

33. *Ichkitidze L.P.* Superconducting film magnetic flux transformer with micro- and nanosized branches // *AIP Advances*. 2013. Vol. 3 (6). 062125. 8 p.
34. *Mikhailov B.P., Ichkitidze L.P. et al.* Preparation, Structure, and Properties of: $(\text{Bi,Pb})_2\text{Sr}_2\text{Ca}_2\text{Cu}_3\text{O}_{10+x}$ Ceramics with Si_3N_4 Additions // *Inorganic Materials*. 2003. Vol. 39 (7). pp. 749-754.
35. *Михайлов Б.П., Никулин В.Я., Силин П.В. и др.* Влияние условий ударно-волнового воздействия плазмы на структуру и токонесущую способность многослойных высокотемпературных сверхпроводящих лент // *Перспективные материалы*. 2013. № 10. С. 70-75.

Леван Павлович Ичкитидзе,
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
Николай Александрович Базаев,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Дмитрий Викторович Тельшиев,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Роман Юрьевич Преображенский,
аспирант,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
Мария Левановна Гаврюшина,
научный сотрудник,
ОАО «Базовые технологии»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: leo852@inbox.ru

А.Ю. Герасименко, Л.П. Ичкитидзе, В.М. Подгаецкий, С.В. Селищев

Перспективные наноматериалы с углеродными нанотрубками в биомедицинских приложениях

Аннотация

Рассмотрены некоторые возможности применения в медицинских приложениях композитных наноматериалов, содержащих углеродные нанотрубки. Это, в частности, имплантаты костной и хрящевой ткани, биологические припои для лазерной сварки, искусственные мышцы, слои с высокой электропроводностью для электродов медицинских аппаратов (дефибрилляторов, кардиографов, энцефалографов и др.).

Сопоставлены результаты по степени безопасности композитных наноматериалов с углеродными нанотрубками.

Введение

Композиционные материалы на основе углеродных нанотрубок [УНТ, однослойные УНТ (ОУНТ), многослойные УНТ (МУНТ)] представляют значительный интерес для различных биомедицинских применений. Некоторые уникальные индивидуальные физические параметры УНТ, такие как прочность на разрыв ≥ 50 ГПа, модуль Юнга ≥ 1 ТПа, удельная проводимость $\sigma_m \geq 10^7$ См/м, предельная токопропускаемость $J_m \geq 100$ МА/см², плотность $\rho \leq 1600$ кг/м³, имеют важное значение для создания современных продвинутых композитных материалов, в том числе биологически совместимых (биосовместимых) материалов [1]. Например, материалы с добавлением УНТ обладают твердостью по шкале Виккерса $H_V \geq 60$ ГПа, прочностью на разрыв $S_T \sim 10$ ГПа, удельной электропроводностью $\sigma_e \sim 800$ кСм/м [2]. Их механические характеристики лучше, чем у специальной закаленной стали, а σ_e в несколько раз уступает медным или алюминиевым проводам и пленочным покрытиям. Однако для УНТ значение производного параметра $S_T \sigma_m / \rho$ на порядок выше, чем у известных прочных металлических и хорошо проводящих материалов (сталь, титан, медь, алюминий, разные сплавы драгоценных металлов), часто используемых в технике, микроэлектронике или медицине [3].

В настоящей статье рассматриваются некоторые аспекты использования композиционных наноматериалов с УНТ в медицинских приложениях, а также затрагиваются вопросы степени их безопасности. В частности, речь идет о биосовместимых наноматериалах – имплантах костной и хрящевой ткани, припоях для лазерной сварки биологической ткани, искусственных мышцах и др.

Имплантаты

В настоящее время изготавливаются различные композитные наноматериалы на основе УНТ, в которых матрицей слу-

жат полимеры, а наполнителем – углеродные нанотрубки различных типов. Полимерные матрицы, армированные УНТ, могут быть использованы как конструкционный материал для костного цемента, а также в качестве структурного материала в кожонной инженерии. Композит на основе полиуретана и УНТ, обладающий более выраженными электрическими и механическими свойствами, может быть использован для стимуляции роста костной и нервной тканей [4], [5].

