УДК 616.728.2-089.844-092.9:615.462:678.742.2

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПЛОЩАДИ И ТОПОГРАФИИ УЧАСТКА ИЗНОСА ПОЛИЭТИЛЕНА В ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ МОДУЛЕ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ПОСЛЕ ДИНАМИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ

© Фролов Е.Б.⁶, Гаврюшенко Н.С.², Колесник А.И.¹, Липатов В.А.⁴, Булгаков В.Г.³, Фомин Л.В.², Солодилов И.М.⁵, Ярмамедов Д.М.⁴

¹ Кафедра хирургических болезней факультета постдипломного образования, ⁴ кафедра оперативной хирургии и топографической анатомии им. проф. А.Д. Мясникова Курского государственного медицинского университета, Курск; ² лаборатория изделий ортопедотравматологического назначения, ³ отдел экспериментальной травматологии и ортопедии Центрального института травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, Москва; ⁵ Городская клиническая больница № 4, Курск; ⁶ Детская областная клиническая больница, Белгород E-mail: <u>ko-lesnik@mail.ru</u>

Анализ результатов исследования износа полиэтиленовых вкладышей в экспериментальном модуле эндопротеза установил, что площадь участка износа (S изн.) полиэтилена группы «А» составила 657,60 ± 2,632 мм², S изн. полиэтилена в группе «Б» меньше чем в группе «А» на 34,33 ± 2,461 мм² и равнялась 623,67 ± 0,007 мм². В группе «В» S изн. составила 611,95 ± 2,25 мм². В сравнении с группой «А» S изн. в группе «В» меньше на 45,75 ± 1,988 мм², в сравнении с группой «Б» статистически значимых отличий ($p \ge 0,05$) не выявлено. S изн. участка в группе «Г» равнялась 604,26 ± 0,048 мм², и достоверно отличалась от S изн. участка в группе «А» на 53,74 ± 2,46 мм², при этом в сравнении с группами «Б» и «В» статистически значимых отличий ($p \ge 0,05$) не выявлено.

Ключевые слова: методология, эксперимент, экспресс-моделирование, износ, полиэтилен, экспериментальный модуль эндопротеза тазобедренного сустава, анализ.

DETERMINING AREA AND TOPOGRAPHY OF POLYETHYLENE WEAR IN EXPERIMENTAL HIP JOINT ENDOPROSTHESIS MODEL AFTER DYNAMIC TESTS Frolov E.B.⁶, Gavryushenko N.S.², Kolesnik A.I.¹, Lipatov V.A.⁴, Bulgakov V.G.³, Fomin L.V.², Solodilov I.M.⁵, Yarmamedov D.M.⁴

¹ Surgical Diseases Department of Postgraduate Education Faculty, ⁴ Prof. A.D. Myasnikov Operative Surgery and Topographical Anatomy Department of Kursk State Medical University, Kursk; ² Laboratory of Orthopedic and Traumatological Items, ³ Department of Experimental Traumatology and Orthopedics of N.N. Priorov Central Institute of Traumatology and Orthopedics, Moscow; ⁵ City Clinical Hospital N 4, Kursk; ⁶ Regional Children's Clinical Hospital, Belgorod

The analysis of the investigation results established the area of polyethylene inlays wear (S_{wear}) to amount 657.60 ± 2.632 mm² in group "A". In group "B" it was 34.33 ± 2.461 mm² less and amounted 623.67 ± 0.007 mm². In group "C" S_{wear} amounted 611.95 ± 2.25 mm². Comparing to group "A" S_{wear} in group "C" was 45.75 ± 1.988 mm² less and comparing to group "B" no statistically significant variations ($p \ge 0.05$) were revealed. S_{wear} in group "D" amounted 604.26 ± 0.048 mm² that evidently differed from S_{wear} in group "A" by 53.74 ± 2.26 mm². However, in comparison to groups "B" and "C" no statistically significant variations ($p \ge 0.05$) were revealed.

