

Якупов Р.Р.<sup>1</sup>, Шустер Л.Ш.<sup>2</sup>, Сироджов К.Х.<sup>1</sup>, Чертовских С.В.<sup>2</sup>, Каримов К.К.<sup>1</sup>,  
Емаев И.И.<sup>2</sup>, Коршунов А.А.<sup>2</sup>, Трубин А.Р.<sup>1</sup>, Хаиров Т.Э.<sup>1</sup>

## Выбор технологии артропластики тазобедренного сустава с учетом трибологических характеристик эндопротезов

1 - ГБОУ ВПО «Башкирский государственный медицинский университет», г. Уфа; 2 - ФГБОУ ВПО «Уфимский государственный авиационный технический университет», г. Уфа

*Yakupov R.R., Schuster L.Sh., Sirodzhov K.H., Chertovskikh S.V., Karimov K.K.,  
Emaev I.I., Korshunov A.A., Trubin A.R., Khairov T.E.*

## The choice of technology hip arthroplasty with the tribological characteristics of implants

### Резюме

Изучены пары трения кинематического узла эндопротезов тазобедренного сустава человека и тазобедренных суставов кроликов с моделью остеоартроза в условиях сухого трения и биологической среды. В экспериментальной модели остеоартроза на лабораторных животных иллюстрируется прямая корреляция адгезионных свойств от стадии и глубины процесса. Установлено, что изученные трибологические пары имели различные характеристики поведения в зависимости от величины внешней нагрузки и «твердости» самого кинематического узла.

**Ключевые слова:** артропластика, тазобедренный сустав, трибология, пары трения эндопротезов

### Summary

Studied the friction pair kinematic assembly hip replacements and hip human rabbits model of osteoarthritis in the dry friction and biological environment. In an experimental model of osteoarthritis in laboratory animals is illustrated by the direct correlation adhesive properties on the stage and depth of the process. Found that the tribological pair have studied various behavior characteristics depending on the magnitude of the external load and the "hardness" of the kinematic junction.

**Key words:** arthroplasty, hip, tribology, friction pair implants

### Введение

Артропластика тазобедренного сустава – один из наиболее эффективных способов двигательной реабилитации при поражениях крупных суставов скелета. Предпочтение эта технология обрела в виде протоколов, стандартов лечения в силу высокой эффективности двигательной реабилитации пациентов и возможности отказа от длительной, значительной медикаментозной нагрузки. Однако, как и любой другой лечебный фактор, эндопротезы имеют совершенно определенный диапазон полезных свойств, выход за пределы которых сопряжен с определенными проблемами, среди которых наибольшую клиническую значимость имеет асептическое расшатывание эндопротеза, которое в большинстве случаев связано с трибологическим взаимодействием, и является одним из неизбежных осложнений в отдаленном периоде [2, 5, 9, 10]. Дизайн имплантатов для артропластики непрерывно совершенствуется, эксплуатационные качества развиваются на основе металловедения, химии полимеров, трибологии. Значимые достижения в технологии из-

готовления эндопротезов обретают одно из важнейших решений – адаптацию искусственного кинематического узла к биологии и биометрии конкретного человека с учетом антропометрических свойств и анатомических особенностей сегмента, однако еще сохраняется ряд нерешенных задач [4, 6, 8]. Помимо рассматриваемого конструктивного узла трения между головкой эндопротеза и вкладышем существуют еще ряд уязвимых точек трибосопряжения: «вертлужная впадина – вертлужный компонент», «вертлужный компонент – вкладыш», «головка эндопротеза – конус шейки бедренного компонента», «бедренный компонент – бедро», которые относятся к зоне предварительного смещения (в пределах 100 мкм) с неполным коэффициентом трения покоя [1]. В этих трибосопряжениях происходит фреттинг-изнашивание с образованием так называемого «третьего тела» с компонентами эндопротеза и любые нарушения в перечисленных узлах могут привести к галопированию нестабильности всего имплантата. Однако рассматриваемый конструктивный узел трибосопряжения между головкой эндо-

протеза и вкладышем следует признать наиболее важной парой трения, от которого зависит срок службы имплантата. При этом обилие существующих трибологических пар зачастую усложняет выбор ортопеда и является доказательством отсутствия «золотого стандарта» [2, 3, 4, 6, 8]. В связи с этим представляет научный и практический интерес сравнительная оценка различных пар трения, применяемых в широкой ортопедической практике при артропластике тазобедренного сустава.