Биосовместимые материалы на основе гидроксипатита (ГА, медицинский цемент) близки по составу к костной ткани и в медицинской практике применяются давно (примерно четверть века), но имеют недостатки. К ним относятся: низкая скорость резорбции, слабое стимулирующее воздействие на рост ткани, малая усталостная прочность в физиологических условиях и т. п. [6]. В связи с этим проведены исследования для улучшения функциональных характеристик ГА за счет добавления МУНТ, и достигнуто увеличение S_T и E в несколько раз [7]. Однако их абсолютные значения существенно (на несколько порядков) ниже соответствующих параметров человеческой нативной костной ткани – $S_T \leq 50$ МПа, $E \approx 150$ МПа, $H_V \approx 500$ МПа [8].

Большинство материалов (металлы, керамика, полимеры и др.), используемых в имплантации или в эндопротезировании, не содержат натуральных биологических матриц, поэтому степень их биосовместимости в некоторых случаях невысока. Следовательно, предпочтительны биологические материалы, которые часто характеризуются полной или высокой степенью биосовместимости. В этом аспекте подходящим является натуральный белок альбумин, так как он полностью биосовместим, широко применяется в биомедицинской практике, доступен и обладает стабильностью характерных параметров. Однако чистый альбумин является порошком, и создать из него 3D-имплантат не представляется возможным.

В работах [9]-[12] подробно описан метод изготовления объемных композитных наноматериалов (ОКНМ, 3D), состоя-

ших из бычьего сывороточного альбумина (БСА) и УНТ, т. е. БСА + УНТ, созданных совокупными лазерными технологиями и нанотехнологиями. Конечный продукт ОКНМ имел черный цвет и внешний вид, подобный полимеру (пластмассе), консистенцию от гелеобразного до твердого материала. Выбор БСА в качестве матрицы ОКНМ был обусловлен его высокой степенью биосовместимости и стабильности, широким применением в биомедицинской практике и дешевой относительно человеческого сывороточного альбумина.

Исследования проводились на ОКНМ, состоящих из БСА и УНТ (функционализированных карбоксильными группами МУНТ_ф или нефункционализированных МУНТ). ОКНМ изготавливались из водных дисперсий, содержащих 25 % мас. БСА и 0,0015...0,04 % мас. МУНТ_ф или МУНТ. Внешний вид образцов ОКНМ представлен на рис. 1. Видно, что образцы с МУНТ (рис. 1б) имеют более светлый вид, чем образцы с МУНТ_ф (рис. 1в), что соответствует цвету дисперсий.

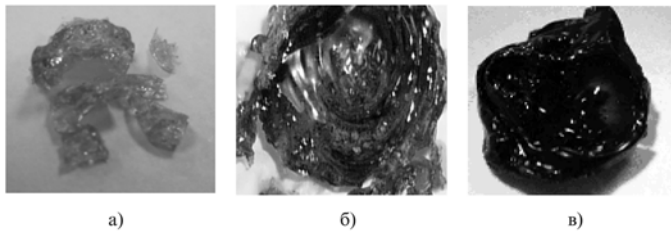


Рис. 1. Внешний вид некоторых образцов: а) высушенный БСА; б) КНМ, $C \approx 0,003$ % мас. МУНТ_ф; в) КНМ, $C \approx 0,003$ % мас. МУНТ_ф [10]

Отметим, что все образцы ОКНМ или БСА, полученные без действия лазерного излучения (ЛИ), а также образцы БСА без УНТ разрушались самостоятельно после сушки или через ~ 24 ч хранения. Однако ОКНМ, обработанные ЛИ, сохраняли свою форму и механические свойства в течение всего времени наблюдения – более 7 лет. Значение твердости H_v ОКНМ с МУНТ_ф составило ~ 250 МПа, а в случае ОКНМ с МУНТ $H_v \sim 300$ МПа, что в 5...6 раз выше, чем у контрольных образцов из чистого БСА и композиционного материала БСА + сажа К-354 ($H_v \sim 45...50$ МПа). Прочность на разрыв ОКНМ была приблизительно на порядок ниже ($S_T \sim 30$ МПа), чем их твердость. Плотность ОКНМ при любых УНТ составляла ~ 1200 кг/м³ и незначительно превосходила ρ для БСА (~ 1030 кг/м³), но была значительно меньше для натурной костной ткани (~ 1950 кг/м³). Максимальные значения удельной твердости $H_v / \rho \sim 0,24$ МПа/(кг/м³) и удельной прочности $\sigma / \rho \sim 0,024$ МПа/(кг/м³) для ОКНМ практически совпадали с соответствующими значениями для человеческой пористой костной ткани: $\sigma / \rho \sim 0,026$ МПа/(кг/м³) [10].

