

## СРАВНИТЕЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ АДГЕЗИОННОЙ СОСТАВЛЯЮЩЕЙ ТРЕНИЯ В ЭНДОПРОТЕЗАХ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Б.Ш. Минасов, Р.Р. Якупов, Л.Ш. Шустер, С.В. Чертовских,  
И.И. Емаев, Г.Н. Филимонов, А.А. Коршунов, Т.Э. Хаиров

ГБОУ ВПО «Башкирский государственный медицинский университет»,  
ФГБОУ ВПО «Уфимский государственный авиационный технический университет», Уфа, РФ

*Изучены пары трения кинематического узла эндопротезов тазобедренного сустава человека и тазобедренных суставов кроликов с моделью остеоартроза в условиях сухого трения и биологической среды. Ухудшение трибологических характеристик при деструктивно-дистрофических поражениях суставов является ключевым звеном патогенеза декомпенсации кинематических свойств сустава. В экспериментальной модели остеоартроза на лабораторных животных продемонстрировано негативное влияние дистрофических изменений на адгезионные свойства тазобедренного сустава. В ходе исследования адгезионной составляющей коэффициента трения различных трибологических пар эндопротезов установлено, что характеристики трения изученных трибологических пар зависели от величины внешней нагрузки и «твердости» самого кинематического узла.*

Ключевые слова: артропластика, тазобедренный сустав, трибология, пары трения эндопротезов, кинематический узел.

### *Comparative Study of the Adhesive Component of Friction in Hip Endoprostheses*

*B.Sh. Minasov, R.R. Yakupov, L.Sh. Shuster, S.V. Chertovskikh,  
I.I. Emaev, G.N. Filimonov, A.A. Korshunov, T.E. Khairov*

Bashkir State Medical University, Ufa State Aviation Technical University, Ufa, Russia

*Kinematic unit friction pairs of human hip endoprosthesis and rabbit hips with induced osteoarthritis were studied under conditions of either dry or biological medium friction. Deterioration of tribologic characteristics in destructive dystrophic lesions of joints is the key component of joint kinematic properties decompensation. Experimental animal model of osteoarthritis showed negative influence of dystrophic changes upon the hip joint adhesive characteristics. Study of the adhesive component of friction coefficient in different tribologic pairs of endoprostheses detected that friction characteristics of the studied tribologic pairs depended upon the magnitude of external load and strength of the kinematic unit.*

Key words: arthroplasty, hip joint, tribology, endoprostheses friction pairs, kinematic unit.

**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 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 имплантата, которое, в частности, связано с трибологическим взаимодействием и является одним из неизбежных осложнений эндопротезирования в отдаленном периоде [1]. Дизайн имплантатов для артропластики непрерывно совершенствуется, а их эксплуатационные характеристики улучшаются [2–4]. Эндопротез тазобедренного сустава изобилует уязвимыми трибосопряжениями, определяющими его дальнейшую работоспособность. Это

«головка — ацетабулярный вкладыш», «вертлужная впадина — вертлужный компонент», «вертлужный компонент — вкладыш», «головка эндопротеза — конус шейки бедренного компонента», «бедренный компонент — бедро» [5]. Изнашивание контактирующих поверхностей в каждом из этих сопряжений может привести к галопированию неустойчивости всего имплантата. По убеждению авторов, узел трибосопряжения между головкой эндопротеза и вкладышем является наиболее важной парой трения, от которого зависит срок службы имплантата [1, 3, 5, 6].

Цель исследования — определение и анализ адгезионной составляющей трения различных эндопротезов, используемых при артропластике тазобедренного сустава, модели тазобедренных суставов в норме и при экспериментальном моделировании остеоартроза.

### МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Эксперименты проведены на 9 лабораторных кроликах породы шиншилла женского пола, сред-

ний возраст которых составил 95 дней, средняя масса — 3,2 кг. Содержание, питание, уход за животными и выведение их из эксперимента осуществляли в соответствии с требованиями «Правила проведения работ с использованием экспериментальных животных» (Приложение к приказу МЗ СССР № 742 от 13.11.84).

