

Сравнительные характеристики различных пар трения, используемых при артропластике тазобедренного сустава

Б.Ш. Минасов, Л.Ш. Шустер, Р.Р. Якупов, И.Р. Асланян, С.В. Чертовских, Т.Б. Минасов, И.И. Емаев

Comparative characteristics of various friction pairs used for the hip arthroplasty

B.Sh. Minasov, L.Sh. Shuster, R.R. Yakupov, I.R. Aslanian, S.V. Chertovskikh, T.B. Minasov, I.I. Emaev

ГБОУ ВПО Башкирский государственный медицинский университет, г. Уфа
(ректор – профессор, д. м. н. В.Н. Павлов)

Цель. Сравнительная оценка трибологических характеристик различных пар трения, используемых при артропластике тазобедренного сустава. **Материалы и методы.** Изучены 16 пар трения эндопротезов тазобедренного сустава различных производителей (металл-полиэтилен, металл-металл, оксиниум-полиэтилен, алюминиевая керамика-полиэтилен, циркониевая керамика-полиэтилен, алюминиевая керамика-металл) в условиях сухого трения и биологической среды. **Результаты.** В образцах с полиэтиленовым вкладышем прочность адгезионных связей и коэффициент трения были высокими при сухом трении и уменьшались в условиях биологической среды и уменьшались при сухом трении. Оптимальными кинематическими узлами, с точки зрения трибологических характеристик, оказались «оксиниум-полиэтилен» и «алюминиевая керамика-полиэтилен» с головкой диаметром 32 мм, которые продемонстрировали минимальный коэффициент трения (0,009 ... 0,010), наименьшую прочность адгезионных связей (0,2 МПа) и наименьший коэффициент упрочнения этих связей (0,006 ... 0,008). **Заключение.** Знание диапазона эксплуатационных качеств кинематических узлов эндопротеза позволяет сделать обоснованный выбор технологии артропластики на основе изучения адгезионных взаимодействий фрикционных пар, что может быть одним из ключевых факторов увеличения срока службы конструкции.

Ключевые слова: трибология, артропластика, пары трения эндопротезов.

Purpose. A comparative evaluation of the tribological characteristics of various friction pairs used for the hip arthroplasty. **Materials and Methods.** 16 pairs of friction of the hip arthroplasty implants from different manufacturers (metal-polyethylene, metal-metal, oxinium-polyethylene, aluminum ceramics-polyethylene, zirconium ceramics-polyethylene, aluminum ceramics-metal) studied under dry friction and biological environment conditions. **Results.** The strength of adhesive bonds, as well as the friction coefficient in the samples with a polyethylene liner was high for dry friction and reduced under biological environment conditions. As for the samples with a metal liner, the friction coefficient reached maximum values in biological environment and reduced for dry friction. In terms of tribological characteristics, "oxinium-polyethylene" and "aluminum ceramics-polyethylene" with 32-mm screw head diameter, appeared to be optimal kinematic units which demonstrated the minimum friction coefficient (0.009 ... 0.010), the least strength of adhesive bonds (0.2 MPa), and the lowest coefficient of strengthening these bonds (0.006 ... 0.008). **Conclusion.** The knowledge of the range of operational sorts of the implant kinematic units allows to make a grounded choice of arthroplasty technology based on studying the adhesion interactions of friction pairs that may be one of the key factors of increasing the construct's lifetime.

Keywords: tribology, arthroplasty, friction pairs of implants.

ВВЕДЕНИЕ

Лечение заболеваний крупных суставов тазового пояса при современном развитии медицины и протезостроения в большинстве случаев проводится на основе артропластики, которая обеспечивает раннюю бытовую, социальную и профессиональную реинтеграцию даже при тяжелых поражениях [1, 2]. Эта широко распространенная технология имеет определенные рамки полезных свойств и сопряжена с рядом осложнений. Эволюция дизайна эндопротезов, высокоэффективных материалов позволяет увеличить срок службы имплантатов и уменьшить частоту неблагоприятных исходов. Многие вопросы артропластики успешно решены за счет оптимизации остеоинтеграции, инертности материалов, малоинвазивности и высокотехнологичности методики. Следует признать, что одна из ключевых проблем этой хирургической технологии на сегодняшний день – это решение задачи

оптимизации трибологических пар, срок службы которых ограничен и связан с рядом неотвратимых осложнений. При этом обилие существующих пар трения эндопротезов зачастую усложняет выбор ортопеда и является доказательством отсутствия «золотого стандарта». По мнению большинства специалистов, оптимальные трибологические характеристики – это один из важных факторов длительного функционирования кинематического узла эндопротеза. В связи с этим представляет научный и практический интерес сравнительная оценка различных пар трения, применяемых в широкой ортопедической практике при артропластике.

