

DOI: 10.15593/RZhBiomech/2018.1.02
УДК 531/534: [57+61]



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ СТЕПЕНИ НЕДОПОКРЫТИЯ ВЕРТЛУЖНОГО КОМПОНЕНТА, ПОДКРЕПЛЕННОГО ВИНТОМ, НА НЕСУЩУЮ СПОСОБНОСТЬ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

**П.В. Большаков¹, Р.М. Тихилов², А.В. Мазуренко², Ю.Г. Коноплев¹,
Р.Д. Пряжевский³, О.А. Саченков^{1,4}**

¹ Кафедра теоретической механики, Институт математики и механики им Н.И. Лобачевского Казанского (Приволжского) федерального университета, 420008, Казань, ул. Кремлевская, 18, e-mail: 4works@bk.ru

² Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Минздрава России, 195427, Санкт-Петербург, ул. Академика Байкова, 8

³ Кафедра сопротивления материалов, Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет), Москва, 125080, Волоколамское шоссе, 4, e-mail: gidropress3.01@mail.ru

⁴ Кафедра основ конструирования, Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева, 420111, Казань, ул. Карла Маркса, 10

Аннотация. Целью работы является определение критической величины недопокрытия ацетабулярного компонента при подкреплении его винтом. Актуальность данного исследования продиктована клинической практикой и отсутствием обоснованных рекомендаций к тактике эндопротезирования с недопокрытием вертлужного компонента. Численные исследования выполнены с помощью метода конечных элементов в пакете *Siemens NX*. Степень дисплазии оценивалась на основе оригинального способа интраоперационного измерения площади недопокрытия вертлужного компонента. Были проведены расчеты для чашек диаметром 52, 54 и 56 мм, подкрепленных винтом. Численный алгоритм реализации контактного взаимодействия основан на итерационном процессе определения зоны контакта. На основе результатов натурных экспериментов была выявлена зона разрушения кости при установке винта, исходя из этого в расчетах анализировались напряжения в костной ткани в области установки винта. В работе получены зависимости величины критической реакции в суставе от величины недопокрытия. Под критической величиной суставной реакции понималась наименьшая сила, при которой происходит потеря несущей способности, отождествляемая с превышением допустимого значения наибольших касательных напряжений в области установки винта. На основании полученных данных было получено экспоненциальное приближение зависимости величины критической реакции в суставе, пересчитанной в массу пациента, от различной степени недопокрытия. Полученная зависимость величины допустимого недопокрытия от массы пациента позволяет хирургу индивидуально и объективно оценить возможность установки ацетабулярного компонента эндопротеза и принять решение об его укреплении винтом.

© Большаков П.В., Тихилов Р.М., Мазуренко А.В., Коноплев Ю.Г., Пряжевский Р.Д., Саченков О.А., 2018

Большаков Павел Владиславович, магистр, Казань

Тихилов Рашид Муртузалиевич, д.м.н., профессор, Санкт-Петербург

Мазуренко Андрей Васильевич, к.м.н., врач травматолог-ортопед, Санкт-Петербург

Коноплев Юрий Геннадьевич, д.ф.-м.н., профессор, академик РАЕН и АН РТ, заведующий кафедрой, Казань

Пряжевский Роман Дмитриевич, аспирант, Москва

Саченков Оскар Александрович, к.ф.-м.н., научный сотрудник, доцент, Казань

Ключевые слова: эндопротезирование тазобедренного сустава, подкрепление ацетабулярного компонента винтом, дисплазия, контактное взаимодействие, математическое моделирование.

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время все еще актуальна дискуссия по поводу тактики эндопротезирования тазобедренного сустава при тяжёлых дисплазиях вертлужной впадины. Остаются незакрытыми вопросы об уровне установки вертлужного компонента [9, 15, 17–25, 29–31] и необходимости укрепления ацетабулярного компонента винтом или проведения резекции или остеотомии проксимального конца бедренной кости, возможности двухэтапного эндопротезирования тазобедренного сустава. Существуют различные варианты установки вертлужного импланта, в том числе и с частичным недопокрытием вертлужного компонента (рис. 1). В прошлых работах были рассмотрены экспериментальные и численные исследования влияния степени недопокрытия ацетабулярного компонента на напряженно-деформированное состояние сустава [11–14, 16, 24].