В образце высушенного БСА (см. рис. 2а) постепенно образуются трещины, он разрушается и превращается в порошок. С увеличением концентрации МУНТ в интервале 0,1...0,4 % мас. количество трещин резко падает (рис. 2в) [12].

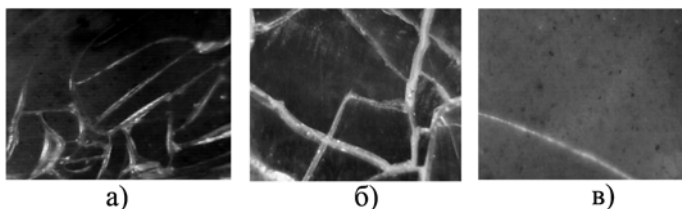


Рис. 2. Трещины на отполированных поверхностях ОКНМ при различных концентрациях МУНТ [12], % мас.: а) 0,1; б) 0,2; в) 0,4

Применение

Предварительные исследования на кроликах ОКНМ БСА + МУНТ в качестве хрящевой ткани показали увеличение скорости регенерации остеоцитов в несколько раз, причем токсической или аллергической реакции зафиксировано не было [11]. Также можно ожидать, что слой ОКНМ БСА + МУНТ

в виде покрытия на различных имплантатах, например металлических или керамических, будут повышать степень их биосовместимости, включая уменьшение вероятности тромбообразования.

Соединения биологических тканей

Лазерная сварка (ЛС) является новым направлением, позволяющим значительно улучшить традиционные методы соединения и восстановления биологической ткани (БТ). При этом полученный шов – так называемый лазерный шов (ЛШ) – практически не имеет грубых и сильно заметных рубцов.

ЛС осуществляется путем нанесения на поверхность будущего шва специального биологического припоя (БП, биоприпой), интенсивно поглощающего ЛИ. Последние исследования показали, что в качестве БП для ЛС наиболее подходящими являются коллоидные водные дисперсии белка альбумина. ЛС с использованием БП из БСА проводилась на различных тканях (например, мозговая оболочка [13], мочеточник [14]). Реализованная прочность на разрыв $S_T < 0,1$ МПа для ЛШ являлась низкой относительно прочности соединения традиционными методами: сшивания, применения медицинских клеев (например сульфакрилата: $S_T \sim 0,5$ МПа [15]).

Сильный эффект увеличения прочности шва соединяющей ткани наблюдался при использовании БП на основе БСА и углеродных нанотрубок (УНТ) [10]-[15], [16]-[18]. БП представлял собой водную ультрадисперсию: матрица – 25 % мас. БСА и наполнитель – наночастицы в виде УНТ. При концентрациях $C \sim 0,1...0,2$ % мас. УНТ (ОУНТ или МУНТ) для ЛШ достигалось увеличение показателя S_T . В частности, при оптимальном значении температуры ($t \sim 60...65$ °С) свариваемого участка БТ были достигнуты максимальные значения относительной прочности $S_T / S_{Tm} \sim 23...32$ % для бычьего хряща и 10...15 % для свиной кожи, где S_{Tm} – прочность сплошной ткани. Для усиления соединения БТ в некоторых образцах на место шва накладывалась хирургическая сетка типа «Prolene», что дополнительно увеличивало прочность на 10...25 %. Попыты были проведены в режиме *in vitro* на полосках хрящей бычьей трахеи и свиной кожи, имевших длину 25...30 мм, ширину 4...8 мм и толщину 0,5...1,5 мм (рис. 3). При этом в случае БП из чистого БСА (без добавок УНТ) были получены $S_T / S_{Tm} \sim 0,15...0,3$ %. Контрольными образцами служили ЛШ на основе БП, содержащие сажу или активированный уголь и полученные в идентичных условиях БП на УНТ. Для них наблюдалось уменьшение значения S_T / S_{Tm} на 30...50 % относительно БП из чистого БСА.

Показанные положительные результаты относятся к режиму *in vitro*, но можно полагать, что аналогичные опыты *in vivo* с БП содержащим наночастицы УНТ также дадут увеличение прочности ЛШ.

