

УДК 531/534: [57+61]

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ПРОСТРАНСТВЕННОЙ ОРИЕНТАЦИИ АЦЕТАБУЛЯРНОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА НА РАЗВИТИЕ АСЕПТИЧЕСКОЙ НЕСТАБИЛЬНОСТИ ИМПЛАНТАТА

Ю.В. Акулич*, Р.М. Подгаец*, В.Л. Скрыбин**, А.В. Сотин*

* Кафедра теоретической механики Пермского технического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: auv@theormech.pstu.ac.ru

** Кафедра травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии Пермской государственной медицинской академии имени академика Е.А. Вагнера, Россия, 614990, Пермь, ул. Куйбышева, 39

Аннотация. В работе исследовано пространственное линейно-упругое напряженно-деформированное состояние тазовой кости с имплантированным ацетабулярным компонентом эндопротеза тазобедренного сустава. Биомеханическая модель системы кость – эндопротез учитывает неоднородность упругих характеристик данной конструкции. На границе между костью и металлической чашкой эндопротеза предполагается выполнение условия идеального контакта, которое реализуется за счет биофиксации имплантата. Проведен анализ влияния пространственной ориентации чашки эндопротеза на распределение напряжений в тазовой кости при функциональных нагрузках на тазобедренный сустав.

Ключевые слова: тазобедренный сустав, биомеханические аспекты тотального эндопротезирования, асептическая нестабильность.

Введение

Несостоятельность операции тотального эндопротезирования тазобедренного сустава в большом количестве случаев [9] вызвана нестабильностью имплантата (рис. 1).

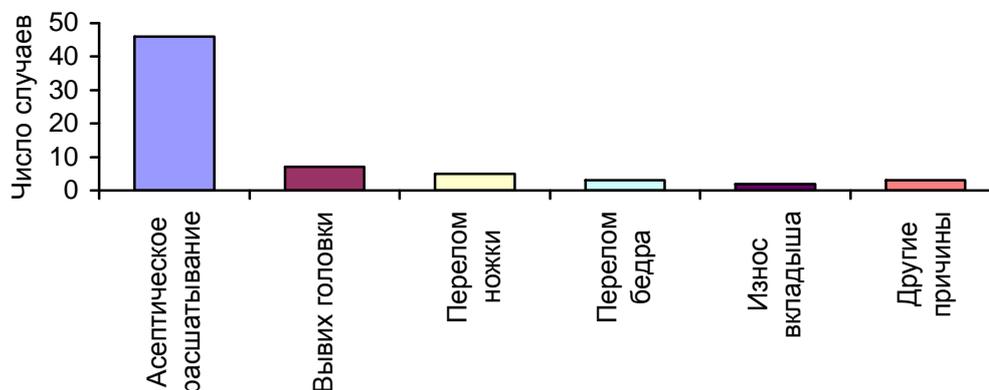


Рис. 1. Основные причины несостоятельности первичного эндопротезирования

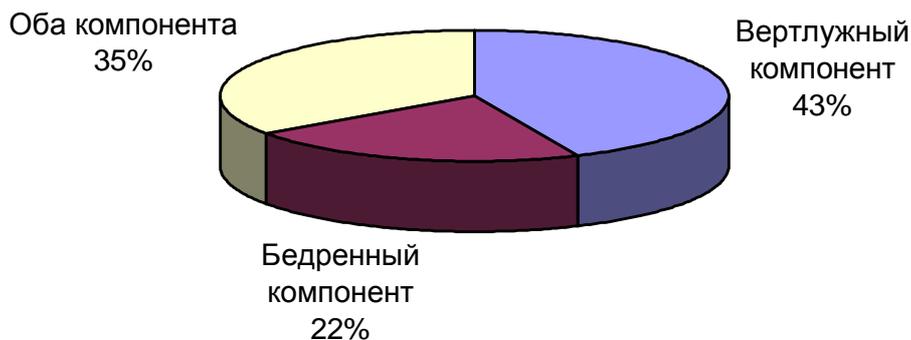


Рис. 2. Частота случаев асептического расшатывания компонентов эндопротеза

Процесс расшатывания эндопротеза разделяют на четыре последовательных этапа:

1. Формирование тонкой фиброзной капсулы, плотно прилегающей к эндопротезу.
2. Пролиферация клеточных элементов капсулы.
3. Развитие асептического экссудативного воспаления и резорбция костной ткани.
4. Деструкция и лизис костной ткани.

Биомеханическая система “имплантат–кость” на втором этапе превращается в систему “имплантат–капсула–кость”, на третьем этапе – “имплантат–экссудат–капсула–кость”. Потеря стабильной фиксации эндопротеза происходит уже на третьем этапе, а на четвертом этапе дальнейшее хирургическое лечение может оказаться невозможным.

Существуют различные объяснения причин асептического расшатывания компонент эндопротеза. Среди них можно выделить причины биомеханического (нефизиологическое перераспределение внешней нагрузки на кортикальную кость, микроподвижность эндопротеза, некротические изменения костной ткани вследствие механической обработки костного ложа) и воспалительного (иммунная реакция организма на имплантат, металлоз, воспалительная реакция, действие высокой температуры полимеризации) характера. Факторами, способствующими расшатыванию, считают молодой возраст, мужской пол, избыточный вес, предшествующие операции на суставе, тяжелую дисплазию, остеопороз, гормонотерапию, тип эндопротеза, ошибки при обеспечении правильной пространственной ориентации компонент эндопротеза во время установки имплантата. Согласно биомеханической гипотезе, основной причиной асептической нестабильности эндопротеза является неадекватность функциональных напряжений, испытываемых костью в системе “кость–имплантат” при физиологических нагрузках. Реакция кости выражается в виде резорбции и реактивной перестройки. В наиболее нагруженных местах из-за постоянного микротравмирования костной ткани происходит ее замещение соединительнотканной капсулой. В участках кортикальной кости с недостаточной нагрузкой наблюдаются остеопенические изменения.