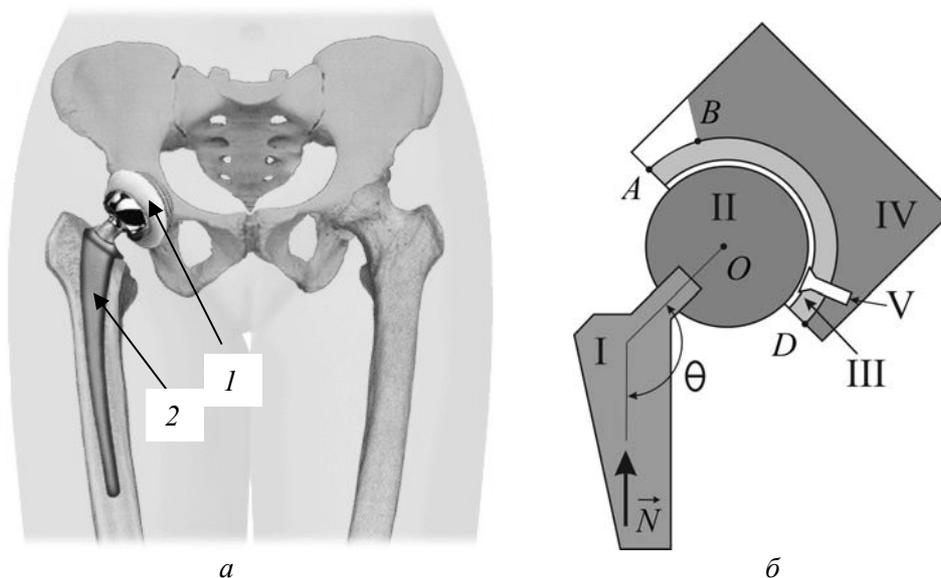


Рис. 1. Изображение установки эндопротеза (а); 1 – вертлужный компонент, 2 – бедренный компонент; расчетная схема (б); I – бедренный компонент, II, III – вертлужный компонент (II – головка, III – чашка), IV – таз, V – винт; дуга AD – вертлужный компонент, дуга AB – область недопокрытия, O – центр головки бедренного компонента, N – реакция бедренного компонента эндопротеза

Ацетабулярный компонент обладает тремя конструктивными отверстиями для установки винта. На практике подкрепление винтом ограничено ввиду качества костной ткани и толщины кости под посадочными отверстиями. В клинической практике необходима количественная оценка повышения надежности укрепления эндопротезирования при наличии дисплазии вертлужной впадины. Современные методы математического моделирования позволяют производить расчеты биомеханического поведения сустава как трехмерного тела [2, 6–9, 13, 26, 27], в том числе определять области применения различных тактик эндопротезирования на основе проведенных расчетов.

Площадь недопокрытия оценивалась согласно методике, описанной в патенте на изобретение РФ № 2412646 от 27.02.2011 «Способ определения степени покрытия

вертлужного компонента бесцементной фиксации в процентном соотношении после его имплантации в обработанную вертлужную впадину при первичных и ревизионных операциях эндопротезирования тазобедренного сустава».

Целью настоящего исследования является определение критической величины недопокрытия ацетабулярного компонента, при которой возможна его имплантация с использованием в качестве дополнительной опоры винта. Для этого была разработана численная реализация контактного взаимодействия для конечно-элементной модели, проведены численные исследования влияния степени недопокрытия вертлужного компонента на несущую способность имплантата и определена критическая сила для различной степени недопокрытия.

МЕТОДЫ И ОРГАНИЗАЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ

Постановка задачи. Принятые допущения

Силы, действующие на вертлужный компонент (см. рис. 1), передаются через бедренный компонент имплантата, а значит, при движении изменяются как количественно, так и по направлению действия (при ходьбе расчетное значение реакции, возникающей в суставе, превышает вес человека в 2–3 раза [2, 10, 13]). В работе учитывалась статическая составляющая усилия, что может быть обосновано малостью амплитуды динамической компоненты. Ниже приведена постановка задачи, апробированная в работе [12].

В математической модели рассматривалась вертлужная часть эндопротеза, бедренный компонент (I на рис. 1) заменялся силовым влиянием. Так, на рис. 2 угол θ (угол между нормалью к поверхности A_1D_1 , проходящий через центр O , и направлением ножки эндопротеза EF) характеризует угол наклона ножки эндопротеза, этот угол необходим для пересчета сил, заменяющих бедренный компонент. Для моделирования силового влияния бедренного компонента была поставлена следующая задача. На поверхности A_1D_1 размещалось n точек (точки с радиус-вектором $\vec{X}_i(X_i^x, X_i^y, 0) \in S_f$ на рис. 2), которые соединялись абсолютно жесткими стержнями с точкой E (рис. 2).

Расстояние OE задавалось равным расстоянию между центром O и линией действия силы \vec{N} (см. рис. 1), и к точке E прикладывалась указанная сила \vec{N} . Положение точки E однозначно описывается двумя параметрами: углом θ и расстоянием OE . После этого для полученной ферменной конструкции определялись реакции $\vec{R}_i(R_i^x, R_i^y, R_i^z)$ в точках \vec{X}_i , при этом соблюдались условия статического равновесия:

$$N \cos \theta = \sum_{i=1}^n R_i^z, \quad N \sin \theta = \sum_{i=1}^n R_i^y, \quad 0 = \sum_{i=1}^n R_i^x.$$

Определение этих реакций было реализовано методом конечных элементов в пакете *Siemens NX*. При численной реализации для преодоления статической неопределенности полученной ферменной конструкции стержням задавался уругий модуль, значительно превышающий модуль Юнга (порядка 10^{20} Па). Найденные реакции и являются статическими граничными условиями. При конечно-элементной реализации разбиение областей производилось таким образом, чтобы в каждой точке \vec{X}_i находился узел.