Применение

Результаты работ [16]-[18] демонстрируют потенциальные возможности применения в лазерной сварке биологического припоя на основе водной дисперсии БСА + УНТ. При этом лазерный шов по прочности не хуже полученного традиционными методами, а по степени минимального травматизма, стерильности и сложности процесса соединения превосходит их.

Искусственная мышца

Электрические приводы могут быть использованы в качестве мышц для человекоподобных роботов или биосовместимых имплантатов для человека, а также для создания принципиально новых хирургических инструментов.

В медицинских приложениях подходящим является трехкомпонентный слоеный привод на основе ионно-металл-полимерного композита (ИМПК). Улучшить его свойства удалось путем замены ранее использовавшегося платинового или золотого электрода электродом на основе МУНТ [19]. Растворитель из МУНТ наносили по обе стороны ионных полимерных мембран (например пленки Нафцион). После обжига формировались электроды, затем структура пропитывалась ионной жидкостью. Для привода реализовалось поверхностное сопро-

тивление $R_S \sim 100$ Ом/м. Приводы с МУНТ демонстрируют на 20 % большее смещение по сравнению с традиционным ИМПК на основе платины, причем они существенно дешевле последних (рис. 4).

В работе [20] предложен привод, который изготавливался путем горячего прессования пленок ОУНТ (электроды) и наполовину высушенного слоя электролита хитозан/ионная жидкость (1-этил-3-метилимидазолий). Авторы считают, что в целом предложенный привод является биосовместимым, так как его основная часть – электролит – имеет высокую степень биосовместимости.

Дальнейшее улучшение параметров привода возможно с уменьшением R_S . Поэтому были использованы ОУНТ с высокой удельной электропроводностью – 200 кСм/м [21], [22]. Преимущества ОУНТ перед МУНТ в структурах эластомера исчезают, если учитывать сложность их получения, дороговизну и высокую степень токсичности относительно МУНТ. Поэтому большой интерес представляет создание гибких электродов с минимальным содержанием МУНТ. Например, в матрице из карбоксиметилцеллюлозы (КМЦ) реализован порог перколяции на уровне $C = 0,1 \dots 0,25$ % мас. МУНТ [23]. При оптимальных режимах термической обработки в различных средах (воздух, водород) удалось более чем на два порядка увеличить значение σ_e в слоях наноматериала, представляющих собой водную ультрадисперсию из 4 % мас. КМЦ и 5 % мас. МУНТ [24]-[26]. В этих наноматериалах значения удельной проводимости $\sigma_e \sim 40$ кСм/м имеют такой же порядок, который был достигнут в слоях, состоявших практически только из МУНТ [5]. В работе [27] установлено, что под действием лазерного излучения увеличивается проводимость слоев композиционного наноматериала КМЦ + УНТ (МУНТ или ОУНТ) до 300 %, а дальнейший отжиг при $t \sim (190 \pm 10)$ °С приводит к дополнительному росту проводимости в несколько раз по отношению к исходному состоянию, т. е. к состоянию при отсутствии действия лазерного излучения и отжига.

Очевидно, что прототипом искусственной мышцы является рассмотренный привод с УНТ. Для случая с ОУНТ в приводе реализована механическая удельная мощность, приведен-

ная на единицу массы $P_m \sim 244$ Вт/кг [22], что по порядку величины близко к значению P_m характерной натурной мышечной ткани млекопитающих.

Более высокие значения P_m были получены на основе композита с МУНТ, исследованных в [27]. Жгуты из МУНТ скручивали в пряжу и заполняли парафиновым воском, который хорошо смачивал нанотрубки. При пропускании тока и тепловом нагреве растягивались нити МУНТ, что заставляло деформироваться (работать) искусственную мышцу. В этом случае было достигнуто $P_m \sim 30$ кВт/кг, что приблизительно на два порядка выше относительно натурной человеческой мышечной ткани.

Применение

Проводящие наноматериалы системы КМЦ + УНТ имеют перспективы использования в качестве электродов в различных медицинских аппаратах: дефибрилляторах, кардиографах, энцефалографах и др.

Приводы с УНТ развивают удельные мощности порядка или во много раз больше относительно натурной мышечной ткани человека. Накопленные опытные данные наноматериалов с УНТ достаточны для разработки и создания на их основе искусственной мышцы. Однако надо ожидать их внедрения в медицинскую практику только после тщательного исследования степени их безопасности для здоровья человека и для экологии.