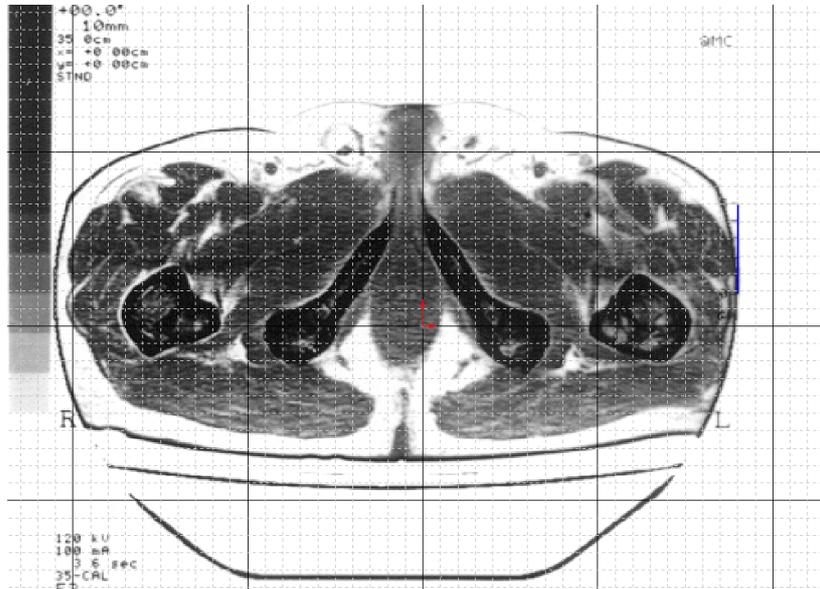


Рис. 3. Томографический снимок с нанесенной координатной сеткой

Расчету напряженно-деформированного состояния тазовой кости посвящены работы [2–6]. В данной работе авторы исследуют влияние пространственной ориентации ацетабулярного компонента эндопротеза на распределение концентраторов напряжений в тазовой кости при функциональных нагрузках на тазобедренный сустав.

Биомеханическая модель системы кость–имплантат

Для расчета напряжений, возникающих в костной ткани при функциональных нагрузках, построим пространственную модель тазовой кости с имплантатом. Персональную геометрию таза *in vivo* воспроизведем, используя данные томографического исследования [8]. Технология проведения томографического исследования позволяет получить серию изображений поперечного сечения таза. На томографическом снимке (рис. 3) содержится метрический элемент, позволяющий при последующей цифровой обработке снимков позиционировать начало координат и нанести масштабную координатную сетку. Пространственная модель строится по полученным изображениям внешнего контура тазовой кости.

Данная методика позволила построить пространственную модель тазовой кости, с учетом индивидуальных особенностей анатомического строения скелета пациента (рис. 4).

При моделировании ацетабулярного компонента будем использовать чашку эндопротеза со следующими геометрическими параметрами: внешний диаметр чашки 50 мм, внешний диаметр полимерного вкладыша 44 мм, диаметр головки 28 мм. Внешний вид конструкции тазовой компоненты эндопротеза изображен на рис. 5.

Разместим имплантат в тазовой кости с учетом требований пространственной ориентации ацетабулярного компонента эндопротеза (угол антеверзии 10° , горизонтальный угол 45°). Модель тазовой кости с эндопротезом изображена на рис. 6.

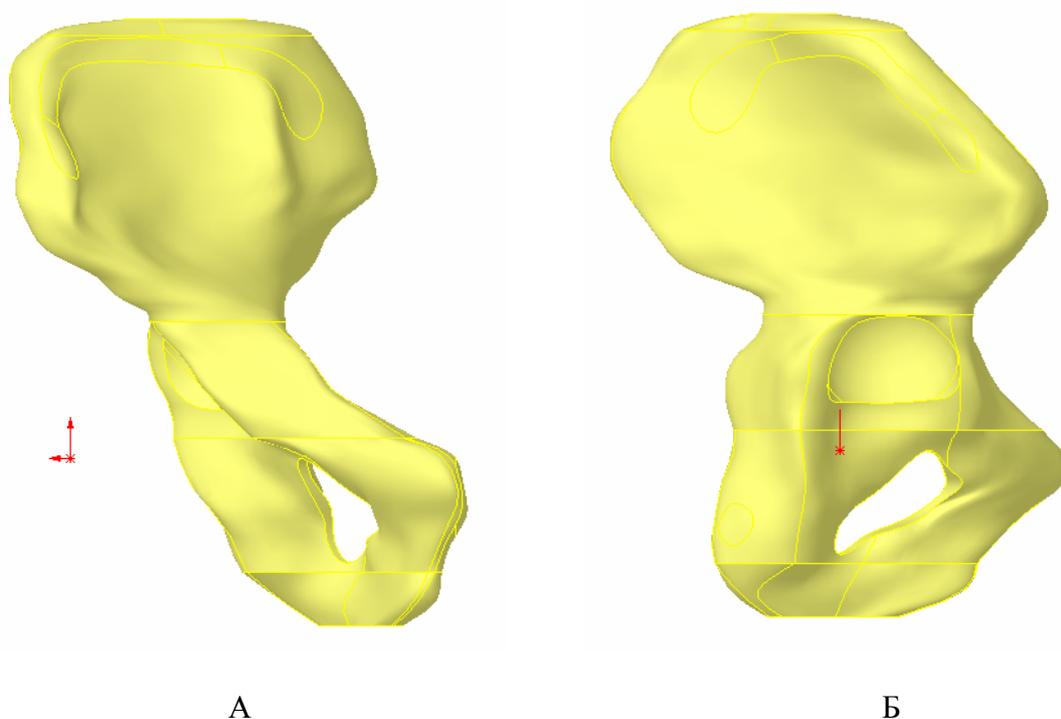


Рис. 4. Индивидуальная пространственная модель тазовой кости:
(А) – фронтальная плоскость, (Б) – сагиттальная плоскость

