

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ УСТАНОВКИ АЦЕТАБУЛЯРНОГО КОМПОНЕНТА С НЕДОПОКРЫТИЕМ ПРИ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ПАЦИЕНТОВ С ТЯЖЕЛОЙ СТЕПЕНЬЮ ДИСПЛАЗИИ

Р.М. Тихилов^{1,6}, И.И. Шубняков¹, А.В. Мазуренко², В.И. Митряйкин³, О.А. Саченков⁴, А.К. Кузин⁵, А.О. Денисов¹, Д.Г. Плиев¹, А.А. Бояров¹, А.Н. Коваленко¹

¹ ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, директор – д.м.н. профессор Р.М. Тихилов Санкт-Петербург

² ФГБУ «Федеральный центр травматологии, ортопедии и эндопротезирования», главный врач – к.м.н. Н.С. Николаев, г. Чебоксары

³ Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева, ректор – д-р физ.-мат. наук профессор А.Х. Гильмутдинов

⁴ Институт математики и механики им Н.И. Лобачевского Казанского (Приволжского) федерального университета, директор – д-р физ.-мат. наук профессор В.А. Чугунов г. Казань

⁵ Институт металлургии, машиностроения и транспорта Санкт-Петербургского государственного политехнического университета, и.о. директора – д-р тех. наук, профессор А.А. Попович

⁶ ГБОУ ВПО «Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова» Минздрава России, ректор – д.м.н. профессор О.Г. Хурцилава, Санкт-Петербург

Цель работы – определение критической величины недопокрытия ацетабулярного компонента, при которой возможна его имплантация без использования дополнительной опоры.

Методы. Проведен сравнительный анализ оригинального способа интраоперационного измерения площади недопокрытия вертлужного компонента, основанного на измерении глубины непокрытого сектора, с рентгеновской оценкой тем же способом. Осуществлены математическое компьютерное моделирование на основе метода конечных элементов и механический эксперимент. В разработанных моделях определялись критические величины недопокрытия, при которых возможно обеспечение надежной первичной фиксации ацетабулярного компонента

Результаты. Выявлена высокая степень совпадения прямых интраоперационных и послеоперационных измерений по рентгенограммам, что свидетельствует о возможности применения данного метода оценки недопокрытия на этапе предоперационного рентгеновского планирования у пациентов с различной степенью дисплазии.

С помощью метода конечных элементов и механического эксперимента на моделях таза показана возможность установки ацетабулярного компонента с умеренным недопокрытием в пределах 25% без винтов и со значительным недопокрытием до 35% с дополнительной фиксацией двумя винтами.

Ключевые слова: дисплазия, эндопротезирование тазобедренного сустава, недопокрытие ацетабулярного компонента.

EXPERIMENTAL SUBSTANTIATION OF ACETABULAR COMPONENT IMPACTION WITH UNCOVERAGE IN ARTHROPLASTY OF PATIENTS WITH SEVERE HIP DYSPLASIA

R.M. Tikhilov^{1,6}, I.I. Shubnyakov¹, A.V. Mazurenko², V.I. Mitryaikin³, O.A. Sachenkov⁴, A.K. Kuzin⁵, A.O. Denisov¹, D.G. Pliev¹, A.A. Boyarov¹, A.N. Kovalenko¹

¹ Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics, director – R.M. Tikhilov, MD Professor

² Federal Centre of Traumatology, Orthopedics and Arthroplasty, head doctor – N.S. Nikolaev MD, Cheboksary

³ A.N. Tupolev Kazan National Research Technical University, rector – A.Kh. Gilmutdinov, Professor

⁴ N.I. Lobachevsky Institute of Mathematics and Mechanics of Kazan (Volga region) Federal University, director – V.A. Chugunov, Professor, Kazan

⁵ Institute Of Metallurgy, Mechanical Engineering and Transport, acting director – A.A. Popovich, DSc Professor

⁶ Mechnikov North-Western State Medical University, rector – O.G. Khurtsilava, MD Professor St. Petersburg

Purpose. Estimation of critical value of acetabular component uncoverage enabling its implantation without an additional support.

Methods. A comparative analysis of an original method for intraoperative measurement of uncoverage space of acetabular component based on the measurement of the depth of uncovered sector with X-ray control by the same technique was carried out. Mathematical computer modeling based on the finite element technique and the mechanical experiment were performed. Critical values of uncoverage enabling safe primary fixation of acetabular component were estimated in designed models.

Results. High rate of coincidence of direct intraoperative and postoperative measurements by radiograms was obtained, testifying to the possibility of application of this technique of uncoverage estimation at the stage of preoperative X-ray planning in patients with different degree of dysplasia.

Using the finite element technique and the mechanical experiment on pelvis models, a possibility of mounting an acetabular component with moderate uncoverage within 25% without screws and with significant uncoverage to 35% with additional two screws fixation was demonstrated.

Key words: dysplasia, total hip replacement, uncoverage of acetabular component.

Введение

Тотальная замена тазобедренного сустава при тяжелой степени дисплазии относится к сложным случаям эндопротезирования, сопровождается более высокой частотой осложнений и имеет менее оптимистичный прогноз в сравнении с артропластикой при идиопатическом коксартрозе [4, 7, 8, 9, 16, 20, 22].

Характерные анатомические особенности диспластичной вертлужной впадины – недостаточная глубина, скошенность крыши и дефицит кости в передне-верхнем отделе – не позволяют при имплантации обеспечить полноценный контакт вертлужного компонента с костным ложем. Для обеспечения его надежной фиксации используют различные технические приемы: искусственная пенетрация медиальной стенки для глубокой посадки компонента, при наличии верхнего остеофита – установка чашки выше истинного центра ротации, имплантация в область истинной впадины с замещением дефицита покрытия различными вариантами костной пластики. [1, 2, 3, 15, 18, 24].

