

**ТРИБОЛОГИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПЭТФ ТРЕКОВЫХ МЕМБРАН ПРИ СУХОМ
ТРЕНИИ СКОЛЬЖЕНИЯ**

Е.О. Филиппова, А.В. Филиппов

Научный руководитель: профессор, д.ф.-м.н. В.Ф. Пичугин

Национальный исследовательский Томский политехнический университет,

Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30, 634050

E-mail: bosyheo@tpu.ru

**TRIBOLOGICAL CHARACTERISTICS OF PET TRACK ETCHING MEMBRANES AFTER
DRY FRICTION**

E.O. Filippova, A.V. Filippov

Scientific Supervisor: Prof., Dr. V.F. Pichugin

Tomsk Polytechnic University, Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050

E-mail: bosyheo@tpu.ru

***Abstract.** The article shows the research of dry friction of PET track membrane according to the pin-on-disk scheme. The results had showed that the friction coefficient increased marginally by increasing the duration of the test. The raise of tests speed more than 5 mm/s contributed to the friction coefficient increasing. The friction coefficient values were comparable in the (1,5 – 5) mm/s range. The load increasing contributed to friction coefficient increasing.*

Введение. Полиэтилентерефталат (ПЭТФ) – полимер, представитель класса полиэфиров, широко используемый в пищевой, химической промышленности, машино– и приборостроении, бытовой технике, электро- и радиотехнике [1]. Из-за высокой биосовместимости и хороших механических свойств, ПЭТФ используется в медицине (шовный материал, система доставки лекарственных препаратов, заместитель сухожилий, поддержка для культивирования клеток) [2]. ПЭТФ используется в аортокоронарном шунтировании, клеточно-тканевой инженерии [2] и офтальмологии [3]. Благодаря широкому спектру свойств ПЭТФ нашел свое применение в изготовлении трековых мембран (ТМ), а ТМ из ПЭТФ - в качестве корнеального имплантата для лечения буллезной кератопатии [4, 5]. В процессе имплантации ТМ в строму роговицы материал подвергается процессу расправления путем многократных маятникообразных движений длинных шпателей вдоль поверхностей пленки, что может повлечь ее повреждение внутри тканей роговой оболочки. В связи с этим, проведение трибологических испытаний может объективно показать воздействие металлических инструментов на поверхность мембраны при хирургических манипуляциях.

Материалы и методы исследования. В исследованиях использовались ТМ из полиэтилентерефталата толщиной 10 мкм и диаметром пор - 0,4 мкм, полученные в процессе облучения тяжелыми ионами и щелочного травления. Трибологические испытания проводились по схеме палец-диск на машине TRIBOtechnik в условиях сухого трения скольжения. ТМ закреплялась на поверхности диска с помощью зажимного приспособления. Варьировались значения длительности испытания (в диапазоне 10 м - 75 м), скорости скольжения (в диапазоне 1,5 мм/с - 30 мм/с) и нагрузки (1Н и 2Н). Тесты

с различной дистанцией выполнены при нормальной нагрузке 1Н и скорости скольжения 5 мм/с. Тесты с различной скоростью выполнены при нагрузке 1Н. Тесты с различной нагрузкой выполнены при скорости скольжения 5 мм/с. В качестве контртела использовался керамический шарик диаметром 6 мм. Анализ топографии износа ТМ выполнялся на лазерном сканирующем микроскопе Olympus LEXT OLS4100.

Результаты. На рисунке 1 приведены графики изменения коэффициента трения при различных условиях испытания.

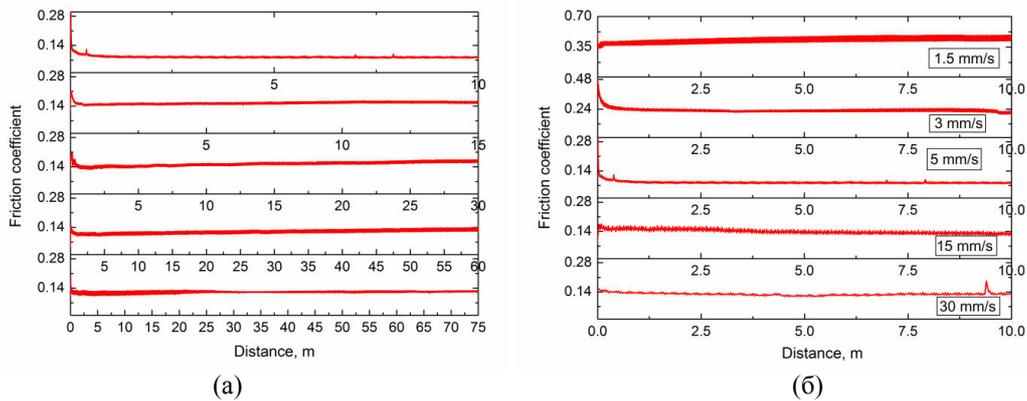
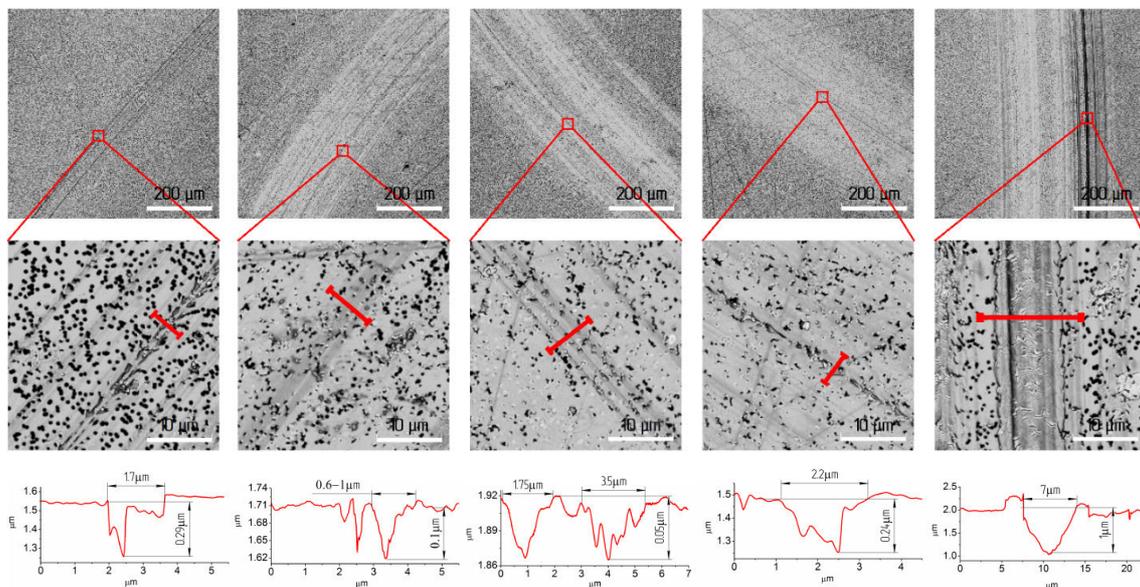