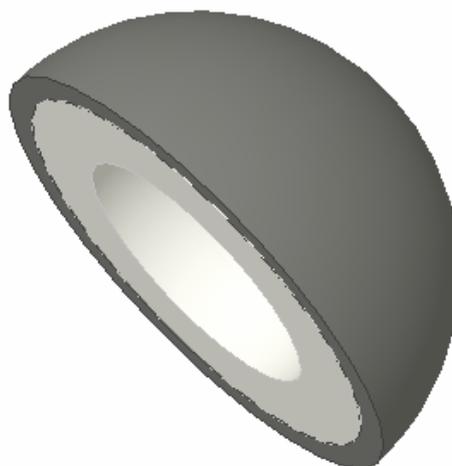


Рис. 5. Модель ацетабулярного компонента эндопротеза

Тазовую кость и элементы конструкции имплантата будем рассматривать как однородные изотропные материалы с различными механическими свойствами (таблица).

Исследуем механическое поведение системы тазовая кость – эндопротез в рамках линейной теории упругости. При расчетах используем ортогональную декартову систему координат.

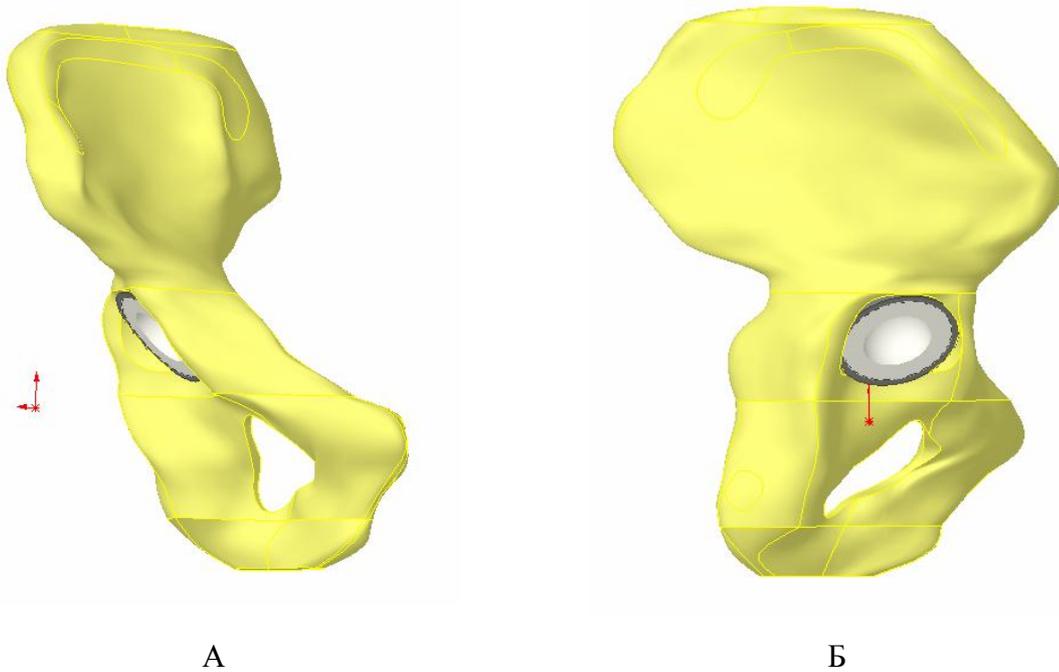


Рис. 6. Модель тазовой кости с эндопротезом:
(А) – фронтальная плоскость, (Б) – сагиттальная плоскость

Таблица

Механические свойства материалов системы кость–имплантат

Элемент конструкции	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент поперечной деформации
Тазовая кость	5,0	0,32
Металлическая чашка	210,0	0,28
Полимерный вкладыш	8,5	0,28

Начало системы координат расположим в центре бедренной головки. Рассчитаем картину распределения нагрузки в тазовой кости при ходьбе. Наиболее нагруженными фазами шага являются фаза переднего и фаза заднего толчка [1]. Для задания статических и кинематических граничных условий используем данные о величине мышечных сил и реакции в суставе при ходьбе, приведенные в работе [1]. На границе контакта эндопротеза с костной тканью предположим наличие биофиксации. Технологические напряжения, возникающие при установке имплантата в кость, будем считать незначительными.

Исследуемая область является сложной пространственно неоднородной конструкцией, поэтому для расчета напряженно-деформированного состояния системы кость–имплантат используем метод конечных элементов. Аппроксимируем исследуемую область при помощи тетрагональных конечных элементов с линейной аппроксимацией перемещений (рис. 7).