Некоторые аспекты степени безопасности наноматериалов с УНТ

К настоящему времени накопились многочисленные работы, посвященные исследованиям степени безопасности для здоровья человека и для экологии углеродных нанотрубок и наноматериалов на их основе [28]-[32]. Из них можно сформулировать следующие выводы:

1. Токсичность ОУНТ больше, чем у МУНТ.
2. Очищенные ОУНТ более токсичны, чем неочищенные (технические), а функционализированные ОУНТ значительно менее токсичны. Кровь функционализирует УНТ.

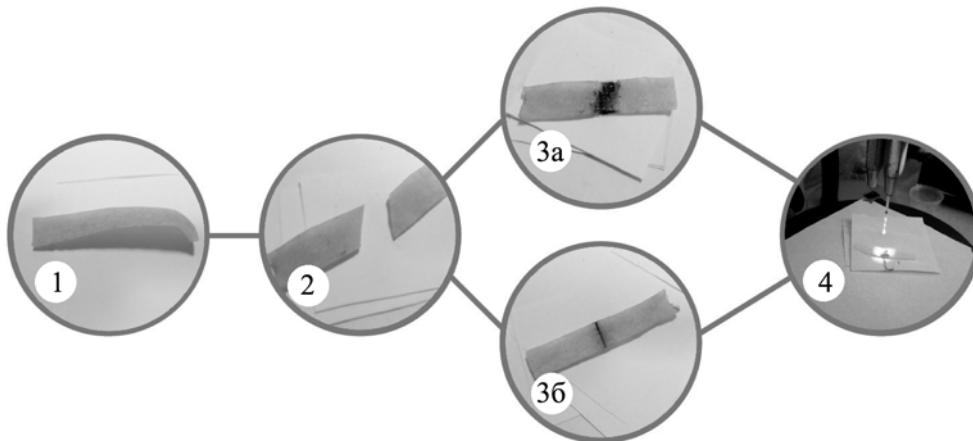


Рис. 3. Схема последующих шагов при ЛС БТ (свиная кожа): 1 – сплошной образец; 2 – разрезанный образец; 3а – ЛШ, полученный при ЛС в случае использования БП и хирургической сетки «Prolene»; 3б – ЛШ, полученный без применения хирургической сетки; 4 – вид процесса ЛС (зеленый цвет пилотного луча лазера). Черный цвет на месте шва обусловлен естественным цветом припоя [18]

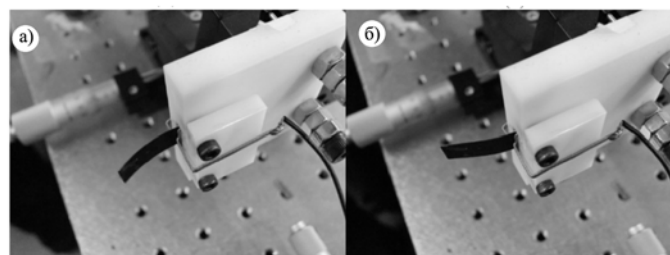


Рис. 4. Механический ответ привода с МУНТ при подаче напряжения: а) 2 В; б) –2 В [19]

3. LDL_0 (наименьшая доза, вызывающая гибель животных) для мышей больше, чем 1 г/кг веса тела для всех типов испытанных УНТ при их внутрибрюшном введении.

4. При имплантации УНТ наличие экссудата в тканях животных и воспалительные признаки сильнее всего выражены для ОУНТ, однако токсическое проявление УНТ меньше, чем токсичность такой же дозы частиц асбеста, введенных под кожу мышей.

5. МУНТ не вызывают образования свободных радикалов, наоборот, они являются их «тушителями».

6. МУНТ со структурой вложенных друг в друга чашечек менее токсичны, чем МУНТ с открытыми концами.

7. Цитруллинирование в клетках, т. е. активирование клеточного механизма, не связанного с воспалениями, может быть показателем цитотоксичности УНТ на ранних стадиях.

8. В биологической среде происходит окислительное ферментативное расщепление УНТ в течение восьми недель.

Заключение

Из рассмотренных биосовместимых композитных наноматериалов с углеродными нанотрубками предпочтение отдается системам, полученным из водных дисперсий бычьего сывороточного альбумина и углеродных нанотрубок методами лазерной технологии и нанотехнологии. Указанные наноматериалы можно считать функциональными, так как на их основе можно реализовать 3D-продукты, слои для покрытия металлических, керамических или иных имплантатов для повышения степени их биосовместимости (например для уменьшения степени тромбообразования), а также биоприпой для лазерной сварки.

