

- lost functions restoration (Part 1). Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova. 2015; 3: 73–7].
25. Basso D.M., Beattie M.S., Bresnahan J.C. A sensitive and reliable locomotor rating scale for open field testing in rats. J. Neurotrauma. 1995; 12: 1–21.
26. Nashmi R., Imamura H., Tator C.H., Fehlings M.G. Serial recording of somatosensory and myoelectric motor evoked potentials: Role in assessing functional recovery after graded spinal cord injury in the rat. J. Neurotrauma. 1997; 14: 151–9.
27. Ito A., Shinkai M., Honda H., Kobayashi T. Medical application of functionalized magnetic nanoparticles. J. Biosci. Bioeng. 2005; 100: 1–11.
28. Pisanic T.R., Blackwell J.D., Shubayev V.I., Finones R.R., Jin S. Nanotoxicity of iron oxide nanoparticle internalization in growing neurons. Biomaterials. 2007; 28 (25): 72–81.

Сведения об авторах: Колесов С.В. — доктор мед. наук, профессор, зав. отделением патологии позвоночника ЦИТО; Пантелеев А.А. — аспирант ЦИТО; Сажнев М.Л., Казьмин А.И. — кандидаты мед. наук, врачи отделения патологии позвоночника.

Для контактов: Сажнев Максим Леонидович. 127299, Москва, ул. Приорова, д. 10, ЦИТО. Тел.: 8 (495) 450–44–51. E-mail: mak.sajnev@yandex.ru.

© Коллектив авторов, 2016

ВЛИЯНИЕ УГЛА ИНКЛИНАЦИИ НА ИЗНОС ПОЛИЭТИЛЕНОВЫХ ВКЛАДЫШЕЙ В ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ МОДУЛЕ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

А.И. Колесник, Н.С. Гаврюшенко, В.Г. Булгаков, Е.Б. Фролов, Л.В. Фомин

ФГБУ «Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова» Минздрава России, Москва; ГБОУ ВПО «Курский государственный медицинский университет» Минздрава России, Курск, РФ

Изучена локализация и площадь износа полиэтиленового вкладыша в паре трения экспериментального модуля эндопротеза тазобедренного сустава (ТБС) в лабораторных динамических условиях, имитирующих его биомеханику при наружной ротационной контрактуре ТБС. Установлено, что локализация и площадь износа полиэтиленового вкладыша зависят от величины угла горизонтальной инклинации в паре трения эндопротеза ТБС. При угле инклинации, равном таковому в ТБС, фиксировалась практически одинаковая площадь износа полиэтилена в переднем и заднем отделах вкладышей. Уменьшение угла инклинации приводит к увеличению площади износа в переднем отделе и его уменьшению — в заднем. Смещение участка износа в передний отдел сопровождается снижением общей площади износа вкладыша. При сохраняющейся нагрузке это создает условия для повышенного износа полиэтиленового вкладыша эндопротеза ТБС.

Ключевые слова: модуль эндопротеза, пара трения, угол инклинации, износ полиэтилена, тазобедренный сустав.

Influence of Inclination Angle on the Polyethylene Insert Wear in Experimental Module of Hip Endoprosthesis

A.I. Kolesnik, N.S. Gavryushenko, V.G. Bulgakov, E.B. Frolov, L.V. Fomin

N.N. Priorov Central Institute of Traumatology and Orthopaedics, Moscow;
Kursk State Medical University Russia, Kursk, Russia

Localization and the area of polyethylene insert wear in friction pair of the experimental module of hip joint (HJ) endoprosthesis was studied under laboratory dynamic conditions simulating its biomechanics at HJ external rotation contracture. It was stated that localization and the area of wear depended on the angle of horizontal inclination in friction pair of HJ endoprosthesis. Almost the same areas of polyethylene wear in anterior and posterior insert segments were observed when inclination angle was equal to that of the hip joint. Reduction of inclination angle resulted in the increase of wear surface in the anterior segment and its decrease in the posterior one. Displacement of the wear zone into the anterior segment was accompanied by the reduction of total insert wear area. At repeated loadings it created conditions for the higher polyethylene insert wear.

Key words: endoprosthesis module, friction pair, inclination angle, polyethylene wear, hip joint.