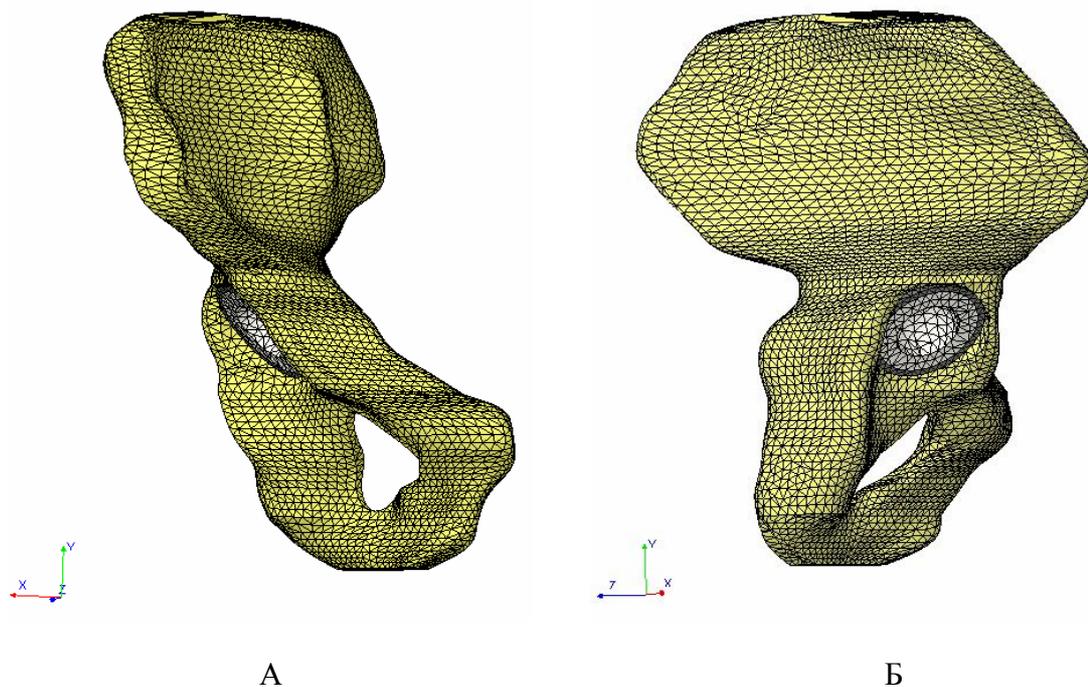


Рис. 7. Конечно-элементная аппроксимация системы таз–эндопротез:
(А) – фронтальная плоскость, (Б) – сагиттальная плоскость

Согласно литературным данным, на первом этапе развития асептической нестабильности эндопротеза в результате микротравмирования кости происходит замещение костной ткани соединительнотканной капсулой. Для описания возникновения фиброзной капсулы воспользуемся критерием Мизеса:

$$\sigma = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}. \quad (1)$$

Согласно этому критерию изменение состояния материала (микротравмирование) происходит при превышении некоторого предельного значения удельной потенциальной энергии формоизменения, которое определяется только физическими свойствами материала и не зависит от схемы напряженного состояния. В данном критерии учитываются все три главных напряжения (σ_1 , σ_2 , σ_3) и расчетная формула имеет симметричный вид.

Расчет напряженно-деформированного состояния тазовой кости

С помощью метода конечных элементов рассчитаем поля напряжений, возникающих при установке с рекомендуемой пространственной ориентацией эндопротеза (угол антеверзии 10° , горизонтальный угол 45°).

Результаты расчета напряженно-деформированного состояния тазовой кости во время переднего и заднего толчка приведены на рисунках 8 – 9.

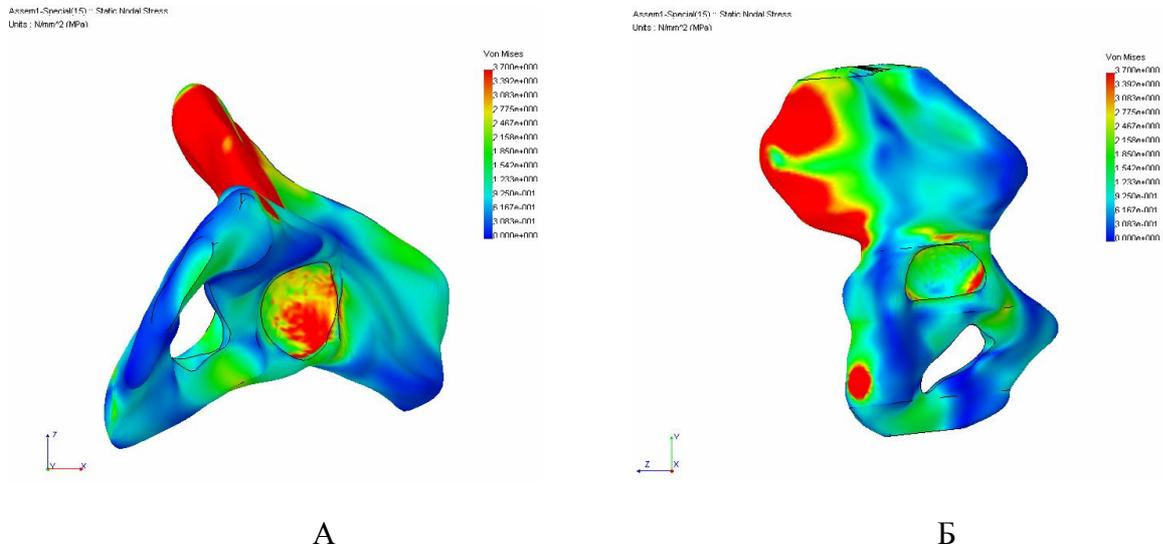


Рис. 8. Картина распределения напряжений по Мизесу при переднем толчке: (А) – вид снизу, (Б) – вид сбоку