Высокий потенциал имеет композитный наноматериал системы из карбоксилметилцеллюлозы и углеродных нанотрубок. Из водной дисперсии этой системы создаются слои с высоким значением удельной проводимости ~ 40 кСм/м при небольшой концентрации $\leq 10\%$ мас. углеродных нанотрубок. На основе такой системы можно изготовить различные электропроводящие элементы медицинских аппаратов, например электроды, электрические приводы и др. Достигнутая механическая удельная мощность в искусственных мышцах на основе композитных материалов с УНТ имеет такой же порядок или во много раз превосходит удельную мощность натурной человеческой мышечной ткани.

Накопленный научно-исследовательский опыт относительно безопасности для здоровья человека и для экологии наноматериалов с углеродными нанотрубками позволяет считать их менее опасными, чем асбест.

Авторы выражают благодарность магистрам Е.А. Бубнову и С.С. Корнилову за помощь в обработке результатов. Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (соглашение № 14.575.21.0044).

Список литературы:

1. Carbon Nanotubes – Growth and Applications / Edited by Mohammad Naraghi // InTech. 2011. 604 p.
2. Hone J., M. Llaguno C., Nemes N.M., T. Johnson A., Fischer J.E., Walters D.A., Casavant M.J., Schmidt J., Smalley R.E. Electrical and thermal transport properties of magnetically aligned single wall carbon nanotube films // Appl. Phys. Lett. 2000. Vol. 77 (5). PP. 666-668.
3. Ngo Q., Cassell A.M., Austin A.J. et al. Characteristics of aligned carbon nanofibers for interconnect via applications // IEEE. Elec. Dev. Lett. 2006. Vol. 27 (4). PP. 221-224.
4. Webster T., Waid M., McKenzie J., Price R., Ejiogor J. Nanobiotechnology: Carbon nanofibres as improved neural and orthopaedic implants // Nanotechnology. 2004. Vol. 15 (1). PP. 48-54.
5. Price R., Haberstroh K., Webster T. Improved osteoblast viability in the presence of smaller nanometre dimensioned carbon fibres // Nanotechnology. 2004. Vol. 15 (8). PP. 892-900.