Введение. У больных коксартрозом в большинстве случаев имеется наружная ротационная контрактура (НРК) тазобедренного сустава (ТБС) разной степени выраженности. Биомеханически

контрактура проявляется уменьшением величины угла горизонтальной инклинации в ТБС, обусловленным укорочением мышц группы наружных ротаторов бедра, что в значительной степени

нарушает мышечный баланс мышц-ротаторов. Выраженная ротационная контрактура способна нарушить функционирование узла трения эндопротеза ТБС, приводя к повышенному износу подвижных компонентов. Актуальность проблемы была подтверждена данными анализа ранних и отдаленных результатов первичного эндопротезирования ТБС, который показал, что контрактура сохранялась у 55,2% прооперированных [1]. В связи с этим при выполнении замены ТБС с целью восстановления мышечного баланса ротаторов бедра настоятельно рекомендуют интраоперационное устранение НРК [1, 2].

Известно, что износ полиэтиленовой чашки или вкладыша металлической чашки эндопротеза ТБС сопровождается развитием асептической нестабильности имплантата и чем раньше и быстрее изнашивается полиэтилен, тем быстрее развивается это осложнение [3, 4]. Однако износ полиэтилена в лабораторных опытах, моделирующих различное положение компонентов эндопротезов, изучен недостаточно, причем такая оценка условий и степени износа полимерных компонентов на имитаторах является довольно длительным процессом. Для изучения износа полиэтиленового вкладыша металлической чашки эндопротеза ТБС разработаны соответствующие рекомендации [5].

Целью настоящей работы было изучить локализацию и площадь износа полиэтиленового вкладыша в паре трения экспериментального модуля эндопротеза ТБС в лабораторных динамических условиях, имитирующих его биомеханику при НРК.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

С целью выполнения данного исследования была разработана методика — «экспресс-моделирование износа полиэтилена» [6]. Для реализации данной методики предложены специальная головка эндопротеза с шероховатой поверхностью и оригинальный экспериментальный модуль эндопротеза ТБС (рис. 1, а). Эксперименты по изучению износа проведены в испытательной лаборатории ЦИТО им. Н.Н. Приорова на испытательной машине Walter+Bay AG LFV 10–50Т при температуре окружающей среды 21–23°C в условиях сухого трения.

Для определения локализации износа, подсчета площади участков износа полиэтиленовых вкладышей и их фотофиксации использован стереомикроскоп Leica M125 с видео-тест-системой, представленной цифровой цветной камерой «Leica DFC420» [7]. Стереомикроскоп оснащен лицензионной графической программой анализа изображений с функцией вычисления площади изображения нестандартной формы (рис. 1, б). Программа испытания разработана с помощью программного обеспечения DionPro, позволяющего регистриро-

вать в режиме реального времени текущие значения нагрузки, перемещения и количества циклов, а также останавливать испытание при разрушении образца.

При моделировании экспериментов использовали ранее установленное соответствие (табл. 1) между изучаемыми показателями [8].

В эксперименте использованы 64 полиэтиленовых вкладыша. В зависимости от угла инклинации в паре трения — 0°, 10°, 20° и 30° — было сформировано 4 группы — А, Б, В и Г соответственно.

Статистическую обработку полученных данных выполняли с помощью аналитического пакета приложения Microsoft Excel Office 2010. Расчет непараметрического критерия Манна — Уитни осуществляли в программной среде BioStat 2007. Различия считали статистически значимыми при $p \leq 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Как видно из табл. 2, при уменьшении угла инклинации происходило перераспределение участка износа с преобладанием износа в передних (0–90° и 90–180°) и его уменьшением в задних (180–270° и 270–360°) секторах. Наиболее выраженное смещение износа наблюдалось при начальном изменении угла инклинации на 10°, так что увеличение площади износа в передних секторах составило около 54 мм². В то же время в задних секторах имело место снижение площади износа на 88 мм². При дальнейшем уменьшении угла наблюдалось последующее менее значимое увеличение данного показателя в

Табл. 1. Клинико-биомеханическое соответствие рентгенометрической степени НРК, величины угла инклинации ТБС и модуля эндопротеза

Степень рентгенометрической НРК ТБС	Угол инклинации в ТБС/угол инклинации в модуле эндопротеза ТБС, градусы			
Отсутствует	66/0	—	—	—
1-я степень	—	56/10	—	—
2-я степень	—	—	46/20	—
3-я степень	—	—	—	36/30

