

Методы компенсации смещений катушек в системах индуктивной чрескожной передачи энергии к имплантируемым медицинским приборам

Аннотация

Рассмотрена проблема изменений выходных характеристик (напряжение, сила тока, мощность) систем индуктивной передачи энергии к имплантируемым медицинским приборам, вызванных смещениями приемной и передающей катушек относительно друг друга. Приведена классификация смещений. Рассмотрены основные методы компенсации смещений: механическая фиксация положения катушек, определение взаимного положения катушек для устранения смещений или подстройки параметров работы передающей части, оптимизация формы катушек для достижения стабильности в заданном диапазоне смещений, управление рабочей частотой передающей части системы. Показано, что выбор решения проблемы компенсации смещений зависит от особенностей прибора, в первую очередь от места имплантации катушек индуктивности и потребляемой мощности.

Введение

Разработка и совершенствование технологий беспроводного энергообеспечения является одним из основных направлений развития имплантируемых медицинских приборов (ИМП) [1]-[10]. К числу наиболее важных преимуществ применения беспроводной передачи энергии (БПЭ) можно отнести существенное снижение стоимости лечения [8] и уменьшение риска развития послеоперационных осложнений [1], [6].

Наиболее широко используемым методом БПЭ является индуктивная связь [1], [2]. Как правило, используют пару резонансных LC-контуров с плоскими спиральными катушками близких размеров (диаметр 3...10 см), рабочая частота обычно находится в диапазоне 0,1...10 МГц. Такой выбор частоты позволяет минимизировать потери энергии в ткани и соответственно передавать сравнительно большую мощность (до нескольких десятков ватт) с относительно высокой эффективностью без ущерба для организма пациента.

Смещения катушек являются одной из основных особенностей и сложностей применения индуктивной связи для передачи энергии к ИМП [1], [3], [6], [11], [12]. В настоящей статье рассмотрены основные причины возникновения смещений, характер их влияния на параметры работы модуля чрескожной БПЭ и основные технические методы компенсации смещений.

Смещения катушек индуктивности и их влияние на параметры работы модуля чрескожной беспроводной передачи энергии

Стабильность работы является одной из основных характеристик системы энергообеспечения ИМП, особенно в том случае, если ИМП замещает жизненно важную функцию. В связи с этим компенсация смещений является одной из наиболее важных задач при построении систем индуктивной передачи энергии.

Смещения катушек могут быть вызваны движениями пациента и биологическими причинами. Можно выделить три основных типа смещений:

- 1) медленные нерегулярные: вызванные изменением состояния биологической ткани в месте имплантации катушек индуктивности (послеоперационный отек, воспалительные процессы, миграция имплантата);
- 2) быстрые нерегулярные: вызванные движениями пациента, меняющими положение тела в целом (например, переход из положения «лежа» в положение «сидя», из положения «сидя» в положение «стоя»);
- 3) быстрые регулярные: вызванные ходьбой и дыханием.

Нерегулярные смещения могут быть скомпенсированы прямыми методами, т. е. при наличии соответствующей информации оптимальное положение катушек может быть восстановлено. Для компенсации быстрых регулярных смещений требуются непрямые методы, основанные на изменении рабочих характеристик передающей части системы или оптимизации

формы катушек. Эти же методы, соответственно, могут применяться и для компенсации нерегулярных смещений.

Геометрически смещения могут быть разделены на продольные (осевые), боковые (латеральные), угловые и вращательные (рис. 1). Для продольных и угловых смещений можно достаточно точно определить диапазон возможных значений – не более 30 мм и 30° соответственно. Величина боковых и вращательных смещений не может быть заведомо определена так же точно. Кроме того, если боковые, угловые и вращательные движения могут быть скомпенсированы непосредственно, то для продольных смещений (вызванных отеком или миграцией имплантата) возможна только косвенная компенсация.

Следует особо отметить, что смещения катушек могут вызывать как уменьшение, так и увеличение мощности тока в приемной части системы. Это может быть связано как с увеличением коэффициента связи k при возникновении угловых смещений, так и с увеличением передаваемой мощности при уменьшении коэффициента связи – в том случае, если система БПЭ работает в режиме так называемой сильной связи ($k \gg 0,1$) [13], [14].

