

УДК 57.089

Теоретическое изучение применения амплитудной модуляции при радиочастотной электрокоагуляции

Карпухин В. А.¹, Замятина В. А.^{1,*}

* vika_zam93@mail.ru

¹МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Россия

В статье представлены результаты исследования влияния параметров амплитудно-импульсной модуляции (АИМ) выходного воздействия на термoeлектрические характеристики биологических тканей для заданной геометрии рабочей части инструмента при радиочастотной монополярной электрокоагуляции. В результате проведенных исследований предложена методика расчета параметров АИМ воздействующего сигнала с фиксированной несущей частотой для игольчатого электрода заданной геометрии и глубины погружения рабочей части инструмента в биологические ткани. Для данной геометрии электрода определены параметры АИМ - сигнала, обеспечивающие диапазон нагрева биологических тканей вблизи рабочей части инструмента 60...80 С.

Ключевые слова: радиочастотная электрокоагуляция, биологическая ткань, амплитудная модуляция, температура биоткани, частота релаксации

Введение

В последние годы электрохирургические методы лечения все шире применяются в медицинской практике. Однако проблема безопасности использования этих методов, связанная с возникновением термических травм обрабатываемых биотканей, до сих пор не решена [1]. Существующие подходы снижения травматичности биотканей при электрохирургическом вмешательстве достаточно эффективны, но обладают рядом недостатков. Аргоно-плазменная электрохирургия имеет минимальную травматичность, но не может быть использована в эндохирургии в силу больших массогабаритных характеристик. К тому же аргоно-плазменные аппараты имеют весьма высокую стоимость [2-4]. Применение в электрохирургических аппаратах систем стабилизации выходной мощности только отчасти снижает травматичность операции, поскольку в них не учитываются геометрические характеристики зоны контакта рабочей части инструмента и обрабатываемых биотканей, что может приводить к неконтролируемому возрастанию плотности тока в зоне контакта, недопустимому росту температуры и некрозу тканей [5 - 7]. Компромиссным вариантом снижения

травматичности хирургического вмешательства может служить радиочастотная электрохирургия [8].

Преимущества радиохирургии по сравнению с высокочастотной электрохирургией основываются на том, что на частотах свыше нескольких мегагерц в процесс проводимости включается суммарная емкость клеточных мембран, что означает снижение влияния гетерогенности структуры ткани и неоднородности ее состава в несколько раз. Таким образом, при рассечении тканей процесс локальных тепловыделений мало зависит от вида ткани (мышца, соединительная ткань, мозговая ткань, эпидермис и др.). Это выражается в том, что различные виды ткани одним и тем же электродом одинаково рассекаются или коагулируются при установленном уровне выходной мощности. Более того, одинаковый хирургический эффект достигается при более низкой выходной мощности генератора [9].

Согласно исследованиям процесса термического воздействия на биологическую ткань были установлены определенные изменения в структуре ткани в зависимости от температуры нагрева. Для устойчивой коагуляции необходимо, чтобы температура нагреваемой ткани находилась в диапазоне от 60°C до 80°C, а выходное воздействие представляло собой амплитудно - модулированный высокочастотный ток. Благодаря модуляции высокочастотного тока параметры свертывания преобладают над параметрами резания за счет увеличения латерального тепла в ране [10]. Но не смотря на многочисленные теоретические и экспериментальные исследования процессов электрокоагуляции и электрорезекции [11, 12], отсутствуют рекомендации, позволяющие обосновывать выбор параметров амплитудно-модулированного радиохирургического воздействия для заданной геометрии рабочей части инструмента.

Поэтому целью настоящей работы является теоретическое исследование влияния параметров амплитудно - импульсной модуляции (АИМ) выходного воздействия на термоэлектрические характеристики биологических тканей для заданной геометрии рабочей части инструмента при радиочастотной монополярной электрокоагуляции.

1. Материалы и методы

Для исследования распределений электрического и температурного полей в биологической ткани при монополярной коагуляции была предложена геометрическая модель электрод – биоткань, полусечение которой изображено на рис. 1. Модель биологической ткани представлена цилиндром радиусом $R=5$ мм и высотой $H=10$ мм, а электрод - игла, в виде эллипсоида с полуосями $a=9.5$ мм, $b=1$ мм, погруженного в биологическую ткань. Подобная геометрическая модель позволяет свести задачу к осесимметричному случаю и производить расчеты в системе цилиндрических координат.

