

## Исследование адгезионной составляющей трения в эндопротезах тазобедренного сустава

### Аннотация

Проведен анализ адгезионной составляющей трения в парах трения эндопротезов тазобедренного сустава в условиях сухого трения и биологической среды. Установлено, что изученные трибологические пары имели различные характеристики поведения в зависимости от величины внешней нагрузки и «твердости» самого кинематического узла. Минимальные значения адгезионной составляющей коэффициента трения определялись в керамо-керамических парах трения.

### Введение

Эндопротезирование тазобедренного сустава – наиболее эффективный способ двигательной реабилитации при поражении крупных суставов скелета [1]. Однако, как и любой другой лечебный фактор, эндопротезы имеют определенный диапазон полезных свойств, выход за пределы которых сопряжен с определенными проблемами, среди которых наибольшую клиническую значимость имеет асептическое расшатывание эндопротеза, которое, в частности, связано с трибологическим взаимодействием и является одним из неизбежных осложнений в отдаленном периоде [2]-[4]. Дизайн имплантатов для артропластики непрерывно совершенствуется, а их эксплуатационные качества улучшаются [5]-[9]. Эндопротез тазобедренного сустава изобилует уязвимыми трибосопряжениями, оказывающими влияние на его дальнейшую работоспособность. Это «головка – ацетабулярный вкладыш», «вертлужная впадина – вертлужный компонент», «вертлужный компонент – вкладыш», «головка эндопротеза – конус шейки бедренного компонента», «бедренный компонент – бедро» [10]. Изнашивание контактирующих поверхностей в каждом из этих сопряжений может привести к галопированию нестабильности всего имплантата. По убеждению авторов, узел трибосопряжения между головкой эндопротеза и вкладышем является наиболее важной парой трения, от которой зависит срок службы имплантата.

**Цель исследования** – провести сравнительный анализ трибологических характеристик пар трения эндопротезов, используемых при артропластике тазобедренного сустава.

### Материалы и методы

Проведено исследование различных пар 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 диаметром 28, 32 и 36 мм в следующих сочетаниях материалов: «Мет – Мет», «Мет – Пол», «АКер – АКер», «АКер – Пол», «ЦКер – АКер», «ЦКер – Пол», «Окс – АКер», «Окс – Пол», «НТит – АКер», «НТит – Пол».

Локальная микротвердость компонентов эндопротезов по Виккерсу ( $HV$ ), которая оценивалась с помощью приставки МНТ-10 на микроскопе «Axiovert-100А» («Carl Zeiss», Германия), выявила следующие значения: Пол – 47...74 МПа, Окс – 3340 МПа, Мет – 4232 МПа, НТит – 6453 МПа, АКер – 19456 МПа, ЦКер – 26146 МПа. Измерение сферичности ком-

понентов эндопротезов проводилось на координатно-измерительной машине «Contura-G2» и продемонстрировало отклонения данного показателя от 0,001 до 0,005 мм во всех образцах. Оценка рельефа поверхности с использованием 3D-лазерной сканирующей микроскопии на микроскопе «LSM-Exciter» («Carl Zeiss», Германия) продемонстрировала, что  $RS_a$  (среднее арифметическое отклонение профиля рельефа от средней плоскости XY) было сопоставимо 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 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 [11]. В эндопротезах применяются пары трения («головка – вкладыш») с весьма малой высотой микронеровностей трущихся поверхностей. При трении верчения 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 априори характерен для изнашивания пары «головка – вкладыш» эндопротеза) функционально определяется параметрами адгезионного взаимодействия при трении [12]. Поэтому сравнение эндопротезов тазобедренного сустава в рассматриваемой работе выполнено по показателям адгезионной составляющей трения.