6. Yao H., Jin Y., Chen M., Wu H., Liu N., Li Q. Preparation and mechanical properties of carbon nanotubes reinforced Aluminum composite // Materials Review. 2012. Vol. 26 (18). PP. 111-115.
7. Wallace G., Moulton S., Whitten P., Lynam C. Light, thermal, and electrical application electrical energy applicator placed in body / Патент Австралии № 20100023101. 2010.
8. Хенч Л., Джонс Д. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг // Техносфера. 2007. 304 с.
9. Андреева И.В., Баграташвили В.Н., Ичкитидзе Л.П., Подгаецкий В.М., Савранский В.В., Селищев С.В. Исследование биосовместимых объемных нанокомпозитов, изготовленных лазерным методом // Медицинская техника. 2009. № 6. С. 1-9.
10. Ичкитидзе Л.П., Подгаецкий В.М., Селищев С.В. Механические свойства объемного нанокомпозита, полученного при лазерном облучении продукта // Изв. вузов. Физика. 2010. № 3/2. С. 125-129.
11. Агеева С.А., Елисенко В.И., Герасименко А.Ю., Ичкитидзе Л.П., Подгаецкий В.М. Испытания на биологическую совместимость объемных нанокомпозитов, созданных лазерным методом // Медицинская техника. 2010. № 6 (264). С. 35-39.
12. Герасименко А.Ю., Дедкова А.А., Ичкитидзе Л.П., Подгаецкий В.М. Исследование способов получения и свойства объемных нанокомпозиционных материалов на основе водной дисперсии альбумина // Оптика и спектроскопия. 2013. Т. 115. № 2. С. 326-332.
13. Forer B., Vasilyev T., Brosh T., Kariv N., Gil Z., Fliss D.M., Katzir A. Repair of Pig Dura in Vivo Using Temperature Controlled CO₂ Laser Soldering // Lasers in Surg. and Med. 2005. Vol. 37 (4). PP. 286-292.
14. Shumalinsky D., Lobik L., Cytron S., Halpern M., Vasilyev T., Ravid A., Katzir A. Laparoscopic laser soldering for repair of ureteropelvic junction obstruction in the porcine model // J. of Endourology. 2004. Vol. 18 (2). PP. 177-181.
15. Марченко В.Т. Клинические и морфологические аспекты применения нового клея «Сульфакрилат» в хирургии органов грудной и брюшной полости / Дис. на соиск. уч. степ. д. м. н. – Новосибирск, 2004. 212 с.
16. Герасименко А.Ю., Ичкитидзе Л.П., Подгаецкий В.М., Пономарева О.В., Селищев С.В. Нанокомпозитный припой для лазерной сварки биологических тканей // Известия вузов. Электроника. 2010. № 4. С. 33-41.
17. Ичкитидзе Л.П., Комлев И.В., Подгаецкий В.М., Пономарева О.В., Селищев С.В. Хролова О.Р. Способ лазерной сварки биологических тканей / Патент RU № 2425700.
18. Герасименко А.Ю., Ичкитидзе Л.П., Подгаецкий В.М., Селищев С.В. Биологические припои для лазерной сварки биологической ткани / Труды XI Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии», ФРЭМЭ'2014. 1-3 июля 2014 г., Владимир – Суздаль, Россия. Кн. 2. С. 104-108.
19. Yang W., Choi H., Cho S., Jeon M., Lee S. Carbon nanotube-graphene composite for ionic polymer actuators // Smart Mater. and Struct. 2012. Vol. 21 (5). PP. 1-7.
20. Ma W. et al. High-strength composite fibers: Realizing true potential of carbon nanotubes in polymer matrix through continuous reticulate architecture and molecular level couplings // Nano Letters. 2009. Vol. 9. PP. 2855-2861.
21. Ma W.J., Song L., Yang R., Zhang T.H., Zhao Y.C., Sun L.F., Ren Y., Liu D.F., Liu L.F., Shen J., Zhang Z.X., Xiang Y.J., Zhou W.Y., Xie S.S. Directly synthesized strong, highly conducting, transparent single-walled carbon nanotube films // Nano Letters. 2007. Vol. 7. PP. 2307-2311.
22. Ma W., Li J., Song L., Niu Z., Cai L., Zeng Q., Zhang X., Dong H., Zhao D., Zhou W., Xie S. Superfast-Response and Ultrahigh-Power-Density Electromechanical Actuators Based on Hierarchical Carbon Nanotube Electrodes and Chitosan // Nano Letters. 2011. Vol. 11. PP. 4636-4641.

23. Ичкитидзе Л.П., Подгаецкий В.М. Электропроводный биосовместимый композиционный наноматериал с углеродными нанотрубками // Медицинская техника. 2011. № 6. С. 25-29.
24. Ичкитидзе Л.П., Селищев С.В., Благов Е.В., Павлов А.А., Галперин В.А., Шаман Ю.П., Кицюк Е.П. Электропроводящие пленки с углеродными нанотрубками в медицинских приложениях / Труды XI Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии», ФРЭМЭ'2014. 1-3 июля 2014 г., Владимир – Суздаль, Россия. Кн. 2. С. 74-76.
25. Ичкитидзе Л.П., Приходко А.С., Путря Б.М., Благов Е.В., Павлов А.А., Галперин В.А., Кицюк Е.П., Шаман Ю.П. Электропроводный композиционный наноматериал с биосовместимыми матрицей и многослойными углеродными нанотрубками // Мед. техника. 2013. № 2. С. 11-16.
26. Ichkitidze L.P., Podgaetsky V.M., Selishchev S.V., Blagov E.V., Galperin V.A., Shaman Yu.P. Laser Stimulation the Electroconductivity of Composite Layers with Multiwalled Carbon Nanotubes / Proceedings of the 3rd International Conference on Nanomaterials: Applications and Properties (NAP-2013). 16-21 September, 2013, Alushta, the Crimea, Ukraine. Vol. 2 (3).
27. Lima M.D., Li N., Jung de Anrade M., Fang S., Oh J., Spinks G.M., Kozlov M.E., Haines C.S., Suh D., Foroughi J., Kim S.J., Chen Y., Ware T., Shin M.K., Machado L.D., Fonseca A.F., Madden J.D.W., Voit W.e., Galao D.S., Baighman R.H. Electrically, Chemically, and Photonically Powered Torsional and Tensile Actuation of Hybrid Carbon Nanotube Yarn Muscles // Science. 2012. Vol. 338 (6109). PP. 928-932.
28. Ичкитидзе Л.П., Комлев И.В. Углеродные нанотрубки и композитные наноматериалы: токсичность / Лазеры в науке, технике, медицине. Сб. научн. труд. / Под ред. В.А. Петрова. – М.: МНТОРЭС им. А.С. Попова, 2010. Т. 21. С. 103-113.
29. Haniu H., Saito N., Matsuda Y., Tsukahara T., Usui Y., Maruyama K., Aoki K., Kobayashi S., Nomura H., Tanaka M., Okamoto M., Kato H. Biological responses according to the shape and size of carbon nanotubes in BEAS-2B and MESO-1 cells // Int. J. Nanomedicine. 2014. Vol. 9. PP.1979-1990.
30. Welp L.R., Keeling R.F., Meijer H.A.J., Bollenbacher A.F., Piper S.C., Yoshimura K., Francey R.J., Allison C.E., Wahlen M. Interannual variability in the oxygen isotopes of atmospheric CO₂ driven by El Nino // Nature. 2011. Vol. 477. PP. 579-582.
31. Mohamed B.M., Movia D., Knyazev A., Langevin D., Davies A.M., Prina-Mello A., Volkov Y. Citrullination as early-stage indicator of cell response to single-walled carbon nanotubes // Sci. Rep. 2013. Vol. 3. PP. 1124-1136.
32. Allen L.B., Kotchey G.P., Chen Y. et al. Star mechanistic investigations of horseradish peroxidase-catalyzed degradation of single-walled carbon nanotubes // J. Am. Chem. Soc. 2009. Vol. 131. PP. 17194-17205.