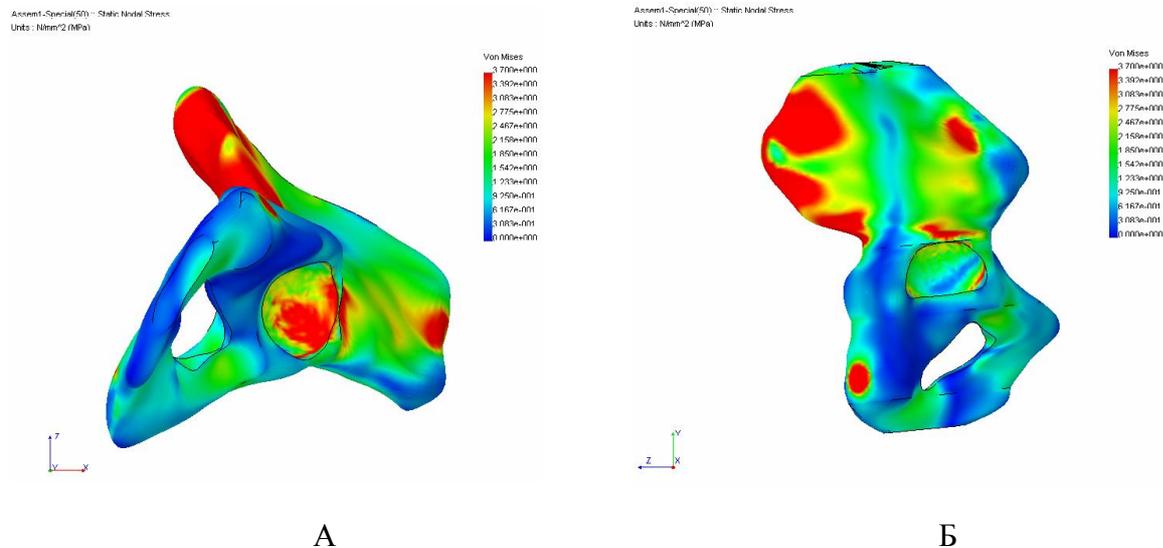


Рис 9. Картина распределения напряжений по Мизесу при заднем толчке: (А) – вид снизу, (Б) – вид сбоку

Таким образом, при помощи построенной модели рассчитано напряженно-деформированное состояние тазовой кости в наиболее нагруженные фазы шага. Выявлены участки костной ткани с высокой концентрацией напряжений по Мизесу.

Далее, при помощи предложенной модели исследуем влияние пространственной ориентации ацетабулярного компонента эндопротеза на картину распределения нагрузки в тазовой кости. Рассчитаем напряженно-деформированное состояние костной ткани в случае установки имплантата с избыточной (рис. 10А) вертикализацией (горизонтальный угол 60°) и недостаточной (рис.10Б) вертикализацией (горизонтальный угол 30°).

Результаты расчета напряженно-деформированного состояния тазовой кости при избыточной вертикализации имплантата приведены на рисунках 11–12.

Результаты расчета тазовой кости при недостаточной вертикализации имплантата приведены на рисунках 13–14.

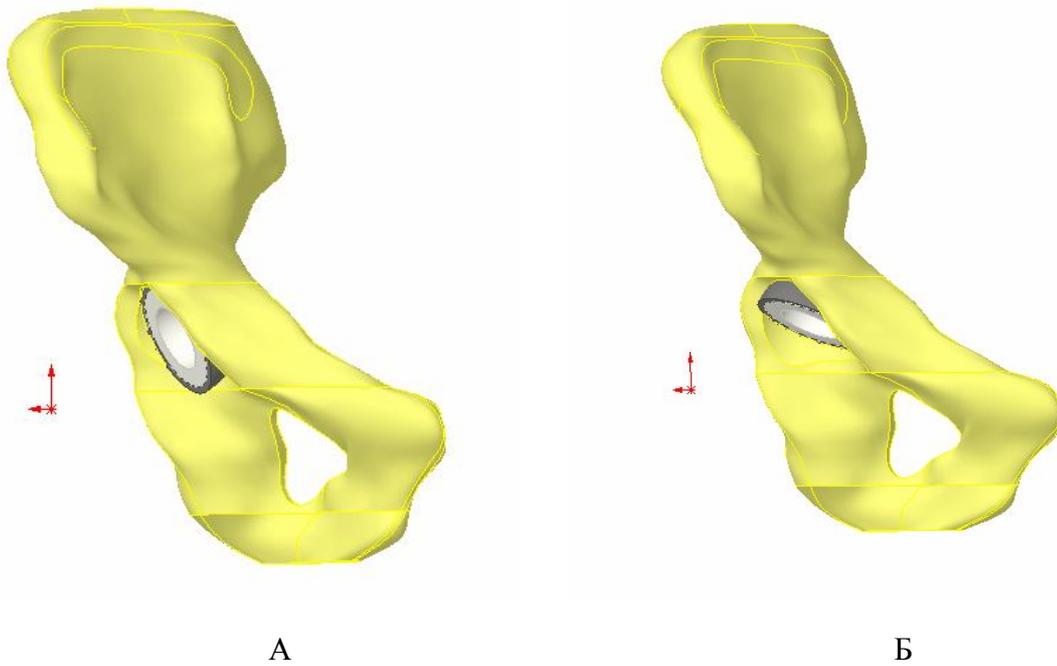


Рис. 10. Модель тазовой кости в случае избыточной вертикализации имплантата: (А) – фронтальная плоскость, (Б) – сагиттальная плоскость