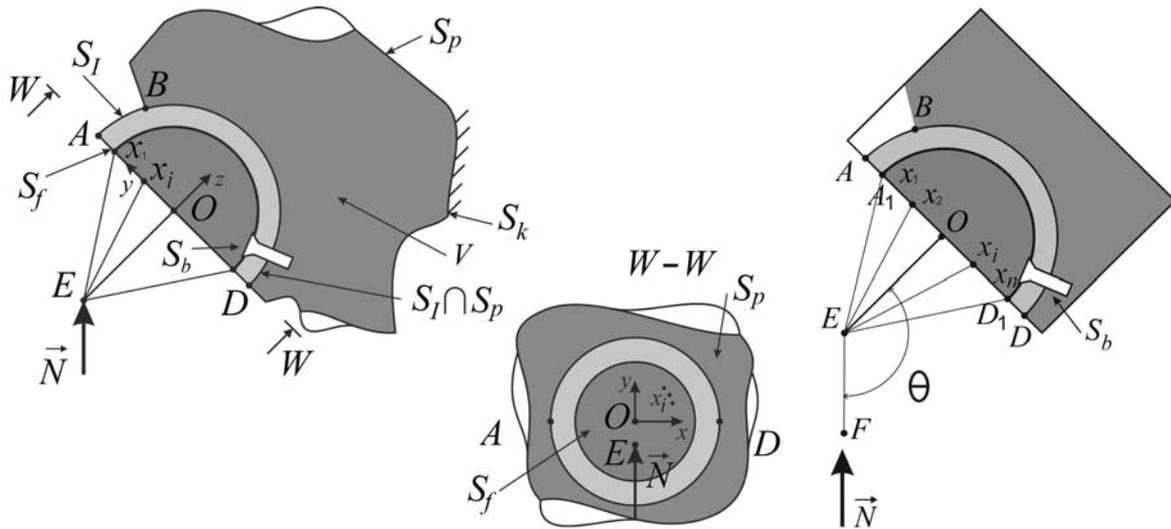


Рис. 2. Расчетная схема: S_I – поверхность имплантата (дуга AD – чашка вертлужного компонента, дуга A_1D_1 – головка вертлужного компонента), S_p – полная поверхность бедренной кости, S_b – полная поверхность винта, $S_p \cap S_I$ – поверхность контакта кости с имплантатом (дуга BD), $S_I / (S_p \cap S_I)$ – область непокрытия (дуга AB), $S_f \cap S_b$ – поверхность контакта винта с имплантатом, $S_p \cap S_b$ – поверхность контакта винта с костью, O – центр головки вертлужного компонента, N – реакция бедренного компонента эндопротеза, EF – направление ножки бедренного компонента, θ – угол наклона шейки бедренного компонента, S_f – поверхность со статическими граничными условиями, S_k – поверхность с кинематическими граничными условиями

Уравнения задачи

Механическое поведение системы, занимающей область V в R^3 с границей S , в рамках линейной теории упругости описывается следующей системой уравнений:

$$\nabla \cdot \tilde{\sigma} = 0, \quad \forall x \in V, \quad (1)$$

$$\tilde{\varepsilon} = \frac{1}{2}(\nabla \bar{u} + (\nabla \bar{u})^T), \quad \forall x \in \bar{V}, \quad (2)$$

$$\tilde{\sigma} = \tilde{E} : \tilde{\varepsilon}, \quad \forall x \in \bar{V}, \quad (3)$$

$$\bar{u} = 0, \quad \forall x \in S_k, \quad (4)$$

$$\bar{R}(\bar{X}_i), i = \overline{1, n}, \quad \forall \bar{X}_i \in S_f. \quad (5)$$

где $\bar{V} = V \cup S$, $S = S_k \cup S_f \cup S_b$; $\tilde{\sigma}$ – тензор напряжений; $\tilde{\varepsilon}$ – тензор упругой деформации; \bar{u} – вектор перемещений; \tilde{E} – тензор упругих свойств. Также \bar{r}_p^0 , \bar{u}_p – начальное положение и перемещение точек кости, \bar{r}_I^0 , \bar{u}_I – начальное положение и перемещение точек имплантата,

Для оценки напряженно-деформированного состояния костной ткани важно учитывать контактное взаимодействие между имплантатом и костью. Существуют различные подходы для реализации контактного взаимодействия [3–5, 10, 28]. За основу был взят метод из работ [3, 28], в котором для реализации контактного взаимодействия используются следующие соотношения: кинематические уравнения,

условия контактного взаимодействия, уравнение статического равновесия. Подробный алгоритм реализации контактного взаимодействия приведен в работе [12].

Механическое поведение системы, описываемое системой уравнений (1)–(5), дополняется следующими уравнениями: для точек, вошедших в контакт, выполняется условие (6), на поверхности контакта тела ацетабулярный компонент, болт, кость взаимодействуют друг с другом, что приводит к возникновению нормального давления (7) и сил трения (8).

$$(\vec{r}_p^0 - \vec{r}_l^0) \cdot \vec{n} = (\vec{u}_p - \vec{u}_l) \cdot \vec{n}, \quad \forall x \in S_p \cap S_l, \quad \forall x \in S_b \cap S_p. \quad (6)$$

$$\vec{t}_n = -t_n \vec{n}, \quad t_n > 0, \quad \forall x \in S_p \cap S_l, \quad \forall x \in S_b \cap S_p. \quad (7)$$

$$|t_t| - t_n f \leq 0, \quad \forall x \in S_p \cap S_l, \quad \forall x \in S_b \cap S_p. \quad (8)$$

Основной задачей моделирования является определение зависимости между значением силы и площадью сегмента сферы (след этого сегмента соответствует дуге AB на рис. 1), при котором в процессе эксплуатации будет проявляться нестабильность вертлужного компонента. Интерес представляет наименьшая сила, при которой наблюдается нестабильность, такую силу в дальнейшем будем называть критической. Под нестабильностью будем понимать нарушения неравенства

$$\tau_{\max} < [\tau]. \quad (9)$$

Численное решение задачи

Для проведения численных исследований была построена трехмерная модель тазобедренного сустава, а также ацетабулярного компонента. На рис. 3 приведено конечно-элементное разбиение построенной модели с дисплазией, на рис. 3, б показан ацетабулярный компонент с установленным винтом. В расчетах учитывалось контактное взаимодействие между ацетабулярным компонентом и костной тканью, а также контактное взаимодействие между винтом и костной тканью [2, 7, 10, 28]. В расчетах использовался четырехузловой тетраэдральный конечный элемент с линейной аппроксимацией.