Для моделирования посттравматического остеоартроза тазобедренного сустава у 5 животных под эфирным наркозом обнажали область проксимального отдела бедренной кости с одной стороны и наносили повреждение в трех точках тазобедренного сустава с помощью спицы Киришнера диаметром 2 мм, проведенной трансартикулярно. Через 6 мес осуществляли выделение тазобедренных суставов для изучения их трибологических свойств, из них было 5 образцов с моделью остеоартроза и 9 интактных сегментов. Умерщвление животных производили путем эвтаназии с применением глубокого наркоза.

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 с покрытием из нитрида титана (НТит), вкладыш из поперечно-связанного полиэтилена (Пол). Исследования выполнены при сухом трении и в условиях биологической среды с добавлением в узел трения синовиальной жидкости. В качестве биологической среды использовали бычью синовиальную жидкость, которую транспортировали в стерильном контейнере для хранения биологических жидкостей и использовали в экспериментах в течение 1 сут. Изучено 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» с диаметром головок 28, 32 и 36 мм.

Локальная микротвердость компонентов эндопротезов по Виккерсу (HV), которую оценивали с помощью приставки МНТ-10 на микроскопе

Axiovert-100A («Carl Zeiss», Германия) соответствовала следующим значениям: Пол 47–74 МПа, Окс 3340 МПа, Мет 4232 МПа, НТит 6453 МПа, АКер 19456 МПа, ЦКер 26 146 МПа. В соответствии с этими значениями пары трения с Пол считались «мягкими», а все сочетания других материалов относили к «твердым» трибологическим парам. Сферичность компонентов эндопротезов, которую измеряли на координатно-измерительной машине Contura-G2, продемонстрировало отклонения данного показателя от 0,001 до 0,005 мм во всех образцах. При оценке рельефа поверхности с использованием 3D-лазерной сканирующей микроскопии на микроскопе LSM-Exciter («Carl Zeiss», «Германия») установлено, что значение  $RS_n$  (среднее арифметическое отклонение профиля рельефа от средней плоскости XY) было сопоставимым у исследованных образцов и варьировало от 0,4 до 0,5 на микроуровне с латеральным разрешением < 1 мкм (0,4 ... 1 мкм).

В соответствии с механико-молекулярной теорией силу и коэффициент трения рассматривают как сумму деформационной и адгезионной составляющих [7] на элементарных пятнах фрикционного контакта. При этом под адгезионной составляющей понимают все виды межатомного и межмолекулярного взаимодействия.

Известно, что деформационная составляющая трения связана в основном с шероховатостью контактирующих поверхностей и давлением [7]. В эндопротезах применяются пары трения («головка — вкладыш») с весьма малой высотой микронеровностей трущихся поверхностей. При трении верчения [8] в таких парах деформационной составляющей можно пренебречь, а силу и коэффициент трения связать главным образом с адгезионной составляющей. Кроме того, интенсивность адгезионно-усталостного изнашивания (именно такой вид изнашивания характерен для изнашивания пары «головка — вкладыш» эндопротеза) функционально определяется параметрами адгезионного взаимодействия при трении [8]. В связи с этим сравнение эндопротезов тазобедренного сустава в данной работе выполнено по показателям адгезионной составляющей трения.

Исследования проводили на одношариковом адгезиометре ГОСТ 23002-78 [9] (рис. 1). В качестве вращающегося элемента 1 использовали головки эндопротезов диаметром 28, 32 и 36 мм, которые