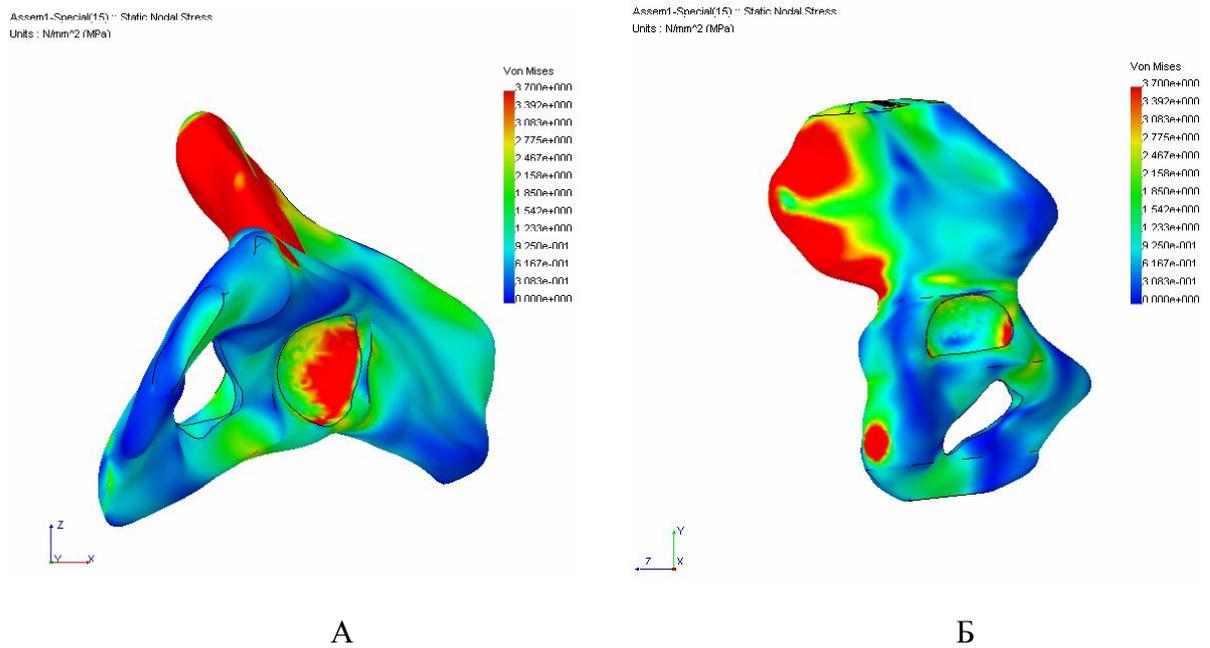


Рис. 11. Картина распределения напряжений по Мизесу при переднем толчке в случае избыточной вертикализации: (А) – вид снизу, (Б) – вид сбоку

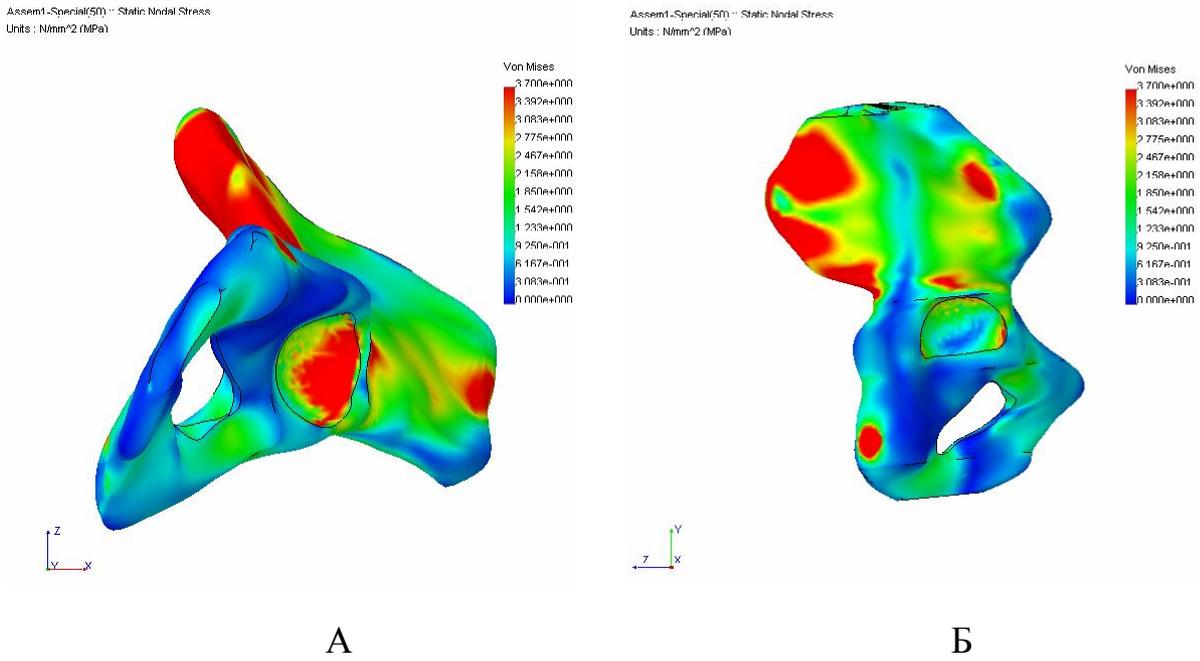


Рис. 12. Картина распределения напряжений по Мизесу при заднем толчке в случае избыточной вертикализации: (А) – вид снизу, (Б) – вид сбоку