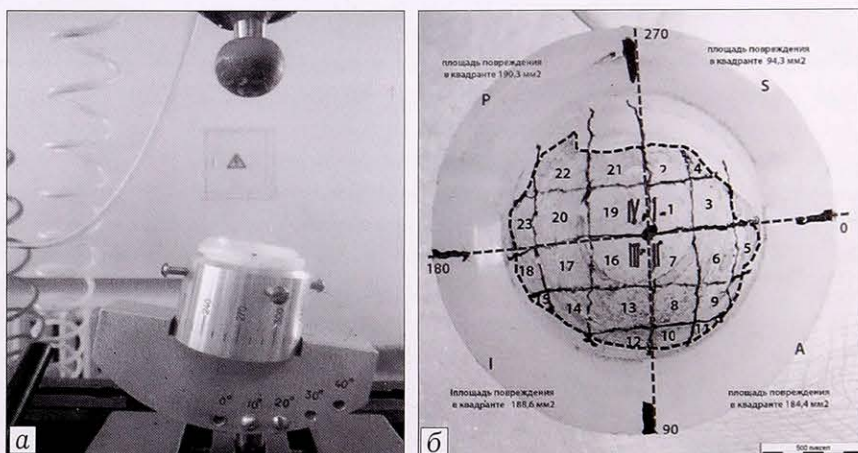


Рис. 1. Экспериментальный модуль эндопротеза ТБС на платформе испытательной машины (а) и определение площади износа в секторах А, I, Р, S полиэтиленового компонента эндопротеза (б).

Табл. 2. Показатели площади износа полиэтилена (в мм²) по секторам внутренней поверхности вкладышей

Группа	Сектор внутренней поверхности вкладышей				Суммарная площадь износа
	0–90°	90–180°	180–270°	270–360°	
А (0°)	168,7±4,5	160,8±4,9	168,4±4,4	159,9±5,0	657,8±2,6
Б (10°)	196,0±4,2	187,7±4,2	124,1±4,2	115,8±4,2	623,6±0,1*
В (20°)	212,4±4,7	204,5±4,0	101,6±4,0	93,3±4,0	611,8±2,2*
Г (30°)	216,1±4,2	207,8±4,2	94,3±4,2	86,0±4,2	604,2±0,1*

Примечание. * — статистическая значимость различий по сравнению с группой А ($p \leq 0,05$).

передних секторов вкладышей и его уменьшение — в задних. Что касается суммарной площади износа во всех секторах, то она последовательно снижалась при уменьшении степени инклинации, и при угле 30° в модуле эндопротеза она составляла 91,8% от ее величины в группе А.

При анализе изменения площади износа в переднем и заднем отделах внутренней поверхности испытанных вкладышей выявлено, что при угле инклинации в экспериментальном модуле эндо-

Табл. 3. Показатели площади износа полиэтилена (в мм²) в отделах внутренней поверхности вкладышей

Группа	Отдел внутренней поверхности вкладышей		Разность площадей износа
	передний	задний	
А (0°)	329,4±1,4	328,4±1,4	1,0±1,1
Б (10°)	383,8±0,1	239,9±0,1*	143,9±0,1
В (20°)	417,0±2,2	195,0±0,1*	222,0±2,2
Г (30°)	423,9±0,05	180,4±0,1*	243,5±0,1

Примечание. * — статистическая значимость различий площади износа в переднем и заднем отделе вкладышей в группах ($p \leq 0,05$).

протеза ТБС, равном 0° (группа А), фиксировалась практически одинаковая площадь износа полиэтилена в указанных отделах вкладышей с разницей в 1 мм². Напротив, при углах инклинации, равных 10°, 20° и 30°, происходило последовательное нарастающее увеличение площади износа в передних отделах полиэтиленовых вкладышей и ее уменьшение — в задних (табл. 3).