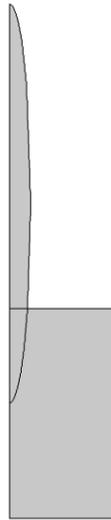


Рис.1. Геометрическая модель биоткань – электрод

В качестве математической модели использовались уравнения теплопроводности (1) и квазиэлектростатики (2) – (4), которые решались совместно в среде Comsol Multiphysics:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = Q, \quad (1)$$

$$J = \sigma E + \frac{\partial D}{\partial t} + J_e, \quad (2)$$

$$E = -\nabla U, \quad (3)$$

$$\nabla J = Q, \quad (4)$$

где ρ - плотность ткани; C_p - теплоемкость ткани; T - температура ткани; k - теплопроводность ткани; Q - тепловыделение в ткани; J - вектор объемной плотности тока; σ - электропроводность биологической ткани; ϵ_0 - электрическая постоянная; D - электрическая индукция поля; E - напряженность электрического поля; ϵ_r - диэлектрическая проницаемость биологической ткани.

Электропроводность мягкой ткани представляет собой функцию температуры T и содержания воды в ткани W и равна (4) [13]:

$$\sigma(T, W) = \sigma'' = \sigma_0 W \exp(r_T (T - T_0)), \quad (5)$$

где σ_0 - электропроводность ткани при начальной температуре T_0 ; r_T - температурный коэффициент изменения электропроводности.

Граничные условия при расчете модели были установлены следующие:

- на границах исследуемого образца теплоперенос отсутствует;
- вне зоны воздействия электрический ток и заряд не генерируется;
- потенциал на поверхности эллипсоида задавался в виде радиоимпульсов с амплитудой 100 В, 150 В, 200 В и частотой несущей $f_0 = 4$ МГц (рисунок 2).

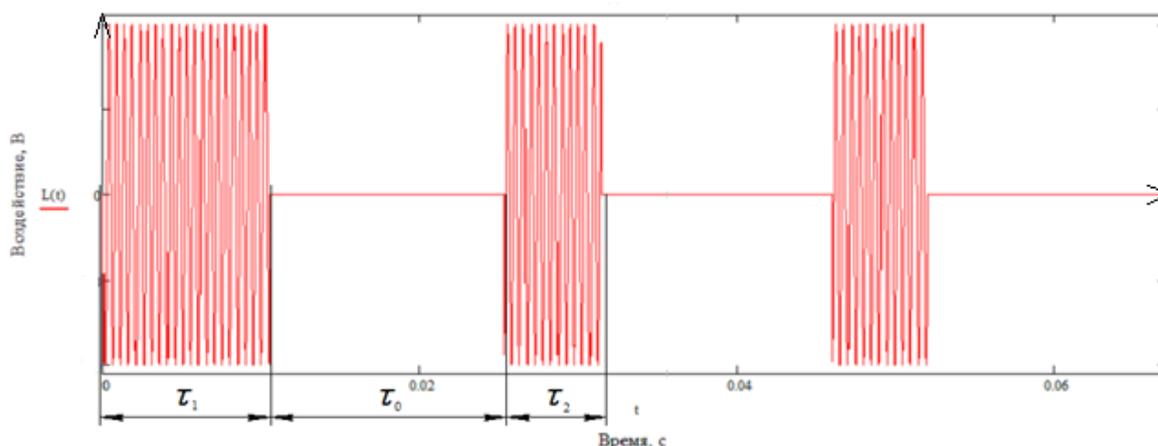


Рис. 2. Сигнал воздействия радиочастотного электрохирургического аппарата для обеспечения коагуляции тканей, где τ_1 - время нагрева ткани до 80 °С, τ_0 - время охлаждения ткани с 80 °С до 60 °С, τ_2 - время нагрева с 60 °С до 80 °С

Термоэлектрические параметры биологической ткани представлены в таблице 1 [13].

