

УДК 531/534: [57+61]

ЧИСЛЕННОЕ ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ПЕРЕМЕЩЕНИЯ ВЕРТЛУЖНОЙ ЧАШИ ПОД ДЕЙСТВИЕМ ВЫСОКИХ СЖИМАЮЩИХ НАПРЯЖЕНИЙ НА ОСНОВЕ МОДЕЛИРОВАНИЯ РЕЗОРБЦИИ КОСТНОЙ ТКАНИ

Д.-Й. Джанг*, С. Цуцуми*, Й.-Б. Канг*, Р. Секель**

* Department of Medical Simulation Engineering, Research Center for Nano Medical Engineering, Institute for Frontier Medical Sciences, Kyoto University, Kawahara-cho 53, Shogoin, Sakyo-ku, Kyoto 606-8507, Japan, e-mail: jung@frontier.kyoto-u.ac.jp

Кафедра инженерии медицинского моделирования, Исследовательский центр наномедицинской инженерии, Институт современных медицинских наук, Университет Киото, Япония

** Department of Orthopaedics, St. George Hospital, University of New South Wales, 2217 Sydney, Australia, e-mail: ronsekell@margron.com

Кафедра ортопедии, Госпиталь Святого Георга, Университет Нового Южного Уэльса, Сидней, Австралия

Аннотация. В данной работе исследовано позднее клиническое расшатывание и последующее движение нецементированной вертлужной чаши на основе резорбционной перестройки костной ткани, вызванной высокими длительными сжимающими напряжениями после прямой полной артропластики тазобедренного сустава. Спрогнозировано влияние факторов биомеханического конструирования на резорбционную перестройку трабекулярной костной ткани, а также на величины напряжений и перемещений чаши. Составлены двумерные модели таза, содержащие и не содержащие вертлужную чашу, где использованы изотропные четырехузловые элементы. Предполагается, что когда относительные сжимающие напряжения в кости превышают некоторые определённые значения, то начинается резорбция губчатой костной ткани на границе между чашей и костной тканью. Увеличение толщины полиэтилена вследствие уменьшения размера головки бедра и металлизированной части были основными параметрами конструирования для снижения длительного расшатывания и последующего движения имплантата после установки. Кроме того, установлено, что критические углы нагрузок при повседневной активности так же как направления нагрузок являются важными факторами, влияющими на величины перемещения.

Ключевые слова: вертлужная чаша, биомеханика, перемещение, моделирование резорбции кости, метод конечных элементов.

1. Введение

Клиническое асептическое расшатывание и последующее перемещение нецементированной вертлужной чаши после полной артропластики головки бедра остаются важными составляющими долговременной работы имплантата. Последние клинические и рентгенографические исследования показали, что возникает четко выраженная резорбция костной ткани на границе вертлужной чаши и костной ткани [1–7]. Кубо с соавторами [5] привел клинические и рентгенографические результаты для 103 бесцементных полных артропластик головки бедра при средней длительности периода наблюдения в 12,5 лет. Было подтверждено, что позднее асептическое

расшатывание нецементированной нарезной вертлужной чаши возникает примерно в 63% случаев за 10 лет. Пьерингер с соавторами [8] провел рентгенографические исследования 100 нецементированных протезов тазобедренного сустава после наблюдения не менее десяти лет и выявил, что атрофия тканей возникает в средней верхней области губчатой кости.

Предыдущие численные исследования были проведены в целях изучения стабильности начальной фиксации бесцементных вертлужных компонент при полной артропластике тазобедренного сустава с использованием относительных напряжений или микродвижений в окрестности границы кость–имплантат [9–17]. Картер с соавторами [13, 14, 17], применяя метод конечных элементов, исследовал механизм передачи нагрузки и распределения напряжений в вертлужной впадине, реконструированной с использованием бесцементных и цементных лунок. Было обнаружено, что высоко концентрированные напряжения возникают в губчатой ткани вокруг купола вертлужной части, и внедрённая металлизированная часть должна снизить концентрацию высоких напряжений. Однако резорбционная перестройка костной ткани в действительности видоизменяет уровень (распределение) напряжений, также как и морфологию костной ткани в течение длительного периода после полной артропластики тазобедренного сустава [18–24]. Левинстон с соавторами [21] показал явление перестройки костной ткани, основанной на теории экранирования напряжений, действующих около бесцементной вертлужной части. Исследователи указали, что вертлужная компонента с полным прорастанием костной ткани должна привести к значительной перестройке костной ткани, вызванной напряжениями вследствие нефизиологической передачи нагрузок. Несмотря на то, что экранирование напряжений, как известно, способствует резорбции бедренной кости во внутренней костной ткани при полной артропластике, позднее расшатывание и перемещение протеза тазобедренного сустава на границе между костной тканью и протезом являются непосредственно связанными с резорбцией костной ткани, вызванной концентрированными высокими напряжениями или микродвижением протеза [17, 23, 24]. Другими словами, резорбция губчатой кости, стимулированная концентрированными высокими напряжениями вокруг свода или границы бесцементной вертлужной чаши, должна рассматриваться как главная причина асептического расшатывания и перемещения протеза во время эксплуатации. Однако сложно установить связь между точными параметрами проектирования протеза, вызывающими резорбцию кости и последующее движение вертлужной чаши, с клиническими данными ввиду различного строения костной ткани у всех пациентов и различной формой вертлужных компонент протеза.

Несмотря на множество важных факторов, связанных с биологической реакцией, таких как частицы износа и прорастание костной ткани, в данной работе клиническое расшатывание и последующее движение бесцементной вертлужной чаши моделируется на основе высоких сжимающих напряжений, действующих в период после полной артропластики. В дополнение, спрогнозированы эффекты факторов биомеханического конструирования на резорбцию костной ткани в окрестности вертлужной впадины и величины главных напряжений и перемещений вертлужной чаши.