Схема распределения износа, разница в площади которого по отделам указана в табл. 3, представлена на рис. 2. Видно, что при величине угла инклинации в модуле, равной 0°, наблюдалось равномерное распределение площади износа в отделах вкладышей (рис. 2, а). Определение соотношения площади износа вкладышей при величине угла инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза, равной 10° (группа Б, моделирование НРК ТБС 1-й степени), выявило преобладание износа полиэтилена в переднем отделе внутренней поверхности испытываемых вкладышей, составившее 62% общей площади износа (рис. 2, б). При 20° угле инклинации (группа В, моделирование НРК ТБС 2-й степени) усиливался износ полиэтилена в переднем

отделе внутренней поверхности испытываемых вкладышей, который достигал 68% от общего износа поверхности (рис. 2, в). При значении угла инклинации в модуле, равном 30° (группа Г, моделирование НРК ТБС 3-й степени), шло дальнейшее нарастание площади износа полиэтилена в переднем отделе внутренней поверхности испытываемых вкладышей до 70%, что составляло более 2/3 общей площади износа (рис. 2, г). Таким образом, полученные результаты свидетельствуют о неравномерном износе полиэтилена с возрастанием площади износа в переднем отделе вкладышей при уменьшении угла инклинации головки модуля эндопротеза ТБС.

ОБСУЖДЕНИЕ

Для достижения благоприятных результатов при эндопротезировании ТБС необходимо обеспечить правильное положение ацетабулярного компонента. Положение чашки определяется его установкой под определенными

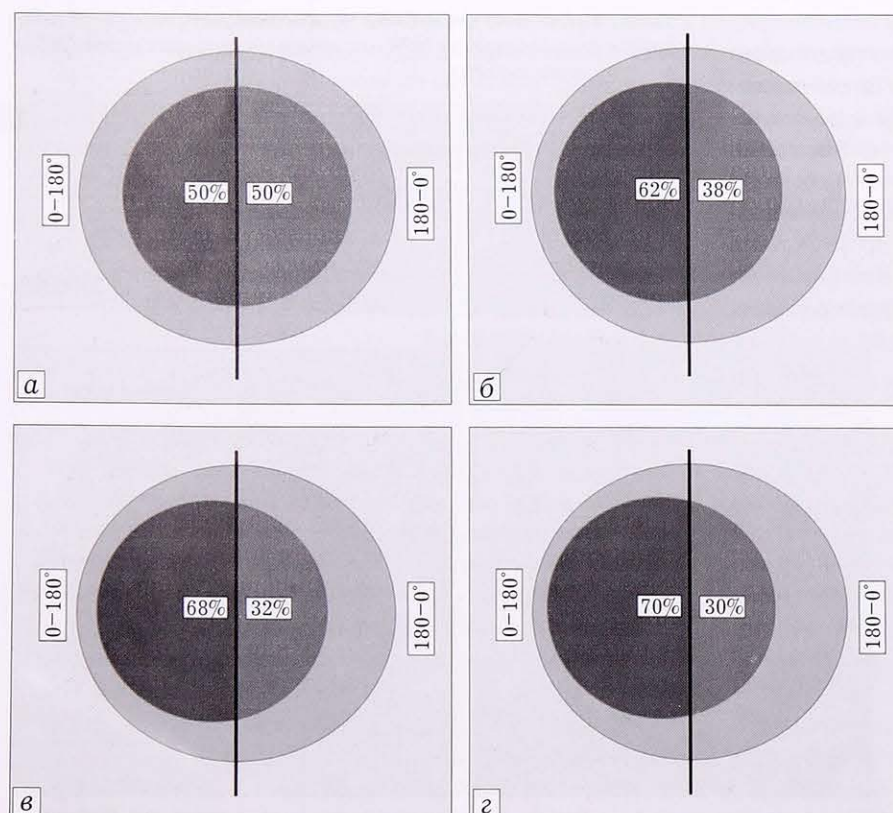


Рис. 2. Схема распределения площади износа по отделам вкладышей при углах инклинации в модуле, равных 0° (а), 10° (б), 20° (в), 30° (г).

ми углами абдукции и антеверсии [9] и достаточно широко варьирует. Так, в работе [10] при использовании керамо-керамической пары у 126 (64%) больных на рентгенограммах угол инклинации соответствовал 35–45°, у 64 (33%) больных он равнялся 46–50°, а у 7 (3%) прооперированных он был менее 35°.