Keywords: strategy, experiment, express-modeling, wear, polyethylene, experimental hip joint endoprosthesis model, analysis.

Основным осложнением тотального замещения тазобедренного сустава (ТБС), связанным непосредственно с функцией модуля эндопротеза, и возникающего, как правило, в отдаленном периоде, является остеолиз [10, 18], при этом авторы развитие остеолиза связывают непосредственно с продуктами износа металла и полиэтилена, которые образуются в узле трения эндопротезов и распределяются по всей контактной поверхности кость-имплантат. Так, ревизия большого количества эндопротезов позволила прийти к выводу о том, что продукты износа полиэтилена являются причиной остеолизиса и асептической нестабильности [1, 6, 7, 10, 18, 19]. Продукты износа являются основным активатором развития асептической нестабильности бедренного и вертлужного компонентов эндопротеза, вызывая реакцию остеобластов, что закономерно приводит к выработке простагландинов Е2, которые в свою очередь вызывают активизацию остеокластов, вызывающих резорбцию кости. Доказано, что износ полиэтилена чашки или вкладыша металлической чашки эндопротеза тазобедренного сустава сопровождается развитием асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава, и чем раньше и быстрее изнашивается полиэтилен, тем быстрее развивается асептическая нестабильность [1, 2, 3, 4, 17, 18]. В.Д. Данилов [4], основываясь на анализе выполненных исследований установил, что одним из определяющих параметров изнашивания образцов полимерного композиционного материала является контактное давление.

Среди причин нестабильности в литературе обычно указываются плохое качество эндопротеза, нарушение техники имплантации, избыточная нагрузка, травма, остеопороз и другое [10].

У больных коксартрозом (КА) в большинстве случаев имеется наружная ротационная контрактура тазобедренного сустава (НРК ТБС) разной степени выраженности, сочетающаяся со сгибательно-аддукционной контрактурой [9, 11, 12, 13].

Подробной информации о НРК ТБС при различных формах КА и методиках ее оперативного устранения мы не встретили. Отсутствие внимания к данной патологии, вероятно, связано с тем, что при эндопротезировании тазобедренного сустава (ЭП ТБС) не уделяется достаточного внимания сопутствующей НРК ТБС, которая существенно отягощает техническое выполнение оперативного вмешательства и требует интараоперационного устранения [9, 11].

В соответствии с правилами изучение износа полиэтилена утверждено в «ГОСТ Р ИСО 9326-2005 Имплантаты для хирургии. Эндопротезы тазобедренного сустава частичные и тотальные. Лабораторные оценки изменения формы опорных поверхностей» (Национальный стандарт Российской Федерации. Имплантаты для хирургии. Эндопротезы тазобедренного сустава частичные и тотальные. Лабораторные оценки изменения формы опорных поверхностей) [5, 8], а так же в рекомендациях «Протезы тазобедренных суставов. Лабораторная оценка степени износа трущихся поверхностей. Основные рекомендации. Р 42-610-02» (рекомендации разработаны Всероссийским научно-исследовательским и испытательным институтом медицинской техники (ВНИИИМТ). Разработчики: А.И. Жабин; Т.И. Носкова, д.м.н.; Н.С. Гаврюшенко, д.т.н.; В.И. Захарова; Л.Н. Образцова; А.А. Курзин, к.т.н., на основе международного технического отчета ИСО/ТО 9326-89 «Частичные и полные протезы тазобедренных суставов. Рекомендации по лабораторной оценке изменения формы опорных поверхностей», выпущенного техническим комитетом ТК 150 ИСО «Имплантаты для хирургии». Утверждены Министерством здравоохранения Российской Федерации 27 февраля 2002 г. Дата введения: 1 марта 2002 г) [8].

