

УДК 615.715.3-072:001.891.5

<https://doi.org/10.18692/1810-4800-2023-6-31-38>

Экспериментальное исследование нагрева костной ткани при воздействии на нее режущими фрезами с использованием бормашины

И. М. Дьяков¹, Д. Д. Каляпин¹, И. И. Чернушевич¹, О. И. Гончаров²,
А. В. Павлов³, А. В. Бикмулин³

¹ Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт уха, горла, носа и речи,
Санкт-Петербург, 190013, Россия

² Городская больница № 26, Санкт-Петербург, 196240, Россия

³ Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого,
Санкт-Петербург, 195251, Россия

Статья посвящена моделированию ситуации термического повреждения лицевого нерва при работе фрезами в ходе выполнения отохирургических вмешательств. Материалы и методы. Были использованы 12 кадаверных височных костей, у которых предварительно с помощью метода денситометрии была измерена средняя плотность ткани. В работе использовали бормашину со скоростью 12 000 оборотов в минуту и 2 шаровидные режущие фрезы диаметром 5 мм с 8 и 16 режущими кромками. Для охлаждения фрезы и поверхности кости в зоне воздействия применяли автоматический и ручной полив 0,9% раствором хлорида натрия (физиологический раствор). Для регистрации температуры в толще кости использовали систему из двух термопар (хромель-копель) с фиксацией данных в режиме реального времени посредством аналого-цифрового преобразователя National Instruments с частотой записи 100 Гц. Для регистрации итоговой температуры поверхности кости был использован тепловизор Bosch GTC 400 C. Результаты исследования. Показатель средней плотности костной ткани кадаверных височных костей, использованных в работе, варьировал от 287 до 499 г/см³. Получены данные, свидетельствующие о прямой зависимости между плотностью кости и скоростью возрастания ее температуры при фрезеровании, было установлено, что скорость локального повышения температуры при фрезеровании 9 образцов кости с плотностью 287–392 г/см³ была статистически значимо ($p < 0,05$) больше в опытах с использованием фрезы с 16 режущими кромками по сравнению с опытами с использованием фрезы с 8 режущими кромками. Однако скорость локального повышения температуры при фрезеровании 3 образцов кости с плотностью 402–499 г/см³ была статистически значимо ($p < 0,05$) больше в опытах с использованием фрезы с 8 режущими кромками по сравнению с опытами с использованием фрезы с 16 режущими кромками. Использование системы автоматической подачи физиологического раствора с преимущественным орошением фрезы оказалось менее эффективным по сравнению с ручной подачей с преимущественным орошением поверхности кости ($p = 0,000317$). В 10 из 12 наблюдениях с автоматической подачей был зафиксирован локальный нагрев кости со средней скоростью $0,32 \pm 0,15$ °C в секунду, в то время как при ручной подаче лишь в 1 случае отметили повышение температуры со скоростью 0,2 °C в секунду, а в остальных 11 наблюдениях повышения температуры не было зарегистрировано. Выводы. Разработанная модель эксперимента на кадаверной костной ткани с применением термопар хромель-копель оказалась удобным инструментом для изучения термических явлений. Скорость нагрева кости при ее фрезеровании зависит от плотности костной ткани, характеристик фрезы и особенностей орошения.

Ключевые слова: фрезирование костной ткани, нагревание костной ткани, термическое повреждение лицевого нерва.

Для цитирования: Дьяков И. М., Каляпин Д. Д., Чернушевич И. И., Гончаров О. И., Павлов А. В., Бикмулин А. В. Экспериментальное исследование нагрева костной ткани при воздействии на нее режущими фрезами с использованием бормашины. *Российская оториноларингология*. 2023;22(6):31–38. <https://doi.org/10.18692/1810-4800-2023-6-31-38>

Experimental study of bone tissue heating with application of cutting burrs using drill

I. M. D'yakov¹, D. D. Kalyapin¹, I. I. Chernushevich¹, O. I. Goncharov²,
A. V. Pavlov³, A. V. Bikmulin³

¹ Saint Petersburg Research Institute of Ear, Throat, Nose and Speech,
Saint Petersburg, 190013, Russia

² City Hospital N 26, Saint Petersburg, 196240, Russia

³ Peter the Great Saint Petersburg Polytechnic University, Saint Petersburg, 195251, Russia

