



Рисунок 7 — Устройство для лечения врожденной косолапости у детей в Республике Беларусь

Белорусские брейсы отличаются наличием плавного поворотного механизма для наружной ротации стоп от 0 до 90°, а также возможностью постепенного разведения стоп за счет универсальной двухпластинчатой планки между ботинками. Ботинки-устройства для лечения врожденной косолапости у детей выполняются из доступных высококачественных материалов для изготовления ортопедической обуви. Ботинки имеют два способа фиксации стопы: шнуровка для самых маленьких размеров и ремни-застежки для остальных образцов.

Данная конструкция брейсов под техническим шифром «прочие изделия ортопедические» (ПИО-51) и ее разноразмерные модели изготавливаются в филиалах РУП БПОВЦ и доступны для граждан Республики Беларусь. Запатентованное изделие внесено в республиканский реестр ортопедических изделий, приобретаемых бесплатно инвалидами и по адресной помощи лицами, не имеющими группу инвалидности.

Заключение

Применение брейсовых устройств традиционно является способом лечения врожденной косолапости у детей до 4–5-летнего возраста. Устройство позволяет удерживать стопы в положении коррекции, достигнутой в результате лечения гипсовыми повязками или после открытых оперативных пособий, тем самым осуществляя профилактику рецидивов деформаций. В случаях развития рецидивов косолапости брейсы позволяют осуществлять эффективную ортезную ортопедическую поддержку после повторно исправленных деформаций стоп у пациентов. Уст-

ройство является альтернативой длительного применения громоздких гипсовых повязок и жестких съемных туторов, оно предупреждает развитие контрактур в суставах стоп. Для обеспечения эффективной профилактики рецидивов врожденной косолапости в Республике Беларусь разработана конструкция и налажено производство брейсов. Новое изделие является качественным импортозамещающим ортопедическим устройством для долгосрочного лечения косолапости, что позволяет внедрить его в практику учреждений здравоохранения и включить в протоколы лечения и медицинской реабилитации пациентов с врожденной косолапостью.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Гафаров, Х. З. Лечение деформаций стоп у детей / Х. З. Гафаров. — Казань: Татарское книжное издательство, 1990. — 176 с.
2. Кригхофф, Р. Ортопедия / Р. Кригхофф. — М.: Медицина, 1984. — 232 с.
3. Многотомное руководство по ортопедии и травматологии: в 3 т. / редкол.: Н. П. Новаченко (гл. ред.) [и др.]. — М.: Медицина, 1967–1968. — Т. 1.
4. Косолапость: лечение по методу Понсети / И. Понсети [и др.] — Global HELP / интернет-ресурс. — Режим доступа: http://www.global-help.org/publications/books/help_cfponsetirussian.pdf.
5. Ponseti, I. V. Congenital Clubfoot Fundamental of treatment / I. V. Ponseti. — Oxford, New York, Tokyo: Oxford University Press, 1996. — 140 p.
6. Вавилов, М. А. Все о брейсах / М. А. Вавилов; интернет-ресурс. — Режим доступа: <http://www.ortostepbaby.ru/107>; <http://www.rfasyar.ru/ponsetil.html>; <https://www.google.by/search?q=http%3A%2F%2F>
7. Брейсы аппарат для лечения косолапости — «Делмед» / интернет-ресурс. — Режим доступа: <http://delmed.livejournal.com/606.html>. <http://delmed.uaprom.net>.
8. Устройство для лечения врожденной косолапости у детей: пат. 8929 Респ. Беларусь, МПК51 А 61 F 5/37 / Г. В. Дивович [и др.]; заявители РНПЦ РМ и ЭЧ, РУП БПОВЦ. — заяв. № и 20120484 14.05.12; опубл. 28.02.13 // Афіцыйны бюл. / Нац. Цэнтр інтэлектуал. уласнасці. — 2013. — № 1. — С. 155–156.

Поступила 28.04.2015

УДК 546.82:616-089.843+621.035.183-032.81:546.26

ОСОБЕННОСТИ БИОСОВМЕСТИМОСТИ И ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ ТИТАНОВЫХ ИМПЛАНТАТОВ С АЛМАЗОПОДОБНЫМИ ПОКРЫТИЯМИ НА ОСНОВЕ МОДИФИЦИРОВАННОГО УГЛЕРОДА

В. В. Казбанов, М. С. Баталов, А. А. Вишневский

Санкт-Петербургский НИИ физиопульмонологии, Российская Федерация

Цель: изучить информацию о результатах применения алмазоподобных покрытий в медицинской практике.

Материалы и методы. Проведен анализ доступных в базе Medline и сети Internet научных статей на английском и русском языках по запросам «алмазоподобные покрытия», «применение алмазоподобных покрытий», «биосовместимость алмазоподобных покрытий». В ходе поиска просмотрено около 800 источни-

ков патентной и научно-медицинской информации. Для дальнейшего анализа отобрано 17 единиц патентной информации и 44 единицы научно-медицинской информации.

Результаты. Систематизированы современные сведения о результатах применения алмазоподобных покрытий в эксперименте и клинической практике, их уникальных свойствах. Наряду с данными о неудачных попытках использования имплантатов с алмазоподобными покрытиями в научных публикациях имеется описание большого количества экспериментов и случаев в клинической практике и о положительных результатах.

