

ОБЗОРЫ И РЕЦЕНЗИИ

УДК 617.3-089.843-77:615.461-032.3](048.8)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720192102-111>**Алмазоподобные углеродные покрытия в эндопротезировании
(обзор литературы)****В. Б. Макаров¹, В. Е. Стрельницкий², Н. В. Дедух³, О. А. Никольченко⁴**¹ ГЗ «Специализированная многопрофильная больница № 1 МЗ Украины», Днепр² Национальный научный центр «Харьковский физико-технический институт». Украина³ ГУ «Институт геронтологии им. Д. Ф. Чеботарева НАМН Украины», Киев⁴ ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины», Харьков

Based on literature data, the results of experimental studies and clinical application of diamond-like carbon (DLC) films as coatings of the endoprosthesis metal components are estimated. Most implants used in orthopedics and traumatology are made of various metals and their alloys. Being a long time in the human body, they exhibit certain cytotoxicity as a result of corrosion and migration of particles or metal ions. DLC coatings are considered as a promising material for use in orthopedic implants due to the unique combination of properties such as biocompatibility, hardness, chemical inertness, high wear resistance, corrosion resistance and electrical resistance, and low friction coefficient. In vitro studies has found that the surface of DLC coatings creates favorable conditions for the adhesion and growth of various cells in cultures, including fibroblasts, osteoblasts, macrophages, does not cause cytotoxicity and inflammatory reaction. The results of testing DLC films in vivo indicate their biocompatibility and the absence of inflammatory reactions in the animal's body. The results of tribological studies concerning the influence of DLC on the wear of the friction pairs of orthopedic implants were controversial. Some studies have found that these coatings in the simulators of the hip and knee joints reduce to a minimum the wear, corrosion and release of metal ions from the metal base of implants. In this case, DLC coatings show a wide range of changes in the structure and properties of coatings, depending on the conditions of their application, which determines the ratio of atomic diamond sp^3 - and graphite sp^2 -bonds. Due to the high residual internal compressive stress, DLC exhibit a tendency to arbitrarily crack and flake, which can lead to the wear of the working surfaces of the friction pair and is a major problem for the widespread introduction of these coatings into orthopedic practice, since friction pairs working under heavy load conditions. One of the ways to solve this problem is to improve the technologies of their application on the basis and reduce the compressive stress in the synthesized coatings. Key words: diamond-like carbon coatings, endoprostheses, biocompatibility, tribological testing, clinical application, orthopedics and traumatology.

Грунтуючись на даних літератури, оцінено результати експериментальних досліджень і клінічного застосування алмазоподібних вуглецевих (diamond like carbon — DLC) плівок як покриттів металевих компонентів ендопротезів. Перебуваючи тривалий час в організмі людини, імплантати з металів та їхніх сплавів проявляють певну цитотоксичність унаслідок корозії та міграції часток або іонів металів. DLC-покриття розглядають як перспективний матеріал для застосування в ортопедичних імплантатах завдяки унікальному поєднанню таких властивостей, як біосумісність, твердість, хімічна інертність, високі зносо- та корозійна стійкість, електроопір, низький коефіцієнт тертя. Експериментально встановлено, що поверхня DLC-покриттів створює сприятливі умови для адгезії та росту клітин у культурах фібробластів, остеобластів, макрофагів. Матеріал не спричинює цитотоксичну та запальну реакцію. Результати тестування DLC-покриттів in vivo вказують на їхню біосумісність і відсутність запальних реакцій в організмі тварин. Суперечливими виявилися результати трибологічних досліджень. Показано, що нанесення на імплантати DLC-покриттів у симуляторах кульшового і колінного суглобів знижує до мінімуму зношування, корозію та вивільнення іонів металів. При цьому структура та властивості DLC-плівок значно варіюють залежно від умов отримання, визначальним є співвідношення атомних алмазних sp^3 - і графітових sp^2 -зв'язків. Через високе залишкове внутрішнє стискальне напруження DLC-покриття можуть розтріскуватися та відшаровуватися, що стає причиною зношування робочих поверхонь пари тертя та є основним обмеженням їхнього широкого впровадження в ортопедичну практику, оскільки вони працюють в умовах значних навантажень. Один із шляхів розв'язання цієї проблеми — удосконалення технологій нанесення DLC-покриттів на основу і зменшення в них стискального напруження. Ключові слова: алмазоподібні вуглецеві покриття, ендопротези, біосумісність, трибологічне тестування, клінічне застосування, травматологія й ортопедія.

Ключевые слова: алмазоподобные углеродные покрытия, эндопротезы, биосовместимость, трибологическое тестирование, клиническое применение, травматология и ортопедия

Введение

В настоящее время имплантаты и фиксирующие устройства широко используют при проведении реконструктивно-восстановительных операций на скелете человека. Материалы, применяемые для создания таких конструкций, должны обладать определенными качествами, среди которых основным является биосовместимость, т. е. отсутствие негативной реакции тканей организма на имплантат [1]. Понятие биосовместимости включает способность материала обеспечивать адгезию с окружающими тканями за счет физико-химического состояния и особенностей организации поверхности имплантата (микроструктуры, шероховатости, пористости), его специальной формы и размеров. Материалы должны быть химически и биологически инертными по отношению к окружающим тканям и жидкостям организма.

Большинство имплантатов, используемых в настоящее время в ортопедии и травматологии, выполнены из различных металлов, соединений и сплавов, таких как титан, оксид титана, нитрид титана, нержавеющей сталь (марок AISI 316, 314, 304), нитиноловые и Co-Cr-Mo сплавы [2, 3]. Эти материалы при длительном пребывании в организме человека демонстрируют определенную цитотоксичность вследствие их износа за счет коррозии и миграции частиц или ионов металлов. Так, нержавеющая сталь подвергается коррозии и, как следствие, ионы Cr, Ni, Mn, Mo мигрируют в окружающие ткани и биологические жидкости. На большом клиническом материале показано, что ионы и частицы металлов, из которых наиболее токсичным является никель, мигрируя из имплантатов, могут вызывать аллергические реакции, индуцировать воспалительный процесс и даже развитие опухоли. В связи с этим, не прекращается поиск различных покрытий на металлические имплантаты для широкого использования в ортопедии и травматологии, в частности при эндопротезировании суставов [4, 5].

Идеальное покрытие трущихся поверхностей эндопротезов должно быть твердым и износостойким, обладать низким коэффициентом трения и высокой коррозионной устойчивостью и при этом не должно выделять токсичные и канцерогенные ионы или молекулы в окружающие ткани и биологические жидкости.