The article is devoted to modeling the situation of thermal damage to the facial nerve when working with cutting burrs during otosurgical interventions. Materials and methods. 12 cadaveric temporal bones were used, in which the average tissue density was previously measured using the densitometry method. In the work, we used a drill with a speed of 12,000 rpm and 2 spherical 5 mm diameter cutting burrs with 8 and 16 cutting edges. To cool the burr and the bone surface in the affected area, automatic and manual watering with 0,9% saline solution was used. To record the temperature in the bone depth, a system of two chromel-copel thermocouples was used with real-time data recording using a National Instruments analog-to-digital converter with a recording frequency of 100 Hz. A thermal imager Bosch GTC 400 C was used to record the final temperature of the bone surface. Results of the study. The index of the average bone density of the cadaveric temporal bones used in the study varied from 287 to 499 g/cm³. Data have been obtained indicating a direct correlation between bone density and temperature rise during milling. It was found that the rate of local temperature rise during milling of 9 bone samples with a density of 287–392 g/cm³ was statistically significantly ($p < 0,05$) greater in experiments using the burr with 16 cutting edges compared to experiments with the burr with 8 cutting edges. However, the rate of local temperature rise during milling of 3 bone samples with a density of 402–499 g/cm³ was statistically significantly ($p < 0,05$) greater in experiments using the burr with 8 cutting edges compared to experiments with the burr with 16 cutting edges. The use of an automatic saline system with preferential irrigation of the burr was less effective than manual delivery with primary irrigation of the bone surface ($p = 0,000317$). In 10 out of 12 observations with automatic irrigation, local heating of the bone was recorded at an average rate of $0,32 \pm 0,15$ °C per second, while with manual irrigation only in 1 case was an increase in temperature at a rate of 0,2 °C per second, and in the remaining 11 observations no increase in temperature was recorded. Conclusions. The developed model of the experiment on cadaveric bone tissue using chromel-copel thermocouples turned out to be a convenient tool for studying thermal phenomena. The heating rate of the bone during its burring depends on the bone tissue density, the characteristics of the burr and of irrigation. **Keywords:** milling of bone tissue, heating of bone tissue, thermal damage to the facial nerve.

For citation: D'yakov I. M., Kalyapin D. D., Chernushevich I. I., Goncharov O. I., Pavlov A. V., Bikmulin A. V. Experimental study of bone tissue heating with application of cutting burrs using drill. *Russian Otorhinolaryngology*. 2023;22(6):31-38. <https://doi.org/10.18692/1810-4800-2023-6-31-38>

Введение

Согласно данным мировой научной литературы повреждение лицевого нерва занимает от 2 до 25% в структуре осложнений хирургических вмешательств, выполняемых в области головы и шеи, при этом большая часть – до 17 % – приходится на отохирургические операции [1, 2, 4].

Наиболее частой причиной этого тяжелого осложнения является непреднамеренное механическое повреждение лицевого нерва микроинструментами, фрезой или долотом, обусловленное анатомическими особенностями, такими как расположение нерва вне костного канала или аномалия хода нерва, плохой визуализацией операционного поля из-за повышенной кровоточивости или выраженных рубцов, например при реоперации, а также вследствие неопытности или небрежности хирурга.

Другим повреждающим фактором для лицевого нерва является термическое воздействие. Клинический опыт свидетельствует о вероятности возникновения преходящего или стойкого периферического пареза лицевого нерва при использовании в процессе операции моно- и биполярной электрокоагуляции, радиоволнового или лазерного излучения в непосредственной близости от канала нерва.

Использование бормашины в отохирургической практике позволяет значительно ускорить выполнение костных этапов операции, но и несет определенные риски. Прежде всего хирург опасается механического повреждения анатомически важных структур, в том числе и ствола лицевого нерва. Однако не стоит забывать о том, что при активной работе фрезой происходит нагрев и фрезы, и кости в зоне воздействия, что опосредо-

ванно может вызвать термическое повреждение нерва. Интраоперационный мониторинг позволяет минимизировать риски повреждения лицевого нерва – с помощью этого метода можно уточнить местонахождение ствола нерва, убедиться в его целостности и предупредить потенциальную травму посредством регистрации колебаний электрических потенциалов мышц в ответ на раздражение нерва, в том числе и термическое [3, 6, 7]. Однако в действительности только лишь в некоторых клиниках имеется аппаратура для интраоперационного мониторинга лицевого нерва и, более того, даже в тех клиниках, где она есть, лишь небольшая часть операций на ухе выполняется с ее участием.