Наряду с этим в литературе представлены противоречивые данные относительно важности этого параметра. В исследовании Т. Kadar и соавт. [11], использовавших пары керамика–полиэтилен и металл–полиэтилен по прошествии 2 лет после операции не выявлено взаимосвязи между углом инклинации и оседанием бедренной головки эндопротеза вследствие износа полиэтилена, так же как и с миграцией чашки при ее цементной фиксации [11]. По результатам более продолжительного 5-летнего исследования с использованием пар керамика–керамика и металл–полиэтилен также сделан вывод об отсутствии связи между углом инклинации и функциональными результатами установки имплантатов [12]. В приведенной ранее работе Т.О. Скипенко [10] доля отличных и хороших результатов через 5–10 лет после установки эндопротеза составила в целом 96%. Следовательно, положительные результаты получены при всех указанных углах инклинации, т.е. фактически независимо от этого показателя, варьирующего от значений менее 35° до 50°.

Вместе с тем известно, что одним из основных негативных последствий ненадлежащей установки полиэтиленовой чашки является усиление износа полимера с последующей воспалительной реакцией тканей на частицы износа и развитием нестабильности имплантата. Несмотря на то что большая часть работ посвящена износу полиэтилена, неблагоприятные последствия неправильной установки ацетабулярного компонента проявляются и при использовании металл–металлической пары трения [13]. Было установлено, что в этом случае имеется пороговое значение угла инклинации, равное 50°. При значениях угла, ниже указанного, в крови пациентов спустя 2 года после операции определялось количество кобальта и хрома, равное соответственно 1,6 и 1,9 части на 1 млрд. В случае превышения этого порога содержание указанных металлов составляло 4,4 и 4,3 части на 1 млрд, причем содержание металла в крови пациентов с превышением данного угла всегда было больше, чем у пациентов с меньшей степенью инклинации. В работе, посвященной выяснению важности угла инклинации и фиксирования центра ротации головки для уменьшения износа, установлена связь износа с углом инклинации, но не с центром ротации [14]. При изменениях угла инклинации существенно меняется максимум контактной нагрузки, что коррелирует с величиной объемного износа.

В то время как важность угла инклинации во многих работах все же признается, остается неясной связь между изменением угла инклинации и

износом компонентов в паре трения эндопротезов. Так, в работе [15] определено, что показатель износа полиэтилена, рассчитанный с применением метода конечных элементов, соответствует износу, измеренному у пациентов с 5-летним сроком имплантации. В ходе рентгенографического анализа установлено, что увеличение угла инклинации связано с большей линейной скоростью износа. В параллельной серии опытов на симуляторе суставов также выявлено, что увеличение угла свыше 45° приводит в среднем к 40% увеличению линейного износа полиэтилена. Подобно этому в ходе 4-летнего исследования показано, что при угле инклинации меньше 45° износ составлял 0,12 мм/год против 0,18 мм/год, если угол был больше 45°, т.е. увеличился на 50%, что согласуется с данными предыдущей работы [16].

В настоящей работе установлено, что как локализация, так и площадь изнашиваемого участка внутренней поверхности вкладыша зависит от величины угла инклинации в паре трения. При значении этого показателя в экспериментальном модуле эндопротеза, равном 0°, площадь износа полиэтилена в переднем и заднем отделах практически одинакова. Уменьшение угла инклинации вызывает смещение участка износа в передний отдел вкладыша. При этом общая площадь износа снижается, что при сохраняющейся величине нагрузки создает условия для повышенного износа полимера в участке контакта с головкой эндопротеза. Это согласуется с результатами ряда недавно проведенных исследований. Так, используя симулятор суставов и метод конечных элементов, было изучено влияния разных углов инклинации (0°, 40°, 50° и 70°) на скорость и площадь изнашивания полиэтилена, а также на контактную нагрузку [17]. Показано, что существует обратная взаимосвязь между скоростью объемного износа полимера и углом инклинации, так что больший угол инклинации скорее связан с меньшим, а не большим износом. Однако, по мнению авторов, это обстоятельство теряет свое значение в свете возможных осложнений в виде импинджмента, нежелательной краевой нагрузки чашки при более крутых углах ее установки. Эти осложнения могут быть объяснением неудовлетворительной работы имплантата при углах инклинации более 40°. В статье [18] также указано, что износ полиэтилена больше при уменьшении угла инклинации чашки. Такая же связь установлена и в работе [19], в которой проведено рентгенологическое изучение эндопротезов ТБС у 95 пациентов. Подчеркнуто, что объемный износ статистически значимо снижался при увеличении угла инклинации ($p < 0,006$). Также при этом обращено внимание на повышение риска вывиха искусственной головки из чашки.