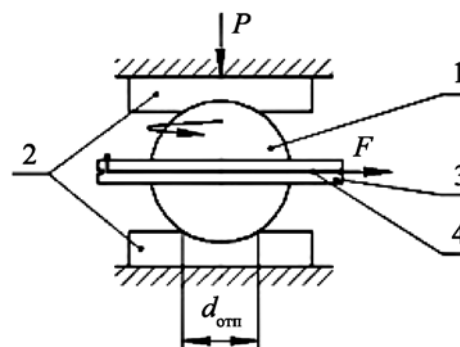


Рис. 1. Схема работы одношарикового адгезиометра:  
1 – головка эндопротеза; 2 – образцы вкладыша; 3 – диск;  
4 – тросик для вращения головки

Исследования проводились на одношариковом адгезиометре (ГОСТ 23002–78). В качестве вращающегося элемента 1 использовали головки эндопротезов диаметром 28, 32 и 36 мм, которые 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  $d_{отп}$  был равен 8 мм. Головки эндопротезов закрепляли на дис-

ке 3 (рис. 1), в паз которого укладывали и закрепляли тростик 4. При выполнении экспериментов головка 1 сжималась силой  $P$  двумя одноименными вкладышами 2 и приводилась во вращение вокруг собственной оси с помощью диска и тростика, который получал движение от тянущего устройства установки. На тянущем устройстве находился датчик, фиксирующий величину экспериментальной силы трения  $F$ , соответствующую сжимающей силе  $P$ . Протоколирование стеновых испытаний проводилось с помощью аналогово-цифрового преобразователя с регистрацией степени смещения самописца ( $h_{\text{самоп}}$ ).

Исследования также проводили на модернизированной четырехшариковой машине трения (ЧМТ-1) (рис. 2) (ГОСТ-12997-84) при ступенчатом изменении осевой нагрузки  $P$  от 500 до 10000 Н на узел трения для эндопротезов. В качестве вращающегося элемента использовали головки эндопротезов диаметром 28, 32 и 36 мм, которые прижимались к вкладышам силой  $P$ .

После модернизации ЧМТ-1 за счет постановки планетарного редуктора и частотного электропреобразователя частота вращения приводного вала равнялась 1 об/мин (рис. 2). На ЧМТ-1 была установлена тензометрическая силоизмерительная система с датчиком 1925ИС-М  $P_{\text{ном}} = 0,5$  кН, с дальнейшим преобразованием через АЦП (аналого-цифровой преобразователь) и выходом на компьютер в виде графика «сила трения  $F$  – время».

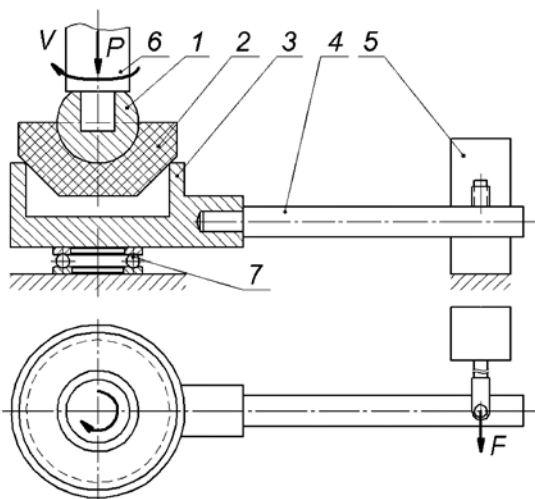


Рис. 2. Схема работы и общие виды ЧМТ-1 при исследовании эндопротезов: 1 – головка эндопротеза; 2 – вкладыш эндопротеза; 3 – чаша; 4 – рычаг; 5 – датчик фиксации силы трения  $F$ ; 6 – приводной вал; 7 – упорный подшипник качения

По величинам  $P$ ,  $F$  и  $d_{\text{отп}}$  вычисляли следующие триботехнические параметры: давление  $p_r$  на фрикционном контакте и прочность  $\tau_n$  адгезионных связей на срез, а также величину  $f_m$ , характеризующую молекулярную (адгезионную) составляющую коэффициента трения, 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

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 испытываемых 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 меньшее влияние  $p_r$  на  $\tau_n$ .

