

ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ КОСТИ СРЕДНЕЙ ФАЛАНГИ УКАЗАТЕЛЬНОГО ПАЛЬЦА РУКИ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ИЗМЕНЕНИИ ПЛОТНОСТИ ГУБЧАТОЙ КОСТНОЙ ТКАНИ

Чайковская Т.В., Марченко Е.С.

*Национальный исследовательский Томский государственный университет,
Томск*

Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние, кость средней фаланги пальца, компьютерное моделирование, губчатая и кортикальная костные ткани.

Аннотация. В статье представлена модель кости средней фаланги указательного пальца руки человека. Учитывается наличие компактной и губчатой костных тканей. Представлены деформированные формы кости средней фаланги, отличающейся плотностью губчатой костной ткани, и распределения напряжений по Мизесу при нагружении осевым сжатием. Плотность губчатой костной ткани варьировалась от 0,5 до 1 г/см³, массовая доля минералов принималась равной 0,3.

INVESTIGATION OF THE STRESS-STRAIN STATE OF THE BONE OF THE MIDDLE PHALANX OF THE HUMAN INDEX FINGER AT THE CHANGE OF SPONGY BONE TISSUE DENSITY

Chaikovskaya T.V., Marchenko E.S.

National Research Tomsk State University, Tomsk

Keywords: stress-strain state, middle phalanx finger bone, computer modeling, spongy and cortical bone tissues

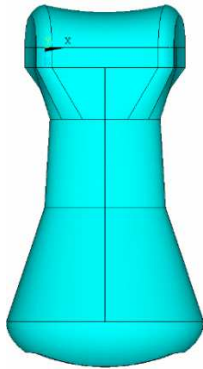
Abstract. The article presents a model of the middle phalanx index finger bone of a human hand. The compact and spongy bone tissues are taken into account. Deformed forms of the bone of the middle phalanx, characterized by the various density of spongy bone tissue, and the Mises stress distribution under axial compression loading are presented. The density of spongy bone tissue is varied from 0.5 to 1 g/cm³; the mass fraction of minerals was taken 0.3.

Дегенеративные изменения хрящевой ткани суставов приводят к болям и деформационным изменениям суставов, ухудшению качества жизни человека. Наиболее эффективным и основным методом лечения на поздних стадиях заболевания является замена пораженных суставов протезами. Правильный подбор протеза играет важнейшую роль в лечении, реабилитации и дальнейшей деятельности человека. Существующие эндопротезы для замены сустава пальца устанавливаются непосредственно в саму кость фаланги. Вживляемый имплантат должен иметь не только биологическую и химическую совместимость с организмом, но и механическую совместимость. Неправильный выбор конструкции и материала протеза с точки зрения механической совместимости может привести к дегенерации костной ткани и расшатыванию протеза.

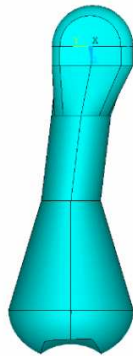
Для разработки и подбора индивидуальных протезов, механически совместимых с костной тканью, необходимо исследовать механическое поведение костей пальцев при физиологических нагрузках, которое зависит от

строения и состава костных тканей. Использование методов компьютерного моделирования позволит более глубоко изучить закономерности механического поведения костей и суставов пальцев, а также сформулировать рекомендации по подбору индивидуальных, механически совместимых протезов. В связи с этим целью данной работы являлось изучение напряженно-деформированного состояния кости средней фаланги указательного пальца руки человека при изменении плотности её губчатой костной ткани.

На основании литературных данных о размерах и форме костей пальцев кисти человека [1, 2] была построена геометрическая модель кости средней фаланги указательного пальца (рис. 1).