**Цель исследования** – определение и анализ трибологических характеристик различных эндопротезов, используемых при артропластике тазобедренного сустава и тазобедренных суставов кролика в норме и при экспериментальном моделировании остеоартроза.

### Материалы и методы

Изучены трибологические характеристики тазобедренных суставов кроликов в норме и при остеоартрозе. Материалом для исследования послужили экспериментальные наблюдения за 9 лабораторными животными с моделью посттравматического остеоартроза тазобедренного сустава. Исследованы различные пары трения эндопротезов тазобедренного сустава, соответствующих техническим условиям, предъявляемым к современным имплантатам из материалов получивших наибольшее распространение: головка и вкладыш с преимущественным содержанием кобальта, хрома и молибдена (Мет), головка и вкладыш из керамики, с содержанием двуокиси алюминия более 80 %, двуокиси циркония около 17 % (АКер), головка из циркониевой керамики (ЦКер), головка с покрытием из 97,5 % циркония и 2,5 % ниобия (Окс), головка эндопротеза с покрытием из нитрида титана (НТит), вкладыш из поперечно связанного полиэтилена (Пол), при сухом трении и в условиях биологической среды с добавлением в узел трения синовиальной жидкости. Исследовано 10 трибологических пар в следующих сочетаниях материалов: «Мет-Мет», «Мет-Пол», «АКер-АКер», «АКер-Пол», «ЦКер-АКер», «ЦКер-Пол», «Окс-АКер», «Окс-Пол», «НТит-АКер», «НТит-Пол» диаметром 28, 32 и 36мм.

Исследования проводились на одношариковом адгезиометре ГОСТ 16429-70 [7] (рис. 1) и модернизированной четырехшариковой машине трения (ЧМТ-1) ГОСТ 9490-75 (рис. 2) при ступенчатом изменении осевой нагрузки  $P$  от 500 до 10000 Н на узел трения для эндопротезов и в диапазоне от 60 до 100 Н для суставов кролика. В качестве вращающегося элемента использовались головки эндопротезов диаметром 28, 32 и 36 мм, которые прижимались к вкладышам соответствующих размеров силой  $P$ .

После модернизации ЧМТ-1 за счет постановки планетарного редуктора и частотного электропреобразователя частота вращения приводного вала равнялась 1 об/мин. На ЧМТ-1 была установлена тензометрическая силовизмерительная система с датчиком 1925ИС-М Рном = 0,5 кН с дальнейшим преобразованием через АЦП (аналого-цифровой преобразователь) и выходом на компьютер в виде графика «сила трения  $F$  – время».

По величинам  $P$ ,  $F$  и  $d_{отп}$  вычислялись: давление  $p_r$  на фрикционном контакте, прочность  $t_p$  адгезионных связей на срез, а также величина  $f_m$ , характеризующая молекулярную (адгезионную) составляющую коэффициента трения [7]. Таким образом, получены зависимости  $t_p$  от  $p_r$  для различных пар трения в условиях присутствия и отсутствия биологической среды, что позволило определить в этих условиях величину коэффициента  $f_m$  и ее изменение. С величиной  $t_p$  коррелирует изнашивание, а с величиной  $f_m$  – энергетические потери в подвижных трибосопряжениях [7].

### Результаты и обсуждение

Анализ трибологических характеристик тазобедренных суставов кролика выявил повышение прочности  $t_p$  адгезионных связей на срез и коэффициента  $f_m$  в образцах с моделью остеоартроза и при сухом трении (рис. 3). Отмечалась зависимость данных показателей от нагрузки и давления. Некоторое уменьшение  $f_m$  и повышение  $t_p$  с увеличением нагрузки  $P$  и давления  $p_r$ . Необходимо отметить незначительное влияние нагрузки и давления на эти характеристики трения для интактного сустава.

