

ОЦЕНКА ПРЕДЕЛЬНОЙ НАГРУЗКИ НА БОЛЬШЕБЕРЦОВУЮ КОСТЬ ГОЛЕНИ ПОСЛЕ СЕКТОРАЛЬНОЙ РЕЗЕКЦИИ: ВЛИЯНИЕ АНИЗОТРОПИИ КОСТНОЙ ТКАНИ В ПОПЕРЕЧНОМ СЕЧЕНИИ КОСТИ

¹ С.М. Босяков, ¹ К.С. Юркевич, ¹ М.А. Афанасьева, ² И.Э. Шпилевский

¹ *Белорусский государственный университет, Минск*

² *Республиканский научно-практический центр травматологии и ортопедии, Минск*

Введение. Кости являются основными структурными компонентами скелета; они обеспечивают поддержание постоянной формы человеческого тела, защиту внутренних органов и передачу мышечных сил. Структурная целостность костной ткани имеет важное значение, однако кость способна выдержать нагрузку до определенного предела, после которого теряет свою несущую способность. Для профилактики и предупреждения травм необходимо понимание механизма разрушения кости. Наиболее целесообразным для этого является разработка адекватных численных моделей, как кости в целом, так и костной ткани, позволяющих детально изучить причины и предложить способы профилактики переломов костей. При этом необходимо учитывать реальные данные о физико-механических свойствах материала. Различия в ориентации составных компонентов кости приводит к анизотропии (поперечной изотропии или ортотропии) свойств, причем анизотропные свойства могут проявляться как по длине кости, так и по анатомическим квадрантам (или сторонам поперечного сечения кости) [1, 2]. Ударная вязкость костной ткани также характеризуется анизотропным распределением в анатомических квадрантах поперечного сечения кости [3].

Различные свойства костной ткани для различных квадрантов поперечного сечения кости могут оказывать влияние на несущую способность кости в целом при хирургической резекции (удаление опухолеподобного поражения с формированием секторального дефекта кости). Это связано с тем, что после хирургической резекции оказывается нагруженной оставшаяся после операции часть кости, частично или полностью соответствующая какому-либо из четырех квадрантов (передний, внутренний, задний и внешний) поперечного сечения кости [4]. В результате секторальной резекции прочность сегмента снижается и появляется риск патологического перелома кости на уровне резекции. Целью настоящей работы является оценка влияния анизотропного распределения ударной вязкости в поперечном сечении кости на предельную нагрузку на кость голени с пострезекционным дефектом в большеберцовой кости.

Конечно-элементное моделирование. Компьютерная томография неповрежденной кости голени выполнена на спиральном рентгеновском томографе Siemens Somatom Emotion 16, шаг среза 2 мм. Генерация трехмерной твердотельной модели осуществлена с применением компьютерной системы обработки медицинских изображений ScanIP (Simpleware Ltd., UK). STL-модель преобразована в твердотельную модель в CAD-пакете CATIA V5 (Dassault Systèmes, France) и импортирована в ANSYS Workbench 17.0 (ANSYS Inc., USA). Костная ткань большеберцовой и малоберцовой костей моделировалась линейно ортотропной средой [2] в цилиндрической системе координат в соответствии.

Постоянные упругости костной ткани и стандартные отклонения приведены в таблице 1.

Таблица 1 – Постоянные упругости костной ткани большеберцовой кости голени (индекс 1 соответствует радиальному направлению, 2 – окружному направлению, 3 – продольному направлению)

E_1 , ГПа	11.7±1.3
E_2 , ГПа	12.2±1.4
E_3 , ГПа	20.7±1.9
ν_{12}	0.420±0.074
ν_{13}	0.237±0.041
ν_{23}	0.231±0.035
G_{12} , ГПа	4.1±0.5
G_{13} , ГПа	5.17±0.6
G_{23} , ГПа	5.7±0.5

Нагрузка на кость голени прикладывалась вдоль ее биомеханической оси, то есть линия действия нагрузки проходит от середины межмышцелкового возвышения большеберцовой кости к середине суставной площадки дистального эпифиза. Зонами приложения нагрузки являются мышелки большеберцовой кости за исключением межмышцелкового возвышения. Граничные условия соответствуют жесткому закреплению дистальной суставной площадки большеберцовой кости за исключением лодыжек (участки контакта с мышелками бедренной кости и блоком таранной кости).