вид сверху



вид сбоку

Рис. 1. Геометрическая модель средней фаланги указательного пальца руки человека

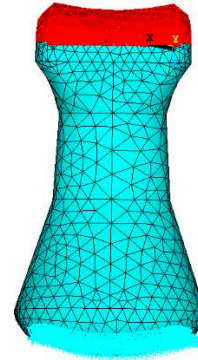


Рис. 2. Конечно-элементная модель и изображение принятых граничных условий

Учитывалось наличие губчатой и кортикальной тканей кости. Материал губчатой и компактной (кортикальной) костных тканей считался однородным изотропным. Модули упругости рассчитывались в зависимости от плотности и массовой доли минералов этих тканей согласно модели Эрнандеса [3]. Плотность губчатой костной ткани (ρ_s) варьировалась от 0,5 до 1 г/см³, массовая доля минералов принималась равной 0,3. Плотность компактной костной ткани задавалась 1,9 г/см³, массовая доля минералов 0,6.

Моделировалось нагружение головки средней фаланги пальца напряжением сжатия 3,3 Н вдоль оси Z (оси кости), передаваемое от основания проксимальной фаланги при наборе на клавиатуре [4], основание средней фаланги закреплялось (рис. 2). Задача решалась в рамках линейной теории упругости.

Расчеты напряженно-деформированного состояния кости средней фаланги пальца проведены в программном комплексе ANSYS с использованием метода конечных элементов. Результаты расчетов показали, что сжимающая осевая нагрузка на головку фаланги приводит к сжатию фаланги в положительном направлении оси Z, незначительному растяжению в обе стороны по оси X и существенному отклонению головки вниз в отрицательном направлении оси Y (см. деформированные формы, рис. 4).

На рисунке 3 представлены распределения максимальных по модулю перемещений, принадлежащих головке фаланги пальца. Из графиков видно, что абсолютные максимальные значения перемещений уменьшаются линейно с

увеличением плотности губчатой костной ткани. При изменении плотности губчатой ткани с 0,5 до 1 г/см³ максимальные перемещения U_x уменьшаются в 1,6 раз, U_y и U_z в 1,3 раза.

На рисунке 4 представлены распределения напряжений по Мизесу в модельной кости средней фаланги при плотности губчатой костной ткани 0,5 г/см³, 0,75 г/см³ и 1 г/см³.