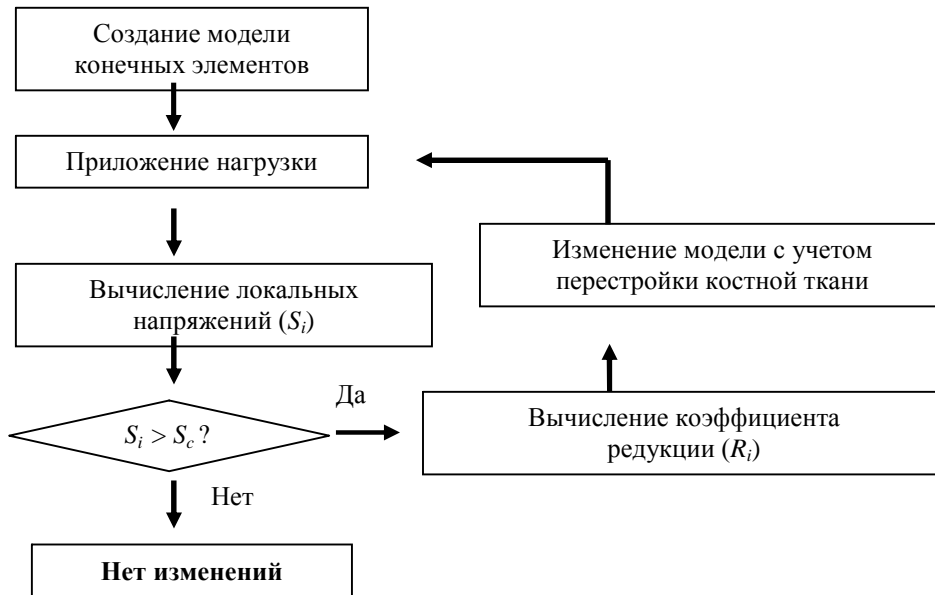


Рис. 1. Гипотетическая схема процесса перестройки губчатой костной ткани, основанная на высоких локальных сжимающих напряжениях (S_i) и пороговом критерии для сжимающих напряжений около протеза S_c

$$R_i = \begin{cases} -C_a \ln \left(\frac{S_i}{2t \cdot S_c} \right) - 4C_b, & \text{когда } 2t \cdot |S_c| < |S_i|, \\ -C_a \left(\frac{S_i}{t \cdot S_c} \right)^2, & \text{когда } t \cdot |S_c| < |S_i| \leq 2t \cdot |S_c|, \\ 0, & \text{когда } |S_i| < |S_c|. \end{cases}$$

R_i : Коэффициент редукции для резорбции кости
 S_i : Локальные сжимающие напряжения в i -м узле
 S_c : Пороговый критерий для сжимающих напряжений
 t : постоянный параметр нечувствительной зоны
 C_a, C_b : постоянные параметры скорости перестройки

Рис. 2. Гипотетические определяющие соотношения между изменениями элементов и локальными сжимающими напряжениями

2. Материалы и методы

2.1. Перестройка губчатой костной ткани

В данном исследовании предполагается, что когда относительные сжимающие напряжения в кости превышают некоторые определённые значения, то начинается резорбция костной ткани на границе между имплантатом и костью. Также считается, что позднее асептическое расшатывание и перемещение имплантата начинается в месте областей микроразрушений губчатой костной ткани, позволяющих движение протеза.

Гипотетическая схема процесса перестройки костной ткани, основанного на высоких сжимающих напряжениях, для случая резорбции губчатой ткани показана на рис. 1. После установки чаши вычисляются сжимающие напряжения в локальных

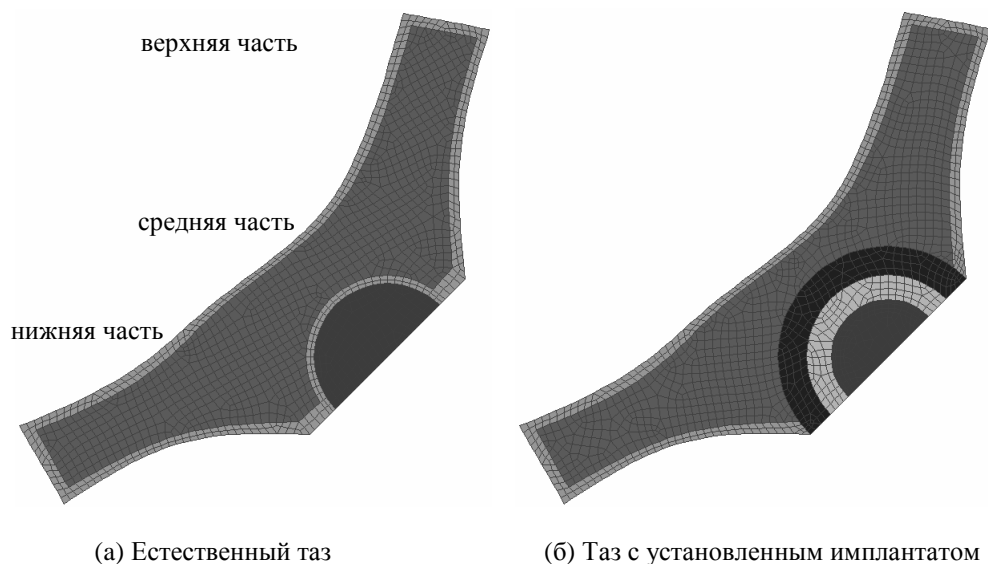


Рис. 3. Двумерные конечно-элементные модели таза для анализа напряжений и перестройки костной ткани

точках губчатой кости, используя метод конечных элементов. Затем значения локальных сжимающих напряжений (S_i) сравнивается с пороговым критерием для сжимающих напряжений (S_c) для определения коэффициента редукции (R_i) губчатой костной ткани. Коэффициент редукции (R_i) вычисляется через гипотетическое уравнение (рис. 2), дающее не только величину перестройки костной ткани, но и направление резорбции губчатой костной ткани в окрестности вертлужной чаши. Когда сжимающее напряжение (S_i) превышает пороговый критерий (S_c) в локальной губчатой костной ткани, должна возникнуть резорбция ткани вокруг имплантата. Если сжимающее напряжение (S_i) меньше порогового критерия (S_c), тогда форма костной ткани остается неизменной. В данной работе пороговое значение сжимающих напряжений (S_c) для губчатой костной ткани принято равной $-7,0$ МПа, что основано на анализе напряженного состояния кости, проведенного авторами. Нечувствительная зона для перестройки костной ткани определяется через параметр t (рис. 2), где C_a и C_b – постоянные пропорциональности для скорости перестройки. Так как значения указанных постоянных неизвестны, они даны как произвольные значения. Процесс моделирования повторялся до тех пор, пока он был нестабильным, следуя которому перемещение вертлужной чаши должно появляться максимум на десятой итерации.