Костный дефект располагался в средней трети большеберцовой кости в различных квадрантах поперечного сечения. Отделы большеберцовой кости голени и анатомические квадранты для образца из средней трети обозначены на рисунке 1.

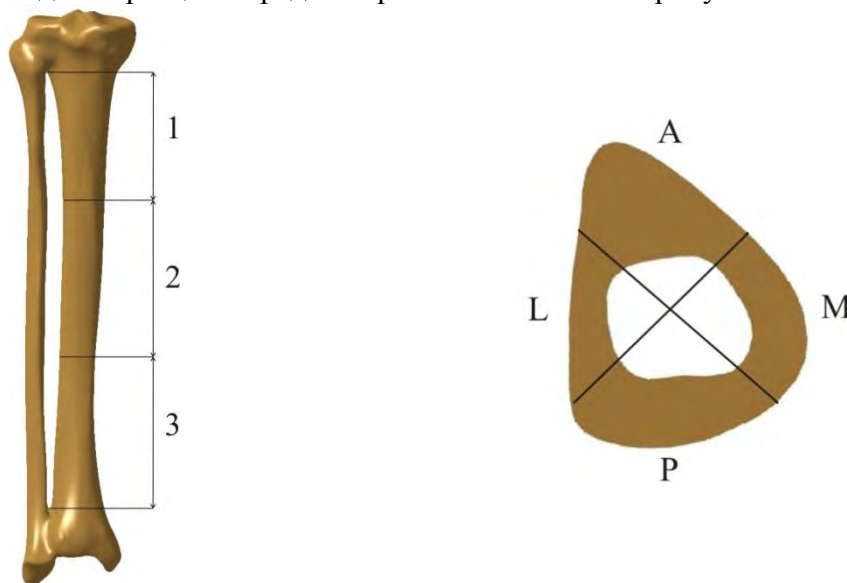


Рис. 1. Трети диафиза бедренной кости человека: (вид сзади):
 1 – верхняя треть, 2 – средняя треть, 3 – нижняя треть;
 квадранты поперечного сечения образца из верхней трети: А – передний квадрант,
 М – внутренний квадрант, Р – задний квадрант, L – внешний квадрант

Варианты расположений костной ткани в области пострезекционного дефекта в поперечном сечении большеберцовой кости схематично представлены на рисунке 2. Угловой размер дефекта составляет 270°; линейный размер 64,0 мм.

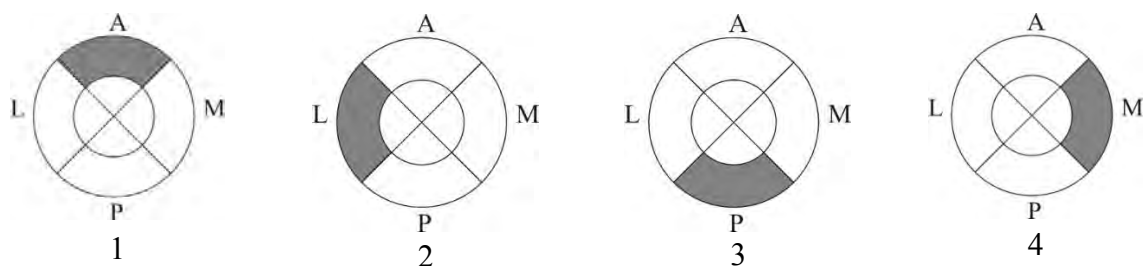


Рис. 2. Схематичное расположение костной ткани в области пострезекционного дефекта в поперечном сечении большеберцовой кости: костная ткань удалена в квадрантах, выделенных белым цветом; квадрант с оставшимся после хирургической резекции фрагментом костной ткани выделен серым цветом

В качестве примера на рисунке 3 представлена кость голени с пострезекционным дефектом, расположенным в средней трети большеберцовой кости, соответствующим варианту 1 локализации дефекта, показанному на рисунке 2.



