

Влияние различных факторов на темпы износа полиэтиленового вкладыша в эндопротезах тазобедренного сустава

Р.М. Тихилов, М.И. Шубняков, А.А. Бояров, А.О. Денисов, И.И. Шубняков

ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена»
Минздрава России
Ул. Акад. Байкова, д. 8, 195427, Санкт-Петербург, Россия

Реферат

Цель исследования — определить темпы износа полиэтиленового вкладыша в зависимости от разных факторов и оценить связь скорости износа со степенью двигательной активности.

Материал и методы. В исследование было включено 467 больных коксартрозом. Женщин было 322 (35,8%), мужчин — 145 (31,0%). Средний возраст пациентов составил 55,0 лет, без статистически значимых различий у мужчин и женщин ($p = 0,743$). У 167 (35,8%) пациентов с помощью шагомера оценивалась ежедневная двигательная активность. У них оценивалась степень смещения головки эндопротеза относительно центра вертлужной впадины, и соответственно расчет степени линейного износа полиэтиленового вкладыша в программе MediCad. У всех пациентов оценивались показатели, полученные с использованием модифицированной шкалы активности Харриса и VAS. Все данные анализировались и подвергались статистической обработке.

Результаты. Средняя степень двигательной активности составила более 1,9 млн шагов в год. Общая величина износа полиэтиленового вкладыша зависела от срока наблюдения, коэффициент корреляции Пирсона составил $r = 0,297$ ($p < 0,001$). Средняя скорость износа составила 0,16 мм/год (95% ДИ от 0,15 до 0,17), при этом темпы износа статистически значимо различались в группах стандартного и поперечно-связанного полиэтилена и составила 0,18 мм/год (95% ДИ от 0,17 до 0,19) и 0,11 мм/год (95% ДИ от 0,1 до 0,11) ($p < 0,001$). В данной группе наблюдений дополнительными факторами, влияющими на темпы износа узла трения, являлись угол наклона вертлужного компонента, $r = 0,241$ ($p = 0,002$) и уровень двигательной активности, $r = 0,574$ ($p < 0,001$). Не выявлено очевидной связи темпов износа с возрастом, $r = 0,14$ ($p = 0,859$) и с индексом массы тела, $r = -0,094$ ($p = 0,226$), что, вероятно, объясняется сильным воздействием смешивающих факторов. Удовлетворенность пациентов результатами операции, измеряемая по VAS, составила в среднем 91,1 баллов (95% ДИ от 90,3 до 91,9). Показатели по Harris Hip Score улучшились в среднем с 36,5 (95% ДИ от 35,1 до 37,9) до 91,6 баллов (95% ДИ от 91,1 до 92,0)

Заключение. Из многочисленных факторов, которые ассоциированы с уровнем износа узла трения, только наклон вертлужного компонента и более высокий уровень двигательной оказались статистически значимыми.

Ключевые слова: эндопротезирование тазобедренного сустава, пары трения, износ полиэтилена, двигательная активность пациента, молодые пациенты.

DOI: 10.21823/2311-2905-2018-24-1-18-28

Тихилов Р.М., Шубняков М.И., Бояров А.А., Денисов А.О., Шубняков И.И. Влияние различных факторов на темпы износа полиэтиленового вкладыша в эндопротезах тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России*. 2018;24(1):18-28. DOI: 10.21823/2311-2905-2018-24-1-18-28.

Cite as: Tikhilov R.M., Shubnyakov M.I., Boyarov A.A., Denisov A.O., Shubnyakov I.I. [Impact of Various Factors on the Polyethylene Wear Rate in Total Hip Arthroplasty]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2018;24(1):18-28. (in Russian). DOI: 10.21823/2311-2905-2018-24-1-18-28.

Шубняков Максим Игоревич. Ул. Акад. Байкова, д. 8, 195427, Санкт-Петербург, Россия / Maxim I. Shubnyakov. 8, ul. Akad. Baykova, 195427, St. Petersburg, Russian Federation; e-mail: maximtravmatolog@gmail.com

Рукопись поступила/Received: 20.02.2018. Принята в печать/Accepted for publication: 03.03.2018.

Impact of Various Factors on the Polyethylene Wear Rate in Total Hip Arthroplasty

R.M. Tikhilov, M.I. Shubnyakov, A.A. Boyarov, A.O. Denisov, I.I. Shubnyakov

*Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics
8, ul. Akad. Baykova, 195427, St. Petersburg, Russian Federation*

Abstract

Purpose of the study – to determine the rate of polyethylene wear in hip arthroplasty depending on various factors and to evaluate a correlation of wear rate and motor activity of the patient.

Material and Methods. 467 patients with coxarthrosis were included in the study with gender distribution of 322 (35.8%) women and 145 (31.0%) men. Mean age of patients was 55.0 years without statistically significant variances in women and men ($p = 0,743$). Daily motor activity of 167 patients (35.8%) was assessed using pedometer. The authors evaluated prosthesis head displacement in relation to the center of acetabulum and calculated the rate of polyethylene wear in MediCad. Modified Harris Hip Score and VAS parameters were evaluated for all patients. All data was analyzed and statistical processed.

Results. Average level of motor activity was more than 1.9 million steps per year. The overall rate of polyethylene wear depended on the follow up period, the Pearson correlation coefficient $r = 0.297$ ($p < 0,001$). Mean wear rate was 0,16 mm/year (95% CI 0.15–0.17). At the same time wear rate significantly differed in the groups of standard and cross-link polyethylene, namely 0.18 mm/year (95% CI 0.17–0.19) and 0.11 mm/year (95% CI 0.1–0.11) ($p < 0.001$). The authors identified the following additional factors affecting wear rate in the present study: cup inclination angle, $r = 0.241$ ($p = 0.002$), and the level of motor activity, $r = 0.574$ ($p < 0.001$). No evident correlation of wear rate to age, $r = 0.14$ ($p = 0.859$), and to BMI, $r = -0.094$ ($p = 0.226$), was identified, which apparently is due to a strong impact of mixing factors. Patients' satisfaction with treatment outcomes was assessed by VAS score and in average was 91,1 points (95% CI 90.3–91.9). Harris Hip Score parameters improved in average from 36.5 (95% CI 35.1–37.9) up to 91.6 points (95% CI 91.1–92.0).

Conclusion. Out of the multiple factors affecting the polyethylene wear rate only the inclination angle of acetabular component and a higher level of patient motor activity have proven to be statistically significant.

Keywords: total hip arthroplasty, polyethylene liner wear, patient motor activity.

DOI: 10.21823/2311-2905-2018-24-1-18-28

Competing interests: the authors declare that they have no competing interests.