Цель данного исследования – сравнительная оценка трибологических характеристик различных пар трения, используемых при артропластике тазобедренного сустава.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Изучены 16 пар трения эндопротезов тазобедренного сустава различных производителей, наиболее используемых в клинической практике (металл-полиэтилен, металл-металл, оксиниум-полиэтилен, алюминиевая керамика-полиэтилен, циркониевая керамика-

полиэтилен, алюминиевая керамика-металл) при сухом трении и в условиях биологической среды. Исследование проводилось на одношариковом адгезиометре Шустера-Мигранова [5] при ступенчатом изменении осевой нагрузки Р до 8,68 кН на узел трения (рис. 1).

В качестве вращающегося индентора использовались головки эндопротезов диаметром 28 и 32 мм, которые помещались между двумя вкладышами соответствующих размеров.

Протоколирование стандовых испытаний проводилось с помощью аналогового цифрового преобразователя с регистрацией степени смещения самописца (исамоп). По величинам F , P и $d_{\text{отп}}$ вычислялись

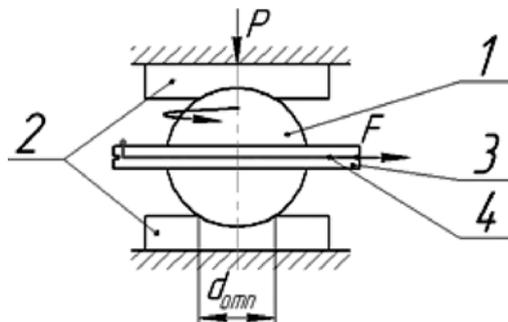


Рис. 1. Схема экспериментальной установки: 1 – индентор; 2 – образцы вкладыша; 3 – диск; 4 – подвижный фиксатор для вращения индентора

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Увеличение контактного давления p_r приводило к повышению прочности τ_n адгезионных связей, которая возрастала практически прямолинейно с коэффициентом упрочнения β (равным углу подъема линии $\tau_n = f(p_r)$) и начальным значением τ_0 , полученным экстраполяцией линии $\tau_n = f(p_r)$ на нулевое значение p_r (рис. 2).

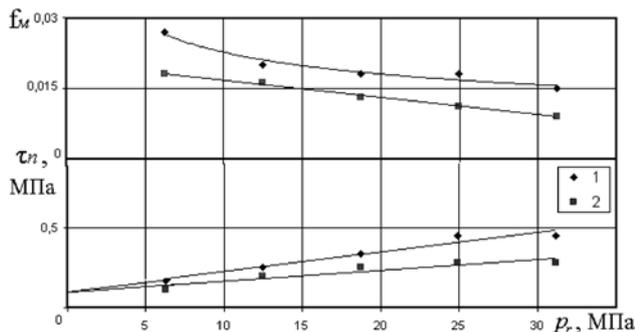


Рис. 2. Влияние контактного давления на тангенциальную прочность адгезионных связей и молекулярную составляющую коэффициента трения фрикционного контакта индентора из алюминиевой керамики ($d = 28$ мм) и образцов из полиэтилена: 1 – сухое трение; 2 – смазка – биологическая среда

Известно [6], что с увеличением значения τ_n изнашивание твердых тел возрастает. Следовательно, трибологическая характеристика β отражает степень влияния изменения давления на изменение изнашивания деталей трибосопряжения. Из рисунка 2 видно, что для данной пары трения биологическая среда не только уменьшает прочность τ_n адгезионных связей, и снижает изнашивание деталей трибосопряжения, но и уменьшает степень влияния контактного давления на износ. Как показали исследования, исключение из этого правила представляет пара трения «металл – металл», у которой биологическая среда увеличивает прочность адгезионных связей.

Молекулярная (адгезионная) составляющая коэффициента трения равна отношению τ_n к p_r , т.е.

$$f_m = \tau_n / p_r = \tau_0 / p_r + \beta \quad (1).$$

Из соотношения (1) следует, что величина f_m зависит не только от трибохарактеристики β и давления p_r , но и от значения τ_0 . Если оно не равно нулю, то с

давлением p_r на фрикционном контакте, прочность τ_n адгезионных связей на срез, а также величина f_m , характеризующая молекулярную (адгезионную) составляющую коэффициента трения.

Таким образом получены зависимости τ_n 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.

уменьшением давления p_r коэффициент f_m может увеличиваться, что и видно на рисунке 2.

Полученные результаты исследования в обобщенном виде представлены в таблице. В этой таблице трибологические характеристики τ_n и f_m приведены при максимальном давлении p_{rn} .