Ацетабулярный компонент моделировался как двухкомпонентный объект, внешняя чашка титановая ($E = 112$ ГПа, $\nu = 0,3$), внутренняя чашка керамическая ($E = 102$ ГПа, $\nu = 0,26$, где E – модуль Юнга, ν – коэффициент Пуассона). Характеристики кости $E = 6$ ГПа, $\nu = 0,3$ [2], коэффициент трения между костной тканью и имплантатом принимался равным 0,95, между титановым и керамическим компонентами задавалось условие сопряжения сеток по узлам. Проводились расчеты для чашек диаметром 52, 54, 56 мм. Дисплазия вертлужной впадины моделировалась сферическом вырезом. Винт моделировался цилиндрическим телом из титана ($E = 112$ ГПа, $\nu = 0,3$).

Для определения критической величины усилия применялся итерационный алгоритм, в рамках которого варьировалась прикладываемая сила и оценивалось наибольшее касательное напряжение на поверхности контакта винт – кость. Для оценки потери несущей способности был использован критерий (9), где допускаемые напряжения были приняты равными $[\tau] = 6$ МПа [1].

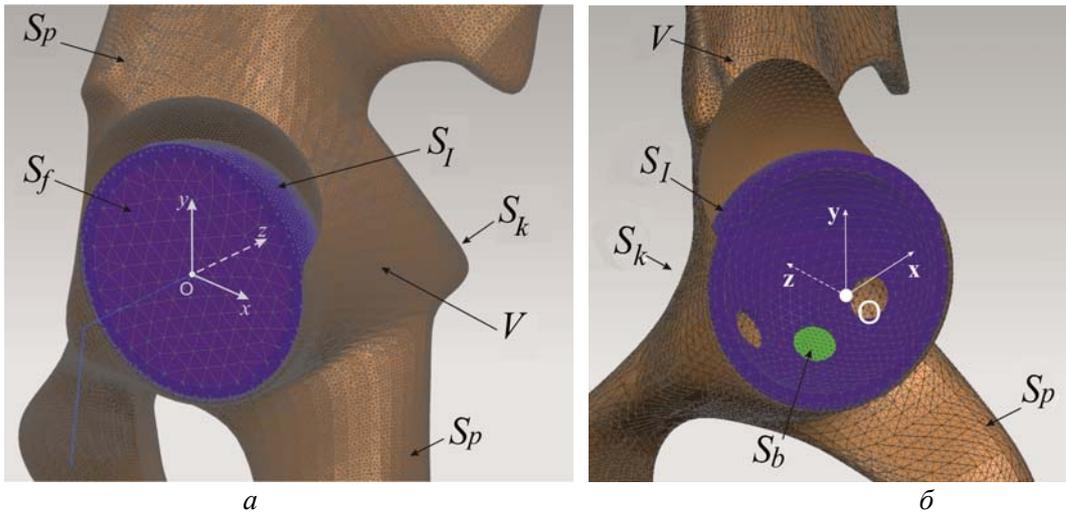


Рис. 3. Конечно-элементная аппроксимация расчетной области: *а* – конечноэлементное разбиение экваториального сечения ацетабулярного компонента эндопротеза; *б* – конечно-элементное разбиение ацетабулярного компонента эндопротеза, укрепленного винтом

Были проведены расчеты для величин недопокрытия в диапазоне от 15 до 50%. При величине недопокрытия до 25% вертлужный компонент вел себя стабильно при нагрузках вплоть до 5,5 кН. На рис. 4 приведены картины распределений максимальных касательных напряжений в области установки винта в кость при различных процентах недопокрытия. На рис. 4, *а* показано распределение наибольших касательных напряжений при недопокрытии 25% и внешней силе 4000 Н. На рис. 4, *б* приведено распределение наибольших касательных напряжений при недопокрытии 33% и внешней силе 2500 Н. На рис. 4, *в* представлено распределение наибольших касательных напряжений при недопокрытии 40% и внешней силе 1200 Н. Стоит прокомментировать, что характер распределения напряжений схож для разных случаев нагружения. Максимальные значения наибольших касательных напряжений составили 10 МПа, но при увеличении процента недопокрытия соответствующая внешняя сила уменьшается.

Пиковые значения возникают в областях резкого изменения кривизны поверхности, поэтому для этих результатов производилось осреднение напряжений по конечному элементу. В проводимых экспериментальных исследованиях [11] было подмечено, что при подкреплении винтом наблюдалось разрушение образца кости в месте крепления винта. Поэтому в дальнейшем производилась оценка наибольших касательных напряжений около поверхности сопряжения винта и кости. На рис. 5 приведено распределение наибольших (в продольном направлении болта) касательных напряжений по поверхности сопряжения винт – кость в зависимости от угла (угол отсчитывался от проекции оси *x* на головку винта). Можно видеть, что локализация наибольших касательных напряжений находится при углах 180 и 360° (области слева и справа от проекции оси *z* на головку винта). Аналогичные диаграммы (рис. 5) для наибольших касательных напряжений были построены для различных значений внешних сил при различных процентах недопокрытия.