2.2. Анализ перестройки губчатой костной ткани на основе метода конечных элементов

Для анализа перестройки губчатой костной ткани составлены двумерные модели таза, содержащие и не содержащие вертлужные компоненты протеза, где использованы изотропные упругие четырехузловые конечные элементы. Бесцементные вертлужные чаши были установлены в соответствии со стандартной хирургической методикой. На рис. 3 показаны модели естественного таза и таза с установленным протезом, имеющим сферическую форму внешней границы металлической оболочки. При моделировании перестройки пороговое значение (S_c), контролирующее резорбцию костной ткани, было определено путем анализа главных напряжений в модели естественного таза. В данном исследовании использованы три основных параметра проектирования протеза:

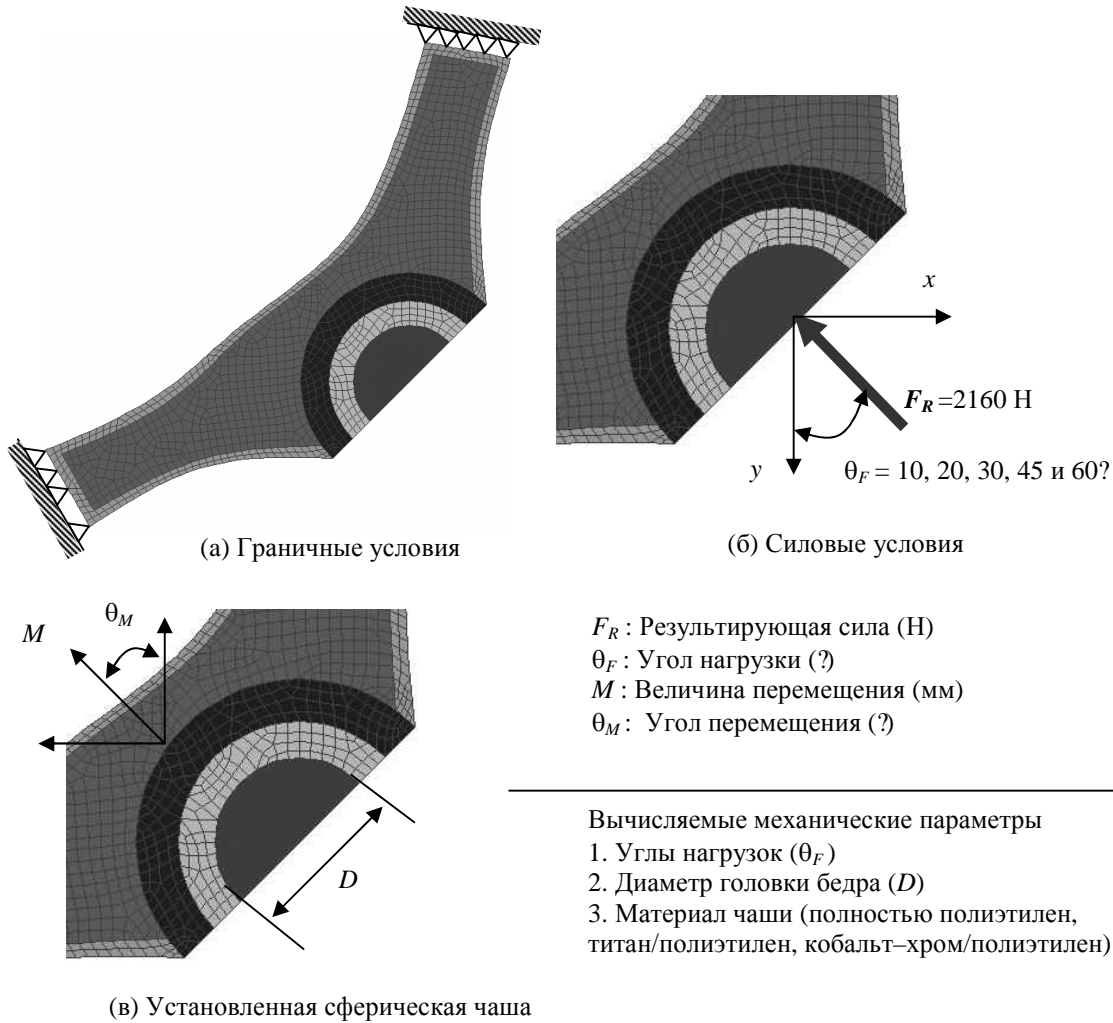


Рис. 4. Сетка конечных элементов

1. угол нагрузки;
2. диаметр головки бедра;
3. материал чаши.

История нагружения и граничные условия задачи показаны на рис. 4. В представленном анализе величины нагрузок и направления были выбраны в соответствии с повседневной активностью, рассматривая положение одной конечности в опорную фазу и при подъеме по лестнице в течение длительного периода [19, 21]. Полученные углы нагрузок в 10, 20, 30, 45 и 60° от вертикали были использованы в модели естественного бедра, где силы прикладывались к центру головки бедра (рис. 4б). Направление нагрузки под углом в 10 и 20° соответствует типичному движению в опорную фазу на одной ноге при анализе походки [21]. Величина нагрузки, приложенной к центру головки бедра, составляет 2160Н. Граничные условия, использованные для модели естественного таза, были применены для модели таза после полной артропластики.

Для оценки влияния материала чаши нецементированная чаша, находящаяся внутри таза, была выполнена из различных материалов на периферии чаши:

1. полностью из полиэтилена;
2. внешняя часть выполнена из сплава кобальта и хрома, а внутренняя – из полиэтилена;

Д.-Й. Джанг, С. Цуцуми, Й.-Б. Канг, Р. Секель. Численное прогнозирование перемещения вертлужной чаши под действием высоких сжимающих напряжений на основе моделирования резорбции костной ткани.

3. внешняя часть выполнена из титана, внутренняя – из полиэтилена.

В приведенном анализе нагрузка и диаметр головки бедра были выбраны 45° и 28 мм, соответственно. Механические свойства внешней стороны металлического компонента приведены в таблице. Предположено, что соединения кость–имплантат посредством полного пористого покрытия или резьбы были жестко фиксированы.

Упругие модули для кортикальной и губчатой костных тканей были приняты равными 17 ГПа и 100 МПа, соответственно. Коэффициент Пуассона, равный 0,3, был использован как для кортикальной, так и для губчатой костной ткани. Толщина кортикального слоя равна 2 мм. Установленные бесцементные вертлужные чаши моделировались тремя характеристиками: керамическая головка бедра, выполненная из керамического сплава с упругим модулем, равным 410 ГПа, коэффициентом Пуассона, равным 0,21, диаметрами головки бедра, равными 22, 26 и 28 мм. Все анализы напряжений были проведены с использованием программного пакета *COSMOS/M* версии 2,8 (*SRAC, USA*) для одинаковых величин нагружения и граничных условий. Компьютерная программа, вычисляющая изменения модуля упругости и геометрии кортикальной костной ткани в зависимости от изменений коэффициента редукции (R_i), была написана на языке *FORTRAN* и комбинирована с программой метода конечных элементов.