Заключение. Существует необходимость в проведении большего количества как доклинических, так и клинических исследований по использованию имплантатов с алмазоподобными покрытиями.

Ключевые слова: алмазоподобный углерод, имплантаты, биосовместимые покрытия, ортопедия.

THE PECULIARITIES OF BIOCOMPATIBILITY AND POTENTIAL APPLICATIONS OF TITANIUM IMPLANTS WITH DIAMOND-LIKE COATINGS BASED ON MODIFIED CARBON

V. V. Kazbanov, M. S. Batalov, A. A. Vishnevsky

Saint-Petersburg Research Institute of Phthisiopulmonology, Russian Federation

The aim of the research is to study modern data on results of medical application of diamond-like coatings.

Material and methods. We have reviewed scientific English and Russian-language articles available in the Medline database and on the Internet meeting enquiries «diamond-like coating», «application of diamond-like coatings», «biocompatibility of diamond-like coatings». In the course of the search we looked through about 800 sources of patent and scientific medical information and selected 17 units of patent information and 44 units of scientific medical information for further study.

Results. We systematized modern data on the results of the experimental and clinical application of diamond-like coatings, their unique properties. Together with description of failed cases of the application of implants with diamond-like coatings, there are a large number of experiments and cases with positive results in clinical practice.

Conclusion. A large number of both preclinical and clinical studies on the application of diamond-like coated implants are needed.

Key words: diamond-like carbon, implants, biocompatible coatings, orthopedics.

В настоящее время возрос интерес к проблемам улучшения качества и увеличения продолжительности жизни человека. По данным ООН, доля людей пожилого возраста в составе населения развитых стран уже достигает до 20 %, а к 2050 г. достигнет 30 %. В менее развитых регионах мира доля пожилых лиц в настоящее время составляет лишь 8 процентов, однако, согласно прогнозам, к 2050 г. на нее будет приходиться пятая часть всего населения. В настоящее время средний возраст мирового населения составляет 28 лет. В следующие 40 лет он, вероятно, увеличится на 10 лет и к 2050 г. достигнет 38 лет. Пока имеет место тенденция к снижению смертности в пожилом возрасте и сохраняются низкие показатели рождаемости, доля населения пожилого возраста будет продолжать увеличиваться [1].

В то же время, по данным ВОЗ, травмы и несчастные случаи составляют около 12 % от общего числа заболеваний. От травм по-прежнему погибают 5 млн человек в год. В результате дорожно-транспортных происшествий в 2012 г. ежедневно погибали почти 3500 человек, примерно на 600 человек больше, чем в 2000 г., что поставило их в число 10 ведущих причин смерти в 2012 г. [2]. Это почти 9 % от общего числа смертей. Травматизм является третьей по значимости причиной смертности и основной причиной в возрасте 1–40 лет [3].

С целью сохранения жизни, улучшения ее качества и увеличения продолжительности закономерно возникла необходимость в проведении оперативных вмешательств по восстановлению или замене поврежденных органов и тканей при травмах, для чего необходимы качественные имплантаты, важными характеристиками которых являются безопасность для человека и длительный срок эксплуатации.

Если в мире в 2002 г. в имплантатах нуждались 4,9 млн человек, то в 2010 г. их количество возросло до 39,7 млн [4]. Только в Англии и Уэльсе в 2010 г. было проведено 166 тыс. операций на бедре и коленном суставе, для сравнения: в 2009 г. их было 114497, а в 2008 г. — 109825 [5]. Искусственные биоматериалы позволяют решить проблему восстановления утраченных органом функций [6]. Существующая средняя продолжительность срока эксплуатации имплантата в 15 лет больше не устраивает ни население, ни систему здравоохранения. Старение населения и задачи здравоохранения по улучшению качества жизни обуславливают необходимость 30–40-летнего срока эксплуатации имплантатов [5]. Возрастающие запросы практического здравоохранения стимулируют проведение научных исследований.

Проведение подобных исследований становится возможным благодаря достижениям меди-

цинского материаловедения, которое сформировалось как научное направление с 1975 г. в целях теоретического изучения, создания и практического применения материалов, приборов и изделий и технологий для биологии и медицины [7].

Медицинское материаловедение включает разработку и исследование материалов, которые применяются в медицине, создаются с целью компенсации утраты органов или тканей. Предметом неорганического медицинского материаловедения являются металлы или металлические сплавы в виде несущих конструкций или диагностических препаратов; оксидные материалы, в том числе и кальцийфосфатные, предназначенные для лечения дефектов костной ткани или культивирования клеточных культур [8].

Биоматериал должен быть биосовместимым и может быть биodeградируемым [9]. Биосовместимые материалы — это материалы, имеющие небиологическое происхождение и применяемые в медицине для достижения взаимодействия с биологической системой. Они обладают способностью функционировать при соответствующей реакции организма хозяина в конкретном случае применения, не вызывая воспаления или некроза окружающих тканей. Биосовместимые материалы и устройства действуют или функционируют гармонично и согласованно при нахождении в контакте или внутри живого тела, не вызывая серьезных заболеваний или осложнений.

Биосовместимость материалов включает:

1) иммунологическую совместимость, которая связана, главным образом, с подбором совместимых по антигенам тканей, клеток, биоинженерных конструкций;

2) морфофункциональную совместимость (встраивание, интеграция с окружающими тканями);

3) биомеханическую совместимость (способность выдерживать механические, гидродинамические и иные виды нагрузки) [10].