Однако в самих рекомендациях отмечено, что: «Лабораторная оценка степени износа проте-

зов на имитаторах является довольно длительным процессом, осложненным следующими факторами: фактическая степень износа трущихся поверхностей настолько мала, что ее достаточно трудно измерить количественно; трущиеся поверхности могут изменяться как в результате истинного износа, так и за счет дополнительных факторов (старение, ползучесть, температурные и другие деформации); непосредственное влияние на определение свойств трущихся поверхностей может также оказывать методика измерения степени износа; отсутствует нормативная документация на требования к степени износа протезов, к объему движения и диапазону изменения эксплуатационных нагрузок, включая ударные, к суммарному объему накопления и канцерогенности частиц износа в организме человека, к ресурсным показателям и т.д.» [8].

Цель исследования: изучение результатов износа полиэтилена в лабораторных динамических условиях при разных углах горизонтальной инклинации (УГИ) в паре трения экспериментального модуля эндопротеза ТБС.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для этой цели была разработана методика износа полиэтилена, которую мы назвали «методикой экспресс-моделирования износа полиэтилена» в экспериментальных условиях. Для реализации методики «экспресс-моделирования износа полиэтилена» предложена специальная головка экспериментального модуля эндопротеза с шероховатой поверхностью, разработаны устройство для фиксации полиэтиленового вкладыша и оригинальный экспериментальный модуль эндопротеза ТБС [3, 12, 13, 14, 15, 16].

Эксперимент проведен в испытательной лаборатории изделий ортопедо-травматологического назначения ООО «ЦИТОпроект» ФГУ «ЦИТО им. Н.Н. Приорова» Минздрава России. Полномочия от Федерального агентства по техническому регулированию и метрологии: Аттестат аккредитации № РОСС RU.0001.22 ИМ 21 от 13 августа 2007 г. Испытание проведено на универсальной испытательной машине сервогидравлического типа alter+Bay AG LFV 10-T50, заводской № NR90024282/905 (рис. 1). Свидетельство о поверке № 363465/445. Свидетельство о калибровке № F/D201280. Программный комплекс Diуправление onPro обеспечивал установкой Walter+Bay AG LFV 10-50Т и фиксацию результатов испытания (заведующий лабораторией доктор технических наук профессор Гаврюшенко Николай Свиридович).

Медико-биологические науки



Рис. 1. А – общий вид универсальной испытательной машины сервогидравлического типа Walter+Bay AG LFV 10-T50. Б – экспериментальный модуль эндопротеза тазобедренного сустава после проведенного испытания на универсальной испытательной машине.

Таблица 1

Распределение полиэтиленовых вкладышей по группам и подгруппам	
	_

	Группы				Daara
Подгруппы	А	Б	В	Γ	Deero
1	Al	Б1	B1	Г1	16
1	4	4	4	4	
2	Al	Б2	B2	Г2	16
2	4	4	4	4	
2	Al	БЗ	B3	ГЗ	16
5	4	4	4	4	
1	Al	Б4	B4	Γ4	16
4	4	4	4	4	
Итого:	16	16	16	16	64

Основные методы статистического анализа фактических данных выбраны согласно задачам исследования. Учитывая низкую чувствительность методики определения доверительного интервала к типу распределения, а также допустимый экспериментальных лля меликобиологических исследований уровень р ≤ 0,05, для подтверждения статистической гипотезы был выбран именно такой уровень значимости. Все вычисления выполнялись с помощью аналитического пакета приложения Microsorft Excel Office 2010, лицензией на право использования которой обладает ГБОУ ВПО КГМУ Минздрава РФ. Подсчет непараметрического критерия Манна-Уитни проводился в программной среде BioStat 2007.

Перед проведением исследования износа полиэтилена методом экспресс-моделирования в динамических условиях все полиэтиленовые вкладыши, включенные в эксперимент (n = 64), были разделены на 4 группы (А, Б, В, Б) и 16 подгрупп (табл. 1). Моделирование износа полиэтилена выполняли под углами инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза тазобедренного сустава от 0 до 30 градусов.