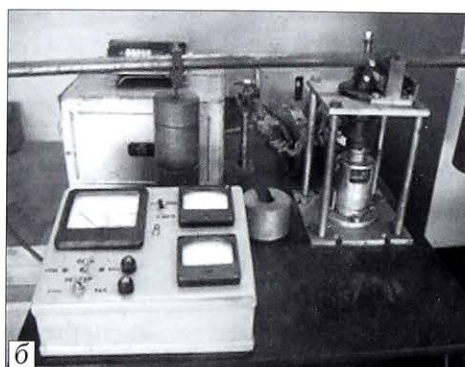
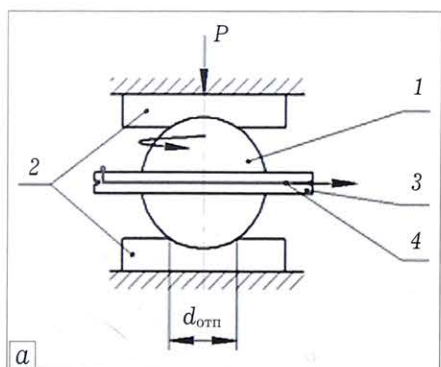
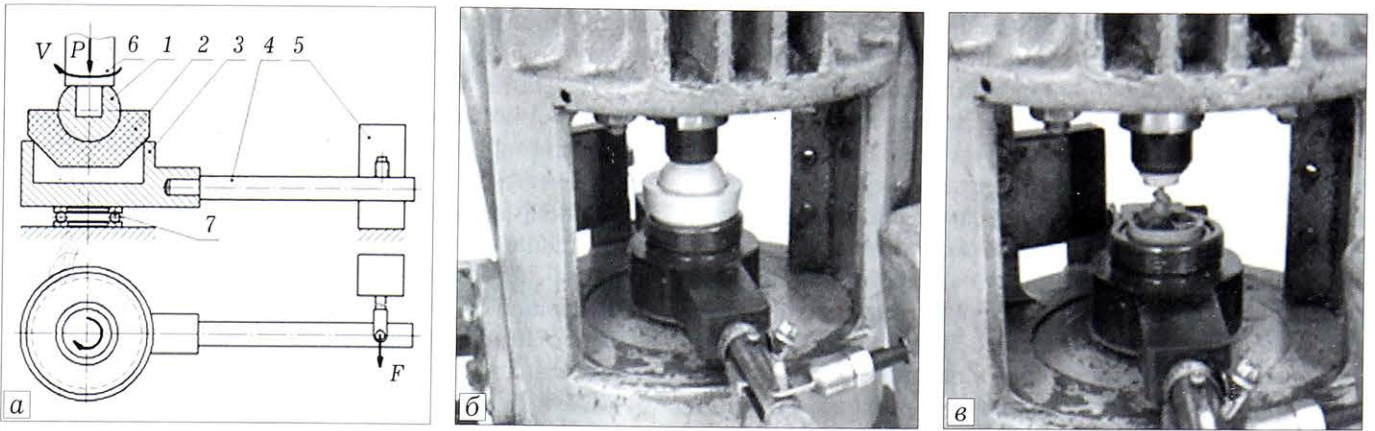


Рис. 1. Схема работы (а) и общий вид (б) одношарикового адгезиометра.

- 1 — головка эндопротеза;
- 2 — образцы вкладыша;
- 3 — диск;
- 4 — тросик для вращения головки.



**Рис. 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.

помещали между двумя вкладышами соответствующих размеров. Для головок диаметром 28 мм диаметр отпечатка ( $d_{отп}$ ) составил 7 мм, а для головок диаметрами 32 и 36 мм — 8 мм. Головки эндопротезов закрепляли на диске 3 (см. рис. 1), в паз которого укладывали и закрепляли тросик 4. При выполнении экспериментов головку 1 сжимали силой  $P$  двумя одноименными вкладышами 2 и вращали вокруг собственной оси с помощью диска и тросика, который приводили в движение от тянущего устройства установки. На тянущем устройстве находился датчик, фиксирующий величину экспериментальной силы трения  $F$ , соответствующей сжимающей силе  $P$ . Протоколирование стендовых испытаний проводили с помощью аналогово-цифрового преобразователя с регистрацией степени смещения самописца ( $h_{самоп}$ ).

