

## Экспериментальная оценка углеродного материала углеситалла марки УСБ в узле подвижности эндопротеза тазобедренного сустава

### Аннотация

Использование углеродного материала углеситалла в эндопротезах тазобедренного сустава человека позволит увеличить продолжительность использования конструкции без необходимости ревизионного эндопротезирования. Прочностные характеристики и биоинертность предлагаемого материала, используемого в паре трения, создают условия, уменьшающие риск возникновения асептического расшатывания компонентов эндопротеза.

### Введение

Срок службы эндопротеза тазобедренного сустава составляет в среднем 15 лет. За 10 лет после операции подвергаются замене около 17 % эндопротезов [1]-[3].

На первом месте – инфекционные осложнения, на втором – асептическое расшатывание, затем вывихи, перипротезные переломы, износ вкладыша и др. [4], [5].

При первичном ревизионном эндопротезировании частота ревизионных вмешательств по причине асептического расшатывания составляет более 50 %. А при повторном ревизионном эндопротезировании преобладают инфекционные осложнения, которые составляют почти 70 % от всех ревизий [4].

Причем если основная доля инфекционных осложнений приходится на первый год с резким снижением к третьему году, то доля асептического расшатывания компонентов, напротив, каждый год растет [1], [4].

Одной из основных причин асептической нестабильности компонентов эндопротезов является макрофагальная реакция на продукты износа материалов пары трения [6].

Материалы, используемые в эндопротезах: высокомолекулярный полиэтилен, металлы и металлические сплавы (титан-алюминий-ниобий, кобальт-хром-молибден, коррозионно-стойкая сталь, нержавеющая сталь, титан), керамика (алюминиевая керамика, циркониевая керамика, композитная керамика, кальциево-фосфатная керамика). В разных сочетаниях материалы могут использоваться в парах трения, наибольшее распространение получили пары трения металл-полиэтилен, керамика-керамика, керамика-полиэтилен.

Высокий уровень износа полиэтилена и последующее развитие макрофагальной реакции на продукты износа является нерешенной проблемой на сегодняшний день. Керамическая пара трения обладает меньшим объемом износом, однако более хрупкая в связи с низкой вязкостью разрушения.

В связи с имеющимися недостатками современных пар трения есть необходимость в использовании нового материала, обладающего прочностными и трибологическими характеристиками, не только позволяющими использовать его в паре трения тазобедренного сустава, но также с более низким износом при трении и обладающим биоинертностью.

В связи с этим было решено использовать углеродный материал.

Одно из основных преимуществ углерода – это его биоинертность, благодаря которой в организме не возникает иммунный ответ на продукты износа пары трения. Но углерод достаточно хрупкий материал, и для использования его в паре трения, где достаточно высокие требования к прочности и трибологическим свойствам материала, необходимо повысить его прочностные характеристики.

Углеродный материал углеситалл, выбранный в качестве основы предлагаемого материала, не обладал прочностью, достаточной для изготовления конструкций необходимой толщины, чтобы использовать его в паре трения тазобедренного сустава. Для повышения прочности были добавлены кремний и бор в соотношении, которое позволило вместе с увеличением прочностных характеристик не потерять биоинертность

материала. Полученный материал был назван «углеситалл марки УСБ».

### Цель исследования

Экспериментально определить возможность использования пары трения из углеситалла марки УСБ в эндопротезе тазобедренного сустава.

### Задачи исследования

Используя математическое моделирование, оценить максимальные нагрузки, возникающие в головке и вкладыше, имеющих пару трения из углеситалла марки УСБ.

Провести испытания статической нагрузки узла подвижности с парой трения из углеситалла марки УСБ.

Определить значение крутящего момента в паре трения из углеситалла.

Выполнить сравнительное исследование потери массы предлагаемой пары трения и сравнить ее с парой трения из керамики в аналогичных условиях испытания.

### Материалы и методы

Для исследования прочностных характеристик была создана модель вкладыша и головки с углеродной парой трения.

Головка эндопротеза состояла из монолитного углеситалла марки УСБ и титановой втулки (рис. 1).