Для исследования площади участков износа (S изн.) полиэтилена и сохранения участков износа для возможности представления их в виде фотографий использован стереомикроскоп «Leica M125» (рис. 2А, Б), оснащенный видеотестсистемой в виде цифровой цветной камеры «Leica DFC420», которая имеет высокое разрешение и обеспечивает получение цветного изображения (рис. 3Б). Для передачи на монитор (рис. 3А) и обработки фото в системном блоке установлена лицензионная графическая программа анализа изображений «Image Scope S», рекомендованная разработчиками фирмы «Leica» и предназначенная для ввода в компьютер цветных и полутоновых







Б Рис. 2. А – установка вкладыша для работы со стереомикроскопом «Leica M125». Б – во время исследования внутренней поверхности полиэтиленового вкладыша с помощью стереомикроскопа «Leica M125».



Рис. 3. А – на мониторе стереомикроскопа «Leica M125» отображена панель программы анализа изображений «Image Scope S» с одним из выделенных сегментов участка износа полиэтилена (Б).

растровых изображений, формируемых в оптическом или электронном микроскопе, их сохранения и анализа (рис. ЗА). В графическую программу анализа изображений «Image Scope S» заложена функция выделения интересующих объектов на изображении, измерение их площадей, нанесение текста на изображение, а также функция вычисления площади изображения нестандартной формы. Стереомикроскоп «Leica M125» имеет регистрационное удостоверение и сертификат соответствия. Стереомикроскоп «Leica M125» имеет объектив с увеличением от 0,8 до 10,0 и предназначен для микроскопии объектов с возможностью масштабирования от 0,8 до 10,0. Полученные изображения сохраняются в формате JPEG (рис. 3Б).

Следующим этапом выполняем контрастирование участка износа чернилами, которыми оттеняем всю вогнутую внутреннюю поверхность полиэтиленового вкладыша металлической чашки или полиэтиленовой чашки, включая и участок износа. После этого всю вогнутую внутреннюю поверхность полиэтиленового вкладыша металлической чашки или полиэтиленовой чашки, включая участки износа полиэтилена, маркером разделяем двумя взаимно перекрещивающимися под углом 90 градусов линиями на четыре равных сектора, при этом точка пересечения линий находится точно в центре внутренней вогнутой поверхности вкладыша. Далее образовавшиеся секторы износа полиэтилена дополнительно разделяем (рис. 4) на отдельные сегменты из расчета, что каждый отдельный сегмент занимает по площади не более 164 мм². После этого имплантаты (вкладыши) помещаем под объектив стереомикроскопа «Leica M125» (рис. 2Б). Далее, важно отметить, что с целью определения величины площади участка износа вогнутой внутренней поверхности имплантата, которая максимально приближалась бы к реальной величине площади участка износа вогнутой внутренней поверхности, последовательно устанавливают имплантат по отношению к объективу микроскопа «Leica M125» так, чтобы вогнутая внутренняя поверхность каждого из отдельно выделенных сегментов износа полиэтилена вогнутой внутренней

Медико-биологические науки



Рис. 4. А, Б – участок износа вкладыша разделен на мелкие сегменты, а внутренняя поверхность и участок износа разделены на четыре равных сектора при помощи графической программы анализа изображений «Image Scope S». Б – при помощи графической программы анализа изображений «Image Scope S» определена площадь каждого из четырех секторов, с отметкой данных площадей на изображении.



Рис. 5. А и Б. Оттенение с обведением границ максимально плоского изображения отдельных сегментов вогнутой внутренней поверхности полиэтиленовых вкладышей с определением площади сегментов с помощью графической программы анализа «Image Scope S».

