

© Team of authors, 2025 / ©Коллектив авторов, 2025
 3.1.6. Oncology, radiation therapy / 3.1.6. Онкология, лучевая терапия

Method for combining radiofrequency and vapor ablation in oncology, a phantom study

I.V. Reshetov ^{1,2}, V.N. Makarov ³, N.A. Boos ³, M.A. Makhov ⁴, I.V. Ponomarev ⁵

¹Prof. L.L. Levshin Institute of Cluster Oncology, First Moscow State Medical University named after I.M. Sechenov, Ministry of Health of the Russian Federation (Sechenov University), Moscow, Russia

²N.V. Sklifosovsky Institute of Clinical Medicine, Moscow, Russia

³RTU MIREA – Russian Technological University, Moscow, Russia

⁴"TEKHNOSET" LLC, Moscow, Russia

⁵Federal State Budgetary Institution "Federal Scientific and Clinical Center for Physical and Chemical Medicine named after Academician Yu.M. Lopukhin of the Federal Medical and Biological Agency", Odintsovo, Russia
 Contacts: Valeriy Nikolaevich Makarov – e-mail: makarov_vn@bk.ru

Способ совмещения радиочастотной и паровой абляции в задачах онкологии, исследование на фантоме

И.В. Решетов ^{1,2}, В.Н. Макаров ³, Н.А. Боос ³, М.А. Махов ⁴, И.В. Пономарев ⁵

¹Институт кластерной онкологии им. проф. Л.Л. Левшина ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава РФ (Сеченовский университет), Москва, Россия

²Институт клинической медицины им. Н.В. Склифосовского, Москва, Россия

³РТУ МИРЕА – Российский технологический университет, Москва, Россия

⁴ООО Фирма «ТЕХНОСВЕТ», Москва, Россия

⁵ФГБУ «Федеральный научно-клинический центр физико-химической медицины имени академика Ю.М. Лопухина Федерального медико-биологического агентства», г. Одинцово, Россия
 Контакты: Макаров Валерий Николаевич – e-mail: makarov_vn@bk.ru

肿瘤学中射频与水汽消融结合方法：一项体模实验

I.V. Reshetov ^{1,2}, V.N. Makarov ³, N.A. Boos ³, M.A. Makhov ⁴, I.V. Ponomarev ⁵

¹俄罗斯联邦卫生部I.M.谢切诺夫第一莫斯科国立医科大学教授L.L.列夫申肿瘤学集群研究所（谢切诺夫大学），莫斯科，俄罗斯

²N.V. 斯克里福索夫斯基临床医学研究所，莫斯科，俄罗斯

³俄罗斯技术大学（RTU MIREA），莫斯科，俄罗斯

⁴“TEKHNOSET”有限责任公司，莫斯科，俄罗斯

⁵联邦国家预算机构联邦物理化学医学科学和临床中心以联邦医学和生物机构Y.M.Lopukhin院士命名，俄罗斯Odintsovo
 联系人: Valeriy Nikolaevich Makarov – 邮箱: makarov_vn@bk.ru

Objective. Local thermal ablation methods are a key alternative to surgical treatment of tumors, but existing methods face limitations in creating large and homogeneous areas of necrosis. Currently available radiofrequency ablation (RFA) systems designed to treat tumors demonstrate insufficient heating volume, which increases the risk of incomplete ablation or recurrence.

Material and methods. In this paper, we propose and investigate a new method combining bipolar multielectrode RFA with vapor heating to overcome this limitation. The aim of the study was to experimentally test the hypothesis that combining vapor and radiofrequency effects can ensure uniform temperature distribution throughout the target volume. Comparative measurements were performed on a biological phantom (beef liver) using a bipolar eight-electrode RFA system and a special catheter for vapor heating.

Results. The results demonstrated that the combined approach allows for a larger coagulation focus to be achieved in the same exposure time as with the RFA system.

Conclusion. This study provides a brief rationale for a method to improve the effectiveness of thermal ablation of large tumors.

Keywords: oncology, tumor, thermal ablation, radiofrequency ablation, water vapor ablation, combined ablation, multi-electrode radiofrequency ablation, bipolar ablation, local tumor treatment

Conflict of interest. The authors declare that there is no conflict of interest.

Funding. The study has not received any funding.