Александр Юрьевич Герасименко,

канд. физ.-мат. наук, доцент,

Леван Павлович Ичкитидзе,

канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,

Виталий Маркович Подгаецкий,

д-р физ.-мат. наук, профессор,

Сергей Васильевич Селищев,

д-р физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой,

кафедра биомедицинских систем,

Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,

г. Москва, г. Зеленоград,

e-mail: leo852@inbox.ru

А.А. Данилов, Э.А. Миндубаев

Влияние частотных характеристик колебательных контуров и источника питания на эффективность беспроводной передачи энергии при помощи индуктивной связи

Аннотация

Описаны результаты экспериментальных исследований беспроводной передачи энергии. Исследовано влияние рабочей частоты на эффективность передачи энергии. Оценено влияние параметров передающего и принимающего резонансных контуров системы беспроводной передачи энергии на выходные характеристики.

Введение

Сегодня развитие имплантируемых медицинских приборов во многом связано с разработкой и применением технологии чрескожной беспроводной передачи энергии [1]-[3]. Наиболее перспективным считается использование индуктивной связи [4]-[7]. Основные преимущества индуктивной связи по сравнению с другими решениями (применение ультразвука или инфракрасного излучения): слабо выраженный биологический эффект радиоволн, сравнительно низкое поглощение радиоволн органическими средами, относительная простота технической реализации.

Несмотря на перечисленные достоинства, индуктивная связь в настоящее время не нашла широкого применения в допущенных к применению в клинической практике имплантируемых медицинских приборах. Это связано с рядом нерешенных научно-технических проблем, среди которых особое место занимают: задача определения взаимного положения приемной (имплантированной) и передающей (внешней) кату-

шек; задача расчета коэффициента связи и эффективности передачи энергии для произвольно ориентированных друг относительно друга катушек; задача расчета нагрева окружающих тканей и обеспечения термобезопасности системы [8], [9]. Эти проблемы во многом связаны с недостатками теоретической базы, поскольку уравнения для расчета взаимной индуктивности и нагрева биологической ткани не имеют аналитического решения в общем виде. В связи с этим особое значение приобретают экспериментальные исследования, позволяющие получить новые эмпирические данные [10].

Для этой цели была использована установка для беспроводной передачи энергии на основе индуктивной связи, разработанная на кафедре биомедицинских систем Национального исследовательского университета «МИЭТ». С помощью установки были получены данные о влиянии рабочей частоты тока и собственных резонансных частот колебательных контуров в принимающей и передающей частях на эффективность передачи энергии и мощность тока, поступающую в нагрузку. Для выбранной конструкции и диапазона рабочих частот были