размером от 40 до 200 нм. Они обладают трехфазной структурой, улучшающий термомеханические свойства в покрытиях за счет зернограничного и дисперсионного упрочнения. Установлены температурные интервалы и определены закономерности действия механизмов упрочнения для теплозащитных покрытий. Показана взаимосвязь термомеханических свойств покрытий со структурно-фазовым состоянием. Сопровождение процесса напыления покрытий ионной бомбардировкой приво-

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Плешивцев Н.В. Катодное распыление. М.: Атомиздат, 1968. – 343 с.
- Данилин В.С., Сырчин В.К. Магнетронные распылительные системы. – М.: Радио и связь, 1982. – 72 с.
- Панин В.Е., Сергеев В.П., Ризаханов Р.Н., Сергеев О.В.и др. Наноструктурирование покрытий – новый путь создания специальных материалов для улучшения характеристик изделий космической техники // Деформация и разрушение материалов и наноматериалов: Сб. статей по матер. II Междунар. конф. – М., 2007. – С. 357–359.
- Нитрид кремния и материалы на его основе / под ред. Р.А. Андриевский, И.И. Спивак. – М.: Металлургия, 1984. – 136 с.

дит, с одной стороны, к уменьшению среднего размера зерен в покрытии, с другой — к снижению объемной доли фазы AlN в покрытиях. Обоснованы режимы работы планарного магнетрона и ионной обработки покрытий, обеспечивающие достижение высоких значений термоциклической стойкости, прочности и адгезии покрытий.

Работа выполнена при поддержке Президиума РАН, проект № 2.2, и Российского фонда фундаментальных исследований, грант № 09-01-12026 офи_м.

- Гнесин Г.Г. Бескислородные керамические материалы. Киев: Техніка, 1987. – 152 с.
- Сергеев В.П., Яновский В.П., Параев Ю.Н. и др. Установка ионно-магнетронного напыления нанокристаллических покрытий «КВАНТ» // Физическая мезомеханика. – 2004. – Т. 7. – Спец. выпуск. – Ч. 2. – С. 333–336.
- Акимов Г.Я., Тимченко В.М. Влияние скорости деформирования и предварительного нагружения на трещиностойкость керамики на основе ZrO₂ // Проблемы прочности. 2002. № 5. С. 123–129.
- Гува А.Я. Краткий теплофизический справочник. Новосибирск: Сибвузиздат, 2002. – 300 с.

Поступила 16.02.2011 г.

УДК 533.9;538.9

ИССЛЕДОВАНИЕ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СОВМЕСТИМОСТИ ТОНКИХ КАЛЬЦИЙФОСФАТНЫХ ПОКРЫТИЙ, ПОЛУЧЕННЫХ МЕТОДОМ ВЫСОКОЧАСТОТНОГО МАГНЕТРОННОГО РАСПЫЛЕНИЯ

Э.А. Гостищев, Р.А. Сурменев, И.А. Хлусов, В.Ф. Пичугин

Томский политехнический университет E-mail: surmenev@tpu.ru

Обсуждаются проблемы оценки критериев биоэлектрической совместимости медицинских имплантатов. Представлены результаты определения поверхностной плотности заряда биосовместимых кальций-фосфатных покрытий методом подъемного электрода, обеспечивающим измерение потенциалов электрического поля слабо заряженных тел в условиях электростатических воздействий окружающей среды, многократно превышающих уровень измеряемых потенциалов. С использованием модельных положений теории расчета электрических полей электретов проведена количественная оценка электрического поля в кальцийфосфатном покрытии, растущем в плазме магнетронного разряда. Представлены методика и расчет напряженности электростатического поля на границе контакта биологической ткани с поверхностью покрытия. На основе сравнительного анализа характеристик действующих электрических полей на клеточном уровне биологической организации живых организмов показано, что СаР покрытия являются биоэлектрически совместимыми.

Ключевые слова:

Биосовместимость, клетка, диэлектрик, электрет, электростатическое поле, имплантат, кальций-фосфатное покрытие. **Kev words:**

Biocompatibility, cell, dielectric, electret, electrostatic field, implant, calcium-phosphate coating.

