

УДК 612.76:72

**С.Е. Шейкин, д-р техн. наук,**

*Институт сверхтвердых материалов им. В.Н. Бакуля Национальной академии наук Украины,  
ул. Автозаводская, 2, г. Киев, Украина, 04074*

*E-mail: sheykin2003@ukr.net*

**С.Ф. Ермаков, д-р техн. наук, профессор**

*Государственное научное учреждение Институт механики  
металлополимерных систем им. В.А. Белого Национальной академии наук Беларуси  
г. Гомель, ул. Кирова 32а, Республика Беларусь, 246050,*

*E-mail: ertm-s@yandex.by*

**Ю.А. Цеханов, д-р техн. наук, профессор**

*Воронежский государственный архитектурно-строительный университет  
г. Воронеж, ул. 20-летия Октября, д. 84, 394006*

*E-mail: tsekhanov@yandex.ru*

**И.Ю. Ростоцкий, Д.А. Сергач**

*Институт сверхтвердых материалов им. В.Н. Бакуля Национальной академии наук Украины,  
ул. Автозаводская, 2, г. Киев, Украина, 04074*

## **О ВЫБОРЕ СМАЗЫВАЮЩЕЙ ЖИДКОСТИ ДЛЯ ТРИБОТЕХНИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ ПАР ТРЕНИЯ ИСКУССТВЕННЫХ СУСТАВОВ**

*Представлены результаты сравнительных триботехнических исследований препарата «Артифлекс хондро» и сыворотки крови в качестве смазывающей среды, применяемой при испытаниях шарнирных сочленений искусственных суставов.*

**Ключевые слова:** пара трения, искусственные суставы, триботехнические испытания.

Эндопротезирование суставов является эффективным методом восстановления работоспособности человека в случае неизлечимых заболеваний или травм. В настоящее время в мире ежегодно производится около 1 млн. операций эндопротезирования различных суставов [1]. Кроме того, по данным [2] на каждые 3-4 первичных операции эндопротезирования производится одна ревизионная, причиной которой могут служить негативные явления, связанные с недостаточной биосовместимостью применённых материалов с тканями человеческого тела, расшатывание ножки в кости, износ деталей шарнирного сочленения и др.

Совершенно очевидно, что долговечность эндопротеза является основным критерием его качества и определяется служебными свойствами применённых материалов, важное место среди которых занимают износостойкость и триботехнические характеристики. Таким образом, исследования, направленные в этом направлении являются чрезвычайно актуальными.

В настоящее время разработано достаточно много методик исследования триботехнических характеристик пар трения, применяемых в эндопротезировании. Наиболее корректными следует считать те, которые максимально воспроизводят условия работы естественного сустава. Это, как правило, достигается испытаниями на специальных стендах-имитаторах, которые воспроизводят кинематику и силовые нагрузки естественного сустава. Такие испытания трудоёмки и требуют значительных затрат времени. Существуют также более простые методики, позволяющие с меньшей степенью точности оценивать трущиеся пары по их триботехническим характеристикам. Например, широко применяются схемы, согласно которым PIN трется торцом о плоскость вращающегося диска, вращающийся шар о плоский образец, где PIN опирается торцом на плоский образец и совершает возвратно-поступательное движение относительно него («PIN-ON-FLAT») и др. [3]. В [9] для оценки трибологической эффективности лекарственных препаратов для лечения суставов использовали маятниковый трибометр, т.к. он реализует локомоции, характерные для суставов в живом организме. Во всех случаях для получения корректных результатов необходимо стараться максимально приблизить условия испытаний к условиям естественного сустава.

Согласно классическим положениям науки о трении среда, в которой происходит взаимодействие трущихся деталей, в значительной мере определяет функциональные характеристики пары трения. Согласно [4] между поверхностями трущихся тел образуется третье тело, свойства которого в значительной мере определяет рабочая среда.

Идеальным вариантом было бы проведение испытаний шарнирного сочленения в среде синовиальной жидкости (СЖ), но получить её в объеме, необходимом для проведения испытаний, невозможно.

