

## ОЦЕНКА ТЕРМОМЕТРИЧЕСКИХ ДАННЫХ КОСТНОЙ ТКАНИ ПРИ ФОРМИРОВАНИИ ВОСПРИНИМАЮЩЕГО МАТЕРИНСКОГО ЛОЖА ПОД ЦИЛИНДРИЧЕСКИЕ ДЕНТАЛЬНЫЕ ИМПЛАНТАТЫ

А. В. Иващенко , А. Е. Яблоков, В. С. Тлустенко, М. А. Постников, Н. В. Попов, В. П. Тлустенко, В. В. Тугушев, Н. И. Черезова, А. А. Мухина, Г. Н. Беланов

Самарский государственный медицинский университет, Самара, Россия

Установка дентальных имплантатов с применением механотронных устройств получила широкое применение в начале XXI в., наряду с классическим имплантологическим протоколом. Осложнения нередко обусловлены несоблюдением стандарта хирургического протокола проведения дентальной имплантации и, как следствие, повышением фокуса температуры в месте сверления костной ткани челюстей. Целью работы было оценить фокус температуры костной ткани в области установки дентального имплантата, проводимой по классической методике и с применением механотронной системы с различной степенью охлаждения. В качестве экспериментальной модели использовали авитальную скелетированную нижнюю челюсть поросенка вьетнамской вислобрюхой породы. В соответствии с классическим хирургическим протоколом было сформировано воспринимающее материнское ложе. Исследование проводили в трех режимах: при отсутствии подачи изотонического раствора, при незначительном его объеме (25–30 мл/мин) и при орошении раствором в соответствии с хирургическим протоколом (75 мл/мин). Температура подаваемого изотонического раствора составляла 25 °С. По результатам исследования, и классическая методика установки цилиндрических дентальных имплантатов, и их инсталляция с применением механотронной системы безопасны при условии соблюдения хирургического протокола и с достаточным объемом подаваемого изотонического раствора.

**Ключевые слова:** механотронная система, нагревание кости, дентальная имплантация

**Вклад авторов:** А. В. Иващенко — сбор и анализ клинических данных; В. П. Тлустенко — подготовка клинического материала, систематический анализ; М. А. Постников — сбор и анализ клинических данных; Н. В. Попов — обработка и анализ полученного материала; А. Е. Яблоков — подготовка клинического материала, сбор и анализ клинических данных; В. С. Тлустенко — анализ клинических данных; В. В. Тугушев — подготовка клинического материала; Н. И. Черезова — подготовка клинического материала; А. А. Мухина — подготовка клинического материала. Г. Н. Беланов — систематический анализ.

**Соблюдение этических стандартов:** исследование одобрено этическим комитетом Самарского ГМУ (протокол № 209 от 3 февраля 2021 г.).

✉ **Для корреспонденции:** Александр Валериевич Иващенко  
ул. Чапаевская, 89, г. Самара, 443099; s1131149@yandex.ru

**Статья получена:** 08.02.2021 **Статья принята к печати:** 23.03.2021 **Опубликована онлайн:** 08.04.2021

**DOI:** 10.24075/vrgmu.2021.013

## ANALYSIS OF OSSEOUS TISSUE TEMPERATURE DURING PREPARATION OF RECIPIENT BED FOR CYLINDRICAL IMPLANTS

Ivashchenko AV , Yablokov AE, Tlustenko VS, Postnikov MA, Popov NV, Tlustenko VP, Tugushev VV, Cherezova NI, Mukhina AA, Belanov GN  
Samara State Medical University, Samara, Russia

In the early 21<sup>st</sup> century, robot-assisted dental implant surgery became a popular alternative to classic implant placement protocols. Postoperative complications are often provoked by poor compliance with surgical guidelines for implant placement, resulting in the overheating of the osteotomy site. The aim of this study was to measure the temperature of osseous tissue at the dental implant site during classic and robot-assisted dental implant placement performed at different cooling modes. Avital skeletonized mandibles of Vietnamese pot-bellied pigs were used as an experimental model. The recipient bed was prepared following the classic surgical protocol. Three cooling modes were tested: no irrigation, irrigation with sterile saline at 25–30 ml/min and standard 75 ml/min irrigation recommended by the standard surgical protocol. The temperature of the isotonic solution was 25 °C. The study showed that both classic and robot-assisted dental implant placement techniques are safe if there is sufficient irrigation and good compliance with the surgical protocol.