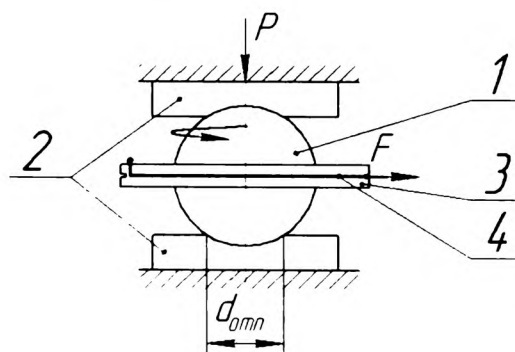
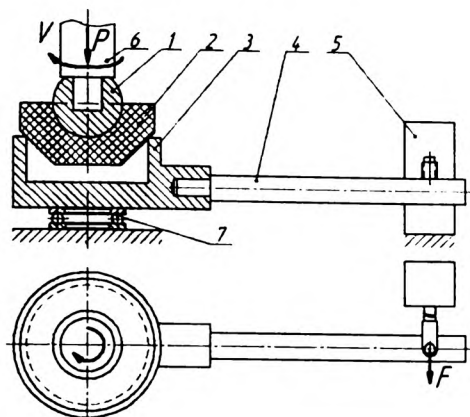


Рисунок 1. Схема работы (а) и общий вид (б) одношарикового адгезиометра: 1 – головка эндопротеза; 2 – образцы вкладыша; 3 – диск; 4 – тросиком для вращения головки



a)



b)



v)

Рисунок 2. Схема работы (а) и общие виды ЧМТ-1 при исследовании эндопротезов (б) и суставов кролика (в): 1 – головка эндопротеза; 2 – вкладыш эндопротеза; 3 – чаша; 4 – рычаг; 5 – датчик фиксирования силы трения F; 6 – приводной вал; 7 – упорный подшипник качения

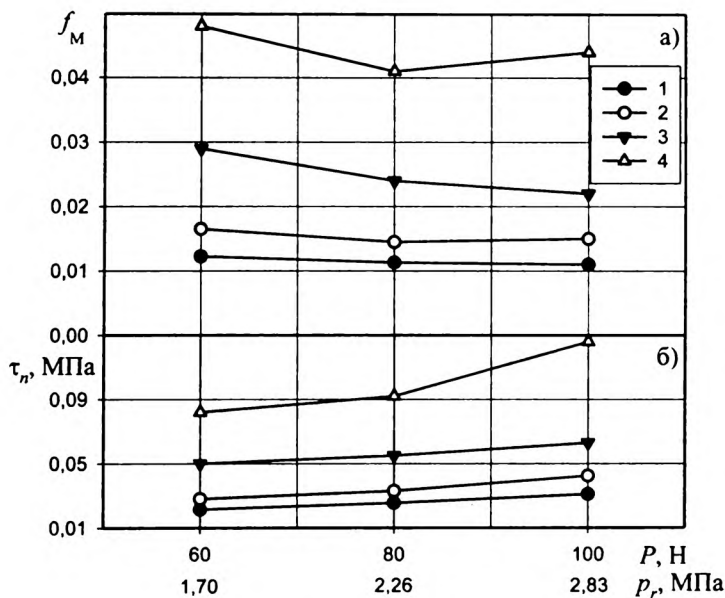


Рисунок 3. Зависимость адгезионной составляющей коэффициента трения  $f_m$  (а) и прочности адгезионных связей на срез  $\tau_n$  (б) тазобедренных суставов кролика от нагрузки P и давления  $p_r$ : 1 – здоровый сустав в условиях биологической среды; 2 – здоровый сустав, сухое трение; 3 – модель остеоартроза в условиях биологической среды; 4 – остеоартроз, сухое трение