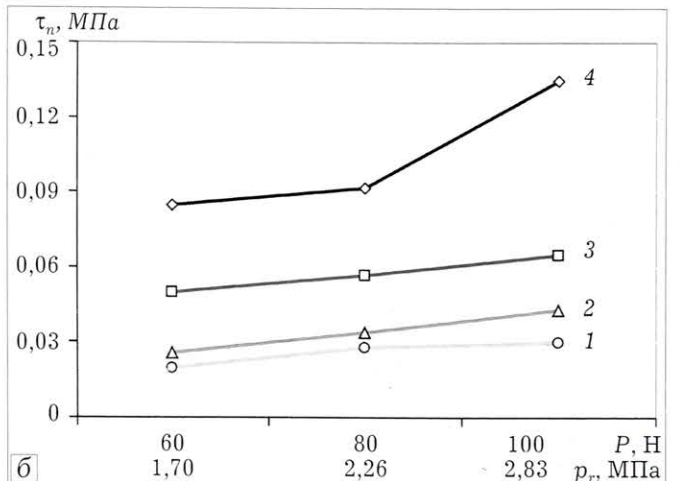
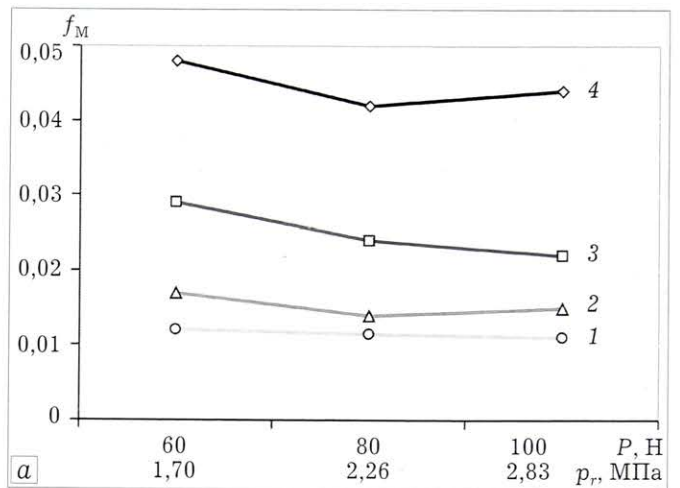
Исследования также проводили на модернизированной четырехшариковой машине трения (ЧМТ-1; рис. 2) ГОСТ-12997-84 при ступенчатом изменении осевой нагрузки  $P$  от 500 до 10 000 Н на узел трения для эндопротезов и в диапазоне от 60 до 100 Н для суставов кролика. В качестве вращающегося элемента использовали головки эндопротезов диаметром 28, 32 и 36 мм, которые прижимали 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 (см. рис. 2). На ЧМТ-1 была установлена тензометрическая силоизмерительная система с датчиком 1925ИС-М  $P_{ном} = 0,5$  кН с дальнейшим преобразованием через аналого-цифровой преобразователь и выходом на компьютер в виде графика «сила трения  $F$  — время».

По величинам  $P$ ,  $F$  и  $d_{отп}$  вычисляли следующие триботехнические параметры: давление  $p_r$  на фрикционном контакте и прочность  $\tau_n$  адгезионных связей на срез, а также величину  $f_m$  (характеризующая молекулярную (адгезионную) составляющую коэффициента трения [9]) как отношение  $\tau_n$  к  $p_r$ . Таким образом, были получены зависимости  $\tau_n$  и  $f_m$  от  $P$  и  $p_r$  для различных пар трения в условиях присутствия и отсутствия синовиальной жидкости.

### РЕЗУЛЬТАТЫ

Анализ трибологических характеристик тазобедренных суставов кролика выявил повышение прочности  $\tau_n$  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, а также



**Рис. 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 в условиях сухого трения; 3 — модель остеоартроза в условиях биологической среды; 4 — модель остеоартроза в условиях сухого трения.

некоторое уменьшение  $f_m$  и повышение  $\tau_n$  с увеличением нагрузки  $P$  и давления  $p_r$ , так как при увеличении давления прочность адгезионных связей возрастает. Необходимо отметить незначительное влияние нагрузки и давления на эти характеристики трения для интактного сустава в связи с более низким коэффициентом адгезионной составляющей, чем у сустава с моделью остеоартроза.

