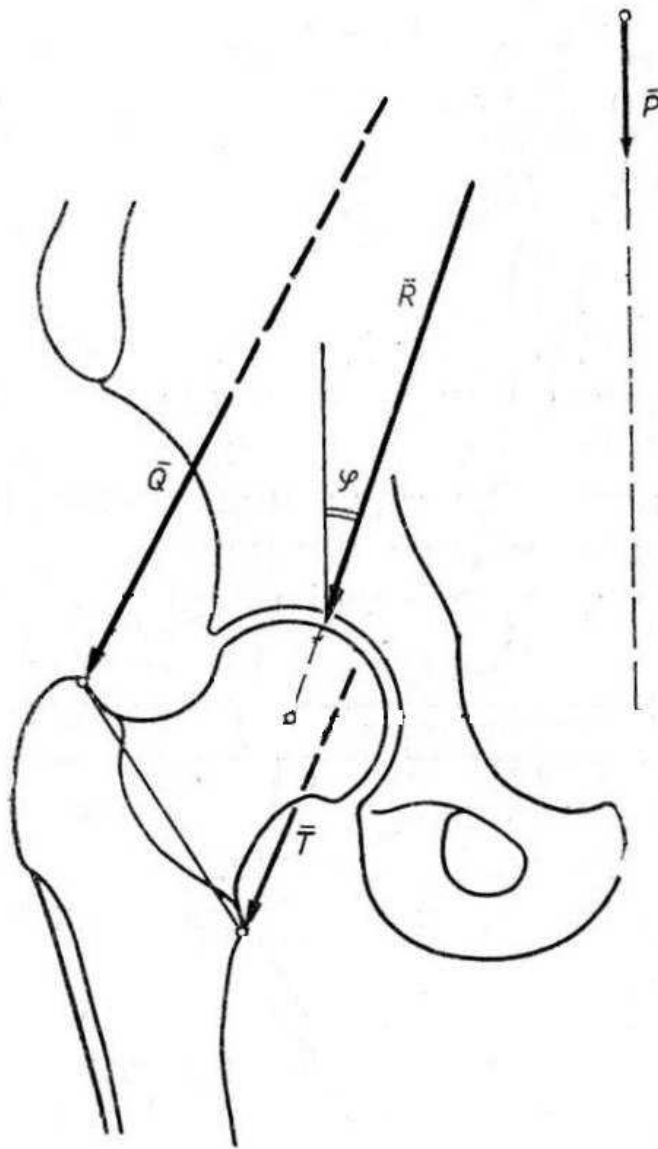


Рис. 1

Математическая постановка задачи в обоих случаях определяет статико-динамическое равновесие сил в отношении центра сустава. Используя известные соотношения, были получены значения равнодействующей, угол ее отклонения от вертикали и выражения для нахождения напряжений в головке бедренной кости и на межвертельной линии. Для сравнения вычисленных значений с результатами конечно-элементного анализа в программном комплексе Ansys [3] была создана конечно-элементная модель бедренной кости человека (рис. 2), построенная по снимкам компьютерной томограммы и учитывающая кортикальную и губчатую структуру. Снимки обрабатывались в комплексе Mimics 12.0 [4]. В рамках построенной модели предполагалось, что слои упругие изотропные.