For citation: Reshetov I.V., Makarov V.N., Boos N.A., Makhov M.A., Ponomarev I.V. Method for combining radiofrequency and vapor ablation in oncology, a phantom study . Head and neck. Head and Neck. Russian Journal. 2025;13(4):84–88

Doi: 10.25792/HN.2025.13.4.84-88

The authors are responsible for the originality of the data presented and the possibility of publishing illustrative material – tables, drawings, photographs of patients.

Цель исследования. Методы локальной термоаблации являются ключевой альтернативой хирургическому лечению опухолей, однако существующие методы сталкиваются с ограничениями при создании крупных и однородных зон некроза. В частности, существующие на сегодняшний день системы радиочастотной абляции (РЧА), предназначенные для лечения новообразований, демонстрируют недостаточный объем нагрева, что повышает риск неполной абляции или рецидива.

Материал и методы. В настоящей работе предложен и исследован новый метод, объединяющий биполярную многоэлектродную РЧА с паровым нагревом для преодоления этого ограничения. Целью исследования являлась экспериментальная проверка гипотезы о том, что за счет совмещения парового и радиочастотного воздействий возможно обеспечить равномерное распределение температуры во всем целевом объеме. Были проведены сравнительные измерения на биологическом фантоме (говяжья печень) с использованием биполярной восьмиволнодной системы РЧА и специального катетера для парового нагрева.

Результаты. Результаты продемонстрировали, что совмещенный подход позволяет получить больший по объему очаг коагуляции за то же время воздействия, что и система РЧА.

Заключение. Данное исследование представляет краткое обоснование способа повышения эффективности термической абляции крупных опухолей.

Ключевые слова: онкология, опухоль, термическая абляция, радиочастотная абляция, абляция водяным паром, комбинированная абляция, многоэлектродная радиочастотная абляция, биполярная абляция, локальное лечение опухолей

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Работа выполнена без спонсорской поддержки.

Для цитирования: Решетов И.В., Макаров В.Н., Бос Н.А., Махов М.А., Пономарев И.В. Способ совмещения радиочастотной и паровой абляции в задачах онкологии, исследование на фантоме. Head and neck. Голова и шея. Российский журнал. 2025;13(4):84–88

Doi: 10.25792/HN.2025.13.4.84-88

Авторы несут ответственность за оригинальность представленных данных и возможность публикации иллюстративного материала – таблиц, рисунков, фотографий пациентов.

研究目的：局部热消融方法是肿瘤外科治疗的重要替代方案，但现有技术在形成大范围且均匀的坏死区方面存在限制。目前用于肿瘤治疗的射频消融（RFA）系统加热体积不足，导致消融不完全或复发风险增加。

材料与方法：在本研究中，提出并研究了一种将双极多电极射频消融与水汽加热相结合的新方法，以克服上述局限性。本研究的目的是通过实验验证射频与水汽效应结合可在靶体积范围内实现温度均匀分布的假设。对生物体模（牛肝）进行了比较测量，采用双极八电极RFA系统及专用水汽加热导管。

结果：结果表明，该联合方法在相同作用时间内可获得比单独使用RFA系统更大的凝固坏死灶。

结论：本研究为提高大体积肿瘤热消融效果的方法提供了简要的理论依据。

关键词：肿瘤学，肿瘤，热消融，射频消融，水汽消融，联合消融，多电极射频消融，双极消融，局部肿瘤治疗。

利益冲突。作者声明无利益冲突。

经费来源。本研究未获得任何资助。

引用格式：Reshetov I.V., Makarov V.N., Boos N.A., Makhov M.A., Ponomarev I.V. Method for combining radiofrequency and vapor ablation in oncology, a phantom study . Head and neck. Head and Neck. Russian Journal. 2025;13(4):84–88

Doi: 10.25792/HN.2025.13.4.84-88

作者对所呈现数据的原创性及发表插图材料（表格、图示、患者照片）的可能性负责。

Введение

Хирургическая резекция остается «золотым стандартом» в лечении многих злокачественных новообразований. Однако значительная доля пациентов не являются кандидатами на оперативное вмешательство из-за сопутствующих заболеваний

или неблагоприятного расположения опухоли. Это обстоятельство стимулировало развитие минимально инвазивных локальных методов лечения, среди которых центральное место занимают технологии термической абляции. Целью данных технологий является локальное разрушение опухолевой ткани путем контролируемого повышения ее температуры до цито-

токсического уровня (как правило, выше 60 °С), что приводит к необратимому коагуляционному некрозу клеток.