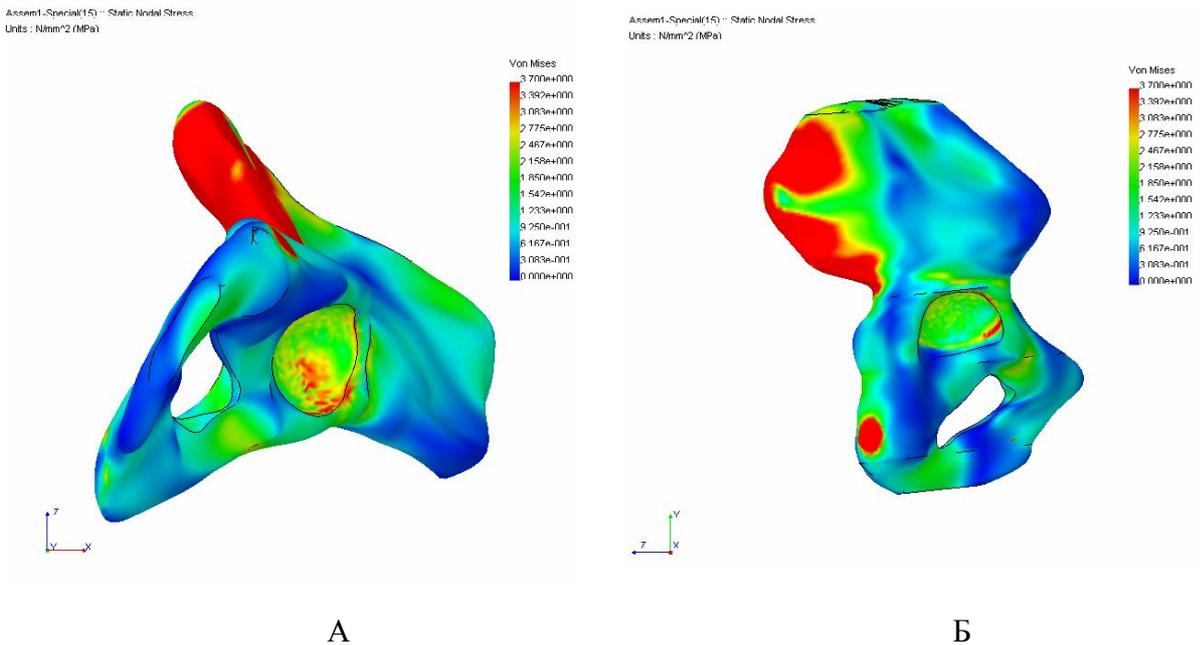


Рис. 13. Картина распределения напряжений по Мизесу при переднем толчке в случае недостаточной вертикализации: (А) – вид снизу, (Б) – вид сбоку

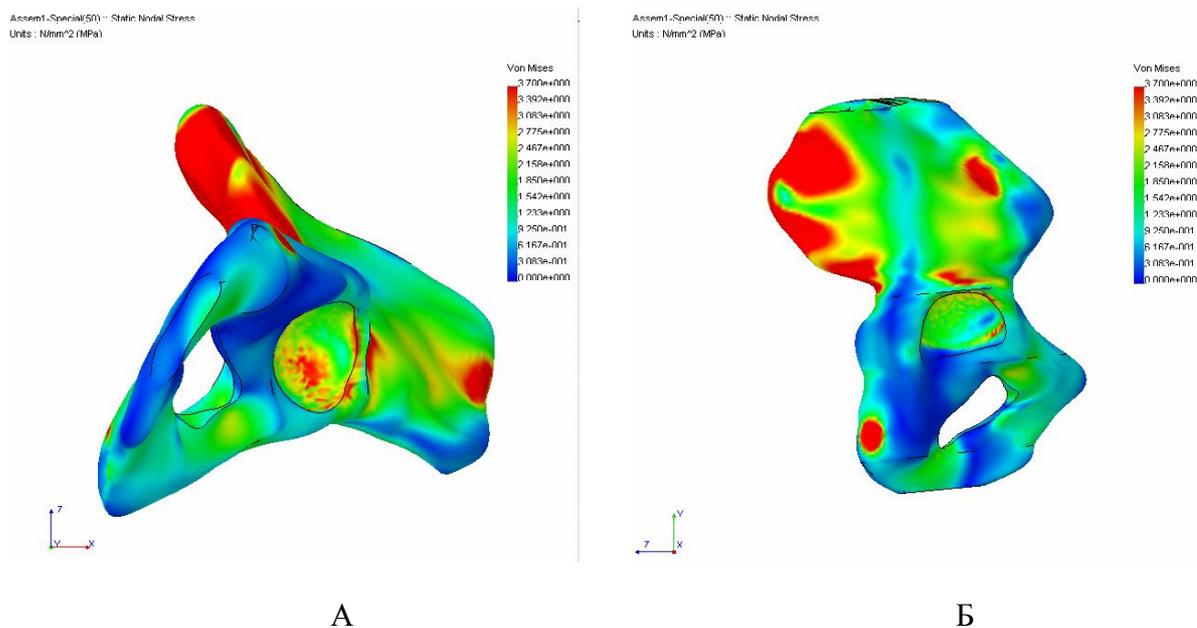


Рис. 14. Картина распределения напряжений по Мизесу при заднем толчке в случае недостаточной вертикализации: (А) – вид снизу, (Б) – вид сбоку

Как видно из полученных результатов, картина распределения напряжений по Мизесу зависит от пространственной ориентации ацетабулярного компонента эндопротеза. При избыточной вертикализации имплантата наблюдается увеличение, а при недостаточной вертикализации – уменьшение области концентрации напряжений.