Биосовместимость — это сложное избирательное свойство организма, в котором опосредована возможность сосуществования биоматериала и биосистемы с сохранением всех функций ткани и ее способности к регенерации [11]. Применение биоматериалов становится жизненно необходимым вследствие их особенного влияния на качество и продолжительность жизни человека. Имплантаты не должны вызывать местной воспалительной реакции, системных патологических процессов, усиливать осложнения, обязаны сохранять заявленные свойства в течение срока эксплуатации [12].

Множество медицинских устройств, таких как тазобедренные и коленные суставы, коронарные стенты, сердечные клапаны, интраокулярные линзы имплантируются в тело человека. Физиологические жидкости содержат около

1 % NaCl и представляют собой агрессивную среду для имплантатов. Суставные имплантаты подвергаются износу скольжения. Взаимодействие имплантатов с клетками организма, продуктами коррозии и дебрисом износа может оказать неблагоприятное воздействие и на организм, и на имплантаты. В определенных случаях контролируемое взаимодействие имплантата с биологической средой является полезным, например, для стимулирования роста костных клеток на имплантатах [13].

Металлические имплантаты могут освобождать ионы металлов и дебрис в окружающие ткани, что может привести к остеолизису (резорбции кости, потере), ослаблению и отказу имплантата. Тазобедренные и коленные имплантаты взаимодействуют с тканями скользящими движениями, которые могут вызвать износ контактирующих поверхностей. Частицы материалов, образующиеся при износе, могут быть причиной развития воспаления тканей и приводить к остеолизису вокруг имплантата. Асептическая нестабильность фиксации служит одной из причин развития неудач при протезировании суставов [14, 15]. Покрытие имплантатов защитными пленками, которые способствуют уменьшению коррозии и износа, могут предотвращать или облегчать проблемы, описанные выше, и продлить срок службы имплантатов. Алмазоподобный углерод (diamond-like carbon) (DLC) характеризуется химической инертностью, коррозионной и износостойкостью [16] и, по-видимому, является наилучшим материалом для покрытия имплантатов. Его использование для защиты имплантатов было предложено еще в начале 1990-х гг. [17, 18]. Существует два основных способа применения таких покрытий: их отличные трибологические свойства используются при трении в областях крупных суставов и они могут служить в качестве биоинертного барьерного слоя на имплантатах, изготовленных из материалов, способных вызвать негативную реакцию организма (например, сплавы, содержащие никель, TiAlV и т. д.). В последнем случае они могут исключить процесс высвобождения растворимых продуктов коррозии в окружающую среду тела.

Алмазоподобные покрытия состоят из атомов углерода как с алмазоподобными, так и с графитоподобными связями, что существенно повышает ресурс использования изделий с подобным напылением. Такие аморфные углеродные покрытия, обладающие твердостью алмаза и коэффициентом трения графита, можно наносить в широком диапазоне температур, вплоть до комнатной, на различные материалы: металлы, керамику, стекло, пластмассы [19].

Впервые алмазоподобные пленки были получены осаждением из пучков ионов углерода.

Пленки состояли практически полностью из атомов углерода (*a*-C пленки) с алмазной гибридизацией валентных электронов (*sp*³-гибридизация), но размеры кристаллографически упорядоченных областей не превышали несколько десятков нанометров. В настоящее время пленки из алмазоподобного углерода (DLC) представляют собой смесь *sp*²- и *sp*³-углеродных связей высокой энергии. В научных публикациях имеются сообщения о получении углеродных пленок в радиочастотной плазме [20], плазме дугового разряда, в пламени ацетиленовой горелки и в барьерном разряде, при атмосферном давлении и другими способами [21].

Содержание водорода в пленках варьирует до 40 %. Благодаря его аморфной структуре DLC-пленки легко легируются различными элементами, это обуславливает широкий спектр их свойств.

DeVaque впервые использовал для протезирования имплантат аортального клапана, покрытый DLC [21].

Биосовместимость DLC была изучена еще в начале 90-х годов при применении культуральных методов исследования при экспозиции имплантатов в культуре человеческих фибробластов и остеобластоподобных клеток, а также при вживлении имплантатов лабораторным животным [21]. Проведенные исследования показывают мощный потенциал DLC-пленок и их модификаций в качестве защитных покрытий для улучшения характеристик биомедицинских устройств. Было показано, что использование пленок дает возможность улучшить эксплуатационные характеристики суставных и коронарных имплантатов. Были также исследованы возможности использования DLC-покрытий для пластмассовых изделий медицинского назначения, таких как зонды, катетеры, дренажные трубки, полимерные контактные линзы, было показано, что алмазоподобные покрытия обеспечивают дополнительную жесткость изделию и добавляют антибактериальные свойства, препятствуют размножению микроорганизмов [21].