Радиочастотная абляция (РЧА) является одним из наиболее распространенных и изученных методов термической терапии. Через ткань пропускается переменный электрический ток в радиочастотном диапазоне (обычно 350–500 кГц). Ионы, содержащиеся в тканевой жидкости, начинают осциллировать под действием переменного электрического поля, что приводит к их трению и выделению тепла.

Первые системы РЧА были монополярными, где ток проходил от активного электрода, введенного в опухоль, к плоскому пассивному электроду, расположенному на поверхности тела пациента. Хотя такой подход имел эффективность в терапии опухолей небольшого размера, объем нагрева был весьма ограничен. Диаметр нагрева в монополярном режиме не превышает 2,5 см. Попытки увеличения объема воздействия за счет увеличения подаваемой мощности, расщепления электрода на несколько, добавление охлаждения электрода, применение инфузионных электродов и других способов воздействия, в т.ч. нетермических не достигли желаемых результатов [1–4].

Последующее развитие привело к созданию биполярных многоэлектродных систем, которые увеличили объем получаемого нагрева. Тем не менее эффективность РЧА ограничивалась высушиванием и обугливанием ткани в месте контакта электрода с тканью. При достижении температуры около 100 °С вблизи электродов происходило выпаривание внутритканевой жидкости, приводящее к резкому увеличению электрического импеданса ткани. Фактически создавался изолирующий слой вокруг электрода. Протекание тока прекращалось, и дальнейший нагрев становился невозможным.

Для борьбы с этими проблемами были разработаны различные решения. Например, система Cool-tip (Medtronic) [5] использует трехэлектродные кластерные системы с внутренним охлаждением электродов и сложные алгоритмы переключения между ними для контроля импеданса. Это дает преимущества в объеме нагрева, но усложняет процедуру и повышает ее стоимость. Известна компания STARmed, в установках которой также используют 3 электрода, но в отличии от системы Cool-tip применяется биполярный режим работы, который может быть реализован как на двух, так и на одном электроде за счет использования двух рабочих зон [6]. Отечественной компанией «ТЕХНОСВЕТ» разработана установка «МЕТАТОМ-3» и различные конфигурации биполярных многоэлектродных систем [2, 7]. Переход в биполярный режим позволяет отказаться от переключений и сложных системы переключений, однако повышаются требования к расположению электродных систем. В связи с этим поиск решений по преодолению существующих проблем продолжается до сих пор.

Для решения проблем с объемом нагрева при РЧА предлагается объединить радиочастотное и паровое воздействие. Паровая абляция, которая уже нашла применение в медицине, например в системе Rezum для лечения аденомы простаты, является достаточно эффективным методом терапии. Физика этого метода принципиально иная. Пар, вводимый в ткань, несет значительное количество энергии в виде скрытой теплоты парообразования. При контакте с более холодной тканью пар конденсируется, мгновенно высвобождая эту энергию и равномерно прогревая окружающий объем. По сравнению с РЧА это позволяет пару распределять тепловую энергию, причем этот процесс не зависит от электрического импеданса

ткани. Недостаток парового воздействия заключается в том, что все осуществленные применения выполнены для замкнутых объемов.

Целью настоящего исследования является экспериментальная проверка возможности совмещения радиочастотного и парового воздействий для абляции в онкологии.

Материал и методы

Для проведения исследований был собран экспериментальный стенд, состоящий из источника РЧ энергии, источника пара, переключателя и комбинированной электродной системы, введенной в биологическую ткань (рис. 1).

Парогенератор (а) был разработан и изготовлен в лабораторных условиях. Он представляет собой герметичный резервуар с водой, нагреваемой резистивным элементом. Давление пара на выходе составляет 3,0–3,5 Бар, объем резервуара для воды – 400 мл, подводимая мощность – 1000 Вт. Источником РЧ-энергии (б) служит серийный медицинский аппарат МЕТАТОМ-3 (ООО «Фирма ТЕХНОСВЕТ»), мощность генератора 200 Вт, частота 440 кГц, 4 выхода для возможности подключения биполярных многоэлектродных систем. Парогенератор и РЧ-генератор соединены через переключатель (в) с системой нагрева (г), введенной в биологический фантом (д).

Система нагрева представляет собой восьмизэлектродную биполярную конструкцию, в центр которой вводится электрод для подачи пара. Для подачи пара (рис. 2).