Таблица

Механические свойства материалов, использованных в моделях

Тип материала		Механические свойства		
		Модуль Юнга (МПа)	Коэффициент Пуассона (ν)	Предел текучести (МПа)
Костная ткань	Губчатая	300	0,3	12,17*
	Кортикальная	17000	0,3	150–200
Полиэтилен со сверхвысоким молекулярным весом		1300	0,46	–
Металл	Титан	110000	0,3	–
	Кобальт–хром	220000	0,3	827
	Керамика	410000	0,21	–

* *Vasu et al.* [13]

3. Результаты

3.1. Анализ напряжений

Все сжимающие напряжения в естественном тазе и в установленной сферической вертлужной чаше были вычислены непосредственно после операции и после процесса перестройки костной ткани при трех параметрах проектирования. Полученные относительные напряжения были использованы при установлении критерия, определяющего перестройку костной ткани, и при моделировании процесса перестройки костной ткани в окрестности бесцементной вертлужной чаши в период эксплуатации.

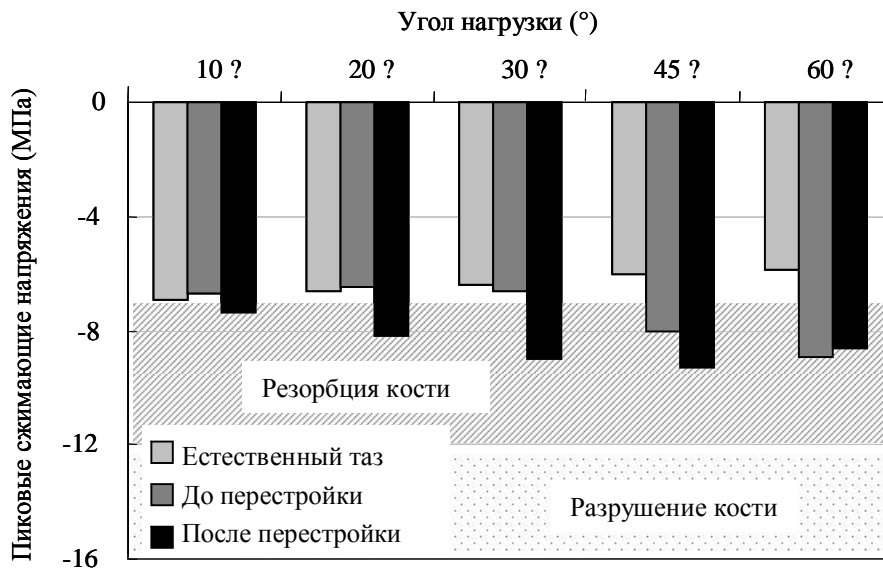


Рис. 5. Вычисленные пиковые сжимающие напряжения в моделях таза. Диаметр головки бедра – 28 мм, материал металлизированной чаши – кобальт-хром

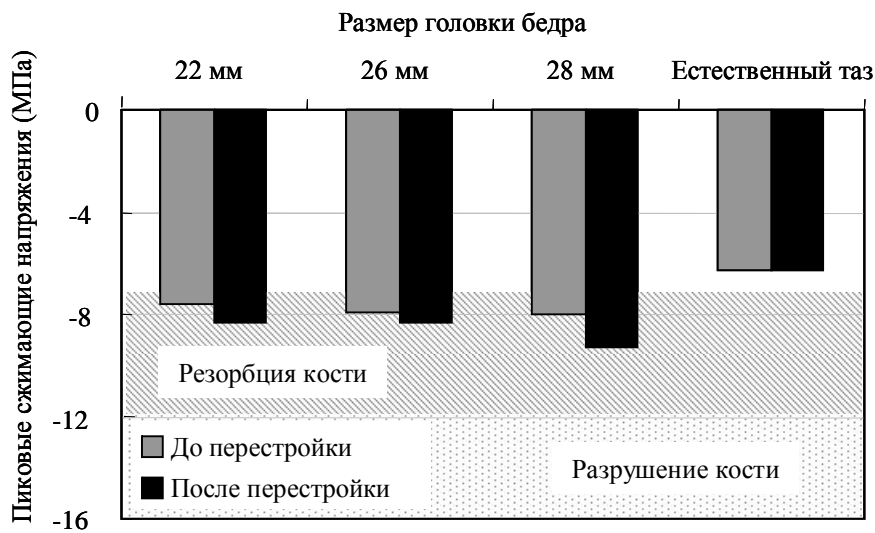


Рис. 6. Сравнение пиковых сжимающих напряжений при изменении размера головки бедра с кобальтохромовой металлизированной чашей при угле нагрузки в 45° до и после перестройки

3.1.1. Модель естественного таза

В модели естественного таза наивысшие сжимающие напряжения, достигающие величины $-6,9$ МПа, в губчатой костной ткани были обнаружены в средней верхней области при угле нагружения в 10° (рис. 5). Увеличение угла нагрузки незначительно уменьшает сжимающие напряжения вокруг вертлужной чаши. Сжимающие напряжения в модели естественного таза изменяются от $-5,9$ до $-6,9$ МПа при всех типах нагрузки. Сжимающее напряжение, равное $-7,0$ МПа, было выбрано как пороговое значение, после которого начинается резорбция губчатой костной ткани, так как предполагается, что перестройка губчатой костной ткани начинается и происходит в областях высокой концентрации сжимающих напряжений.

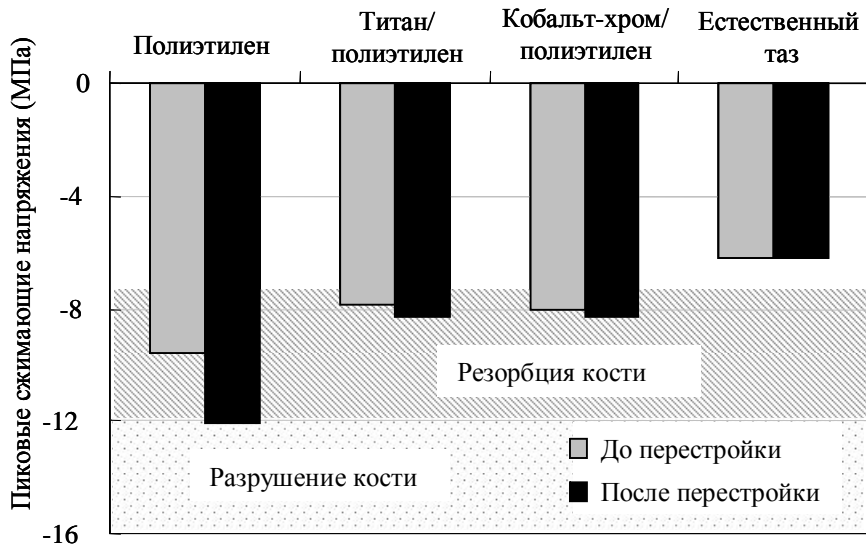


Рис. 7. Сравнение пиковых сжимающих напряжений моделей естественного таза и трех типов вертлужной чаши при диаметре головки бедра 28 мм и угле нагрузки 45° до и после процесса перестройки