На сегодняшний день для изучения воздействия температуры на проведение нервных волокон были предложены модели как *in vitro*, так и *in vivo* [8]. Однако большинство из них представлены изучением реакций периферических нервов конечностей мелких млекопитающих: крыс, кошек и пр. Согласно данным, полученным в ходе проведения одного из подобных исследований, было установлено, что средняя температура, при которой происходит 50% блок проведения нервного импульса, составляет около 45 °C при экспозиции от 14,3 до 16 мин [9]. А в результате другого подобного эксперимента было установлено, при нагревании до 51 °C в течение 10 минут возникает блок нейронального проведения уже у 99% волокон в пучке [11]. Также были получены свидетельства того, что чувствительные волокна являются более восприимчивыми к изменению температуры, чем двигательные [10]. Эти экспериментальные данные доказывают, что даже сравнительно небольшое температурное воздействие на нервные структуры приводит к значимому нарушению функции проведения нервных импульсов, и, следовательно, практикующему отоларингу необходимо понимать то, насколько вероятно получить опосредованное термическое повреждение лицевого нерва вследствие чрезмерного нагрева костной ткани в непосредственной близости от канала нерва при работе фрезами. Именно поэтому нами была предпринята попытка создания собственной экспериментальной модели для изучения термических процессов, происходящих в костной ткани при воздействии на нее хирургическими фрезами в условиях, максимально приближенных к реальным при выполнении операций на височных костях.

Цель исследования

Разработать модель эксперимента и изучить особенности процесса локального нагрева кадаверной височной кости при воздействии на нее режущими фрезами с использованием бормашин в зависимости от числа режущих граней ша-

ровидной фрезы, плотности костной ткани и особенностей водного охлаждения.

Материалы и методы исследования

В эксперименте были использованы 12 кадаверных височных костей. Все воздействия на костную ткань и измерения температуры осуществляли примерно на одних и тех же участках их чешуйчатой части. Средняя плотность костной ткани на этих участках костей была измерена посредством метода денситометрии с использованием рентгеновского костного денситометра Hologic Discovery.

В работе использовали бормашину со скоростью вращения шпинделя 12 000 оборотов в минуту и 2 шаровидные режущие фрезы диаметром 5 мм с 8 и 16 режущими кромками.

Манипуляционный стол, на котором фиксировали кадаверную височную кость, устанавливали на специальные весы для контроля постоянства давления вращающейся фрезы на кость.

Перед началом эксперимента образец кадаверного материала извлекали из морозильной камеры, где его хранили, и погружали в изотонический раствор, нагретый до 37 °C. Раствор постоянно подогревали, поддерживая заданную температуру, и осуществляли экспозицию материала в течение 60 мин, что позволяло разморозить кадаверную височную кость и приблизить ее температуру к физиологической температуре человека (36,6 °C).

Контроль температуры кости осуществляли с помощью тепловизора Bosch GTC 400 C. Использование портативного электрообогревателя в ходе работы позволило стабилизировать температуру кадаверного материала на уровне 36–37 °C и нивелировать естественное охлаждение кости.

Для регистрации температуры в толще кости использовали систему из двух термопар с холодным и горячим спаями. Спаи представляли собой термоэлектрические преобразователи типа L (термопара хромель-копель). Необходимость использования второго – «холодного» – спая была обусловлена большими погрешностями при измерении температуры кости с использованием лишь одного «горячего» спая вследствие низких значений измеряемой температуры кадаверного материала. Использование «холодного» спая при фиксированной температуре 0 °C позволило увеличить сигнал и, соответственно, точность измерения. Схема эксперимента представлена на рис. 1.

Обязательным условием измерения градиента температуры в толще кости при ее фрезировании было правильное позиционирование «горячего» спая, а именно на линии, перпендикулярной к плоскости кости. Фрезирование кадаверной ко-

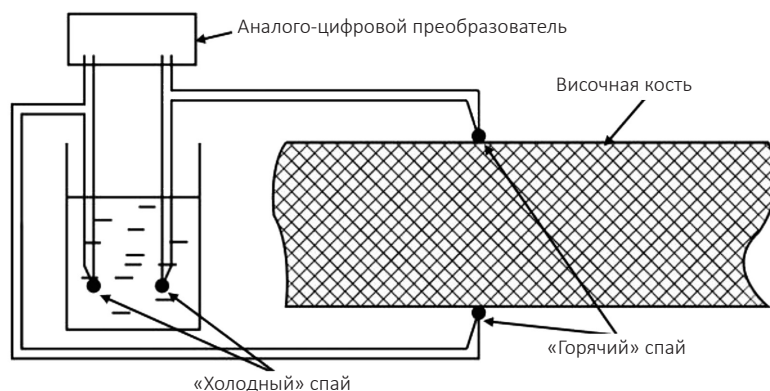


Рис. 1. Схема эксперимента

Fig. 1. Experimental design

сти осуществляли в непосредственной близости от места установки «горячего» спая. Охлаждение фрезы и кости в этой части эксперимента не использовали. В момент контакта фрезы с костной тканью начинали запись сигнала (информации) с термопары, при этом запись осуществляли на аналого-цифровой преобразователь National Instruments с частотой записи 100 Гц. В результате были получены данные изменения температуры в толще кости практически в зоне воздействия фрезы в режиме реального времени.