Во многих литературных источниках указывается, что минимально необходимое покрытие чашки должно составлять не менее 70% площади ее поверхности [5, 6], однако отсутствует однозначное представление о том, при каких величинах недопокрытия необходимо использовать дополнительные фиксирующие элементы – винты, и в какой степени опорные трансплантаты увеличивают надежность фиксации.

Кроме того, в большинстве случаев достаточно сложно определить, какую площадь составляет дефицит покрытия. Предоперационная оценка с использованием рентгеновских шаблонов не обеспечивает необходимой точности – оконча-

тельное решение всегда приходится принимать непосредственно во время операции. Японские исследователи рекомендуют проводить интраоперационную рентгенографию тазобедренного сустава с расчетом степени покрытия вертлужного компонента, однако это значительно увеличивает длительность оперативного вмешательства и дает дополнительную лучевую нагрузку [13]. Кроме того, расчет по рентгенограммам не является достаточно точным, поскольку плоскостное изображение не позволяет визуализировать сложную геометрию непокрытой поверхности вертлужного компонента.

Описанные проблемы заставляют исследователей искать оптимальные способы как интра-, так и предоперационного измерения недопокрытия вертлужного компонента, а также его критические величины, в пределах которых возможна длительная стабильная фиксация без дополнительной опоры.

Цель работы – определение критической величины недопокрытия ацетабулярного компонента, при которой возможна его имплантация без использования дополнительной опоры.

Материал и методы

Первым этапом исследования стала разработка оптимального способа интраоперационного измерения недопокрытия ацетабулярного компонента. Предварительно при обработке фрезами и окончательно после установки вертлужного компонента бесцементной фиксации миллиметровой линейкой или измерителем длины винтов проводилось измерение глубины (радиуса) недопокрытого сектора ацетабулярного компонента в миллиметрах (рис. 1, 2).

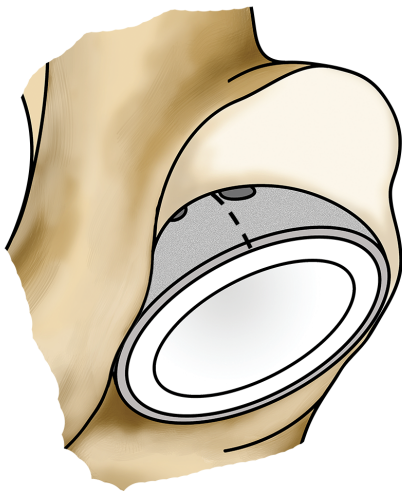


Рис. 1. Схема измерения глубины недопокрытого сектора

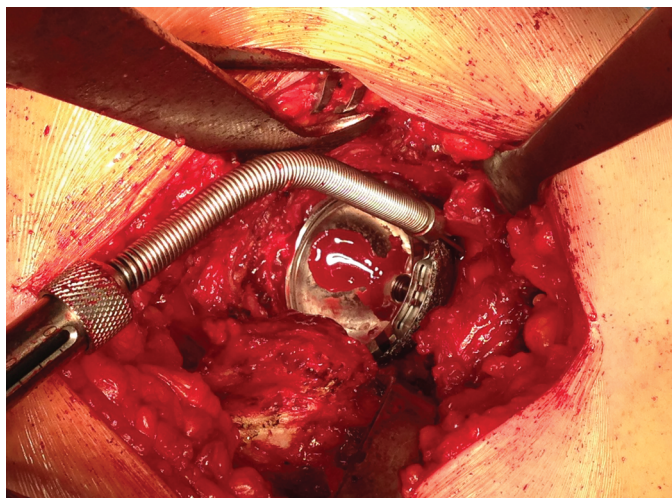


Рис. 2. Измерение глубины недопокрытого сектора (клинический пример)

Путем достаточно сложных математических вычислений, описанных 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», были рассчитаны площади недопокрытия гемисферических компонентов в зависимости от радиуса недопокрытого сектора и размера чашки. Эти данные были занесены в таблицу, которая используется для быстрого определения величины недопокрытия на основании двух показателей: диаметра чашки и глубины непокрытой части (табл. 1).

В ходе второго этапа работы было проведено сравнение величин недопокрытия, определен-

ных интраоперационно, с измерениями, выполненными тем же способом по рентгенограммам 98 пациентов с тяжелой степенью дисплазии. Измерения на рентгенограммах производились с помощью свободного программного пакета ROMAN (ROntgen MOnographic ANalysis v.1.70) (рис. 3). Данный сравнительный анализ был необходим для определения возможности ретроспективной оценки недопокрытия.

Следующим этапом для достижения финальной цели исследования были осуществлены математическое компьютерное моделирование на основе метода конечных элементов и механический эксперимент. В разработанных моделях определялись критические величины недопокрытия, позволяющие обеспечить достаточную первичную фиксацию ацетабулярного компонента.