Заключение. Таким образом, полученные результаты свидетельствуют, что при моделировании сохранения баланса ротаторов бедра в ТБС (угол инклинации в модуле равен 0°) достигается

надлежащая центрация головки во вкладыше экспериментального модуля эндопротеза, и, соответственно, равномерное распределение нагрузки. Уменьшение угла инклинации сопровождается увеличением площади износа в передних отделах вкладышей и снижением общей площади износа, что приводит к повышению удельной нагрузки на полиэтиленовый вкладыш. Вследствие смещения изнашивания в передний отдел происходит нарушение должной сферической формы внутренней поверхности полимерного вкладыша, что дополнительно ухудшает функционирование трущейся пары и эндопротеза ТБС в целом.

ЛИТЕРАТУРА [REFERENCES]

1. Солодилов И.М., Колесник А.И., Сизых С.Г., Алпеев А.В., Гонеев С.В., Кравченко С.А. и др. Результаты эндопротезирования больных коксартрозом с наружной ротационной контрактурой тазобедренного сустава. Курский научно-практический вестник «Человек и его здоровье». 2012; 2: 117–22 [Solodilov I.M., Kolesnik A.I., Sizykh S.G., Alpeev A.V., Goneev S.V., Kravchenko S.A., et al. Results of endoprosthesis in patients with coxarthrosis with external rotation contracture. Kurskiy nauchno-prakticheskiy vestnik "Chelovek i zdorov'e". 2012; 2: 117–22 (in Russian)].
2. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., ред. Руководство по хирургии тазобедренного сустава. т. 1. СПб: РНИИТО им. Р.Р. Вредена; 2014 [Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I., ed. Manual on hip surgery. V. 1. St. Petersburg: RNIITO im. R.R. Vredena; 2014 (in Russian)].
3. Загородний Н.В., Каграманов С.В., Чрагян Г.А. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава бесцементными компонентами эндопротеза Цваймюллера (Bicon, SL и SLR-plus). Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. 2012; 1: 66–72 [Zagorodniy N.V., Kagramanov S.V., Chragyan G.A. Revision hip arthroplasty with use of the cementless Zweymuller endoprosthesis components (Bicon, SL and SLR-plus) (in Russian)].
4. Кавалерский Г.М., Мурылев В.Ю., Петров Н.В., Силин Л.Л., Рукин Я.А. Асептическое расшатывание эндопротеза тазобедренного сустава. М.: Медицина; 2011 [Kavalerskiy G.M., Murylev V.Yu., Petrov N.V., Silin L.L., Rukin Ya.A. Aseptic loosening of hip endoprosthesis. Moscow: Meditsina; 2011 (in Russian)].
5. Жабин А.И., Носкова Т.И., Гаврюшенко Н.С., Захарова В.И., Образцова Л.Н., Курзин А.А. Протезы тазобедренных суставов. Лабораторная оценка степени износа трущихся поверхностей. Основные рекомендации. Р 42-610-02. М.: ВНИИИМТ; 2002 [Zhabin A.I., Noskova T.I., Gavryushenko N.S., Zakharova V.I., Obratsova L.N., Kurzin A.A. Hip joint endoprostheses. Laboratory analysis of the degree of friction surfaces wear. Basic recommendations. R 42-610-02. Moscow: VNIIMT; 2002 (in Russian)].
6. Колесник А.И., Гонеев С.В., Соколенко Н.В., Гаврюшенко Н.С., Андросов В.В., Гончаров Н.Н. и др. Способ экспресс-моделирования износа полиэтиленового вкладыша металлической чашки или полиэтиленовой чашки в динамических условиях при разных углах горизонтальной инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза тазобедренного сустава. Патент РФ № 2550730; 2015 [Kolesnik A.I., Goneev S.V., Sokolenko N.V., Gavryushenko N.S., Androsov V.V., Goncharov N.N., et al. Method for express modelling of polyethylene insert wear in either metallic or polyethylene cup under dynamic conditions at different angles of horizontal inclination in experimental module of hip endoprosthesis. Patent RF, N 2550730; 2015 (in Russian)].