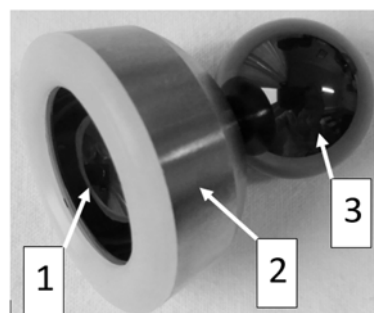


Рис. 1. Внешний вид вкладыша и головки с парой трения из углеситалла марки УСБ: 1 – вставка из монолитного углеситалла марки УСБ; 2 – титановая часть корпуса; 3 – головка из монолитного углеситалла марки УСБ

Первая модель вкладыша имела полиэтиленовый адаптер между углеродной и металлической частями. При исследовании на статическую нагрузку была выявлена проблема такой конструкции вкладыша. Из-за большой разницы в плотности материалов деформация полиэтилена наступала при гораздо меньших нагрузках, чем углеситалла. Таким образом, деформация вкладыша повлекла за собой разрушение углеродной части вкладыша.

В связи с этим было решено изменить конструкцию вкладыша. Был убран полиэтиленовый адаптер, и углеситалл монтировался непосредственно в металлическую часть. В последующем исследовании статической нагрузки была подтверждена правильность такого решения, так как углеродная часть вкладыша не разрушилась.

Для оценки нагрузок, возникающих в конструкции, было выполнено математическое моделирование. Математическая модель была построена в среде ANSYS. В экспериментах менялись зазор между головкой и вкладышем в пределах допуска изделия 0,15; 0,25; 0,35 мм и угол приложения нагрузки 0, 22,5, 45°. Оценка осуществлялась путем измерения относительных напряжений по Баландину.

Крутящий момент определялся на специализированной установке «Electropuls E10000». Испытание проводилось в соответствии с требованиями ГОСТ 31621–2012 и ГОСТ Р ИСО 14242-1–2012.

Нагрузка пары трения устанавливалась 2250 Н в соответствии с ГОСТ 31621–2012. Зависимость от времени действия силы, которую необходимо приложить по оси нагружения, соответствовала указанной в ГОСТ Р ИСО 14242-1–2012.

Статическая нагрузка оценивалась на установке «ТбсTester ИР5145-500» компании «Точприбор» (Россия). Изготавливалась специальная оснастка для фиксации головки и вкладыша. Головка устанавливалась под углом 45° к вкладышу. Давление осуществлялось до первого повреждения узла подвижности. Испытание производилось с графической регистрацией нагрузки.

Было проведено сравнительное исследование потери массы пары трения эндопротеза тазобедренного сустава из углесталла и керамики. Сравнение производилось на оригинальной установке, собранной в соответствии с ГОСТ Р ИСО 14242-3–2013. Установка позволяла выполнить более 5 000 000 циклов при нагрузке 2250 Н, в жидкой тестовой среде, имеющей массовую концентрацию белка не менее 17 г/л. Установка была оснащена системой температурного контроля, предназначенная для поддержания температуры жидкой тестовой среды на уровне  $37 \pm 2$  °С.

## Результаты

Значение крутящего момента в паре трения из предлагаемого материала по результатам исследования составило 1,1 Нм. По требованиям ГОСТ 31621–2012 показатель крутящего момента не должен превышать 1,5 Нм. Таким образом, крутящий момент был на 26 % ниже предельно допустимого (рис. 2).

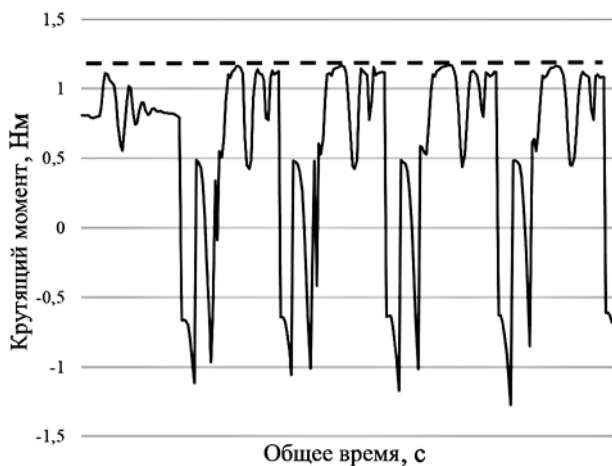


Рис. 2. Графическое отображение показателей крутящего момента во время испытания (пунктирная линия – достигнутый показатель крутящего момента в ходе эксперимента)

Таблица 1

**Максимальные значения относительных напряжений по Баландину в математической модели головки и вкладыша с парой трения из углесталла марки УСБ**

Зазор между головкой и вкладышем, мм	Угол приложения нагрузки, град		
	0°	22,5°	45°
0,15	0,129	0,155	0,175
0,25	0,149	0,222	0,202
0,35	0,150	0,196	0,220

В результате математического моделирования конструкции узла подвижности с парой трения из углесталла марки УСБ предел прочности не был достигнут не в одном из экспериментов (табл. 1).

