

10. Ye Y., Yao X., Zhang Z., Mo Q. A Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Extraction Algorithm Based on ICA Neural Network / 1st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, 6-8 July, 2007. Wuhan, China.
11. Ma Y., Xiao Y., Wei G., Sun J. Fetal ECG extraction using adaptive functional link artificial neural network / Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference (APSIPA), 9-12 Dec. 2014. Siem Reap. PP. 1-4.
12. Shcherbakov M.V., Brebels A. Outliers and anomalies detection based on neural networks forecast procedure / In the Proceedings of the 31 Annual International Symposium on Forecasting, ISF-2011. Prague, Czech Republic. PP. 21-22.
13. Fuchs T., Pomorski M., Grobelak K., Tomiaiowicz M., Zimmer M. Signal Loss During Fetal Heart Rate Monitoring Using Maternal Abdominal Surface Electrodes Between 28 and 42 Weeks of Pregnancy // Advances in Clinical and Experimental Medicine. 2014. Vol. 23. PP. 813-819.
14. Riedmiller M., Braun H. A direct adaptive method for faster backpropagation learning: The RPROP algorithm / In H. Ruspini, editor. Proceedings of the IEEE International Conference on Neural Networks (ICNN). San Francisco, 1993. PP. 586-591.

*Дмитрий Владимирович Девярых,*  
*аспирант,*  
*Ольга Михаловна Гергет,*  
*канд. техн. наук, зав. кафедрой,*  
*кафедра прикладной математики,*  
*Институт кибернетики,*  
*Национальный исследовательский*  
*Томский политехнический университет,*  
*г. Томск,*  
*e-mail: ddv.edu@gmail.com*

**А.И. Колесник, В.А. Липатов, Е.Б. Фролов**

## **Экспериментальное исследование неравномерности износа эндопротеза тазобедренного сустава**

### **Аннотация**

Исследовано распределение нагрузки в паре трения экспериментального модуля эндопротеза тазобедренного сустава. Угол инклинации в паре трения модуля составлял 0, 10, 20 и 30°. Показано, что уменьшение значения величины угла горизонтальной инклинации на 10° вызывает перераспределение нагрузки в паре трения модуля с преобладанием износа полиэтилена в переднем отделе внутренней поверхности испытываемых вкладышей от  $(143,95 \pm 0,01)$  до  $(243,52 \pm 0,05)$  мм<sup>2</sup>.

Основным осложнением тотального замещения тазобедренного сустава (ТБС), обусловленным непосредственно функцией модуля эндопротеза, является остеолит [1]-[3]; при этом развитие остеолита связывают непосредственно с продуктами износа полиэтилена и металла, которые образуются в узле трения эндопротезов [4]-[6].

**Цель исследования** – обоснование распределения нагрузки в паре трения экспериментального модуля эндопротеза ТБС

при исследовании износа полиэтилена в лабораторных динамических условиях.

### **Материалы и методы исследования**

Для этой цели была разработана методика экспресс-моделирования износа полиэтилена [7]. Была предложена специальная головка экспериментального модуля эндопротеза с шероховатой поверхностью [8], разработаны оригинальный экспе-