Funding: the authors have no support or funding to report.

Введение

В отечественной и зарубежной литературе тотальное эндопротезирование продолжает рассматриваться как одно из самых эффективных хирургических вмешательств, применяемых для лечения пациентов с тяжелой патологией тазобедренного сустава (ТБС) [1–6], что в сочетании с большой потребностью в ортопедической помощи объясняет повсеместное постоянно увеличивающееся количество операций по замене ТБС [7, 8]. Долгосрочные исследования больших групп пациентов и многочисленные публикации, основанные на данных крупных регистров артропластики, свидетельствуют об успешном функционировании имплантированных искусственных суставов на протяжении 10 лет у 95–97% пациентов и демонстрируют высокие показатели выживаемости при сроках наблюдения свыше 20–30 лет [9–12]. С одной стороны, столь высокая эффективность позволяет шире использовать тотальное эндопротезирование для лечения молодых и активных

пациентов [13–15]. С другой стороны, основной проблемой современного эндопротезирования ТБС, которая определяет долгосрочную выживаемость имплантатов, является асептическое расшатывание компонентов на фоне остеолита, который, в свою очередь, вызывается продуктами износа полиэтилена [16–18]. Имеется немало работ, демонстрирующих взаимосвязь повышенной активности пациентов с ускоренным износом узла трения эндопротеза. В связи с постоянно увеличивающимся количеством операций у относительно молодых пациентов с большой предполагаемой продолжительностью жизни и, как правило, высоким уровнем двигательной активности, нарастает риск ревизий, выполняемых в значительно меньшие сроки [16, 17, 19]. Границы молодого возраста для эндопротезирования ТБС, по данным разных авторов, колеблются от 50 до 65 лет, но подавляющее число исследований все же принимает в расчет именно 50 лет [5, 17, 19–24]. Молодые пациенты обладают гораздо более высоким уровнем

активности после операции, что ведет к ускоренному разрушению трущихся поверхностей, и многочисленные исследования демонстрируют взаимосвязь скорости изнашивания с развитием остеолита, асептического расшатывания и частотой ревизий. Соответственно, показатели выживаемости имплантатов при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов молодого возраста существенно хуже, чем в других возрастных группах [17, 19, 21, 24, 25].

В своей работе мы хотели получить ответ на ряд вопросов. Какие факторы влияют на темпы износа полиэтилена? Как связаны темпы износа полиэтиленового вкладыша с показателями двигательной активности? Отличается ли двигательная активность наших «молодых» пациентов от других исследований? И зависит ли двигательная активность пациента после операции от этиологического диагноза и возраста?

Материал и методы

Исследование основано на 467 наблюдениях первичного эндопротезирования ТБС, выполненного в период с 2001 по 2012 г. в трех травматолого-ортопедических отделениях института. Среди пациентов было 322 женщины (69,0%) и 145 мужчин (31,0%).

Критерием включения в группу было наличие рентгенограмм сразу после операции и в момент контрольного осмотра, выполненных с соблюдением базовых требований к рентгенографии таза [26].

Период наблюдения колебался от 5 до 16 лет и составил в среднем 8,5 лет (95% ДИ от 8,3 до 8,6). На основании анализа архивных историй болезни была получена информация о гендерно-возраст-

ной характеристике пациентов на момент операции, росте и весе до операции, показателях Harris Hip Score, кровопотере и длительности операции. Этиологический диагноз устанавливался при помощи рентгенометрического анализа с учетом анамнестических данных.

При рентгенометрии оценивали ряд качественных признаков и выполняли расчет количественных показателей: форма и костная структура вертлужной впадины и головки бедренной кости, равномерность суставной щели, нарушение линии Шентона, величина угла Тонниса, степень покрытия головки бедренной кости, высота суставной щели в самом тонком месте, отношение головки к линии Келера (подвздошно-седалищной линии), а также разница в длине конечностей и положение центра ротации головки бедренной кости. Обработка и анализ рентгенограмм выполнялись в свободных программных продуктах Roman V1.7 и OsiriX Lite.

По данным рентгенометрии, показанием к выполнению эндопротезирования ТБС послужило наличие терминальной стадии первичного остеоартроза у 236 пациентов (50,5%), асептического некроза головки бедренной кости — у 61 пациента (13,1%), диспластического остеоартроза — у 152 пациентов (32,5%), посттравматического поражения тазобедренного сустава — в 13 случаях (2,8%) и в 5 случаях (1,1%) — ревматоидного артрита (табл. 1). Отмечалось значительное преобладание женщин в группе диспластического остеоартроза — в 5,3 раза и первичного остеоартроза — в 1,9 раза, незначительное преобладание мужчин отмечалось только в группе асептического некроза — 55,7%.

Средний возраст в группе составил 55,0 лет (95% ДИ от 53,9 до 56,1) и не имел статистически зна-

Таблица 1 / Table 1

Гендерное распределение пациентов по диагнозу
Gender patient distribution according to diagnosis

Диагноз	Женщины		Мужчины		Итого	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Первичный остеоартроз	154	65,5	82	34,5	236	100,0
Диспластический остеоартроз	128	84,2	24	15,8	152	100,0
АНГБК	27	44,3	34	55,7	61	100,0
Посттравматические изменения ТБС	8	61,5	5	38,5	13	100,0
Ревматоидный артрит	5	100	0	0	5	100,0
Итого	322	69,0	145	31,0	467	100,0

чимых различий у мужчин и женщин ($p = 0,743$). Однако средний возраст на момент операции различался в зависимости от этиологического диагноза. Наибольшее значение средний возраст имел в группе идиопатического остеоартроза — 62,1 года, наименьшее — у пациентов с посттравматическими изменениями тазобедренного сустава — 37,9 лет ($p < 0,001$) (табл. 2).

Все установленные имплантаты были разделены на три группы. Наиболее часто использовались компоненты Trilogy (Zimmer, Warsaw, IL, USA) — 262 случая (56,1%) и Duraloc (J&J, DePuy, Warsaw, IL, USA) — 120 наблюдений (25,7%). Эти группы были дополнены вертлужными компонентами TMT Modular (Zimmer, Warsaw, IL, USA) — 9 наблюдений (1,9%) и Pinnacle (J&J, DePuy, Warsaw, IL, USA) — также 9 наблюдений (1,9%), имеющими аналогичные полиэтиленовые вкладыши, соответственно с Trilogy и Duraloc (табл. 3). Эти две группы были разделены на подгруппы с использованием вкладышей из стандартного

полиэтилена сверхвысокой молекулярной массы и полиэтилена с поперечными связями (поперечносвязанный полиэтилен), соответственно Longevity (Zimmer, Warsaw, IL, USA) и Marathon (J&J, DePuy, Warsaw, IL, USA). В третью группу вошли различные вертлужные компоненты шести производителей — все с вкладышами из стандартного полиэтилена сверхвысокой молекулярной массы. Во всех трех группах использовались головки из кобальт-хрома диаметром 28 мм.