**Keywords:** robot-assisted system, bone heating, dental implant placement

**Author contribution:** Ivashchenko AV, Postnikov MA collected and analyzed clinical data; Tlustenko VP did organizational work and conducted the experiment; performed systematic analysis; Popov NV performed statistical analysis of the obtained data; Yablokov AE did organizational work and conducted the experiment, collected and analyzed clinical data; Tlustenko VS analyzed clinical data. Tugushev VV, Cherezova NI, Mukhina AA did organizational work and conducted the experiment; Belanov GN — systematic analysis.

**Compliance with ethical standards:** the study was approved by the Ethics Committee of Samara State Medical University (Protocol 209 dated February 3, 2021).

✉ **Correspondence should be addressed:** Alexander V. Ivashchenko  
Chapaevskaya, 89, Samara, 443099; s1131149@yandex.ru

**Received:** 08.02.2021 **Accepted:** 23.03.2021 **Published online:** 08.04.2021

**DOI:** 10.24075/brsmu.2021.013

Установка дентальных имплантатов с применением механотронных устройств получила широкое применение наряду с классическим имплантологическим протоколом [1, 2]. Ключевым фактором, ведущим к осложнениям, является несоблюдение стандарта хирургического протокола проведения дентальной имплантации и, как следствие, повышение фокуса температуры в месте сверления костной ткани челюстей [3, 4]. Повышение температуры выше 48 °С вызывает термический

ожог стромы костной ткани челюстей и разрушение белков. Вышеописанные явления ведут к отсутствию остеоинтеграции дентальных имплантатов и их отторжению [4–6].

Основной пусковой механизм термического ожога костной ткани при ее сверлении под дентальный имплантат — нарушение режимов резания кости (скорость вращения фрез — выше 1200 об./мин, скорость подачи изотонического раствора — ниже 70 мл/мин) [7–10]. При

использовании механотронных устройств необходимо максимальное орошение (100 мл/мин). Число применений каждой из фрез по рекомендации производителей (Dentium, Израиль; MIS, Израиль; и др.) не должно быть более 40–45 раз [11–13]. В процессе формирования воспринимающего материнского ложа недопустимо дискретное орошение операционного поля при классической и механотронной методике установки дентальных имплантатов [14, 15].

Целью исследования было провести оценку фокуса температуры костной ткани в области установки дентального имплантата, проводимой по классической методике и с применением механотронной системы с различной степенью охлаждения.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследование по выявлению ответа костной ткани альвеолярной части челюсти на препарирование воспринимающего материнского ложа проводили на 15 поросят вьетнамской вислобрюхой породы, которым устанавливали цилиндрические дентальные имплантаты. Воспринимающее материнское ложе в костной ткани формировали при помощи наконечника физиодиспенсера, закрепленного в механотронном устройстве (скорость вращения фрез — от 800 до 1500 об./мин.)

Во всех трех экспериментальных группах ирригацию воспринимающего костного ложа проводили с учетом классического протокола дентальной имплантации. Имплантаты вводили в подготовленное ложе при торке от 30 до 45 Нсм. Всего установили 30 цилиндрических имплантатов (Dentium® Израиль), диаметр имплантатов составлял  $3,6 \times 8,0$  мм.

В зависимости от применяемых для препарирования ложа скорости вращения и инструмента животных разделили на три группы (табл. 1).

Выбор топографии установки имплантатов был обусловлен тождественностью плотности костной ткани челюстных костей у экспериментальных животных с плотностью человеческих.

Перед проведением экспериментальных и клинических исследований нами был разработан расчетный эксперимент по определению максимальной оптимальной температуры при формировании воспринимающего материнского ложа при установке дентальных имплантатов. Расчет проводили в программной среде ANSYS 19.2 (Cadferm Company; США) (рис.).

В процессе формирования материнского ложа под дентальный имплантат проводили оценку температуры костного матрикса в трех позициях: в апикальной области костной фрезы; непосредственно на вершине альвеолярной части в области сформированного ложа; в воспринимающем материнском ложе под дентальный имплантат сразу после извлечения формирующей фрезы.