Таблица 1

Относительное покрытие для вертлужного компонента бесцементной фиксации, проценты

Глубина недопокрытия, мм	Диаметр вертлужного компонента, мм														
	44	46	48	50	52	54	56	58	60	62	64	66	68	70	72
20	77	79	81	82	84	85	86	87	88	88	89	90	90	91	91
21	75	77	79	81	82	83	85	86	86	87	88	89	89	90	90
22	73	75	77	79	80	82	83	84	85	86	87	88	88	89	90
23	70	73	75	77	79	80	82	83	84	85	86	87	87	88	89
24	68	71	73	75	77	79	80	81	83	84	85	86	86	87	88
25	65	68	71	73	75	77	78	80	81	82	83	84	85	86	87
26	63	66	69	71	73	75	77	78	80	81	82	83	85	85	86
27	60	63	66	69	71	73	75	77	78	80	81	82	83	84	85
28	57	61	64	67	69	71	73	75	77	78	79	81	82	83	84
29	54	58	61	64	67	69	71	73	75	77	78	79	80	82	83
30	51	55	59	62	65	67	69	71	73	75	77	78	79	80	81
31	48	52	56	59	62	65	67	70	72	73	75	76	78	79	80
32	44	49	53	57	60	63	65	68	70	72	73	75	76	78	79
33	41	46	50	54	57	61	63	66	68	70	72	73	75	76	78
34	37	43	47	51	55	58	61	64	66	68	70	72	73	75	76
35	34	39	44	49	52	56	59	62	64	66	68	70	72	73	75
36	30	36	41	46	50	53	57	59	62	64	67	69	70	72	74
37	26	33	38	43	47	51	54	57	60	63	65	67	69	70	72
38	23	29	35	40	44	48	52	55	58	61	63	65	67	69	71
39	19	25	31	37	41	45	49	53	56	58	61	63	65	67	69
40	15	22	28	33	38	43	47	50	53	56	59	61	64	66	68

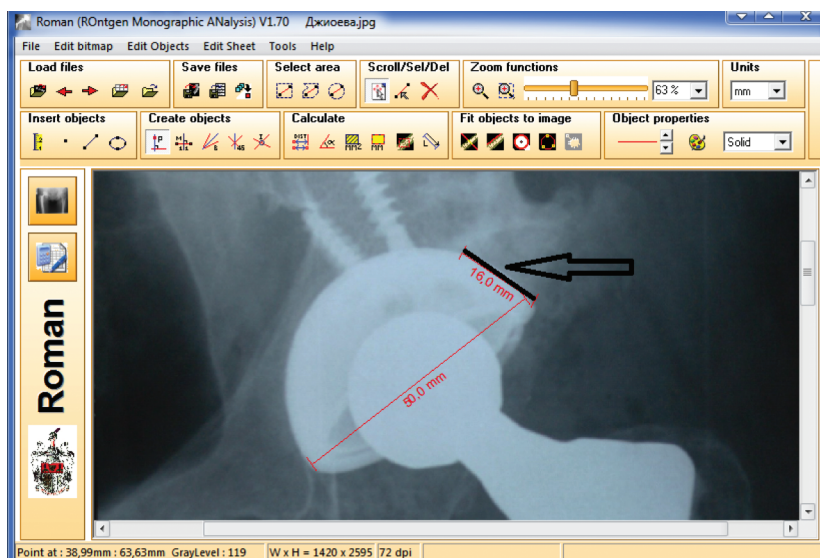


Рис. 3. Способ рентгенологического измерения недопокрытия (16 мм = 12%)

В ходе конечно-элементного моделирования, проведенного на кафедре компьютерных технологий в машиностроении Института металлургии, машиностроения и транспорта СПбГПУ исследовано напряженно-деформированное состояние вертлужной впадины в системе «тазовая кость – вертлужный компонент» для различных диаметров впадины и при разных значениях коэффициента недопокрытия. Рассмотрению подлежали как вертлужные компоненты, установленные методом press-fit, так и с дополнительной фиксацией финтами.

Компьютерная модель вертлужной впадины была получена с помощью 3D сканирования макета тазовой кости с последующей реконструкцией поверхности в CAD системе Pro/Engineer (рис. 4).

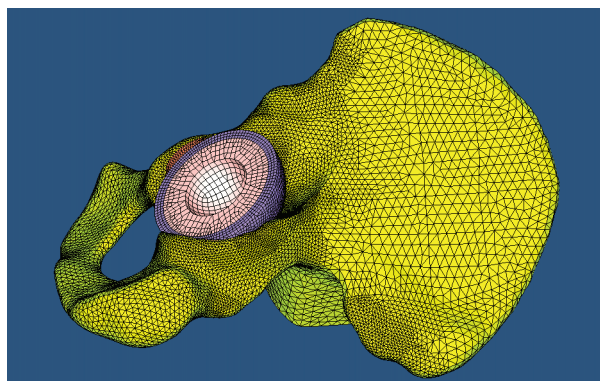


Рис. 4. Конечно-элементная модель тазовой кости и вертлужного компонента

В данном эксперименте использовались реальные упругие свойства кости, чашки, винтов и вкладыша (табл. 2).

Угол наклона чашки задавался относительно связанной с тазом системы координат XYZ и составлял 45° (рис. 5).

Количественной характеристикой величины недопокрытия служил угол между диаметром чашки и радиусом, проведенным в точку, где заканчивался контакт с крышей впадины (рис. 6).

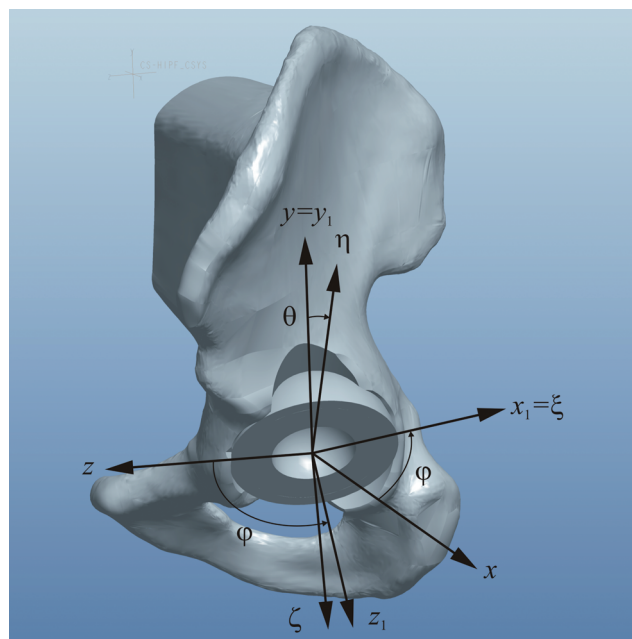


Рис. 5. Системы координат, связанные с тазом и чашкой

Таблица 2

Упругие модули материалов

Свойства материалов	Чашка и винты (титан)	Вкладыш (полиэтилен)	Субхондральная кость	Спонгиозная кость
Модуль Юнга, ГПа	100	25	10	0,5
Коэффициент Пуассона	0,3	0,35	0,3	0,3