Сравнение трибологических характеристик различных пар трения образцов материалов, изготовленных из стандартных эндопротезов тазобедренного сустава, выявило, что прочность адгезионных связей увеличивается, а коэффициент f_m трения уменьшается при повышении осевой нагрузки на фрикционный узел. Величины τ_n и f_m существенно уменьшаются в условиях биологической среды. Исключением явились пары трения «металл-металл», «керамика-металл», в данных парах наблюдалась обратная картина: изначально высокий коэффициент трения в условиях биологической среды увеличивался еще больше (табл. 1).

Полученные результаты можно объяснить тем, что химическое средство и появление дополнительных металлических связей при трении пар «металл – металл», «керамика – металл» повышают адгезионную составляющую коэффициента трения [2]. Очевидно, этому способствует также биологическая среда, пластифицирующая приконтактную зону трущихся поверхностей в этих парах трения.

Минимальный коэффициент трения при максимальной осевой нагрузке отмечался в парах трения «оксиниум-полиэтилен» (0,009), «алюминиевая керамика-полиэтилен» (0,010) с диаметром индентора 32 мм в условиях биологической среды. Наибольший коэффициент трения определялся в образцах «металл-металл» (0,236) и «алюминиевая керамика-металл» (0,302) с диаметром индентора 28 мм.

В условиях биологической среды пары с наименьшим коэффициентом f_m трения обеспечивают наименьшую прочность τ_n адгезионных связей и коэффициент β их упрочнения (соответственно 0,2 МПа и 0,006 ... 0,008). Это указывает на то, что эти трибологические пары более износостойки и меньше подвержены влиянию внешней нагрузки.

Таблица 1

Трибологические характеристики различных пар трения при максимальной осевой нагрузке

Индентор	Образцы	Смазка	p_{max} , МПа	τ_{max} , МПа	f_s	β	τ_p , МПа
Металлический (d = 28 мм)	Полиэтилен 1	Сухое трение	31,2	0,9	0,029	0,023	0,18
		Смазка – б.с.	31,2	0,7	0,022	0,018	0,12
	Полиэтилен 2	Сухое трение	31,2	0,7	0,022	0,022	0,00
		Смазка – б.с.	31,2	0,5	0,017	0,012	0,16
	Полиэтилен 3	Сухое трение	31,2	0,8	0,026	0,026	0,00
		Смазка – б.с.	31,2	0,7	0,021	0,019	0,08
	Полиэтилен 4	Сухое трение	31,2	0,8	0,026	0,026	0,00
		Смазка – б.с.	31,2	0,5	0,017	0,015	0,08
Металлические	Сухое трение	2387,5	146,6	0,061	0,051	24,39	
	Смазка – б.с.	1729,3	407,7	0,236	0,218	31,21	
Алюминиевая керамика (d = 28 мм)	Полиэтилен 1	Сухое трение	31,2	0,5	0,015	0,012	0,10
		Смазка – б.с.	31,2	0,3	0,010	0,007	0,10
	Полиэтилен 2	Сухое трение	31,2	0,7	0,022	0,022	0,00
		Смазка – б.с.	31,2	0,5	0,015	0,012	0,08
	Полиэтилен 3	Сухое трение	31,2	0,8	0,026	0,026	0,00
		Смазка – б.с.	31,2	0,6	0,020	0,020	0,00
	Полиэтилен 4	Сухое трение	31,2	0,8	0,025	0,025	0,00
		Смазка – б.с.	31,2	0,4	0,012	0,008	0,14
Металлические	Сухое трение	2066,0	415,3	0,201	0,201	0,00	
	Смазка – б.с.	1658,0	500,0	0,302	0,177	206,50	
Оксиниум (d = 32 мм)	Полиэтилен 5	Сухое трение	23,9	0,5	0,022	0,022	0,00
		Смазка – б.с.	23,9	0,2	0,009	0,006	0,08
	Полиэтилен 6	Сухое трение	23,9	0,7	0,030	0,025	0,12
		Смазка – б.с.	23,9	0,5	0,023	0,012	0,26
Алюминиевая керамика (d = 32 мм)	Полиэтилен 5	Сухое трение	23,9	0,3	0,015	0,014	0,02
		Смазка – б.с.	23,9	0,2	0,010	0,008	0,07
	Полиэтилен 6	Сухое трение	23,9	0,7	0,028	0,021	0,17
		Смазка – б.с.	23,9	0,5	0,022	0,016	0,16
Циркониевая керамика (d = 32 мм)	Полиэтилен 5	Сухое трение	23,9	0,5	0,022	0,022	0,00
		Смазка – б.с.	23,9	0,4	0,018	0,017	0,01
	Полиэтилен 6	Сухое трение	23,9	0,6	0,025	0,014	0,25
		Смазка – б.с.	23,9	0,5	0,021	0,014	0,16

ЗАКЛЮЧЕНИЕ И ВЫВОДЫ

Проведенное исследование выявило определенные закономерности адгезионных взаимодействий между различными парами трения эндопротеза тазобедренного сустава. В образцах с полиэтиленовым вкладышем коэффициент трения был минимальным в условиях биологической среды и увеличивался при сухом трении. В образцах с металлическим вкладышем коэффициент трения достигал максимальных величин в условиях биологической среды и уменьшался при сухом трении. При этом увеличение осевой нагрузки на фрикционный узел приводило к увеличению прочности адгезионных связей во всех испытуемых образцах и снижению адгезионной составляющей коэффициента трения.