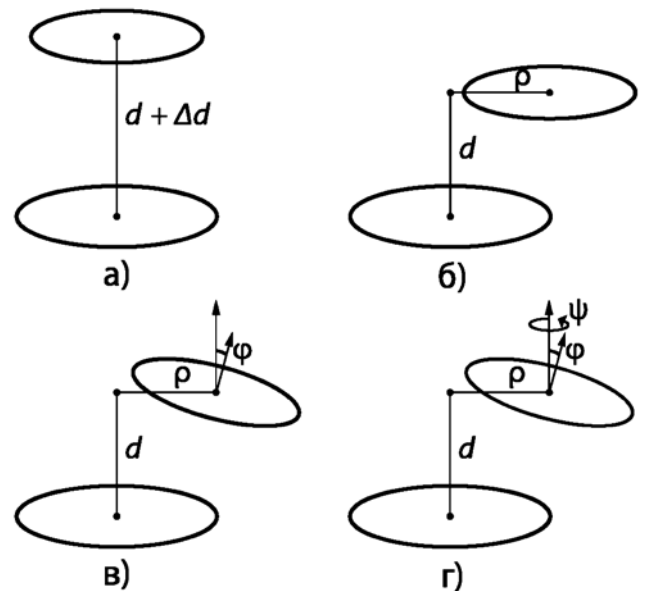


Рис. 1. Смещения катушек индуктивности в системах беспроводной чрескожной передачи энергии: а) продольные; б) боковые; в) угловые; г) вращательные

Механическая фиксация взаимного положения катушек

Одним из вариантов решения проблемы смещений является использование куполообразного корпуса имплантируемой катушки [12], [15], [16]. При этом на поверхности тела пациента возникает искусственная неровность. Это позволяет опре-

делит положение имплантируемой катушки и зафиксировать внешнюю катушку (рис. 2), например с помощью адгезивных материалов [16]. Существенным недостатком метода являются ограничения, накладываемые на форму передающей катушки. Такая фиксация не решает проблему продольных, угловых и вращательных смещений. Наконец, это решение является нефизиологичным.

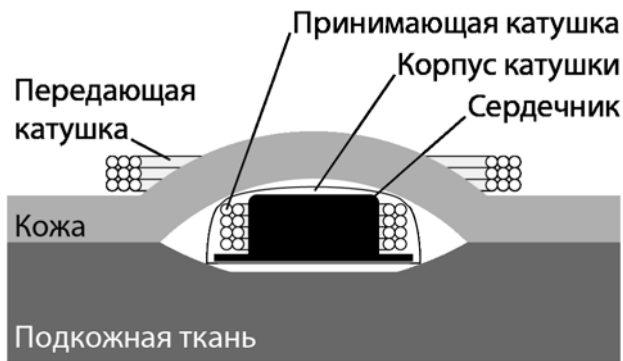


Рис. 2. Вариант фиксации положения внешней и имплантируемой катушек с помощью куполообразного корпуса, формирующего искусственную неровность на поверхности кожи пациента [17]

Другим способом фиксации положения катушечной пары является использование магнитов, расположенных на оси приемной и передающей катушек [9], [17], [18]. Способ нашел широкое применение в кохлеарных имплантатах, для которых характерно размещение катушек на сравнительно малоподвижной поверхности головы пациента. Одной из существенных сложностей в данном случае являются проблемы, связанные с возможностью применения магнитно-резонансной томографии для обследования пациентов с ИМП [19]. Если катушки располагаются не на голове пациента, а на более подвижных частях тела (например, на животе или груди), то фиксация положения с помощью магнитов оказывается недостаточно сильной.

Определение взаимного положения катушек

Другим возможным решением проблемы компенсации смещений является определение взаимного положения приемной и передающей катушек. При этом полученная информация может быть использована как для коррекции положения передающей катушки, так и для изменения параметров работы передающей части системы.

Положение имплантируемой катушки в теле пациента может быть определено с помощью оптической или ультразвуковой системы позиционирования [17], [20]. Основным достоинством применения систем позиционирования является высокая точность, к числу недостатков относятся усложнение устройства, увеличение габаритов и рост потребления энергии. Такие методы могут рассматриваться как привлекательные для ИМП с высоким уровнем потребляемой мощности, когда доля системы позиционирования в энергетическом бюджете невелика.