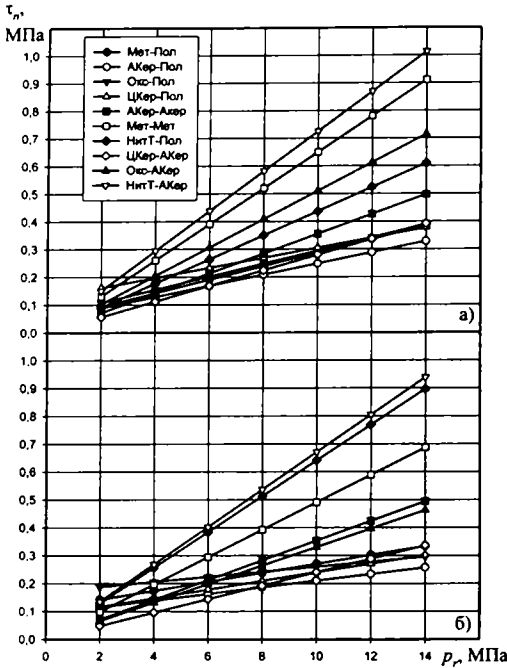


Рисунок 4. Зависимость прочности адгезионных связей на срез тп кинематических узлов эндопротезов с диаметром головки 28 мм при сухом трении (а) и в условиях смазки биологической средой (б) от давления  $p_{\rho}$

Исследования различных пар трения эндопротезов установили различия триботехнических характеристик в зависимости от нагрузки, давления на контакте, твердости фрикционного узла и наличия синовиальной жидкости (рис. 4, 5).

Выявлено, что для всех испытуемых пар трения эндопротезов тазобедренного сустава человека прочность тп на срез адгезионных связей возрастает с повышением давления  $p_{\rho}$  на подвижном фрикционном контакте (рис. 4). Причем, степень влияния  $p_{\rho}$  на тп разная для «мягких» и «твердых» пар трения: полиэтиленовые вкладыши обеспечивают существенно меньшее влияние  $p_{\rho}$  на тп (как у интактного тазобедренного сустава кролика).

В парах трения с полиэтиленовым вкладышем отмечалось уменьшение коэффициента  $f_m$  при увеличении нагрузки и давления в отличие от «твердых» триботехнических пар. При этом наилучшие показатели в диапазоне 500 – 4000 Н отмечались в парах трения «ЦКер – АКер», «Окс – АКер» и «АКер – АКер». Наиболее высокий коэффициент  $f_m$  выявлялся в триботехнических парах с полиэтиленовым вкладышем, а также в образцах «НТит – АКер», «Мет – Мет».

В диапазоне 4000 – 6300 Н, что соответствует режиму быстрой ходьбы, показатели трения большинства образцов выравниваются между собой, кроме пар «НТит – АКер», «Мет – Мет», «НТит – Пол», которые остаются

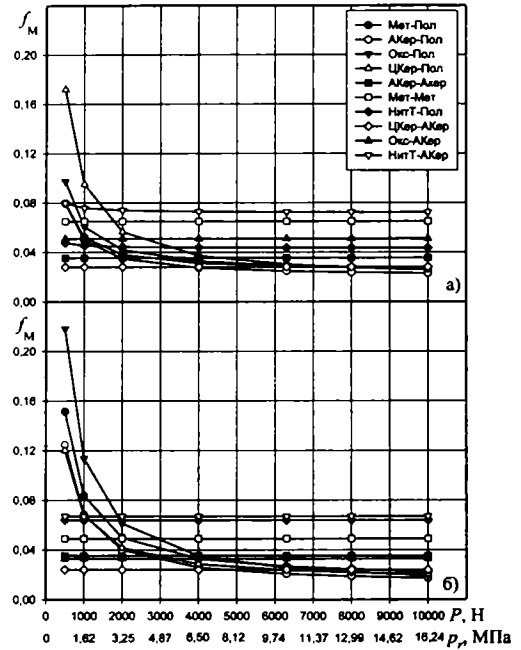


Рисунок 5. Адгезионная составляющая коэффициента трения  $f_m$  триботехнических пар эндопротезов с диаметром головки 28 мм при сухом трении (а) и в условиях смазки биологической средой (б) в зависимости от нагрузки  $P$  и давления  $p_{\rho}$

высокими. При максимальных нагрузках 8000 – 10000 Н величина коэффициента  $f_m$  у пар «АКер – Пол», «Окс – Пол», «ЦКер – Пол», «Мет – Пол», «ЦКер – АКер» была ниже, чем у других пар трения.

