

## ВОЗМОЖНОСТИ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ТЕРМОБЕЗОПАСНОСТИ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ УСТРОЙСТВ

Швец С.Н., Победа Т.В., Безкоровайный В.С.

*Луганский национальный университет имени Владимира Даля*

Одна из проблем создания имплантируемого устройства (ИУ) с беспроводным индуктивным модулем питания (БИМП) заключается в необходимости обеспечения безопасности жизнедеятельности организма наряду с поддержанием требуемого уровня выходной мощности для заряда аккумулятора. Так, если массогабаритные характеристики ИУ не должны превышать 5 % от массы биологического объекта [1], что обеспечивает предупреждение механического повреждающего действия ИУ на ткани организма, то допустимый нагрев тканей, контактирующих с элементами системы, а также тканей, находящихся в зоне действия электромагнитного поля (ЭМП), не должен превышать 2 °С [2]. Нагрев элементов системы БИМП может вызывать дискомфорт у пациента, повысит вероятность развития инфекции, а при нагреве окружающих тканей до температуры 42°С и более – привести к патологическим изменениям. В настоящее время предложен метод выбора параметров приемной катушки (радиуса провода, числа витков, радиуса катушки) при заданных параметрах системы, обеспечивающих термобезопасность [3]. При реализации этого подхода, исходя из потребностей во внутреннем питании и напряжении, определяется максимальное значение тока  $I_{\max}$ , проходящего через обмотку катушек. На основании полученных зависимостей между  $I_{\max}$  (соответствующим нагреву катушки радиусом 5 см на 2 °С), диаметром провода и числом витков катушки выбираются соответствующие параметры. После выбора числа витков катушки определяется радиус витков. Показано, что влияние радиуса катушки становится существенным только тогда, когда его значение оказывается ниже определенного предела, называемого тепловым радиусом  $R_{\text{therm}}$  [3]. В работе приведена зависимость теплового радиуса  $R_{\text{therm}}$  от числа витков катушки  $N$  для различных значений радиуса витков. Согласно проведенным исследованиям любая катушка с радиусом от  $R_{\text{therm}}$  до 5см будет термобезопасной.

Также потенциальными причинами нагрева тканей при использовании беспроводной индуктивной системы питания являются индуцируемые в них токи проводимости и смещения, и выделение тепла на линейных стабилизирующих и прочих резистивных компонентах приемного модуля, предназначенного для подзарядки встроенного источника питания [4]. При этом оптимальный уровень мощности электромагнитного поля находится в зависимости от расстояния между имплантируемым устройством и передающим индуктивным контуром. В связи с этим возникает задача синтеза адекватного алгоритма

автоматической подстройки мощности генератора, учитывающего вариабельность расстояния между индукторами, определяемого конкретными клиничко-экспериментальными задачами. В [4] исследования проводились на макете имплантируемого устройства объемом 9 см<sup>3</sup> в полимерном корпусе, находящемся на расстоянии 25-45 мм от передающего контура и обеспечивающем выходную мощность до 0,5 Вт для заряда аккумулятора при частоте поля до 1 МГц. В качестве имитационной среды организма использовался физиологический раствор. Также была разработана структурная схема (рис. 1), согласно которой выполнен синтез оптимального алгоритма регулирования.



Рисунок 1 – Структурная схема приемопередающих частей БИМП

По экспериментальным исследованиям [4] было установлено, что при заданных характеристиках системы окружающая имитационная среда нагревается преимущественно от ИУ. При оптимальной установившейся величине принимаемой мощности основным источником тепла являлся индуктор, обладающий наибольшим активным сопротивлением среди всех компонентов. Для максимизации эффективности передачи энергии индуктор рекомендуется располагать непосредственно у стенки полимерного корпуса ИУ, а аккумулятор – наиболее удаленно от индуктора, так как его металлический корпус негативно влиял на добротность индуктора.

### Список литературы

1. Руководство по экспериментальному (доклиническому) изучению новых фармакологических средств / под общ. ред. Р. У. Хабриева. 2-е изд., перераб. и доп. — М.: Медицина, 2005. - 832 с.
2. Seese T. M., Harasaki H., Saidel G. M., Davies C. R. Characterization of Tissue Morphology, Angiogenesis, and Temperature in the Adaptive Response of Muscle Tissue to Chronic Heating//Laboratory Investigation. 1998. Vol. 78. Iss. 12. P. 1553-1562.
3. Pures R., Vandervoorde G. Recent Progress on Transcutaneous Energy Transfer for Total Artificial Heart System // Artificial Organs. 2001. Vol. 25 (5). PP. 400-405.
4. Горский О. В. Минимизация нагрева имплантируемых устройств с беспроводной индуктивной системой питания / О.В. Горский // Информационно-управляющие системы. – 2014. – № 5. – С. 40-50.