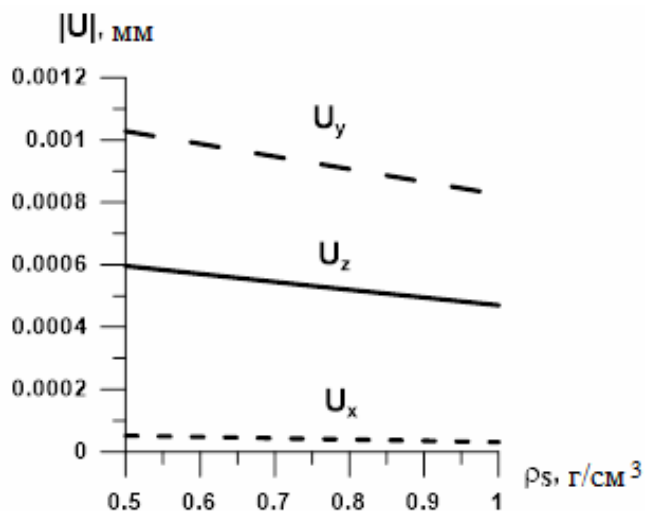


Рис. 3. Распределение максимальных по модулю перемещений головки фаланги пальца

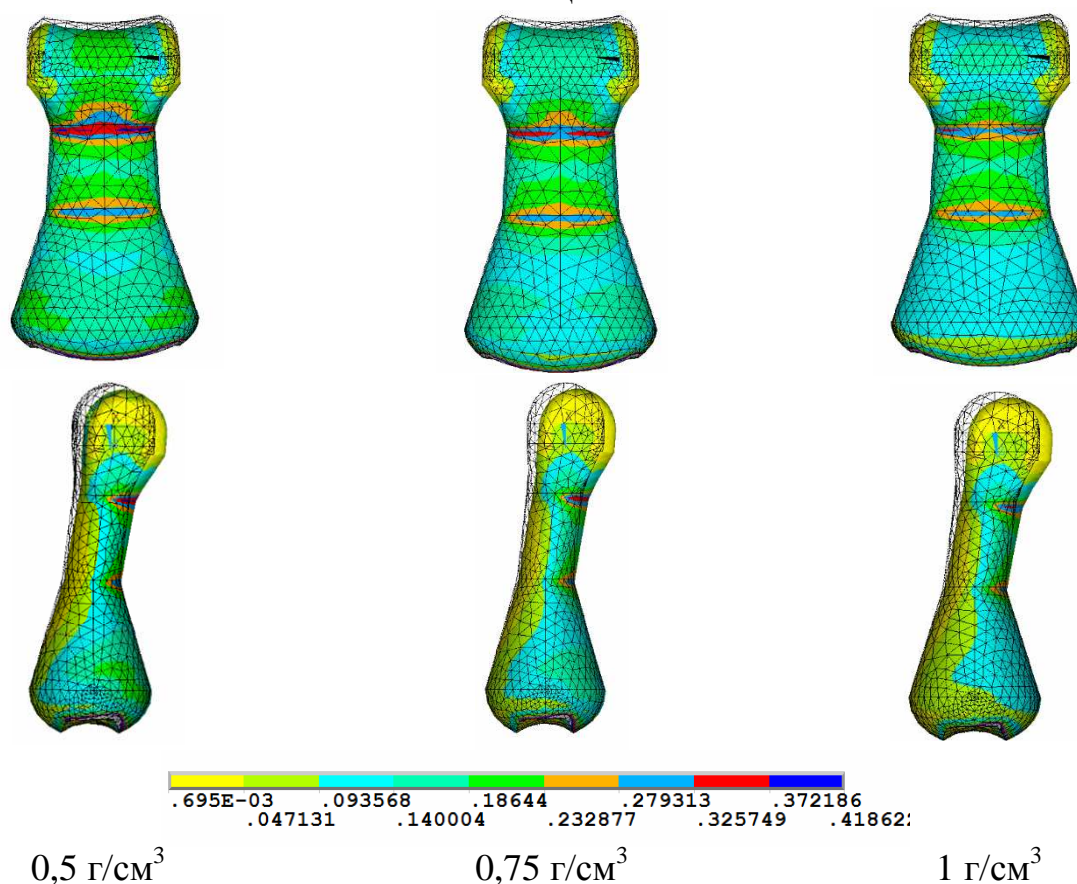


Рис. 4. Деформированные формы и распределение напряжений по Мизесу (МПа) в модельной кости средней фаланги указательного пальца при различной плотности губчатой костной ткани

Из рисунков видно, что при любом изменении плотности губчатой костной ткани в кости фаланги наибольшие напряжения по Мизесу сосредоточены в области перехода головки в тело фаланги. Область наибольших напряжений по Мизесу сокращается с увеличением плотности губчатой костной ткани. Из всех рассмотренных случаев наибольшие напряжения по Мизесу реализуются при плотности губчатой костной ткани $0,5 \text{ г/см}^3$.

Исследование выполнено при поддержке Программы развития Томского государственного университета (Приоритет-2030).

Список литературы

1. Ash H. E., Unsworth A Proximal interphalangeal joint dimensions for the design of a surface replacement prosthesis // *Journal of Engineering in Medicine. Part H.*– 1996. – P. 210-295.
2. Unsworth A., Alexander W.J. Dimensions of the metacarpophalangeal joint with particular reference to joint prostheses // *Engineering in Medicine.* 1979, no. 8(2) – pp. 75-80.
3. Hernandez C.J., Beaupre G.S., Keller T.S., Carter D.R. The influence of bone volume fraction and ash fraction on bone strength and modulus // *Bone.* 2001, vol. 29, pp. 74-78.
4. Butz K.D. Merrell G., Nauman, E. A. A Biomechanical Analysis of Finger Joint Forces and Stresses Incurred During Common Daily Activities // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 2012, vol. 15, no. 2, pp. 131-140.

Сведения об авторах:

Чайковская Татьяна Витальевна – д.ф.-м.н., профессор кафедры Прочности и проектирования;
Марченко Екатерина Сергеевна – д.ф.-м.н., доцент, заведующая лабораторией Медицинских материалов и имплантатов с памятью формы Сибирского физико-технического института, заведующая кафедрой Прочности и проектирования.