Согласно ASTM F732-82, при испытаниях по схеме «PIN-ON-FLAT» в качестве рабочей жидкости необходимо применять сыворотку бычьей крови. Это обусловлено тем, что синовиальная жидкость

является трансудатом сыворотки крови (СК), т.е. в них присутствуют одинаковые компоненты, определяющие условия трения в сочленении. Незначительные отличия в их составах на условия трения практически не влияют. Трибологическая функция СЖ реализуется благодаря наличию в ней жидкокристаллических компонентов (ЖК) в виде сложных эфиров кислот холестерина. ЖК образуют на поверхностях трения ориентированную структуру, состоящую из множества нематических слоев, межмолекулярное взаимодействие которых невелико. Такая структура подобна структуре слоистых твердых смазок. При трении сдвиг локализуется между слоями, обеспечивая низкое трение [5, 6].

Естественно, что условия трения в искусственном сочленении существенно отличаются от трения в естественном суставе, который природа создала в виде «приспосабливающейся» системы («умного» узла трения). Полноценно воспроизвести такую систему в искусственном сочленении пока не удаётся. При этом необходимо отметить, что введение ЖК в рабочую жидкость приводит к существенному снижению трения в парах практически всех применяемых в практике эндопротезирования материалов [6].

На основании указанного выше можно утверждать, что применение плазмы крови в качестве рабочей среды при трибологических испытаниях искусственного сочленения позволяет получить наиболее достоверную информацию о его функциональных характеристиках.

В литературе встречаются публикации, в которых приведены результаты, полученные испытанием пар трения в растворе Рингера, который, как правило, используют для моделирования агрессивности биологической среды человеческого тела, либо в условиях сухого трения [7, 8]. На наш взгляд их вряд ли можно признать корректно характеризующими функциональные характеристики сочленения эндопротеза, работающего в естественной среде.

Однако недостатком СК является ограничение по времени использования. При испытаниях при температуре 37° С она быстро теряет свои свойства, что может явиться причиной погрешностей и, кроме всего, может привести к засорению трубопроводов испытательного оборудования. Учитывая это, а также тот факт, что испытания на стендах-имитаторах требуют значительного объема рабочей жидкости, вопрос замены СК на рабочую жидкость, адекватную ей по трибологическим свойствам и сохраняющую свои свойства в условиях испытаний более продолжительное время, являются актуальными.

В [9] приведены результаты трибологических исследований лекарственного препарата, содержащего хондроитин сульфат, являющийся важным структурным компонентом хрящевой ткани. Он входит в состав синовиальной жидкости суставов и выполняет смазывающую функцию. Исследования проводили на маятниковом трибометре. Хондроитин сульфат используется в качестве биологически-активной добавки для лечения остеоартрита и других заболеваний суставов, сопровождающихся дегенерацией хрящевой ткани. В качестве образцов шарнирного сочленения для трибометра использовали суставы животных. В результате установлено, что по трибологической эффективности препарат, содержащий хондроитин сульфат, и натуральная синовия приблизительно одинаковы. Коэффициент трения в ходе испытаний практически не отличался. При испытании сыворотки крови коэффициент трения был несколько выше.

В настоящей работе приведены результаты испытаний трибологической эффективности препарата «Артифлекс-хондро» производства ООО «Фармацевтическая компания «ЗДОРОВЬЕ» г. Харьков (белорусский аналог – «Мукосат») в наиболее распространенных в практике эндопротезирования парах трения «азотированный чистый Ti/хирулен», «СоCrMo/хирулен». Препарат представляет собой 10% водный раствор хондроитин сульфата, вырабатываемого из животного сырья. Испытания проводили на маятниковом трибометре и на машине торцового трения по схеме плоскость-кольцо. Опорный узел маятника представлял собой пару трения (рисунок 1). В испытаниях на маятниковом трибометре использовали компоненты пары трения из титана ВТ 1-0, поверхность которых модифицирована по технологии термодиффузионного азотирования (ТДА) по различным режимам, которые обеспечили различную поверхностную микротвердость: 12,63, 6,0, 5,5, 5,2 ГПа. Варьирование режимами проводилось с целью выбора оптимального, обеспечивающего наилучшие функциональные характеристики детали. В испытаниях на машине торцового трения применяли компонент из СоCrMo (HV 4,5 ГПа), компоненты из ВТ 1-0, модифицированные методом ионно-плазменного термоциклического азотирования (ИПТА) (поверхностная микротвердость HV 6 ГПа), а также термодиффузионным азотированием (ТДА) (поверхностная микротвердость HV 4,9 ГПа).