Альтернативой прямым методам определения положения катушек являются методы пассивного детектирования смещений, основанные на оценке изменения взаимной индуктивности M [21], [22]. Поскольку конкретному значению M соответствует бесконечный набор комбинаций смещений, этот метод позволяет только зафиксировать сам факт смещения. Это позволяет скорректировать параметры работы передающей части, но коррекция положения катушек для достижения оптимальной позиции невозможна.

Существует также методика пассивного определения взаимного положения катушек, основанная на использовании дополнительного набора катушек индуктивности в передающей части [23], [24]. В основе этого метода лежит оценка изменения взаимной индуктивности. Поскольку такая оценка вы-

полняется не для одной, а для нескольких катушек (16 катушек в матрице 4×4), задача определения координат принимающей катушки в системе отсчета, связанной с передающей катушкой, может быть решена. Пассивная система детектирования смещений не требует питания, однако к ее недостаткам можно отнести усложнение передающей части системы и дополнительные потери энергии, вызванные генерацией тока в катушках-детекторах.

Оптимизация формы катушек

Первым ИМП с индуктивной передачей энергии был разработанный в Швеции в конце 50-х годов прошлого века кардиостимулятор [25], [26]. Имплантат был укомплектован аккумулятором, подзаряжавшимся с помощью пары катушек: имплантированной, диаметром 5 см, и внешней – диаметром 25 см. Благодаря существенно большим размерам передающей катушки, система демонстрировала высокую устойчивость к смещениям, что позволяло выполнять зарядку аккумулятора во время сна, при этом передающая катушка размещалась не на теле пациента, а на поверхности кровати. Аналогичное решение использовалось и позже [27], [28], однако в дальнейшем от применения катушек существенно разных размеров отказались, в первую очередь из-за низкой эффективности передачи энергии.

В настоящее время основным способом геометрической оптимизации катушек с целью минимизации влияния смещений является использование передающей катушки, внешний радиус которой в 1,3...1,8 раза больше, а внутренний радиус равен внешнему радиусу принимающей катушки. Так, для энергообеспечения полностью искусственного сердца «ReinHeart» используются имплантируемая спиральная катушка с внешним диаметром 70 мм и фактором заполнения (отношение внутреннего диаметра к внешнему) $\ll 1$ и передающая катушка с внешним диаметром 100 мм и внутренним диаметром 70 мм (фактор заполнения 0,7). Относительно большое значение внутреннего диаметра выбрано для обеспечения компенсации смещений: стабильная передача энергии обеспечивается для продольных и боковых смещений 30 мм и меньше [29]. Недостатком метода является снижение эффективности передачи энергии, поскольку величина оптимального, с точки зрения эффективности, фактора заполнения передающей катушки составляет приблизительно 0,4 [30], [31].

Более перспективным представляется подход, основанный на теоретическом анализе влияния форм-фактора катушки (число витков, расстояние между витками) [30]-[32]. Использование распределенных спиральных обмоток позволяет добиться стабильных значений коэффициента связи для боковых смещений, сравнимых с радиусом передающей катушки [30]. Подбор геометрических параметров катушек (радиус обмотки, число витков) позволяет добиться сравнительно стабильных (колебания не более 10 %) значений передаваемой мощности для продольных смещений в диапазоне 0,2...0,35 от радиуса передающей катушки [32].

Управление рабочей частотой системы

Одной из существенных особенностей применения индуктивной связи для чрескожной БПЭ является работа вблизи так называемой критической, или сильной, связи. Размеры катушек обычно сравнимы или больше продольного расстояния между катушками. В такой конфигурации коэффициент связи k может достигать величины порядка 0,1 и выше. Такие значения k обычно соответствуют сильной связи между катушками, при которой возникает так называемый эффект расхождения частот: унимодальная амплитудно-частотная характеристика, соответствующая слабой связи, превращается в бимодальную; при этом локальные максимумы мощности в приемной части системы соответствуют не собственной резонансной частоте системы, а так называемым четной и нечетной частотам (рис. 3), величины которых зависят от величины коэффициента связи и соответственно от взаимного положения катушек [14].