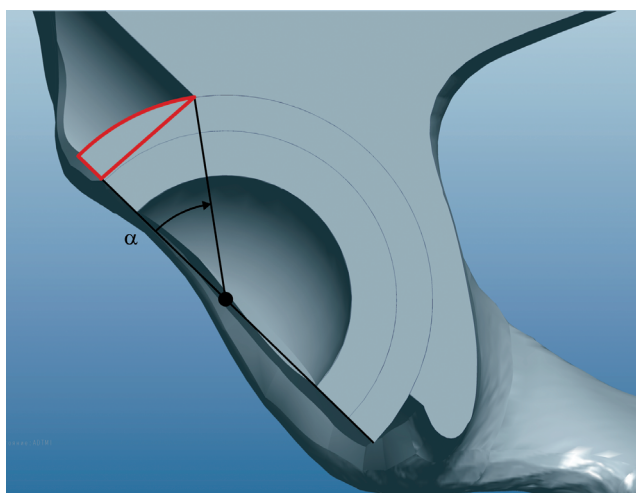


Рис. 6. Определение угла покрытия вертлужного компонента

Для создания дефекта крыши вертлужной впадины в 3D модели тазовой кости выполнялся цилиндрический вырез соответствующего радиуса. На рисунке 7 представлен пример компонента, установленного во впадину без дефекта (а) и с дефектом $\delta=30\%$ (б), что соответствует углу $\alpha=66^\circ$.

Для моделирования усилия, передаваемого на чашку со стороны бедренного компонента, использовалась постановка со сосредоточенной силой, приложенной к внутренней поверхности вкладыша. При этом считалось, что трение в паре головка-вкладыш пренебрежимо мало, поэтому сила всегда действует по нормали к поверхности вкладыша.

В ходе эксперимента для укрепления ацетабулярного компонента дополнительно были использованы винты.

Во всех расчетных моделях с учетом винтов задавались по 2 винта длиной 30 мм (рис. 8).

Моделирование было выполнено в САЕ системе ANSYS. Для каждого варианта модели (с учетом всех возможных комбинаций это 184 постановки) была решена задача упругой статики на сетках, содержащих $500-650 \times 10^3$ узлов.

С целью подтверждения результатов конечно-элементного моделирования был выполнен механический эксперимент, проведенный на ка-

федре «Основы конструирования» Казанского национального исследовательского технического университета им. А.Н. Туполева совместно с кафедрой «Теоретической механики» Института математики и механики им Н.И. Лобачевского Казанского (Приволжского) Федерального университета, в ходе которого также определялось критическое значение недопокрытия, при котором в процессе эксплуатации проявится нестабильность вертлужного компонента.

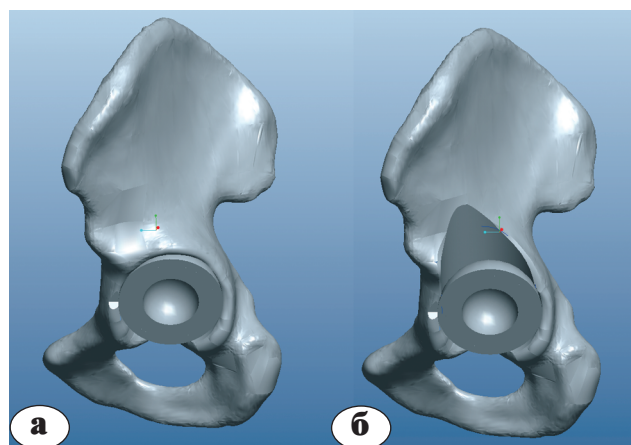


Рис. 7. Чашка, установленная во впадину: а – без дефекта крыши; б – с дефектом

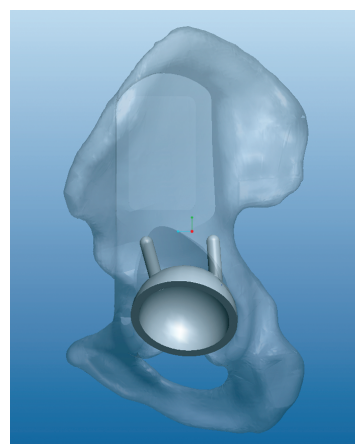


Рис. 8. Расположение винтов

При помощи фрезы диаметром 50 мм производилось формирование дефекта крыши вертлужной впадины в моделях тазовых костей фирмы «Sawbones» (Large Left Hemi Pelvis). Степень недопокрытия оценивалась в соответствии с описанным ранее способом.

Испытания проводились на универсальной двухзонной испытательной машине «УТС 110М-100» напольного исполнения, сертификат об утверждении типа средств измерений № 34879. Диапазон измеряемых нагрузок, кН: 0,001 – 100; погрешность измерения нагрузки $\pm 1\%$ (0,5)% от показания вплоть до 1/100 от

величины допустимой нагрузки тензодатчика. (рис. 9)

Перед испытанием проводилась установка вертлужного компонента в модель тазобедренного сустава и установка эндопротеза, взаимное расположение бедренного и вертлужного компонентов помечались маркером (рис. 10).