Введение

Проблема биосовместимости материалов является актуальной в медицинском материаловедении. Особую роль при взаимодействии имплантата с живыми тканями играет поверхность. Важной характеристикой биопокрытий в составе имплантатов, помещённых в различные структуры костномышечных тканей, является их электрическая совместимость на всех уровнях биологической организации живых систем (молекулярном, клеточном, тканевом). Как следует из анализа работ, связанных с исследованиями влияния внешних электрических полей на биологические процессы, электростатические поля имплантатов в ряде случаев могут вызвать негативные явления в виде непродуктивных воспалительных процессов и отторжения, или наоборот оказывать позитивное воздействие на повреждённый орган, способствуя его лечению в оптимальных биофизических условиях [1, 2]. Например, при наложении на бедренную кость кролика электретной (заряженной) плёнки из тефлона во всех случаях наблюдалось новообразование костной ткани, в то же время обычная плёнка из тефлона не вызывала такого эффекта. Воздействие полями электретов оказалось эффективным и при регенерации мягких тканей. Положительные результаты применения электретных плёнок Ta₂O₅ в ряде областей медицины получены в Санкт-Петербургском электротехническом университете [3]. Следовательно, близкодействующее поле электретных покрытий определённой величины и знака, действуя на клеточном уровне, может являться катализатором появления здоровых новообразований в живых тканях.

Один из механизмов воздействий внешних электрических полей на живые системы в настоящее время связывают с поляризованностью их биологических структур, в результате чего изменяются элементарные формы движения ионов, полярных молекул в клетках, величина мембранных потенциалов [4, 5]. Для оценки критериев биоэлектрической совместимости имплантатов с учетом поляризованности биологических структур необходимо знать напряженность электрического поля имплантата на границе контакта с биологической тканью.

Целью настоящей работы является исследование электрического заряда поверхности биосовместимых покрытий на основе фосфатов кальция, осажденных в плазме ВЧ-магнетронного разряда и оценка величины напряженности его электрического поля в биологической ткани.

Материалы и методы

Для формирования кальций-фосфатных (CaP) покрытий использовалась модифицированная промышленная установка 08ПХО-100Т-005 с магнетронным источником [6-10]. Рабочая частота ВЧ-генератора 5,28 МГц. Режим напыления: рабочее давление – 0,1 Па (предельное давление в вакуумной камере 10^{-5} Па), расстояние между мишенью и подложками – 40 мм, рабочий газ – аргон, мощность ВЧ-генератора - 290 Вт, время напыления -120...180 мин. Мишень для распыления готовилась по керамической технологии из порошка синтетического гидроксиапатита – Са₁₀(РО₄)₆(ОН)₂. Измерение толщины покрытий проводилось с использованием спектрального эллипсометрического комплекса ЭЛЛИПС-1891 САГ. Для измерения электрических параметров биопокрытий использовался малогабаритный измеритель поля с автономным питанием и цифровым дисплеем, разработанный в НИИ интроскопии ТПУ [11, 12]. Прибор обеспечивает измерение потенциала поля поверхности слабо заряженных тел в условиях электростатических воздействий окружающей среды, многократно превышающих уровень измеряемых потенциалов, в частности потенциалов биоэлектрического поля в биологически активных точках кожного покрова человека, адекватных диапазону потенциалов электрического поля на поверхности биопокрытий. Продольное разрешение прибора определяется диаметром измерительного электрода и составляет 5 мм, диапазон измеряемых потенциалов от десятков мВ до сотен вольт. Сопротивление изоляции входа прибора – не менее 10¹⁶ Ом, входная ёмкость C_{ex} – не более 5 пФ (ГОСТ 25209-82).