Одним из вариантов использования эффекта расхождения частот для стабилизации выходных характеристик системы является выбор такой геометрии катушек, при которой система работает в режиме сверхкритической связи, но на собственной резонансной частоте. Такое решение обеспечивает стабильные выходные характеристики системы при значительных колебаниях коэффициента связи [33]. При этом может достигаться высокая эффективность передачи энергии. В то же время существенно уменьшается амплитуда выходного сигнала. Соответственно, метод может быть востребован в системах с низким (100 мВт и ниже) уровнем потребляемой мощности.

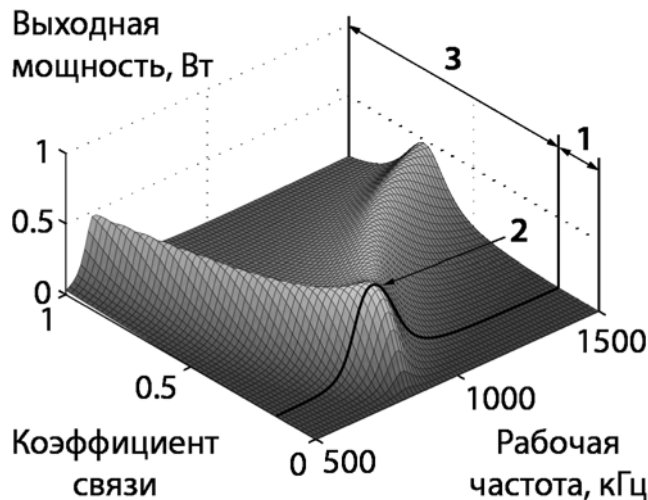


Рис. 3. Зависимость выходной мощности в системе индуктивной чрескожной передачи энергии от величины коэффициента связи и рабочей частоты: 1 – область докритической связи (пиковая мощность соответствует собственной резонансной частоте LC-контуров); 2 – критическая связь; 3 – область сверхкритической связи (пиковая мощность достигается на двух частотах)

Более перспективным подходом представляется построение систем БПЭ с подстройкой параметров работы передающей части. Так, можно регулировать выходную мощность, изменяя напряжение источника питания на основе данных обратной телеметрии напряжения на нагрузке [34]. Главным недостатком такого решения является низкая эффективность передачи энергии при значительных смещениях катушек. Другим распространенным способом подстройки является изменение импеданса системы с помощью массива конденсаторов [35] либо катушек с подстраиваемой индуктивностью [36]. В таком случае высокая эффективность передачи энергии сохраняется в широком диапазоне смещений. Деграция электронных компонентов, ограниченный шаг подстройки номиналов компонентов, а также увеличение габаритов передатчика/приемника существенно затрудняют применение данного решения. Использование систем отслеживания частоты позволяет добиться стабильно высокой мощности и эффективности при работе в области сверхкритической связи [37], [38]. Возможные трудности при применении метода могут быть связаны с интерференцией с другими электронными приборами из-за широкого диапазона рабочих частот системы.

Заключение

Стабильность выходных характеристик является одним из основных требований, предъявляемых к системам беспроводного энергообеспечения ИМП. Смещения катушек являются основной сложностью на пути решения проблемы обеспечения стабильности. Для приборов, размещающихся на голове пациента (кохлеарные имплантаты, визуальные протезы, стимуляторы головного мозга), задача компенсации смещений во многом решена в первую очередь за счет того, что катушки индуктивности находятся на сравнительно малоподвижном

участке тела человека. В случае размещения катушек индуктивности на животе/груди/спине проблема смещений становится существенно более сложной. Для систем механической поддержки кровообращения сложность задачи дополнительно возрастает в связи с необходимостью передачи высокой мощности (порядка 10 Вт) и с тем, что ИМП выполняет жизненно важную функцию.

Ни один из существующих методов компенсации смещений не решает проблему в полной мере, хотя наиболее универсальными в этом смысле являются методы управления рабочей частотой системы. Необходимой представляется комбинация всех или нескольких методов для достижения максимальной стабильности при сохранении высокой эффективности и заданного уровня передаваемой мощности. В случае систем механической поддержки кровообращения наиболее перспективным подходом может быть использование методов активного позиционирования катушек в сочетании с геометрической оптимизацией и наличием схемы подстройки рабочей частоты.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (проект № 14-39-00044).