Проводились испытания макетов с установленным эндопротезом, размер вертлужной впадины 54 мм, с посадкой вертлужного компонента диаметром 56 мм. Испытания проводились для моделей, на которых имитировалось недопокрытие 18%, 25% и 33%.

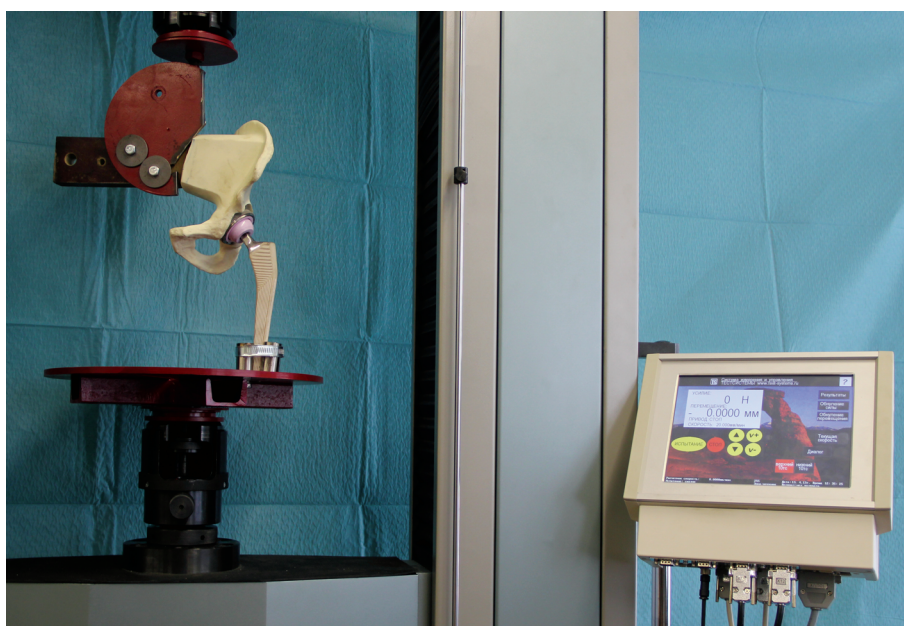


Рис. 9. Испытательная установка

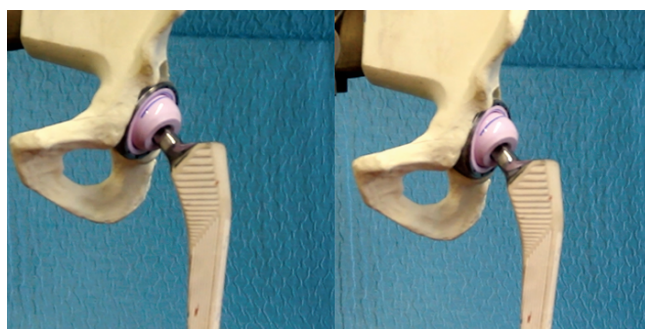


Рис. 10. Этапы эксперимента – поворот вертлужного компонента

Результаты

С помощью разработанного интраоперационного способа измерения процент недопокрытия ацетабулярного компонента у 98 пациентов в среднем составил 20,1% (SD 4,22).

При сравнении данных, полученных путем измерения недопокрытия по рентгенограммам и интраоперационным способом, коэффициент корреляции Пирсона составил 0,8722 (95% доверительный интервал 0,79–0,92; $p=0,001$), что свидетельствует о сильной взаимосвязи между этими методами (рис. 11). Столь высокий ко-

эффициент корреляции свидетельствует о возможности применения данного способа измерения недопокрытия для оценки рентгенограмм как на этапе предоперационного планирования, так и для ретроспективного анализа выживаемости вертлужного компонента у пациентов с различной степенью дисплазии.

В результате серии опытов конечно-элементного моделирования выявлено, что при увеличении величины недопокрытия свыше 25% значительно уменьшалась допустимая сила, действующая на ацетабулярный компонент (рис. 12).

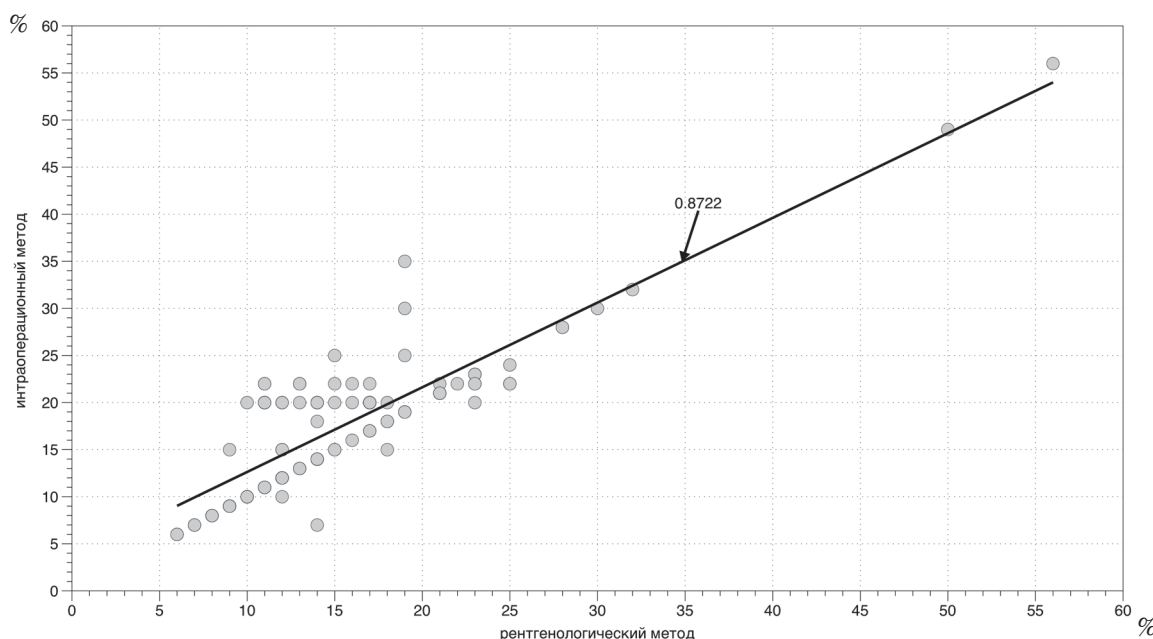


Рис. 11. Корреляционная зависимость между методами ($r=0.8722$)