7. Колесник А.И., Гонеев С.В., Гаврюшенко Н.С., Соколенко Н.В., Андросов В.В., Гончаров Н.Н. и др. Экспериментальный модуль эндопротеза тазобедренного сустава для экспресс-моделирования износа полиэтиленового вкладыша металлической чашки или полиэтиленовой чашки эндопротеза тазобедренного сустава. Полезная модель РФ № 153973; 2015 [Kolesnik A.I., Goneev S.V., Gavryushenko N.S., Sokolenko N.V., Androsov V.V., Goncharov N.N., et al. Experimental module of hip endoprosthesis for express modelling of polyethylene insert wear in either metallic or polyethylene cup. Useful model RF, N 153973; 2015 (in Russian)].
8. Докалин А.Ю., Фролов Е.Б., Чеботарева Т.М., Сизых С.Г., Колесник А.И., Соколенко Н.В. и др. Клинико-биомеханическое соответствие наружной ротационной контрактуры и горизонтальной инклинации экспериментального модуля тазобедренного сустава. В кн.: Материалы межрегиональной научно-практической конференции «Актуальные вопросы травматологии, ортопедии и комбустиологии». Воронеж: 2014: 24–5 [Dokalin A.Yu., Frolov E.B., Chebotaryova T.M., Sizykh S.G., Kolesnik A.I., Sokolenko N.V., et al. Clinical and biochemical conformity of external rotation contracture with horizontal inclination in experimental module of hip endoprosthesis. In: Actual problems in traumatology, orthopaedics and combustiology. Proc. Interregional Scient.-Pract. Conf. Voronezh; 2014: 24–5 (in Russian)].
9. Ахтямов И.Ф., Кузин В.В., Кузьмин И.И., Рыков Ф.Г., Туренков С.В. Новые способы профилактики интраоперационных осложнений эндопротезирования тазобедренного сустава. Гений ортопедии. 2007; 2: 71–5 [Akhtyamov I.F., Kuzin V.V., Kuz'min I.I., Rykov F.G., Turenkov S.V. New ways for prevention of the hip endoprosthetics intraoperative complications. Geniy ortopedii. 2007; 2: 71–5 (in Russian)].
10. Скипенко Т.О. Отдаленные результаты тотального эндопротезирования тазобедренного сустава с керамика-керамической парой трения: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М.; 2014 [Skipenko T.O. Long term results of total hip arthroplasty with ceramic-ceramic friction pair. Cand. med. sci. Diss. Moscow; 2014 (in Russian)].
11. Kadar T., Furnes O., Aamodt A., Indrekvam K., Havelin L., Haugan K., Espehaug B., Hallan G. The influence of acetabular inclination angle on the penetration of polyethylene and migration of the acetabular component: a prospective, radiostereometric study on cemented acetabular components. J. Bone Joint. Surg. Br. 2012; 94 (3): 302–7.
12. Johansson H.R., Johnson A.J., Zywiell M.G., Naughton M., Mont M.A., Bonutti P.M. Does acetabular inclination angle affect survivorship of alumina-ceramic articulations? Clin. Orthop. Relat. Res. 2011; 469 (6): 1560–6.
13. Hart A.J., Buddhdev P., Winship P., Faria N., Powell J.J., Skinner J.A. Cup inclination angle of greater than 50 degrees increases whole blood concentrations of cobalt and chromium ions after metal-on-metal hip resurfacing. Hip. Int. 2008; 18 (3): 212–9.
14. Wan Z., Boutary M., Dorr L.D. The influence of acetabular component position on wear in total hip arthroplasty. J. Arthroplasty. 2008; 23 (1): 51–6.
15. Patil S., Bergula A., Chen P.C., Colwell C.W. Jr, D'Lima D.D. Polyethylene wear and acetabular component orientation. J. Bone Joint. Surg. Am. 2003; 85 (Suppl. 4): 56–63.
16. Little N.J., Busch C.A., Gallagher J.A., Rorabeck C.H., Bourne R.B. Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset. Clin. Orthop. Relat. Res. 2009; 467 (11): 2895–2900.
17. Korduba L.A., Essner A., Pivec R., Lancin P., Mont M.A., Wang A., Delanois R.E. Effect of acetabular cup abduction angle on wear of ultrahigh-molecular-weight poly-

ethylene in hip simulator testing. Am. J. Orthop. (Belle Mead NJ). 2014; 43 (10): 466–71.