Длина маятника составляла 0,51 м, вес груза 35,67 Н, начальный угол отклонения составлял 20°.

Коэффициент трения оценивали по зависимости:  $f = \frac{\Delta A}{4(n-1)r}$  [6], где  $f$  – коэффициент трения;  $\Delta A$  –

уменьшение амплитуды колебаний маятника за период, м;  $r$  – радиус ролика опорного узла трения, м;  $n$  – число циклов колебаний.

На рисунке 2 приведена схема испытаний на машине торцового трения. При этом режимы назначали согласно стандарту ASTM F732-82, предусматривающего проведение аналогичных испытаний по схеме «PIN-ON-FLAT». Скорость скольжения образца по контртелу составляла  $V = 0,057$  м/с.

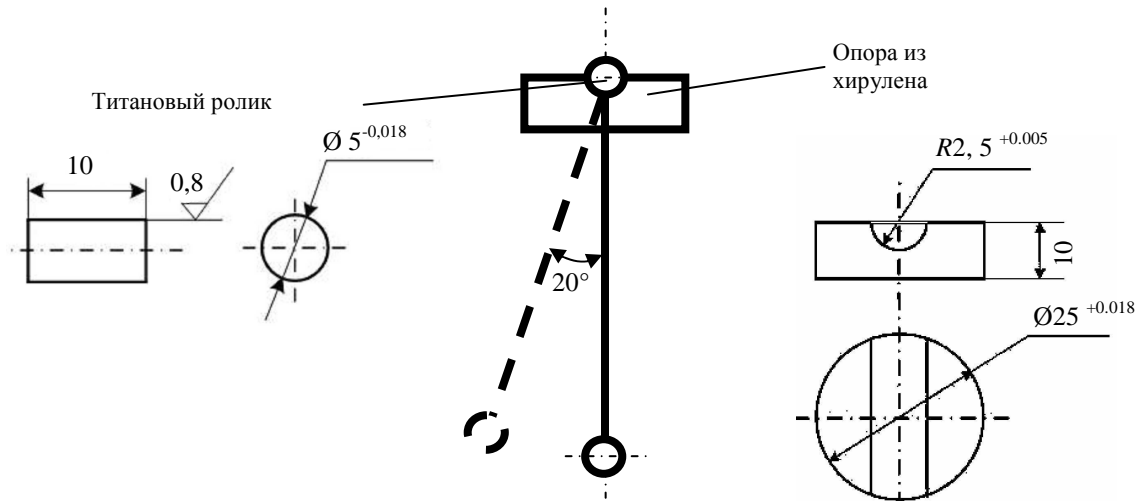


Рисунок 1 – Схема испытаний на маятниковом трибометре

Необходимо, однако, учитывать, что при контакте плоских тел не всегда корректно определять контактное давление делением нагрузки на площадь контакта. Каждая схема взаимодействия может иметь свои особенности, которые приводят к неравномерности распределения нормальных напряжений по контактной поверхности. Учитывая, что схема взаимодействия «PIN-ON-FLAT» отличается от «плоскость-кольцо», а также тот факт, что узел трения эндопротеза должен иметь очень высокую степень надежности, целесообразно исследовать характер распределения нормальных напряжений на контактной поверхности титанового кольца и контртела из хирулена. Кроме того, нужно оценить влияние скольжения на характер распределения контактных давлений.