В основу методики измерения поверхностной плотности заряда покрытий, заложен усовершенствованный метод Егучи (метод подъёмного электрода) [13]. Структурная схема измерения представлена на рис. 1, а эквивалентная схема замещения образца с измерительным электродом на рис. 2. При установке прибора на покрытие толщиной L, напыленное на металлическую поверхность (рис. 2, a), на измерительном электроде, размещенном на расстоянии *l*=0,5 мм от поверхности покрытия, индуцируется заряд q, который компенсируется притоком свободных зарядов через нормально замкнутый ключ S. При разомкнутом положении ключа и установке прибора на заземлённую металлическую поверхность (рис. 2, б) на конденсаторах C_{ex} и C_l распределится равный по величине и противоположный по знаку заряд

$$-q = V_{ex}(C_{ex} + C_l).$$

Измерительный электрод прибора оказывается экранированным от электростатических воздействий окружающей среды. Поверхностная плотность заряда, индуцированного на измерительном электроде, равна

$$\sigma_{uud} = \frac{|q|}{S} = \frac{V_{ex}(C_{ex} + C_l)}{S}.$$
 (1)

Здесь S – площадь электрода; C_l – воздушная емкость электрода относительно поверхности образца, либо металлической поверхности. Рассматривая покрытия как тонкий, плоский электрет, создающий поле в зазоре между покрытием и закороченными электродами [14, 15], можно получить уравнение для величины плотности индуцированного заряда σ_{uud}

$$\sigma_{uu\partial} = \frac{\sigma_{s\phi}}{\varepsilon l/L + 1},$$
(2)

где $\sigma_{s\phi}$ – эффективная плотность заряда на поверхности покрытия; L – толщина покрытия; l – расстояние между измерительным электродом и поверхностью покрытия; ε – диэлектрическая проницаемость материала покрытия. Приравнивая правые части выражений (1) и (2), получим формулу для расчета поверхностной плотности заряда

$$\sigma_{3\phi} = \frac{V_{ex}(C_{ex} + C_l)(\varepsilon l/L + 1)}{S}$$

Потенциал на поверхности покрытия вычисляют по формуле

$$V_L = \frac{\sigma_{\mathfrak{s}\phi}L}{\varepsilon\varepsilon_0},$$

где ε_0 – электрическая постоянная.



Рис. 1. Структурная схема измерения поверхностной плотности заряда: 1) подложка; 2) покрытие; 3) измерительный электрод; 4) экран; 5) усилитель

Результаты и обсуждение

Исследовались образцы CaP биосовместимых покрытий, нанесённых на образцы нержавеющей стали 12Х18Н10Т и кремния Si размером 10×10 мм². Измерение потенциала на поверхности образцов проводилось в одной геометрии для всех образцов. Величина потенциала поля V_L на поверхности образцов определялась как среднее значение из пяти измерений. Данные измерений показывают отклонение от среднего значения не более, чем на 5 мВ.

Результаты измерения величины потенциала поля на поверхности CaP-покрытия, представленные в таблице, показывают, что поверхность исследуемых образцов покрытий несет положительный заряд, а потенциал V_L составляет величину 450...1100 мВ, при плотности заряда на поверхности покрытия $\sigma_{s\phi} \sim (0,76...1,2) \cdot 10^{-8}$ Кл/см².

Наличие электрического заряда в исследованных покрытиях показывает, что осажденные в плазме ВЧ-магнетронного разряда покрытия являются диэлектриками и обладают электретными свойствами. Электрет — это диэлектрик, на поверхности или в объеме которого формируются и длительное время сохраняются нескомпенсированные заряды. Существуют различные методы формирования электретного состояния диэлектриков, например обработкой диэлектриков в электрическом поле, в коронном разряде, облучением пучком заряженных частиц, а также при различных технологических операциях в процессе изготовления и модификации диэлектрических материалов (технологические электреты) [14].

Рост СаР-покрытия при распылении мишени в плазме ВЧ-магнетронного разряда происходит в результате переноса вещества из плазмы в направлении подложки и образования диэлектрической пленки на ее поверхности. Как известно [10], подложка заряжена отрицательно по отношению плазмы. Поэтому в составе потока вещества из плазмы на подложку велика концентрация ионов, которые переносят положительный заряд на растущее покрытие. Компенсация положительного заряда осуществляется потоком электронов из плазмы на положительном полупериоде ВЧ-напряжения. Судя по тому, что осажденные покрытия заряжены положительно, переносимый положительный заряд компенсируется электронами из плазмы не полностью.

