

DOI: 10.37988/1811-153X_2026_1_188

[О.О. Янушевич](#)¹,

академик РАН, д.м.н., профессор, ректор

[Н.И. Крихели](#)¹,д.м.н., профессор, зав. кафедрой
клинической стоматологии, проректор[А.В. Исаев](#)²,к.т.н., доцент кафедры инструментальной
техники и технологий формообразования[П.Ю. Перетягин](#)²,к.т.н., ведущий научный сотрудник кафедры
высокоэффективных технологий обработки[О.В. Крамар](#)¹,начальник управления науки, ассистент
кафедры клинической стоматологии[А.М. Панин](#)¹,д.м.н., профессор, зав. кафедрой
пропедевтики хирургической стоматологии[А.М. Цициашвили](#)¹,д.м.н., профессор кафедры пропедевтики
хирургической стоматологии[Д.А. Лежнев](#)¹,д.м.н., профессор, зав. кафедрой лучевой
диагностики[А.А. Ершов](#)²,старший преподаватель кафедры
инструментальной техники и технологий
формообразования[М.Н. Бычкова](#)¹,к.м.н., доцент кафедры клинической
стоматологии[М.А. Сухов](#)¹,аспирант кафедры пропедевтики
хирургической стоматологии¹ Российский университет медицины,
127006, Москва, Россия² МГТУ «СТАНКИН»,
127055, Москва, Россия

Эксплуатационные характеристики фрез с различной геометрией для дентальной имплантации в неблагоприятных анатомических условиях при последовательном протоколе сверления с минимальным шагом увеличения диаметра фрезы

Аннотация. Были разработаны и изготовлены четыре хирургических фрезы для остеоденсификации с различными геометрическими параметрами из мартенситной нержавеющей стали 40X13 (эквивалент AISI 420) с нанесением износостойкого покрытия из нитрида титана (TiN) методом физического осаждения из паровой фазы (PVD). Для проведения экспериментального исследования были подготовлены костные образцы (блоки) из ребер крупного рогатого скота, что соответствует кости типа D3—D4 по C. Misch, часто встречающейся в дистальных отделах челюстей. Обработанные образцы были распределены по группам в соответствии с номером хирургической фрезы, присвоенным ранее. После каждой 4-й остеотомии проводилась оценка износа режущей кромки с помощью СЭМ и определение изменения температуры костной ткани с помощью термопары. Проведенное нами экспериментальное исследование на ребрах крупного рогатого скота подтверждает комплексное влияние геометрии фрезы для остеоденсификации на нагрев костной ткани и значения ее плотности (HU) при подготовке ложа дентального имплантата последовательным протоколом сверления с минимальным шагом увеличения рабочего диаметра фрезы. Хирургические фрезы из стали 40X13 с покрытием TiN (PVD) не обнаружили износа после 24 остеотомий, что сопоставимо с эталонными фрезами производства фирмы Densah. Фреза с наибольшим задним углом и углом подъема спирального зуба обеспечивает наилучшие тепловые условия во время остеоденсификации. Фрезы с задним углом $\alpha=20^\circ$ обеспечивали прирост уплотнения костной ткани в 2—6 раз выше, чем фрезы с $\alpha=6^\circ$. Фрезы с $\alpha=20^\circ$ увеличивали плотность костной ткани на 34—51%, а с $\alpha=6^\circ$ — лишь на 7—20%. Актуальными представляются дальнейшие исследования для уточнения и валидации полученных моделей функциональных взаимосвязей, в том числе при применении экспериментальных фрез по другим протоколам сверления.

Ключевые слова: хирургическая фреза для остеоденсификации, дентальная имплантация, ложе дентального имплантата, неблагоприятные анатомические условия

ДЛЯ ЦИТИРОВАНИЯ:

Янушевич О.О., Крихели Н.И., Исаев А.В., Перетягин П.Ю., Крамар О.В., Панин А.М., Цициашвили А.М., Лежнев Д.А., Ершов А.А., Бычкова М.Н., Сухов М.А. Эксплуатационные характеристики фрез с различной геометрией для дентальной имплантации в неблагоприятных анатомических условиях при последовательном протоколе сверления с минимальным шагом увеличения диаметра фрезы. — *Клиническая стоматология*. — 2026; 29 (1): 188—197.
DOI: 10.37988/1811-153X_2026_1_188

[O.O. Yanushevich](#)¹,Academician of the Russian Academy
of Sciences, Doctor of Science in Medicine,
Professor, Rector[N.I. Krikheli](#)¹,Doctor of Science in Medicine, full professor
of the Clinical dentistry Department, vice-
rector[A.V. Isaev](#)²,PhD in Engineering, associate professor
of the Department of Instrumentation and
shaping technologies

Performance characteristics of drills with different geometries for dental implantation in unfavorable anatomical conditions with a consistent drilling protocol with a minimum step of increasing the diameter of the drill

Annotation. Four surgical osseodensification drills with different geometric parameters were designed and manufactured from martensitic stainless steel (equivalent to AISI 420) with a wear-resistant titanium nitride (TiN) coating applied by physical vapor deposition (PVD). For the experimental study, bone samples (blocks) were prepared from cattle ribs, corresponding to C. Misch's D3—D4 bone type, which is commonly found in the distal jaws. The processed samples were divided into groups according to the previously assigned surgical drill number. After every 4th osteotomy,

P.Yu. Peretyagin²,

PhD in Engineering, leading researcher of the Department of Highly efficient processing technologies

O.V. Kramar¹,

head of the Science office, assistant at the Clinical dentistry Department

A.M. Panin¹,

Doctor of Science in Medicine, full professor of the Oral surgery propaedeutics Department

A.M. Tsitsiashvili¹,

Doctor of Science in Medicine, professor of the Oral surgery propaedeutics Department

D.A. Lezhnev¹,

Doctor of Science in Medicine, full professor of the Radiology Department

A.A. Ershov²,

senior lecturer of the Department of Instrumentation and shaping technologies

M.N. Bychkova¹,

PhD in Medical Sciences, associate professor of the Clinical dentistry Department

M.A. Sukhov¹,

postgraduate student of the Oral surgery propaedeutics Department

¹ Russian University of Medicine, 127006, Moscow, Russia

² Moscow State University of Technology “STANKIN”, 127055, Moscow, Russia

an optical assessment of the cutting edge wear was performed using a scanning electron microscope and the change in bone tissue temperature was determined using a K-type thermocouple. Our experimental study on cattle ribs confirms the complex influence of the osseodensification drill geometry on the heating of bone tissue and its density estimated by Hounsfield unit (HU) value during the preparation of a dental implant bed using a sequential drilling protocol with a minimal step of increasing the working diameter of the drill. Surgical drills made of AISI 420 steel with a TiN (PVD) coating showed no wear after 24 osteotomies, which is comparable to the reference Densah drills. Drill with the largest clearance and helix angles, provides the best thermal conditions during the osteodensification procedure. Drills with a clearance angle $\alpha=20^\circ$ provided a 2–6 times higher densification increase than drills with an $\alpha=6^\circ$. Drills with $\alpha=20^\circ$ increased bone density by 34–51%, while those with $\alpha=6^\circ$ increased density by only 7–20%. Further studies to refine and validate the obtained models of functional relationships, including the use of experimental drills using other drilling protocols, seem relevant.