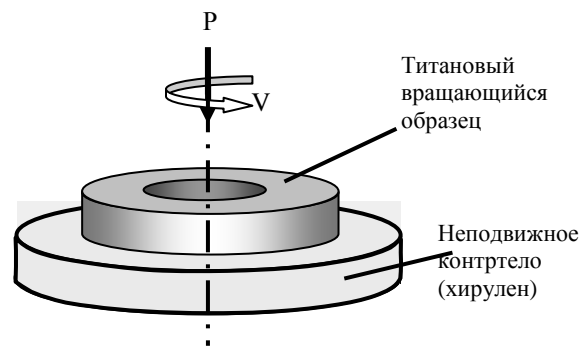


Рисунок 2 – Схема испытаний на машине торцового трения

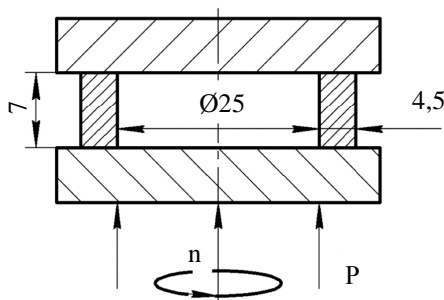


Рисунок 3 – Расчетная схема для определения контактных давлений для схемы плоскость-кольцо

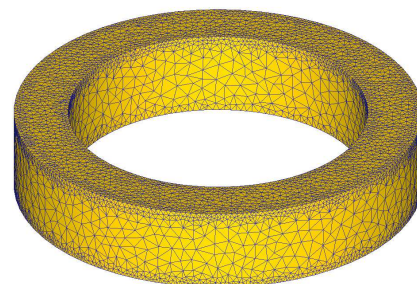


Рисунок 4 – Сетка конечных элементов

Расчет контактного давления выполняли в программном комплексе Deform-3DV10. Для определения нормальных контактных напряжений ( $q$ ) использовали представленную на рисунке 3 расчетную схему. Верхняя плита зафиксирована, а нижняя вращалась при усилии прижима, направленном вертикально вверх. Кольцо было разбито на 90 000 конечных элементов с плотной концентрацией более мелких элементов в местах контакта с приблизительным соотношением 1/10 в размерах (рисунке 4).

Принимались следующие граничные условия:  $P = 2$  кН,  $n = 5.85s^{-1}$ , коэффициент трения – 0,12; тип материала – жестко-пластичный; теплообмен не учитывался. Механические характеристики материалов приведены в таблице 1.

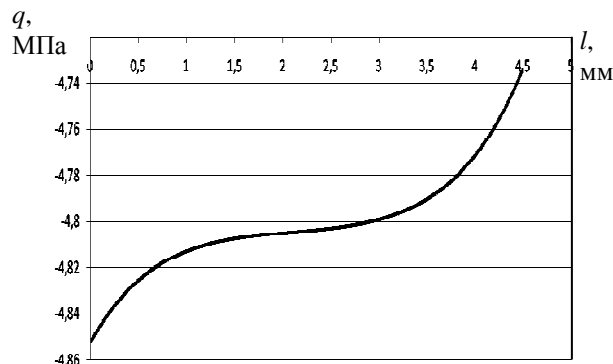


Рисунок 5 – Распределение контактного давления ( $q$ ) по ширине контакта трущейся поверхности (от оси к периферии)

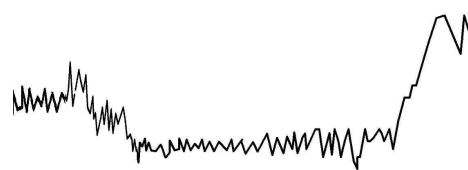


Рисунок 6 – Профилосограмма канавки износа хирулена

В результате была получена эпюра распределения  $q$  по ширине контакта (рисунок 5). Как видно, неравномерность распределения контактного давления по поверхности трения кольца не превышает 3 %, то есть в нашем случае вполне правомерно определять нормальные напряжения на контактной

поверхности делением нагрузки на площадь контактной поверхности. Контактное давление ( $q$ ) в процессе испытаний составляло 3,54 МПа.

В процессе испытаний тензометрическим динамометром измеряли силу трения. Кроме того, профилографированием на приборе ВЭИ «Калибр» мод. 201 определяли площадь сечения канавки износа. Пример профилосограммы приведен на рисунке 6. Далее рассчитывали удельную интенсивность износа как объемный износ площадки  $1 \text{ мм}^2$  на поверхности контакта, отнесенный к пути трения (км).