поверхности полиэтиленового вкладыша металлической чашки или полиэтиленовой чашки находилась поочередно под углом 90 градусов по отношению к объективу. В результате поочередно получаем максимально плоские изображения вогнутой внутренней поверхности всех отдельных сегментов полиэтиленового вкладыша металлической чашки или полиэтиленовой чашки. После чего, используя графическую программу анализа «Image Scope S», разделяем всю внутренною поверхность вкладыша на четыре равных сектора (рис. 4А, Б) и полученные изображения передаем в системный блок и сохраняем изображения в формате JPEG (рис. 5А, Б). Затем с помощью графической программы анализа «Image

Scope S» максимально плоское изображение отдельного сегмента вогнутой внутренней поверхности полиэтиленового вкладыша металлической чашки или полиэтиленовой чашки выводят на монитор с увеличением 0,8 (рис. 3А). Затем приступаем к исследованию полученных изображений вогнутой внутренней поверхности всех отдельных сегментов каждого из четырех секторов полиэтиленового вкладыша металлической чашки или полиэтиленовой чашки. Для этого при помощи функции выделения интересующих объектов на изображении обводим цветной линией, для наглядности и четкости, границы отдельных сегментов каждого из четырех секторов участка износа полиэтилена, при этом графическая программа анализа «Image Scope S» автоматически оттеняет каждый обведенный сегмент (рис. 3А, Б). После окончания выделения участков износа на всех изображениях с помощью функции вычисления площади изображения нестандартной формы графической программы анализа «Image Scope S» определяем величины площадей выделенных отдельных сегментов износа в каждом из четырех секторов (рис. 5А, Б). Далее суммируем величины площадей отдельных сегментов износа, входящих в каждый из четырех секторов. Затем суммируем величины площадей износа каждого сектора (рис. 4Б) и получаем общую величину площади участка износа вогнутой внутренней поверхности полиэтиленового вкладыша металлической чашки или полиэтиленовой чашки. Следует отметить, что данный способ измерения площади нестандартной формы на сферической вогнутой поверхности на макрообъекте методом исследования с использованием стереомикроскопа «Leica M125», предназначенного для исследования микрообъектов, позволяет пошагово проводить исследование с возможностью сохранения промежуточных результатов, а в случае необходимости повторить, либо расширить исследование на интересующем этапе.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты определения площади и топографии участка износа полиэтиленовых вкладышей после проведения динамических испытаний в условиях горизонтальной инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 0° в группе «А». По результатам проведенного анализа износа в условиях горизонтальной инклинации экспериментального модуля эндопротеза ТБС 0° были выявлены практически равные значения площадей участков износа (S изн.) во всех четырех секторах внутренней поверхности испытанных вкладышей (табл. 2). Среднестатистические значения S изн. в каждом секторе составили от 154,00 до 174,80 мм². При этом статистически значимых отличий между S изн. в каждом из четырех секторов также не было выявлено ($p \ge 0,05$).

Результаты определения площади и топографии участка износа полиэтиленовых вкладышей после проведения динамических испытаний в условиях горизонтальной инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 10° (условия НРК ТБС 1-й степени) в группе «Б». Проведенный анализ износа полиэтиленовых вкладышей в условиях горизонтальной инклинации экспериментального модуля эндопротеза ТБС 10° было выявлено достоверное (р ≤ 0,05) преобладание S изн. I (0-90°) (196,05 \pm 4,228 мм²) и II (90-180°) (187,76 \pm 4,227 мм²) секторов над S изн. III (180-270°) (124,07 ± 4,228 мм²) и IV (270-0°) (115,79 ± 4,228 мм²) (табл. 3). Следовательно, в условиях горизонтальной инклинации экспериментального модуля эндопротеза ТБС 10° происходит статистически достоверное ($p \le 0.05$) смещение S изн. в передний отдел полиэтиленовых вкладышей на $143,95 \pm 0,01$ мм².