Среди путей решения проблемы повышения биосовместимости и износостойкости биоматериалов — модификация их поверхности, в том числе с помощью использования различных покрытий. Это одно из наиболее развивающихся направлений во всем мире.

Цель работы: на основе данных литературы проанализировать результаты экспериментального и клинического применения алмазоподобных углеродных пленок в качестве покрытий металлических частей эндопротезов.

Проанализированы публикации из поисковой системы Google, электронных баз данных PubMed, Google Scholar, архивов специализированных журналов «Diamond and Related Materials», «Surface and Coatings Technology», «Wear» и другие релевантные источники научно-медицинской информации.

Алмазоподобные углеродные пленки (покрытия)

Алмазоподобные углеродные (DLC — diamond like carbon) пленки или покрытия стали потенциальным материалом для применения в ортопедии и травматологии из-за высокой твердости, химической инертности, низкого коэффициента трения, хороших показателей коррозионной и износостойкости, удельного электрического сопротивления, преломления, прозрачности в инфракрасной части спектра и низкой исходной шероховатости поверхности покрытия, исключающей необходимость дополнительной полировки [6–8].

DLC-пленки аморфной структуры состоят из кластеров размером менее 1 нм. Они характеризуются ближним порядком в расположении атомов углерода, имеющих различную гибридизацию валентных электронов. Известно, что sp^3 -гибридизация валентных электронов определяет формирование тетраэдрических связей алмазной структуры, а sp^2 -гибридизация — тригональных связей графитовой структуры. В зависимости от соотношения концентраций обоих типов связи в DLC-пленках покрытия обладают набором механических, электрических и других свойств от алмаза до графита. Высокое отношение sp^3/sp^2 приводит к алмазоподобным свойствам пленок.

Для получения DLC-покрытия обычно применяют методы активации потоком атомов углерода или ионов определенной энергии. Источником углерода может быть ионизированный углеродосодержащий газ или электрод из графита, который активируют, например, термическим

испарением, ионным распылением или лазерным импульсом. Большинство процессов, лежащих в основе осаждения DLC, носят физический характер, т. к. sp^3 -связи образуются в результате бомбардировки ионами углерода (или ионизированными радикалами углеводорода) поверхности растущей пленки. В литературе представлены различные методы осаждения тонких DLC-пленок, в том числе ионный пучок, ионно-лучевое осаждение, фильтрованная катодная вакуумно-дуговая плазма, постоянное или радиочастотное распыление, импульсное лазерное осаждение и осаждение из углеродной плазмы с подачей импульсного потенциала (иммерсионная ионная имплантация) [6, 7].

Одними из первых DLC-пленки получили в 1971 году S. Aisenberg и R. Habet (U.S., NASA Electronics Research Center) путем осаждения из пучка ионов углерода [9]. Практически одновременно DLC-пленки были получены в НИЦ «ХФТИ» (Харьков, УССР) путем осаждения прямого (нефильтрованного) потока углеродной плазмы вакуумной дуги с подачей на подложку постоянного потенциала [10]. Более поздняя дата публикации в последнем случае объясняется строгой цензурой, существовавшей на тот момент. В обоих методах поверхность мишени бомбардируется в условиях вакуума высокоэнергетичными ионами углерода, полученными из углеводородного газа (метан) или путем плазменной активации в катодном пятне вакуумной дуги поверхности графитового катода.

Последние достижения в области осаждения и характеристики DLC-пленок облегчают производство материалов с контролируемыми свойствами, разрабатываемых с учетом конкретных требований. В некоторых случаях после осаждения пленки могут быть дополнительно модифицированы (например, газоплазменная обработка или лазерное облучение) для улучшения некоторых характеристик и получения желаемых свойств [11].

Поскольку DLC представляет собой материал, у которого в зависимости от соотношения sp^3 -, sp^2 -связей и легирования различными элементами в широком диапазоне меняется структура и свойства, без научной классификации DLC-покрытий большинство их испытаний *in vitro* и *in vivo* может привести к получению противоречивых данных. Так, в научной литературе используют преимущественно общий термин «алмазоподобная углеродная пленка или покрытие», в частных случаях, для определения структуры, — «гидро-

генизированный аморфный углерод (a-C:H)», «тетраэдрический аморфный углерод (ta-C)», «аморфный углерод (a-C)» [12–14].

Известно, что имплантаты, применяемые в ортопедии, подвергаются большому механическому и электрохимическому воздействию окружающей среды в теле человека, что иногда приводит к разрушению и отслоению покрытий. Чтобы решить эту проблему, алмазоподобные пленки легируют определенными элементами или используют подслои на границе раздела «пленка – подложка», который улучшает его адгезивные свойства, коррозионную стойкость и биосовместимость. Для конкретной биологической функции DLC-пленки были успешно легированы такими элементами, как Si, P, Ti, N, F, Cu и Ca-O [15–17].

Биосовместимость DLC-покрытий

Биосовместимость материала определяют с помощью испытаний *in vitro* и *in vivo*, включающих изучение взаимодействия материала с клетками различных тканей организма. Пленки из гидрогенизированного аморфного углерода (a-C:H) являются наиболее широко исследованными средами DLC-покрытий.

Исследования покрытий из DLC in vitro. В начале 1990-х годов оценена биосовместимость пленок a-C:H в культурах перитонеальных макрофагов и фибробластов мышей [18, 19]. Выбор культуры макрофагов обусловлен их участием в воспалительном процессе, взаимодействии с имплантированными материалами, поэтому изучение их реакции является важным звеном для оценки биосовместимости. В условиях культивирования доказано отсутствие токсического воздействия покрытий на клетки и воспалительной реакции [19].

В исследовании, проведенном *in vitro*, изучено влияние размера частиц DLC на макрофаги, проанализирована пролиферация клеток, их жизнеспособность, апоптоз, фагоцитоз и экспрессия генами провоспалительных цитокинов и хемокинов [20]. Выявлено, что частицы DLC-покрытия в диапазоне от 6 до 500 нм не вызывают воспалительной реакции. Результаты этого исследования особенно важны в условиях разрушения покрытия эндопротеза.

Для оценки возможности имплантации в костную ткань разработанных покрытий проведены исследования на двух линиях остеобластов, которые культивировали на непокрытых и покрытых DLC-пленками планшетах в течение 72 ч [21]. Влияние покрытий DLC на клеточный метаболизм оценивали, измеряя продукцию трех

остеобласт-специфических белков: щелочной фосфатазы, остеокальцина и коллагена I типа. Не было получено никаких доказательств того, что DLC-покрытие оказывало какое-либо неблагоприятное влияние на изученные параметры клеточного метаболизма.