Для построения диаграмм в осях вес пациента – процент недопокрытия был использован подход из работы [14]. На основании известных диаграмм относительной (к весу тела) реакции в тазобедренном суставе [2, 8, 13], возникающей при ходьбе, нами был введен коэффициент динамичности. Он принимался равным обратной величине

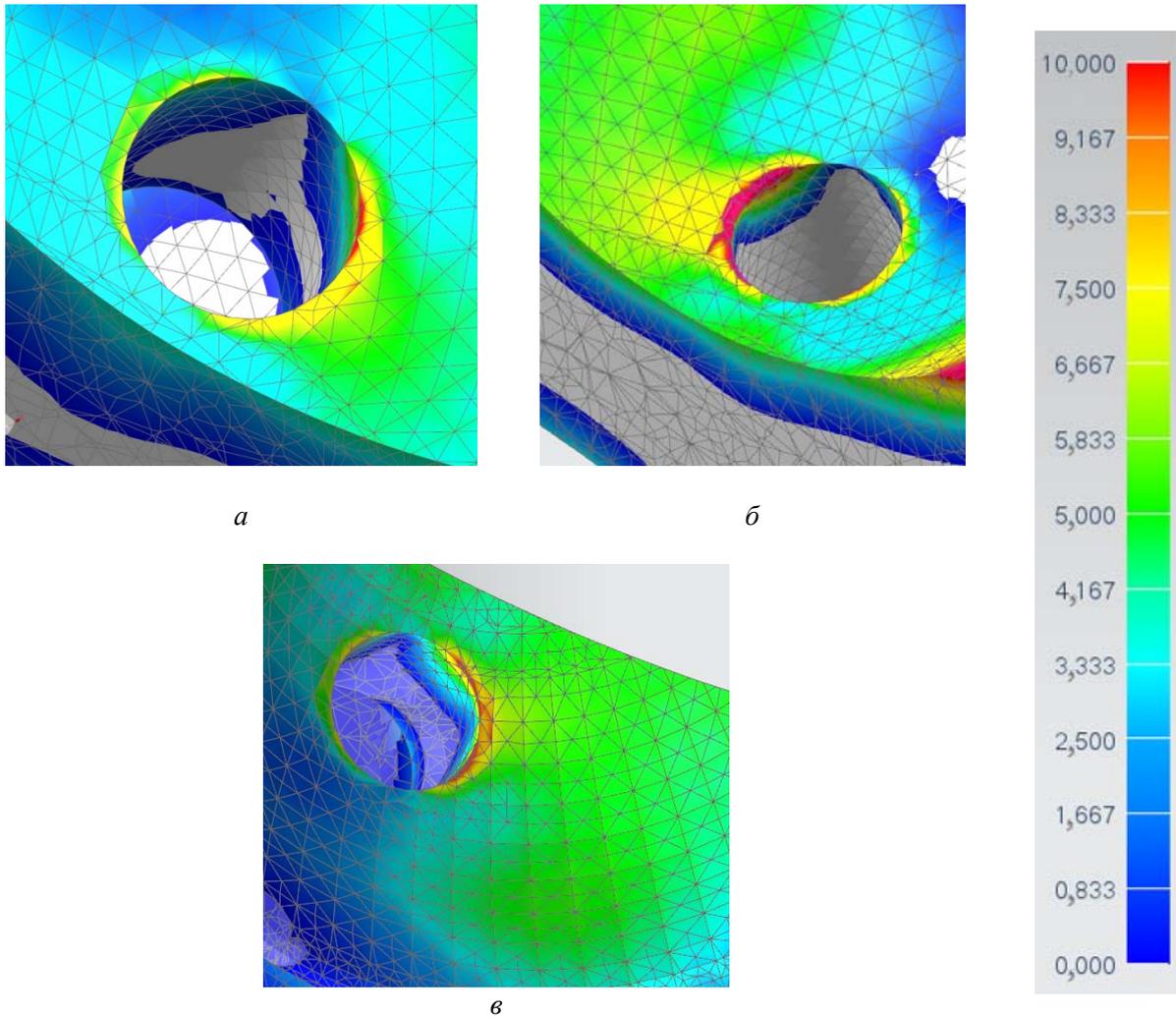


Рис. 4. Картина распределений наибольших касательных напряжений (МПа) в костной ткани в области установки винта: *а* – недопокрытие 25%, внешняя сила 4000 Н; *б* – недопокрытие 33%, внешняя сила 2500 Н; *в* – недопокрытие 40%, внешняя сила 1200 Н

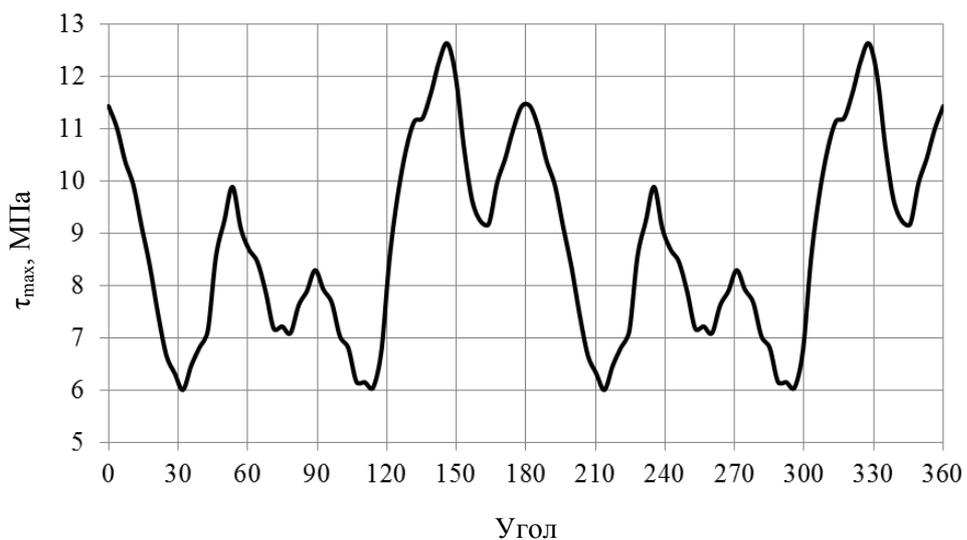


Рис. 5. Распределение максимальных касательных напряжений по окружному направлению винта при степени недопокрытия 36% и силе 2000 Н

максимального значения реакции (отнесенной к весу тела), возникающей в тазобедренном суставе при движении. Для пересчета найденной критической силы в допустимую массу пациента использовалась следующая формула:

$$m = \frac{k_D}{g} P,$$

где m – искомая масса пациента; k_D – коэффициент динамичности, принимался равным 0,377; g – ускорение свободного падения, принималось равным 9,8 м/с²; P – величина критической силы.