Рис. 3. Кость голени с пострезекционным дефектом в средней трети; оставшийся после хирургической резекции фрагмент костной ткани располагается в переднем анатомическом квадранте

Конечно-элементное разбиение модели кости голени осуществлялось в автоматическом режиме, за исключением областей в окрестности костного дефекта (тип элемента). Максимальный размер элемента для кости в целом составил 5,0 мм (за исключением областей вблизи концентраторов костного дефекта). Конечно-элементное разбиение областей около концентраторов дефекта выполнялось с применением сфер влияния в ANSYS Tools. Максимальный размер элемента в этих областях составлял 0,1 мм.

Оценка предельной нагрузки осуществлялась на основании расчета J -интегралов в области секторального дефекта для четырех вариантов, представленных на рисунке 1, расположения костного дефекта. Нагрузка принималась предельной, если J -интеграл достигал критического значения J_c , экспериментально определенного для кортикальной костной ткани в работе [3] для различных анатомических квадрантов поперечного сечения кости. Диапазон значений предельной нагрузки на бедренную кость с пострезекционным дефектом определялся для вариантов 1-4 расположения костного дефекта в двух случаях. В первом случае значения J_c были различны для всех анатомических квадрантов в соответствии с данными работы [3]. Во втором случае всех квадрантов

задавалось усредненное значение $\langle J_C \rangle$, рассчитанное на основании результатов [3]. В первом и втором случаях упругие свойства костной ткани описывались постоянными упругости для ортотропного материала в соответствии таблицей 1. Результаты определения предельной нагрузки для выше указанных трех случаев представлены в таблицах 2 и 3.

Таблица 2 – Значения предельной нагрузки на кость голени и соответствующие стандартные отклонение для различных вариантов локализации пострезекционного дефекта

Вариант локализации дефекта	1	2	3	4
J_C , Н/м [3]	4509.1±422.1	5661.6±452.7	3876.7±847.3	5925.5±802.9
Предельная нагрузка, Н	1090±50	1210±50	2470±270	2170±150

Таблица 3 – Значения предельной нагрузки на кость голени и соответствующие стандартное отклонение для различных вариантов локализации пострезекционного дефекта при $\langle J_C \rangle = 4993.23 \pm 631.25$ Н/м [3].

Вариант локализации дефекта	1	2	3	4
Предельная нагрузка, Н	1150±70	1130±70	2800±180	1990±130

Результаты таблиц 2 и 3 для четырех вариантов локализации костного дефекта и двух случаев оценки предельной нагрузки систематизированы на диаграмме, представленной на рисунке 4.

Из таблиц 1 и 2 и рисунка 4 следует, что анизотропное распределение ударной вязкости и механических свойств костной ткани для различных анатомических квадрантов может оказывать существенное влияние на значение предельной нагрузки на кость голени с пострезекционным дефектом. Особенно существенно влияние анизотропии ударной вязкости на величину предельной нагрузки для варианта 3 локализации пострезекционного дефекта (при локализации оставшегося после резекции фрагмента костной ткани в заднем квадранте). Усреднение ударной вязкости в поперечном сечении большеберцовой кости приводит к существенному уменьшению предельной нагрузки для этого варианта. Это может иметь опасные последствия при оценке предельной нагрузки, поскольку в этом случае величина предельной нагрузки оказывается завышенной после усреднения по сравнению с величиной нагрузки оцениваемой с учетом различных значений ударной вязкости для различных анатомических квадрантов. Таким образом, пренебрежение анизотропией ударной вязкости может привести к неверной оценке предельной нагрузки, что может привести к неверным рекомендациям по послеоперационной реабилитации пациента. В частности, может быть назначен разгрузочный режим для пациента при необходимости армирования бедренной кости. Значение предельной нагрузки при усреднении ударной вязкости в случае варианта 1 локализации пострезекционного дефекта (оставшийся после хирургической резекции фрагмент костной ткани расположен в переднем квадранте) также снижается. Но уменьшение величины предельной нагрузки в этом случае несущественно.