При оценке цитотоксичности пленок из а-С:Н с использованием стандартной клеточной линии обнаружено, что полученный в тлеющем разряде в смеси метана и водорода материал способствует адгезии и росту клеток [22]. Также показано отсутствие цитотоксического эффекта пленки а-С:Н, изготовленной в тлеющем разряде в атмосфере бутана с промежуточным слоем Si после проведения тестов через 24, 48 и 72 ч. В других работах была изучена морфология фибробластов и остеобластов, культивированных на гидрогенизированном покрытии, легированном и нелегированном азотом, и подтверждена хорошая биосовместимость этих материалов [23, 24].

Возможность модификации DLC-покрытия легированием и изменением состава может явиться дополнительным преимуществом в улучшении его характеристики. В частности, покрытия DLC с различной модификацией (связи Si-C, Si-O-Si, Si-Me, где Me — метиловая группа) продемонстрировали низкую микробную инвазию бактериями *E. coli* по сравнению с образцами без покрытия [16].

В культуре остеобластов линии Saos-2 изучена их адгезия, пролиферация, дифференциация и минерализация на легированных (F, Si, N) и нелегированных DLC-поверхностях [17]. Все исследованные покрытия не нарушали жизненный цикл остеобластов. Накопление кальция и фосфата, процесс минерализации на легированном DLC-покрытии, в частности N-DLC, были выше, чем на нелегированном.

A. Dogner-Reisel и соавт. [25] отметили, что включение CaO в пленки из а-С:Н, полученные плазменным разложением газообразных углеродных молекул, повышает пролиферацию мышечных фибробластов (L929).

A. Schroeder и соавт. [26] исследовали культуру клеток костного мозга на пленках гидрогенизированного углерода, легированного Ti, полученных с использованием гибридного процесса ВЧ-плазмы и магнетронного распыления, и установили увеличение пролиферации остеобластов и снижение активности остеокластов.

D. P. Dowling и соавт. [27] изучили биосовместимость, адгезию и мутагенность в культуре фибробластов на а-С:Н-покрытии с содержанием

sp^3 -связей в диапазоне от 40 до 50 %, которое предназначено для ортопедических имплантатов. Мутагенной активности покрытия не выявлено. Имплантат оказался биосовместимым, зафиксированы высокие показатели адгезии фибробластов. Известно, что этот процесс регулирует фибронектин, экспрессируемый клетками и находящийся на поверхности биоматериала [28]. Некоторые исследования показали, что адгезия и колонизация клеток на поверхностях, покрытых DLC, зависят от соотношения sp^2/sp^3 связей [29]. Также отмечено, что микроструктура DLC-пленок и вид легирующей примеси влияют на их биосовместимость [13]. Недавно установлено, что легирование азотом а-С:Н-покрытий улучшает клеточную адгезию на 10 % по сравнению с нелегированными пленками [30], по-видимому, путем повышения адсорбции белков на поверхности пленки. Известно, что имплантаты в организме контактируют с биологическими жидкостями и в течение нескольких секунд покрываются белками. Из-за различного сродства белков к поверхности и характера физиологических условий, адсорбция белков имеет решающее значение для реакции организма на имплантированный материал [31, 32]. Клеточный ответ на материал зависит от типа и конформации белков, адсорбированных на поверхности и являющихся регуляторами адгезии клеток. Вероятно, сродство белков к поверхности DLC-пленок объясняется наличием C-N и N-H связей.

Двойные связи в углероде алмазоподобных пленок также могут способствовать удалению супероксидных радикалов, приводящих к повреждению тканей, вызывая инсульт и рак [33]. Они минимизируют адгезию и активацию тромбоцитов, что, как правило, предотвращает дополнительный риск тромбообразования.

Полученные результаты исследований показывают перспективы применения в ортопедии и травматологии покрытий из DLC в качестве биосовместимого материала [34, 35].

Исследования покрытий из DLC на животных. После получения достоверных данных о биосовместимости DLC-пленок с помощью тестов *in vitro* проведен ряд исследований *in vivo* после имплантации лабораторным животным штифтов с DLC-покрытием.

Оценена реакция тканей на покрытие а-С:Н, в которое включен титан, путем имплантации образцов в скелетные мышцы кролей [36]. Через 12 мес. не выявлено расслоения покрытия,

асептической воспалительной реакции, что указывает на его биосовместимость.

На морских свинках с использованием штифтов и винтов с а-С:Н-покрытием через 12 мес. вокруг имплантатов в подкожной клетчатке, костях и мышцах образовалась тонкая соединительнотканная капсула, состоящая из коллагеновых волокон с редко расположенными между ними фиброцитами [19]. Признаков асептического воспаления и продуктов коррозии в стенках капсулы не отмечено.

После введения цилиндров из сплава CoCr с покрытием из а-С:Н внутримышечно крысам и транскортикально овцам на основе гистологического анализа образцов тканей, полученных через 90 дней после операции, показана хорошая переносимость DLC-покрытий. Токсическое действие на окружающие ткани не выявлено [21].

Важным тестом для оценки поведения имплантата в кости является анализ остеоинтеграции. Проведено сравнительное изучение реакции на имплантаты, покрытые DLC-пленками, и пластины из Zr, Ti и Al, помещенные в костномозговой канал большеберцовой кости крыс линии Вистар [37]. Остеоинтеграцию оценивали по таким гистоморфометрическим показателям: толщина остеогенной ткани вокруг пластины; процент прямого контакта кости с имплантатом; объем остеоинтегрированной ткани. Через 30 дней после операции рентгенологически и гистологически показано, что исследованные имплантаты плотно располагались в ложе диафизарной области большеберцовой кости, были покрыты новообразованной костной тканью, за исключением имплантатов из алюминия, на поверхности которых формировался остеоид. В областях контакта имплантатов с костным мозгом не зафиксировано присутствия макрофагов или других клеток воспаления. Гистоморфометрический анализ показал более высокие показатели остеоинтеграции Zr и DLC по сравнению с пластинами из Ti и Al.

Опубликованные результаты свидетельствуют, что DLC-покрытия биосовместимы и не вызывают воспалительных реакций в организме животных. Однако следует уточнить, что исследования *in vitro* и *in vivo* показали биосовместимость DLC пленок, полученных различными методами. При оценке же результатов важно сравнивать пленки, полученные однотипно.