Исследования различных пар трения эндопротезов установили различия триботехнических характеристик в зависимости от нагрузки, давления на контакте, твердости фрикционного узла и наличия синовиальной жидкости. Выявлено, что для всех испытуемых пар трения эндопротезов тазобедренного сустава прочность  $\tau_n$  на срез адгезионных связей возрастает с повышением давления  $p_r$  на подвижном фрикционном контакте. Причем степень влияния  $p_r$  на  $\tau_n$  разная для «мягких» и «твердых» пар трения: полиэтиленовые вкладыши обеспечивают существенно меньшее влияние  $p_r$  на  $\tau_n$  (как в интактном тазобедренном суставе 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».

Оценка средней величины коэффициента  $f_m$  во всем диапазоне нагрузки для эндопротезов с различным диаметром головки показала (рис. 4), что наименьшей величиной  $f_m$  характеризуются пары «ЦКер-АКер», «АКер-АКер».

В диапазоне 4000–6300 Н, что соответствует режиму быстрой ходьбы, показатели трения большинства образцов выравнивались между собой, кроме пар «НТит-АКер», «Мет-Мет», «НТит-Пол», для которых значения оставались высокими. При максимальных нагрузках 8000–10 000 Н величина коэффициента  $f_m$  в парах «АКер-Пол», «Окс-Пол», «ЦКер-Пол», «Мет-Пол», «ЦКер-АКер» была ниже, чем в других парах трения.

Сравнение «твердых» и «мягких» пар трения выявило меньшую зависимость триботехнических характеристик от наличия синовиальной жидкости в «твердых» парах, наиболее выраженную в диапазоне 500–4000 Н. Величины  $\tau_n$  и  $f_m$  существенно изменялись в условиях биологической среды в парах с полиэтиленовым вкладышем, в «твердых» триботехнических узлах отмечалась незначительная разница показателей, зарегистрированных в условиях сухого трения и трения 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.

Увеличение диаметра головки эндопротеза в большинстве образцов с полиэтиленовым вкладышем сопровождалось увеличением коэффициента  $f_m$ . В «твердых» парах трения и паре «НТит-Пол» зависимости коэффициента  $f_m$  от диаметра головки эндопротеза, нагрузки и давления выявлено не было.

#### ОБСУЖДЕНИЕ

Адгезионные свойства пар трения играют важную роль в функционировании любого кинематического узла и должны рассматриваться наравне с другими триботехническими характеристиками [10]. В исследованиях, посвященных изучению данного вопроса, коэффициент трения интактного суставного хряща варьировал от 0,02 до 0,04 [11], а значения у триботехнических пар эндопротезов тазобедренного сустава изменялись в диапазоне от 0,04 до 0,2 в зависимости от материала и вида нагрузки [12]. При этом показатели адгезионной составляющей искусственных суставов оценивались в парах трения металл-металл (с преимущественным содержанием кобальта, хрома и молибдена), керамика-керамика, металл-полиэтилен, керамика-полиэтилен, которые чаще всего использовались в ортопедической практике [10, 12].

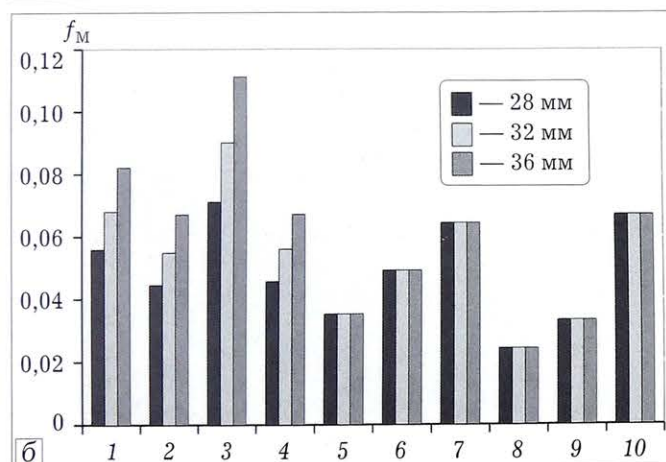
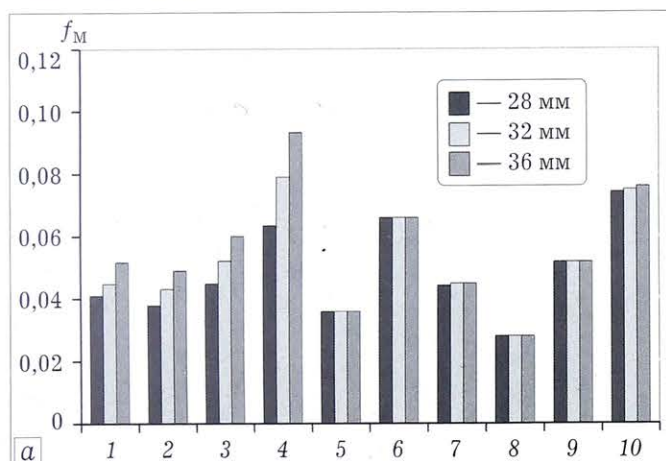