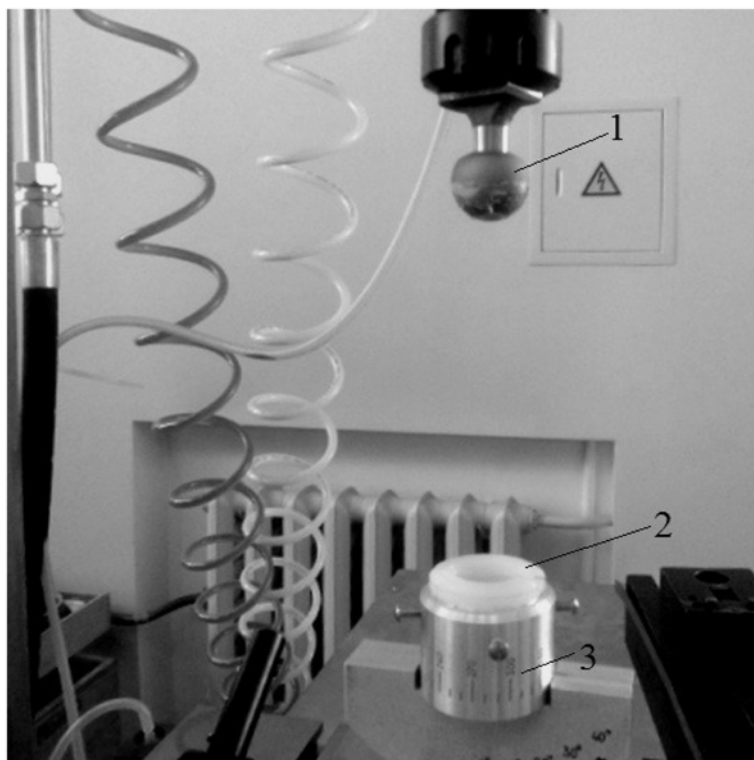


Рис. 1. Экспериментальный модуль эндопротеза ТБС, зафиксированный на платформе испытательной машины:  
 1 – оригинальная опескоструенная головка эндопротеза; 2 – полиэтиленовый вкладыш модуля;  
 3 – фиксирующее устройство для полиэтиленового вкладыша



Рис. 2. Установка полиэтиленового вкладыша для работы со стереомикроскопом «Leica M125»

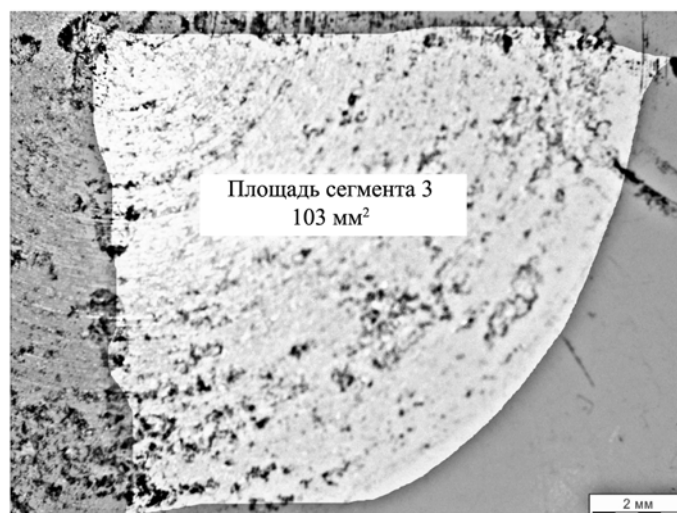


Рис. 3. Определение площади сегмента износа внутренней поверхности полиэтиленового вкладыша с помощью программы анализа изображений «Image Scope S»

Таблица 1

**Распределение средних значений  $S_{\text{изн.}}$  полиэтилена по секторам внутренней поверхности исследуемых вкладышей в отдельных группах**

Группы вкладышей и величины УГИ	Секторы внутренней поверхности вкладышей и средние значения ( $M \pm m$ ) площадей износа полиэтилена, мм <sup>2</sup>				Средняя общая $S_{\text{изн.}}$ , мм <sup>2</sup>
	0...90°	90...180°	180...270°	270...0°	
А – 0°	168,67 ± 4,44*	160,76 ± 4,87	168,41 ± 4,44	159,94 ± 4,96	657,78 ± 2,63
Б – 10°	196,05 ± 4,23	187,76 ± 4,23	124,07 ± 4,23	115,79 ± 4,23	623,67 ± 0,01
В – 20°	212,45 ± 4,71	204,54 ± 3,95	101,62 ± 3,95	93,34 ± 3,95	611,95 ± 2,25
Г – 30°	216,08 ± 4,23	207,81 ± 4,23	94,32 ± 4,23	86,05 ± 4,23	604,26 ± 0,05

\* Уровень различий серии по отношению к группе А  $p \leq 0,05$ .