Трибологическое исследование DLC-пленок для применения в эндопротезировании. Инертность, износ-, коррозионная стойкость, определяемая высокой твердостью и низким коэффи-

циентом трения покрытий, биосовместимость DLC-пленок являются основными положительными характеристиками, которые позволяют рассматривать их для использования в ортопедических имплантатах, в том числе и в эндопротезах. Основная проблема при эндопротезировании суставов заключается в износе пары трения и коррозии. Образовавшиеся при этом микрочастицы материалов индуцируют воспалительную реакцию, приводят к остеолизису и, наконец, асептической нестабильности имплантатов [20, 38]. Кроме того, в паре трения материал с более низкой твердостью изнашивается сильнее. В связи с этим материалы для изготовления эндопротезов, особенно в областях трущихся поверхностей, должны быть достаточно твердыми и биоинертными для предотвращения износа и коррозии. Материалы покрытия пар трения должны формировать прочный контакт с основной эндопротеза и не вступать во взаимодействие с химическими соединениями организма человека.

Экспериментально изучен износ и коррозия материалов в результате работы искусственного сустава в различных жидкостях, таких как бычья сыворотка, соленая вода, раствор Рингера и фосфолипиды [39, 40]. Проведены исследования, направленные на оценку возможности различных покрытий ортопедических имплантатов снизить скорость износа пар трения [41]. Среди прочих DLC-покрытия рассматривают как потенциальный материал для снижения скорости износа и коррозии.

В 1993 г. проведен сравнительный анализ износостойкости пленок а-С:Н, легированных азотом, и сверхвысокомолекулярного полиэтилена (СВМПЭ, в англоязычной литературе — UHMWPE) нанесенных на различные металлы и керамику. На специальном макете симулятора эндопротеза коленного сустава показано уменьшение износа материала Co-Cr с покрытиями обоих типов, однако больше с а-С:Н-покрытием [42].

Сравнительные трибологические тесты с использованием пары трения «шар – диск» (BOD) или «стержень – диск» (POD) без смазки (в сухом состоянии) для исследования на износ различных материалов, используемых в эндопротезах тазобедренного сустава, проводили в сравнении с контртелом из СВМПЭ [43]. Была оценена степень износа пар трения из нержавеющей стали, титана, корундовой керамики, оксида циркония с нержавеющей сталью и титана, покрытого а-С:Н-пленкой, и показано превосходство последней [44].

Изучены механические свойства пленки тетраэдрического аморфного углерода (ta-C), нанесенного путем фильтрованного импульсного дугового разряда. Установлено, что скорость износа металла с ta-C-покрытием в паре с СВМПЭ в 105–106 раз меньше, чем пары трения «металл – СВМПЭ». Скорость коррозии в течение 2 лет также значительно снижалась при условии воздействия на подложку с покрытием физиологическим раствором, эквивалентным биологическим жидкостям, при температуре 37,8° С [45].

V. Saikko и соавт. [40] исследовали a-C:H-покрытие, нанесенное на головку эндопротеза бедренной кости из нержавеющей стали в паре со СВМПЭ, на симуляторе тазобедренного сустава выявили минимальные показатели износа, сопоставимые с парой трения «керамика – СВМПЭ». Также оценена износостойкость полиэтиленовых вкладышей тазобедренного сустава в паре с CoCr-сплавом, корундовой керамикой и CoCr-сплавом с DLC-покрытием, полученным путем гибридного процесса осаждения из газовой фазы. В симуляторе тазобедренного сустава использовали разбавленную сыворотку крови теленка в качестве смазочного материала. Отмечено, что износ корундовой керамики практически не отличался от случая системы пары трения на основе CoCr с DLC-покрытием.

D. Sheeja и соавт. [46] отметили, что коррозионная стойкость и твердость сплава Co-Cr-Mo значительно увеличивается с ta-C-покрытием, полученным методом осаждения фильтрованной вакуумно-дуговой плазмы. Твердость DLC-покрытия была относительно низкой — 28 ГПа (максимально возможная — до 80 ГПа). Однако износостойкость Co-Cr-Mo основы с ta-C-покрытием в паре с СВМПЭ, измеренная на трибометре POD на воздухе, в среде деионизированной воды и моделируемой жидкости внутренней среды человеческого организма, оказалась незначительно сниженной по сравнению с парой трения из СВМПЭ. При этом в использованные жидкости ионы металлов Co, Cr, Mo не поступали.

H. Dong и соавт. [47] применили метод POD в дистиллированной воде для изучения трибологических характеристик СВМПЭ в паре с необработанным сплавом Ti-6Al-4V, покрытым a-C:H-пленкой, полученной с использованием несбалансированного магнетронного распыления графита, а также сплава Ti-6Al-4V с азотированной поверхностью и термически обработанного (ТО) кислородом. Авторы пришли к заключению,

что сплав Ti-6Al-4V, обработанный ТО, разрушается меньше, чем сплав с DLC-пленкой.

Таким образом, получены различные данные об износостойкости пар трения с DLC-покрытиями. В случае гидрогенизированных пленок положительные результаты отмечены в испытаниях по типу POD или BOD. Однако положительная эффективность от нанесения покрытия не проявилась в тестах с использованием симуляторов тазобедренного или коленного суставов. Напротив, испытания на износ с использованием методов POD или BOD с DLC, не содержащими примесь водорода, показали как положительные, так и отрицательные результаты. Только в случае пар трения «ta-C – ta-C» на симуляторе тазобедренного или коленного суставов уставлено значительное снижение износа по сравнению с обычными «полиэтилен – металл» или «металл – металл».

Некоторые специалисты считают, что противоречивые результаты могут быть связаны с выбранными для испытаний типами смазок, играющими значимую роль. Показано, что при использовании синовиальной жидкости или бычьей сыворотки содержащиеся в них белки и фосфолипиды влияют на износ СВМПЭ и других материалов [48].

В нескольких работах представлены многообещающие результаты испытаний пары трения «DLC – DLC». Так, S. Reuter и соавт. [49] исследовали пять типов DLC-покрытий (толщина 1–3 мкм) с использованием системы «штифт – диск», причем оба элемента пары трения были покрыты DLC. Установлен самый низкий износ с покрытием высокого качества (ta-C). В случае пары трения с менее твердыми (легированные металлом a-C или легированные металлом a-C:H) DLC-покрытиями износостойкость оказалась значительно меньшей.