В состав плазмы ВЧ-разряда при распылении мишени из гидроксиапатита входят положительно заряженные ионы Ca⁺ и CaO⁺, HPO⁺ [8]. Оценка поверхностной плотности заряда, связанного с переносом положительных ионов на подложку проведен на основе потока ионов CaO⁺, концентрация которых в плазме имеет максимальной значение [4]. Оценочные расчеты, дают величину плотности заряда σ =(1...10) Кл/м², которому соответствует напряженность поля E=(6,2...10)·10¹⁰ В/м, что представляется маловероятным.

Действительно, создание положительного объемного заряда ионами из плазмы в пограничной с металлом области растущего диэлектрического покрытия может привести к перераспределению поля в слое диэлектрика. При этом в приконтактном слое толщиной $L\approx0,1$ мкм напряженность поля может достигнуть величины $E\approx5\cdot10^9$ В/м, т. е. возникнут условия, необходимые для туннелирования электронов из металла подложки в диэлектрик [16]. В случае появления электронов с энергией, достаточной для ударной ионизации, объемный заряд может увеличиваться.



Рис. 2. Эквивалентные цепи образца с электродами при установке прибора на покрытие (а), на металлическую пластину (б)

При молтеровской эмиссии, электроны, вышедшие за счет туннельного эффекта из металла и ускоренные полной разностью потенциалов V в слое диэлектрика, проходят слой диэлектрика без столкновений и не захватываются положительным поверхностным зарядом, сохраняя поверхность положительно заряженной [17]. Другую группу составляют медленные электроны, которые могут захватываться на поверхности. Они возникают за счет рассеяния быстрых электронов в объеме слоя. Быстрые электроны могут также создать в пограничной области диэлектрик-вакуум истинно вторичные электроны. Если наступает равновесие между числом медленных электронов, захватываемых поверхностным положительным зарядом, и числом истинно вторичных электронов, покидающих поверхность, то поверхностный заряд автоматически поддерживается проходящим эмиссионным током.

Проведем оценку величин внешнего электрического поля и поля внутри покрытия на основе решения задачи о распределении поля между двумя проводящими плоскостями на поверхности одной из которых находится диэлектрик. Для этого воспользуемся методикой расчета электрических полей диэлектрика при его электретировании в плазме газового (коронного) разряда [14, 15]. При таком способе заряжения одним из электродов является металлическая подложка, на которой размещен диэлектрик, а другим — плазма.

В этом случае напряженность поля внутри диэлектрика описывается формулой

$$E_i = \frac{\sigma_{i,\phi}}{L/l(\varepsilon l/L+1)\varepsilon_0},$$

а напряженность поля вблизи его поверхности

$$E_e = \frac{\sigma_{s\phi}}{(\varepsilon l/L + 1)\varepsilon_0}$$

Если поверхностная плотность заряда диэлектрика (покрытия) $\sigma = 10^{-6}$ Кл/см², толщина покрытия $L=10^{-6}$ м и расстояние анодного промежутка $l=10^{-3}$ м, то напряженность поля вблизи поверхности покрытия составит $E_e = 10^3$ B/см, а внутри покрытия $E_i = 10^6$ В/см. Такое значение эффективной поверхностной плотности заряда покрытия неустойчиво и зависит от пробивного напряжения окружающей среды, которое в свою очередь зависит от давления по закону Пашена. Максимально возможная поверхностная плотность заряда для классических электретов толщиной L=1 см при пробивной напряженности воздуха $E \approx 3.10^4 \,\mathrm{B/cm}$ составляет несколько нанокулон — $\sigma_{ab} = E \varepsilon_0 = 3.10^4 (B/cM) \cdot 8,85 \cdot 10^{-14} (\Phi/cM) \approx 3.10^{-9} \text{ Kл/cM}^2.$ С уменьшением толщины электрета максимально возможная поверхностная плотность заряда увеличивается [18]. Это, скорее всего, связано с увеличением значения пробивной напряженности электрического поля, вызванного эффектом упрочнения в тонких диэлектриках [15].