Таблица 1. Термоэлектрические параметры мышечной ткани

Параметры биологической ткани	Обозначение	Единица измерения	Значение
Теплопроводность ткани	κ	$\frac{\text{Вт}}{\text{К} \cdot \text{м}}$	0.6
Плотность ткани	ρ	$\frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$	1040
Теплоемкость ткани	c_p	$\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}}$	4220
Электропроводность ткани	σ_0	С/м	0.25
Температурный коэффициент изменения электропроводности	r_T	%/К	1.5
Начальное водосодержание	W	%	100

Расчет параметров АИМ воздействующего сигнала (рисунок 2) осуществлялся в несколько этапов. На начальном этапе производился расчет максимальной температуры нагрева биоткани до температуры 80 °С и определялась длительность первого радиоимпульса (параметр τ_1). На следующем этапе производился расчет температуры биоткани при отсутствии воздействия, но с начальным значением температуры, полученным на предварительном этапе. На этом этапе определялось время охлаждения биоткани до 60 °С, что соответствует паузе воздействующего сигнала (параметру τ_0). На заключительном этапе определялась длительность последующих радиоимпульсов (параметр τ_2) путем расчета температуры нагрева биоткани до температуры 80 °С с

начальными условиями задания температуры, полученными в конце второго этапа. Расчет характеристик воздействующего сигнала производился при амплитудах 100В, 150 В и 200В.

Для установления взаимосвязи между электрическими параметрами биологической ткани и температуры ее нагрева рассчитывалась средствами Comsol Multiphysics частота релаксации биологической ткани [14], которая определялась из соотношения

$$f_x = \frac{Re(I)}{Im(I)} f_0, \quad (6)$$

где I – ток, протекающий в модели биологической ткани; f_0 – несущая частота АИМ – сигнала.

2. Результаты

Результаты расчетов пространственного распределения электрического потенциала и температуры в системе электрод-биоткань представлены соответственно на рисунках 3 и 4 для амплитуды 150 В.