Максимально достигнутое напряжение на 77,8 % меньше предела прочности материалов пары трения.

При измерении статической нагрузки разрушение узла подвижности наступило при нагрузке 3,5 т (рис. 3).

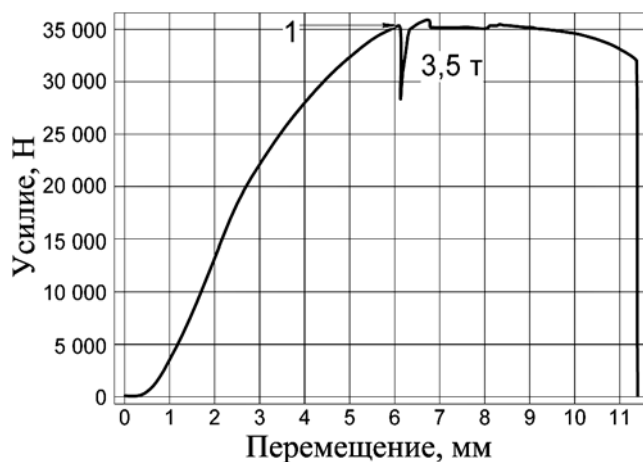


Рис. 3. Кривая приложения нагрузки на пару трения: 1 – регистрация повреждения головки пары трения, наступившей при 3,5 т

Разрушение наступило в боковой части головки. Нагрузку решено было продолжить с целью оценки прочности конструкции после повреждения. Конструкция, несмотря на повреждение, сохраняла свою прочность до 3,6 т.

При оценке потери массы предлагаемая пара трения и пара трения из керамики прошли требуемые по условиям испытания 5 млн циклов.

Потеря массы парой трения из керамики составила: 0,009 г – головка, 0,013 г – вкладыш. Потеря массы парой трения из углесталла составила 0,006 г – головка, 0,009 г – вкладыш (табл. 2).

Таблица 2

**Результаты измерений потери массы пар трения после испытаний**

	Керамическая пара трения		Пара трения из пироуглерода	
	Головка	Вкладыш	Головка	Вкладыш с металлическим адаптером
Масса, г	36,304	33,269	23,756	64,862
Потеря массы пары трения после испытания, г	0,009	0,013	0,006	0,009
Количество пройденных циклов	5 032 800		5 074 560	
Относительная потеря массы, %	0,025	0,039	0,025	0,014

## Заключение

Улучшение износостойкости пары трения эндопротеза тазобедренного сустава, а также использование биоинертного материала могут в значительной мере снизить потребность в ревизионном вмешательстве в тазобедренный сустав человека.

Углеродный материал участвует в формировании всех тканей человеческого организма и составляет около 70 % массы мышц и 40 % костной ткани. В связи с этим углеродные частицы, высвобождаемые при функционировании пары трения, не будут вызывать иммунный ответ, тем самым устраняя одну из основных причин асептической нестабильности компонентов эндопротеза тазобедренного сустава.

Основой предложенного материала является углерод, в связи с тем, что этот материал обладает биоинертностью, а благодаря входящим в его состав бору и кремнию из него можно изготавливать монолитные конструкции достаточной толщины, которые могут использоваться в эндопротезах крупных суставов человека – не только тазобедренного, но и коленного.

Таким образом, основными преимуществами предлагаемого материала являются: высокая износостойкость, низкий крутящий момент, биоинертность. Отсутствие макрофагальной реакции на продукты износа углеситалла может значительно уменьшить количество ревизионных вмешательств по причине асептической нестабильности компонентов.

## Выводы

1. Максимально достигнутое напряжение в узлах конструкции пары трения из углеситалла марки УСБ при экспериментах на 77,8 % меньше предела прочности материалов пары трения.

2. При исследовании статической нагрузки узел подвижности с парой трения из углеситалла марки УСБ выдержал нагрузку до 3,5 т.