Полученные зависимости хорошо описываются уравнениями экспоненциальной регрессии. Для получения удобной, с точки зрения практики, диаграммы были определены функции регрессии для расчетных данных.

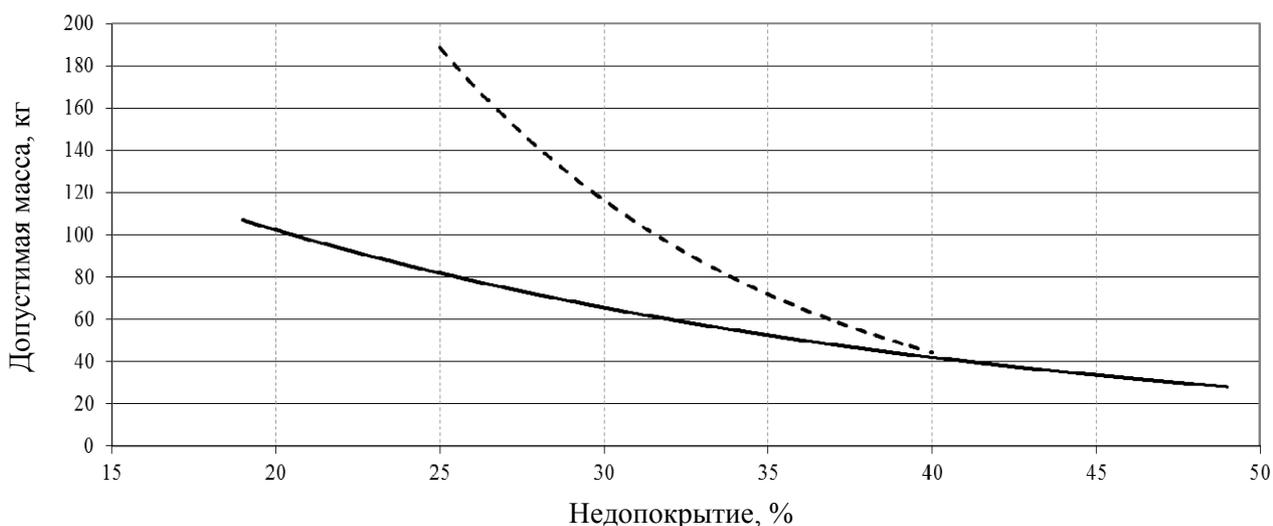


Рис. 6. Экспоненциальная зависимость допустимой массы от процента недопокрытия: сплошная линия – без подкрепления винтом, пунктирная – с подкреплением винтом

На рис. 6 показаны полученные функции в осях «масса – величина недопокрытия в процентах». Была определена нижняя граница для критических величин массы тела в зависимости от процента недопокрытия (пунктирная кривая на рис. 6), описывающее ее уравнение приведено ниже:

$$y_{reinf} = 2095,6e^{-0,096x},$$

достоверность аппроксимации составила $R^2_{reinf} = 0,9784$.

На рис. 6 также приведен график нижней границы веса пациента при различном проценте недопокрытия в отсутствие винта (данные из работы [14]). Экспоненциальное приближение представлено ниже:

$$y = 302,09e^{-0,0508x},$$

достоверность аппроксимации составила $R^2 = 0,9839$.

Допустимые соотношения массы пациента и степени дисплазии для операции эндопротезирования должны лежать ниже нижней границы экспоненциальной кривой (штрихованная линия на рис. 6).

Выводы

1) В работе приведены результаты численных исследований трехмерной модели таза с установленным ацетабулярным компонентом, подкрепленным винтом и моделируемой дисплазией. В рамках исследований моделировалось контактное взаимодействие имплантата и костной ткани, что позволило оценить зависимость между критической величиной силы и процентом недопокрытия ацетабулярного компонента эндопротеза при подкреплении винтом. Для использования полученных результатов в хирургической практике были построены экспоненциальные зависимости в осях «масса – величина недопокрытия в процентах». Полученная зависимость величины допустимого недопокрытия от массы пациента позволяет хирургу индивидуально и объективно оценить возможность установки ацетабулярного компонента эндопротеза и необходимость подкрепления ацетабулярного компонента винтом.

2) При моделировании принимались следующие допущения: контактное взаимодействие считалось линейным; силы, действующие на тазовый компонент, считались постоянными по направлению; дисплазия вертлужной впадины моделировалась сферическим вырезом. Указанные допущения продиктованы необходимостью упрощения математической модели с сохранением ее адекватности.

3) В целом полученные нами результаты согласуются с данными литературы о том, что критическая величина недопокрытия составляет около 30% площади поверхности [11, 12, 14–20, 23–26, 29–31] и что минимально необходимое покрытие чашки должно составлять не менее 70% площади ее поверхности [14, 16]. Количественное сравнение с полученными результатами в рамках экспериментальных и клинических исследований показало, что критическая сила при недопокрытии в 33% и подкреплении винтом возрастает на 20% [11]. Это хорошо согласуется с полученными результатами. Однако отдельно необходимо провести экспериментальные исследования подкрепления винтом при других процентах недопокрытия, а также уточнить величину коэффициента трения между имплантатом и костью в специальном эксперименте. Остается открытым вопрос учета в математической модели особенностей геометрии чашки тазового компонента и механизма передачи усилий с бедренного компонента на тазовый через контактную пару эндопротеза. Для этого также необходимы дополнительные экспериментальные исследования.