Рис. 4. Средние показатели адгезионной составляющей коэффициента трения в диапазоне нагрузки 500–10 000 Н для различных пар трения в условиях сухого трения (а) и биологической среды (б).

1 — Мет-Пол, 2 — АКер-Пол, 3 — Окс-Пол, 4 — ЦКер-Пол, 5 — АКер-АКер, 6 — Мет-Мет, 7 — НитТ-Пол, 8 — ЦКер-АКер, 9 — Окс-АКер, 10 — НитТ-АКер.

В настоящем исследовании изучены трибологические характеристики как вышеуказанных пар трения, широко применяемых при артропластике, так и менее распространенных материалов из циркониевой керамики, из циркония и ниобия, из нитрида титана в различных сочетаниях, в условиях сухого трения и биологической среды. При этом значения адгезионной составляющей кинематических узлов из исследованных пар трения не достигали уровня интактного сегмента, что свидетельствует об ограниченных возможностях искусственных суставов.

Исследование адгезионных свойств тазобедренного сустава в норме и при остеоартрозе раскрывает новые аспекты деструктивно-дистрофических поражений. В эксперименте с моделированием остеоартроза на кроликах зарегистрировано значительное повышение адгезионной составляющей коэффициента трения, что является одним из ключевых звеньев патогенеза декомпенсации кинематических свойств тазобедренного сустава.

Таким образом, развитие деструктивно-дистрофических заболеваний крупных суставов сопровождается нарушением адгезионных взаимодействий поверхностей хрящевых мембран и синовиальной среды тазобедренного сустава, что приводит к неравномерному давлению на контакте в трибосопряжениях и увеличению адгезионной составляющей коэффициента трения. После артропластики функционирование нового кинематического узла также во многом определяется трибологическими взаимодействиями деталей эндопротеза и окружающих тканей.

**Заключение.** Сравнительный анализ изучаемых пар трения в зависимости от величины нагрузок выявил определенные закономерности: при легких и умеренных нагрузках (500–4000 Н) оптимальные трибологические характеристики имели место в парах трения «АКер-АКер», «ЦКер-АКер». В диапазоне нагрузок от 4000 до 6300 Н, соответствующих быстрой ходьбе, адгезионная составляющая коэффициента трения во многих трибологических парах выравнивалась с последующим улучшением показателей в парах трения: «АКер-Пол», «ЦКер-Пол», «Окс-Пол», которые продемонстрировали наименьшую прочность адгезионных связей при максимальных нагрузках (8000–10 000 Н). По результатам анализа всего диапазона нагрузок наилучшие трибологические характеристики были выявлены в парах трения «ЦКер-АКер», «АКер-АКер». Адгезионное взаимодействие в искусственном кинематическом узле не достигает показателей

интактного тазобедренного сустава, что демонстрирует ограниченность диапазона полезных свойств эндопротеза.