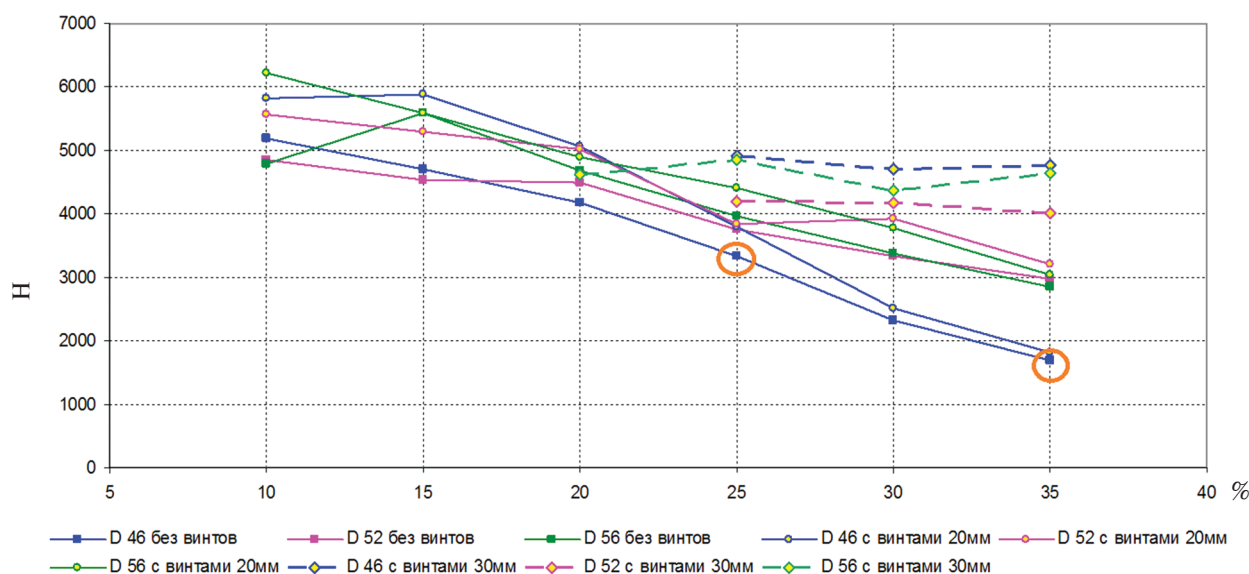


Рис. 12. Зависимость предельной силы (Н) от величины недопокрытия (проценты)

Например, допустимая величина недопокрытия вертлужного компонента (из расчета максимальной массы тела 70 кг и отсутствия дополнительной фиксации винтами) составляет 25% (табл. 3).

В свою очередь, установка винтов оказывается эффективной и позволяет увеличить предельную нагрузку в 1,5–3 раза, а допустимая масса тела во всех подобных вариантах оказывается не менее 100 кг. Таким образом, при дополнительной стабилизации возможна надежная фиксация имплантата даже при увеличении недопокрытия до 35%.

Пересчет в килограммы производится следующим образом: так как тело массой 1 кг воздействует на поверхность земли с силой 9,8 Н (≈ 10 Н), то для определения массы по известному значению силы величина силы делится на 10. В свою очередь, вычисленные предельные силы равны в среднем 4 весам тела человека, поэтому для получения максимально допустимой массы тела в килограммах соответствующее значение в таблице 3 делится на 40.

В ходе механического эксперимента отмечена высокая стабильность ацетабулярного компонента при его недопокрытии в пределах 18%, а при 25% возможно сохранение положения выживаемости имплантата, но у пациентов с весом тела не более 65 кг. Критическими в механическом эксперименте также оказались величины в пределах 33%, но дополнительная фиксация винтами позволяла в 1,5–2 раза увеличить предельно допустимую нагрузку.

На представленной диаграмме до потери несущей способности сила и перемещение возрастали (это связано с деформацией испытательного образца). Но как только вертлужный компонент начинал перемещаться как жесткое тело (другими словами терял стабильность), величина силы резко снижалась, а перемещения продолжали возрастать (рис. 13). Можно видеть, что дополнительная фиксация винтами значительно влияла на несущую способность вертлужного компонента: его смещение ограничивалось укрепляющим винтом, что увеличивало несущую способность имплантата.

Таблица 3

Предельные нагрузки на имплантат в зависимости от площади недопокрытия

Процент недопокрытия	Значения предельных сил, Н/кг					
	без винтов			с винтами 30 мм		
	D 46	D 52	D 56	D 46	D 52	D 56
10	4252,18/106	4674,00/117	4730,11/118	–	–	–
15	3880,35/97	3810,69/95	4449,88/111	–	–	–
20	3315,62/89	3219,65/80	3493,63/87	–	–	4723,20/118
25	2466,09/62	2961,20/74*	3175,01/79*	4916,73/122	4103,31/103	4631,13/116
30	1751,45/44	2646,08/66	2597,94/65	4318,34/108	3914,26/99	4062,40/102
35	1289,00/32	2178,21/54	2169,31/54	4053,03/101*	3995,82/100*	4091,44/102*

* максимально допустимая нагрузка и предельный вес пациента для соответствующего недопокрытия.