Key words: surgical drill for osteodensification, dental implantation, dental implant bed, unfavorable anatomical conditions

FOR CITATION:

Yanushevich O.O., Krikheli N.I., Isaev A.V., Peretyagin P.Yu., Kramar O.V., Panin A.M., Tsitsiashvili A.M., Lezhnev D.A., Ershov A.A., Bychkova M.N., Sukhov M.A. Performance characteristics of drills with different geometries for dental implantation in unfavorable anatomical conditions with a consistent drilling protocol with a minimum step of increasing the diameter of the drill. *Clinical Dentistry (Russia)*. 2026; 29 (1): 188–197 (In Russian). DOI: 10.37988/1811-153X_2026_1_188

ВВЕДЕНИЕ

Дентальная имплантация является эффективным методом восстановления дефектов зубного ряда [1, 2]. Хирургический этап операции дентальной имплантации заключается в подготовке костного ложа необходимого размера и непосредственной установке дентального имплантата, от длины и диаметра которого зависят размерные характеристики сформированного имплантационного ложа [3–5].

Основным противопоказанием к дентальной имплантации являются неблагоприятные анатомические условия в области отсутствующих зубов. Среди них выделяют недостаточную высоту и/или ширину альвеолярной кости, ее низкую плотность или их комбинацию, что является ограничением для установки имплантата в оптимальную ортопедическую позицию и его дальнейшей остеоинтеграции и успешности функционирования [6–8].

Для решения вышеуказанных сложных клинических задач разработаны разные методы костной пластики. Так, для восстановления высоты альвеолярной кости в дистальных отделах верхней челюсти используются методики открытого и закрытого синус-лифтинга [9, 10]. Методики направленной костной регенерации и расщепления альвеолярного гребня применяются для увеличения ширины альвеолярной кости, а для повышения

плотности костной ткани используется метод остеоконденсации или остеоденсификации, выполняемый специальными ударными инструментами.

Все разработанные хирургические методики увеличения объема альвеолярной кости имеют различную доказанную эффективность [11–13]. Наряду с ними были предложены менее инвазивные методы, направленные на создание оптимальных условий по качеству и количеству альвеолярной кости.

На сегодняшний день известна методика остеоденсификации, позволяющая подготовить костное ложе дентального имплантата особым образом. Вместо традиционного вырезания осуществляется одновременное уплотнение и аутотрансплантация костной ткани, что приводит к увеличению плотности костной ткани стенок имплантационного ложа. Это возможно благодаря особой геометрии хирургической фрезы, по-разному взаимодействующей с костной тканью. При вращении ротора хирургического наконечника с установленным многолезвийным инструментом по часовой стрелке костная ткань вырезается, как и при стандартном протоколе сверления, а при вращении против часовой стрелки — уплотняется путем аутотрансплантации [14–16]. За счет повышения плотности костной ткани стенок имплантационного ложа повышается первичная биомеханическая стабильность дентального имплантата, что создает условия для полноценной остеоинтеграции и, соответственно, для

долгосрочной успешности дентальной имплантации [15, 17–19]. Помимо этого, применение описанной методики приводит к увеличению высоты и ширины альвеолярной кости, создавая достаточные анатомические условия для прогнозируемой установки дентального имплантата необходимого размера в оптимальную ортопедическую позицию [20, 21].

На данный момент указанные фрезы производит единственная компания — Versah (США). Эти вращающиеся инструменты обладают специфической конструкцией: конической формой, большим числом спиральных канавок и отрицательным передним углом на периферийной части, что обеспечивает необходимые характеристики сверления. Однако конкретные детали конструкции и параметры остаются недостаточно детализированными, отражая лишь общий уровень их эффективности [22].

Таким образом, представляется актуальным продолжение работы по разработке усовершенствованных конструкций вышеуказанных инструментов и оценке их эффективности на базе различных вариантов экспериментальных исследований, имитирующих неблагоприятные анатомические условия [23].

Цель — изучение эксплуатационных характеристик хирургических фрез с различной геометрией для дентальной имплантации в неблагоприятных анатомических условиях и определение оптимальной геометрии их режущей части при последовательном протоколе сверления с минимальным шагом увеличения диаметра фрезы



Рис. 1. Фотография разработанных хирургических фрез с различной геометрией для формирования ложа дентального имплантата в неблагоприятных анатомических условиях перед нанесением износостойкого покрытия из нитрида титана

Fig. 1. Photograph of the developed surgical drills with different geometries for forming the bed of a dental implant in unfavorable anatomical conditions before applying a wear-resistant titanium nitride coating

Табл. 1. Конструктивные параметры экспериментальных фрез

Table 1. Design parameters of experimental drills

№ фрезы	α , °	ω , °	Особенность конструкции режущей части
1	20	20	Увеличенный задний угол, большой угол подъема спирали
2	6	20	Уменьшенный задний угол, большой угол подъема спирали
3	20	5	Увеличенный задний угол, малый угол подъема спирали
4	6	5	Уменьшенный задний угол, малый угол подъема спирали

Примечание. α — задний угол винтового зуба, ω — угол наклона (подъема) винтового зуба.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Были разработаны и изготовлены четыре хирургических фрезы для остеоденсификации с различными геометрическими параметрами в лабораториях МГТУ «СТАНКИН» (Москва) и Российского университета медицины (Москва). В качестве материала для режущего инструмента была выбрана мартенситная нержавеющая сталь 40X13 (эквивалент AISI 420). Для повышения режущей способности и износостойкости хирургических фрез за счет увеличения твердости их поверхностного слоя нанесено покрытие из нитрида титана (TiN) методом физического осаждения из паровой фазы (PVD).

Для удобства организации эксперимента и дальнейшей экспериментальной оценки разработанные хирургические фрезы с различными геометрическими параметрами были пронумерованы: № 1, № 2, № 3, № 4 (рис. 1). Фрезы различались задним углом α (6° или 20°) и углом наклона (подъема) винтового зуба ω (5° или 20°), образуя полный факторный план 2×2 . Задний угол α определяет характер взаимодействия с костью: большой угол (20°) способствует оттеснению костной ткани, малый (6°) — обеспечивает условия, приближенные к обычному резанию (табл. 1).

Разработанная хирургическая фреза для остеоденсификации содержит цилиндрический хвостовик и рабочую часть с двумя торцевыми режущими кромками и двумя боковыми винтовыми канавками с переменным углом подъема и переменным шагом спирали и отличается тем, что рабочая часть выполнена с дополнительной торцевой режущей кромкой и дополнительными боковыми винтовыми канавками, при этом боковая поверхность рабочей части выполнена конической формой, а на основных и дополнительной торцевых режущих кромках выполнены стружкодробящие прорези (приоритетная справка ФИПС № 2025139450 от 30.12.2025).