Список литературы:

1. Amar A.B., Kouki A.B., Cao H. et al. Power Approaches for Implantable Medical Devices // *Sensors*. 2015. Vol. 15. № 11. PP. 28889-28914.
2. Bocan K.N., Sejdic E. Adaptive transcutaneous power transfer to implantable devices: A state of the art review // *Sensors*. 2016. Vol. 16. № 3. E393.
3. Wang J., Smith J., Bonde P. Energy transmission and power sources for mechanical circulatory support devices to achieve total implantability // *The Annals of Thoracic Surgery*. 2014. Vol. 97. № 4. PP. 1467-1474.
4. Yakovlev A., Kim S., Poon A. Implantable biomedical devices: Wireless powering and communication // *IEEE Communications Magazine*. 2012. Vol. 50. № 4. PP. 152-159.
5. Li X., Yang Y., Gao Y. Visual prosthesis wireless energy transfer system optimal modeling // *Biomedical Engineering Online*. 2014. Vol. 13. № 3.
6. Danilov A.A., Itkin G.P., Selishchev S.V. Progress in methods for transcutaneous wireless energy supply to implanted ventricular assist devices // *Biomedical Engineering*. 2010. Vol. 44. № 4. PP. 125-129.
7. Lenaerts B., Puers R. Omnidirectional inductive powering for biomedical implants. – Springer Netherlands, 2009.
8. Eldridge P., Simpson B.A., Gilbert J. The Role of Rechargeable Systems in Neuromodulation // *European Neurological Review*. 2011. Vol. 6. № 3. PP. 187-192.
9. Clark G. Cochlear implants: Fundamentals and applications. – Springer, 2003. 831 p.
10. Weiland J.D., Humayun M.S. Visual Prosthesis // *Proceedings of the IEEE*. 2008. Vol. 96. № 7. PP. 1076-1084.
11. Slaughter M.S., Myers T.J. Transcutaneous energy transmission for mechanical circulatory support systems: History, current status, and future prospects // *Journal of Cardiac Surgery*. 2010. Vol. 25. № 4. PP. 484-489.
12. Schuder J.C. Powering an artificial heart: Birth of the inductively coupled-radio frequency system in 1960 // *Artificial Organs*. 2002. Vol. 26. № 11. PP. 909-915.
13. Danilov A.A., Mindubaev E.A. Influence of angular coil displacements on effectiveness of wireless transcutaneous inductive energy transmission // *Biomedical Engineering*. 2015. Vol. 49. № 3. PP. 171-173.
14. Danilov A., Mindubaev E., Selishchev S. Space-frequency approach to design of displacement tolerant transcutaneous energy transfer system // *Progress in Electromagnetics Research M*. 2015. Vol. 44. PP. 91-100.