Центральный электрод выполнен в виде полой металлической трубы с микроперфорациями на дистальном конце для подачи пара. Размеры рабочих частей для РЧ и парово-

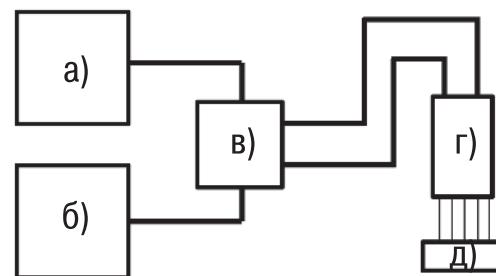


Рис. 1. Блок-схема экспериментального стендa
а) парогенератор, б) источник РЧ-энергии, в) переключатель, г) комбинированная электродная система, введенная в д) фантом.
Fig. 1. Block diagram of the experimental setup
a) vapor generator, b) RF energy source, c) switch, d) combined electrode system inserted into the e) phantom.

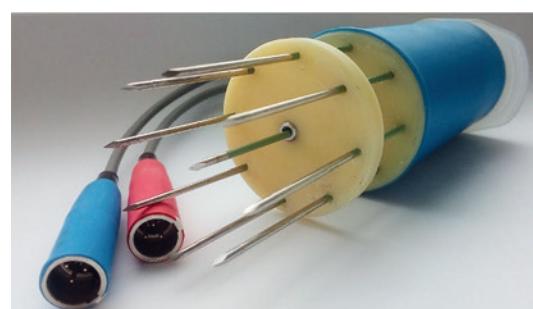


Рис. 2. Комбинированная многоэлектродная система
Fig. 2. Combined multielectrode system



Рис. 3. Сравнительные результаты нагрева фантома горизонтальный срез при а) радиочастотном и б) комбинированном нагреве

Fig. 3. Comparative results of phantom heating. Horizontal section with a) radiofrequency and b) combined heating

го электродов составляют 3 см. Для контроля температуры в периферийные электроды и центральный пароподающий электрод встроены термопары.

В качестве биологического фантома использовалась свежая говяжья печень. Этот выбор обоснован тем, что ее теплофизические (удельная теплоемкость, теплопроводность) и диэлектрические (электропроводность, диэлектрическая проницаемость) свойства хорошо изучены и близки к свойствам печени человека, что делает ее допустимой моделью для исследований.

Результаты

Были проведены 2 серии измерений: только РЧА и комбинированный РЧ и паровой нагрев. Диаметр расположения электродной системы – 35,0 мм, диаметр каждого электрода – 1,6 мм. Уровень мощности и общее время нагрева было

одинаковым при всех измерениях. Сравнительные результаты нагрева приведены ниже (рис. 3).

Время нагрева для обоих измерений составляло 4 минуты. В результате радиочастотного нагрева была получена зона коагуляции кольцевой формы с диаметром и высотой приблизительно 40 мм. Внутренний объем зоны воздействия был коагулирован, однако в центре массива электродов осталась область непрогретой ткани (рис. 3а). Далее была рассмотрена комбинированная система нагрева (рис. 3б). Доставка пара осуществлялась в импульсном режиме через каждые 30 секунд с продолжительностью импульса равному 2 секундам. Применение комбинированного нагрева привело к формированию сплошной, гомогенной зоны коагуляции, в отличии от радиочастотного нагрева. Полученная зона абляции была равномерной от центра до периферии. Наружная область нагрева ограничена областями ввода электродов. Внешние вертикальная и горизонтальная границы были приблизительно равны 40 мм. В то время как процедура РЧА обычно занимает около 15–20 минут полученные данные комбинированного нагрева свидетельствуют о сокращении необходимого времени для абляции целевого объема биологической ткани. Данные визуального наблюдения подтверждены результатами измерений температуры с термопар электродов (рис. 4).

На рис. 4 цифрами 1 и 2 обозначены температуры периферийных электродов, цифрой 3 – температура центрального парового электрода. Как видно из температурных графиков, необходимая температура абляции на периферийных электродах была достигнута во всех случаях. Для системы без комбинированного нагрева температура на центральном электроде составила 27 °С (рис. 4а), в то время как для комбинированной системы нагрева максимальная температура в центре составила 67 °С (рис. 4б), при этом нагрев был равномерным по всему целевому объему.

Полученные результаты свидетельствуют о том, что предлагаемый комбинированный способ воздействия потенциально дает возможность увеличить объем нагрева без увеличения времени воздействия.