Исследования *in vitro*

DLC известен своей химической инертностью в его взаимодействии с биологической средой [16]. Большинство исследований биосовместимости DLC-пленок были проведены в лабораторных условиях при моделировании условий различных сред организма. Эти среды включают макрофагальные клетки, фибробласты соединительной ткани, остеобласты. Биоинертность была подтверждена в различных исследованиях [22–26]. Например, исследования *in vitro* в пробирке показали, что при взаимодействии мышинных перитонеальных макрофагов с DLC-покрытием воспалительные ре-

акции в клетках не возникают [22]. Исследования взаимодействия DLC-покрытий со всеми видами клеток, полученных из тканей, которые окружают сустав (макрофаги, фибробласты и остеобласты), не выявили доказательств цитотоксичности DLC-покрытия. Клетки, выращенные на подложках с покрытием, демонстрировали нормальный рост и морфологию [22]. DLC-покрытия показали хорошую биосовместимость с моноцитами крови, что очень важно, так как моноциты крови могут контролировать воспалительную реакцию и повлиять на остеоинтеграцию имплантатов. DLC-пленки, осажденные с помощью ионного пучка на полистироловые чашки для тканевых культур, сравнивались с непокрытыми чашками, содержащими культуры остеобластов. Влияние DLC-покрытия на метаболизм остеобластов оценивался по уровню продукции трех остеобласт-специфических маркеров: щелочной фосфатазы, остеокальцина и коллагена II типа, было установлено, что DLC-покрытие не оказывало вредного воздействия на любой из измеряемых параметров [26].

Для хорошего контакта кости с имплантатом необходимо, чтобы клетки кости — остеобласты распространялись по поверхности имплантата. В экспериментах было показано, что остеобласты хорошо прикрепляются к DLC-покрытию [24, 25]. Лабораторные тесты *in vitro* с использованием мышинных фибробластов показали, что DLC, нанесенный на сплав Ti, имеет низкий уровень цитотоксичности и действует как диффузионный барьер между титановым сплавом (который в противном случае вызвал смерть многих видов клеток) и фибробластами [15]. Испытания показали хорошую адгезию и распространение фибробластов на поверхности DLC.

Стенты коронарных артерий, используемые для предотвращения рестеноза (повторного сужения) артерий после коронарной ангиопластики, могут вызвать активацию тромбоцитов в контакте с кровью, которые могут, в свою очередь, быть триггером тромбоза. Эффект стентов с DLC покрытием на уменьшение активации тромбоцитов был оценен *in vitro* путем проведения сравнения стентов из нержавеющей стали 316L с покрытием алмазоподобным углеродом и без него [27]. Исследования показали, что DLC не влияет на уровень пролиферации гладкомышечных и эндотелиальных клеток и не имеет цитотоксических эффектов. Анализ антигенов тромбоцитов в модели циркулирующего контура при проточной цитометрии показал, что активация тромбоцитов была значительно снижена в образцах стентов с DLC-покрытием по сравнению со стентами без покрытия, что указывает на лучшую биосовместимость DLC-покрытых стентов [27]. Кроме того, методами атомной спектроскопии было обнаружено зна-

чительное количество ионов никеля и хрома в плазме при хранении в ней в течение 96 часов металлических стентов без DLC-покрытия по сравнению с покрытыми образцами [27].

Исследования *in vivo*

Исследований биосовместимости алмазоподобных покрытий *in vivo* значительно меньше, чем лабораторных. В одной из статей [15] сообщается об эксперименте, в ходе которого в кортикальную часть кости и мышечную ткань овец вживлялся цилиндрический имплант из стальной нержавеющей стали размером 4×12 мм, покрытый алмазоподобным углеродом [15]. Авторами было показано, что DLC-покрытые имплантаты не оказывали макроскопического вредного воздействия ни на костную ткань, ни на мышечную. В другом аналогичном исследовании [26] были оценены гистологические последствия внедрения DLC-имплантатов через 90 дней, после операции. Также была показана хорошая биосовместимость материалов на гистологическом уровне.

Еще в одном экспериментальном исследовании был проведен сравнительный анализ токсического эффекта при вживлении имплантатов из различных металлов (циркония, алюминия и титана) с покрытием DLC в голень крыс [28]. Спустя 1 месяц обнаружено, что алюминиевые имплантаты с покрытием оказывали выраженный токсический эффект на окружающие ткани, в то время как приживление циркониевого имплантата, покрытого алмазоподобным углеродом, было наилучшим по сравнению с титановыми.

Исследования *in vivo* коронарных стентов с покрытием с алмазоподобными нанокompозитами (DLN) показали результаты, аналогичные исследованиям *in vitro*. Стенты были имплантированы в коронарные артерии свиней и изучены через 6 недель. Результаты показали, что DLN-покрытые стенты были биосовместимыми и их вживление приводило к снижению тромбообразования [29].

Имеются единичные наблюдения, показывающие эффективность клинического использования DLC-имплантатов в травматологии [23]. DLC-покрытые стальные стержни были применены при остеосинтезе сложного перелома. Через 7 месяцев было обнаружено, что новое покрытие предотвратило коррозию металлических стержней и явления металлоза.

Химические и механические свойства имплантатов

Адгезия. Необходимым условием для использования DLC в качестве покрытия для имплантатов является хорошая адгезия обычно сильно нагружаемых пленок к материалам имплантата. Один из способов улучшения адгезии DLC к металлам, особенно тем, которые

образуют силициды, является использование промежуточного пограничного слоя Si между металлом и DLC-покрытием [28, 30]. Адгезия DLC-пленок к различным металлическим субстратам может быть улучшена с помощью промежуточного слоя хрома или тантала [30]. Необходимая адгезия тонких пленок DLC-покрытия также может быть достигнута путем регулировки параметров осаждения.