При сравнении режимов водного охлаждения использовали физиологический раствор с температурой 20 °С, который подавали автоматически посредством штатной насадки на наконечнике бормашины или методом ручной подачи через шприц. В том и другом случае скорость подачи физиологического раствора была одинаковой и составила 8 мл/мин. При автоматической подаче в силу конструкции штатной насадки на наконечнике бормашины раствор попадал преимущественно на фрезу, а при ручной подаче – на кость в зоне воздействия. В этой части эксперимента выполняли замер только итоговой температуры поверхности кости, для чего использовали тепловизор Bosch GTC 400 C.

Полученные данные были систематизированы и обработаны методами непараметрической статистики с применением критериев Краскела – Уоллиса и коэффициента корреляции Спирмена, а также точного теста Фишера.

Результаты исследования

По итогам выполнения денситометрии были получены параметры средней плотности костной ткани исследуемых участков чешуйчатой части каждой из 12 кадаверных височных костей. Средняя плотность костной ткани варьировала от 287 до 499 г/см³. Все образцы в ходе дальнейших измерений были пронумерованы и использованы с учетом полученного показателя в порядке возрастания плотности ткани.

Мы выполнили фрезерование обеими фрезами по очереди всех 12 образцов костей в порядке возрастания плотности ткани, начав работу с образца с плотностью 287 г/см³. В результате показатели температуры, зафиксированные в одни и те же интервалы времени, неизменно увеличивались от опыта к опыту, что позволяет сделать заключение о прямой зависимости между плотностью кости и скоростью возрастания ее температуры при фрезеровании. Подтверждение этому можно наглядно увидеть на графиках, представленных на рис. 2–4.

Ось времени на графиках ограничена 11–13 с для наглядности, поскольку в большинстве опытов именно за это время фрезы «проходили» чешую кадаверной височной кости насквозь и эксперимент останавливали.

При фрезеровании 9 образцов кости с плотностью 287–392 г/см³ было установлено, что скорость локального повышения температуры в опытах с использованием фрезы с 16 режущими кромками была статистически значимо ($p < 0,05$) больше в сравнении с этим показателем в опытах с использованием фрезы с 8 режущими кромками (см. рис. 2, 3).

Однако скорость локального повышения температуры при фрезеровании 3 образцов кости с плотностью 402–499 г/см³ была статистически значимо ($p < 0,05$) больше в опытах с использованием фрезы с 8 режущими кромками по сравнению с опытами с использованием фрезы с 16 режущими кромками (см. рис. 4).

Анализируя полученные данные, можно констатировать, что при прочих равных условиях скорость приращения температуры кости в месте воздействия зависит от плотности самого участка кости. Так, при использовании обеих фрез с увеличением плотности костной ткани скорость нагрева исследуемого участка возрастала (рис. 5). Между этими параметрами установлена прямая корреляционная связь высокой силы по шкале Чеддока. Коэффициент корреляции Спирмена со-

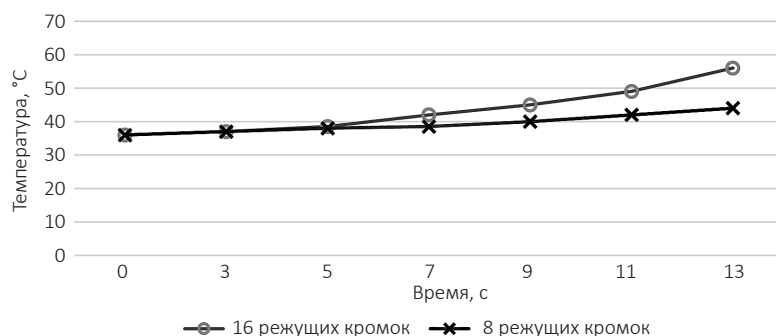


Рис. 2. Скорость изменения температуры кости при ее фрезеровании с использованием фрез с 8 и 16 режущими кромками (образец плотностью 287 г/см³)

Fig. 2. Rate of change in bone temperature during milling using burrs with 8 and 16 cutting edges (sample density of 287 g/cm³)