4) Полученные результаты не являются абсолютно бесспорными, поскольку реальные условия во время хирургического вмешательства могут отличаться от заложенных в математическую модель. Полученные зависимости критической массы и величины недопокрытия в процентах позволяют быть более свободным в выборе хирургической тактики при имплантации вертлужного компонента и оценивать возможности подкрепления винтом чашки эндопротеза.

Благодарности

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 17-31-50068.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Акулич А.Ю., Акулич Ю.В., Денисов А.С. Экспериментальное определение разрушающих касательных напряжений трабекулярной костной ткани головки бедра человека // Российский журнал биомеханики. – 2010. – Т. 14, № 4 (50). – С. 7–16.

2. Акулич Ю.В., Подгаец Р.М., Скрыбин В.Л., Сотин А.В. Исследование напряженно-деформированного состояния эндопротезированного тазобедренного сустава // Российский журнал биомеханики – 2007. – Т. 11, № 4 – С. 9–35.
3. Балафендиева И.С., Бережной Д.В., Секаева Л.Р. Исследование деформирования элементов транспортных сооружений, взаимодействующих с грунтом сложной физической природы // Морские интеллектуальные технологии. – 2011. – № 3. – С. 81–84.
4. Егоров Д.Л., Кузнецов С.А. Исследование контактного взаимодействия круглых пластин со штампами на основе численно-аналитической методики // Ученые записки Казанского университета. Серия: Физико-математические науки. – 2010. – Т. 152, № 4. – С. 127–134.
5. Егоров Д.Л., Кузнецов С.А. Численно-аналитическое решение задачи контактного взаимодействия круглой пластины и штампов различных форм // Вестник Казанского технологического университета. – 2013. – Т. 16, № 11. – С. 36–39.
6. Зайцева Т.А., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Математическое моделирование вывиха имплантата в тазобедренном суставе // Вестник КГТУ им. А.Н. Туполева – 2013. – № 1. – С. 99–104.
7. Зайцева Т.А., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Математическое моделирование установки ацетабулярного компонента с недопокрытием // Научно-технический вестник Поволжья. – 2014. – № 4. – С. 22–25.
8. Закиров Р.Х., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Математическое моделирование биомеханики сустава // Научно-технический вестник Поволжья. – 2012. – № 1. – С. 31–37.
9. Закиров Р.Х., Зарипов Р.А., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Диагностика асептического некроза головки бедренной кости с использованием спиральной компьютерной и магнитно-резонансной томографии и применение математического моделирования при планировании операции по эндопротезированию тазобедренного сустава // Практическая медицина. Актуальные проблемы медицины. – 2012. – Т. 2, №8 (64). – С. 63–68.
10. Каюмов Р.А., Шакирзянов Р.А., Шакирзянов Ф.Р., Богачев М.И. Адаптация методов строительной механики к моделированию поведения челюсти с имплантатом // Известия Казанского государственного архитектурно-строительного университета. – 2013. – № 2(24). – С. 340–347.
11. Коноплев Ю.Г., Мазуренко А.В., Митряйкин В.И., Саченков О.А., Тихилов Р.М. Экспериментальное исследование влияния степени недопокрытия вертлужного компонента на несущую способность эндопротеза // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 3. – С. 333–344.
12. Коноплев Ю.Г., Мазуренко А.В., Митряйкин В.И., Саченков О.А., Тихилов Р.М. Численное исследование влияния степени недопокрытия вертлужного компонента на несущую способность эндопротеза тазобедренного сустава // Российский журнал биомеханики. – 2015. – Т. 19, № 4. – С. 330–343.
13. Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Применение математического моделирования при планировании операции по эндопротезированию тазобедренного сустава // Ученые записки Казанского университета. Серия: Физико-математические науки. – 2011. – С. 76–83.
14. Мазуренко А.В., Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Плиев Д.Г., Денисов А.О. Безопасное эндопротезирование при диспластическом коксартрозе // Риски в современной травматологии и ортопедии: материалы межрегион. науч.-практ. конф. с междунар. участием, посвященной памяти профессора А.Н. Горячева. – Омск, 2013. – С. 38.
15. Неверов В.А., Закари С.М. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного суставов. – СПб.: Образование, 1997. – 112 с.
16. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Мазуренко А.В., Митряйкин В.И., Саченков О.А., Кузин А.К., Денисов А.О., Плиев Д.Г., Бояров А.А., Коваленко А.Н. Экспериментальное обоснование установки ацетабулярного компонента с недопокрытием при эндопротезировании пациентов с тяжелой степенью дисплазии // Травматология и ортопедия России. – 2013. – № 4(70). – С. 42–51.
17. Atilla V. Position of the acetabular component determines the fate of femoral head autografts in total hip replacement for acetabular dysplasia // J. Bone Joint Surg. – 2007. – Vol. 89 B, № 7. – P. 874–878.
18. Delbarre J.C. Total hip arthroplasty after proximal femoral osteotomy. 75 cases with 9-year follow-up // Rev. Chir. Orthop. – 2002. – Vol. 88, № 3. – P. 245–256.
19. Engesaeter L.B., Furnes O., Havelin L.I. Developmental dysplasia of the hip – good results of later total hip arthroplasty. 7135 primary total hip arthroplasties after developmental dysplasia of the hip compared with 59774 total hip arthroplasties in idiopathic coxarthrosis followed for 0 to 15 years in the Norwegian Arthroplasty Register // J. Arthroplasty. – 2008. – Vol. 23, № 2. – P. 235–240.
20. Garvin K.L., Bowen M.K., Salvati E.A., Ranawat C.S. Long-term results of total hip arthroplasty in congenital dislocation and dysplasia of the hip, a follow-up note // J. Bone Joint Surg. Am. – 1991. – Vol. 73. – P.1348–1354.