Для проведения экспериментального исследования были подготовлены костные образцы (блоки) из ребер крупного рогатого состава, что соответствует кости типа D3–D4 по С. Misch, часто встречающейся в дистальных отделах челюстей [24, 25]. Обработанные образцы были распределены по группам в соответствии с номером хирургической фрезы, присвоенным ранее. Так, в группе №1 в качестве последней — использовалась хирургическая фреза диаметром 4,5 мм под номером 1, в группе №2 — хирургическая фреза диаметром 4,5 мм под номером 2, в группе № 3 — хирургическая фреза диаметром 4,5 мм под номером 3, в группе № 4 — хирургическая фреза диаметром 4,5 мм под номером 4. При оценке износа и изменения температуры также проводили использование оригинальной хирургической фрезы Densah (Versah, США) диаметром 4,5 мм — в группе № 5.

При работе использовали хирургический угловой наконечник 20:1 с внешним охлаждением, подключенный к физиодиспенсеру. Формирование костного ложа дентального имплантата

происходило прерывистыми коронально-апикальными движениями хирургического наконечника с постепенным углублением хирургической фрезы на глубину до 10 мм при внешней обильной ирригации физиологическим раствором по последовательному протоколу подготовки костного ложа дентального имплантата с минимальным шагом увеличения диаметра рабочей фрезы.

Первым этапом проводилось пилотное сверление по часовой стрелке (в режиме резания) с применением пилотной фрезы, а также начальной фрезы Densah диаметром 2,0 и 2,3 мм со скоростью 1200 об/мин. Дальнейшее формирование костного ложа дентального имплантата производилось последовательно хирургическими фрезами диаметром 2,5, 3,0, 3,3, 3,5 и 4,3 мм против часовой стрелки (в режиме уплотнения) со скоростью 1000 об/мин. Для групп 1–4 заключительным этапом применялась разработанная хирургическая фреза диаметром 4,5 мм против часовой стрелки (в режиме уплотнения) со скоростью 1000 об/мин, а для группы 5 — оригинальная хирургическая фреза Densah диаметром 4,5 мм против часовой стрелки (в режиме уплотнения) со скоростью 1000 об/мин. В каждой группе были сформированы по 24 костных ложа дентального имплантата.

Для определения износа и изменения режущей кромки экспериментальных хирургических фрез после каждой 4-й остеотомии проводилась оптическая оценка с помощью сканирующего электронного микроскопа (СЭМ).

Для определения изменения температуры костной ткани при использовании исследуемых хирургических фрез использовалась термопара типа К (разрешение $1\pm 0,5^\circ\text{C}$, открытый шариковый зонд), подключенная к цифровому мультиметру. Температура в помещении поддерживалась постоянной, $21\pm 1^\circ\text{C}$.

При каждой 4-й остеотомии температуру контролировали непосредственно в процессе сверления. Для этого зонд-термопару вводили в предварительно подготовленное отверстие на боковой стороне кости у режущей части хирургической фрезы, вращающейся при остеотомии, прижимали к костной ткани стенки имплантационного ложа и фиксировали максимальное значение температуры (рис. 2). Таким образом, достигается удовлетворительная точность измерения температуры. Всего было получено 30 значений температуры для 5 хирургических фрез, включая эталонную.

Для оценки увеличения плотности костной ткани выполнили конусно-лучевую компьютерную томографию (КЛКТ) костных образцов на компьютерном томографе при размере изображения 16×13 см и размере вокселя 0,25 мм (рис. 3, 4). В программе для компьютера RadiAnt DICOM Viewer (Medixant, Польша) с помощью инструмента «Ellipse» измерили значения плотности костной ткани в единицах Хаунсфилда (HU) в 6 точках, ближайших к поверхности остеотомии (по 2 точки в апикальной, средней и коронарной трети сформированного костного ложа с противоположных сторон) — точки «на границе», и в 6 контрольных точках, расположенных относительно них в толще кости в интактной области — точки «в глубине» (рис. 5, табл. 2).



Рис. 2. Экспериментальная установка с измерением температуры во время процедуры остеоденсификации на модели ребер крупного рогатого скота с использованием экспериментального образца хирургической фрезы

Fig. 2. Experimental setup for temperature measurement during the osteodensification procedure on a bovine rib model using an experimental surgical drill

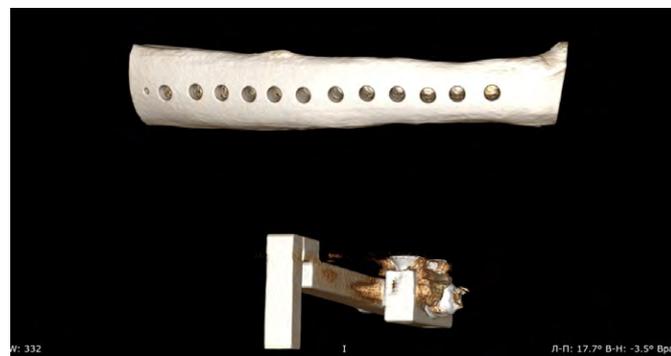


Рис. 3. 3D-реконструкция (VR) образца ребра (экспериментальной модели) по конусно-лучевой компьютерной томограмме

Fig. 3. 3D reconstruction (VR) of a rib sample (experimental model) based on a cone beam computed tomography scan

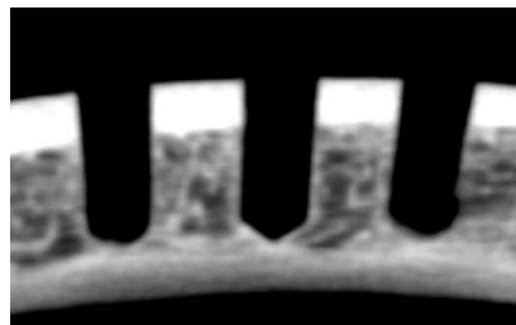


Рис. 4. Сагиттальный срез КЛКТ (общий вид)

Fig. 4. Sagittal CBCT section (general view)

СТАТИСТИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА ДАННЫХ

Изменения температуры костной ткани

Значения изменения температуры костной ткани (Δt , $^\circ\text{C}$), т.е. на сколько градусов нагревается кость при подготовке ложа дентального имплантата с использованием экспериментальных фрез, определяли вычитанием значения окружающей температуры из значения максимальной температуры, зафиксированной с помощью термопары.