Изнашивание. Большинство имплантатов используется для восстановления бедренных и коленных суставов. Из-за сложных движений в ортопедических суставах характеристики износа этих типов имплантатов и то, как на них влияют покрытия и трибологические свойства среды суставов, должны быть исследованы на модели суставов [15, 31]. Тем не менее много базовых трибологических исследований DLC-покрытых имплантатов были проведены с использованием обычных триботестов. Кроме того, трибологические характеристики должны быть исследованы в среде смазочных жидкостей живого организма.

Износ полиэтилена сверхвысокой молекулярной плотности (UHMWPE) вертлужного компонента бедренного имплантата является существенной клинической проблемой и выступает фактором, ограничивающим срок службы имплантата. Образование дебриса может приводить к побочным реакциям прилежащих тканей, а также к интенсивной гибели кости вокруг имплантата и, следовательно, ослаблению фиксации, поэтому остается основной клинической проблемой в ортопедической имплантологии [31, 32].

Частицы костного цемента, которые используются для установки имплантата, могут повреждать металлическую головку бедра, царапины в металлической головке приводят к быстрому износу сверхвысокомолекулярного полиэтилена. Скорость износа UHMWPE, соприкасающегося с поврежденной DLC-покрытой поверхностью была, в 7 раз выше, чем соприкасающегося с неповрежденной DLC-покрытой поверхностью, и результаты оказались в 50 раз более высокими, чем при исследовании непокрытых DLC-поверхностей [32]. Это различие принято считать результатом гораздо меньшей высоты выступа, сформированного на сторонах царапин в DLC-покрытых поверхностях, чем в тех, что образуются на непокрытой поверхности металла.

В аналогичном исследовании скорости износа UHMWPE-штифтов при трении о DLC-покрытыми имплантатами из Ti6Al4V-сплава было установлено, что скорость износа в несколько раз ниже, чем при трении об имплантат из непокрытого сплава [33]. Снижение скорости износа можно объяснить более низким трением UHMWPE с DLC-покрытыми имплантатами по сравнению с металлом и предотвра-

щением окисления металлической поверхности, покрытой DLC.

Ортопедическое применение DLC-покрытий

В последние десятилетия было проведено много исследований по покрытию ортопедических материалов и изучению скорости изнашивания твердых покрытий.

Инертность, устойчивость к коррозии и износу, высокая твердость, низкий коэффициент трения, а также биосовместимость DLC-пленок обуславливают интерес к их использованию в качестве биоматериала в ортопедической практике. Основная проблема при протезировании суставов заключается в износе имплантатов и их коррозии во время долгосрочного использования. В результате износа образуется дебрис и обломки металла, которые обуславливают воспаление тканей, остеолит, и наконец, ослабление имплантатов. При наличии двух материалов, поверхности скольжения которых друг против друга находятся в относительном движении, материал, имеющий более низкую твердость, оказывается более изношен. Материалы также вступают в контакт с жидкостями организма человека. Таким образом, для протезирования суставов материал покрытия должен быть достаточно твердым и инертными, чтобы предотвратить изнашивание и коррозию.

В то же время встречаются сообщения о неисправности ортопедических имплантатов с DLC-покрытием. Для примера: швейцарская компания «Implant Design AG» пыталась применить алмазоподобный нанокомпозит (DLN) для покрытия имплантата коленного сустава, находящегося в паре против имплантата вертлужной впадины из сверхвысокомолекулярного полиэтилена, но была вынуждена остановить его использование из-за чрезмерного износа и скалывания материалов протеза. Кроме того, клинические тесты показали, что количество отказов Ti-6Al-4V-имплантатов головки бедренной кости с DLC-покрытием значительно выше, чем головки бедренной кости из алюминия [34]. Чтобы понять неудачи в клинических испытаниях, следует также рассмотреть нестабильность DLC-покрытий в условиях моделей жидкостей организма, которая проявляется в отслоении или расщеплении покрытия. При неудачах в применении имплантатов на их поверхностях были обнаружены многочисленные поверхностные углубления, которые предшествовали расщеплению и отслаиванию материалов [34].

Вместе с тем область их использования ограничена из-за низкой термостойкости (на воздухе эксплуатация АПП рекомендуется при температуре не выше 350 °C), наличия в слое значительных внутренних механических напряжений, низкой адгезии. Отмечено, что при температуре нагрева выше 400 °C в покрытии

происходит снижение концентрации sp³-связей и соответствующее возрастание числа sp²-связей, что приводит к снижению твердости и прочности. Такие температуры могут быть достигнуты в зоне фактического контакта при трении и вызывают интенсивный износ покрытия [35].

Существенным недостатком АПП является их склонность к расслоению и шелушению, когда их толщина превышает определенное значение. Основная причина такого поведения АПП — высокий уровень остаточных внутренних напряжений. В качестве эффективного метода их снижения предлагается формирование композиционных пленочных систем. Так как АПП обладают высокой твердостью и низким коэффициентом трения, а металлы, в частности, характеризуются пластичностью, то их введение в АПП, а также формирование многослойных систем на их основе может существенно повлиять на релаксацию механических напряжений и в целом — на механические свойства покрытий данного типа [210].