Сравнение «твердых» и «мягких» пар трения выявило меньшую зависимость триботехнических характеристик от добавления синовиальной жидкости в «твердых» парах, наиболее выраженную в диапазоне 500 – 4000 Н (рис. 4, 5). Величины тп и  $f_m$  существенно изменялись в условиях биологической среды в парах с полиэтиленовым вкладышем, в «твердых» триботехнических узлах отмечалась незначительная разница между сухим трением и трением в биологической среде, особенно в парах трения с однородными материалами («АКер – АКер», «Мет – Мет»). Очевидно, этому способствует также синовиальная жидкость, пластифицирующая приконтактную зону трущихся поверхностей в этих парах трения.

Оценка средней величины коэффициента  $f_m$  во всем диапазоне нагрузки для эндопротезов с различным диаметром головки показала (рис. 6 и 7), что наиболее оптимальными парами трения являются: «ЦКер – АКер», «АКер – АКер», «Окс – АКер».

Увеличение диаметра головки эндопротеза в большинстве образцов с полиэтиленовым вкладышем, сопровождалось увеличением коэффициента  $f_m$ . В «твердых»

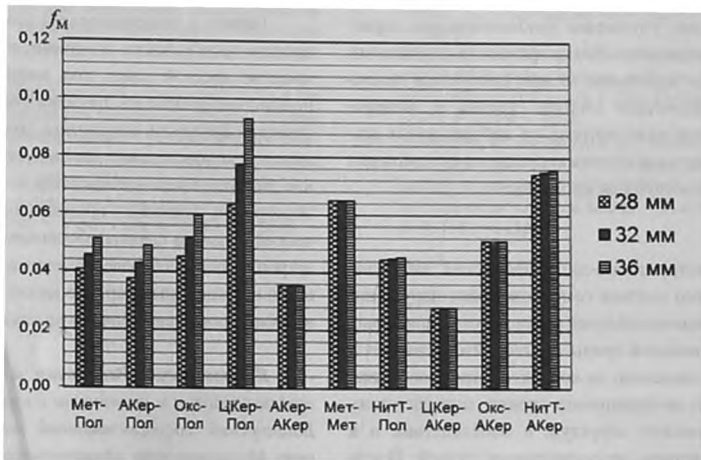


Рисунок 6. Среднее значение адгезионной составляющей коэффициента трения в диапазоне нагрузки 500 – 10000 Н для различных пар трения в условиях трения без смазки

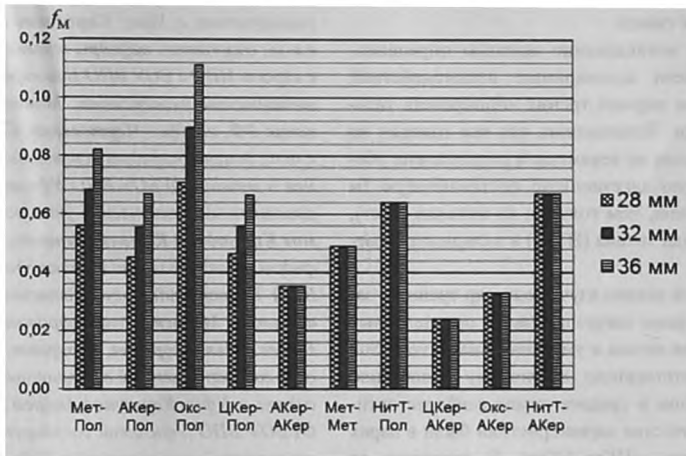


Рисунок 7. Среднее значение адгезионной составляющей коэффициента трения в диапазоне нагрузки 500 – 10000 Н для различных пар трения в условиях смазки биологической средой

парах трения и паре «НТит – Пол» зависимости коэффициента  $f_m$  от диаметра головки эндопротеза, нагрузки и давления выявлено не было.

