

Из рис. 3 видно, что величина опасного объема практически не зависит от количества граничных элементов, а при увеличении количества расчетных узлов трехмерной сетки значение DV все более уточняется и выходит на свое постоянное значение около $1,38 \text{ мм}^3$.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе проведено гранично-элементное моделирование напряженного состояния и состояния объемной повреждаемости полупространства при действии на него эллиптической нагрузки направленной по нормали к поверхности полупространства. При моделировании использовались аналитические решения для равномерной нагрузки распределенной по области прямоугольника. Построен алгоритм для определения повреждаемости среды и проведено исследование сеточной сходимости при определении опасного объема в полупространстве.

Библиографические ссылки

1. *Сосновский Л. А.* Механика износоусталостного повреждения. Гомель, 2007.
2. *Щербаков С. С., Сосновский Л. А.* Механика трибофатических систем. Минск, 2011.

РАСПРЕДЕЛЕНИЕ НАПРЯЖЕНИЙ В ЗОНЕ РОСТА КОСТЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ПРИ ДЕЙСТВИИ НАГРУЗКИ, ЭКВИВАЛЕНТНОЙ СОБСТВЕННОМУ ВЕСУ ЧЕЛОВЕКА

В. Г. Фролова

*Белорусский государственный университет, г. Минск;
valerafrol21@mail.ru; науч. рук. – К. С. Юркевич, канд. физ.-мат. наук*

Целью данной работы является моделирование хрящевой ткани в твердотельных моделях длинных трубчатых костей человека, соответствующей зоне роста у детей и подростков, а также исследование напряженно-деформированного состояния хрящевой и костной ткани после проведения секторальной резекции при различной локализации дефекта.

В настоящее время рекомендации по применению различных способов компенсации потери прочности пораженного сегмента носит исключительно описательный характер. Выбор их осуществляется, как правило, эмпирически, в зависимости от опыта хирурга. В связи с этим разработка математических и конечно-элементных моделей для прогнозирования напряженно-деформированного состояния хрящевой и костной ткани, позволяющих дать рекомендации, является актуальной и несет непосредственную практическую направленность.

Ключевые слова: бедренная кость; хрящевая пластинка роста; зона роста; секторальная резекция.

МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА КОСТНОЙ И ХРЯЩЕВОЙ ТКАНЕЙ

Костная ткань – один из видов соединительной ткани, состоящей из трех видов клеток и обывествленного межклеточного вещества. Механические свойства костной ткани зависят от ряда факторов механической и биологической природы. Костная ткань при растяжении или кручении проявляет физическую нелинейность и анизотропию упругих и прочностных свойств (таблица).

Рост кости в длину происходит в зоне роста, также называемой эпифизарной пластиной или хрящевой пластинкой роста – это пластинка гиалинового хряща, участок растущей ткани в конце длинных трубчатых костей у детей и подростков. После завершения роста она замещается твердой костной тканью. С точки зрения механики материалов хрящ является нелинейно-вязкоупругим анизотропным. В некоторых упрощениях, а именно при исследовании макроскопической модели всей кости, когда толщина хрящевой пластинки мала по сравнению с размерами всей кости, допускается рассматривать хрящ как линейный упругий материал (таблица). Но его также часто моделируют при помощи гиперупругих моделей материала (табл. 1), которые могут быть использованы для прогнозирования нелинейного поведения материалов, подвергающихся большим деформациям [1].

Таблица

Механические свойства костной и хрящевой тканей

Тип ткани	Модуль упругости [МПа]	Коэффициент Пуассона	Плотность [kg/m ³]
Компактная кость	18000	0,25	2000
Гиалиновый хрящ (как линейный упругий материал)	3	0,4	1700
	Начальный модуль сдвига [МПа]	Коэффициент Пуассона	Параметр несжимаемости [Pa-1]
Гиалиновый хрящ (как гиперупругий материал)	10	0,49	4,03*10-9

РАСЧЕТ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

В данной работе разработаны три конечно-элементные модели бедренной кости: модель бедренной кости без зоны роста; модель бедренной кости с линейно упругой моделью материала зоны роста; модель бедренной кости с гиперупругой моделью материала зоны роста. Для расчета напряженно-деформированного состояния в пакете Ansys Work-

bench кость была нагружена по шейке бедра силой равной 800Н и закреплена в месте соединения концов бедренной кости с коленным суставом.

Для модели без зоны роста и модели с линейно упругим материалом для зоны роста были получены значительно большие максимальные эквивалентные напряжения в зоне роста, чем в случае гиперупругого материала (рис. 1). Из практики известно, что при увеличении напряжений хрящевая ткань меняет свои свойства, и, чтобы компенсировать возросшие напряжения, она начинает быстрее замещаться костной тканью [2]. Отсюда можно сделать вывод, что модель гиперупругого материала использовать более целесообразно, так как в ней, при действии нагрузок свойства не остаются линейными, а изменяются и материал упрочняется, что лучше отображает реальную картину. Для хрящевой ткани, кроме, естественно, максимальных напряжений, наиболее важна их локализация и, в особенности, общая картина распределения напряжений. Именно перераспределение напряжений в зоне роста в реальных ситуациях может приводить к пагубным последствиям.