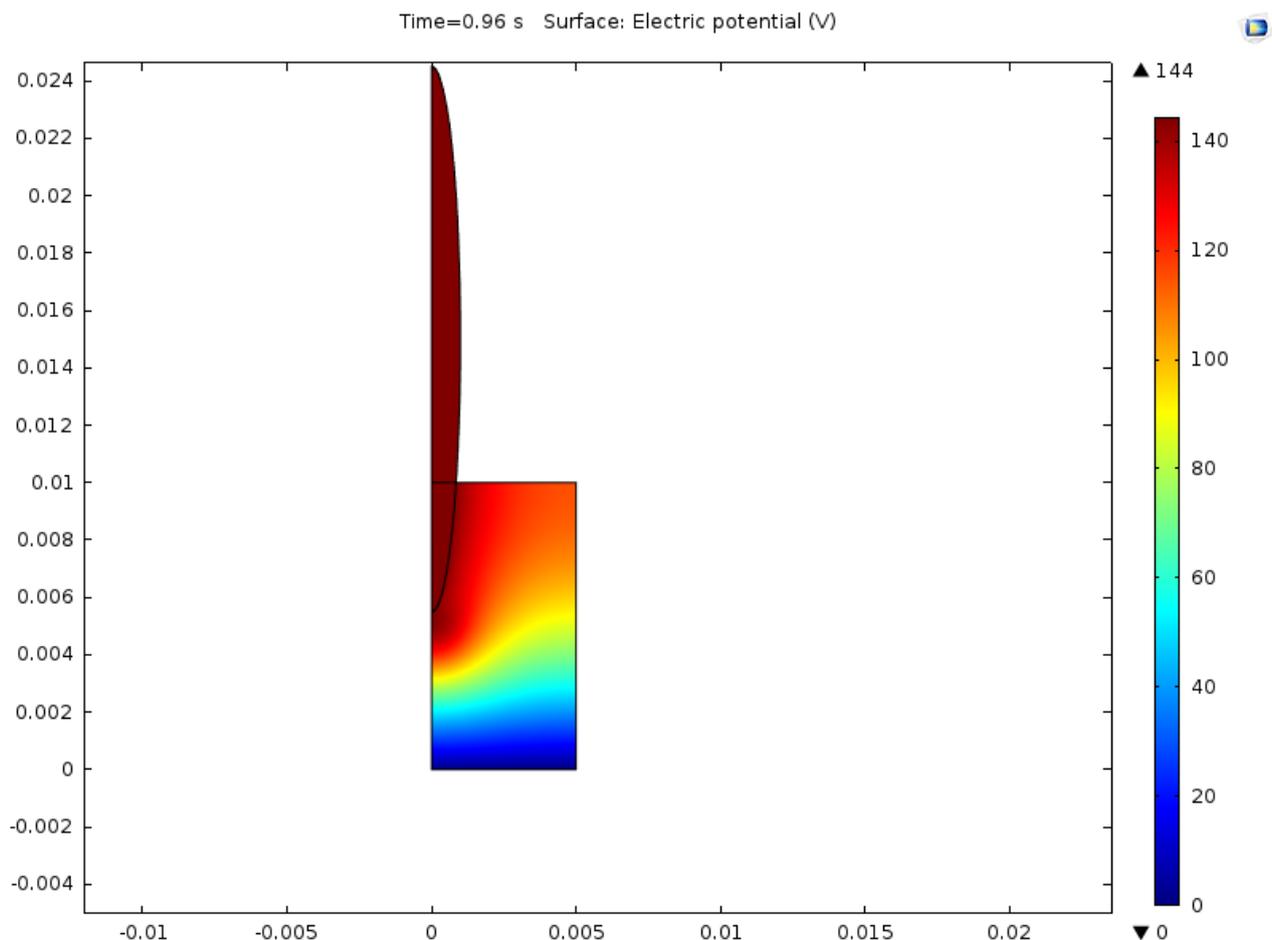


Рис.3. Пространственное распределение электрического потенциала в системе электрод-биоткань

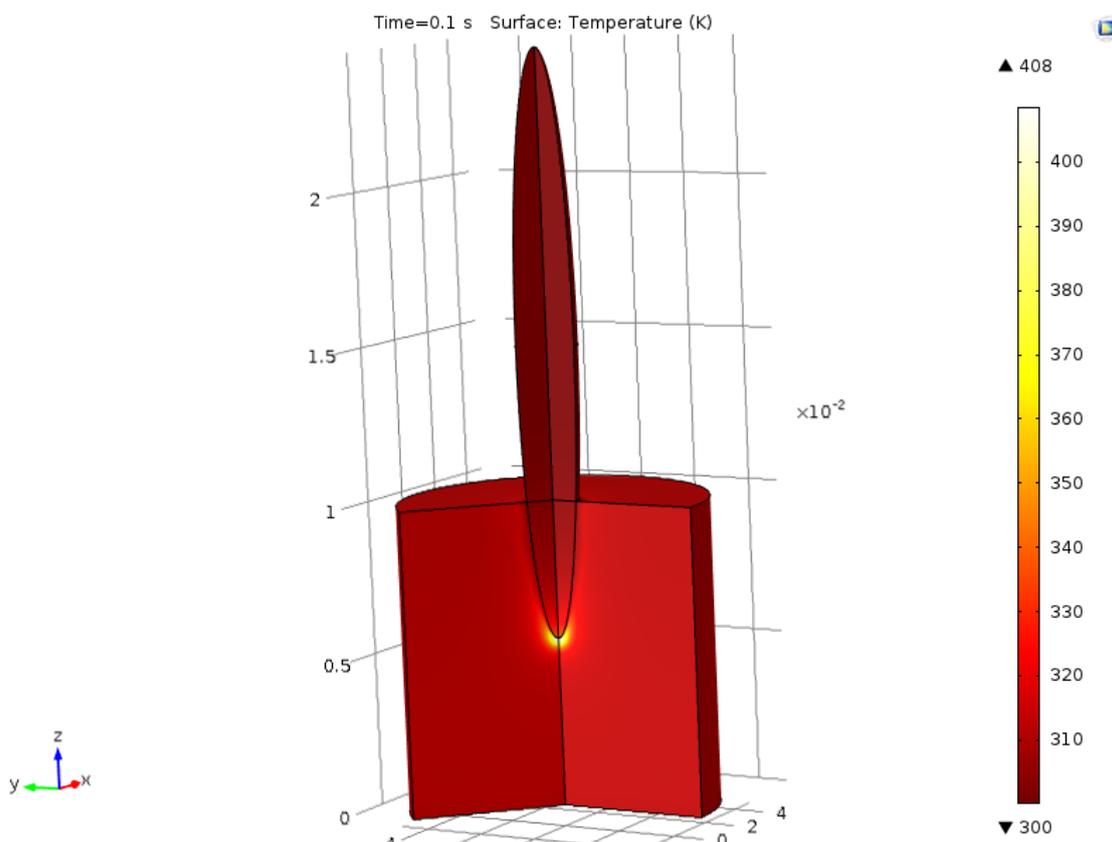


Рис. 4. Пространственное распределение температуры в системе электрод-биоткань

Для амплитуд 100 и 200 В картина пространственного распределения электрического потенциала и температуры качественно не менялась.

Частота релаксации биологической ткани рассчитывалась по формуле (6) для амплитуды напряжения 150 В и трех значений глубины погружения рабочей части: $L_1=N/4$, $L_2=N/2$, $L_3=3N/4$ мм.