Экспериментально установлено [36, 37], что значительное повышение механических свойств покрытий на основе углерода может быть достигнуто оптимальным легированием их металлами, природа которых устанавливается с учетом протекающих на стадии формирования и эксплуатации химических процессов.

Другое применение DLC-покрытий

Гидрогенизированные аморфные углеродные покрытия разработаны для имплантатов в полости рта [38, 39]. В исследованиях были отмечены значимая биоинтеграция и устойчивость к составу слюны [38]. Сообщалось, что DLC-покрытие стоматологических дуг из никелида титана препятствовало выходу ионов никеля в окружающую среду [39].

Также были проведены исследования по покрытию контактных линз углеродными пленками для улучшения их офтальмологических свойств. Было обнаружено, что углеродная пленка хорошо адгезируется к материалу линз, повышает их стабильность, обеспечивает защиту от ультрафиолетового излучения, а также значительно увеличивает срок эксплуатации [40]. Углеродное покрытие также сводит к минимуму антибактериальную активность и воспалительные процессы, улучшает химическую стойкость к стерилизации и хранению в растворе для контактных линз. Покрытие увеличивало показатель преломления, тем самым позволяя уменьшить толщину линз. Покрытия толщиной в диапазоне 20–200 нм имеют хорошую передачу в видимой области, но сводит к минимуму передачу УФ-примерно 40–50 %.

Покрытые углеродными пленками полимерные изделия медицинского назначения демонстрировали лучшую биосовместимость, хи-

мическую инертность и более высокую прочность [41]. Были получены варианты углеродсодержащих покрытий, которые препятствуют образованию на них биопленок [42], что нашло применение в использовании их для покрытия полимерного упаковочного медицинского материала, например, для хранения контактных линз или тканей для трансплантации (роговица) [43, 44].

Заключение

В последние годы алмазоподобный углерод стал потенциальным материалом для покрытия изделий биомедицинского назначения, благодаря его высокой твердости, низкому коэффициенту трения, высокой износостойкости, стойкости к коррозии, биоинертности, электроизоляционным свойствам, инфракрасной прозрачности, высокому показателю преломления, высокой гладкости. Такие свойства говорят о хорошем биоматериале для использования в ортопедии, сердечно-сосудистой медицине, офтальмологии, стоматологии.

Однако несмотря на значительный потенциал применения алмазоподобных покрытий в медицине и биологии, их реальное использование остается по-прежнему очень ограниченным. Современные литературные источники содержат как положительные, так и негативные отзывы о применении в клинической практике различных имплантатов с DLC-покрытиями. Ограниченность сведений о клиническом использовании имплантатов с DLC пока не позволяют делать практикующим специалистам однозначные выводы о необходимости использования их в клинике, что не создает предпосылки для развития производства имплантатов с данными покрытиями в промышленном масштабе.

Требуется дополнительное изучение свойств биологической совместимости алмазоподобных покрытий в эксперименте и поиск возможных условий их оптимального применения в практическом здравоохранении. Необходимо проведение большего числа исследований как *in vitro*, так и *in vivo* с тщательным разбором неудачных испытаний для того, чтобы подтвердить возможность использования DLC в качестве покрытия материалов для протезирования суставов и применения в других областях медицины.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