Результаты измерения плотности зарядов представлены в таблице. Из таблицы видно, что величина измеренной поверхностной плотности зарядов $\sigma_{s\phi}$ составляет порядка 10^{-8} Кл/см². Очевидно, что при извлечении образца из вакуумной камеры возможен искровой пробой покрытия. В процессе локальных газовых разрядов носители зарядов (электроны) будут осаждаться на поверхности покрытия, снижая поверхностную плотность заряда до величины $\sigma_{s\phi} \sim (0,79...1,39) \cdot 10^{-8}$ Кл/см², измеренную индукционным методом, таблица.

| Таблица. | Значения поверхностного потенциала и поверх- |
|----------|---|
| | ностной плотности заряда СаР покрытий. Значе- |
| | ния потенциалов для подложек без покрытия: |
| | сталь 12Х10Н10Т – 0 В, кремний 220 – 340 мВ |

| Подложка | Толщина по- крытия, нм | Поверхност- ный потен- циал, В | Поверхностная плотность зарядов $\sigma_{_{3\phi}}$ ·10 ⁻⁸ Кл/см ² |
|-----------|---------------------------|--------------------------------------|--|
| 12X18H10T | 500 | 0,45 | 0,79 |
| | 600 | 0,68 | 1,00 |
| | 700 | 0,85 | 1,10 |
| Кремний | 600 | 0,90 | 1,32 |
| | 700 | 1,10 | 1,39 |

Проблема электрической совместимости имплантатов очень важна, поэтому величина напряженности электрического поля, созданного покрытием на поверхности имплантата, представляется критической для возможности клинического применения покрытия. Оценим величину электрического поля на границе раздела (контакта) биологической ткани с поверхностью покрытия, равномерно напыленного со всех сторон на металлическую пластину. Границу раздела примем в виде монослоя клеток [19], размещенных на расстоянии *l*=10 мкм от поверхности покрытия, определяемого межклеточным расстоянием [20]. С учетом того, что поверхность покрытия, напыленного на имплантат, является эквипотенциальной, зазор на границе раздела образец – клеточная среда можно условно рассматривать как плоский конденсатор, заполненный межклеточной жидкостью с диэлектрической проницаемостью є'=80 [20], одной из обкладок которого является поверхность покрытия, другой – монослой клеток биологической ткани. Внутри такого конденсатора будет действовать поле с напряженностью [14]

$$E_e = \frac{\sigma_{s\phi}}{(\varepsilon l/L+1)\varepsilon'\varepsilon_0}.$$
(3)

Расчетная напряженность поля покрытия толщиной L=0,5 мкм с поверхностной плотностью заряда $\sigma=7,64\cdot10^{-9}$ Кл/см² на границе контакта с клеточной средой тканей составляет E=5,4 В/см, а потенциал $V_{0u}=El$, индуцированный на поверхности клеток монослоя, $V_{0u}=5,4$ мВ. Согласно экспериментальным данным электретно-поляризационного метода экспресс-диагностики функционального состояния человека [21], величина потенциала поля V кожного покрова, с размещенным на его поверхности пленочным электретом с измерительным электродом, в 2...2,5 раза превышает величину потенциала V_u , индуцированного электростатическим полем пленочного электрета, аналогичным способом размещенного на поверхности металлической пластины и не зависит от полярности электрета. Усиление внешнего поля электрета на поверхности кожного покрова связывают с поляризацией эпидермиса кожи. При наложении близкодействующего поля электрета с поверхностной плотностью заряда $\sigma=10^{-8}...10^{-9}$ Кл/см² происходит ориентационно-дипольная поляризация базального монослоя клеток эпидермиса с образованием гетерозаряда с поверхностной плотностью пропорциональной потенциалу, индуцированному на поверхности кожи $V_n=V-V_u$, отсюда $V=V_u+V_n$ или, соответственно

$V = (2, 0...2, 5)V_{u}$.