Результаты определения площади и топографии участка износа полиэтиленовых вкладышей после проведения динамических испытаний в условиях горизонтальной инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 20° (условия НРК ТБС 2-й степени) в группе «В». В данной группе по результатам проведения анализа

Таблица 2

			_		
Сектора	Ср. знач.	Странд. откл	Min	Max	Медиана
0 - 90°	168,67	4,44	162,54	174,80	168,67
90 - 180°	160,77	4,87	154,26	168,82	160,39
180 - 270°	168,41	4,44	162,28	174,54	168,41
270 - 0°	159,94	4,96	154,00	166,26	159,42

Распределение площади износа полиэтиленовых вкладышей по секторам в условиях горизонтальной инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 0°. Группа «А», мм²

Таблица 3

Распределение площадей износа полиэтиленовых вкладышей по секторам в условиях горизонтальной инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 10°. Группа «Б», мм²

Сектора	Ср. знач.	Странд. Откл	Min	Max	Медиана
0 - 90°	196,05	4,23	190,29	201,81	196,05
90 - 180°	187,76	4,23	182,00	193,52	187,78
180 - 270°	124,07	4,23	118,31	129,83	124,07
270 - 0°	115,79	4,23	110,03	121,55	157,79

износа полиэтиленовых вкладышей в условиях горизонтальной инклинации экспериментального модуля эндопротеза ТБС 20° было выявлено достоверное (р ≤ 0,05) преобладание S изн. I $(212,45 \pm 4,706 \text{ мм}^2)$ и II $(204,54 \pm 3,95 \text{ мм}^2)$ секторов над III (101,62 ± 3,95 мм²) и IV (93,34 ± 3,95 мм²) (табл. 4). Следовательно, мы можем отметить, что в условиях горизонтальной инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 20° происходит дальнейшее, статистически достоверное (р ≤ 0,05) смещение S изн. в передний отдел полиэтиленовых вкладышей на $222,03 \pm 2,25$ мм². При этом статистически значимых отличий между S изн. секторов переднего отдела и между S изн. секторов заднего отдела внутренней поверхности вкладышей не было выявлено ($p \ge 0.05$)

Результаты определения площади и топографии участка износа полиэтиленовых вкладышей после проведения динамических испытаний в условиях горизонтальной инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 30° (условия НРК ТБС 3-й степени) в группе «Г». По результатам проведения анализа износа полиэтиленовых вкладышей в условиях горизонтальной инклинации экспериментального модуля эндопротеза ТБС 30° было выявлено достоверное ($p \le 0.05$) преобладание I (216,08 \pm 4,228 мм²) и II (207,81 \pm $4,233 \text{ мм}^2$) секторов над III ($94,32 \pm 4,228 \text{ мм}^2$) и IV $(86,05 \pm 4,229 \text{ мм}^2)$ (табл. 5). Следовательно, в условиях горизонтальной инклинации экспериментального модуля эндопротеза ТБС 30° происходит статистически достоверное ($p \le 0.05$) смещение S изн. в передний отдел полиэтиленовых вкладышей на $243,52 \pm 0,05 \text{ мм}^2$. При этом статистически значимых отличий между S изн. секторов переднего отдела и между S изн. секторов заднего отдела внутренней поверхности вкладышей не было выявлено (p ≥ 0,05).

Таким образом, анализ статистически обработанных результатов исследования износа полиэтиленовых вкладышей группы «А» установил, что средняя общая S изн. полиэтилена составила $657,60 \pm 2,632$ мм². Средняя общая S изн. полиэтилена в группе «Б» меньше чем в группе «А» на $34,33 \pm 2,461 \text{ мм}^2$ и составила $623,67 \pm 0,007 \text{ мм}^2$. В группе «В» средняя общая S изн. составила 611,95 ± 2,25мм². В сравнении с группой «А» средняя общая S изн. в группе «В» меньше на $45,75 \pm 1,988 \text{ мм}^2$, в сравнении с группой «Б» статистически значимых отличий (р ≥ 0,05) не выявлено. Средняя общая S изн. участка в группе «Г» составила $604,26 \pm 0,048 \text{ мм}^2$ и достоверно отличалась от средней общей S изн. участка в группе «А» на 53,74 ± 2,46 мм² (р ≤ 0,05), при этом в сравнении с группами «Б» и «В» статистически значимых отличий (р ≥ 0,05) не выявлено.