В экспериментах на симуляторе тазобедренного сустава с бычьей сывороткой в качестве смазывающей среды, ta-C-покрытие толщиной 60 мкм на обоих интерфейсах уменьшило износ имплантата тазобедренного сустава в 106 раз по сравнению с коммерчески доступными материалами [50]. Отличная адгезия покрытий в эндопротезе достигается с помощью высокой энергии плазмы в начале процесса осаждения за счет межфазного ионного перемешивания [51, 52]. Кроме того, материал подложки должен иметь твердость ниже 3 ГПа, чтобы происходила ее деформация под действием напряжений в алмазоподобной пленке, приводящая к частичной релаксации напряжений в последней. Металлические

подложки зачастую имеют оксидный слой на поверхности, который может быть удален, например, путем распыления аргона. Возможно, значительно уменьшить оксидный слой действием бомбардировки ионами углерода и, кроме того, создать межфазный за счет ионного перемешивания толщиной 15 нм, что значительно повышает адгезию. Высокие адгезивные качества зафиксированы и при использовании DLC-покрытия 200–300 нм [53]. Есть данные, что DLC-покрытия должны иметь толщину не менее 1 мкм, чтобы выдерживать нагрузки в человеческом суставе и, соответственно, толщина покрытия должна быть в несколько раз больше. Показатели твердости в 3,5 ГПа у Co-Cr-Mo слишком высоки для нанесения толстых DLC-покрытий [54]. Поэтому более предпочтительной является подложка из титана, имеющая твердость около 1,5 ГПа. К ее преимуществам следует также отнести отсутствие поступления в организм токсических ионов металлов Cr, Co и Mo в случае повреждения покрытия.

Очевидная причина проблем адгезии DLC-пленок заключается в их высоком внутреннем остаточном напряжении за счет субимплантации ионов углерода и возникновения избыточного объема во время осаждения пленки. В литературе приведены различные способы уменьшения внутренних остаточных напряжений — путем термического отжига после окончания осаждения; легирования покрытия подходящими примесями (газообразными, металлическими или Si) во время процесса осаждения; высокоэнергетической ионной имплантации за счет подачи импульсного высоковольтного потенциала на подложку во время осаждения покрытия [16, 55, 56].

Клиническое применение DLC-пленок. Имплантат из стали с DLC-покрытием был применен для лечения псевдоартроза бедренной кости человека и через 7 мес. отмечено полное отсутствие коррозии, выделения ионов металла или воспаления вокруг него [57]. Однако подробной информации о структуре и составе DLC-покрытий в работе нет.

В другом клиническом исследовании не получен положительный результат. Авторы сообщили, что через 8,5 лет износ головки эндопротеза тазобедренного сустава из титанового сплава Ti-6Al-4V с DLC-покрытием намного выше, чем у головки из корундовой керамики. Недостаточная адгезия DLC покрытия с течением времени привела к значительному увеличению износа и повреждению имплантата [58].

Причины неудач в клинических испытаниях должны быть тщательно исследованы специалистами в области материаловедения. Очевидно, что повышенный износ вызван внутренними характеристиками DLC-пленки или расслоением ее во время эксплуатации. Проблемы использования DLC-покрытия могут быть обусловлены недостаточной адгезией и толщиной. Работоспособность толстых DLC-покрытий с парой трения из полиэтилена теоретически должна быть значительно лучше. Однако увеличение ширины слоя DLC также может привести к снижению износостойкости. Это связано с тем, что толстые покрытия обычно имеют более высокую шероховатость поверхности. Когда DLC скользит против DLC, область контакта полируется под нагрузкой, что приводит к повышению износа [54]. В некоторых трибологических исследованиях обнаружено, что пара трения, состоящая из твердого и мягкого материалов, является более работоспособной. Однако следует отметить, что на макете симуляции работы искусственного тазобедренного или коленного суставов со смазывающими жидкостями во всех существующих коммерческих парах трения происходит постепенное разрушение поверхностей.

При износе полиэтиленовых вкладышей эндопротеза в организм человека попадает около 100 000 частиц. Они являются основной причиной асептического воспаления, приводящего к нестабильности компонентов эндопротеза [59, 60], что обуславливает постоянный поиск новых биосовместимых материалов. Очевидно, что избавление от частиц полимера и замена СВМПЭ на износостойкий материал, например, DLC, будет чрезвычайно полезной. Таким образом, по нашему мнению, акцент исследований следует сместить на пару трения «DLC – DLC».

Чтобы избежать неудач применения DLC-покрытий, необходимо рассмотреть их нестабильность в водной среде, а также в биологических жидкостях человеческого организма, которые вызывают расслоение или откол покрытия. Многочисленные поверхностные «ямы», образующиеся при скалывании DLC-покрытия, идентифицированы после удаления компонентов эндопротеза [58].

R. Hauert [14], обобщая данные литературы, отметил незначительное количество попыток клинического применения DLC-покрытий в парах трения эндопротезов, а те, что были предложены, очевидно, не имели успеха, т. к. результаты исследований не были опубликованы.

Таким образом, только работы *in vivo* с клиническими испытаниями, включая анализ повышенного износа или разрушения покрытия, необходимы для определения возможности использования DLC-пленок в парах трения эндопротезных суставов.

Выводы

Алмазоподобные углеродные пленки являются потенциальным материалом для применения в ортопедических имплантатах, благодаря уникальному сочетанию таких свойств, как твердость, сравнимая с твердостью алмаза, высокая износо- и коррозионная стойкость, низкий коэффициент трения, химическая инертность, биосовместимость и высокие показатели электросопротивления.

В научной литературе представлено большое количество работ по изучению биосовместимости алмазоподобных углеродных пленок, в которых доказано, что этот материал является перспективным для биомедицинского применения.

Поверхность алмазоподобных покрытий создает благоприятные условия для адгезии и роста различных клеток в культурах, включая фибробласты, остеобласты и макрофаги, не вызывая цитотоксичности и воспалительной реакции.

В исследованиях на симуляторах тазобедренного и коленного суставов установлено, что алмазоподобные покрытия снижают до минимума износ, коррозию и высвобождение ионов металлов из металлической основы имплантатов. При этом биосовместимость DLC-пленок можно улучшить за счет включения в них дополнительных, так называемых легирующих элементов.