Следовательно, можно допустить, что потенциал на поверхности клеток (дзета-потенциал), индуцированный электрическим полем CaP покрытия с учетом поляризации биологических тканей согласно (3), должен составлять величину

Для сравнения, изменение биофизических, физиологических и генетических функций клеток и тканей под воздействием электростатических полей наблюдается при напряженности поля $10^{\circ}...10^{3}$ В/см [22, 23]. Электростимуляция постоянным электрическим полем *in vitro* с напряженностью *E*=1...10 В/см активирует деятельность остеобластов и остеокластов. Остеобласты мигрируют к отрицательному, а остеокласты – к положительному электроду [24]. Варьирование величины поля в указанных пределах позволяет *in vitro* управлять поведением клеток без изменения состава окружающей питательной среды [25].

Одним из основных свойств клеток является существование разности электрических потенциалов между внутриклеточной средой (массивом ионов цитоплазмы) и окружающей клетку межклеточной средой, разделенных плазматической мембраной. Различные концентрации ионов по обе стороны мембраны, соответственно разность потенциалов поддерживаются за счет систем активного транспорта ионов. Биологически действую-

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Yasuda I. Electrical callus and callus formation by electret // Clin. Orthop. – 1977. – V. 124. – P. 53–56.
- Vega R.E., Singh L.M., Danese C., Howard J.M. Survival of a renal homograft by means of a negative electrical field // J. Amer. Med. Assoc. – 1965. – V. 191. – № 4. – P. 293–294.
- Электреты в медицине. 2011. URL: http://vitaport.com.ua/book/export/html/870 (дата обращения 22.04.2011).
- Кулин Е.Т. Биоэлектретный эффект. Минск: Наука и техника, 1980. – 216 с.
- Сидоренко В.М. Механизм влияния электромагнитных полей на живой организм // Биофизика. – 2001. – Т. 46. – № 3. – С. 500–504.

щий потенциал на поверхности мембраны имеет величину от –100 до –50 мВ [20]. Изменение электрических потенциалов на мембране является показателем функционального состояния организма. Для возникновения реакции организма потенциал, создаваемый на поверхности клетки внешним электрическим полем, должен быть сравним по величине с биологически действующими значениями на мембране [5].

Известно, что для инициации возбуждения потенциала действия нервных клеток необходима начальная деполяризация мембраны — увеличение мембранного потенциала от равновесного U₀=-80 мВ до порогового $U_1 = -50 \text{ мB}$ [26]. Следовательно, можно допустить, что потенциал поля $V=\pm(10...14)$ мВ на поверхности клеток, индуцированный электростатическим полем покрытия, лежит в пределах величин, необходимых для коррекции собственных электростатических полей биологических тканей. Электростатические поля подобного уровня успешно применяются для ускорения процессов регенерации и лечения некоторых костных патологий с помощью регулируемого генератора внешних электрических полей [27]. Оптимальный уровень воздействия внешних электрических полей покрытий на биологические ткани обеспечивается соответствующей поверхностной плотностью заряда, которая в свою очередь задается различными режимами высокочастотного магнетронного распыления, позволяющими получать СаР-покрытия с различной поверхностной плотностью заряда.

Таким образом, на основе результатов оценки параметров электростатических полей CaP покрытия на границе контакта с биологической тканью и сравнительного анализа характеристик искусственных и биологически действующих электрических полей на клеточном уровне организации живых систем показана электрическая совместимость CaP покрытий с биологической средой.

Исследование выполнено при поддержке федеральных целевых программ «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009–2013 гг. (гос. контракты № П861 от 25.05.2010; ГК 16.740.11.0205 от 24.09.2010), а также гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых-кандидатов наук (№ МК-6360.2010.8).