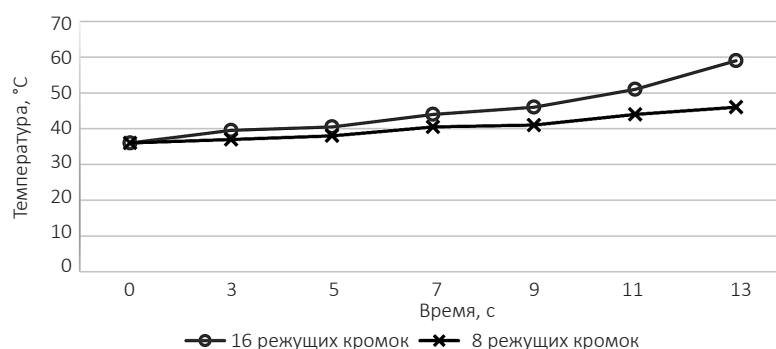


Рис. 3. Скорость изменения температуры кости при ее фрезеровании с использованием фрез с 8 и 16 режущими кромками (образец плотностью 344 г/см³)

Fig. 3. Rate of change in bone temperature during milling using burrs with 8 and 16 cutting edges (sample density of 344 g/cm³)

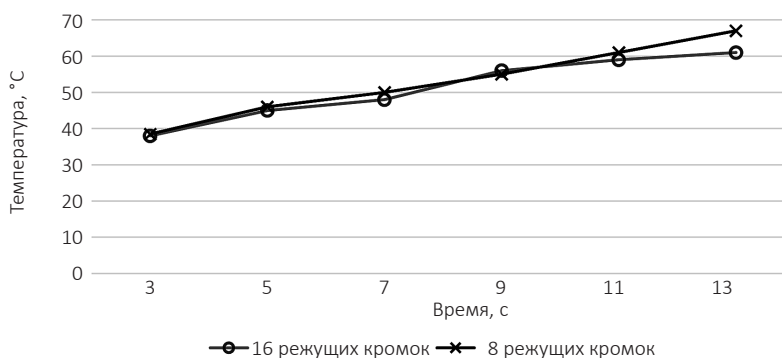


Рис. 4. Скорость изменения температуры кости при ее фрезеровании с использованием фрез с 8 и 16 режущими кромками (образец плотностью 499 г/см³)

Рис. 4. Rate of change in bone temperature during milling using burrs with 8 and 16 cutting edges (sample density of 499 g/cm³)

ставил $\rho = 0,727$ для фрезы с 16 режущими кромками ($p < 0,05$) и $\rho = 0,771$ для фрезы с 8 кромками ($p < 0,05$).

В части эксперимента по сравнению режимов жидкостного охлаждения получены следующие данные. При использовании системы автоматической подачи физиологического раствора с преимущественным орошением фрезы в 10 из 12 наблюдениях был зафиксирован локальный нагрев

кости со средней скоростью $0,32 \pm 0,15$ °C в секунду, а в остальных 2 изменения температуры поверхности кости не зафиксировано. При ручной подаче охлаждающей жидкости с преимущественным орошением поверхности кости в 11 из 12 наблюдений повышения температуры не было зарегистрировано, и лишь в 1 случае наблюдалось повышение температуры со скоростью $0,2$ °C в секунду.

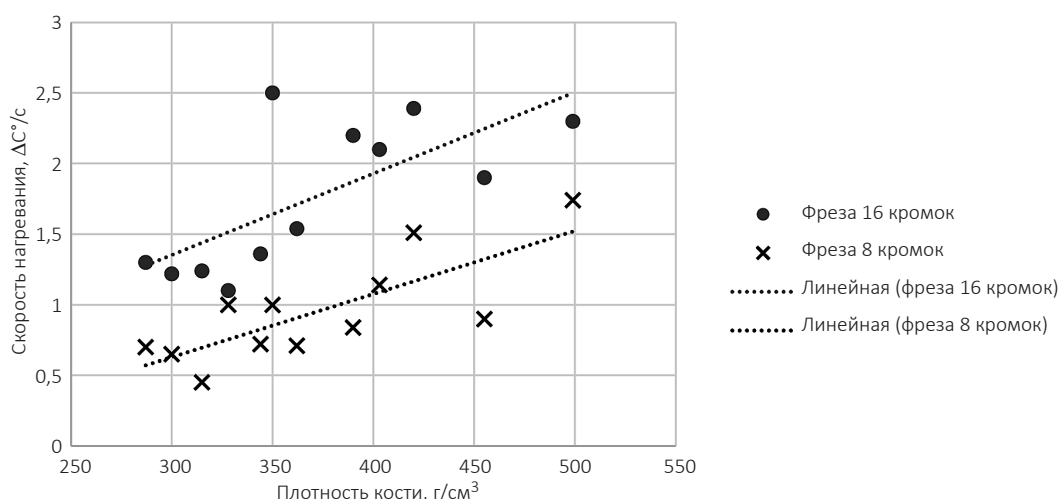


Рис. 5. Зависимость между средней плотностью кости и скоростью возрастания локальной температуры
Fig. 5. Relationship between average bone density and the rate of local temperature rise