Ток, протекающий в биологической ткани определялся по соотношению

$$I = \int j ds, \quad (7)$$

где j – плотность тока на границе раздела электрод-биоткань.

Результаты расчетов частоты релаксации мышечной ткани в зависимости от температуры нагрева сведены в таблицу 2.

Таблица 2. Значения термоэлектрических параметров мышечной ткани при радиочастотном воздействии

T^0 , °C	f_x , МГц (L1)	f_x , МГц (L2)	f_x , МГц (L3)
43,40	2,014	2,076	2,179
50,27	2,016	2,080	2,206
54,05	2,018	2,086	2,213
59,26	2,021	2,095	2,237
62,25	2,024	2,102	2,242
66,46	2,027	2,108	2,268
68,88	2,030	2,114	2,289
72,34	2,032	2,128	2,293
74,60	2,035	2,132	2,313
78,94	2,037	2,139	2,336

По полученным данным средствами MathCAD 14 проводился линейный регрессионный анализ значений частоты релаксации биологических тканей и температуры ее нагрева. Установлена зависимость частоты релаксации обрабатываемых биологических тканей от температуры ее нагрева при импульсном радиочастотном воздействии вида

$$f_x = S_0 T + S_1.$$

Определены коэффициенты линейной регрессии S_0 , S_1 и СКО, которые сведены в таблицу 3.

Таблица 3. Значения коэффициентов линейной регрессии и СКО термоэлектрических параметров мышечной ткани при радиочастотном воздействии

Параметр	S_0 , кГц/°C	S_1 , МГц	СКО, кГц
L1	0,708	1,981	1,19
L2	1,922	1,985	4,48
L3	4,406	1,980	7,37

Результаты расчетов частоты релаксации биологической ткани в зависимости от температуры ее нагрева и глубины погружения рабочей части, а также их линейной аппроксимации, представлены на рисунке 5.

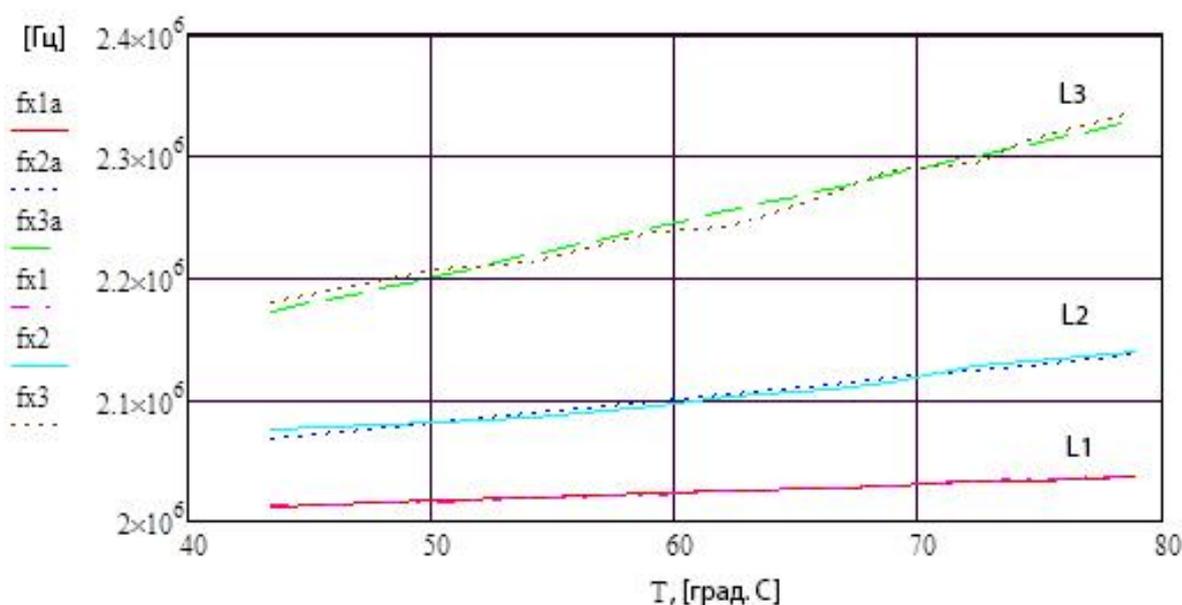


Рис.5. Зависимость частоты релаксации биологической ткани от температуры ее нагрева при импульсном радиочастотном воздействии: где fx_1 , fx_2 , fx_3 – расчетные значения частоты релаксации для глубины погружения рабочей части инструмента соответственно L1, L2, L3; fx_{1a} , fx_{2a} , fx_{3a} – аппроксимированные значения частоты релаксации для глубины погружения рабочей части соответственно L1, L2, L3.