При анализе распределения площади износа относительно переднего и заднего отделов внутренней поверхности испытанных вкладышей в группе «А» статистически значимых отличий также не выявлено ($p \ge 0,05$). В условиях моделирования износа полиэтилена с горизонтальной инклинацией в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 10° (условия НРК ТБС 1-й степени) происходит статистически достоверное ($p \le 0,05$) смещение S изн. в передний отдел полиэтиленовых вкладышей на 143,95 ± 0,01 мм².

Доказано, что моделирование износа полиэтилена с горизонтальной инклинацией в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 20° (условия НРК ТБС 2-й степени) вызывает дальнейшее, статистически достоверное (р ≤ 0,05)

Таблица 4

Сектора	Ср. знач.	Странд. Откл	Min	max	Медиана
0 - 90 °	212,45	4,71	200,91	218,73	212,82
90 - 180 °	204,54	3,95	198,63	210,45	204,54
180 - 270 °	101,62	3,95	95,71	107,53	101,62
270 - 0 °	93,34	3,95	87,43	99,25	93,34

Распределение площади износа полиэтиленовых вкладышей по секторам в условиях горизонтальной инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 20° градусов. Группа «В», мм²

Таблица 5

Распределение площадей износа полиэтиленовых вкладышей по секторам в условиях горизонтальной инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 30° градусов. Группа «Г», мм²

Сектора	Ср. знач.	Странд. Откл.	Min	Max	Медиана
0 - 90	216,08	4,23	210,32	221,84	216,08
90 - 180	207,81	4,23	202,04	213,56	207,9
180 - 270	94,32	4,23	88,56	100,08	94,32
270 - 0?	86,05	4,23	80,29	91,81	86,05

смещение S изн. в передний отдел полиэтиленовых вкладышей на 222,03 \pm 2,25 мм². При моделировании износа полиэтилена в условиях горизонтальной инклинации в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС 30° (условия НРК ТБС 3-й степени) происходит статистически достоверное (p \leq 0,05) смещение S изн. в передний отдел полиэтиленовых вкладышей на 243,52 \pm 0,05 мм², что несомненно подтверждает результаты износа полиэтилена в группе «Б» и «В».

Таким образом, основываясь на статистически достоверных результатах анализа износа полиэтилена в четырех группах вкладышей можно утверждать, что увеличение значений УГИ в экспериментальном модуле эндопротеза ТБС вызывает закономерное смещение S изн. в передний отдел полиэтиленовых вкладышей.

ЛИТЕРАТУРА

- 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. Часть 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 физикомеханических факторов на судьбу эндопротезов тазобедренного сустава и его функциональные возможности // Вестн. травматол. ортопед. – 1994. – № 4. – С. 30-34.
- 3. 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 / Колесник А.И., Гоне-

ев 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. ; заявлено 29.04.14 ; опубл. 10.09. 2014, Бюл. № 25. – 10 с.

- Данилов В.Д. Механические и трибологические свойства композиционного материала на основе сверхвысокомолекулярного полиэтилена // Вестник научно-технического развития. – 2008. – № 12(16) – С. 14-19.
- Жабин А.И., Носкова Т.И., Гаврюшенко Н.С., Захарова В.И., Образцова Л.Н., Курзин А.А. Протезы тазобедренных суставов. Лабораторная оценка степени износа трущихся поверхностей. Основные рекомендации. Р 42-610-02 : (утв. Минздравом РФ 27.02.2002) – М. : Всерос. науч.-исслед. и испытат. ин-том мед. техники (ВНИИИМТ), 2002. – 9 с.
- 6. Загородний Н.В., Каграманов С.В., Чрагян Г.А. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава бесцементными компонентами эндопротеза Цваймюллера (Bicon, SL и SLR-plus) // Травма-

тология и ортопедия России. – 2012. – № 1(63). – С. 66-72.