- World Population Ageing: доклад ВОЗ [Электронный ресурс] / ООН. — Нью Йорк, 2014. — Режим доступа: <http://www.un.org/esa/population/publications/WPA2007/ES-Russian.pdf>. — Дата доступа: 10.12.2014.
- ВОЗ 10 ведущих причин смерти в мире: информационный бюллетень [Электронный ресурс] / ВОЗ. — Женева, 2014. — Режим доступа: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/ru/index2.html>. — Дата доступа: 10.12.2014.
- Анализ травматизма и его последствий (инвалидности и смертности) в Республике Беларусь. Профилактика травм и минимизация их осложнений [Электронный ресурс] / ГУ Центр гигиены и эпидемиологии управления делами Президента Республики. — Минск, 2014. — Режим доступа: <http://cgeud.by/articles/35.html>. — Дата доступа: 10.12.2014.
- Technology and market perspective for future Value Added Materials. Final Report from Oxford Research AS Luxembourg [Electronic recourse] / Publications Office of the European Union, 2012. — Mode of access: http://ec.europa.eu/research/industrial_technologies/pdf/technology-market-perspective_en.pdf. — Date of access: 10.12.2014.
- Diamond like carbon coatings for potential application in biological implants — a review / C. A. Love [et al.] // Tribology International. — 2013. — Vol. 63. — P. 141–150.
- Пузь, А. В. Многофункциональные покрытия для сплавов медицинского назначения: дис. ... канд. хим. наук: 02.00.04 / А. В. Пузь. — Владивосток, 2014. — 164 с.
- Von Recum, A. F. Handbook of Biomaterials Evaluation / A. F. Von Recum. — New York, Macmillan Publishing Company, 1986. — 611 p.
- Сафронова, Т. В. Медицинское неорганическое материаловедение в России: кальцийфосфатные материалы / Т. В. Сафронова, В. И. Путляев // Наносистемы: физика, химия, математика. — 2013. — № 4 (1). — С. 24–47.
- Керамические и стекрокристаллические материалы для медицины: учебник / В. И. Верещагин [и др.]. — Томск: Изд-во ТПУ, 2008. — 151 с.
- Биосовместимость / С. Л. Васин [и др.]; под общ. ред. В. И. Севостьянова. — М.: Изд-во ИЦВНИИГеосистем, 1999. — 368 с.
- Лысенко, Л. Н. Биоматериаловедение: вклад в прогресс современных медицинских технологий / Л. Н. Лысенко // Клеточная транспантология и тканевая инженерия. — 2005. — Т. 1, № 2. — С. 56–61.
- Biomaterials science: an introduction to materials in medicine / B. D. Ratner [et al.]. — San Diego, California, Elsevier Inc., 2004. — 851 p.
- Grill, A. Diamond-like carbon coatings as biocompatible materials — an overview / A. Grill // Diamond and Related Materials. — 2003. — Vol. 12. — P. 166–170.
- Evaluation of diamond-like carbon-coated orthopaedic implants / D. P. Dowling [et al.] // Diamond and Related Materials. — 1997. — Vol. 6. — P. 390–393.
- Ahluos, T. Acta Polytechnica Scandinavica, Mechanical Engineering Series No. 153, Espoo 2001, 26 pp. Published by the Finnish Academies of Technology. ISBN 951-666-581-0. ISSN 0001-687X.
- Grill, A. Meyerson, B. S. Development and status of diamond-like carbon / A. Grill, B. S. Meyerson // Synthetic Diamond: Emerging CVD Science and Technology / K. E. Spear [et al.]; ed. K. E. Spear. — New York, Wiley, 1994. — P. 91–141.
- Applications of Diamond Films and Related Materials / T. L. Jacobs // Third International Conference. — 1995. — Vol. 885, NIST Special Publication. — 753 p.
- Butter, R. S. Applications of Diamond Films and Related Materials / R. S. Butter, A. H. Lettington // Third International Conference. — 1995. — Vol. 885, NIST Special Publication. — 683 p.
- Свойства покрытия [Электронный ресурс] / Специальные технологии. — Екатеринбург, 2014. — Режим доступа: <http://www.dlc.ru/svoystva-pokrytiya>. — Дата доступа: 10.12.2014.
- Owano, T. G. Parametric study of atmospheric-pressure diamond synthesis with an inductively-coupled plasma torch / T. G. Owano, C. H. Kruger // Plasma chemistry and plasma processing. — 1993. — Vol. 13. — № 3. — P. 433–446.
- Roy, R. K. Biomedical Applications of Diamond-Like Carbon Coatings a Review / R. K. Roy, K. R. Lee // Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. — 2007. — Vol. 83, № 1. — P. 72–84.
- Biocompatibility of diamond-like carbon coating / L. A. Thompson [et al.] // Biomaterials. — 1991. — № 12 (1). — P. 37–40.
- Implants with hard carbon layers for application in: Pseudoarthrosis Femoris sin, ostitis post fracturam apertam olim factam / K. Zolynski [et al.] // J. Chem. Vapor Depos. — 1996. — Vol. 4. — P. 232–239.
- Morphological behaviour of osteoblasts on diamond-like carbon coating and amorphous C-N film in organ culture / C. Du [et al.] // Biomaterials. — 1998. — № 19 (7–9). — P. 651–658.
- Cui, F. Z. A review of investigations on biocompatibility of diamond-like carbon and carbon nitride films / F. Z. Cui, D. J. Li // Surf. Coat. Technol. — 2000. — Vol. 131. — P. 481–487.
- 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 // J. Biomed. Mater. Res. — 2001. — № 58 (3). — P. 319–328.
- In vitro analyses of diamond-like carbon coated stents: Reduction of metal ion release, platelet activation, and thrombogenicity / K. Gutensohn [et al.] // Thrombosis Res. — 2000. — № 99(6). — P. 577–585.