Таблица 2

**Распределение средних значений  $S_{\text{изн.}}$  полиэтилена в отделах внутренней поверхности исследуемых вкладышей в отдельных группах**

Группы и величины УГИ	Отделы		Средняя общая $S_{\text{изн.}}$ , мм <sup>2</sup>
	передний	задний	
А – 0°	329,44 ± 1,45	328,35 ± 1,44	657,78 ± 2,63
Б – 10°	383,81 ± 0,01	239,86 ± 0,01	623,67 ± 0,01
В – 20°	416,99 ± 2,25	194,96 ± 0,01	611,95 ± 2,25
Г – 30°	423,89 ± 0,05	180,37 ± 0,01	604,26 ± 0,05

Таблица 3

**Разность  $S_{\text{изн.}}$  переднего и заднего отделов внутренней поверхности вкладышей четырех групп**

Группы	Разность $S_{\text{изн.}}$ , мм <sup>2</sup>	Разность $S_{\text{изн.}}$ , %
А – 0°	1,09 ± 1,19	0
Б – 10°	143,95 ± 0,01	24
В – 20°	222,03 ± 2,25	36
Г – 30°	243,52 ± 0,05	40

риментальный модуль эндопротеза ТБС (рис. 1) и способ механического моделирования наружной ротационной контрактуры (НРК) ТБС [9].

Эксперимент был проведен в испытательной лаборатории изделий ортопедо-травматологического назначения ФГБУ «ЦИТО им. Н.Н. Приорова» Минздрава России на универсальной испытательной машине сервогидравлического типа «Walter+Bay AG LFV 10-T50», заводской № NR90024282/905. Программный комплекс «DionPro» обеспечивал управление установкой «Walter+Bay AG LFV 10-50T» и фиксацию результатов испытания (заведующий лабораторией доктор технических наук, профессор Николай Свиридович Гаврюшенко).

Основные методы статистического анализа фактических данных выбирали согласно задачам исследования. Все вычисления выполнялись с помощью аналитического пакета приложения «Microsoft Excel Office 2010», лицензией на право использования которого обладает ГБОУ ВПО КГМУ Минздрава РФ. Подсчет непараметрического критерия Манна-Уитни проводился в программной среде «BioStat 2007».

Моделирование износа полиэтилена выполняли под углами инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза тазобедренного сустава 0, 10, 20 и 30°. В связи с этим перед проведением исследования износа полиэтилена все полиэтиленовые вкладыши, включенные в эксперимент ( $n = 64$ ), были разделены на 4 группы (А, Б, В, Г) и 16 подгрупп.

Для исследования результатов моделирования износа внутренней поверхности полиэтиленовых вкладышей и их фотофиксации был использован стереомикроскоп «Leica M125» (рис. 2), оснащенный видеотестсистемой в виде цифровой цветной камеры «Leica DFC420» и лицензионной графической программой анализа изображений «Image Scope S» (рис. 3), имеющей функцию выделения интересующих объектов на изображении, измерения их площадей, нанесения текста на изображение, а также функцию вычисления площади изображения нестандартной формы. Стереомикроскоп «Leica M125» имеет регистрационное удостоверение и сертификат соответствия.

Анализ статистически обработанных результатов моделирования износа в разных группах полиэтиленовых вкладышей установил среднюю общую площадь износа  $S_{\text{изн}}$  полиэтилена в группах А, Б, В и Г (табл. 1). При анализе распределения площади износа относительно переднего и заднего отделов внутренней поверхности испытанных вкладышей с горизонтальной инклинацией в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 0° (группа А) статистически значимых отличий также не выявлено ( $p \geq 0,05$ ).

Было показано, что моделирование износа полиэтилена с инклинацией в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 10, 20 и 30° вызывает статистически достоверное ( $p \leq 0,05$ ) смещение  $S_{\text{изн}}$  в передний отдел полиэтиленовых вкладышей (табл. 2).

### Результаты исследования и их обсуждение

Анализ соотношения  $S_{\text{изн}}$  вкладышей при величине УГИ 0° показал практически одинаковый износ полиэтилена в переднем и заднем отделах внутренней поверхности испытываемых вкладышей с разницей в  $(1,09 \pm 1,19) \text{ мм}^2$  (табл. 3).

Полученные результаты моделирования износа свидетельствуют о равномерном износе полиэтилена, вызванном равномерным распределением нагрузки в паре трения (рис. 4).