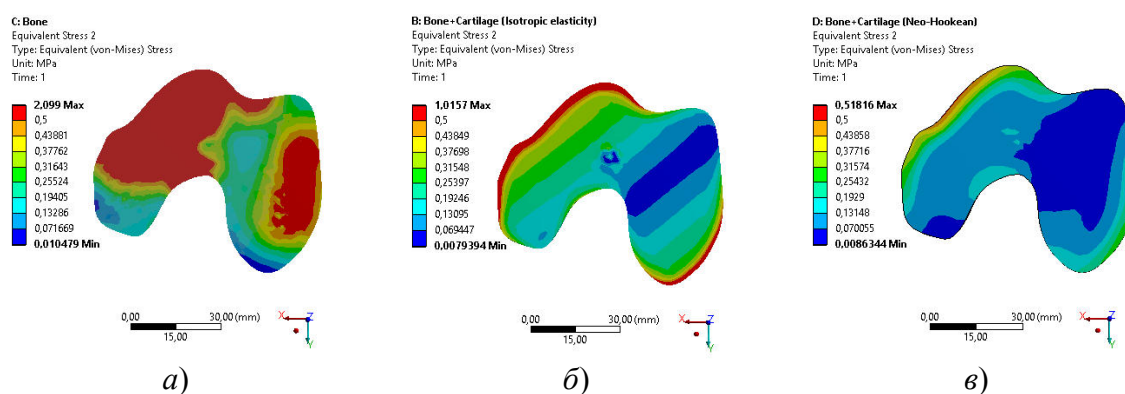


Рис. 1. Распределение эквивалентных напряжений в зоне роста бедренной кости:
 а) в случае модели кости без зоны роста;
 б) в случае линейно упругой модели материала зоны роста;
 в) в случае гиперупругой модели материала зоны роста

Далее проводился расчет после проведения секторальной резекции при различной локализации дефекта (первая, вторая и третья трети) при длине дефекта 30 и 60 мм и некоторых значений угла резекции. На рис. 2 представлено распределение эквивалентных напряжений в зоне роста бедренной кости в случае различных моделей материала при секторальной резекции, расположенной во второй трети бедренной кости, с углом резекции π и длиной дефекта 60 мм [3].

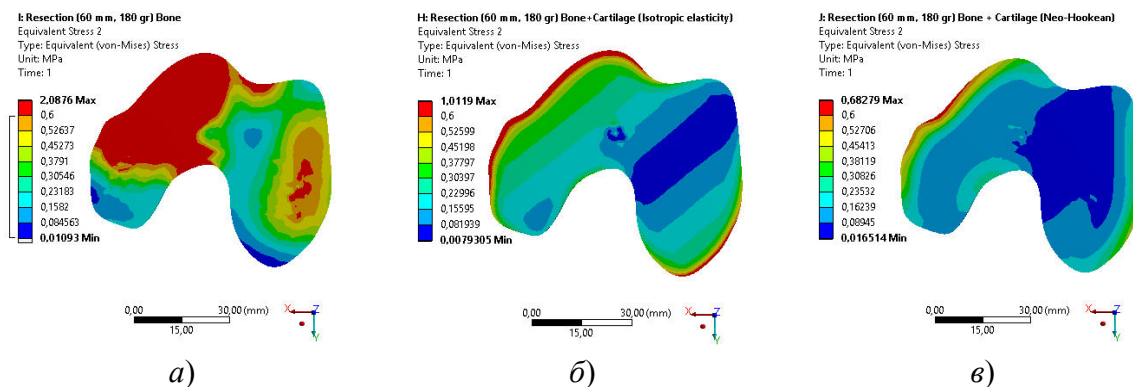


Рис. 2. Распределение эквивалентных напряжений в зоне роста бедренной кости при секторальной резекции:

- а) в случае модели кости без зоны роста;
- б) в случае линейно упругой модели материала зоны роста;
- в) в случае гиперупругой модели материала зоны роста

В зоне роста при незначительном изменении максимального напряжения в хряще, значительно изменилась картина распределения эквивалентных напряжений, и, в частности, изменилась локализация максимального напряжения в пластинке. Известно, что рост кости во многом зависит от распределения напряжений в зоне роста. Соответственно, чем больше будет отклонение от нормального распределения напряжений, которое было построено в первую очередь для кости без дефекта, тем больше вероятность неправильного роста кости и, как следствие, искривления конечности.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

По результатам конечно-элементного расчета напряженно-деформированного состояния кости до и после проведения секторальной резекции с зоной роста и без неё были определены максимальные напряжения и их локализация в зоне роста. Из полученных данных можно сделать вывод, что при расположении выреза в верхней или средней трети кости с небольшой длиной выреза (порядка 30 мм), отклонения значений максимальных напряжений в зоне роста не велики и их локализация отличается незначительно. В таких случаях для компенсации перераспределения напряжений может быть применен разгрузочный режим или внешняя иммобилизация конечности. Наиболее опасными с точки зрения неправильного роста конечности в будущем и с точки зрения нарушения функций пластинок роста будут процедуры секторальной резекции с вырезом в нижней трети, причем с любым углом или длиной дефекта, а также вырезы в средней трети с большой длиной выреза (порядка 60 мм). В таких случаях может быть рекомендовано арми-

рование кости на уровне секторальной резекции («превентивный остеосинтез»).

Библиографические ссылки

1. *Edwards W. B., Troy K. L.* Finite element prediction of surface strain and fracture strength at the distal radius // *Medical Engineering & Physics*. 2012. Vol. 34. P. 290–298.
2. *Hamed E., Jasiuk I., Yoo A.* Multi-scale modelling of elastic moduli of trabecular bone // *Journal of the royal society*. 2012. P. 1654–1673.
3. *Idhammad A, Abdali A., Alaa N.* Computational simulation of the bone remodeling using the finite element method: an elastic-damage theory for small displacements // *Theoretical Biology and Medical Modelling*. 2013. P. 10–32.