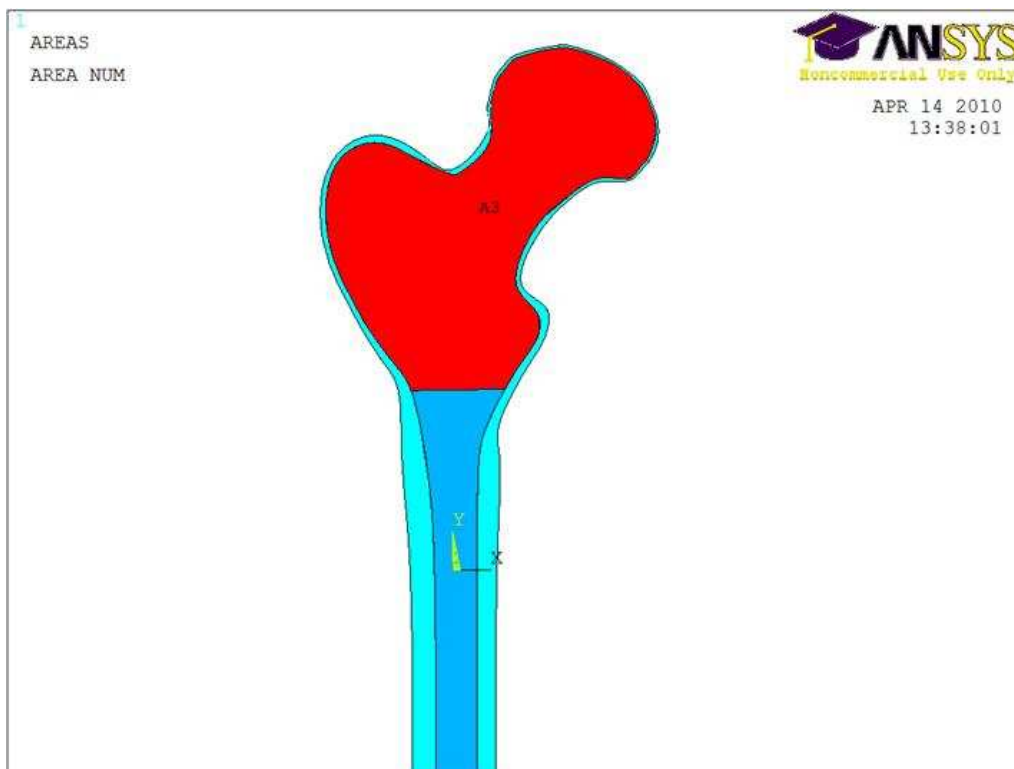


Рис. 2

При разбиении на конечные элементы использовался восьмиузловой элемент PLANE 183, так как разбиение другими типами элементов приводило к неудовлетворительным результатам, вследствие сложности формы кортикального слоя. В результате было получено качественное разбиение, включающее в общей сложности 37447 элементов. Для кортикального слоя были выбраны следующие упругие постоянные: модуль Юнга  $E=17000$  Мпа, коэффициент Пуассона  $\eta = 0,32$ ; для губчатого: модуль Юнга  $E=1000$  Мпа, коэффициент Пуассона  $\eta = 0,3$  [5]. Нижняя часть кости закреплялась по всем степеням свободы, равнодействующая, равная 1000 Н, прикладывалась в одном случае к одному, а во втором — к 8 соседним узлам, согласно указанным выше моделям. Результаты показали, что распределение напряжений в обоих случаях близки, то есть для упрощения постановки задачи можно задавать сосредоточенную силу. На основе статического анализа были сделаны следующие выводы: значения нормальных напряжений на линиях 1 и 2 (рис. 3) конечно-элементной модели качественно совпадают со значениями, вычисленными по одномерным моделям, по большей части в областях кортикального слоя (на рис. 3 области совпадения результатов отмечены черным цветом). Таким образом, настоящую двумерную модель можно рассматривать как один из вариантов моделирования нормы НДС бедренной кости человека.

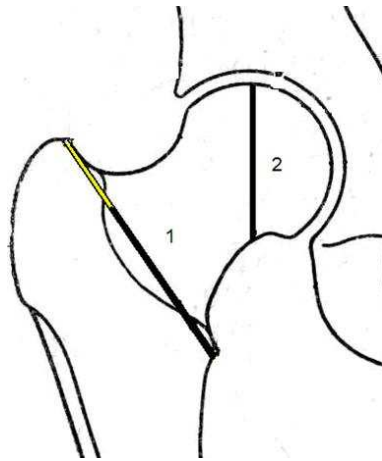


Рис. 3

Представленная в статье модель может быть использована для прогнозирования результатов различных видов операционного вмешательства, например таких как ваизирующая межвертельная остеотомия с медиализацией дистального фрагмента (см. [1]) на проксимальном отделе бедренной кости с целью получения оптимального результата.

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Гиммельфарб А.Л. Биомеханические аспекты межвертельной остеотомии при коксартрозе // Сборник Казанского НИИ травматологии и ортопедии №XXVI.
2. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. Рига, 1975.
3. Ansys 11.0 Academic research help. // URL:<http://www.ansys.com/>
4. Барышев А.А., Аранович В.М., Сидоренко О.В. Трехмерное моделирование костных тканей человека с использованием компьютерной томографии // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине. 2009. Саратов, 2009.
5. A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs. Medical Engineering and Physics 20 (1998).// URL:<http://www.materialise.com/>

УДК 539.3

А.В. Аристамбекова, О.М. Ромакина

### СТАТИЧЕСКАЯ И ДИНАМИЧЕСКАЯ ЗАДАЧИ ИЗГИБА КВАДРАТНОЙ ИЗОТРОПНОЙ ПЛАСТИНКИ

Рассмотрим квадратную пластинку, изготовленную из изотропного материала. Размеры пластинки в плане  $a \times a$ , толщина  $h$  считается малой. В угловых точках пластинка подкреплена шарнирами, а её контур свободен. На пластинку действует нормальная нагрузка интенсивности  $q(x, y)$ .