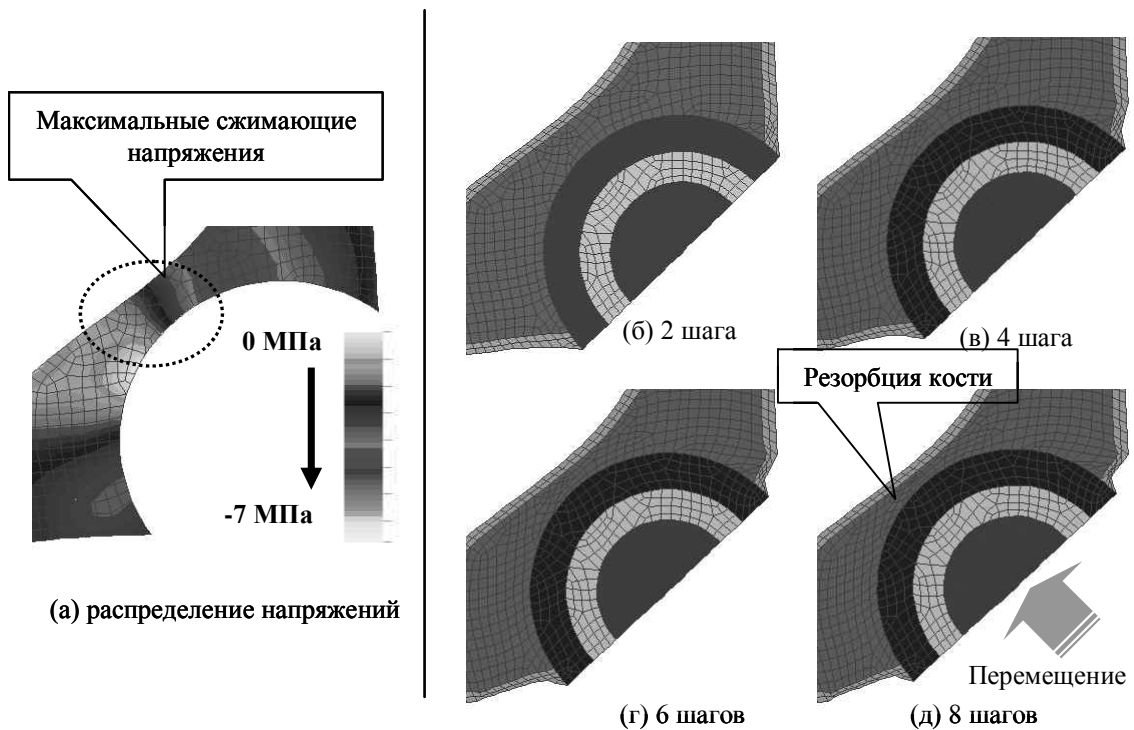


Рис. 8. Пример процесса перестройки губчатой костной ткани (б)-(д) в модели вертлужной чаши сферической формы с металлическим покрытием. Диаметр головки бедра – 28 мм, угол нагрузки – 45°

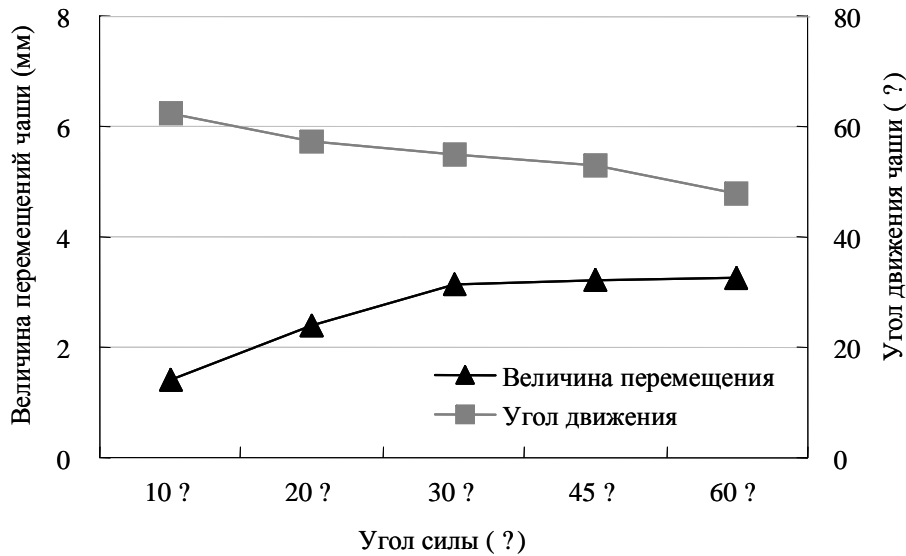


Рис.9. Сравнение вычисленных величин и направлений перемещения вертлужной чаши с металлизированной компонентой в зависимости от угла силы

3.1.2. Модель таза с установленной чашей

При различных углах нагрузок анализ напряжений показывает, что пиковые сжимающие напряжения возникают в средней верхней области губчатой костной ткани вдоль направления нагрузки, что является типичным для вертлужной чаши установленной бесцементным способом. После установки сжимающие напряжения вокруг вертлужной чаши возрастают с увеличением углов нагрузки, вызванным критическими движениями такими как, например, при ходьбе вверх по лестнице (рис. 5). Пиковые сжимающие напряжения после резорбционной перестройки костной ткани увеличиваются на 30% по сравнению с послеоперационными при угле нагрузки в 30° и на 36% в сравнении с моделью естественного таза после завершения процесса перестройки.

Рассматривая различную величину головки бедра, можно отметить, что наибольшие сжимающие напряжения появляются после окончания процесса перестройки кости при диаметре головки бедра, равном 28 мм (рис. 6). Изменение сжимающих напряжений непосредственно после операции нечувствительно по отношению к изменениям размера головки бедра, даже если сжимающие напряжения увеличиваются на 25% по отношению к модели естественного таза. При диаметре головки бедра, равном 28 мм, сжимающие напряжения увеличиваются на 36% после окончания процесса перестройки костной ткани. Полученные результаты показывают, что уровень напряжений до перестройки костной ткани не чувствителен к изменениям величины головки бедра, как показано в некоторых работах. Однако больший диаметр головки бедра и уменьшение толщины полиэтиленового слоя могут увеличить сжимающие напряжения и движение протеза в губчатой костной ткани в результате процесса резорбционной перестройки.