В то же время следует отметить, что влияние алмазоподобных покрытий на износ пар трения ортопедических имплантатов остается не достаточно изученным. В связи с этим представляется необходимым отметить два фактора, которые следует учитывать при работе с DLC. Во-первых, структура и свойства DLC-покрытий изменяются в широком диапазоне в зависимости от условий нанесения, при этом определяющим является соотношение атомных алмазных sp^3 - и графитовых sp^2 -связей. Поэтому следует проявлять особую внимательность при интерпретации результатов. Точная характеристика метода и условий нанесения DLC-покрытия и определение его поверхностных свойств должны быть учтены при проведении исследований *in vitro* и *in vivo*. Во-вторых, следует помнить о различной адгезии покрытий. Из-за высокого остаточного внутреннего сжимаю-

щего напряжения DLC-покрытие имеет склонность к самопроизвольному растрескиванию и отслаиванию, что может привести к износу рабочих поверхностей пары трения. Это — основная проблема, ограничивающая широкое внедрение DLC-покрытий в ортопедическую практику, т. к. пары трения работают в условиях значительных нагрузок. Кроме того, адгезия покрытия к основе ухудшается в водной среде. Возможные отколы и расслоение DLC-пленок при их длительном использовании могут быть предотвращены за счет совершенствования технологий их нанесения на основу и уменьшения в них напряжений сжатия. Только полагаясь на убедительные доказательства *in vitro* и последующие систематические исследования *in vivo* возможно определить будущее алмазоподобных углеродных покрытий для ортопедии и травматологии.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

Список литературы

1. Биосовместимые материалы : Учебное пособие / Под ред. В. И. Севастьянова, М. П. Кирпичникова. — М. : Медицинское информационное агентство, 2011. — 544 с.
2. Piconi C. Clinical outcomes of ceramicized ball heads in total hip replacement bearings: A literature review / C. Piconi, V. De Santis, G. Maccauro // Journal of Applied Biomaterials and Fundamental Materials. — 2017. — Vol. 15 (1). — P. e1–e9. — DOI: 10.5301/jabfm.5000330.
3. Effects of surface coating on reducing friction and wear of orthopedic implants / H. A. Ching, D. Choudhury, J. Nine, N. A. Abu Osman // Science and Technology of Advanced Materials. — 2014. — Vol. 15 (1). — Article ID : 014402. — DOI: 10.1088/1468-6996/15/1/014402.
4. Kumar N. Bearing surfaces in hip replacement: evolution and likely future / N. Kumar, G. N. Arora, B. Datta // Medical Journal Armed Forces India. — 2014. — Vol. 70 (4). — P. 371–376. — DOI: 10.1016/j.mjafi.2014.04.015.
5. Catledge S. A. Nanostructured diamond coatings for orthopaedic applications / S. A. Catledge, V. Thomas, Y. K. Vohra // Diamond-based materials for biomedical applications / Ed. R. Narayan. — Woodhead Publishing, 2013. — Ch. 5. — P. 105–150. — DOI: 10.1533/9780857093516.2.105.
6. Moriguchi H. History and applications of diamond-like carbon manufacturing processes / H. Moriguchi, H. Ohara, M. Tsujioka // SEI Technical Review. — 2016. — Vol. 82. — P. 52–57.
7. Alanazi A. S. Medical application of diamond-like carbon (DLC) coating: A review / A. S. Alanazi // Metabolomics. — 2018. — Vol. 8. — P. 22. — DOI: 10.4172/2153-0769-C1-040.
8. Rahmati M. Biological response to carbon-family nanomaterials: interactions at the nano-bio interface / M. Rahmati, M. Mozafari // Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. — 2019. — Vol. 7. — Article ID : — DOI: 10.3389/fbioe.2019.00004.
9. Aisenberg S. Ion-Beam deposition of thin films of diamond-like carbon / S. Aisenberg, R. Habot // Journal of Applied Physics. — 1971. — Vol. 42 (7). — P. 2953.
10. Стрельницкий В. Е. Некоторые свойства алмазоподобных пленок, полученных при конденсации потока углеродной плазмы в условиях использования ВЧ-потенциала / В. Е. Стрельницкий, В. Г. Падалка, С. И. Вакула // ЖТФ. —