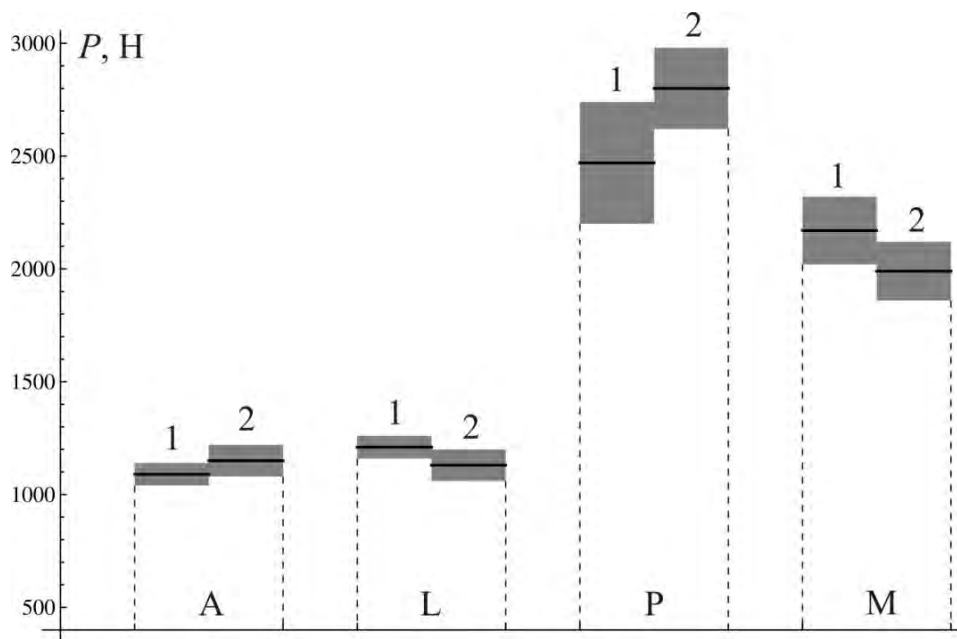


Рис. 4. Предельная нагрузка на кость голени с пострезекционным дефектом в средней трети при различных вариантах локализации костного дефекта в поперечном сечении кости и двух подходов к ее оценке (1 – оценка предельной нагрузки с учетом различных значений J_C для различных анатомических квадрантов, 2 – для единого усредненного значения $\langle J_C \rangle$ для различных анатомических квадрантов); А, L, P и М соответствуют вариантам 1, 2, 3 и 4 локализации пострезекционного дефекта. Сплошная линия соответствует среднему значению нагрузки, серым цветом выделено стандартное отклонение.

Заключение. Наиболее опасным с точки зрения возникновения патологического перелома является варианты 1 и 2 локализации пострезекционного дефекта (оставшийся фрагмент костной ткани располагается в переднем или наружном квадрантах), поскольку в этом случае значение предельной нагрузки является существенно меньшим по сравнению с остальными вариантами локализации пострезекционного дефекта.

В случаях локализации костного дефекта в случаях, когда оставшийся после хирургической резекции фрагмент костной ткани располагается в переднем, наружном или внутреннем квадрантах величины предельной нагрузки являются сопоставимыми.

Анизотропное распределение ударной вязкости костной ткани для различных анатомических квадрантов может оказывать существенное влияние на значение предельной нагрузки на бедренную кость с пострезекционным дефектом. Влияние анизотропии ударной вязкости на величину предельной нагрузки особенно существенно для локализации оставшегося после резекции фрагмента костной ткани в заднем квадранте. В этом случае усреднение ударной вязкости может привести к завышенному значению предельной нагрузки при ее оценке.

Пренебрежение анизотропией ударной вязкости может привести к неверной оценке предельной нагрузки и к неверным рекомендациям по послеоперационной реабилитации пациента.

Благодарности. Работа выполнена в рамках Государственной программы научных исследований «Конвергенция» (задание 1.8.01.1).

ЛИТЕРАТУРА

1. Orías A.A.E. *The relationship between the mechanical anisotropy of human cortical bone tissue and its microstructure / Dissertation. Notre Dame, Indiana, USA. 2005. 142 pp.*

2. Rho J.-Y. *An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone* // *Ultrasonics*. 1996. Vol. 34. P. 777 – 783.
3. Li S., Demirci E., Silberschmidt V.V. *Variability and anisotropy of mechanical behaviour of cortical bone in tension and compression* // *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2013, Vol. 21, pp. 109-120.
4. Босьяков С. М., Шпилевский И. Э., Алексеев Д. В. *Анализ поврежденности бедренной кости с пострезекционным дефектом при действии статической нагрузки* // *Теоретическая и прикладная механика*. 2014, Выпуск 29. С. 148 – 152.