В парах трения с полиэтиленовым вкладышем отмечалось уменьшение коэффициента  $f_m$  при увеличении нагрузки и дав-

ления 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. 3 и 4), что наименьшую величину  $f_m$  обеспечивают пары «ЦКер – АКер», «АКер – АКер».

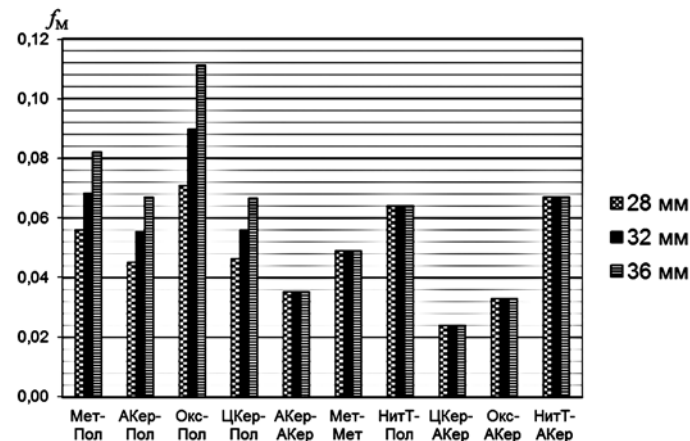


Рис. 3. Среднее значение адгезионной составляющей коэффициента трения в диапазоне нагрузки 500...10000 Н для различных пар трения в условиях сухого трения

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», в которых они остаются 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. Величины  $\tau_n$  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.

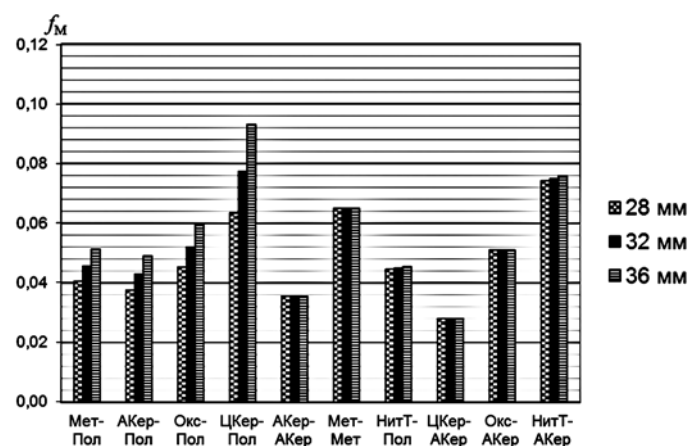


Рис. 4. Среднее значение адгезионной составляющей коэффициента трения в диапазоне 500...10000 Н для пар трения в условиях биологической среды

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.

### Заключение

Сравнительный анализ изучаемых пар трения в зависимости от величины нагрузок выявил определенные закономерности: при легких и умеренных нагрузках (500...4000 Н) 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 выравнивалась 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».

Артропластика тазобедренного сустава с созданием искусственного кинематического узла не позволяет улучшить трибологические характеристики сегмента до уровня интактного сустава. Взаимодействие трибологических пар эндопротезов зависело от свойств материалов и величины нагрузки, при этом наименьшие значения адгезионной составляющей коэффициента трения определялись в керамо-керамических парах трения.

Знание диапазона эксплуатационных качеств подвижных узлов эндопротеза позволяет прогнозировать длительность их функционирования и сделать обоснованный выбор технологии артропластики на основе изучения адгезионных взаимодействий фрикционных пар, что может быть одним из ключевых факторов увеличения срока службы конструкции.