- Сурменев Р.А., Сурменева М.А., Пичугин В.Ф., Эппле М. ВЧмагнетронные кальций-фосфатные покрытия на материалах медицинских имплантатов // Известия Томского политехнического университета. – 2009. – Т. 315. – № 2. – С. 138–141.
- Сурменев Р.А., Сурменева М.А., Евдокимов К.Е., Пичугин В.Ф., Эппле М. Зависимость свойств магнетронных СаР покрытий, сформированных из плазмы ВЧ-разряда, от параметров напыления // Физика и химия обработки материалов. – 2010. – № 4. – С. 57–65.
- Surmenev R.A., Surmeneva M.A., Evdokimov K.E., Pichugin V.F., Peitsch T., Epple M. The influence of the deposition parameters on the properties of an rf-magnetron-deposited nanostructured calcium phosphate coating and a possible growth mechanism // Surf. Coat. Tech. – 2011. – V. 205. – Iss. 12. – P. 3600–3606.

- Surmenev R.A., Ryabtseva M.A., Shesterikov E.V., Pichugin V.F., Peitsch T., Epple M. The release of nickel from nickel-titanium (Ni-Ti) is strongly reduced by a sub-micrometer thin layer of calcium phosphate deposited by rf-magnetron sputtering // J. Mater. Sci.: Mater. Med. – 2010. – V. 21. – Iss. 4. – P. 1233–1239.
- Lieberman M.A., Lichtenberg A.J. Principles of Plasma Discharges and Materials Processing. – N.Y.: Wiley&Sons, 1994. – 565 p.
- Лущейкин Г.А. Методы исследования электрических свойств полимеров. – М.: Химия, 1988. – 157 с.
- Бесконтактный способ определения потенциалов заряженной поверхности объекта и устройство для его осуществления: пат. 2223511 Рос. Федерация; заявл. 16.07.02; опубл. 10.02.04, Бюл. № 4. – 5 с.
- Eguchi M. On the permanent electret // Phil. Mag. 1925. V. 49. - P. 178.
- 14. Губкин А.К. Электреты. М.: Наука, 1978. 95 с.
- Орешкин П.Т. Физика полупроводников и диэлектриков. М.: Высшая школа, 1977. – 112 с.
- Сканави Г.И. Физика диэлектриков (область слабых полей). М.: Техтеориздат, 1949. – 500 с.
- 17. Фридрихов С.А., Монин С.М. Физические основы электронной техники. – М.: Высшая школа, 1982. – 452 с.
- Лущейкин Г.А. Полимерные электреты. М.: Химия, 1984. 58 с.
- Маттиас Э. Биоматериалы и биоминерализация / под ред. В.Ф. Пичугина, Ю.П. Шаркеева, И.А. Хлусова. – Томск: Ветер, 2009. – 144 с.
- Голованов М.В. Анализ строения двойного электрического слоя живой клетки // Биофизика. – 1995. – Т. 40. – № 2. – С. 372– 377.

- Способ экспресс-диагностики функционального состояния человека: пат. 2368305 Рос. Федерация; заявл. 12.06.08; опубл. 27.09. 09, Бюл. № 27. – 5 с.
- Black I.D. Electrical stimulation and its effects on growth and ion accumulation in tomato plat // Can. Botany. – 1971. – V. 49. – P. 1809–1811.
- Тавасиан В.С. Влияние электростатического поля на синтез антител // Журнал экспериментальной и клинической медицины – 1976. – Т. 16. – № 5. – С. 42–44.
- Ferrier J., Ross S.M., Kanehisa J., Aubin J.E. Osteoclasts and osteoblasts migrate in opposite directions in response to a constant electrical field // J. Cell. Physiol. – 1986. – V. 129. – Iss. 3. – P. 283–288.
- Qiu Q., Sayer M., Kawaja M., Shyen X., Davies J.E. Attachment, morphology and protein expression of rat marrow stromal cells cultured on charged substrate surfaces // J. Biomed. Mater. Res. – 1998. – V. 42. – Iss. 1. – P. 117–127.
- Сизоненко В.Л. Модель неплоского конденсатора для расчетов электрических полей в мембранных белках // Биофизика. - 1995. - Т. 40. - № 6. - С. 1243-1251.
- Зацепина Г.Н., Тульский С.В. Особенности пространственного распределения потенциала постоянного электрического поля человека в норме и при патологии // Биофизика. – 2004. – Т. 49. – № 1. – С. 128–132.

Поступила 11.04.2011 г.