Заключение

В рамках данной работы был экспериментально исследован новый комбинированный метод термической абляции, сочетающий многоэлектродное биполярное радиочастотное воздействие с паровым нагревом. Проведенное исследование продемонстрировало, что предложенный подход эффективно позволяет преодолеть ограничения, присущие системам РЧА.

Комбинированный способ нагрева позволяет формировать крупные, однородные зоны коагуляции при этом уменьшив времени воздействия в сравнении с обычным РЧА и при меньшей мощности РЧ-генератора. Данная технология представляет собой перспективное решение, способное существенно повысить надежность и эффективность локального лечения опухолей, и заслуживает дальнейшего детального рассмотрения.

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (грант № FSFZ-2023-0004).

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Решетов И.В., Макаров В.Н., Боос Н.А., Махов М.А. Увеличение объема воздействия электропорации за счет использования многозадиодных

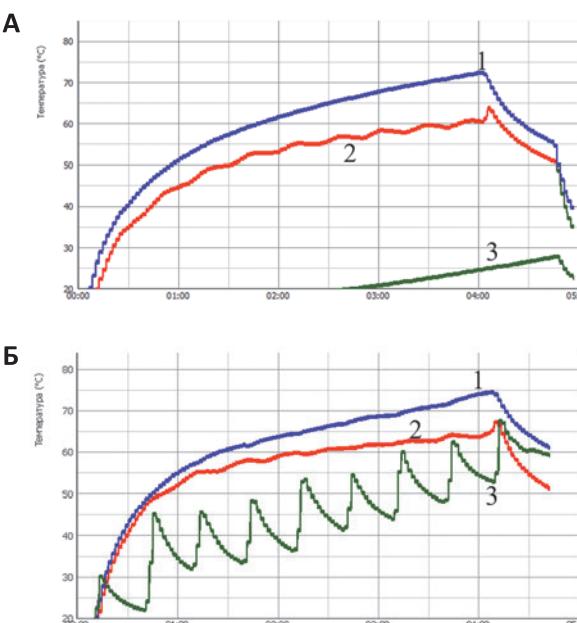


Рис. 4. Температура центрального электрода при А) РЧ и Б) комбинированном нагреве.

Fig. 4. Central electrode temperature with A) RF heating and B) combined heating

- биполярных систем. *Head and Neck/Голова и шея*. Российское издание. Журнал Общероссийской общественной организации «Федерация специалистов по лечению заболеваний головы и шеи». 2024;12(3):105–11.
- [Reshetov I.V., Makarov V.N., Boos N.A., Makhov M.A. *Exaggeration of the impact of electroporation due to the use of multielectrode bipolar systems. Head and neck*. *Russian Journal*. 2024;12(3):105–111 (In Russ.)]
2. Решетов И.В., Макаров В.Н. Радиочастотная абляция опухолей головы и шеи без контакта с электродами. *Head and Neck/Голова и шея*. Российское издание. Журнал Общероссийской общественной организации «Федерация специалистов по лечению заболеваний головы и шеи». 2018;3:20–7. [Reshetov I.V., Makarov V.N. *Radiofrequency ablation of head and neck tumors without contacting electrodes. Head and neck*. *Russian Journal*. 2018;6(3):20–27 (In Russ.)]
3. Макаров В.Н., Решетов И.В. Радиочастотная эмболизация опухолей головы и шеи (теоретическое обоснование). *Head and Neck. Голова и шея. Российский журнал*. 2021;9(4):95–102. [Makarov V.N., Reshetov I.V. *Radiofrequency embolization of head and neck tumors (theoretical basis)*. *Head and neck. Russian Journal*. 2021;9(4):95–102 (In Russ.)]
4. Макаров В.Н., Боос Н.А. Тенденции развития установок для радиочастотной абляции. *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2021;24(6):58–68. [Makarov V.N., Boos N.A. *Trends in the development of radiofrequency ablation devices. Biomedicine Radioengineering*. 2021;24(6):58–68 (In Russ.)]
5. Cui J., Sui X., Liu K., et al. Radiofrequency ablation for peribiliary hepatocellular carcinoma: propensity score matching analysis. *Insights into Imaging*. 2025;16(1):45.
6. Han S., Lee M.W., Lee Y.J., et al. No-touch radiofrequency ablation for early hepatocellular carcinoma: 2023 Korean Society of Image-Guided Tumor Ablation guidelines. *Korean J. Radiol*. 2023;24(8):719.
7. Макаров В.Н., Боос Н.А., Махов М.А., Кучин К.О. Разработка макета автоматизированного программно-аппаратного комплекса для абляции опухолей. *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2022;25(2–3):94–103. [Makarov V.N., Boos N.A., Makhov M.A., Kuchin K.O. *Development of a mock-up of an automated hardware and software complex for tumor ablation. Biomedicine Radioengineering*. 2022;25(2–3):94–103 (In Russ.)]