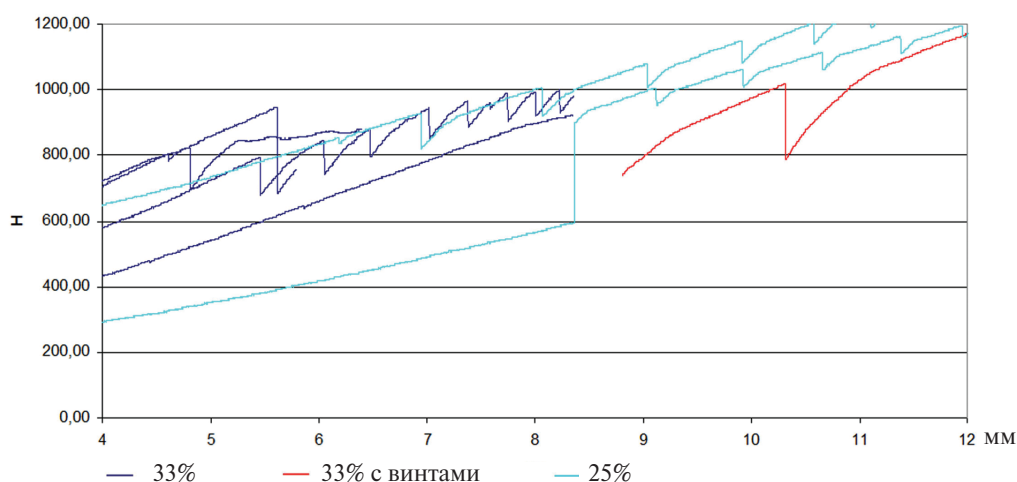


Рис. 13. Диаграммы испытаний для различных степеней недопокрытия

Обсуждение

Таким образом, при математическом моделировании и выполнении механического эксперимента были получены сходные показатели, свидетельствующие, что умеренное недопокрытие вертлужного компонента (около 15% площади или 1,5 см радиуса непокрытого сегмента при минимальных диаметрах чашки (44–46 мм)) практически не влияет на механическую стабильность имплантата и не требует использования дополнительной фиксации винтами. Однако при увеличении площади недопокрытия механическая стабильность начинает заметно снижаться, что не только должно компенсироваться дополнительной фиксацией винтами, но и может потребовать ограничения нагрузки на оперированную конечность в течение времени, необходимого для формирования надежной остеоинтеграции. Критическими значениями недопокрытия, при которых даже винтовая фиксация не гарантирует надежной первичной стабилизации вертлужного компонента, являются значения более 35% его площади, что превышает половину диаметра чашки соответствующего размера. При еще большей степени недопокрытия надежная первичная фиксация вертлужного компонента возможна только при использовании опорного структурного трансплантата (удаленная головка бедренной кости) или металлического аугмента.

Разумеется, что полученные результаты не являются абсолютно бесспорными, поскольку реальные условия во время хирургического вмешательства могут значительно отличаться от заложенных в математическую модель и имеющих место в механическом эксперименте. Не является абсолютно точным и метод интраоперационного измерения недопокрытия, так как площадь непокрытой части зависит от особенностей формирования дефектной области впадины. Но этот способ обеспечивает представление о приблизительной величине дефицита покрытия и позволяет хирургу ориентироваться в вопросах выбора дополнительных методов стабилизации. Необходимость использования дополнительной фиксации винтами и места их расположения определяются также качеством кости, уверенностью хирурга в достигнутом press-fit эффекте и локализацией непокрытой части.

В целом полученные нами результаты согласуются с данными литературы о том, что критическая величина недопокрытия составляет около 30% площади поверхности [10, 11, 12, 14, 17, 19, 21, 23]. Однако они позволяют быть более свободным в выборе хирургической тактики при имплантации вертлужного компонента и более

точно судить о степени недопокрытия вертлужного компонента как одном из факторов, влияющих на механическую стабильность имплантата.

Выводы

В ходе настоящей работы разработан и апробирован в клинике способ интраоперационного измерения величины недопокрытия ацетабулярного компонента, позволяющий более точно определять потребность в использовании структурных костных аутотрансплантатов, а также в некоторых случаях корректировать положение ацетабулярного компонента в ходе операции.

Отсутствие определенных в ходе статистического анализа различий в результатах измерений недопокрытия интраоперационно и с помощью рентгенограмм позволяет применять последний при планировании операции и ретроспективно при анализе причин расшатывания вертлужного компонента.

С помощью метода конечных элементов и механического эксперимента на моделях таза показана возможность установки ацетабулярного компонента с умеренным недопокрытием без винтов и со значительным недопокрытием до 35% с дополнительной фиксацией двумя винтами.

Литература

1. Волокитина Е.А., Колотыгин Д.А.. Особенности первичной и ревизионной имплантации бесцементного тазового компонента при диспластическом коксартрозе. Травматология и ортопедия России. 2009; (3): 119–121.
Volokitina Ye.A., Kolotygin D.A.. Osobennosti pervichnoy i revizionnoy implantatsii bestsementnogo tazovogo komponenta pri displasticheskom koksartroze [Features primary and revision cementless implantation pelvic componen t in dysplastic coxarthrosis]. Travmatologiya i ortopediya Rossii. 2009; (3): 119–121.
2. Пернер К. Применение системы Zweymuller при лечении диспластического коксартроза. Вест. травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 1999; (1): 35–38.
Perner K. Primeneniye sistemy Zweymuller pri lechenii displasticheskogo koksartroza [Application of the treatment of dysplastic coxarthrosis]. Vest. travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova. 1999; (1): 35–38.
3. Соболев И.П., Неверов В.А., Малинин В.Л. Особенности хирургического лечения дисплазии тазобедренного сустава у взрослых. СПб.: изд. дом СПбМАПО; 2005. 16 с.
Sobolev I.P., Neverov V.A., Malinin V.L. Osobennosti khirurgicheskogo lecheniya displazii tazobedrennogo sustava u vzroslykh [Features surgical treatment of hip dysplasia in adults]. SPb.: izd. dom SPbMAPO; 2005. 16 s.
4. Тихилов Р.М., Шаповалов В.М., ред. Руководство по эндопротезированию. СПб.; 2008. 324 с.
Tikhilov R.M., Shapovalov V.M., red. Rukovodstvo po endoprotezirovaniyu [Guide arthroplasty]. SPb.; 2008. 324 s.