Анализ соотношения  $S_{\text{изн}}$  вкладышей при величине УГИ в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 10° (группа Б) (условия моделирования НРК ТБС 1-й степени) показал достоверное преобладание износа полиэтилена в переднем отделе внутренней поверхности испытываемых вкладышей с разницей в  $(143,95 \pm 0,01) \text{ мм}^2$ ; при величине УГИ 20° (группа В) (условия моделирования НРК ТБС 2-й степени) – преобладание износа полиэтилена в переднем отделе внутренней поверхности испытываемых вкладышей с разницей в  $(222,03 \pm 2,25) \text{ мм}^2$  и при величине УГИ 30° (условия моделирования НРК ТБС 3-й степени) установлено достоверное преобладание участка износа полиэтилена в переднем отделе внутренней поверхности испытываемых вкладышей с разницей в  $(243,52 \pm 0,05) \text{ мм}^2$  (табл. 2, 3). Полученные результаты моделирования свидетель-

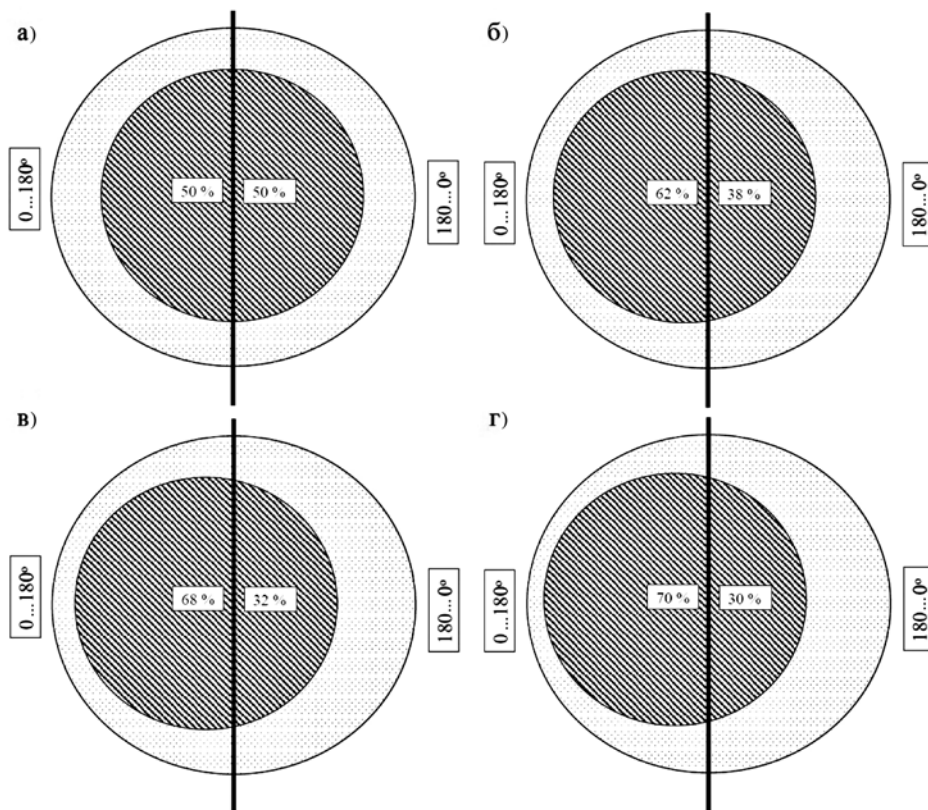


Рис. 4. Схемы распределения площади износа по отделам внутренней поверхности полиэтиленовых вкладышей: а) в группе А; б) в группе Б; в) в группе В; г) в группе Г

ствуют о неравномерном износе полиэтилена со смещением  $S_{изн.}$  в передний отдел вкладышей.

### Заключение

Установлено, что увеличение угла инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза тазобедренного сустава вызывает неравномерный износ полиэтилена со смещением  $S_{изн.}$  в передний отдел вкладышей, связанным с нарушением распределения нагрузки в модуле. Полученные результаты можно использовать для прогнозирования возникновения асептической нестабильности компонентов эндопротеза у больных после эндопротезирования тазобедренного сустава.