Средний возраст пациентов незначительно различался в подгруппе с использованием стандартного полиэтилена и поперечносвязанного полиэтилена и составил 54,1 года (95% ДИ от 52,6 до 55,5) и 56,5 лет (95% ДИ от 54,8 до 58,1) ($p = 0,061$). Более старший возраст в группе поперечносвязанного полиэтилена объясняется различным подходом к выбору пары трения в разных отделениях института.

Для оценки степени смещения головки эндопротеза относительно центра вертлужной впади-

Таблица 2/Table 2

Средний возраст пациентов с различной патологией на момент операции, лет
Mean age of patients with various pathologies at the time of surgery, years

Диагноз	Средний возраст с 95% ДИ		p	Средний возраст в целом
	женщины	мужчины		
Первичный остеоартроз	61,3 62,6 _{63,9}	59,3 61,4 _{63,4}	0,404	61,1 62,1 _{63,2}
Диспластический остеоартроз	46,7 48,4 _{50,2}	47,1 51,5 _{55,9}	0,127	47,3 48,9 _{50,5}
АНГБК	44,2 48,2 _{52,3}	42,1 45,3 _{48,4}	0,75	44,1 46,5 _{49,0}
Посттравматические изменения ТБС	29,2 37,4 _{45,5}	19,8 37,4 _{54,9}	0,943	30,7 37,4 _{44,1}
Ревматоидный артрит	35,5 49,4 _{63,5}	—	—	35,5 49,4 _{63,5}
Итого	53,6 54,9 _{56,2}	53,1 55,1 _{57,1}	0,743	53,9 55,0 _{56,1}

Таблица 3/Table 3

Установленные вертлужные компоненты и полиэтиленовые вкладыши
Acetabular components and polyethylene liners used in the study

Вертлужный компонент	Полиэтилен		Всего абс. (%)
	стандартный	поперечносвязанный	
	абс. (%)	абс. (%)	
Trilogy/TMT Modular	106 (22,7)	165 (35,3)	271 (58,0)
Duraloc/Pinnacle	129 (27,6)	10 (2,2)	139 (29,8)
Другие	57 (12,2)	—	57 (12,2)
Итого	292 (62,5)	175 (37,5)	467 (100,0)

ны, и соответственно, расчета степени линейного износа полиэтиленового вкладыша в программе MediCad выполнялось масштабирование головки эндопротеза и вертлужного компонента на прямых рентгенограммах таза сразу после операции и в отдаленные сроки. Программа рассчитывала степень линейного износа (в миллиметрах) в год и за весь период с момент выполнения операции до выполнения контрольных рентгенограмм. Программа так же рассчитывала угол износа вкладыша (угол смещения головки относительно вертлужной впадины и горизонтальной оси таза) (рис. 1).

Для определения влияния двигательной активности на темпы износа полиэтиленового вкладыша в 167 (35,8%) наблюдениях изучалась двигательная активность пациентов на момент контрольного осмотра в отдаленном периоде наблюдения. Оценка двигательной активности пациентов выполнялась с помощью шагомеров (A&D Medical UW-101) путем непрерывной регистрации

данных в течение 7 дней и расчета среднего ежедневного показателя, что является общепринятой методикой [22, 23].

Статистические методы обработки. Полученные статистические данные обрабатывались с использованием программного пакета IBM SPSS Statistics for macOS (версия 24). Для средних величин рассчитывали 95% доверительный интервал, определяли медиану и показывали минимальное и максимальное значения в ряду данных. Сравнение количественных параметров в группах и подгруппах осуществлялись с использованием критериев Манна – Уитни и модуля ANOVA. Сопоставление частотных характеристик качественных показателей проводилось с помощью непараметрических методов χ^2 . Для выявления связи выполнялся корреляционный анализ с использованием коэффициентов Spearman и Pearson. Критерием статистической значимости различий являлась величина $p < 0,05$.

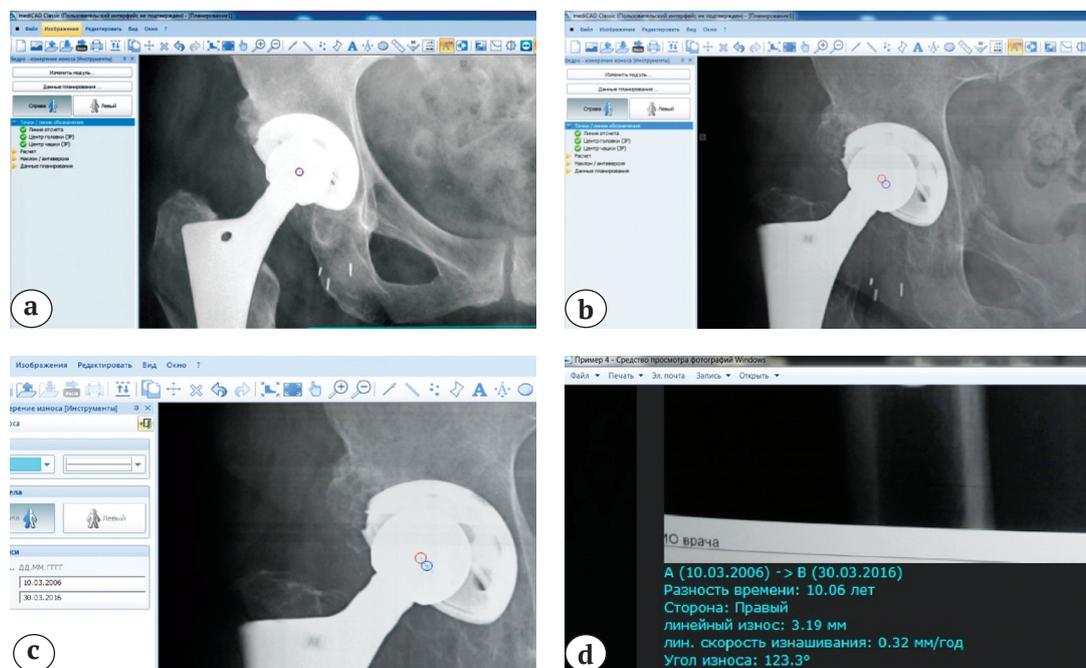


Рис. 1. Определение степени износа полиэтиленового вкладыша:

- a — определение центра ротации головки относительно вертлужного компонента по рентгенограмме после операции;
- b — определение центра ротации головки относительно вертлужного компонента по рентгенограмме через 10 лет после операции;
- c — расчет степени линейного износа полиэтилена;
- d — протокол расчетов компьютерной программы

Fig. 1. Estimation of polyethylene insert wear rate:

- a — identification of head rotation center relative to acetabular component on X-ray after the surgery;
- b — identification of head rotation center relative to acetabular component on X-ray 10 years after the surgery;
- c — calculation of linear polyethylene wear;
- d — calculation log

Результаты

Общие результаты эндопротезирования ТБС в исследуемой группе пациентов были вполне благополучные. Удовлетворенность пациентов результатами операции в средние сроки 8,5 лет, измеряемая по VAS, составила в среднем 91,1 баллов (95% ДИ от 90,3 до 91,9). Показатели Harris Hip Score улучшились в среднем с 36,5 (95% ДИ от 35,1 до 37,9) до 91,6 баллов (95% ДИ от 91,1 до 92,0) (рис. 2).

У пациентов со всеми вариантами патологии ТБС отмечалось статистически значимое улучшение функционального статуса в соответствии с показателями Harris Hip Score ($p < 0,001$). Наименьшие показатели, как до операции, так и после, получены

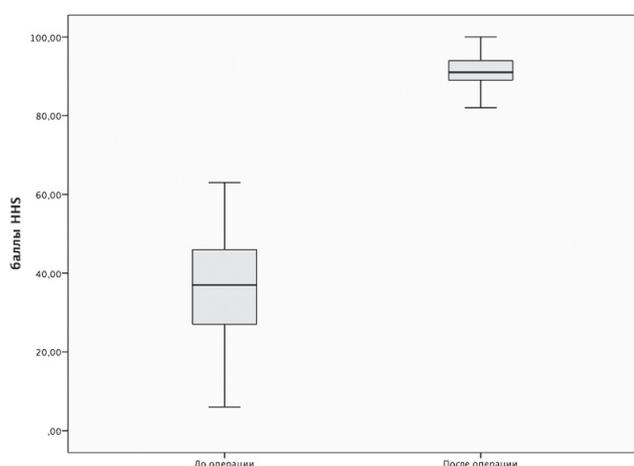


Рис. 2. Суммарные результаты по Harris Hip Score до и после эндопротезирования ТБС ($p < 0,001$)

Fig. 2. Overall Harris Hip Score results prior to and after hip replacement ($p < 0,001$)

у пациентов с ревматоидным артритом, наилучшие показатели достигнуты в группе пациентов с диспластическим остеоартрозом, но статистически значимой разницы между группами больных не было (табл. 4).

В соответствии с хорошими показателями шкалы HHS после операции, средняя степень двигательной активности пациентов на момент осмотра в сроки от 5 до 16 лет (в среднем 8,5 лет) составила 5224,3 шагов в день (95% ДИ от 5022,3 до 5426,4), т.е. около 1,9 млн шагов в год. Вариабельность значений двигательной активности была весьма высока и практически не была связана с возрастом, (корреляция Пирсона $r = -0,123$, $p = 0,158$), что объясняется бóльшим числом активных пациентов в старшей возрастной группе. Тем не менее, в группе пациентов до 50 лет включительно среднее значение двигательной активности составило 5838,9 шагов в день (95% ДИ от 5608,3 до 6069,5), а старше 50 — 4997,6 шагов в день (95% ДИ от 4774,4 до 5220,8) ($p < 0,001$), т.е. 2,1 млн и 1,8 млн шагов в год соответственно.

Двигательная активность несколько различалась в группах пациентов с разным этиологическим диагнозом. Статистически значимо меньшее количество шагов демонстрировали пациенты с посттравматическими изменениями вертлужной впадины ($p = 0,005$). При остеоартрите (ОА) среднее количество шагов в день составило 5717,9 (95% ДИ от 5467,2 до 5968,6), асептическом некрозе головки бедренной кости (АНГБК) — 5214,4 (95% ДИ от 4701,7 до 5727,2), диспластическом коксартрозе (ДКА) — 5846,3 (95% ДИ от 5346,0 до 6346,6), посттравматическом коксартрозе — 4797,2 (95% ДИ от 3781,3 до 5813,1) и при ревматоидном артрите — 5253,0 (95% ДИ от 4081,0 до 6425,0) (рис. 3).

Таблица 4/ Table 4

Изменение функционального статуса пациентов с различной патологией по Harris Hip Score, баллы

Change of functional status by Harris Hip Score in the patients with various pathologies, score

Диагноз	Среднее значение по HHS с 95% ДИ		<i>p</i>
	до операции	после операции	
Первичный остеоартроз	33,6 35,7 _{37,9}	91,2 91,9 _{92,6}	<0,001
Диспластический остеоартроз	34,2 37,1 _{40,0}	91,0 92,0 _{93,0}	<0,001
АНГБК	35,4 38,3 _{41,2}	90,0 90,9 _{91,8}	<0,001
Посттравматические изменения ТБС	27,4 33,7 _{40,0}	88,9 91,0 _{93,1}	<0,001
Ревматоидный артрит	26,3 33,2 _{40,2}	86,5 89,5 _{92,5}	<0,001
Всего	35,1 36,5 _{37,9}	91,1 91,6 _{92,0}	<0,001

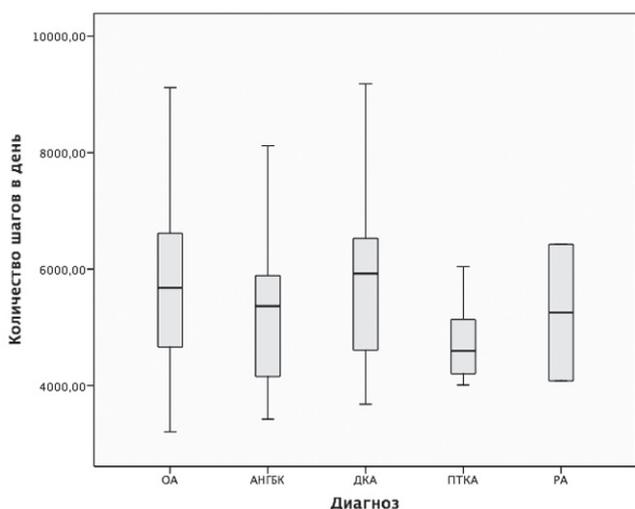


Рис. 3. Среднее количество шагов в день у пациентов с различной патологией

Fig. 3. Average steps number in patients with different pathologies

Общая величина износа полиэтиленового вкладыша зависела от срока наблюдения, коэффициент корреляции Пирсона составил $r = 0,297$ ($p < 0,001$). Средняя скорость износа составила 0,16 мм/год (95% ДИ от 0,15 до 0,17). При этом темпы износа статистически значимо различались в группах стандартного и поперечносвязанного полиэтилена и составили 0,18 мм/год (95% ДИ от 0,17 до 0,19) и 0,11 мм/год (95% ДИ от 0,1 до 0,11), $p < 0,001$ (табл. 5). В то же время, как в группе стандартного полиэтилена, так и в группе поперечносвязанного полиэтилена отмечалась существенная вариабельность значений, зависящих от множества факторов, в том числе от фирмы-производителя.