Сравнение коэффициента  $f_m$  тазобедренных суставов кролика с парой трения «ЦКер – АКер», продемонстрировавшей наименьший коэффициент трения среди эндопротезов при одинаковом давлении от 1,7 до 2,83

МПа, выявило, что адгезионная составляющая коэффициента трения интактного тазобедренного сустава кролика была в 2 – 2,18 раза меньше, чем у искусственного кинематического узла. При этом данный показатель в искусственной паре трения был сравним с показателем образца с моделью остеоартроза тазобедренного сустава кролика в условиях биологической среды (табл. 1).

Таблица 1. Зависимость адгезионной составляющей  $f_m$  коэффициента трения от давления в суставах кролика и паре трения «ЦКер – АКер»

Пары трения и вид смазки	$f_m$ в зависимости от $p_r$		
	1,7 МПа	2,26 МПа	2,83 МПа
Здоровый сустав, смазка – биол. среда	0,012	0,011	0,011
Здоровый сустав, сухое трение	0,017	0,015	0,015
Остеоартроз, смазка – биол. среда	0,029	0,024	0,022
Остеоартроз, сухое трение	0,048	0,041	0,044
ЦКер-АКер, смазка – биол. среда	0,024	0,024	0,024
ЦКер-АКер, сухое трение	0,028	0,028	0,028

Таким образом, ухудшение трибологических характеристик при деструктивно-дистрофических поражениях суставов является ключевым звеном патогенеза декомпенсации кинематических свойств сустава. В экспериментальной модели остеоартроза на лабораторных животных иллюстрируется прямая корреляция адгезионных свойств от стадии и глубины процесса.

## Заключение

Развитие деструктивно-дистрофических заболеваний тазобедренного сустава сопровождается нарушением адгезионных взаимодействий поверхностей хрящевых мембран и синовиальной среды сустава, что приводит к неравномерному давлению на контакте в трибосопряжении, увеличению коэффициента трения, повышенному износу кинематических структур, а впоследствии и к вторичным изменениям околосуставных тканей. После проведения артропластики функционирование нового кинематического узла, также во многом определяется трибологическими взаимодействиями деталей эндопротеза и окружающих тканей.

Проведенное исследование выявило определенные закономерности адгезионных взаимодействий между различными парами трения эндопротеза тазобедренного сустава. Установлено, что все головки из керамики и вкладыши из керамики и полиэтилена обеспечивают меньшую адгезионную составляющую  $f_m$  коэффициента трения, чем головки из металла (Мет), покрытия из нитрида титана (НТит) и вкладыша из металла (Мет).

Сравнительный анализ изучаемых пар трения в зависимости от величины нагрузок выявил определенные закономерности: при легких и умеренных нагрузках (500 – 4000 Н), соответствующих статичному положению и ходьбе в медленном и среднем темпе наиболее оптимальные трибологические характеристики были в парах трения «АКер-АКер», «ЦКер-АКер». В диапазоне от 4000 до 6300 Н, соответствующих быстрой ходьбе, адгезионная составляющая коэффициента трения во многих трибологических парах выравнивается с последующим улучшением показателей в парах трения: «АКер-Пол», «ЦКер – Пол», «Окс – Пол», которые продемонстрировали наименьшую прочность адгезионных связей при максимальных нагрузках (8000 – 10000 Н). При анализе всего диапазона нагрузок наилучшие трибологические характеристики были выявлены в парах трения «ЦКер-АКер», «АКер-АКер».