Сравнение трибологических характеристик инденторов различного диаметра показало, что использование головок диаметром 32 мм предпочтительнее, поскольку уменьшается адгезионное взаимодействие данного кинематического узла.

Оптимальными парами трения, с точки зрения

трибологических характеристик, оказались «оксиниум-полиэтилен» и «алюминиевая керамика-полиэтилен» с головкой диаметром 32 мм, которые продемонстрировали минимальный коэффициент трения (0,009...0,010), наименьшую прочность адгезионных связей (0,2 МПа) и наименьшую подверженность влиянию внешней нагрузки (0,006 ... 0,008).

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

ЛИТЕРАТУРА

1. Прибор для исследования адгезионного взаимодействия : пат. 34249 от 24.06.2003 / Л. Ш. Шустер, М. Ш. Мигранов. Patent 34249. Pribor dlia issledovaniia adgezionnogo vzaimodeistviia [A device for studying adhesion interaction] / L.Sh. Shuster; M.Sh. Migrantov. 24.06.2003.
2. Шустер Л.Ш. Адгезионное взаимодействие твердых металлических тел. Уфа : Гилем, 1999. 198 с. Shuster L.Sh. Adgezionnoe vzaimodeistvie tverdykh metallicheskikh tel [Adhesion interaction of hard metal bodies]. Ufa: Gilem, 1999. 198 s.
3. Ягников С.А., Митин В.Н., Гаврюшенко Н.С. Исследование пары трения эндопротезов тазобедренного сустава для собак, представленных

на отечественном рынке // Ветеринар. журн. 1995. № 2. С. 3-6.

Iagnikov S.A., Mitin V.N., Gavriushenko N.S. Issledovanie pary treniia endoprotezov tazobedrennogo sustava dlia sobak, predstavlennykh na otechestvennom rynke [Investigation of the hip canine implant friction pair available at the national market] // Veterinar. Zhurn. 1995. N 2. S. 3-6.

4. Highly crosslinked polyethylene reduces wear in total hip arthroplasty at 5 years / J. Mutimer, P.A. Devane, K.Adams, J.G. Horne // Clin. Orthop. Relat. Res. 2010. No 468(12). P. 3228–3233.
5. Knahr K. Tribology in total hip arthroplasty, 2011. 242 p.
6. Minimum five-year follow-up wear measurement of longevity highly cross-linked polyethylene cup against cobalt-chromium or zirconia heads / I. Nakahara, N. Nakamura, T. Nishii, H. Miki, T. Sakai, N. Sugano // J. Arthroplasty. 2010. Vol. 25, No 8. P. 1182-1187.

Рукопись поступила 22.01.2014.

Сведения об авторах:

1. Минасов Булат Шамильевич – ГБОУ ВПО «Башкирский государственный медицинский университет» Минздрава России, заведующий кафедрой травматологии и ортопедии с курсом ИПО, профессор, д.м.н.
2. Шустер Лева Шмульевич – ФГБОУ ВПО «Уфимский государственный авиационный технический университет», профессор кафедры основ конструирования механизмов и машин, д. т. н.
3. Якупов Расуль Радикович – ГБОУ ВПО «Башкирский государственный медицинский университет» Минздрава России, доцент кафедры травматологии и ортопедии с курсом ИПО, к.м.н.; e-mail: rasulr@mail.ru.
4. Минасов Тимур Булатович – ГБОУ ВПО «Башкирский государственный медицинский университет» Минздрава России, доцент кафедры травматологии и ортопедии с курсом ИПО, к. м. н.
5. Асланян Ирина Рудиковна – ФГБОУ ВПО «Уфимский государственный авиационный технический университет», доцент кафедры машин и технологии литейного производства, к. т. н.
6. Чертовских Сергей Владимирович – ФГБОУ ВПО «Уфимский государственный авиационный технический университет», доцент кафедры основ конструирования механизмов и машин, к. т. н.
7. Емаев Илья Игоревич – ФГБОУ ВПО «Уфимский государственный авиационный технический университет», студент.