Чтобы проверить нормальность небольшой выборки с общим числом наблюдений $n=30$, был выполнен тест Шапиро—Уилка. Тест не показал существенного

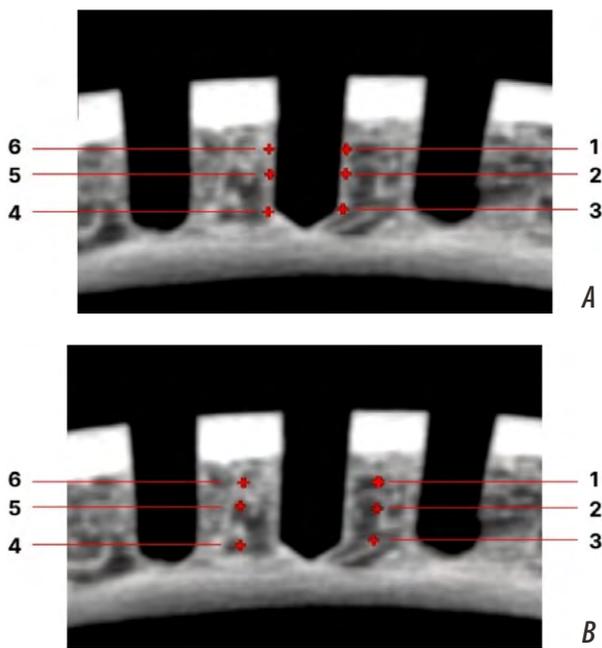


Рис. 5. Пример измерения значений HU: А — сконденсированного слоя костной ткани стенки сформированного ложа дентального имплантата; В — интактной костной ткани вокруг сформированного ложа дентального имплантата

Fig. 5. Example of measuring the HU values: A — the condensed layer of bone tissue of the wall of the formed bed of a dental implant; B — intact bone tissue around the formed bed of a dental implant

отклонения от нормы ($W=0,955$, $p=0,349$). Поскольку значение p превышает уровень значимости α , равный 0,05, мы принимаем нулевую гипотезу, предполагающую, что данные распределены нормально.

Плотность костной ткани

Каждая точка данных представляет собой среднее значение HU с соответствующим стандартным отклонением (SD). Для каждого измерения вычисляли разность: $\Delta HU = HU(\text{граница}) - HU(\text{глубина})$. Каждое измерение становилось само себе контролем, и различия в исходной плотности между образцами переставали влиять на анализ.

Предварительный анализ выявил выраженную гетероскедастичность: стандартные отклонения варьировались от 13 до более 250 HU в различных экспериментальных условиях. Наблюдения с малым SD отражают более точные и надежные измерения, тогда как наблюдения с большим SD указывают на высокую вариабельность, обусловленную структурной гетерогенностью костного образца, вариацией толщины кортикального слоя или артефактами измерений.

Для учета данной вариабельности была применена регрессия методом взвешенных наименьших квадратов (WLS — Weighted Least Squares) с весами.

Для проведения дисперсионного анализа (ANOVA) строили двухфакторную модель для каждой зоны: конструкция фрезы (4 варианта) + образец кости (блокирующий фактор). Ковариационный анализ (ANCOVA) проверял, сохраняется ли эффект фрезы при введении HU (глубина) как ковариаты. Попарные сравнения — t -критерий Уэлча, $p=0,05$.

Таблица 2. Пример полученных значений HU сконденсированного слоя костной ткани стенки сформированного ложа дентального имплантата
Table 2. Example of the obtained HU values of the condensed layer of bone tissue of the wall of the formed bed of a dental implant of intact bone tissue around the formed bed of a dental implant

№ точки на рис. 5	Позиция	На границе			В глубине		
		среднее	мин.	макс.	среднее	мин.	макс.
1	Корональная	828,67	718	877	424,48	222	585
2	Срединная	854,33	584	961	370,73	200	696
3	Апикальная	769,50	493	1006	557,55	357	647
4	Апикальная	787,77	656	886	529,91	341	602
5	Срединная	691,19	618	813	369,60	279	647
6	Корональная	948,04	790	1015	618,67	534	979

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Износ режущей кромки экспериментальных фрез

Согласно инструкции по эксплуатации бора Densah® (Versah, США) производитель рекомендует заменять хирургические фрезы после 12–20 остеотомий, что может говорить о снижении режущей способности ротационного инструмента. Как видно на СЭМ, в конце эксперимента, после 24 остеотомий, не наблюдается критических изменений геометрии режущих кромок из-за износа (рис. 6 и 7).

Изменения температуры костной ткани

Результаты полного факторного эксперимента по изменению температуры при остеоденсификации с помощью экспериментальных фрез собственной конструкции представлены в табл. 3.

Табл. 3. Максимальная температура и изменение температуры костной ткани во время i-osteотомии

Table 3. Maximum temperature and Change in bone tissue temperature during i-osteotomy

№ фрезы	Количество остеотомий											
	4		8		12		16		20		24	
	max	Δt	max	Δt	max	Δt	max	Δt	max	Δt	max	Δt
1	27	6	29	8	27	6	29	8	29	8	29	8
2	33	12	32	11	31	10	32	11	33	12	33	12
3	31	10	33	12	31	10	34	13	37	16	36	15
4	34	13	35	14	33	12	37	16	33	12	32	11
5	30	9	33	12	33	12	29	8	31	10	30	9

Гистограмма распределения данных и соответствующий график оценки плотности ядра (KDE) показаны на рис. 8a. Графики изменения температуры в виде диаграммы размаха (boxplots) для всех пяти хирургических фрез приведены на рис. 8b.

Кривая поверх гистограммы на рис. 8a является кривой ядерной оценки плотности (ЯОП, или англ. Kernel Density Estimation, KDE). ЯОП представляет собой задачу сглаживания данных, в результате решения