Рис. 1. Зависимости изменения коэффициента трения для различного пути трения (а) и скорости скольжения (б.)

Величина коэффициента трения находится в диапазоне 0,08 – 0,17. Влияние скорости на величину выражается в увеличении коэффициента трения в 3 – 4 раза при уменьшении скорости скольжения от 5 мм/с до 1,5 мм/с. Вместе с тем в диапазоне скоростей 5 мм/с – 30 мм/с коэффициент трения увеличивается в 1,5 – 2 раза (с 0,08 до 0,16). Увеличение нагрузки способствует росту коэффициента трения до 3 раз. Изменение длительности испытания не способствует значимому изменению коэффициента трения при увеличении длины пути трения.

На рисунке 2 изображены характерные дорожки трения, сформировавшиеся на поверхности ТМ. Увеличенные фрагменты изображений иллюстрируют наиболее поврежденные области.



(a) (b) (c) (d) (e)
Рис. 2. Изображения дорожек трения после испытаний с различной длиной пути трения и профиль бороздок с увеличенных фрагментов: 10 м (a), 15 м (b), 30 м (c), 60 м (d), 75 м (e).

Согласно данным, представленным на рисунке 2, по мере увеличения длительности испытания увеличивается воздействие контртела на поверхность трековой мембраны без явно выраженной направленности: формируются «бороздки» и заглаживаются поры вследствие пластического оттеснения материала под действием контртела. Ширина бороздок увеличивается по мере увеличения длительности испытания (см. рис. 2, тест длительностью 30 м). Глубина «бороздок» изменяется не равномерно без явной зависимости от пути трения: при трении с дистанцией 30 м глубина «бороздок» составляет 0,05 мкм, а при трении с дистанцией 10 м глубина «бороздки» достигает 0,29 мкм. Большая глубина «бороздки» предположительно связана с тем, что в случае формирования единственной «бороздки» (тест с дистанцией 10 м), деформация приобретает локализованный характер и это способствует большему повреждению поверхности. В случаях образования большого количества дорожек, напряжения распределяются на большей поверхности и материал не переходит в стадию разрушения (см. рис. 2, тест длительностью 30 м), что способствует формированию меньшей глубины «бороздок» и выглаживанию поверхности трековой мембраны с частичным «замятием» пор.

Аналогичная картина формирования «бороздок» наблюдается при испытаниях с различной скоростью скольжения. Увеличение нагрузки привело к образованию более широких следов износа с большим количеством «бороздок» малой глубины, их ширина достигает 1,5 мкм.

Заключение. По результатам трибологических испытаний установлено, что выраженные следы износа материала и замятие пор наблюдается при трении с дистанцией 30 м, большей нагрузкой и со скоростью скольжения более 5 мм/с. Учитывая деликатное воздействие хирургического инструментария на имплантируемый внутритканно материал, минимальную на него нагрузку, а также результаты трибологических тестов, хирургические шпатели, используемые при расправлении мембраны внутрикорнеально, не способствуют деформации и повреждению поверхности мембраны.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Düzyer Şebnem, Koral Koç Serpil, Hockenberger Aslı, Evke Elif, Kahveci Zeynep, Uğuz Agah Effects of different sterilization methods on polyester surfaces // *Tekstil ve Konfeksiyon*. – 2013. – № 23 (4). – P. 319 – 324.
2. Kang X., Xie Y., Kniss D. A. Adipose tissue model using three-dimensional cultivation of preadipocytes seeded onto fibrous polymer scaffolds // *Tissue Eng*. – 2005. – № 1. – P. 458 – 468.
3. Рязанцева Т.В. Эксплантодренирование ядерной мембраной в хирургии некоторых форм вторичной глаукомы (клинико экспериментальное исследование): дис. ... канд. мед. наук: 14.01.07 / Рязанцева Татьяна Владимировна. – Самара, 1996. – 120 с.
4. Filippova E.O., Pichugin V.F., Sokhoreva V.V Potential use of nuclear track membranes in ophthalmology // *Petroleum Chemistry*. – 2014. – Vol. 54. – №. 8. – P. 669 – 672.
5. Филиппова Е.О., Кривошеина О. И., Запускалов И. В. Интрастромальная имплантация трековых полимерных мембран в лечении эндотелиально-эпителиальной дистрофии роговицы // *Медицинский Вестник Башкортостана*. – 2015. – Т. 10. – №. 2. – С. 137 – 139.