Очевидно, что изменение глубины погружения рабочей части инструмента приводит к изменению площади ее контакта с биологическими тканями, а, следовательно, к изменению значения тока выходного воздействия, что следует из соотношения (7).

3. Обсуждение

В результате проведенных исследований можно сделать следующие выводы.

Предложена методика расчета параметров АИМ воздействующего сигнала с фиксированной несущей частотой для игольчатого электрода заданной геометрии и глубины погружения рабочей части инструмента в биологические ткани.

Установлено, что для игольчатого электрода диаметром 2 мм и глубиной погружения рабочей части $L=5$ мм, воздействующего сигнала с несущей частотой 4 МГц, максимальная температура нагрева зоны контакта электрод-биоткань не превышает 80°C при амплитуде воздействия:

- 1) 100 В и длительности начального импульса τ_1 не более 123 мс. Снижение температуры нагрева до 60°C при паузе τ_0 не более 75 мс. Длительность последующих импульсов воздействия τ_2 при которой нагрев осуществляется вновь до 80°C не превышает 118 мс;
- 2) 150 В и длительности начального импульса τ_1 не более 27 мс. Снижение температуры нагрева до 60°C при паузе τ_0 не более 25 мс. Длительность последующих импульсов воздействия τ_2 при которой нагрев осуществляется вновь до 80°C не превышает 17 мс;
- 3) 200 В и длительности начального импульса τ_1 не более 11 мс. Снижение температуры нагрева до 60°C при паузе τ_0 не более 15 мс. Длительность последующих импульсов воздействия τ_2 при которой нагрев осуществляется вновь до 80°C не превышает 6 мс.

Показано, что частота релаксации биологической ткани, подвергающейся воздействию радиочастотных импульсов, линейно связана с температурой ее нагрева и может быть использована в качестве численного критерия для поддержания заданного температурного режима.

Установлено, что частота релаксации обрабатываемых биологических тканей зависит от площади контакта рабочей части инструмента с биотканями. Для снижения этой зависимости необходимо обеспечить автоматическую регулировку тока выходного воздействия.

Список литературы

1. Dodde R.E., Gee J.S., Geiger J.D., Shih A.J. Monopolar electrosurgical thermal management for minimizing tissue damage // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2012. Vol. 59, no. 1. P. 167-173. DOI: [10.1109/TBME.2011.2168956](https://doi.org/10.1109/TBME.2011.2168956)
2. Белов С.В., Данилейко Ю.К., Нефедов С.М., Осико В.В., Салюк В.А., Сидоров В.А. Особенности генерации низкотемпературной плазмы в высокочастотных плазменных электрохирургических аппаратах биотканей // Медицинская техника. 2011. № 2. С. 26-33.