Таблица 1

Материал	Плотность, $\text{кг/м}^3$	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности на растяжение $\sigma$ , МПа	Источник
BT1-0	4505	112	0,3	400	ГОСТ 19807-91
Хирулен	940	0,880	0,4	-	[10]

Результаты испытаний на маятниковом трибометре приведены на рисунке 7. Видно, что значение коэффициента трения при использовании препарата «Артифлекс хондро» и сыворотки крови практически совпадают. Максимальное отличие имеет место при использовании титанового образца с поверхностной твердостью 12,63 ГПа и составляет 14 %.

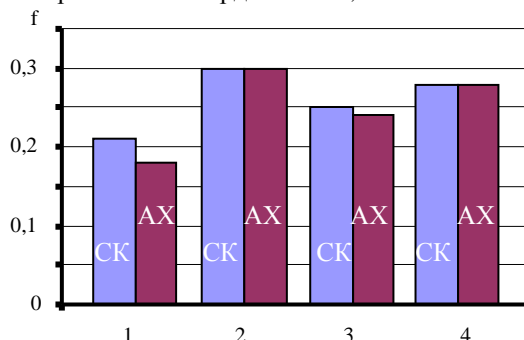


Рисунок 7 – Коэффициент трения при испытаниях пар «BT 1-0 ТДА/хирулен», на маятниковом трибометре в различных средах:

- 1 – «BT 1-0 ТДА (HV 12,64 ГПа)/хирулен»;
  - 2 – «BT 1-0 ТДА (HV 6,0 ГПа)/хирулен»;
  - 3 – «BT 1-0 ТДА (HV 5,5 ГПа)/хирулен»;
  - 4 – «BT 1-0 ТДА (HV 5,2 ГПа)/хирулен»;
- СК – сыворотка крови, АХ – препарат «Артифлекс хондро»

На рисунках 8, 9 приведены значения коэффициента трения и удельной интенсивности износа хируленового компонента соответственно при испытании препарата «Артифлекс хондро» на машине торцового трения.

Видно, что отличия в интенсивности износа хируленового компонента в среде сыворотки крови и препарата «Артифлекс хондро» не превышают 4 %, отличия в значениях коэффициента трения не превышают 5 %.

Лабораторные испытания показали, что препарат «Артифлекс хондро» сохраняет свойства при триботехнических испытаниях в 3 – 4 раза дольше сыворотки крови. При этом исключается засорение трубопроводов испытательного оборудования.

#### Выводы

1. Как видно из сравнительных испытаний на трение по двум существенно различным методикам, значения коэффициента трения при использовании и сыворотки крови и препарата «АРТИФЛЕКС-ХОНДРО» практически совпадают.

2. Различия значений коэффициента трения в испытаниях по двум примененным методикам могут быть следствием существенного различия, как в динамике испытаний, так и условиях трения.

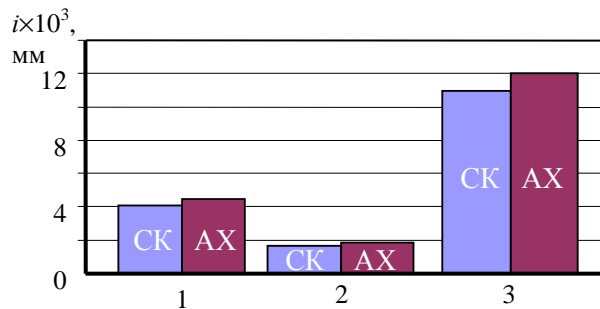


Рисунок 8 – Удельная интенсивность износа хируленового компонента в парах трения при испытаниях на машине торцевого трения в различных средах:

1 – ВТ 1-0 ИПТА/хирулен;  
2 – ВТ 1-0 ТДА/хирулен;  
3 – СоСгМо/хирулен: СК – сыворотка крови, АХ – препарат «Артифлекс хондро»

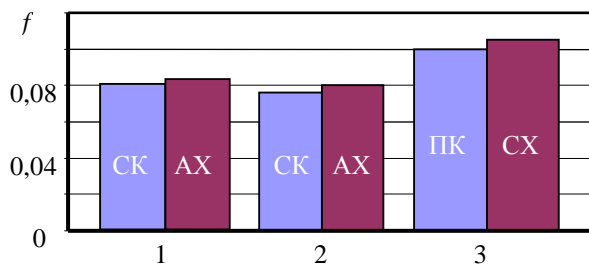


Рисунок 9 – Коэффициент трения при испытаниях на машине торцевого трения в различных средах:

1 – ВТ 1-0 ИПТА/хирулен;  
2 – ВТ 1-0 ТДА/хирулен;  
3 – СоСгМо/хирулен: СК – сыворотка крови, АХ – препарат «Артифлекс хондро»

3. Препарат «АРТИФЛЕКС-ХОНДРО» может успешно использоваться при исследованиях триботехнических характеристик пар трения «СоСгМо/хирулен» и «азотированный титан/хирулен» на машинах трения и стендах-имитаторах.

#### **Библиографический список использованной литературы**

1. Неверов В.А. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава / В.А. Неверов, С.М. Закари. — СПб.: Образование, 1997. — 112 с.
2. Пинчук Л.С. Эндопротезирование суставов: технические и медико-биологические аспекты / Л.С. Пинчук, В.И. Николаев, Е.А. Цветкова. — Гомель: ИММС НАНБ, 2003. — 300 с.
3. Эндопротезы суставов человека: материалы и технологии: монография / Под ред. Н.В. Новикова, О.О. Розенберга, Й. Гавлика. — Киев: ИСМ НАН Украины, 2011. — 528 с.
4. Крагельский И.В. Основы расчетов на трение и износ / И.В. Крагельский, М.Н. Добычин, В.С. Комбалов. — М.: Машиностроение, 1977. — 526 с.
5. Чернякова Ю.М. Синовиальный сустав как умный узел трения / Ю.М. Чернякова, Л.С. Пинчук. // Трение и износ. — 2007. — Т. 28. — № 4. — С. 410–417.
6. Ермаков С.Ф. Трибофизика жидких кристаллов / С.Ф. Ермаков. — Гомель: ИММС НАН Беларуси, 2008. — 232 с.
7. An energy-based model for the wear of UHMWPE / R. Colaco, M.P. Gispert, A.P. Serro, V. Saramago // Tribology Letters. — May 2007. — Vol. 26. — No. 2. — P. 119–124.
8. Влияние анизотропии сапфира на иммунологические, трибологические и прочностные характеристики материала / О.А. Розенберг, А.А. Шульженко, С.В. Сохань, А.Н. Соколов, В.В. Возный // Високи технології в машинобудуванні: зб. наук. пр. НТУ «ХПІ». — Харків, 2007. — Вип. 2 (15). — 281 с.
9. Ермаков С.Ф. Трибологические принципы создания препаратов на основе сыворотки крови как жидкокристаллической среды для лечебной коррекции синовиальных суставов / С.Ф. Ермаков, А.В. Белецкий // Трение и износ. — 2011. — Т. 32. — № 1. — С. 65–71.
10. Todo M. Stress Analysis of Artificial Knee Joints under Flexion and Rotation / M. Todo, Y. Takahashi, R. Nagamine // Tribology Online. — 2008. — Vol. 3 (3). — P. 211–215.

Поступила в редакцию 13.05.2013 г.

#### **Шейкін С.Є., Єрмаков С.Ф., Цеханов Ю.О., Ростоцький І.Ю., Сергач Д.А. Про вибір змащувальної рідини для триботехнічних випробувань пар тертя штучних суглобів**

Представлені результати порівняльних триботехнічних досліджень препарату «Артифлекс хондро» і сироватки крові в якості змащувального середовища, яке застосовується під час випробувань шарнірних зчленувань штучних суглобів.

**Ключові слова:** пара тертя, штучний суглоб, триботехнічні випробування.

#### **Sheykin S., Ermakov S., Tsekhanov Yu., Rostotsky I., Sergach D. About lubricating fluids for tribotesting friction pairs of artificial joints**

The results of comparative tribological studies of the drug "Artiflex-hondro" and serum as a lubricating medium which are applied in the tests of hinge joints for endoprosthesis are presented here.

**Keywords:** friction pair, artificial joints, tribotesting.