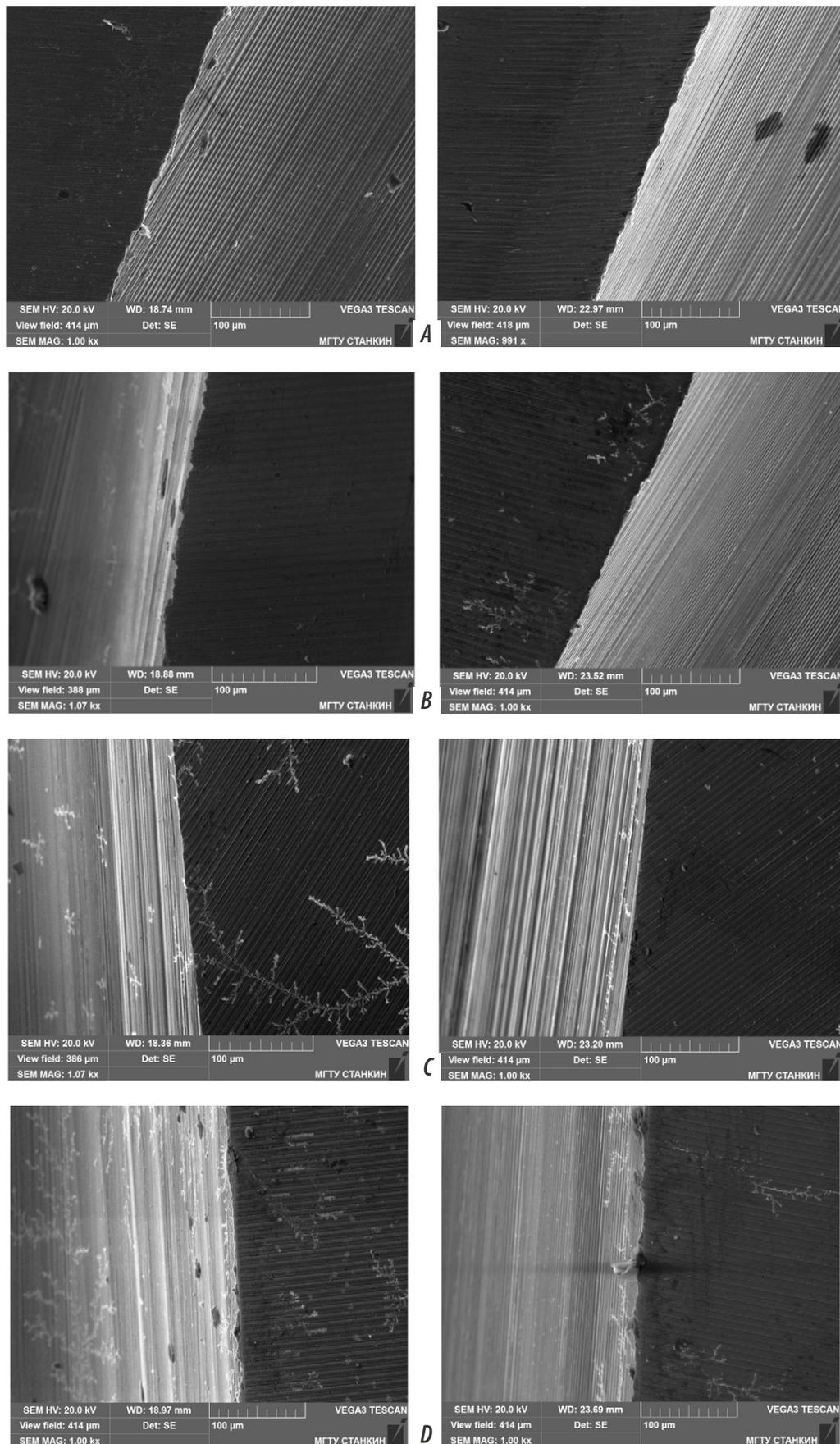


Рис. 6. СЭМ-изображения периферической режущей кромки новой фрезы (слева) и после 24 остеотомий (справа): А—D — экспериментальные фрезы №№ 1—4

Fig. 6. SEM images of the peripheral cutting edge of the new drill (left) and after 24 osteotomies (right): A to D — experimental drills No. 1 to 4

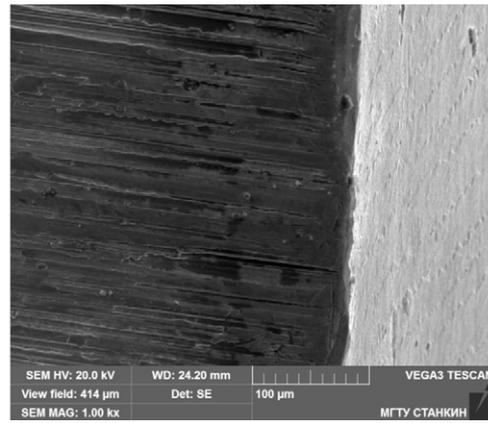
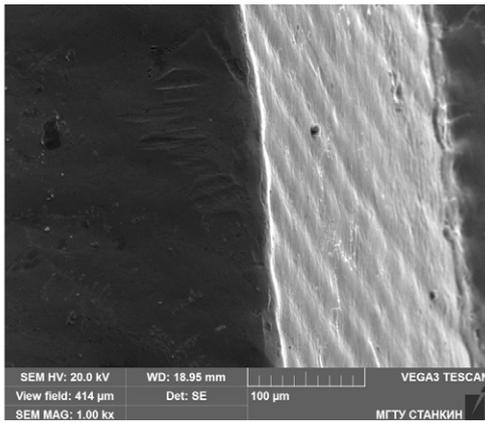


Рис. 7. СЭМ-изображения периферической режущей кромки фрезы Densah (Versah, США): новой фрезы (слева) и после 24 остеотомий (справа)

Fig. 7. SEM images of the peripheral cutting edge of the original Densah drill (Versah, USA): new drill (left) and after 24 osteotomies (right)

которой на основании конечных выборок данных делается заключение о генеральной совокупности.

На диаграмме размаха нет очевидных выбросов. Фрезы № 1 и № 2 обеспечивают наиболее компактное распределение с небольшой изменчивостью (межквартильный диапазон, IQR), а фреза № 1 показывает наименьшие значения изменения температуры. Фреза № 3 обладает наибольшей вариабельностью и самым широким общим IQR. Фреза № 4 имеет относительно узкое распределение, но медиана является самой высокой среди всех групп. Эталонная фреза № 5 имеет медиану, близкую к самым низким значениям, в то время как его IQR умеренно широк.

Полученные результаты для изменения температуры хорошо согласуются с основами теории резания, обычно используемой в металлообрабатывающей промышленности. Фреза № 1 с наибольшим задним углом и углом подъема спирали обеспечивает наилучшие тепловые условия во время процедуры остеоденсификации. Это можно объяснить с точки зрения общей теплофизики процессов резания, когда больший задний угол обеспечивает больший зазор между контактирующими поверхностями, что приводит к лучшему отводу тепла из зоны резания. Большой угол подъема спирали

предполагает большую длину контакта режущей кромки с поверхностью отверстия, что обеспечивает как более плавный срез, так и лучшее распределение тепла. С другой стороны, фреза № 4 с минимальными значениями обеих независимых переменных имеет наибольшую медиану и довольно компактный IQR. Фреза № 3 с малым углом наклона спирали и большим задним углом имеет немного меньшее среднее значение изменения температуры, но его распределение самое широкое.

Плотность костной ткани

Три костных образца несколько различались по исходной плотности, что соответствует вариантам типа костной ткани D3–D4 по по С. Misch [24, 25]. Образец 2 был самым плотным, образец 3 — наименее плотным (в апикальной зоне — в 2,6 раза). Снижение HU на 20–24-й остеотомии наблюдалось синхронно у всех фрез, что указывает на смену образца, а не деградацию инструмента (табл. 4).

По результатам дисперсионного анализа (ANOVA) было отмечено, что конструкция фрезы значимо влияет на уплотнение кости во всех трех зонах ($p < 0,001$, табл. 5). Для сравнения: при анализе абсолютных HU (без вычитания фона) эффект фрезы выявлялся лишь в 3 из 6 зон.