3. Белов С. В., Данилейко Ю. К., Нефедов С. М., Осико В. В., Салюк В. А., Бабурин Н. В., Сидоров В. А. Высокочастотные электрохирургические аппараты с режимом генерации низкотемпературной плазмы // Медицинская техника. 2010. № 1. С. 1-7.
4. Белов С. В., Борик М. А., Данилейко Ю. К., Ломонова Е. Е., Осико В. В., Рябоконт Б. В., Салюк В. А. Электрохирургический инструмент на основе наноструктурированных кристаллов диоксида циркония для рассечения и коагуляции биотканей // Медицинская техника. 2010. № 4. С. 1-6.
5. Friedrichs D.A., Erickson R.W., Gilbert J. A New Dual Current-Mode Controller Improves Power Regulation in Electrosurgical Generators // IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. 2012. Vol. 6, iss. 1. P. 39-44. DOI: [10.1109/TBCAS.2011.2159859](https://doi.org/10.1109/TBCAS.2011.2159859)
6. Friedrichs D.A., Erickson R.W., Gilbert J. A new system architecture improves output power regulation in electrosurgical generators // 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC. IEEE Publ., 2011. P. 6870-6873. DOI: [10.1109/IEMBS.2011.6091694](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091694)
7. Bialasiewicz J.T., Bowers W.J. Performance study of current-controlled versus voltage-controlled radio frequency power generator at low sampling frequency // 2010 IEEE International Symposium on Industrial Electronics (ISIE). IEEE Publ., 2010. P. 3298-3303. DOI: [10.1109/ISIE.2010.5637572](https://doi.org/10.1109/ISIE.2010.5637572)
8. Белов С.В., Руссо Е.Ю., Павлов И.В. Радиоволновые осцилляционно-резонансные генераторы для электрохирургии // Медицинская техника. 2009. № 1. С. 36-39.
9. Морозов К.М. Радиохрургические методы лечения в сосудистой хирургии: метод. рекомендации. 2005. 56 с.
10. Белов С.В. Исследование принципов электрохирургических воздействий и разработка научных основ проектирования аппаратов и устройств для высокочастотной электрохирургии: автореф. дис. ... докт. техн. наук. М., 2004. 53 с.
11. Berjano E.J. Theoretical modeling for radiofrequency ablation: state-of-the-art and challenges for the future // BioMedical Engineering OnLine. 2006. Vol. 5. P. 24. DOI: [10.1186/1475-925X-5-24](https://doi.org/10.1186/1475-925X-5-24)
12. Kuroda Y., Tanaka Shota, Imura M., Oshiro O. Electrical-thermal-structural coupling simulation for electrosurgery simulators // 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC. IEEE Publ., 2011. P. 322-325. DOI: [10.1109/IEMBS.2011.6090084](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090084)
13. Protsenko D.E. Electrosurgical Tissue Resection: A Numerical Study. DPh Dissertation. The University of Texas at Austin, 2002. 318 p.
14. Карпунин В.А., Сидорова З.А., Макарян О.А. Исследование термоэлектрических характеристик артериол при биполярной электрокоагуляции // 13-я НТК «Медико-технические технологии на страже здоровья» (Медтех -2011): сб. тр. М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2011. С. 149-151.

Theoretical Study of Amplitude Modulation Application during Radio Frequency Electrocoagulation

Karpuhin V.A.¹, Zamiatina V.A.^{1,*}

*vika_zam93@mail.ru

¹Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russia

Keywords: radio frequency electrocoagulation, biological tissue, amplitude modulation, temperature of biological tissue, frequency of relaxation

This article concerns the investigation results of influence of the amplitude-modulated acting signal parameters on the thermoelectric characteristics of biological tissues for a specified geometry of the working electrode section during RF mono-polar electrocoagulation. The geometric model ‘electrode - a biological tissue’ was suggested to study the distribution of power and temperature fields in biological tissue during mono-polar coagulation. The model of biological tissue is represented as a cylinder and the needle electrode is an ellipsoid immersed in the biological tissue. The heat and quasi-electrostatics equations are used as a mathematical model. These equations are solved in Comsol Multiphysics environment.

As a result, we have got the following findings: the technique of calculating parameters of the PAM acting signal which has a fixed carrier frequency for the needle electrode of a specified geometry and the immersion depth in biological tissues is suggested. Parameters of PAM signal are determined for this electrode geometry. These parameters provide a 60 ... 80°C heating range of biological tissues near the working part of the tool for different amplitudes of acting signal during RF coagulation. It has been found out that both the temperature and the relaxation frequency of biological tissue depend on exposure time for the needle electrode of a specified geometry and immersion depth of the working part of tool into biological tissue.

It is shown that the relaxation frequency of the biological tissue, subjected to the radiofrequency pulses, linearly depends on its heating temperature and can be used as a numerical criterion for maintaining the specified temperature conditions. It is found that the relaxation frequency of the biological tissue depends on the contact area of the tool working part and biological tissues. To reduce this dependence it is necessary to provide automatic current control of the output action.