В данной группе наблюдений основным фактором, влияющим на темп износа узла трения, являлся уровень двигательной активности, $r = 0,574$

($p < 0,001$). Дополнительно в целом по группе обнаружена незначительная тенденция к нарастанию темпа износа при увеличении угла наклона вертлужного компонента, $r = 0,241$ ($p = 0,002$). Но разброс значений крайне велик, что вероятно, объясняется сильным воздействием смешивающих факторов. Возможно, вследствие этого также не было обнаружено очевидной связи темпа износа с возрастом, $r = 0,14$ ($p = 0,859$) и с индексом массы тела, $r = -0,094$ ($p = 0,226$).

Обсуждение

До сих пор основной причиной ревизии является асептическое расшатывание на фоне остеолита [28, 30]. Остеолит может развиваться в ответ на любые продукты, выделяемые при функционировании эндопротеза — частицы износа полиэтилена, металлический дебрис, ионы металла, выделяемые при фреттинг-коррозии модульных соединений [30, 31]. Однако наиболее частой причиной развития остеолита по-прежнему остается износ полиэтиленового вкладыша, поскольку полиэтилен — все еще основной материал в узлах трения эндопротезов. В частности, в Соединенных Штатах он используется в 76% всех установленных искусственных тазобедренных суставов [7], а в России более 98% всех эндопротезов имеют в узле трения полиэтилен [8].

Хорошо известно, что выраженность остеолита зависит от количества частиц износа узла трения эндопротеза, соответственно, чем больше изнашивается полиэтиленовый вкладыш, тем быстрее может потребоваться ревизия [16, 27, 29, 30]. В свою очередь, скорость изнашивания пары трения, используемой в эндопротезе ТБС, зависит от множества факторов, но, в первую очередь, от износостойкости материалов и условий функционирования эндопротеза [16, 30]. В частности, по данным литературы, применение поперечносвязанного полиэтилена позволяет уменьшить темпы износа

Таблица 5/ Table 5

Темпы износа полиэтиленового вкладыша разных производителей, мм/год
Polyethylene wear rate of by manufacturer, mm/year

Вертлужный компонент	Полиэтилен		p	Всего
	стандартный	поперечносвязанный		
Trilogy/TMT Modular	0,16 0,17 0,18	0,09 0,10 0,11	<0,001	0,12 0,13 0,14
Duraloc/Pinnacle	0,19 0,21 0,22	0,11 0,15 0,19	0,009	0,19 0,20 0,22
Другие	0,16 0,18 0,2	—	—	0,16 0,18 0,2
В среднем	0,17 0,18 0,19	0,1 0,11 0,11	<0,001	0,15 0,16 0,17

в 4–9 раз в сравнении со стандартным полиэтиленом [18, 33–35]. Однако мы не получили столь значимой разницы в скорости износа между стандартным и поперечносвязанным полиэтиленом, при этом полиэтилен разных производителей вел себя совершенно по-разному. Наименьшие показатели износа в нашей серии наблюдений продемонстрировал полиэтилен производства Zimmer (Warsaw, IL, USA), в т.ч. поперечносвязанный полиэтилен был в среднем в 1,7 раза устойчивее к истиранию, чем стандартный полиэтилен того же производителя. Самый высокий темп износа продемонстрировал стандартный полиэтилен в эндопротезах производства J&J DePuy (Warsaw, IL, USA). При этом поперечносвязанный полиэтилен этого производителя был всего в 1,4 раза более устойчив к истиранию, что в значительной мере противоречит данным других авторов. Сложно судить о причинах получения этих противоречивых данных. Можно предположить, что ограничением нашего исследования является отсутствие измерений износа с помощью стереорентгенометрического анализа. Но в то же время условия измерения износа были одинаковыми для всех типов полиэтилена, и достаточно большие серии наблюдений могут гарантировать реальную разницу между производителями, а также между стандартным и поперечносвязанным полиэтиленом. Кроме того, темпы износа стандартного полиэтилена, обнаруженные в нашем исследовании, приблизительно соответствуют цифрам, представленным в многочисленных публикациях или даже несколько меньше [18, 34, 35].

Нет ничего удивительного в том, что полиэтилен у разных производителей обладает различной износостойкостью в условиях длительной работы узла трения эндопротеза. Название «полиэтилен сверхвысокой молекулярной массы» или «полиэтилен с поперечными связями» — это не более чем общее определение достаточно переменных по физическим свойствам (масса молекулы и соотношение кристаллической и аморфной фазы), способу производства (доза облучения, методы тепловой обработки, добавление антиоксидантов и пр.) и условиям окончательной обработки материалов [6]. Нельзя исключить, что даже у известных брендов с течением времени изменяются условия производства, которые могут значительно повлиять на окончательную характеристику готового ортопедического устройства не только в отношении износостойкости, но и степени агрессивности продуктов износа для перипротезных тканей. Определенное влияние на функционирование эндопротеза может оказывать также хирургическая техника — возникновение царапин на металлической головке, попадание частиц третьего тела в зазор пары трения или нарушение позиционирования компонентов могут катастрофически увеличить величину износа [16].