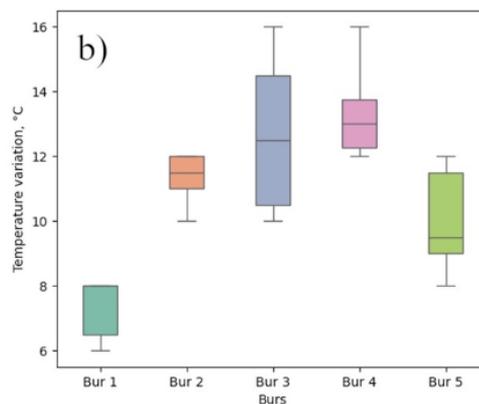
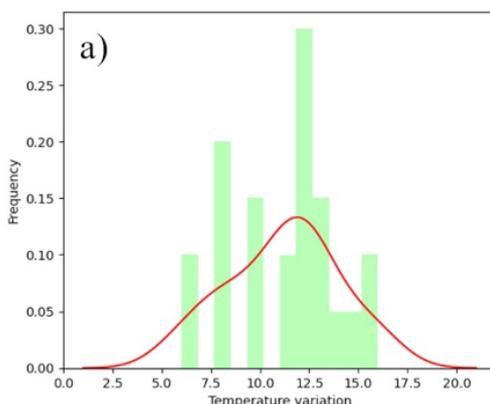


Рис. 8. Гистограмма с использованием KDE (a) и boxplot (b) для оценки изменения температуры костной ткани

Fig. 8. Histogram using KDE (a) and boxplot (b) to evaluate the change in bone temperature

Таблица 4. Средние значения HU интактной кости (точки «в глубине»)

Table 4. Average HU values of intact bone (points «in depth»)

Зона	Обр. 1 (ост. 1—4)	Обр. 2 (ост. 5—16)	Обр. 3 (ост. 17—24)
Корональная	465±71	514±80	330±79
Средняя	360±57	433±86	306±86
Апикальная	373±73	576±141	218±91

Таблица 5. Двухфакторный ANOVA: ΔHU ~ Фреза + Образец кости

Table 5. Two-way ANOVA: ΔHU ~ Drill + Bone Sample

Зона	R ²	Фреза		Кость	
		F	p	F	p
Корональная	0,86	36,51	<0,001	0,06	0,943
Средняя	0,73	15,92	<0,001	0,26	0,770
Апикальная	0,90	53,12	<0,001	1,30	0,297

Фактор «образец кости» незначим ($p>0,29$) — вычитание фоновой плотности устранило межобразцовую вариабельность.

Фрезы с задним углом $\alpha=20^\circ$ (№ 1 и № 3) обеспечивали прирост уплотнения в 2–6 раз выше, чем фрезы с $\alpha=6^\circ$. Фрезы с $\alpha=20^\circ$ увеличивали плотность на 34–51%, а с $\alpha=6^\circ$ — лишь на 7–20% (табл. 6).

В результате попарных сравнений фрезы были разделены на две группы. Все пары, различающиеся по заднему углу α , значительно различались ($p<0,002$), в том числе перекрестные пары 1–4 и 2–3. Различия по углу подъема спирали ω нигде не достигали порога значимости (табл. 7).

На основе полученных результатов понятно, что задний угол — ключевой параметр. Фреза с $\alpha=20^\circ$ при вращении против часовой стрелки мягко оттесняет костную ткань (латеральное уплотнение). Малый $\alpha=6^\circ$ приближает к обычному резанию. Разница по показателю ΔHU между фрезами с $\alpha=6^\circ$ и $\alpha=20^\circ$ — от 2 до 6 раз. Все попарные сравнения (включая перекрестные 1–4, 2–3) высоко достоверны ($p<0,002$), тогда как различия по углу подъема спирали нигде не значимы.

Таблица 7. Попарные сравнения ΔHU (t-критерий Уэлча)

Table 7. Pairwise comparisons of ΔHU (Welch's t-test)

Пара	Параметр	Корон.	Средн.	Апик.
Фр. 1 vs 2	$\alpha 20^\circ$ vs 6° ($\omega=20^\circ$)	<0,001	<0,001	<0,001
Фр. 3 vs 4	$\alpha 20^\circ$ vs 6° ($\omega=5^\circ$)	<0,001	<0,001	<0,001
Фр. 1 vs 4	α и ω различны	<0,001	<0,001	<0,001
Фр. 2 vs 3	α и ω различны	<0,001	0,001	<0,001
Фр. 1 vs 3	$\omega: 20^\circ$ vs 5° ($\alpha=20^\circ$)	0,15	0,73	0,13
Фр. 2 vs 4	$\omega: 20^\circ$ vs 5° ($\alpha=6^\circ$)	0,09	0,55	0,36

Таблица 6. Среднее и относительное увеличение плотности кости, HU

Table 6. Mean and relative density increase (HU)

Зона	Фр. 1 ($\alpha=20^\circ$, $\omega=20^\circ$)		Фр. 2 ($\alpha=6^\circ$, $\omega=20^\circ$)		Фр. 3 ($\alpha=20^\circ$, $\omega=5^\circ$)		Фр. 4 ($\alpha=6^\circ$, $\omega=5^\circ$)	
	M±m	d	M±m	d	M±m	d	M±m	d
Корональная	206,5±39,7	1,49	78,9±18,6	1,16	175,5±28,2	1,37	57,8±20,2	1,15
Средняя	186,7±30,3	1,51	77,1±43,5	1,20	179,7±36,5	1,43	61,5±44,3	1,19
Апикальная	149,7±31,6	1,34	31,4±12,3	1,07	175,5±20,8	1,39	44,5±29,9	1,12

d — отношение HU граница/глубина.

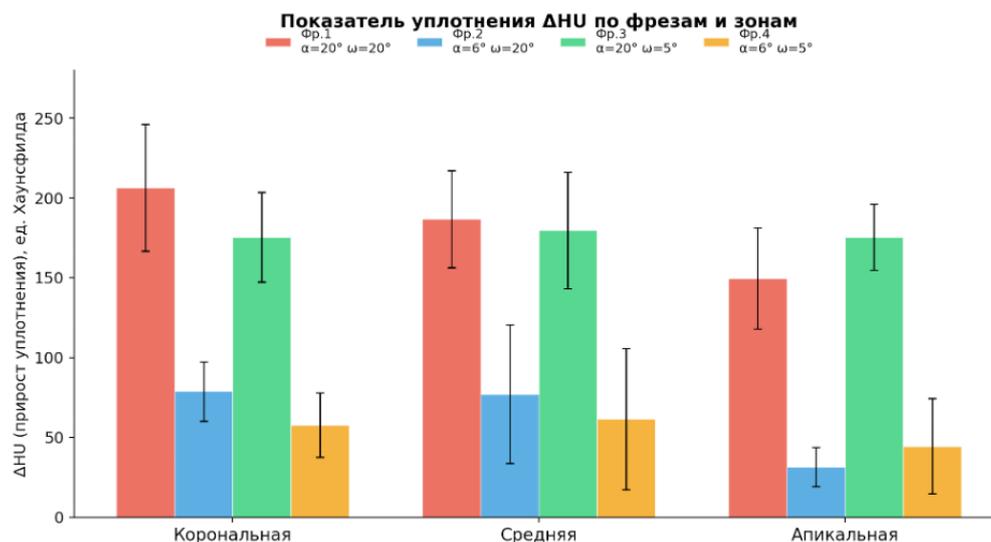


Рис. 9. Показатель уплотнения ΔHU по фрезам и анатомическим зонам. Усы — стандартное отклонение

Fig. 9. Compaction index ΔHU by cutters and anatomical zones. Whiskers — standard deviation.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенное нами экспериментальное исследование на ребрах крупного рогатого скота, соответствующих по плотности альвеолярной кости типа D3–D4 по С. Misch [24, 25], подтверждает комплексное влияние геометрии фрезы для остеоденсификации на нагрев костной ткани и значения ее плотности (НУ) при подготовке ложа дентального имплантата последовательным протоколом сверления с минимальным шагом увеличения диаметра рабочей фрезы.