References

1. Dodde R.E., Gee J.S., Geiger J.D., Shih A.J. Monopolar electrosurgical thermal management for minimizing tissue damage. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012, vol. 59, no. 1, pp. 167-173. DOI: [10.1109/TBME.2011.2168956](https://doi.org/10.1109/TBME.2011.2168956)
2. Belov S.V., Danileiko Y.K., Salyuk V.A., Sidorov V.A., Nefedov S.M., Osiko V.V. Specific Features of Generation of Low-Temperature Plasma in High-Frequency Plasma Electrosurgical Apparatuses. *Meditinskaya Tekhnika*, 2011, no. 2, pp. 26-32. (English version of journal: *Biomedical Engineering*, 2011, vol. 45, no. 2, pp. 59-63. DOI: [10.1007/s10527-011-9210-4](https://doi.org/10.1007/s10527-011-9210-4)).
3. Belov S.V., Danileiko Y.K., Salyuk V.A., Sidorov V.A., Nefedov S.M., Osiko V.V., Baburin N.V. High-frequency electrosurgical apparatuses with low-temperature plasma generation. *Meditinskaya Tekhnika*, 2010, no. 1, pp. 1-7. (English version of journal: *Biomedical Engineering*, 2010, vol. 44, no. 1, pp. 1-5. DOI: [10.1007/s10527-010-9143-3](https://doi.org/10.1007/s10527-010-9143-3)).
4. Belov S.V., Danileiko Y.K., Salyuk V.A., Borik M.A., Lomonova E.E., Osiko V.V., Ryabokon' B.V. Electrosurgical Tools Based on Nanostructured Zirconium Dioxide Crystals for Dissection and Coagulation of Biological Tissues. *Meditinskaya Tekhnika*, 2010, no. 4, pp. 1-6. (English version of journal: *Biomedical Engineering*, 2010, vol. 44, no. 4, pp. 121-124. DOI: [10.1007/s10527-010-9168-7](https://doi.org/10.1007/s10527-010-9168-7)).
5. Friedrichs D.A., Erickson R.W., Gilbert J. A New Dual Current-Mode Controller Improves Power Regulation in Electrosurgical Generators. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2012, vol. 6, iss. 1, pp. 39-44. DOI: [10.1109/TBCAS.2011.2159859](https://doi.org/10.1109/TBCAS.2011.2159859)
6. Friedrichs D.A., Erickson R.W., Gilbert J. A new system architecture improves output power regulation in electrosurgical generators. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC*. IEEE Publ., 2011, pp. 6870-6873. DOI: [10.1109/IEMBS.2011.6091694](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091694)
7. Bialasiewicz J.T., Bowers W.J. Performance study of current-controlled versus voltage-controlled radio frequency power generator at low sampling frequency. *2010 IEEE International Symposium on Industrial Electronics (ISIE)*. IEEE Publ., 2010, pp. 3298-3303. DOI: [10.1109/ISIE.2010.5637572](https://doi.org/10.1109/ISIE.2010.5637572)
8. Belov S.V., Rouso E.Yu., Pavlov I.V. Radio Frequency Wave Oscillation Resonance Generators for Electrosurgery. *Meditinskaya Tekhnika*, 2009, no. 1, pp. 36-39. (English version of journal: *Biomedical Engineering*, 2009, vol. 43, no. 1, pp. 40-42. DOI: [10.1007/s10527-009-9080-1](https://doi.org/10.1007/s10527-009-9080-1)).
9. Morozov K.M. *Radiokhirurgicheskie metody lecheniya v sosudistoi khirurgii: metod. rekomendatsii* [Radiosurgical treatment methods in vascular surgery: methodical recommendations]. 2005. 56 p. (in Russian, unpublished).
10. Belov S.V. *Issledovanie printsipov elektrokhirurgicheskikh vozdeistvii i razrabotka nauchnykh osnov proektirovaniya apparatov i ustroystv dlya vysokochastotnoi elektrokhirurgii. Avtoref. dokt. diss.* [Research of principles of electrosurgical effects and de-

velopment of scientific bases of designing of machines and devices for high-frequency electrosurgery. Abstract of dr. diss.]. Moscow, 2004. 53 p. (in Russian).

11. Berjano E.J. Theoretical modeling for radiofrequency ablation: state-of-the-art and challenges for the future. *BioMedical Engineering OnLine*, 2006, vol. 5, p. 24. DOI: [10.1186/1475-925X-5-24](https://doi.org/10.1186/1475-925X-5-24)
12. Kuroda Y., Tanaka Shota, Imura M., Oshiro O. Electrical-thermal-structural coupling simulation for electrosurgery simulators. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC*. IEEE Publ., 2011, pp. 322-325. DOI: [10.1109/IEMBS.2011.6090084](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090084)
13. Protsenko D.E. *Electrosurgical Tissue Resection: A Numerical Study*. DPh Dissertation. The University of Texas at Austin, 2002. 318 p.
14. Karpukhin V.A., Sidorova Z.A., Makaryan O.A. Research of thermoelectric characteristics of arterioles in bipolar electrocoagulation. *13-ya NTK "Mediko-tehnicheskie tekhnologii na strazhe zdorov'ya" (Medtekh -2011): sb. tr.* [Proc. of the 13th STC "Medical-Technical Technologies on the Guard of Health" (MEDTEKH -2011)]. Moscow, Bauman MSTU Publ., 2011, pp. 149-151. (in Russian).