Полученные различия оказались статистически значимыми ($p = 0,000317$).

Увеличение объема охлаждающей жидкости в 1,5 раза полностью решало проблему локального нагрева кости вне зависимости от режима подачи.

Обсуждение

В результате экспериментов было установлено, что скорость нагревания участка фрезеруемой кадаверной височной кости при моделировании отохирургических вмешательств находится в зависимости от нескольких технических характеристик, таких как: плотность костной ткани, частота режущих кромок шаровых фрез и особенности водного охлаждения.

При планировании эксперимента мы ожидали, что скорость нагревания кости при фрезеровании будет прямо зависеть от ее плотности, и по результатам всех опытов это полностью подтвердилось.

Однако наше предположение о прямой зависимости между частотой нарезки фрезы (числом режущих кромок) и скоростью нагревания кости при ее фрезеровании были частично опровергнуты. Такую зависимость мы получили только при работе на 9 образцах с более низкой плотностью (плотность кости 287–392 г/см³). Во всех этих случаях кость нагревалась быстрее при воздействии фрезы с 16 режущими кромками по сравнению с фрезой с 8 режущими кромками. В 3 остальных случаях, где плотность кости была выше (402–499 г/см³) кость нагревалась быстрее при воздействии фрезы с 8 режущими кромками по сравнению с фрезой с 16 режущими кромками.

Этот феномен мы попытались объяснить, опираясь на знание процессов, происходящих при фрезеровании. Известно, что режущие кромки фрезы снимают часть фрезеруемого материала, а стружка (крошки материала) отводятся из

зоны контакта. При избыточном нагреве фрезы в условиях недостаточного водного охлаждения (орошения) отвод стружки нарушается, пазы забиваются, происходит нагар материала на поверхности фрезы и фреза постепенно превращается в гладкий шар, теряя свою функциональность. Результаты этого эксперимента продемонстрировали, что при фрезеровании кости более низкой плотности процессы трения и нагрева менее выражены у фрезы с 8 режущими кромками, а при повышении плотности кости – у фрезы с 16 режущими кромками.

Анализ результатов водного охлаждения показал, что использование ручного орошения поверхности фрезеруемой кости физиологическим раствором является более эффективным по сравнению с автоматической подачей жидкости на поверхность фрезы. Это факт обусловлен, по-видимому, разбрызгиванием части физиологического раствора при вращении фрезы и попаданием недостаточного количества охлаждающей жидкости непосредственно в зону контакта фрезы и кости. Впрочем, эти результаты получены на относительно ровных костных поверхностях. При обычной работе в костной полости охлаждающая жидкость стекает вниз и отводит тепло и стружку из зоны контакта фрезы и кости примерно одинаково вне зависимости от того, куда изначально направлен ее поток, если ее объем достаточен. Результаты эксперимента наглядно показали, что избыточное орошение зоны фрезерования охлаждающей жидкостью вне зависимости от режима ее подачи полностью решает проблему локального нагрева кости, но существенно затрудняет обзор и контроль позиционирования фрезы.

Эти данные важно учитывать при планировании хирургических вмешательств на среднем ухе, особенно у пациентов с высоким риском повреждения лицевого нерва.

Перспективы дальнейших исследований связаны с использованием разработанной модели для изучения термических процессов, происходящих при применении алмазных фрез. Планируются увеличение числа наблюдений в целях повышения достоверности данных, а также разработка модели *in vivo*.

Выводы и рекомендации

Разработанная модель эксперимента на каверной костной ткани с применением термопар с холодным спаем оказалась удобным инструментом для изучения термических явлений.

Скорость нагрева кости при ее фрезеровании зависит от плотности костной ткани, характеристик фрезы и особенностей водного орошения.

При фрезеровании кости следует контролировать скорость вращения фрезы и достаточность орошения, чтобы не допускать нагара стружки на поверхности фрезы во избежание уменьшения ее функциональности, увеличения трения и перегрева кости.