Важным результатом нашего исследования является понимание прямой зависимости связывания скорости износа узла трения от двигательной активности пациентов, которая минимум в два раза превышает заявляемые в 1990-х гг. значения в 1 млн шагов в год [30]. Соответственно, все эндопротезы, трибологические испытания которых проводились на 20 млн циклов, рассчитаны на гарантированные 10 лет службы, а если пациент будет превышать средние показатели двигательной активности, его эндопротез может прослужить всего лишь 5–7 лет. Средний возраст наших пациентов, по данным эпидемиологического исследования, проведенного на основе регистра эндопротезирования ТБС, составил всего 58 лет, что на 10–12 лет меньше, чем в регистрах европейских стран [8]. Двигательная активность наших пациентов не уступает средним показателям из зарубежных статей. Поэтому необходимо принимать меры к более широкому использованию альтернативных пар трения в эндопротезах ТБС у пациентов в Российской Федерации, поскольку до сих пор почти половина устанавливаемых эндопротезов имеет пару металл-стандартный полиэтилен [8]. Проводимые другими авторами исследования показывают, что в отдаленной перспективе пары трения керамика-керамика и керамика-поперечносвязанный полиэтилен имеют преимущества в отношении результатов эндопротезирования ТБС у пациентов молодого возраста [6, 7, 17, 25, 36–38]. Однако необходимо принимать в расчет не только возраст оперируемых пациентов, но и этиологию, по поводу которой выполняется операция — чем более выражены анатомо-функциональные изменения в суставе, тем с большей вероятностью пациент не будет избыточно активным после операции, и наоборот — хорошее функциональное состояние пациента является предиктором высокой активности после замены сустава. При выборе эндопротеза самое важное — это тщательная оценка двигательной активности пациентов до операции, поскольку в предшествующих проспективных исследованиях нами была показана высокая корреляция дооперационной и послеоперационной двигательной нагрузки [19]. Более того, активные пациенты значительно быстрее достигают средней двигательной активности, которая сохраняется у них на протяжении многих лет.

Таким образом, можно констатировать, что истирание полиэтиленового вкладыша эндопротеза ТБС — процесс крайне многофакторный, а любая когорта пациентов чрезвычайно гетерогенна по половозрастному составу, степени двигательной активности, индексу массы тела, моделям установленных эндопротезов, вариантам пары трения, особенностям хирургической техники, частоте погрешностей в позиционировании имплантатов.

Соответственно, даже длительное наблюдение за большими группами пациентов с тщательным анализом отдаленных результатов не всегда позволяет решить проблему, поскольку с течением времени меняются тренды в выборе типа эндопротеза, изменяются технологии производства, появляются новые материалы, которые могут нести новые угрозы или, как писал Erwin Morscher: «Инновации могут решить проблемы, но часто они создают новые» [39]. Кроме того, нельзя исключить индивидуальную реакцию на продукты износа узла трения, выражающуюся в более выраженной остеолитической реакции окружающей кости в отдельных наблюдениях. Поэтому при выборе эндопротеза для молодых и активных пациентов необходимо руководствоваться всем арсеналом имеющихся знаний, использовать технологии, максимально проверенные временем и тщательно следить за изменениями преимпротезных тканей в динамике для того, чтобы избежать необратимых последствий неправильного выбора.

Конфликт интересов: не заявлен.

Источник финансирования: исследование проведено без спонсорской поддержки.

Литература [References]

1. Мuryлев В.Ю., Елизаров П.М., Рукин Я.А., Рубин Г.Г., Куковенко Г.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава как возможность улучшения качества жизни пациентов старческого возраста с ложным суставом шейки бедренной кости. *Успехи геронтологии*. 2017; 30(5):725-732. Murylev V.Ju., Elizarov P.M., Rukin Ja.A., Rubin G.G., Kukovenko G.A. [Endoprosthesis of the hip joint as an opportunity to improve the quality of life of elderly patients with a false neck of the femoral neck]. *Uspehi gerontologii* [Successes in Gerontology]. 2017;30(5):725-732. (in Russian).
2. Аладышев Н.А., Ежов И.Ю. Применение коротких бедренных компонентов в эндопротезировании тазобедренного сустава. *Политравма*. 2017;(4):76-83. Aladyshhev N.A., Ezhov I.Yu. [The use of short femoral components in hip arthroplasty]. *Politravma* [Polytrauma]. 2017;(4):76-83. (in Russian).
3. Кибиткин А.С., Ксенофонтов М.А., Космынин Д.А., Абдуллаев А.К. Экспериментальное обоснование преимуществ пироуглеродной пары трения в эндопротезировании тазобедренного сустава. *Вестник Пензенского государственного университета*. 2017;17(1):17-21. Kibitkin A.S., Ksenofontov M.A., Kosmynin D.A., Abdullaev A.K. [Experimental substantiation of the advantages of a pyrolytic friction pair in hip joint endoprosthesis]. *Vestnik Penzenskogo gosudarstvennogo universiteta* [Bulletin of Penza State University]. 2017;1(17):17-21. (in Russian).
4. Лоскутов О.А., Науменко Н.Е., Лоскутов А.Е., Синегубов Д.А., Горобец Д.В., Фурманова К.С. Оценка первичной стабильности запрессовываемого и ввинчиваемого ацетабулярных компонентов при эндопротезировании тазобедренного сустава. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2017;606(1):92-97. Loskutov O.A., Naumenko N.E., Loskutov A.E., Sinegubov D.A., Gorobec D.V., Furmanova K.S. [Evaluation of the primary stability of the pressed and screwed-in acetabular components in hip joint endoprosthesis]. *Ortopediya, travmatologiya i protezirovaniye* [Orthopedics, Traumatology and Prosthetics]. 2017;(1):92-97. (in Russian).
5. Martin J.R., Jennings J.M., Watters T.S., Levy D.L., Miner T.M., Dennis D.A. Midterm Prospective Comparative Analysis of 2 Hard-on-Hard Bearing Total Hip Arthroplasty Designs. *J Arthroplasty*. 2018 Jan 31. pii: S0883-5403(18)30056-1. DOI: 10.1016/j.arth.2018.01.019. [Epub ahead of print].
6. Lachiewicz P.F., Kleeman L.T., Seyler T. Bearing Surfaces for Total Hip Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2018;15;26(2):45-57. DOI: 10.5435/JAAOS-D-15-00754.
7. Heckmann N.D., Sivasundaram L., Stefl M.D., Kang H.P., Basler E.T., Lieberman J.R. Total Hip Arthroplasty Bearing Surface Trends in the United States From 2007 to 2014: The Rise of Ceramic on Polyethylene. *J Arthroplasty*. 2018 Jan 9. pii: S0883-5403(18)30002-0. DOI: 10.1016/j.arth.2017.12.040. [Epub ahead of print].
8. Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Николаев Н.С., Григоричева Л.Г., Овсянкин А.В., Черный А.Ж., Дроздова П.В., Денисов А.О., Вебер Е.В., Кузьмина И.В. Эпидемиология первичного эндопротезирования тазобедренного сустава на основании данных регистра артропластики РНИИТО им. Р.Р. Вредена. *Травматология и ортопедия России*. 2017;23(2):81-101. DOI:10.21823/2311-2905-2017-23-2-81-101. Shubnyakov I.I., Tikhilov R.M., Nikolaev N.S., Grigoricheva L.G., Ovsyankin A.V., Cherny A.Z., Drozdova P.V., Denisov A.O., Veber E.V., Kuz'mina I.V. Epidemiology of primary hip arthroplasty: report from register of Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2017;23(2):81-101. (in Russian). DOI:10.21823/2311-2905-2017-23-2-81-101.
9. Hoskins W., van Bavel D., Lorimer M., de Steiger R.N. Polished cemented femoral stems have a lower rate of revision than matt finished cemented stems in total hip arthroplasty: an analysis of 96,315 cemented femoral stems. *J Arthroplasty*. 2017 Dec 13. pii: S0883-5403(17)31090-2. DOI: 10.1016/j.arth.2017.12.002. [Epub ahead of print].
10. Petsatodis G.E., Papadopoulos P.P., Papavasiliou K.A., Hatzokos I.G., Agathangelidis F.G., Christodoulou A.G. Primary cementless total hip arthroplasty with an alumina ceramic-on-ceramic bearing: results after a minimum of twenty years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92(3):639-644. DOI: 10.2106/JBJS.H.01829.
11. Stefl M.D., Callaghan J.J., Liu S.S., Pedersen D.R., Goetz D.D., Johnston R.C. Primary cementless acetabular fixation at a minimum of twenty years of follow-up: a concise update of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*. 2012;94(3):234-239. DOI: 10.2106/JBJS.K.00237.
12. Warth L.C., Callaghan J.J., Liu S.S., Klaassen A.L., Goetz D.D., Johnston R.C. Thirty-five-year results after Charnley total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A concise follow-up of previous reports. *J Bone Joint Surg Am*. 2014;96(21):1814-1819. DOI: 10.2106/JBJS.M.01573.
13. Хрыпов С.В., Красавина Д.А., Веселов А.Г. Эндопротезирование тазобедренного сустава при лечении вторичного коксартроза различного генеза у детей старшего возраста. *Педиатр*. 2017;8(S):M347.