- 7. Загородний Н.В., Калашников С.А., Магомедов Х.М. Низкофрикционные эндопротезы в хирургии тазобедренного сустава // Вестник Российского университета дружбы народов. Серия медицина. – 2002. – № 2. – С. 52- 56.
- Имплантаты для хирургии. Замещение сустава тотальным эндопротезом. Определение долговечности работы узла трения эндопротеза тазобедренного сустава методом оценки крутящего момента. ГОСТ Р 52640-2006. – М., 2006. – С. 7.
- Колесник А.И., Солодилов И.М., Сизых С.Г., Алпеев А.В., Гонеев С.В., Кравченко С.А., Колобаева Е.В., Воропаев А.С., Раджкумар Д.С.Р., Мишустин В.Н. Анализ результатов анатомохирургического обоснования транспозиции наружных ротаторов бедра при моделировании и устранении наружной ротационной контрактуры тазобедренного сустава // Курск. науч.-практ. вестн. «Человек и его здоровье». – 2012. – № 2. – С. 94-99.
- 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.
- Солодилов И.М., Колесник А.И., Сизых С.Г., Алпеев А.В., Гонеев С.В., Кравченко С.А., Колобаева Е.В., Воропаев А.С., Раджкумар 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.
- Способ механического моделирования наружной ротационной контрактуры тазобедренного сустава в экспериментальном модуле эндопротеза тазобедренного сустава : пат. № 2547785 от 16.03.2015 / 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.; заявлено 13.02.2014; опубл. 10.04.2015. Бюл. № 10. 15 с.
- 13. Способ определения истинного угла горизонтальной инклинации в тазобедренных суставах по данным магнитно-резонансного исследования или компьютерной томографии : пат. № 2547782 от 16.03.2015 / Колесник А.И., Колобаева Е.В., Гонеев С.В, Деркач Г.М., Докалин А.Ю., Соколенко Н.В., Воропаев А.С. ; заявлено 21.05.2013; опубл. 10.04.2015. Бюл. № 10. 9 с.
- 14. Способ экспресс-моделирования износа полиэтиленового вкладыша металлической чашки или полиэтиленовой чашки экспериментального модуля эндопротеза тазобедренного сустава в динамических условиях : пат. № 2547694 от 13.03.2015 / Колесник А.И., Гонеев С.В, Гончаров Н.Н., Соколенко Н.В., Гаврюшенко Н.С., Андросов В.В., Докалин А.Ю., Деркач Г.М., Булгаков В.Г., Фомин Л.В ; заявлено 15.01.2014; опубл. 10.04.2015, Бюл. № 10. 8 с.

Медико-биологические науки

- 15. 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 : пат. № 2550730 от 13.04.2015 / 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.; заявлено 27.12.2013; опубл. 10.05.2015. Бюл. № 13. 8 с.
- 16. Устройство для фиксации полиэтиленового вкладыша металлической чашки или полиэтиленовой чашки для экспресс-моделирования износа полиэтилена экспериментального модуля эндопротеза тазобедренного сустава в динамических условиях :

полезн. мод. № 147730 от 14.10.2014 / 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. ; заявлено 29.04.14 ; опубл. 20.11. 2014. Бюл. № 32. – 13 с.

- 17. Фокин В.А. Пары трения для тотальных эндопротезов тазобедренного сустава и проблема износа // Margo Anterior. – 2000. – № 4. – С. 1-5.
- Ягников С.А., Митин В.Н., Гаврюшенко Н.С. Исследование пары трения эндопротезов тазобедренного сустава для собак // Ветеринар. 2001. № 4. С. 20-24.
- 19. *Harris W.H.* The problem is osteolysis // Clin Orthop Relat Res. 1995. Vol. 311. P. 46-53.