Хирургические фрезы из стали 40X13 с покрытием TiN (PVD) не обнаружили износа после 24 остеотомий, что сопоставимо с фрезами образца Densah. Фреза № 1 с наибольшими задним углом и углом подъема спирали

обеспечивает наилучшие тепловые условия во время процедуры остеоденсификации. Фрезы с задним углом $\alpha = 20^\circ$ (№ 1 и № 3) обеспечивали прирост уплотнения в 2–6 раз выше, чем фрезы с $\alpha = 6^\circ$ (№ 2 и № 4). Фрезы с $\alpha = 20^\circ$ увеличивали плотность на 34–51%, а с $\alpha = 6^\circ$ — лишь на 7–20%.

Актуальными представляются дальнейшие исследования для уточнения и валидации полученных моделей функциональных взаимосвязей, в том числе при применении экспериментальных фрез по другим протоколам сверления.

Поступила/Received: 12.02.2026

Принята в печать/Accepted: 15.03.2026

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES:

1. Дудин М.А., Черновол Е.М., Рубежов А.Л., Соловьева А.М., Черновол Н.В., Ковалевский С.В. Оценка выживаемости имплантатов и анализ основных причин отторжений на ранних этапах лечения. Ретроспективное исследование. — *Пародонтология*. — 2025; 1: 49–57. [eLibrary ID: 80841696](#)
[Dudin M.A., Chernovol E.M., Rubezhov A.L., Solovyeva A.M., Chernovol N.V., Kovalevsky S.V. Evaluation of implant survival and causes of early implant failure: a retrospective study. — *Parodontologiya*. — 2025; 1: 49–57 (In Russian)]. [DOI: 10.33925/1683-3759-2025-991](#)
2. Астафьев А.А., Копецкий И.С., Коновалов О.Е., Шулаев А.В., Гусева О.Ю. Проблемы организации и применения дентальной имплантации, принципы ее совершенствования. — *Вестник современной клинической медицины*. — 2026; 19 (1): 133–140. [eLibrary ID: 89029835](#)
[Astafyev A.A., Koptetsky I.S., Konovalov O.E., Shulaev A.V., Guseva O.Yu. Challenges in the organization and delivery of dental implantation and principles for its enhancement. — *The Bulletin of Contemporary Clinical Medicine*. — 2026; 19 (1): 133–140 (In Russian)]. [DOI: 10.20969/VSKM.2026.19\(1\).133-140](#)
3. Хоссаин Ш.Д., Широкова Д.Г., Кобец К.К., Мухаметшин Р.Ф., Труфанов В.Д., Акрамов М.Л. Особенности хирургического протокола имплантации в зависимости от выраженности резьбы дентального имплантата и плотности костной ткани (экспериментальное исследование). — *Медицинский алфавит*. — 2025; 1: 108–112. [eLibrary ID: 80493138](#)
[Hossain S.D., Shirokova D.G., Kobets K.R., Mukhametshin R.F., Trufanov V.D., Akromov M.L. Features of surgical implantation protocol depending on the implant surface roughness and bone density, in vitro. — *Medical alphabet*. — 2025; 1: 108–112 (In Russian)]. [DOI: 10.33667/2078-5631-2025-1-108-112](#)
4. Кулаков А.А., Каспаров А.С., Порфенчук Д.А. Факторы, влияющие на остеоинтеграцию и применение ранней функциональной нагрузки для сокращения сроков лечения при дентальной имплантации. — *Стоматология*. — 2019; 4: 107–115. [eLibrary ID: 39548529](#)
[Kulakov A.A., Kasparov A.S., Porfenchuk D.A. Factors affecting osteointegration and the use of early functional load to reduce the duration of treatment in dental implantation. — *Stomatology*. — 2019; 4: 107–115 (In Russian)]. [DOI: 10.17116/stomat201998041107](#)
5. French D., Ofec R., Levin L. Long term clinical performance of 10 871 dental implants with up to 22 years of follow-up: A cohort study in 4247 patients. — *Clin Implant Dent Relat Res*. — 2021; 23 (3): 289–297. [PMID: 33768695](#)
6. Магомедова М.Х. Устранение дефицита мягких тканей альвеолярного гребня: дис. ... к.м.н. — Махачкала, 2024. — 163 с.
[Magomedova M.H. Elimination of soft tissue deficiency of the alveolar ridge: master's thesis. — Makhachkala, 2024. — 163 p. (In Russian)].
7. Полупан П.В., Сипкин А.М., Модина Т.Н. Костная пластика в полости рта: исходы, осложнения, факторы успеха и классификация рисков. — *Клиническая стоматология*. — 2022; 1: 58–65. [eLibrary ID: 48156200](#)
[Polupan P.V., Sipkin A.M., Modina T.N. Osteoplasty in oral surgery: outcomes, complications, success factors, and risks classification. — *Clinical Dentistry (Russia)*. — 2022; 1: 58–65 (In Russian)]. [DOI: 10.37988/1811-153X_2022_1_58](#)
8. Urban I.A., Wessing B., Alánde N., Meloni S., González-Martin O., Polizzi G., Sanz-Sanchez I., Montero E., Zechner W. A multicenter randomized controlled trial using a novel collagen membrane for guided bone regeneration at dehiscence single implant sites: Outcome at prosthetic delivery and at 1-year follow-up. — *Clin Oral Implants Res*. — 2019; 30 (6): 487–497. [PMID: 30927498](#)
9. Alshamrani A.M., Mubarki M., Alsager A.S., Alsharif H.K., AlHumaidan S.A., Al-Omar A. Maxillary sinus lift procedures: An overview of current techniques, presurgical evaluation, and complications. — *Cureus*. — 2023; 15 (1): e49553. [PMID: 38156177](#)
10. Скакунов Я.И., Дробышев А.Ю., Редько Н.А., Ле Т.Х. Применение инновационной методики проведения операции синус-лифтинг при перфорациях мембраны Шнайдера. — *Медицинский алфавит*. — 2024; 11: 42–47. [eLibrary ID: 67203272](#)
[Skakunov Y.I., Drobyshev A.Y., Redko N.A., Le T.H. The use of an innovative technique for perforations of the mucous membrane of the maxillary sinus during the sinus lift operation. — *Medical alphabet*. — 2024; 11: 42–47 (In Russian)]. [DOI: 10.33667/2078-5631-2024-11-42-47](#)
11. Кулаков А.А. Хирургическая стоматология: национальное руководство. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2021. — С. 314–321.
[Kulakov A.A. Surgical Dentistry: National Guidelines. — Moscow: GEOTAR-Media, 2021. — Pp. 314–321 (In Russian)].
12. Похабов А.А., Ломакин М.В., Солощанский И.И., Ботоева А.К., Тотрова М.Р., Набиева Н.М. Сравнительный анализ результатов реконструкции альвеолярного костного объема челюстей методом направленной костной регенерации. — *Пародонтология*. — 2024; 3: 279–291. [eLibrary ID: 73165648](#)
[Pokhabov A.A., Lomakin M.V., Soloshchansky I.I., Botoeva A.K., Totrova M.R., Nabieva N.M. Comparative analysis of alveolar bone volume reconstruction outcomes using the guided bone regeneration technique. — *Parodontologiya*. — 2024; 3: 279–291 (In Russian)]. [DOI: 10.33925/1683-3759-2024-996](#)
13. Цициашвили А.М., Панин А.М., Волосова Е.В. Успешность лечения и выживаемость дентальных имплантатов при различных подходах к лечению пациентов с использованием дентальных имплантатов в условиях ограниченного объема костной ткани. — *Российский стоматологический журнал*. — 2020; 1: 32–38. [eLibrary ID: 42605787](#)