- Hryov S.V., Krasavina D.A., Veselov A.G. [Endoprosthetics of the hip joint in the treatment of secondary coxarthrosis of various genesis in older children]. *Pediatr [Pediatrician]*. 2017;8(S):347. (in Russian).
14. Козлов А.С., Кузин А.С., Махров Л.А., Моисеев С.Н., Трубин И.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава у детей и подростков. *Московская медицина*. 2016;S1(12):129-130.
Kozlov A.S., Kuzin A.S., Makhrov L.A., Moiseev S.N., Trubin I.V. [Endoprosthetics of the Hip Joint in Children and Adolescents]. *Moskovskaya meditsina [Moscow Medicine]*. 2016;S1(12):129-130. (in Russian).
 15. Van de Velde S.K., Loh B., Donnan L. Total hip arthroplasty in patients 16 years of age or younger. *J Child Orthop*. 2017;11(6):428-433. DOI: 10.1302/1863-2548.11.170085.
 16. Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Гончаров М.Ю., Карпухин А.С., Мазуренко А.В., Плиев Д.Г., Близняков В.В. Достоинства и недостатки современных пар трения эндопротезов тазобедренного сустава (обзор иностранной литературы). *Травматология и ортопедия России*. 2010;(3):147-156. DOI:10.21823/2311-2905-2010-0-3-147-156.
Shubnyakov I.I., Tikhilov R.M., Goncharov M.Y., Karpukhin A.S., Mazurenko A.V., Pliev D.G., Bliznyukov V.V. Merits and Demerits of Modern Bearing Surfaces of Hip Implants (Review of Foreign Literature). *Travmatologiya i ortopediya Rossii [Traumatology and Orthopedics of Russia]*. 2010;(3):147-156. (in Russian). DOI:10.21823/2311-2905-2010-0-3-147-156.
 17. Atrey A., Ward S.E., Khoshbin A., Hussain N., Bogoch E., Schemitsch E.H., Waddell J.P. Ten-year follow-up study of three alternative bearing surfaces used in total hip arthroplasty in young patients: a prospective randomised controlled trial. *Bone Joint J*. 2017;99-B(12):1590-1595. DOI: 10.1302/0301-620X.99B12.BJJ-2017-0353.R1.
 18. Devane P.A., Horne J.G., Ashmore A., Mutimer J., Kim W., Stanley J. Highly cross-linked polyethylene reduces wear and revision rates in total hip arthroplasty: A 10-year double-blinded randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am*. 2017;99(20):1703-1714. DOI: 10.2106/JBJS.16.00878.
 19. Тихилов Р.М., Шубняков М.И., Шубняков И.И., Сивков В.С., Малыгин Р.В., Цыбин А.В., Любчак В.В. Двигательная активность пациентов молодого возраста после эндопротезирования тазобедренного сустава. *Современные проблемы науки и образования*. 2018;(1):66.
Tikhilov R.M., Shubnyakov M.I., Shubnyakov I.I., Sivkov V.S., Malygin R.V., Tsybin A.V., Lyubchak V.V. [Motor activity of young patients after total hip arthroplasty]. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya [Modern Problems of Science and Education]*. 2018;(1):66. (in Russian).
 20. Liang T.J., You M.Z., Xing P.F., Bin S., Ke Z.Z., Jing Y. Uncemented total hip arthroplasty in patients younger than 50 years: a 6- to 10-year follow-up study. *Orthopedics*. 2010;33(4). DOI: 10.3928/01477447-20100225-18.
 21. Martin C.T., Callaghan J.J., Gao Y., Pugely A.J., Liu S.S., Warth L.C., Goetz D.D. What can we learn from 20-year followup studies of hip replacement? *Clin Orthop Relat Res*. 2016;474(2):402-407. DOI: 10.1007/s11999-015-4260-7.
 22. Kuhn M., Harris-Hayes M., Steger-May K., Pashos G., Clohisy J.C. Total hip arthroplasty in patients 50 years or less: do we improve activity profiles? *J Arthroplasty*. 2013;28(5):872-876. DOI: 10.1016/j.arth.2012.10.009.
 23. Sechrist V.F. 2nd, Kyle R.F., Marek D.J., Spates J.D., Saleh K.J., Kuskowski M. Activity level in young patients with primary total hip arthroplasty: a 5-year minimum follow-up. *J Arthroplasty*. 2007;22(1):39-47. DOI: 10.1016/j.arth.2006.02.083.
 24. Greiner J.J., Callaghan J.J., Bedard N.A., Liu S.S., Gao Y., Goetz D.D. Fixation and wear with contemporary acetabular components and cross-linked polyethylene at 10-years in patients aged 50 and under. *J Arthroplasty*. 2015;30(9):1577-1585. DOI: 10.1016/j.arth.2015.05.011.
 25. Cash D.J., Khanduja V. The case for ceramic-on-polyethylene as the preferred bearing for a young adult hip replacement. *Hip Int*. 2014;24(5):421-427. DOI: 10.5301/hipint.5000138.
 26. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Плиев Д.Г., Богопольский О.Е., Гуацаев М.С. Возможности рентгенографии в ранней диагностике патологии тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России*. 2017;23(1):117-131. DOI:10.21823/2311-2905-2017-23-1-117-131.
Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I., Pliev D.G., Bogopol'skii O.E., Guatsaev M.S. [Possibilities of radiography in the early diagnosis of hip joint pathology]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii [Traumatology and Orthopedics in Russia]*. 2017;23(1):117-131. (in Russian). DOI:10.21823/2311-2905-2017-23-1-117-131.
 27. Gallo J., Slouf M., Goodman S.B. The relationship of polyethylene wear to particle size, distribution, and number: A possible factor explaining the risk of osteolysis after hip arthroplasty. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010;94(1):171-177. DOI: 10.1002/jbm.b.31638.
 28. Kinkel S., Wollmerstedt N., Kleinhans J.A., Hendrich C., Heisel C. Patient activity after total hip arthroplasty declines with advancing age. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467(8):2053-2058. DOI: 10.1007/s11999-009-0756-3.
 29. Pokorný D., Slouf M., Veselý F., Fulín P., Jahoda D., Sosna A. Distribution of UHMWPE wear particles in periprosthetic tissues of total hip replacements. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2010;77(2):87-92.
 30. Schmalzried T.P., Shepherd E.F., Dorey F.J., Jackson W.O., dela Rosa M., Fa'vae F. et al. Wear is a function of use, not time. *Clin Orthop Relat Res*. 2000;(381):36-46.
 31. Jiang H., Wang Y., Deng Z., Jin J., Meng J., Chen S. et al. Construction and evaluation of a murine calvarial osteolysis model by exposure to cocromo particles in aseptic loosening. *J Vis Exp*. 2018;(132). DOI: 10.3791/56276.
 32. Gaudiani M.A., White P.B., Ghazi N., Ranawat A.S., Ranawat C.S. Wear rates with large metal and ceramic heads on a second generation highly cross-linked polyethylene at mean 6-year follow-up. *J Arthroplasty*. 2018;33(2):590-594. DOI: 10.1016/j.arth.2017.09.006.
 33. Samujh C., Bhimani S., Smith L., Malkani A.L. Wear analysis of second-generation highly cross-linked polyethylene in primary total hip arthroplasty. *Orthopedics*. 2016;39(6):e1178-e1182. DOI: 10.3928/01477447-20160808-02.
 34. Choi W.K., Kim J.J., Cho M.R. Results of total hip arthroplasty with 36-mm metallic femoral heads on 1st generation highly cross linked polyethylene as a bearing surface in less than forty year-old patients: minimum ten-year results. *Hip Pelvis*. 2017;29(4):223-227. DOI: 10.5371/hp.2017.29.4.223.
 35. Hopper R.H. Jr, Ho H., Sritulanondha S., Williams A.C., Engh C.A. Jr. Otto Aufranc Award: crosslinking reduces THA wear, osteolysis, and revision rates at 15-year