15. Okamoto E., Yamamoto Y., Akasaka Y. et al. A transcutaneous energy transmission system with hybrid energy coils for driving an implantable biventricular assist device // *Artificial Organs*. 2009. Vol. 33. № 8. PP. 622-626.
16. Mehta S.M., Pae W.E. Jr., Rosenberg G. et al. The LionHeart LVD-2000: A completely implanted left ventricular assist device for chronic circulatory support // *The Annals of Thoracic Surgery*. 2001. Vol. 71. № 3. PP. S156-S161.
17. Wilson B.S., Dorman M.F. Cochlear implants: Current designs and future possibilities // *Journal of rehabilitation research and development*. 2008. Vol. 45. № 5. PP. 695-730
18. Dormer K.J., Richard G.L., Hough J.V., Nordquist R.E. The use of rare-earth magnet couplers in cochlear implants // *Laryngoscope*. 1981. Vol. 91. № 11. PP. 1812-1820.
19. Carlson M.L., Neff B.A., Link M.J., Lane J.I. et al. Magnetic Resonance Imaging with Cochlear Implant Magnet in Place: Safety and Imaging Quality // *Otology & Neurotology*. 2015. Vol. 36. № 6. PP. 965-971.
20. Practice of Intramedullary Locked Nails / Ed. Leung K.-S. et al. – Springer Berlin Heidelberg, 2006.
21. Friedmann J., Groedel F., Kennel R. A Novel Universal Control Scheme for Transcutaneous Energy Transfer (TET) Applications // *IEEE Journal of Emerging and Selected Topics in Power Electronics*. 2015. Vol. 3. № 1. PP. 296-305.
22. Ozeki T., Chinzei T., Abe Y., Saito I. et al. Functions for detecting malposition of transcutaneous energy transmission coils // *American Society for Artificial Internal Organs Journal*. 2003. Vol. 49. № 4. PP. 469-474.
23. Hu L., Fu Y., Ruan X., Xie H., Fu X. Detecting Malposition of Coil Couple for Transcutaneous Energy Transmission // *American Society for Artificial Internal Organs Journal*. 2016. Vol. 62. № 1. PP. 56-62.
24. Fu Y., Hu L., Ruan X., Fu X. A transcutaneous energy transmission system for artificial heart adapting to changing impedance // *Artificial Organs*. 2015. Vol. 39. № 4. PP. 378-387.
25. Larsson B., Elmqvist H., Ryden L., Shueller H. Lessons from the first patient with an implanted pacemaker: 1958-2001 // *Pacing and Clinical Electrophysiology*. 2003. Vol. 26. № 1. PP. 114-124.
26. Arzuaga P. Cardiac pacemakers: Past, present and future // *IEEE Instrumentation and Measurement Magazine*. 2014. Vol. 17. № 3. PP. 21-27.
27. Flack F.C., James E.D., Schlapp D.M. Mutual inductance of air-cored coils: Effect on design of radio-frequency coupled implants // *Medical & Biological Engineering*. 1971. Vol. 9. PP. 79-85.
28. Fiandra O. The first pacemaker implant in America // *Pacing and Clinical Electrophysiology*. 1988. Vol. 11. № 8. PP. 1234-1238.
29. Pelletier B., Spiliopoulos S., Finocchiaro T., Graef F. et al. System overview of the fully implantable destination therapy – ReinHeart-total artificial heart // *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*. 2015. Vol. 47. № 1. PP. 80-86.
30. Zierhofer C.M., Hochmair E.S. Geometric approach for coupling enhancement of magnetically coupled coils // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1996. Vol. 43. № 7. PP. 708-714.
31. Jow U.-M., Ghovanloo M. Design and optimization of printed spiral coils for efficient transcutaneous inductive power transmission // *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. 2007. Vol. 1. № 3. PP. 193-202.
32. Danilov A.A., Mindubaev E.A., Selishchev S.V. Design and Evaluation of an Inductive Powering Unit for Implantable Medical Devices Using GPU Computing // *Progress in Electromagnetics Research B*. 2016. Vol. 69. PP. 61-73.
33. Galbraith D.C., Soma M., White R.L. A wide-band efficient inductive transdermal power and data link with coupling insensitive gain // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1987. Vol. BME-34. № 4. PP. 265-275.
34. Kiani M., Ghovanloo M. An RFID-based closed-loop wireless power transmission system for biomedical applications // *IEEE transactions on circuits and systems. II, Express briefs*. 2010. Vol. 57. № 4. PP. 260-264.
35. Si P., Hu A.P., Malpas S., Budgett D. A frequency control method for regulating wireless power to implantable devices // *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. 2008. Vol. 2. № 1. PP. 22-29.
36. Aldhafer S., Chi-kwong Luk P., Whidborne J.F. Tuning class E inverters applied in inductive links using saturable reactors // *IEEE Transactions on Power Electronics*. 2014. Vol. 29. № 6. PP. 2969-2978.
37. Waters B.H., Sample A.P., Bonde P., Smith J.R. Powering a Ventricular Assist Device (VAD) with the Free-Range Resonant Electrical Energy Delivery (FREE-D) System // *Proceedings of the IEEE*. 2012. Vol. 100. № 1. PP. 138-149.
38. Schormans M., Valente V., Demosthenous A. Frequency Splitting Analysis and Compensation Method for Inductive Wireless Powering of Implantable Biosensors // *Sensors*. 2016. Vol. 16. № 8. E1229.

Арсений Анатольевич Данилов,
 канд. физ.-мат. наук, доцент,
 Эдуард Адитович Миндубаев,
 аспирант,
 Сергей Васильевич Селищев,
 д-р физ.-мат. наук, профессор,
 зав. кафедрой,
 кафедра биомедицинских систем,
 Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
 г. Москва, г. Зеленоград,
 e-mail: arseny.danilov@gmail.com

* * * * *