- [Tsitsiashvili A.M., Panin A.M., Volosova E.V. The success of treatment and survival of dental implants in different approaches to the treatment of patients using dental implants in conditions of limited bone volume. — *Russian Journal of Dentistry*. — 2020; 1: 32—38 (In Russian)]. DOI: [10.18821/1728-2802-2020-24-1-32-38](https://doi.org/10.18821/1728-2802-2020-24-1-32-38)
14. Ortiz R., Maurício P., Mascarenhas P.S. Densifying the future: A critical review of osseodensification and implant dentistry. — *Dent J (Basel)*. — 2025; 13 (10): 461. PMID: [41149108](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/41149108/)
 15. Padhye N.M., Padhye A.M., Bhatavadekar N.B. Osseodensification — A systematic review and qualitative analysis of published literature. — *J Oral Biol Craniofac Res*. — 2020; 10 (1): 375—380. PMID: [31737477](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31737477/)
 16. Poonia P.S., Patel I.B. Comparative evaluation of osseodensification vs conventional osteotomy technique for dental implants: A systematic review and meta-analysis. — *International Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. — 2024; 1: 58—69. DOI: [10.5005/jp-journals-10019-1437](https://doi.org/10.5005/jp-journals-10019-1437)
 17. Banerjee S., Dasgupta D., Parasrampur N., Pal D., Gandhi U.V. Comparative evaluation of osseodensification drilling versus conventional drilling technique on dental implant stability: A systematic review. — *J Indian Prosthodont Soc*. — 2024; 24 (3): 225—232. PMID: [38946504](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38946504/)
 18. Tao X., Yang J., Ma T., Chen M., An Q., Yu D. Optimizing osseodensification drilling for dental implant placement: An in vitro study. — *Clin Exp Dent Res*. — 2025; 11 (3): e70155. PMID: [40497493](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/40497493/)
 19. Vaddamanu S.K., Saini R.S., Vyas R., Kanji M.A., Alshadidi A.A.F., Hafedh S., Cicciù M., Minervini G. A comparative study on bone density before and after implant placement using osseodensification technique: a clinical evaluation. — *Int J Implant Dent*. — 2024; 10 (1): 56. PMID: [39560860](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39560860/)
 20. Bleyan S., Gaspar J., Huwais S., Schwimer C., Mazor Z., Mendes J.J., Neiva R. Molar septum expansion with osseodensification for immediate implant placement, retrospective multicenter study with up-to-5-year follow-up, introducing a new molar socket classification. — *J Funct Biomater*. — 2021; 12 (4): 66. PMID: [34940545](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34940545/)
 21. Koutouzis T., Huwais S., Hasan F., Trahan W., Waldrop T., Neiva R. Alveolar ridge expansion by osseodensification-mediated plastic deformation and compaction autografting: A multicenter retrospective study. — *Implant Dent*. — 2019; 28 (4): 349—355. PMID: [31274667](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31274667/)
 22. Isaev A., Isaeva M., Yanushevich O., Krikheli N., Kramar O., Tsitsiashvili A., Grigoriev S., Sotova C., Peretyagin P. Concept and design of cutting tools for osseodensification in implant dentistry. — *Sci*. — 2024; 4: 79. DOI: [10.3390/sci6040079](https://doi.org/10.3390/sci6040079)
 23. Янушевич О.О., Крихели Н.И., Цициашвили А.М., Перетягин П.Ю., Бычкова М.Н., Крамар О.В. Перспективы разработки отечественных инструментов для дентальной имплантации в различных клинических условиях. — *Российская стоматология*. — 2024; 4: 4—11. eLibrary ID: [77150407](https://elibrary.ru/77150407)
[Yanushevich O.O., Krikheli N.I., Tsitsiashvili A.M., Peretyagin P.Yu., Bychkova M.N., Kramar O.V. Prospects for developing domestic instruments for dental implantation in various clinical conditions. — *Russian Stomatology*. — 2024; 4: 4—11 (In Russian)]. DOI: [10.17116/rosstomat2024170414](https://doi.org/10.17116/rosstomat2024170414)
 24. Mikic M., Vlahovic Z., Stevanović M., Arsic Z., Mladenovic R. The importance of correlation between CBCT analysis of bone density and primary stability when choosing the design of dental implants — ex vivo study. — *Tomography*. — 2022; 8 (3): 1293—1306. PMID: [35645393](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35645393/)
 25. Долгалев А.А., Данаев А.Б., Юсупов Р.Д., Хоссаин Ш.Д., Габриелян Р.Г., Золотаев К.Е. Объективная оценка погрешности показателей плотности при проведении конусно-лучевой компьютерной томографии в стоматологической практике. — *Медицинский алфавит*. — 2022; 7: 65—68. eLibrary ID: [48779668](https://elibrary.ru/48779668)
[Dolgalev A.A., Danaev A.B., Yusupov R.D., Hossain Sh. J., Gabrielyan R.G., Zolotaev K. E. Objective assessment of measurement error in significant cone-beam computed tomography in dental practice. — *Medical alphabet*. — 2022; 7: 65—68 (In Russian)]. DOI: [10.33667/2078-5631-2022-7-65-68](https://doi.org/10.33667/2078-5631-2022-7-65-68)