Результаты, спрогнозированные для компонент чаши, показывают, что свойства материала металлизированных компонент не имеют влияния на распределение и уровень напряжений, даже если сжимающие напряжения на 24% выше, чем напряжения в модели естественного таза. С другой стороны, полностью полиэтиленовая чаша значительно увеличивает сжимающие напряжения от 37% до начала процесса перестройки до 50% после окончания процесса перестройки от уровня

напряжений модели естественного таза (рис. 7). Получено, что если предел прочности губчатой кости составляет около -12 МПа в области вертлужной впадины, вертлужная чаша, выполненная из полиэтилена, является более опасной, чем металлизированные чаши.

3.2. Перемещение ножки протеза, вызванное перестройкой костной ткани

Величины и направления перемещений протеза, вызванные резорбцией костной ткани, вычислялись около свода вертлужной чаши (рис. 4в). Полученные результаты сравнивались с клиническими данными, взятыми из литературы. Пороговое значение сжимающих напряжений, контролирующее резорбцию губчатой кости, равное $-7,0$ МПа, определено на основе проведенного анализа напряжений.

3.2.1. Сравнение величин и направления перемещений

На рис. 8 показан процесс перестройки губчатой костной ткани для бесцементной металлизированной вертлужной чаши при угле нагрузки в 45° . Резорбция костной ткани возникает внутри около свода вертлужной чаши, а затем чаша движется через разрушенные области в среднем верхнем направлении, как показано на рис. 8б-д.

Величины перемещений установленной вертлужной чаши увеличиваются с увеличением углов нагрузки в области концентрации сжимающих напряжений (рис. 9). Величины перемещений в фазе ходьбы при опоре на одну ногу при углах нагрузки от 10 до 20° намного меньше, чем при критических движениях, когда угол нагрузки составляет $30-60^\circ$, которые моделируются при подъеме по лестнице. В целом, величины перемещений изменяются от $1,4$ до $3,2$ мм для бесцементной вертлужной чаши сферической формы при всех типах нагрузки. Бесцементная вертлужная чаша двигается в среднюю верхнюю область губчатой костной ткани с направлением движения от 48 до 62° для любых углов нагрузки. Полученные результаты хорошо согласуются с последними клиническими исследованиями, представленными Кубо и соавторами в работе [5]: клиническое расшатывание и перемещение 103 бесцементных вертлужных чаш (88 пациентов) составляют от $3,2$ до $4,9$ мм ($43-46^\circ$) после среднего периода наблюдения в $12,5$ ($10-16$) лет.

Что касается параметров проектирования, то изменения величин перемещений внешних компонент чаши более чувствительны к материалу чаши, чем к диаметру головки бедра (рис. 10). С увеличением диаметра головки бедра (рис. 10а) величина перемещений увеличивается незначительно, примерно на $5-6\%$. С другой стороны, металлизированные внешние компоненты уменьшают величину перемещения на 28% относительно модели полностью полиэтиленовой чаши, но в любом случае перемещение существует в течение длительного периода наблюдения после бесцементной установки чаши (рис. 10б).

4. Обсуждение

В данной работе внимание авторов уделено моделированию позднего клинического расшатывания и последующего перемещения бесцементной вертлужной чаши, вызванных формированием высоких сжимающих напряжений на границе между костной тканью и протезом. Также в работе оценивается влияние параметров биомеханического проектирования на перемещение вертлужной чаши с использованием модели перестройки губчатой костной ткани.

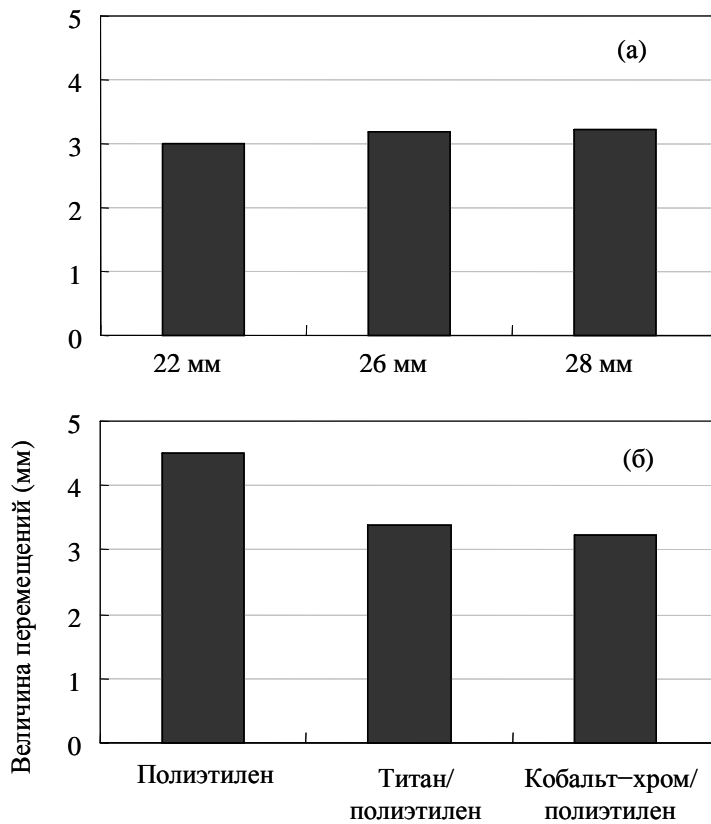


Рис. 10. Сравнения вычисленных величин миграции в зависимости от а) изменения размера головки бедра и б) компоненты чаши

Позднее клиническое расшатывание и последующее движение вертлужной чаши, вызванные резорбцией костной ткани около имплантата после его установки, являются основными проблемами, как показывают многочисленные клинические исследования [5–7]. Для оценки начальной устойчивости установленной вертлужной конструкции проведены биомеханические исследования, основанные на анализе напряжений и деформаций, но долговременные эффекты и изменения напряжений и деформаций в кости не рассматриваются [11–14]. Комбинирование метода конечных элементов с количественным моделированием резорбционной перестройки костной ткани позволяет изучать как напряженно-деформированное состояние и внутреннюю (внешнюю) костную морфологию, так и происходящие в них изменения [15–20]. В работе [20] предложено соотношение между экранированием напряжений и резорбцией кортикальной костной ткани бедренной кости, основанное на моделировании адаптивной перестройки костной ткани. Кернер с соавторами [21] показал, что адаптивная перестройка костной ткани в окрестности протеза после полной артропластики тазобедренного сустава может быть воспроизведена в компьютерной модели, комбинируя минеральную плотность костной ткани и напряженно деформированное состояние. Однако неизвестно, для чего возникает резорбционная перестройка костной ткани на границе с протезом в течение длительного времени после операции. Прендергаст и соавторы [23, 24] спрогнозировали резорбцию костной ткани при патологически высоких уровнях напряжений и деформаций, которые обнаруживаются на границе кость-имплантат. В данной работе предполагается, что если сжимающие напряжения на границе кость-имплантат вследствие критических движений или перегрузок превышают предельное значение, определяющее перестройку, то начинается резорбция костной ткани, а затем перемещение протеза, как показано на рис. 1,2.