1978. — Т. 48 (2). — С. 377–381.
11. Nagashima S. Diamond-like carbon coatings for joint arthroplasty / S. Nagashima, M-W. Moon, K-R. Le // *Material for Total Joint Arthroplasty: Biotribology of Potential Bearings* / Eds. R. Sonntag, J. P. Kretzer. — Imperial College Press, 2015. — Ch. 5. — P. 395–412.
 12. Vetter J. 60 years of DLC coatings: Historical highlights and technical review of cathodic arc processes to synthesize various DLC types, and their evolution for industrial applications / J. Vetter // *Surface and Coatings Technology*. — 2014. — Vol. 257. — P. 213–240. — DOI: 10.1016/j.surfcoat.2014.08.017.
 13. Grill A. Diamond-like carbon coatings as biocompatible materials — An overview / A. Grill // *Diamond and Related Materials*. — 2003. — Vol. 12 (2). — P. 166–170. — DOI: 10.1016/S0925-9635(03)00018-9.
 14. Hauert R. A review of modified DLC coatings for biological applications / R. Hauert // *Diamond Relat. Mater.* — 2003. — Vol. 12 (1–7). — P. 583–589. — DOI: 10.1016/S0925-9635(03)00081-5.
 15. Electrochemical behavior of diamond-like carbon films for biomedical applications / H. G. Kim, S. H. Ahn, J. G. Kim [et al.] // *Thin Solid Films*. — 2005. — Vol. 475 (1–2). — P. 291–297. — DOI: 10.1016/j.tsf.2004.07.052.
 16. Diamond like carbon coatings doped by Si fabricated by a multi-target DC–RF magnetron sputtering method — Mechanical properties, chemical analysis and biological evaluation / D. Bociaga, A. Sobczyk-Guzenda, W. Szymanski [et al.] // *Vacuum*. — 2017. — Vol. 143. — P. 395–406. — DOI: 10.1016/j.vacuum.2017.06.027.
 17. Biomineralization of osteoblasts on DLC coated surfaces for bone implants / B. Subramanian, S. Thanka Rajan, P. Martin [et al.] // *Biointerphases*. — 2018. — Vol. 13 (4). — DOI: 10.1116/1.5007805
 18. Evans A. C. Diamond-like carbon applied to bioengineering materials / A. C. Evans, J. Franks, P. J. Revell // *Surface and Coatings Technology*. — 1991. — Vol. 47 (1–3). — P. 662–667. — DOI: 10.1016/0257-8972(91)90338-W.
 19. Diamond-like carbon coatings for biomedical applications / E. Mitura, S. Mitura, P. Niedzielski [et al.] // *Diamond and Related Materials*. — 1994. — Vol. 3 (4–6). — P. 896–898.
 20. In vitro studies on the effect of particle size on macrophage responses to nanodiamond wear debris / V. Thomas, B. A. Halloran, N. Ambalavanan [et al.] // *Acta Biomaterialia*. — 2012. — Vol. 8 (5). — P. 1939–1947. — DOI: 10.1016/j.actbio.2012.01.033
 21. Allen M. In vitro and in vivo investigations into the biocompatibility of diamond-like carbon (DLC) coatings for orthopedic applications / M. Allen, B. Myer, N. Rushton // *Journal of Biomedical Materials Research*. — 2001. — Vol. 58 (3). — P. 319–328.
 22. Low temperature plasma-assisted chemical vapour deposition of amorphous carbon films for biomedical-polymeric substrates / I. R. McColl, D. M. Grant, S. M. Green [et al.] // *Diamond and Related Materials*. — 1993. — Vol. 3 (1–2). — P. 83–87. — DOI: 10.1016/0925-9635(94)90035-3.
 23. Haemocompatibility of hydrogenated amorphous carbon (a-C:H) films synthesized by plasma immersion ion implantation-deposition / P. Yang, S. C. H. Kwok, P. K. Chu [et al.] // *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*. — 2003. — Vol. 206. — P. 721–725. — DOI: 10.1016/S0168-583X(03)00871-1.
 24. Surface analysis and bioreactions of F and Si containing a-C:H / R. Hauert, U. Muller, G. Franz [et al.] // *Thin Solid Films*. — 1997. — Vol. 308–309. — P. 191–194. — DOI: 10.1016/S0040-6090(97)00422-7.
 25. Diamond-like carbon: Alteration of the biological acceptance due to Ca-O incorporation / A. Dorner-Reisel, C. Schurer, C. Nischan [et al.] // *Thin Solid Films*. — 2002. — Vol. 420–421. — P. 263–268. — DOI: 10.1016/S0040-6090(02)00745-9.
 26. Titanium containing amorphous hydrogenated carbon films (a-C:H/Ti): Surface analysis and evaluation of cellular reactions using bone marrow cell cultures in vitro / A. Schroeder, G. Franz, A. Bruinink [et al.] // *Biomaterials*. — 2000. — Vol. 21(5). — P. 449–456. — DOI: 10.1016/S0142-9612(99)00135-0.
 27. Evaluation of diamondlike carbon-coated orthopaedic implants / D. P. Dowling, P. V. Kola, K. Donnelly [et al.] // *Diamond and Related Materials*. — 1997. — Vol. 6 (2–4). — P. 390–393. — DOI: 10.1016/S0925-9635(96)00687-5.
 28. Khalili A. A. A review of cell adhesion studies for biomedical and biological applications // A. A. Khalili, M. R. Ahmad // *International Journal of Molecular Sciences*. — 2015. — Vol. 16 (8). — P. 18149–18184. — DOI: 10.3390/ijms160818149.
 29. Cui F. Z. A review of investigations on biocompatibility of diamond-like carbon and carbon nitride films / F. Z. Cui, D. J. Li // *Surface and Coatings Technology*. — 2000. — Vol. 131 (1–3). — P. 481–487. — DOI: 10.1016/S0257-8972(00)00809-4.
 30. Cell adhesion to nitrogen-doped DLCs fabricated by plasma-based ion implantation and deposition method / T. Yokota, T. Terai, T. Kobayashi, M. Iwaki // *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*. — 2006. — Vol. 242 (1–2). — P. 48–50. — DOI: 10.1016/j.nimb.2005.08.107.
 31. Diamond like carbon coatings for potential application in biological implants — A review / C. A. Love, R. B. Cook, T. J. Harvey [et al.] // *Tribology International*. — 2013. — Vol. 63. — P. 141–150. — DOI: 10.1016/j.triboint.2012.09.006.
 32. Evaluation of protein adsorption to diamond-like carbon (DLC) and fluorinedoped DLC films using the quartz crystal microbalance method / H. Ishige, S. Akaike, T. Hayakawa [et al.] // *Dental Materials Journal*. — 2019. — Vol. 38. — DOI: 10.4012/dmj.2018-060.
 33. A biologically effective fullerene (C60) derivative with superoxide dismutase mimetic properties / S. S. Ali, J. I. Hardt, K. L. Quick [et al.] // *Free Radical Biology and Medicine*. — 2004. — Vol. 37 (8). — P. 1191–1202. — DOI: 10.1016/j.freeradbiomed.2004.07.002.
 34. Dearnaley G. Biomedical applications of diamondlike carbon (DLC) coatings: A review / G. Dearnaley, J. H. Arps // *Surface and Coatings Technology*. — 2005. — Vol. 200 (7). — P. 2518–2524. — DOI: 10.1016/j.surfcoat.2005.07.077.
 35. Narayan R. J. Nanostructured diamondlike carbon thin films for medical applications / R. J. Narayan // *Materials Science and Engineering C: Materials for Biological Applications*. — 2005. — Vol. 25 (3). — P. 405–416. — DOI: 10.1016/j.msec.2005.01.026.
 36. Sheeja D. Feasibility of diamond-like carbon coatings for orthopaedic applications / D. Sheeja, B. K. Tay, L. N. Nung // *Diamond and Related Materials*. — 2004. — Vol. 13 (1). — P. 184–190. — DOI: 10.1016/j.diamond.2003.10.053.
 37. Guglielmotti M. B. A histomorphometric study of tissue interface by laminar implant test in rats / M. B. Guglielmotti, S. Renou, R. L. Cabrini // *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. — 1999. — Vol. 14 (4). — P. 565–570.
 38. Role of polyethylene particles in peri-prosthetic osteolysis: A review / G. J. Atkins, D. R. Haynes, D. W. Howie, D. M. Findlay // *World Journal of Orthopedics*. — 2011. — Vol. 2 (10). — P. 93–101. — DOI: 10.5312/wjo.v2.i10.93
 39. Saikko V. Phospholipids as boundary lubricants in wear tests of prosthetic joint materials / V. Saikko, T. Ahlroos // *Wear*. — 1997. — Vol. 207 (1–2). — P. 86–91. — DOI: 10.1016/S0043-1648(96)07482-0.
 40. Wear simulation of total hip prostheses with polyethylene against CoCr, alumina and diamond-like carbon / V. Saikko, T. Ahlroos, O. Calonius, J. Keranen // *Biomaterials*. — 2001. — Vol. 22 (12). — P. 1507–1514. — DOI: 10.1016/S0142-9612(00)00306-9.
 41. The acting wear mechanisms on metal-on-metal hip joint bearings: In vitro results / M. A. Wimmer, J. Loos, R. Nassutt