21. Gililland J.M., Anderson L.A., Henninger H.B., Kubiak E.N., Peters C.L. Biomechanical analysis of acetabular revision constructs // *The Journal of Arthroplasty*. – 2012. – Vol. 28, № 1. – P. 178–186.
22. Goran B., Domagoj D., Marko D., Marko P. Influence of the acetabular cup position on hip load during arthroplasty in hip dysplasia // *Int. Orthop.* – 2009. – Vol. 33(2). – P. 397–402.
23. Gross A.E., Allan D.G., Catre M., Garbuz D.S., Stockley I. Bone grafts in hip replacement surgery. the pelvic side // *Orthop. Clin. North. America*. – 1993. – Vol. 24. – P. 679–695.
24. Jasty M., Anderson M.J., Harris W.H. Total hip replacement for developmental dysplasia of the hip // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1995. – Vol. 311. – P. 40–45.
25. Rogers B.A., Garbedian S., Kuchinad R.A. Total hip arthroplasty for adult hip dysplasia // *J. Bone Joint Surg.* – 2012. – Vol. 94A. – P. 1809–1821.
26. Munjal S., Leopold S.S., Kornreich D., Shott S., Finn H.A. CT-generated 3-dimensional models for complex acetabular reconstruction // *The Journal of Arthroplasty* – Vol. 15, № 5. – P. 644–653.
27. Popov I., Onuh S.O. Reverse engineering of pelvic bone for hip joint replacement // *Journal of Medical Engineering & Technology*. – 2009. – Vol. 33, № 6. – P. 454–459.
28. Sachenkov O.A., Mitryaikin V.I., Zaitseva T.A., Konoplev Yu.G. Implementation of contact interaction in a finite-element formulation // *Applied Mathematical Sciences*. – 2014. – Vol. 8, № 159. – P. 7889–7897. DOI: <http://dx.doi.org/10.12988/ams.2014.49769>.
29. Sato T., Nakashima Y., Matsushita A., Fujii M., Iwamoto Y. Effects of posterior pelvic tilt on anterior instability in total hip arthroplasty. A parametric experimental modeling evaluation // *Clinical Biomechanics*. – 2009. – Vol. 28, № 2. – P. 178–181.
30. Tezuka T., Inaba Y., Kobayashi N., Ike H., Kubota S., Kawamura M., Saito T. Influence of pelvic tilt on polyethylene wear after total hip arthroplasty // *BioMed. Research International*. – 2015. – Vol. 2015. – P. 1–6. DOI: <http://dx.doi.org/10.1155/2015/327217>
31. Thillemann T. Implant survival after primary total hip arthroplasty due to childhood hip disorders. Results from the Danish hip arthroplasty registry // *Acta Orthop.* – 2008. – Vol. 79 (6). – P. 769–776.

NUMERICAL STUDY OF THE INFLUENCE OF THE DEGREE OF UNDERCOVERAGE OF THE ACETABULAR COMPONENT REINFORCED BY SCREW ON THE LOAD-BEARING CAPACITY OF HIP JOINT ENDOPROSTHESIS

**P.V. Bolshakov (Kazan, Russia), R.M. Tikhilov (Saint-Petersburg, Russia),
A.V. Mazurenko (Saint-Petersburg, Russia), Yu.G. Konoplev (Kazan, Russia),
R.D. Pryazhevskiy (Moscow, Russia), O.A. Sachenkov (Kazan, Russia)**

The aim of the work is to determine the critical value of the undercoverage of the acetabular component reinforced by a screw. The relevance of this study is determined by clinical practice and the absence of clear recommendations on the tactics of endoprosthesis replacement with an undercoverage of the acetabular component. Numerical studies were performed using the finite element method in the *Siemens NX*. The degree of dysplasia was evaluated on the basis of the original method of intraoperative measurement of the area of undercoverage of the acetabular component. Calculations were carried out for cups with a diameter of 52, 54 and 56 mm reinforced by a screw. The numerical algorithm for implementing the contact interaction is based on the iterative process of determining the contact zone. Based on the results of full-scale experiments, the bone destruction zone was revealed during the screw installation. Based on this information – the stresses in the bone tissue in the area of the screw mounting were analyzed in the calculations. The dependence of the value of the critical force in the joint on the degree of the undercoverage was obtained in the work. The critical value of the joint force was understood as the lowest force at which a loss of load capacity occurs, identified with an excess of the allowable value of the greatest tangential stresses in the screw mounting area. On the basis of the obtained data, the exponential approximation of the magnitude of the critical force in the joint, recalculated in the patient's weight, from the varying degrees of undercoverage was obtained. The obtained

dependence of the allowable undercoverage on the patient's weight allows the surgeon to individually and objectively evaluate the possibility of installing the acetabular component of the endoprosthesis and to decide whether to strengthen it with a screw.

Key words: endoprosthetics of the hip joint, reinforcement of the acetabular component with a screw, dysplasia, contact interaction, mathematical modelling.

Получено 1 декабря 2017