Полученные поля сжимающих напряжений, как и величины и направления перемещений бесцементной вертлужной чаши со сферическими формами, согласуются с клиническими данными [5–8] и другими численными исследованиями [12, 15, 17]. Результаты показывают, что концентрированные высокие сжимающие напряжения негативно влияют и ведут к расшатыванию и последующему движению в среднюю верхнюю область губчатой костной ткани около вертлужной впадины (рис. 8). Кубо и соавторы [5] показали, что клиническое расшатывание и перемещение 103 бесцементных вертлужных чаш (88 пациентов) составляют от 3,2 до 4,9 мм ($43\text{--}46^\circ$) после среднего периода наблюдения в 12,5 (10–16) лет. Пьерингер и соавторы [8] обнаружили, что рентгенопрозрачность и остеолит между костью и бесцементной резьбовой конической чашей появляются наиболее часто в верхней и средней областях в течение десятилетнего периода наблюдения.

Сжимающие напряжения в имплантированной вертлужной впадине выше, чем напряжения в модели естественного таза как до, так и после процесса перестройки костной ткани. Перемещения бесцементной вертлужной чаши увеличиваются значительно при углах нагрузки в $30\text{--}60^\circ$, которые вычислены для некоторых движений и показаны на рис. 9. Показано, что резорбция губчатой костной ткани вызвана высокими сжимающими напряжениями вследствие критических движений, например, отведение ноги или подъем по лестнице.

В данной работе рассмотрены два параметра проектирования вертлужных компонент. Первый параметр – толщина полиэтиленового слоя, выбираемая путем изменения размера головки бедра, при постоянном внешнем слое, выполненного из сплава кобальта и хрома, при угле нагрузки в 45° . Рассматривались три диаметра головки бедра: 22, 26 и 28 мм, которые обычно используются при полной артропластике тазобедренного сустава. Второй параметр проектирования – это материал металлизированной части. Металлизированные компоненты сравнивались с полиэтиленовыми аналогами.

Согласно расчетам, после процесса перестройки сжимающие напряжения возрастают на 36% при изменении диаметра головки бедра от 22 до 28 мм. Увеличение уровня напряжений, обусловленное материалом стенки протеза, может повлиять, даже в краткосрочный период, на рентгеновскую проницаемость около поверхности установленной вертлужной компоненты [11–14]. Также рассмотрено, что тонкий полиэтиленовый слой, как следствие увеличения диаметра головки бедра, представляет больший риск, чем толстый слой полиэтилена, после окончания процесса перестройки костной ткани. Добавление металлизированной компоненты уменьшает сжимающие напряжения у свода вертлужной чаши на 31%, а перемещения на 24%, тогда как сжимающие напряжения и перемещения чаши не чувствительны к изменениям механических свойств металлизированных компонент. Кроме того, сжимающие напряжения при полностью полиэтиленовой чаше достигают примерно -12 МПа (рис. 7). Предел прочности губчатой костной ткани равен $-12,1$ МПа, и такая чаша является более рискованной после окончания процесса перестройки, чем металлизированные элементы [13, 14]. Полученные результаты могут помочь при биомеханическом проектировании новых вертлужных протезов. Однако существуют некоторые ограничения на предложенную двумерную модель вертлужной впадины с установленным протезом. Вертлужная впадина представляет собой сложную трехмерную систему с многочисленными активными мышцами, взаимодействующими с другими частями скелета. Хотя результаты двумерных моделей вертлужной чаши не могут быть численно использованы в трехмерной модели, они качественно согласуются с результатами метода конечных элементов.

5. Заключение

Моделирование перестройки костной ткани в окрестности протеза, основанное на анализе высоких сжимающих напряжений на границе между костной тканью и бесцементной вертлужной чашей, позволяет оценить позднее расшатывание и движение протеза вовнутрь губчатой костной ткани. Увеличение толщины полиэтиленового слоя путем уменьшения головки бедра и металлизированной компоненты являются основными параметрами проектирования в целях снижения позднего расшатывания и последующего движения имплантата. Критические углы нагрузок при дневной активности определены как важные факторы, влияющие как на величины, так и направления перемещений.

Благодарности

Исследование частично поддержано Организацией развития новых энергетических и промышленных технологий, Япония.