#### Список литературы:

1. Булгаков В.Г., Ильина В.К., Гаврюшенко Н.С., Шальнев А.Н., Омельченко Н.П., Цепалов В.Ф. Трибохимический компонент развития окислительного стресса при имплантации искусственных суставов. Ч. 3. Ингибирование радикалообразующей и антипролиферативной способности частиц износа антиоксидантами и костным жиром // Вестн. травматол. ортопед. 2012. № 2. С. 56-60.
2. Гаврюшенко Н.С. Влияние некоторых физико-механических факторов на судьбу эндопротезов тазобедренного сустава и его функциональные возможности // Вестн. травматол. ортопед. 1994. № 4. С. 30-34.
3. Солодилов И.М., Колесник А.И., Сизых С.Г., Алтеев А.В., Гонеев С.В., Кравченко С.А., Колобаева Е.В., Воропаев А.С., Раджукумар Д.С.Р., Мишустин В.Н. Результаты эндопротезирования больных коксартрозом с наружной ротационной контрактурой тазобедренного сустава // Курск. науч.-практ. вестн. «Человек и его здоровье». 2012. № 2. С. 117-122.
4. Загородний Н.В., Каграманов С.В., Чрагян Г.А. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава бесцементными компонентами эндопротеза Цваймюллера (Vicon, SL и SLR-plus) // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2012. № 1 (63). С. 66-72.
5. Максимов А.Л., Горбач Е.Н., Каминский А.В. Анализ причин асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава компании «Алтимед» // Современные проблемы науки и образования. 2012. № 5. С. 52.
6. Руководство по эндопротезированию тазобедренного сустава / Под ред. Р.М. Тихилова, В.М. Шаповалова. – СПб.: РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2008. 324 с.

7. Колесник А.И., Гонеев С.В., Соколенко Н.В., Гаврюшенко Н.С., Андросов В.В., Гончаров Н.Н., Деркач Г.М., Докалин А.Ю., Булгаков В.Г., Фомин Л.В. Способ экспресс-моделирования износа полиэтиленового вкладыша металлической чашки или полиэтиленовой чашки в динамических условиях при разных углах горизонтальной инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза тазобедренного сустава / Патент № 2550730 от 13.04.2015 г.; заявлено 27.12.2013 г.; опубл. 10.05.2015 г. Бюл. № 13. 8 с.
8. Колесник А.И., Гонеев С.В., Гаврюшенко Н.С., Соколенко Н.В., Андросов В.В., Гончаров Н.Н., Деркач Г.М., Докалин А.Ю., Булгаков В.Г., Фомин Л.В., Андрианов В.А., Чеботарева Т.М., Постникова Н.В. Головка модуля эндопротеза тазобедренного сустава для экспресс-моделирования износа полиэтилена вкладыша или полиэтиленовой чашки модуля эндопротеза тазобедренного сустава / Полезн. мод. № 145248 от 06.08.2014 г.; заявлено 29.04.14 г.; опубл. 10.09.2014 г. Бюл. № 25. 10 с.
9. Колесник А.И., Гонеев С.В., Соколенко Н.В., Гаврюшенко Н.С., Андросов В.В., Гончаров Н.Н., Деркач Г.М., Докалин А.Ю., Булгаков В.Г., Фомин Л.В. Способ механического моделирования наружной ротационной контрактуры тазобедренного сустава в экспериментальном модуле эндопротеза тазобедренного сустава / Патент № 2547785 от 16.03.2015 г.; заявлено 13.02.2014 г.; опубл. 10.04.2015 г. Бюл. № 10. 15 с.

Александр Иванович Колесник,  
д-р мед. наук, профессор,  
кафедра хирургических болезней,  
Вячеслав Александрович Липатов,  
д-р мед. наук, профессор,  
кафедра оперативной хирургии  
и топографической анатомии  
им. А.Д. Мясникова,  
г. Курск,  
ФПО ГБОУ ВПО «Курский государственный  
медицинский университет» Минздрава России,  
Евгений Борисович Фролов,  
врач – травматолог-ортопед,  
Детская ОКБ,  
г. Белгород,  
e-mail: ko-lesnik@mail.ru

## ВНИМАНИЮ ПОДПИСЧИКОВ, РУКОВОДИТЕЛЕЙ СЛУЖБ ИНФОРМАЦИИ И БИБЛИОТЕК!

### ПРЕДЛАГАЕМ ПОДПИСАТЬСЯ НА ЖУРНАЛ «МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА»

НА 2017 ГОД.

Индекс по каталогу «Роспечать» – 72940.

В редакции можно оформить и оплатить льготную подписку с любого месяца.

Стоимость подписки : 1200 руб. – за один номер,  
3600 руб. – на первое полугодие 2017 года (3 номера), 7200 руб. – на 2017 год (6 номеров).

Наши тел.: (495) 695-10-70, 695-10-71.