Поступила 19.06.2024

Получены положительные рецензии 01.09.25

Принята в печать 24.09.25

Received 19.06.2024

Positive reviews received 01.09.25

Accepted 24.09.25

Информация об авторах:

Решетов Игорь Владимирович – д.м.н., академик РАН, профессор, директор института кластерной онкологии им. проф. Л.Л. Левшина ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава РФ (Сеченовский университет), заведующий кафедрой онкологии, радиотерапии и реконструктивной хирургии

Института клинической медицины им. Н.В. Склифосовского. Адрес: 119435 Москва, ул. Большая Пироговская, д. 2, стр. 4; e-mail: reshetoviv@mail.ru. ORCID: 0000-0002-0909-6278.

Макаров Валерий Николаевич – д.ф.м., профессор кафедры «Биокибернетические системы и технологии», РГУ МИРЭА – Российский технологический университет. Адрес: 119454 ЦФО, Москва, Проспект Вернадского, д. 78; e-mail: makarov_vn@bk.ru. ORCID: 0000-0002-7550-4735.

Боос Никита Александрович – младший научный сотрудник Проблемной лаборатории молекулярной акустики, РГУ МИРЭА – Российский технологический университет. Адрес: 119454 ЦФО, Москва, Проспект Вернадского, д. 78; e-mail: 1111kmvc@mail.ru. ORCID: 0000-0002-4659-3759.

Махов Михаил Анатольевич – генеральный директор ООО Фирма «ТЕХНОСВЕТ». Адрес: 117342 Москва, ул. Введенского, д. 27 к. 2, кв. 157; e-mail: technosvet@bk.ru. ORCID: 0000-0002-1553-684X.

Пономарев Игорь Викторович – заведующий отделением челюстно-лицевой хирургии ФГБУ «Федеральный научно-клинический центр физико-химической медицины имени академика Ю.М. Лопухина Федерального медико-биологического агентства». Адрес: 143007, Московская область, г. Одинцово, Красногорское шоссе, д. 15.

Information about the authors:

Igor Vladimirovich Reshetov – Doctor of Medical Sciences, Academician of the Russian Academy of Sciences, Professor, Director of the Institute of Cluster Oncology named after Professor L.L. Levshina Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education First Moscow State Medical University named after I.M. Sechenov Ministry of Health of Russia (Sechenov University), Head of the Department of Oncology, Radiotherapy and Reconstructive Surgery, Institute of Clinical Medicine named after N.V. Sklifosovsky. Address: 2 Bolshaya Pirogovskaya Str., bldg. 4, 119435 Moscow; e-mail: reshetoviv@mail.ru. ORCID: 0000-0002-0909-6278.

Valery Nikolaevich Makarov – Doctor of Physical and Mathematical Sciences, Professor, Professor of the Department of Biocybernetic Systems and Technology, RTU MIREA – Russian Technological University (Moscow). Address: 78 Prospekt Vernadskogo, Central Federal District, 119454 Moscow; e-mail: makarov_vn@bk.ru. ORCID: 0000-0002-7550-4735.

Nikita Aleksandrovich Boos – Junior Researcher at the Problem Laboratory of Molecular Acoustics, RTU MIREA – Russian Technological University (Moscow). Address: 78 Prospekt Vernadskogo, Central Federal District, 119454 Moscow; e-mail: 1111kmvc@mail.ru. ORCID: 0000-0002-4659-3759.

Mikhail Anatolievich Makhov – General Director of TECHNOSVET LLC. Address: 27 Vvedenskogo Str., bldg. 2, office 157, 117342, Moscow; e-mail: technosvet@bk.ru. ORCID: 0000-0002-1553-684X.

Ponomarev Igor Viktorovich – Head of the Department of Maxillofacial Surgery of the Federal State Budgetary Institution Federal Scientific and Clinical Center of Physical and Chemical Medicine named after Academician Yu.M. Lopukhin of the Federal Medical and Biological Agency. Address: 15 Krasnogorskoye Shosse, 143007, Moscow Region, Odintsovo.