#### ЛИТЕРАТУРА [ REFERENCES ]

1. *Загородний Н.В.* Эндопротезирование тазобедренного сустава. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2012 [*Zagorodniy N.V.* Hip arthroplasty. Moscow: GEOTAR-Media; 2012 (in Russian)].
2. *Сиваш К.М.* Аллопластика тазобедренного сустава. М.: Медицина; 1967 [*Sivash K.M.* Hip alloplasty. Moscow: Meditsina; 1967 (in Russian)].
3. *Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Гончаров М.Ю., Карпукхин А.С., Мазуренко А.В., Плиев Д.Г.* Достоинства и недостатки современных пар трения эндопротезов тазобедренного сустава (обзор иностранной литературы). Травматология и ортопедия России. 2010; 3: 147–58 [*Shubyakov I.I., Tikhilov R.M., Goncharov M.Yu., Karpukhin A.S., Mazurenko A.V., Pliev D.G.* Merits and demerits of modern bearing surfaces of hip implants (review of foreign literature). *Travmatologiya i ortopediya Rossii*. 2010; 3: 147–58 (in Russian)].
4. *Charnley J.* Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Springer Verlag; 1979.
5. *Knahr K.* Tribology in total hip arthroplasty. Springer; 2011.
6. *Колондаев А.Ф., Балберкин А.В., Загородний Н.В.* Полвека использования сверхвысокомолекулярного полиэтилена в эндопротезировании. Достижения, проблемы, перспективы. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2012; 4: 85–94 [*Kolondaev A.F., Balberkin A.V., Zagorodniy N.V.* Fifty years of ultra-high molecular polyethylene use in total joint replacement. Success, problems, perspectives. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova*. 2012; 4: 85–94 (in Russian)].
7. *Доценко А.И., Буяновский И.А.* Основы триботехники. М.: Инфра-М; 2014 [*Dotsenko A.I., Buyanovskiy I.A.* Principles of tribotechnics. Moscow: Infra-M; 2014 (in Russian)].
8. *Чичинадзе А.В., ред.* Трение, износ и смазка (трибология и триботехника). М.: Машиностроение; 2003 [*Chichinadze A.V., ed.* Friction, wear and lubrication (tribology and tribotechnics). Moscow: Mashinostroenie; 2003 (in Russian)].
9. *Шустер Л.Ш.* Адгезионное взаимодействие твердых металлических тел. Уфа: Гилем; 1999 [*Shuster L.Sh.* Adhesive interaction of hard metal bodies. Ufa: Gilem; 1999 (in Russian)].
10. *Di Puccio F., Mattei L.* Biotribology of artificial hip joint. *World J. Orthop.* 2015; 6 (1): 77–94. doi: 10.5312/wjo.v6.i1.77.
11. *Drewniak E.I., Jay G.D., Fleming B.C., Crisco J.J.* Comparison of two methods for calculating the frictional properties of articular cartilage using a simple pendulum and intact mouse knee joints. *J. Biomech.* 2009; 42: 1996–9.
12. *Bergmann G., Graichen F., Dymke J., Rohlmann A., Duda G.N., Damir P.* High-tech hip implant for wireless temperature measurements in vivo. *PLoS One*. 2012; 7(8): e43489. doi: 10.1371/journal.pone.0043489.

**Сведения об авторах:** *Минасов Б.Ш.* — доктор мед. наук, профессор, зав. кафедрой травматологии и ортопедии БГМУ; *Якупов Р.Р.* — канд. мед. наук, доцент кафедры травматологии и ортопедии БГМУ; *Шустер Л.Ш.* — доктор техн. наук, профессор кафедры основ конструирования механизмов и машин УГАТУ; *Чертовских С.В.* — канд. техн. наук, доцент кафедры основ конструирования механизмов и машин УГАТУ; *Емаев И.И.* — аспирант УГАТУ; *Филимонов Г.Н.* — соискатель кафедры травматологии и ортопедии БГМУ; *Коршунов А.А.* — аспирант УГАТУ; *Хаиров Т.Э.* — ассистент кафедры травматологии и ортопедии БГМУ.

**Для контактов:** Якупов Расуль Радикович. 450106, Уфа, ул. Кувыкина, 17/2-48. Тел.: +7 (927) 33-999-39. E-mail: rasulr@mail.ru.