18. Košak R., Kralj-Iglič V., Iglič A., Daniel M. Polyethylene wear is related to patient-specific contact stress in THA. Clin. Orthop. Relat. Res. 2011; 469 (12): 3415–22.

19. Rijavec B., Košak R., Daniel M., Kralj-Iglič V., Dolinar D. Effect of cup inclination on predicted contact stress-induced volumetric wear in total hip replacement. Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. 2015; 18 (13): 1468–73.

Сведения об авторах: Колесник А.И. — доктор мед. наук, профессор кафедры хирургических болезней ФПО Курского ГМУ; Гаврюшенко Н.С. — доктор техн. наук, профессор, рук. испытательной лаборатории ЦИТО им. Н.Н. Приорова; Булаков В.Г. — канд. биол. наук, старший науч. сотр. ОЭТО ЦИТО им. Н.Н. Приорова; Фролов Е.Б. — врач травматолог-ортопед детской ОКБ г. Белгорода; Фомин Л.В. — инженер-метролог испытательной лаборатории ЦИТО им. Н.Н. Приорова.

Для контактов: Колесник Александр Иванович. 30500, Курск, ул. К. Маркса, д. 3. Тел.: +7 (960) 678-90-32. E-mail: ko-lesnik@mail.ru.



Заметки на полях рукописи

В эксперименте убедительно показан износ полиэтилена вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава в зависимости от пространственного расположения последнего. Вместе с тем при проведении данного эксперимента авторами была заранее взята головка с шероховатостью. Если это было сделано с целью «ускорения износа и ускорения выполнения эксперимента», то неясно, как это будет выглядеть в реальности в организме человека, при том, что уже известно, что износ полиэтилена зависит от угла инклинации чашки. Для чистоты эксперимента целесообразнее было бы брать полированную головку из сплава комохрома или керамики. Второе замечание — это условия среды, в которых проводился эксперимент. В организме узел трения эндопротеза функционирует в условиях влажной среды вследствие попадания тканевой жидкости (даже синовиальной). Все испытания узлов трения за рубежом проводятся именно во влажной среде (раствор Рингера или бычья сыворотка), что позволяет сравнивать данные разных лабораторий, обсуждать их в едином ключе и делать определенные выводы. Эксперимент, реализующий трение всухую, дает другие данные, которые, к сожалению, нельзя сравнить с зарубежными. И еще один нюанс: трение сопровождается повышением температуры, которая по-разному может влиять на свойства полиэтилена: в эксперименте они одни, а на практике — другие.

Доктор мед. наук, профессор Н.В. Загородний

ВНИМАНИЮ АВТОРОВ!

При направлении статей в редакцию просим обращать особое внимание на правильность представления материала.

Библиографические списки составляются с учетом «Единых требований к рукописям, представляемым в биомедицинские журналы» Международного комитета редакторов медицинских журналов (Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals). Правильное описание используемых источников в списках литературы является залогом того, что цитируемая публикация будет учтена при оценке научной деятельности ее авторов и организаций, где они работают.

В оригинальных статьях допускается цитировать не более 30 источников, в обзорах литературы — не более 60, в лекциях и других материалах — до 15. Библиография должна содержать помимо основополагающих работ, публикации за последние 5 лет. В списке литературы все работы перечисляются в порядке цитирования. Библиографические ссылки в тексте статьи даются в квадратных скобках. Ссылки на неопубликованные работы не допускаются.

Библиографическое описание книги (после ее названия): город (где издана); после двоячного названия название издательства; после точки с запятой год издания. Если ссылка дается на главу книги: авторы; название главы; после точки ставится «В кн.» или «In:» и фамилия(и) автора(ов) или редактора(ов), затем название книги и выходные данные.

Библиографическое описание статьи из журнала: автор(ы); название статьи; название журнала; год; после точки с запятой номер журнала (для иностранных журналов том, в скобках номер журнала), после двоячного цифры первой и последней страниц. При авторском коллективе до 6 человек включительно упоминаются все, при больших авторских коллективах — 6 первых авторов «и др.», в иностранных «et al.»; если в качестве авторов книг выступают редакторы, после фамилии следует ставить «ред.», в иностранных «ed.»