Для профилактики избыточного нагрева костной ткани в зоне воздействия фрезы следует направлять охлаждающую жидкость именно на кость в зоне контакта с фрезой, а не на фрезу или обеспечить такой поток жидкости, чтобы даже при ее попадании на вращающуюся фрезу часть жидкости успевала смочить и охладить зону контакта.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Диаб Х. М., Караян А. С., Корвяков В. С., Михалеви́ч А. Е., Пашинина О. А., Умаров П. У., Кондратчиков Д. С. Клинический случай пластики лицевого нерва после его повреждения при проведении антростомастотомии у ребенка. *Российская оториноларингология*. 2017;6:28–35. <https://doi.org/10.18692/1810-4800-2017-6-28-35>
Diab Kh. M., Karayan A. S., Korvyakov V. S., Mikhalevich A. E., Paschinina O. A., Umarov P. U., Kondratchikov D. S. A clinical case of facial nerve reconstruction after its damage during antromastoidotomy in a child. *Rossiiskaya otorinolaringologiya*. 2017;6:28-35. (In Russ.) <https://doi.org/10.18692/1810-4800-2017-6-28-35>
2. Диаб Х. М., Дайхес Н. А., Балакина Л. В., Кондратчиков Д. С., Пашинина О. А., Панина О. С. Результаты хирургического лечения пациентов с нейрогенными опухолями лицевого нерва интратемпоральной локализации. *Российская оториноларингология*. 2022;21(2):29–36. <https://doi.org/10.18692/1810-4800-2022-2-29-36>
Diab Kh. M., Daikhes N. A., Balakina L. V., Kondratchikov D. S., Pashchinina O. A., Panina O. C. Surgical outcomes of intratemporal neurogenic facial nerve tumors. *Rossiiskaya otorinolaringologiya*. 2022;21(2):29-36. (In Russ.) <https://doi.org/10.18692/1810-4800-2022-2-29-36>
3. Крюков А. И., Гаров Е. В., Зеленкова В. Н., Зеленков А. В., Степанова Е. А., Панасова А. С. Случай диагностики и хирургического лечения пациента с невриномой лицевого нерва. *Вестник оториноларингологии*. 2020;85(5):24–28. <https://doi.org/10.17116/otorino20208505124>
Kryukov A. I., Garov E. V., Zelenkova V. N., Zelenkov A. V., Stepanova E. A., Panasova A. S. A case of diagnostics and surgical treatment of a patient with a neuroma of the facial nerve. *Vestnik Oto-Rino-Laringologii*. 2020;85(5):24-28. (In Russ.) <https://doi.org/10.17116/otorino20208505124>
4. Hohman M. H., Bhama P. K., Hadlock T. A. Epidemiology of iatrogenic facial nerve injury: a decade of experience. *Laryngoscope*. 2014;124(1):260-265. <https://doi.org/10.1002/lary.24117>
5. Hallén O., Tjellström A. The use of the drill in ear surgery. *Acta Otolaryngol*. 1975 Jul-Aug;80(1-2):81-5. <https://doi.org/10.3109/00016487509121304>. PMID: 1166783
6. Noss R. S., Lalwani A. K., Yingling C. D. Facial nerve monitoring in middle ear and mastoid surgery. *Laryngoscope*. 2001 May;111(5):831-836. <https://doi.org/10.1097/00005537-200105000-00014>. PMID: 11359161
7. Choung Y. H., Park K., Cho M. J., Choung P. H., Shin Y. R., Kahng H. Systematic facial nerve monitoring in middle ear and mastoid surgeries: „surgical dehiscence“ and „electrical dehiscence“. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2006. Dec;135(6):872-6. <https://doi.org/10.1016/j.otohns.2006.04.008>. PMID: 17141076
8. Haveman J., Van Der Zee J., Wondergem J., Hoogeveen J. F. & Hulshof M. C. M. Effects of hyperthermia on the peripheral nervous system: a review. *International Journal of Hyperthermia*. 2014;20;4:371-391. <https://doi.org/10.1080/02656730310001637631>
9. De Vrind H. H., Wondergem J., Haveman J. Hyperthermia-induced damage to rat sciatic nerve assessed in vivo with functional methods and with electrophysiology. *Journal of Neuroscience Methods*. 1992;45:165-174. [https://doi.org/10.1016/0165-0270\(92\)90073-m](https://doi.org/10.1016/0165-0270(92)90073-m)
10. Eliasson S. G., Monafó W. W., Nussbaum G., Olsen L. Differential effects of in vitro heating on rat sciatic nerve branches and spinal nerve roots. *Experimental Neurology*. 1986;93:57-66. [https://doi.org/10.1016/0014-4886\(86\)90144-5](https://doi.org/10.1016/0014-4886(86)90144-5)
11. Klumpp D., Zimmermann M. Irreversible differential block of A- and C-fibres following local nerve heating in the cat. *Journal of Physiology*. 1980;298:471-482. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1980.sp013095>