Наряду с общепринятыми критериями выбора эндопротеза (особенности анатомии тазобедренного сустава, качество костной ткани, пол, возраст и масса пациента), необходимо учитывать трибологические свойства кинематических сегментов имплантата, которые имеют различные параметры поведения в зависимости от пары трения. Знание диапазона эксплуатационных качеств подвижных узлов эндопротеза позволяет прогнозировать общий кинематический баланс и сделать обоснованный выбор технологий артропластики на основе изучения адгезионных взаимодействий фрикционных пар, что может быть одним из ключевых факторов увеличения срока службы конструкции. ■

*Якупов Расуль Радикович, к.м.н., доцент кафедры травматологии и ортопедии с курсом ИПО ГБОУ ВПО Башкирский государственный медицинский университет Министерства здравоохранения РФ, г. Уфа; Шустер Лева Шмульевич, д.т.н., профессор кафедры основ конструирования механизмов и машин ФГБОУ ВПО Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа; Сироджов Кутбудинов Хасанович, к.м.н., соискатель кафедры травматологии и ортопедии с курсом ИПО ГБОУ ВПО Башкирский государственный медицинский университет Министерства здравоохранения РФ, г. Уфа; Чертовских Сергей Владимирович, к.т.н., доцент кафедры основ конструирования механизмов и машин, ФГБОУ ВПО Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа; Каримов Киемиддин Камалидинович, к.м.н., соискатель кафедры травматологии и ортопедии с курсом ИПО ГБОУ ВПО Башкирский государственный медицинский университет Министерства здравоохранения РФ, г. Уфа; Емаев Илья Игоревич, аспирант, ФГБОУ ВПО Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа; Коршунов Андрей Андреевич, аспирант, ФГБОУ ВПО Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа; Трубин Артур Равилевич, соискатель кафедры травматологии и ортопедии с курсом ИПО ГБОУ ВПО Башкирский государственный медицинский университет Министерства здравоохранения РФ, г. Уфа; Хаиров Тимур Эрикович, ассистент кафедры травматологии и ортопедии с курсом ИПО ГБОУ ВПО Башкирский государственный медицинский университет Министерства здравоохранения РФ, г. Уфа; Автор, ответственный за переписку - Якупов Расуль Радикович, адрес: г. Уфа, 450106, ул. Кувыкина 17/2-48, моб. тел.: 8-927-33-999-39, e-mail: rasulr@mail.ru*

## Литература:

1. Доценко А.И., Буяновский И.А. Основы триботехники. Учебник / М.: Инфра-М, 2014. 336 с.
2. Загородный Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. М.: 2012. 312 с.
3. Колондаев А.Ф., Балберкин А.В., Загородный Н.В. Полвека использования сверхвысокомолекулярного полиэтилена в эндопротезировании. Достижения, проблемы, перспективы / Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2012; т 4. С. 85 – 94.
4. Минасов Б.Ш., Шустер Л.Ш., Якупов Р.Р. и др. Трибологические характеристики различных пар трения при артропластике крупных суставов / Медицинский вестник Башкортостана. 2013; Т. 8, ч 6. С. 158 – 161.
5. Прохоренко В.М., Слободской А.Б., Мамедов А.А. и др. Сравнительный анализ среднесрочных и отдаленных результатов первичного эндопротезирования

- тазобедренного сустава серийными эндопротезами бесцементной и цементной фиксации / Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2014; ч 3. С. 21 – 26.
6. Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Гончаров М.Ю. и др. Достоинства и недостатки современных пар трения эндопротезов тазобедренного сустава (обзор иностранной литературы) / Травматология и ортопедия России. 2010. ч 3. С. 147 – 158.
  7. Шустер Л.П. Адгезионное взаимодействие твердых металлических тел. – Уфа: Гилем, 1999. – 198 с.
  8. Knahr K. Tribology in total hip arthroplasty. – 2011. – 233 p.
  9. Mutimer J., Devane P.A., Adams K. et al. Highly crosslinked polyethylene reduces wear in total hip arthroplasty at 5 years / Clin. Orthop. Relat. Res. 2010; u 468. P. 3228 – 3233.
  10. Nakahara I., Nakamura N., Nishii T. et al. Minimum five-year follow-up wear measurement of Longevity highly cross-linked polyethylene cup against cobalt-chromium or zirconia heads / J. Arthroplasty. 2010; u 8. P. 1182 – 1187.