Ранее авторами было предположено, что основным механическим фактором, характеризующим скорость процесса замещения кости фиброзной капсулой, является величина удельной потенциальной энергии формоизменения. Следовательно, при избыточной вертикализации процесс формирования фиброзной капсулы вокруг имплантата будет протекать быстрее, что повлияет на долговечность стабильной фиксации имплантата. При недостаточной вертикализации имплантата картина распределения напряжений в костной ткани более благоприятная и способствует снижению скорости процесса формирования фиброзной капсулы вокруг эндопротеза. Однако в этом случае необходимо учитывать клинические данные, согласно которым неправильная ориентация ацетабулярного компонента ограничивает амплитуду движений в суставе и увеличивает вероятность столкновения компонентов конструкции эндопротеза. Соударения между компонентами эндопротеза являются одной из причин вывиха имплантата, а также могут послужить причиной расшатывания чашки за счет дополнительных ударных воздействий со стороны бедренной компоненты.

Заключение

Таким образом, в рамках проведенного исследования можно сделать следующий вывод: рекомендованный угол вертикальной ориентации ацетабулярного компонента эндопротеза является некоторым компромиссным решением, позволяющим, с одной стороны, уменьшить область концентрации напряжений, а, с другой стороны, не увеличить риск возникновения вывиха имплантата.

Необходимо отметить, что построенная модель протезированного сустава имеет ряд ограничений, влияющих на точность полученного решения:

- а) модель таза не учитывает неоднородность строения тазовой кости, состоящей из спонгиозной и кортикальной костной ткани;
- б) в данной работе не изучено влияние конструкции имплантата на картину распределения нагрузки в костной ткани.

Дальнейшее развитие предложенной модели позволит более точно рассчитать поля напряжений, возникающих в костной ткани при функциональных нагрузках, и, следовательно, более качественно описать механические факторы, влияющие на риск развития асептической нестабильности ацетабулярного компонента эндопротеза тазобедренного сустава.

Список литературы

1. *Akulich, Y.V.* The calculation of loads acting on the femur during normal human walking / Yu.V. Akulich, R.M. Podgaets, A.V. Sotin // Russian Journal of Biomechanics. – 2000. – Vol. 4, No. 1. – P. 49–61.
2. *Bedzinski, R.* A study of the strain and the stress distribution in the pelvis bone under different load condition / R. Bedzinski, M. Tyndyk // 12th Conference of the European Society of Biomechanics. Dublin. – 2000. – P. 335.
3. *Finlay, J.B.* Pelvic stresses in vitro – I. Malsizing of endoprostheses / J.B. Finlay, R.B. Bourne, P.D. Landsberg, P. Andreae // Journal of Biomechanics. – 1986. – Vol. 9. – P. 703–714.
4. *Nulsholtz, G.S.* Pelvic stress / G.S. Nulsholtz, P.S. Kaiker // Journal of Biomechanics. – 1986. – Vol. 19. – P. 1003–1014.
5. *O'Rourke, S.C.* The use of the photoelastic technique for the experimental validation of a Finite Element pelvic model under simulated chair-rise loading condition / S.C. O'Rourke, S.C. Mallon, R. Howard-Hildige, P. O'Donnell, E. Jones, A. Storer // 12th Conference of the European Society of Biomechanics. – 2000. – P. 375.
6. *Vasu, R.* Stress distributions in the acetabular region – I. Before and after total joint replacement / R. Vasu, D.R. Carter, W.H. Harris // Journal of Biomechanics. – 1982. – Vol. 15. – P. 155–164.
7. *Корнилов, Н.В.* Хирургическое лечение дегенеративно-дистрофических поражений тазобедренного сустава / Н.В. Корнилов, А.В. Войтович, В.М. Машков, Г.Г. Эпштейн. – СПб.: ЛИТО Синтез, 1997.
8. *Мусихин, В.А.* Применение данных томографического исследования человека для построения пространственной конечно-элементной модели тазобедренного сустава / В.А. Мусихин, А.В. Сотин // Russian Journal of Biomechanics. – 1999. – Vol. 3, No. 2. – P. 121–122.
9. *Неверов, В.А.* Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава / В.А. Неверов, С.М. Закари. – СПб.: Образование, 1997.

EFFECT OF SPATIAL ORIENTATION OF THE HIP ENDOPROSTHESIS ACETABULAR COMPONENT ON DEVELOPMENT OF IMPLANT'S ASEPTIC INSTABILITY

Yu.V. Akulich, R.M. Podgaets, V.L. Skryabin, A.V. Sotin (Perm, Russia)

Three-dimensional distribution of stresses and strains in the pelvic bone with implanted acetabular component of the hip endoprosthesis has been studied in the present paper in the frames of linear elasticity. The proposed biomechanical model of the bone – endoprosthesis system takes into account the inhomogeneity of elastic characteristics within the given structure. The condition of idealised contact due to the implant's biofixing has been assumed on the boundary between the bone and the metal cup of endoprosthesis. The analysis of the effect of spatial orientation of the endoprosthesis' cup upon the stress distribution in the pelvic bone under the hip joint functional loading has been performed.

Key words: hip joint, biomechanical aspects, total endoprosthetics, aseptic instability.

Получено 12 сентября 2007