Список литературы

1. *Yahiro, M.A.* Comparison of the Results of Cemented, Porous-Ingrowth, and Threaded Acetabular Cup Fixation – A Meta-Analysis of the Orthopaedic Literature / M.A. Yahiro, J.B. Gantenberg, R. Nelson, N.K. Mishra // *J. Arthroplasty*. – 1995. – Vol. 10, No. 3. – P. 339-350.
2. *Manley, M.T.* Fixation of Acetabular Cups Without Cement in Total Hip Arthroplasty – Comparison of Different Implant Surfaces at a Minimum Duration of Follow-up of Five Years / M.T. Manley, W.N. Capello, J.A. D’Antonio, A.A. Edidin, R.G.T. Geesink // *J. Bone and Joint Surgery*. – 1998. – Vol. 80-A. – P. 1175-1185.
3. *Kim, Y.H.* Primary Total Hip Arthroplasty with a Cementless Porous-Coated Anatomic Total Hip Prosthesis / Y.H. Kim, J.S. Kim, S.H. Cho // *J. Arthroplasty*. – 1999. – Vol. 14, No. 4. – P. 538-548.
4. *Thanner, J.* Hydroxyapatite and Tricalcium Phosphate-Coated Cups with and Without Screw Fixation – A Randomized Study of 64 Hips / J. Thanner, J. Karrholm, P. Herberts, H. Malchau // *J. Arthroplasty*. – 2000. – Vol. 15, No. 4. – P. 405-412.
5. *Kubo, T.* Cementless Lord Total Hip Arthroplasty – Cup Loosening Common After Minimum 10-Year Follow-up of 103 Hips / T. Kubo, S. Inoue, T. Maeda, Y. Arai, K. Hirakawa, Y. Wu, H. Suehara, T. Ogura, Y. Hirasawa // *Acta Orthop. Scand*. – 2001. – Vol. 72, No. 6. – P. 585-590.
6. *Claus, A.M.* Pattern of Osteolysis Around Two Different Cementless Metal-Backed Cups – Retrospective, Radiographic Analysis at Minimum 10-Year Follow-Up / A.M. Claus, C.J. Sychterz, R.H. Hopper, C.A. Engh // *J. Arthroplasty*. – 2001. – Vol. 16, No. 8, Suppl. 1. – P. 177-182.
7. *Hirakawa, K.* Effect of Acetabular Cup Position and Orientation in Cemented Total Hip Arthroplasty / K. Hirakawa, N. Mitsugi, T. Koshino, T. Saito, Y. Hirasawa, Y. Kubo // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2001. – No. 388. – P. 135-142.
8. *Pieringer, H.* Long-Term Results with the Cementless Alloclassic Brand Hip Arthroplasty System / H. Pieringer, V. Auersperg, W. Griesler, N. Bohler // *J. Arthroplasty*. – 2003. – Vol. 18, No. 3. – P. 321-328
9. *Jacob, H.A.C.* Mechanical Function of Subchondral Bone as Experimentally Determined on the Acetabulum of the Human Pelvis / H.A.C. Jacob, A.H. Huggler, C. Dietschi, A. Schreiber // *J. Biomechanics*. – 1976. – Vol. 9. – P. 625-627.
10. *Clyburn, T.A.* Constrained Acetabular Cups – A Cadaveric Biomechanical Evaluation / T.A. Clyburn, A. Weitz-Marshall, C.G. Ambrose // *J. Arthroplasty*. – 2003. – Vol. 18, No. 4. – P. 466-470.
11. *Pedersen, D.R.* Comparison of Femoral Head Penetration Rates Between Cementless Acetabular Components with 22-mm and 28-mm Heads / D.R. Pedersen, J.J. Callaghan, T.L. Johnston, G.B. Fetzter, R.C. Johnston // *J. Arthroplasty*. – 2001. – Vol. 16, No. 8, Suppl. 1. – P. 111-115.
12. *Brand, R.A.* An Axisymmetric Model of Acetabular Components in Total Hip Arthroplasty / R.A. Brand, D.R. Pedersen, R.D. Crowninshield, R.C. Johnston // *J. Biomechanics*. – 1982. – Vol. 15, No. 4. – P. 305-315.
13. *Vasu, R.* Stress Distributions in the Acetabular Region-I. Before and After Total Joint Replacement / R. Vasu, D.R. Carter and W.H. Harris // *J. Biomechanics*. – 1982. – Vol. 15, No. 3. – P. 155-164.

14. *Carter, D.R.* Stress Distributions in the Acetabular Region-II. Effects of Cement Thickness and Metal Backing of the Total Hip Acetabular Component / D.R. Carter, R. Vasu, W.H. Harris // *J. Biomechanics*. – 1982. – Vol. 15, No. 3. – P. 165-170.
15. *Brown, T. D.* A Contact-Coupled Finite Element Analysis of the Natural Adult Hip / T. D. Brown, A.M. Digioia // *J. Biomechanics*. – 1984. – Vol. 17, No. 6. – P. 437-448.
16. *Huiskes, R.* Finite Element Analysis of Acetabular Reconstruction – Noncemented Threaded Cups / R. Huiskes // *Acta Orthop. Scand*. – 1987. – Vol. 58. – P. 620-625.
17. *Rapperport, D.J.* Contact Finite Element Stress Analysis of Porous Ingrowth Acetabular Cup Implantation, Ingrowth, and Loosening / D.J. Rapperport, D.R. Carter, D.J. Schurman // *J. Orthopaedic Research*. – 1987. – Vol. 5. – P. 548-561.
18. *Pauwels, F.* Gesammelte Abhandlungen zur Funktinen Anatomie des Bewegungsapparates / F. Pauwels. – Berlin: Springer, 1980 (*in German*). Translated as *Biomechanics of the Locomotor Apparatus*.
19. *Carter, D.R.* Mechanical Loading History and Skeletal Biology / D.R. Carter // *J. Biomechanics*. – 1987. – Vol. 20. – P. 1095-1110.
20. *Huiskes, R.* Adaptive Bone-Remodeling Theory Applied to Prosthetic-Design Analysis / R. Huiskes, H. Weinans, H.J. Grootenboer, M. Dalstra, B. Fudala, T.J. Slooff // *J. Biomechanics*. – 1987. – Vol. 20, No. 11/12. – P. 1135-1150.
21. *Levenston, M.E.* Computer Simulations of Stress-Related Bone Remodeling Around Noncemented Acetabular Components / M.E. Levenston, G.S. Beaupre, D.J. Schurman, D.R. Carter // *J. Arthroplasty*. – 1993. – Vol. 8, No. 6. – P. 595-605.
22. *Guldberg, R.E.* Trabecular Bone Adaptation to Variations in Porous-Coated Implant Topology / R.E. Guldberg, M. Richards, N.J. Caldwell, C.L. Kuelske, S.A. Goldstein // *J. Biomechanics*. – 1997. – Vol. 30, No. 2. – P. 147-153.
23. *Prendergast, P.J.* Prediction of Bone Adaptation Using Damage Accumulation / P.J. Prendergast, D. Taylor // *J. Biomechanics*. – 1994. – Vol. 27, No. 8. – P. 1067-1076.
24. *Prendergast, P.J.* Mechanics Applied to Skeletal Ontogeny and Phylogeny / P.J. Prendergast // *Meccanica*. – 2002. – Vol. 37. – P. 317-334.

A NUMERICAL PREDICTION OF ACETABULAR CUP MIGRATION USING RESORPTIVE BONE-REMODELING SIMULATION BASED ON HIGH COMPRESSIVE STRESS

D.-Y. Jung, S. Tsutsumi, Y.-B. Kang (Kyoto, Japan), R. Sekel (Sydney, Australia)

In this study we simulate the late clinical loosening and subsequent movement of an uncemented acetabular cup using resorptive bone remodeling caused by high compressive stress in the long time after primary total hip arthroplasty. In addition, the effects of biomechanical designing factors on the bone resorption remodeling were predicted in the periacetabular region with respect to the stresses and the migration magnitudes. Two-dimensional pelvis models with and without the acetabular cup were constructed with isotropic, elastic and four-node elements. It was hypothesized that when the relative compressive stress on bone was higher than a certain criterion threshold, that this was responsible for the cancellous bone resorption at the interface between cup and bone. An increase of the polyethylene thickness due to decrease of femoral head size and the metal-backed component were the major designing parameters for reducing the long-term loosening and subsequent implant migration after implantation. In addition, the critical load angles for daily activities were identified to be an important factor affecting on the migration magnitudes as well as directions.

Key words: acetabular cup, biomechanics, migration, bone remodeling simulation, finite element method.