- followup compared with noncrosslinked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res.* 2018;476(2):279-290. DOI: 10.1007/s11999.0000000000000036.
36. Тураходжаев Ф.А., Магомедов Х.М., Калашников С.А., Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава с применением пары трения керамика-поперечносвязанный полиэтилен сроком наблюдения 10 лет. *Вестник Российского научного центра рентгенорадиологии Минздрава России.* 2016; 16(3):5. Turakhodzhaev F.A., Magomedov Kh.M., Kalashnikov S.A., Zagorodnii N.V. [Total hip arthroplasty using a pair of friction ceramic-cross-linked polyethylene observation period of 10 years]. *Vestnik Rossijskogo nauchnogo centra rentgenoradiologii Minzdrava Rossii* [Bulletin of the Russian Scientific Center of Roentgenoradiology of the Ministry of Health of Russia]. 2016;16(3):5. (in Russian).
37. Morrison T.A., Moore R.D., Meng J., Rimnac C.M., Kraay M.J. No difference in conventional polyethylene wear between yttria-stabilized zirconia and cobalt-chromium-molybdenum femoral heads at 10 years. *HSSJ.* 2018;14(1):60-66. DOI: 10.1007/s11420-017-9579-z.
38. Hernigou P., Roubineau F., Bouthors C., Flouzat-Lachaniette C.H. What every surgeon should know about Ceramic-on-Ceramic bearings in young patients. *EFFORT Open Rev.* 2017;1(4):107-111. DOI: 10.1302/2058-5241.1.000027.
39. Morscher E.W. Failures and successes in total hip replacement – why good ideas may not work. *Scand J Surg.* 2003;92(2):113-20. DOI: 10.1177/145749690309200202.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Тихилов Рашид Муртузалиевич — д-р мед. наук, профессор, директор ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России; профессор кафедры травматологии и ортопедии ГБОУ ВПО «Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова» Минздрава России, Санкт-Петербург

Шубняков Максим Игоревич — лаборант-исследователь научного отделения патологии тазобедренного сустава ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, Санкт-Петербург

Бояров Андрей Александрович — лаборант-исследователь научного отделения патологии тазобедренного сустава ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, Санкт-Петербург

Денисов Алексей Олегович — канд. мед. наук, Ученый секретарь ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, Санкт-Петербург

Шубняков Игорь Иванович — д-р мед. наук главный научный сотрудник ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, Санкт-Петербург

INFORMATION ABOUT AUTHORS:

Rashid M. Tikhilov — Dr. Sci. (Med.), Professor, Director of Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics; professor of Mechnikov North-Western State Medical University, St. Petersburg, Russian Federation

Maxim I. Shubnyakov — Researcher, Hip Pathology Department of Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics, St. Petersburg, Russian Federation

Andrei A. Boyarov — Researcher, Hip Pathology Department of Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics, St. Petersburg, Russian Federation

Alexei O. Denisov — Cand. Sci. (Med), Academic Secretary, Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics, St. Petersburg, Russian Federation

Igor I. Shubnyakov — Dr. Sci. (Med.), Chief Researcher, Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics, St. Petersburg, Russian Federation