5. Anderson M.J., Harris W.H. Total hip arthroplasty with insertion of the acetabular component without cement in hips with total congenital dislocation or marked congenital dysplasia. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1999; 81 (3): 347 – 354.
6. Atilla B. Position of the acetabular component determines the fate of femoral head autografts in total hip replacement for acetabular dysplasia. *J. Bone Joint Surg. B.* 2007; 89 (7):874 – 878.
7. Bektaşer B. Total hip arthroplasty in patients with osteoarthritis secondary to developmental dysplasia of the hip: results after a mean of eight-year follow-up. *Acta Orthop. Traumatol. Turc.* 2007; 41 (2):108 – 112.
8. Delbarre J.C. Total hip arthroplasty after proximal femoral osteotomy: 75 cases with 9-year follow-up. *Rev. Chir. Orthop.* 2002; 88 (3):245-256.
9. 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; 23 (2):235 – 240.
10. 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; 73:1348 – 1354.
11. 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; 24: 679 – 695.
12. Jasty M., Anderson M.J., Harris W.H. Total hip replacement for developmental dysplasia of the hip. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1995; (311):40 – 45.
13. Kaneuji A. Minimum ten-year results of a porous acetabular component for Crowe I to III hip dysplasia using an elevated hip center *J. Arthroplasty.* 2009; 24 (2):187 – 194.
14. Kim Y.H., Kim J.S. Total hip arthroplasty in adult patients who had developmental dys-plasia of the hip. *J. Arthroplasty.* 2005; 20:1029 – 1036.
15. Li J. Total hip arthroplasty for patients with osteoarthritis secondary to hip developmental dysplasia. *Zhonghua Wai Ke Za Zhi.* 2005; 43 (4): 255 – 258.
16. Rogers B.A., Garbedian S., Kuchinad R.A. Total hip arthroplasty for adult hip dysplasia. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2012; 94:1809 – 1821.
17. Shetty A.A., Sharma P., Singh S. Bulk femoral-head autografting in unce-mented total hip arthroplasty for acetabular dysplasia: results at 8 to 11 years follow-up. *J. Arthroplasty.* 2004; 19:706 – 713.
18. Shi Z.C., Li Z.R., Sun W. Acetabular component centralization in total hip arthroplasty for acetabular dysplasia. *Zhonghua Wai Ke Za Zhi.* 2004; 42 (23):1412 – 1415.
19. Shinar A.A., Harris W.H. Bulk structural autogenous grafts and allografts for recon-struction of the acetabulum in total hip arthroplasty: sixteen-year-average follow-up. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1997; 79:159 – 168.
20. Shinar, A.A., Harris W.H. Cemented total hip arthroplasty following previous femoral osteotomy: an average 16-year follow-up study. *J. Arthroplasty.* 1998; 13 (3):243-253.
21. Silber D.A., Engh C.A. Cementless total hip arthroplasty with femoral head bone grafting for hip dysplasia. *J. Arthroplasty.* 1990; 5:231 – 240.
22. Søballe, K. Total hip replacement after medial-displacement osteotomy of the proximal part of the femur. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1989; 71 (5): 692 – 697.
23. Thillemann T. Implant survival after primary total hip arthroplasty due to childhood hip disorders: results from the Danish Hip Arthroplasty Registry. *Acta Orthop.* 2008; 79 (6):769-776.
24. Zhang X., Zhou Y., Ren X. Total hip arthroplasty for treatment of developmental dysplasia of the hip. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* 2006; 20 (6):647 – 650.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

Тихилов Рашид Муртузалиевич – Тихилов Рашид Муртузалиевич – д.м.н., профессор директор РНИИТО им. Р.Р. Вредена, профессор кафедры травматологии и ортопедии СЗГМУ им. И.И. Мечникова

e-mail: info@rniito.org;

Шубняков Игорь Иванович – к.м.н. ученый секретарь

e-mail: shubnyakov@mail.ru;

Мазуренко Андрей Васильевич – заведующий травматолого-ортопедическим отделением

e-mail: amazourenko.home@inbox.ru

Митряйкин Виктор Иванович – д.т.н., профессор кафедры основ конструирования

e-mail: kati_mit@mail.ru;

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

e-mail: 4works@bk.ru;

Кузин Алексей Константинович – ассистент кафедры

e-mail: kuzin_aleksei@mail.ru;

Денисов Алексей Олегович – к.м.н. научный сотрудник отделения патологии тазобедренного сустава

e-mail: med-03@yandex.ru;

Плиев Давид Гивиевич – к.м.н. научный сотрудник отделения патологии тазобедренного сустава

e-mail: pliev@gmail.com;

Бояров Андрей Александрович – лаборант-исследователь отделения патологии крупных суставов;

e-mail: bojaroffaa@mail.ru;

Коваленко Антон Николаевич – к.м.н. научный сотрудник отделения диагностики заболеваний и повреждений ОДС

e-mail: ankovalenko@rniito.ru.

Рукопись поступила 28.11.13