28. Guglielmotti, M. B. Evaluation of bone tissue on metallic implants by energy-dispersive x-ray analysis: an experimental study / M. B. Guglielmotti, S. Renou, R. L. Cabrini // *Implant Dent.* — 1999. — № 8(3). — P. 303–309.
29. Evaluation of the biocompatibility of two new diamond-like stent coatings (Dylyn (TM)) in a porcine coronary stent model / I. De Scheerder [et al.] // *J. invasive cardiology.* — 2000. — № 12 (8). — P. 389–394.
30. Deposition of diamond-like carbon on a titanium biomedical alloy / N. J. Ianno [et al.] // *Thin Solid Films.* — 1995. — № 270 (1). — P. 275–278.
31. Affatato, S. An in vitro investigation of diamond-like carbon as femoral head coating / S. Affatato, M. Frigo, A. Toni // *J. Biomed. Mater. Res.* — 2000. — Vol. 53. — P. 221–226.
32. Wear of ultra-high molecular weight polyethylene against damaged and undamaged stainless steel and diamond-like carbon-coated counterfaces / P. Firkins [et al.] // *J Mater Sci Mater Med.* — 1998. — № 9(10). — P. 597–601.
33. Xu, T., Pruitt, L. Diamond-like carbon coatings for orthopaedic applications: an evaluation of tribological performance / T. Xu, L. J. Pruitt // *J Mater Sci Mater Med.* — 1999. — № 10 (2). — P. 83–90.
34. Comparison of diamond-like carbon and alumina oxide articulating with polyethylene in total hip arthroplasty / G. Taeger [et al.] // *Mat-wiss u Werkstofftech.* — 2003. — Vol. 34. — P. 1094–1100.
35. Попов, А. Н. Улучшение триботехнических характеристик прецизионных узлов трения нанесением вакуумно-плазменных покрытий на основе титана и углерода: дис. ... канд. техн. наук: 05.02.04 / А. Н. Попов. — Гомель: ИММС НАНБ, 2002. — 106 с.
36. Tribological behavior of hard carbon coatings on steel substrates / F. E. Kennedy [et al.] // *Wear: Elsevier Science.* — 2003. — Vol. 255. — P. 854–858.
37. Механические свойства и структура композиционных углеродных покрытий / А. В. Рогачев [и др.] // *Материалы, технологии, инструмент.* — 2001. — Т. 5, № 2. — С. 77–80.
38. Diamond-like carbon coatings for biomedical applications / A. Olborska [et al.] // *Diamond Relat. Mater.* — 1994. — № 3. — P. 899–901.
39. Diamond-like carbon coatings on orthodontic archwires / S. Kobayashi [et al.] // *Diamond Relat. Mater.* — 2005. — № 14. — P. 1094–1097.
40. Ophthalmological application of contact lenses modified by means of ionassisted carbon films / V. V. Slepsov [et al.] // *Diamond Relat. Mater.* — 1996. — № 5. — P. 483–485.
41. Barrier properties of carbon films deposited on polymer-based devices in aggressive environments / V. M. Elinson [et al.] // *Diamond Relat. Mater.* — 1999. — № 8. — P. 2103–2109.
42. Формирование контейнеров для контактных линз с бактериостатической поверхностью / А. Д. Мусина [и др.] // *Вакуумная наука и техника: материалы междунар. науч.-техн. конф.* — М.: МИЭМ, 2002. — P. 275–281.
43. New Method of Donor Cornea Storage and Transportation Providing Donor Tissue Quality and Biocompatibility / A. D. Mousina [et al.]. — WOC, Brasil; Conference Proceedings, 2006.
44. Moussina, A. D. L'application Des Nanotechnologies Pour Une Conservation De La Cornee Du Donneur. Le 112 Congres De La SFO / A. D. Moussina. — Paris; Conference Proceedings, 2006.

Поступила 13.02.2015

КЛИНИЧЕСКАЯ МЕДИЦИНА

УДК 617.7-073.178:615.036

ПОКАЗАТЕЛИ ОФТАЛЬМОТОНУСА НА ФОНЕ РАЗЛИЧНЫХ СХЕМ МЕСТНОЙ ГИПОТЕНЗИВНОЙ ТЕРАПИИ У БОЛЬНЫХ С ПЕРВИЧНОЙ ОТКРЫТОУГОЛЬНОЙ ГЛАУКОМОЙ (МНОГОЦЕНТРОВОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

А. В. Куроедов¹, Л. Д. Абышева³, Р. В. Авдеев¹, А. С. Александров¹, А. С. Басинский¹,
Е. А. Блюм³, А. Ю. Брежнев¹, И. Р. Газизова¹, А. Б. Галимова¹, О. В. Гапонько¹, В. В. Гарькавенко¹,
А. М. Гетманова¹, В. В. Городничий¹, М. С. Горшкова¹, А. А. Гусаревич¹, Д. А. Дорофеев¹,
С. А. Жаворонков¹, П. Ч. Завадский², А. Б. Захидов⁴, О. Г. Зверева¹, У. Р. Каримов⁴, А. В. Кулик¹,
С. Н. Ланин¹, Дж. Н. Ловпаче¹, И. А. Лоскутов¹, Е. В. Молчанова¹, Н. А. Нефедов¹, В. Ю. Огородникова¹,
О. Н. Онуфрийчук¹, Е. Ю. Опенкова¹, С. Ю. Петров¹, Ю. И. Рожко², Т. А. Сиденко¹,
Л. Б. Таиштитова³, Н. Е. Фомин¹, М. С. Худжатова³

Группа исследователей Российского глаукомного общества «Научный авангард»

¹Россия, ²Беларусь, ³Казахстан, ⁴Узбекистан

Цель: определить офтальмотонус у пациентов с первичной открытоугольной глаукомой при лечении разными группами гипотензивных препаратов в зависимости от возраста, анамнеза, стадии заболевания и центральной толщины роговицы.

Материал и методы. Обследованы 812 правых глаз 812 человек, из них больных с глаукомой — 637 пациентов, группа контроля — 175 человек.

Результаты. Уровень офтальмотонуса у лиц с далеко зашедшей стадией глаукомы был значительно выше, чем у больных с развитой стадией заболевания и у здоровых лиц. Не обнаружено различий в центральной толщине роговицы между здоровыми и больными глаукомой лицами женского и мужского пола. Офтальмотонус был выше в группе, которая получала нефиксированную комбинацию, содержащую бета-адреноблокаторы и простагландины. Компенсация давления была у 69,9 % пациентов с развитой и 14,4 % больных с далеко зашедшей стадиями глаукомы.

Заключение. Полученные данные могут быть использованы для клинических рекомендаций по установлению границ офтальмотонуса, а также при выборе оптимальных одного или нескольких препаратов на старте лечения и при динамическом наблюдении за больными с глаукомой.

Ключевые слова: глаукома, внутриглазное давление, центральная толщина роговицы, антиглаукомные препараты.