### Список литературы:

1. Волокитина Е.А., Колотыгин Д.А. Особенности первичной и ревизионной имплантации бесцементного тазового компонента при диспластическом коксартрозе // Травматология и ортопедия России. 2009. № 3. Т. 53. С. 119-121.
2. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. 312 с.
3. 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. С. 85-94.
4. Волошин В.П., Еремин А.В., Зубиков В.С., Шатохина С.Н., Мартыненко Д.В., Захарова Н.М., Оикуков С.А. Место цитологического исследования в диагностике и мониторинге перимплантного воспаления крупных суставов // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2013. № 1. С. 58-62.
5. Резник Л.Б., Рожков К.Ю., Ерофеев С.А., Дзюба Г.Г., Котов Д.В. Применение физических факторов для оптимизации костной регенерации (обзор литературы) // Гений ортопедии. 2015. № 1. С. 89-95.
6. Скороглядов А.В., Бут-Гусаим А.Б., Сиротин И.В., Мкртчян В.А. Сравнение функциональных результатов лечения у больных после артропластики тазобедренного сустава с применением твердых пар трения // Российский медицинский журнал. 2015. Т. 21. № 5. С. 31-34.
7. Шубяков И.И., Тихилов Р.М., Гончаров М.Ю., Карпунин А.С., Мазуренко А.В., Плиев Д.Г., Близиюков В.В. Достоинства и недостатки современных пар трения эндопротезов тазобедренного сустава (обзор иностранной литературы) // Травматология и ортопедия России. 2010. № 3. С. 147-158.

8. Charnley J. Low Friction Arthroplasty of the Hip. Theory and Practice. – Springer Verlag, 1979. 376 p.
9. Knahr K. Tribology in total hip arthroplasty. – Springer, 2011. 233 p.
10. Yakupov R.R., Sisanbaev A.V., Sirodzhov K.H., Khairov T.E., Gafarov I.R., Karimov K.K., Trubin A.R., Filimonov G.N. Postimplantation changes in components of hip endoprostheses // Biomedical Engineering. 2016. Vol. 50. № 1. PP. 58-62.
11. Доценко А.И., Буяновский И.А. Основы триботехники / Учебник. – М.: Инфра-М, 2014. 336 с.
12. Шустер Л.Ш. Адгезионное взаимодействие твердых металлических тел. – Уфа: Гилем, 1999. 198 с.

Расуль Радикович Якупов,  
канд. мед. наук, доцент,  
Булат Шамильевич Минасов,  
д-р мед. наук, профессор,  
зав. кафедрой,  
кафедра травматологии и ортопедии  
с курсом ИДПО,  
ФГБОУ ВО «Башкирский  
государственный медицинский университет»  
Министерства здравоохранения РФ,  
Лева Шмульевич Шустер,  
д-р техн. наук, профессор,  
кафедра основ конструирования  
механизмов и машин,  
ФГБОУ ВО «Уфимский государственный  
авиационный технический университет»,  
Азат Ринатович Билялов,  
канд. мед. наук, доцент,  
кафедра травматологии и ортопедии  
с курсом ИДПО,  
ФГБОУ ВО «Башкирский  
государственный медицинский университет»  
Министерства здравоохранения РФ,  
Сергей Владимирович Чертовских,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра основ конструирования  
механизмов и машин,  
ФГБОУ ВО «Уфимский государственный  
авиационный технический университет»,  
Валентин Викторович Никитин,  
д-р мед. наук, профессор,  
Марат Мазгарович Валеев,  
д-р мед. наук, профессор,  
Тагир Рыфатович Мавлютов,  
д-р мед. наук, профессор,  
Тимур Булатович Минасов,  
д-р мед. наук, профессор,  
кафедра травматологии и ортопедии  
с курсом ИДПО,  
ФГБОУ ВО «Башкирский  
государственный медицинский университет»  
Министерства здравоохранения РФ,  
Илья Игоревич Емаев,  
аспирант,  
ФГБОУ ВО «Уфимский государственный  
авиационный технический университет»,  
г. Уфа,  
e-mail: rasulr@mail.ru