3. Крутящий момент не превысил требуемые по ГОСТ 31621–2012 1,5 Нм и составил 1,1 Нм.

4. При выполнении сравнительного исследования потери массы пар трения из керамики и углеситалла керамическая пара потеряла 0,022 г, пара трения из углеситалла – 0,015 г, что на 31,8 % меньше, чем у керамической пары трения.

## Список литературы:

1. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Коваленко А.Н., Томоев З.А., Лю Б., Бильк С.С. Структура ранних ревизий эндопротезирования тазобедренного сустава // Травматология и ортопедия России. 2014. № 2. С. 5-13.
2. Fevang B.T. Improved results of primary total hip replacement // Acta Orthopaedica. 2010. Vol. 81. № 6. PP. 649-659.
3. Kenney C., Dick S., Lea J., Liu J., Ebraheim N.A. A systematic review of the causes of failure of Revision Total Hip Arthroplasty // Journal of Orthopaedics. 2019. Vol. 16. № 5. PP. 393-395.
4. Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Денисов А.О. Что изменилось в структуре ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава в последние годы? // Травматология и ортопедия России. 2019. № 4. С. 9-27.
5. Cherian J.J., Jauregui J.J., Banerjee S. What Host Factors Affect Aseptic Loosening After THA and TKA? // Clinical Orthopaedics and Related Research. 2015. Vol. 473. PP. 2700-2709.
6. Lohmann C.H., Singh G., Willert H.-G., Buchhorn G.H. Metallic debris from metal-on-metal total hip arthroplasty regulates periprosthetic tissues // World Journal of Orthopedics. 2014. Vol. 5. № 5. PP. 660-666.

*Александр Николаевич Митрошин,  
д-р мед. наук, профессор,  
зав. кафедрой хирургии,  
директор Медицинского института,  
Михаил Анатольевич Ксенофонтов,  
ст. преподаватель,  
Дмитрий Алексеевич Космынин,  
ст. преподаватель,  
кафедра травматологии и ортопедии  
Медицинского института,  
ФГБОУ ВО «Пензенский государственный университет»,  
г. Пенза,  
e-mail: Maksenofontov@mail.ru*

**Ю.В. Якимович, Н.И. Китаев, С.Я. Пичхидзе**

## Анализ алмазоподобного покрытия на металлическом брежете

### Аннотация

Приведены результаты исследования покрытия та-С на металлическом брежете из медицинской стали 12Х18Н10Т. Рассмотрены достоинства и недостатки покрытия. Структура и основные физико-механические свойства исследованы с применением методов рентгенофазового анализа (РФА), растровой электронной микроскопии (РЭМ), проведения измерений микротвердости, энергодисперсионного рентгеновского анализа (ЭДРА) поверхности брекета. Установлено, что покрытие увеличивает твердость брекета в 5,5 раза. Однако слишком высокая твердость алмазоподобного слоя приводит к увеличению хрупкости брекета.

### Введение

Брекеты представляют собой замковые приспособления, передающие действие дуги на зубы [1]. Они являются составной частью несъемной брекет-техники, которая используется для устранения аномалий положения зубов и прикуса. Состоят брекеты из паза, крыльев и опорной площадки. В пазу брекета располагается ортодонтическая дуга, благодаря которой осуществляется перемещение зубов по зубному ряду. Фиксируются брекеты на эмаль зубов при помощи ортодонтического адгезивного материала. Брекеты различаются по форме, размеру, способу фиксации и виду материала, из которого они изготовлены [2]. В рассматриваемой работе изучались лигатурные металлические брекеты без покрытия и с нанесением алмазоподобного слоя [3]-[5].

В последнее время большой интерес вызывают тонкие пленки аморфного углерода. Высокая твердость и теплопроводность, химическая инертность и износостойкость, прозрачность в видимом и инфракрасном диапазонах позволяют использовать эти материалы в качестве покрытий для медико-биологических целей, в машиностроении, а также для создания приборов микро-, опто- и наноэлектроники [6]-[9].

Алмазоподобные углеродные покрытия отличаются исключительно высокими механическими свойствами и трибологическими характеристиками. Установлено, что свойства этих покрытий сильно зависят от метода и параметров процесса их формирования. Покрытия состоят из атомов углерода как с алмазо-, так и с графитоподобными связями, что существенно повышает ресурс использования изделий с напылением. Такие аморфные углеродные покрытия обладают твердостью алма-