- [et al.] // *Wear*. — 2001. — Vol. 250 (1–12). — Vol. 129–139. — DOI: 10.1016/S0043-1648(01)00654-8.
42. Wear reduction effect on ultra-high-molecular-weight polyethylene by application of hard coatings and ion implantation on cobalt chromium alloy, as measured in a knee wear simulation machine / J. I. Onate, M. Comin, I. Braceras [et al.] // *Surface and Coatings Technology*. — 2001. — Vol. 142–144. — P. 1056–1062. — DOI: 10.1016/S0257-8972(01)01074-X.
 43. Platon F. Tribological behaviour of DLC coatings compared to different materials used in hip joint prostheses / F. Platon, P. Fournier, S. Rouxel // *Wear*. — 2001. — Vol. 250 (1–12). — P. 227–236. — DOI: 10.1016/S0043-1648(01)00651-2.
 44. Tiainen V. M. Amorphous carbon as a bio-mechanical coating — Mechanical properties and biological applications / V. M. Tiainen // *Diamond and Related Materials*. — 2001. — Vol. 10 (2). — P. 153–160. — DOI: 10.1016/S0925-9635(00)00462-3.
 45. Sheeja D. Tribological characterization of surface modified UHMWPE against DLC-coated Co-Cr-Mo / D. Sheeja, B. K. Tay, L. N. Nung // *Surface and Coatings Technology*. — 2005. — Vol. 190 (2–3). — P. 231–237. — DOI: 10.1016/j.surfcoat.2004.02.051.
 46. Tribological characterisation of diamond-like carbon coatings on Co-Cr-Mo alloy for orthopaedic applications / D. Sheeja, B. K. Tay, S. P. Lau, L. N. Nung // *Surface and Coatings Technology*. — 2001. — Vol. 146–147. — P. 410–416. — DOI: 10.1016/S0257-8972(01)01425-6.
 47. Dong H. Potential of improving tribological performance of UHMWPE by engineering the Ti6Al4V counterfaces / H. Dong, W. Shi, T. Bell // *Wear*. — 1999. — Vol. 225–229 (1). — P. 146–153. — DOI: 10.1016/S0043-1648(98)00356-1.
 48. Ahlroos T. Wear of prosthetic joint materials in various lubricants / T. Ahlroos, V. Saikko // *Wear*. — 1997. — Vol. 211 (1). — P. 113–119. — DOI: 10.1016/S0043-1648(97)00074-4.
 49. Correlation of structural properties of commercial DLC-coatings to their tribological performance in biomedical applications / S. Reuter, B. Webkamp, R. Buscher [et al.] // *Wear*. — 2006. — Vol. 261 (3–4). — P. 419–425. — DOI: 10.1016/j.wear.2005.12.009.
 50. Reduction of wear in total hip replacement prostheses by amorphous diamond coatings / R. Lappalainen, M. Selenius, A. Anttila [et al.] // *Journal of Biomedical Materials Research*. — 2003. — Vol. 66-B (1). — P. 410–413. — DOI: 10.1002/jbm.b.10026.
 51. Adhesion and quality test for tetrahedral amorphous carbon coating process / E. Alakoski, M. Kiuru, V. M. Tiainen, A. Anttila // *Diamond and Related Materials*. — 2003. — Vol. 12 (12). — P. 2115–2118. — DOI: 10.1016/S0925-9635(03)00238-3.
 52. Alakoski E. A simplified arc discharge setup for high adhesion of DLC coatings / E. Alakoski, M. Kiuru, V. M. Tiainen // *Diamond and Related Materials*. — 2006. — Vol. 15 (1). — P. 34–37. — DOI: 10.1016/j.diamond.2005.06.026.
 53. Biocompatible layers fabricated using KrF laser / M. Jelinek, T. Kocourek, M. Vrbovab [et al.] // *Proceedings of SPIE*. — 2008. — Vol. 7138. — P. G-1-G-7. — DOI: 10.1117/12.817980.
 54. Superior attachment of high-quality hydrogen-free amorphous diamond films to solid materials / A. Anttila, R. Lappalainen, V. M. Tiainen, M. Hakovirta // *Advanced Materials*. — 1997. — Vol. 9 (15). — P. 1161–1164. — DOI: 10.1002/adma.19970091507.
 55. Low stress thick diamond-like carbon films prepared by filtered arc deposition for tribological applications / D. Sheeja, B. K. Tay, L. Yu, S. P. Lau // *Surface and Coatings Technology*. — 2002. — Vol. 154 (2–3). — P. 289–293. — DOI: 10.1016/S0257-8972(02)00005-1.
 56. Chhowalla M. Strongly adhering and thick highly tetrahedral amorphous carbon (ta-C) thin films via surface modification by implantation / M. Chhowalla, G. A. J. Amaratunga // *Journal of Materials Research*. — 2001. — Vol. 16 (1). — P. 5–8. — DOI: 10.1557/JMR.2001.0002.
 57. Implants with hard carbon layers for application in: Pseudoarthrosis femoris sin. Ostitis post fracturam apertam olim factam / K. Zołyński, P. Witkowski, A. Kałużny [et al.] // *The Journal Chemical Vapor Deposition*. — 1996. — Vol. 4 (3). — P. 232–239.
 58. Comparison of diamond-like carbon and alumina oxide articulating with polyethylene in total hip arthroplasty / G. Taeger, L. E. Podleska, B. Schmidt [et al.] // *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik*. — 2003. — Vol. 34 (12). — P. 1094–1100. — DOI: 10.1002/mawe.200300717.
 59. Azar F. M. Quality, value, and patient safety in orthopaedic surgery / F. M. Azar // *Orthopedic Clinics of North America*. — 2018. — Vol. 49 (4). — P. xvii. — DOI: 10.1016/j.ocl.2018.07.001.
 60. Osteolysis as it pertains to total hip arthroplasty / B. Kurcz, J. Lyons, Z. Sayeed [et al.] // *Orthopedic Clinics of North America*. — 2018. — Vol. 49 (4). — P. 419–435. — DOI: 10.1016/j.ocl.2018.06.001.

Статья поступила в редакцию 24.05.2019

DIAMOND-LIKE CARBON COATINGS IN ENDOPROSTHETICS (LITERATURE REVIEW)

V. B. Makarov¹, V. E. Strel'nitskij², N. V. Dedukh³, O. A. Nikolchenko⁴

¹ SE «Specialized Multidisciplinary Hospital № 1 of the Ministry of Health of Ukraine», Dnipro

² National Science Center «Kharkiv Institute of Physics and Technology». Ukraine

³ SI «D. F. Chebotarev Institute of Gerontology National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kyiv

⁴ Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Vasyl Makarov, PhD in Orthopaedics and Traumatology: vasylmakarov2010@gmail.com

✉ Vladimir Strel'nitskij, Dr. Phys.-Math. Sci.: strelnitskij@kipt.kharkov.ua

✉ Ninel Dedukh, Dr. Biol. Sci., Prof.: dedukh_ninel@ukr.net

✉ Olga Nikolchenko, PhD in Biol. Sci.: o_nikolchenko@ukr.net