Информация об авторах

Дьяков Илья Михайлович – врач-оториноларинголог, младший научный сотрудник научно-исследовательского отдела патологии наружного, среднего и внутреннего уха, Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт уха, горла, носа и речи (190013, Россия, Санкт-Петербург, Бронницкая ул., д. 9); e-mail: ilya.dyakov@mail.ru

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2700-5544>

Каляпин Денис Дмитриевич – врач-сурдолог, кандидат медицинских наук, младший научный сотрудник, Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт уха, горла, носа и речи (190013, Россия, Санкт-Петербург, Бронницкая ул., д. 9); e-mail: kalyapin92@gmail.com

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2768-6036>

Чернушевич Игорь Иванович – врач-оториноларинголог, доктор медицинских наук, доцент, старший научный сотрудник научно-исследовательского отдела патологии наружного, среднего и внутреннего уха, Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт уха, горла, носа и речи (190013, Россия, Санкт-Петербург, Бронницкая ул., д. 9); e-mail: igor1st@mail.ru

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1808-1446>

Гончаров Олег Игоревич – врач-оториноларинголог, кандидат медицинских наук, Городская Больница № 26 (196247, Россия, Санкт-Петербург, ул. Костюшко, д. 2); e-mail: entgoncharov@gmail.com

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3738-4944>

Павлов Андрей Владимирович – ассистент Высшей школы атомной и тепловой энергетики (ВША и ТЭ); институт энергетики, Санкт-Петербургский Политехнический университет Петра Великого (195251, Санкт-Петербург, Политехническая ул., д. 29); e-mail: pavlov.av@spbstu.ru

ORCID: <https://orcid.org/0009-0008-8810-8951>

Бикмулин Андрей Викторович – студент Высшей школы атомной и тепловой энергетики (ВША и ТЭ); институт энергетики, Санкт-Петербургский Политехнический университет Петра Великого (195251, Санкт-Петербург, Политехническая ул., д. 29); e-mail: pavlov.av@spbstu.ru

ORCID: <https://orcid.org/0009-0007-2910-8639>

Information about authors

Ilya M. D'yakov – Otorhinolaryngologist, Junior Researcher Research Department of Pathology of the Outer, Middle and Inner Ear, Saint Petersburg Research Institute for Ear, Throat, Nose and Speech (9, Bronnitskaya str., Saint Petersburg, Russia, 190013); e-mail: ilya.dyakov@mail.ru

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2700-5544>

Denis D. Kalyapin – Audiologist, MD Candidate, Junior Researcher, Saint Petersburg Research Institute for Ear, Throat, Nose and Speech (9, Bronnitskaya str., Saint Petersburg, Russia, 190013); e-mail: kalyapin92@gmail.com

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2768-6036>

Igor' I. Chernushevich – Otorhinolaryngologist, MD, Associate Professor, Senior Researcher at the Research Department of Pathology of the External, Middle and Inner Ear, Saint Petersburg Research Institute for Ear, Throat, Nose and Speech (9, Bronnitskaya str., Saint Petersburg, Russia, 190013); e-mail: igor1st@mail.ru

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1808-1446>

Oleg I. Goncharov – Otorhinolaryngologist, MD Candidate, City Hospital No 26 (2, Kosciusko str., Saint Petersburg, Russia, 196247); e-mail: entgoncharov@gmail.com

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3738-4944>

Andrei V. Pavlov – Assistant at the Higher School of Atomic and Thermal Energy (HSE and TE); Institute of Energy of Peter the Great Saint Petersburg Polytechnic University (29, Politechnicheskaya str., Saint Petersburg, Russia, 195251); e-mail: pavlov.av@spbstu.ru

ORCID: <https://orcid.org/0009-0008-8810-8951>

Andrei V. Bikmulin – Student at the Higher School of Atomic and Thermal Energy (HSE and TE); Institute of Energy of Peter the Great Saint Petersburg Polytechnic University (29, Politechnicheskaya str., Saint Petersburg, Russia, 195251); e-mail: bikandrey@mail.ru

ORCID: <https://orcid.org/0009-0007-2910-8639>

Статья поступила 12.09.2023

Принята в печать 25.10.2023