При построении расчетной модели учитывали, что сила оказываемого давления на костную ткань фрезой и время сверления костной ткани оставались постоянными.

Проведенный нами расчет термодинамических состояний в костной ткани подтверждает факт, что увеличение скорости вращения до 1500 об./мин при сохранении основных режимов резания провоцирует пропорциональное повышение  $t$  °С до критического показателя 60,2 °С. При увеличении скорости оборотов режущего инструмента с 800 до 1500 об./мин происходил рост максимального температурного градиента от 37,6 до 60,2 °С (на 22,6 °С).

Исследование проводили в трех режимах: при отсутствии подачи изотонического раствора, при незначительном его объеме (25–30 мл/мин) и при орошении раствором в соответствии с хирургическим протоколом (75 мл/мин). Температура подаваемого изотонического раствора составляла 25 °С.

Кроме того, изучали ответ костной ткани скелетированного участка челюсти свиньи с использованием механотронной системы для установки дентальных имплантатов конструкции авторов [16]. Аналогично, как и в эксперименте по классическому методу, устанавливали цилиндрический дентальный имплантат (Dentium; Корея) с помощью наконечника физиодиспенсера «Surgic XT+» (Япония).

Таблица 1. Экспериментальные режимы резания костной ткани при формировании материнского ложа

Группа исследования	Режущий инструмент	Скорость вращения фрезы (об./мин)	Число установленных дентальных имплантатов	Проекция установленных дентальных имплантатов (ед.)
№ 1	Направляющая фреза Lindemann	800	10	3.5 – 2 ед. 4.6 – 3 ед. 3.6 – 2 ед. 3.2 – 1 ед. 4.1 – 1 ед. 3.3 – 1 ед.
	Начальная фреза Lindemann	800		
	Финишная фреза	800		
	Кортикальная фреза	600		
	Имплантовод	30–45 Нсм		
№ 2	Направляющая фреза Lindemann	1200	10	3.4 – 2 ед. 4.5 – 1 ед. 3.3 – 3 ед. 3.2 – 1 ед. 4.2 – 2 ед. 3.1 – 1 ед.
	Начальная фреза Lindemann	1200		
	Финишная фреза	1200		
	Кортикальная фреза	1000		
	Имплантовод	30–45 Нсм		
№ 3	Направляющая фреза Lindemann	1500	10	3.6 – 2 ед. 4.2 – 1 ед. 3.3 – 2 ед. 4.2 – 1 ед. 4.5 – 3 ед. 4.6 – 1 ед.
	Начальная фреза Lindemann	1500		
	Финишная фреза	1500		
	Кортикальная фреза	1200		
	Имплантовод	30–45 Нсм		

Сверление костной ткани по аналогии осуществляли в трех режимах: с использованием изотонического раствора в соответствии с хирургическим протоколом (75 мл/мин), при недостаточном его объеме (до 30 мл/мин) и при отсутствии орошения раствором. Температура подаваемого изотонического раствора составляла 25 °С.

Пилотную фрезу устанавливали в наконечник физиодиспенсера, закрепленного в суппорте РАС. Под визуальным контролем врача и с использованием джойстика костную фрезу подводили робот-ассистированной системой к месту сверления. Топографию места сверления определяли в соответствии с дооперационным планом, затем активизировали автоматический протокол сверления костной ткани. После завершения робот-ассистированная система выводила костную фрезу из полости рта для ее замены на формирующую.

Проведение термометрического исследования проводили с использованием инфракрасного термометра Testo 104-ir (Testo AG; Германия). До проведения экспериментального исследования скелетированную нижнюю челюсть животного держали в дистиллированной воде ( $t = 45\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) экспозицией 10 мин. Температура участка костной ткани нижней челюсти до начала сверления составляла 36,8 °С.

В экспериментальном исследовании наибольший процент установленных дентальных имплантатов распределялся следующим образом: в группе № 1 — третий сектор (6 ед. — 60%), четвертый сектор (4 ед. — 40%); в группе № 2 — третий сектор (7 ед. — 70%), четвертый сектор (3 ед. — 30%); в группе № 3 — третий сектор (5 ед. — 50%), четвертый сектор (5 ед. — 50%).

В рамках эксперимента, проводимого на авитальной костной ткани нижней челюсти экспериментального животного, осуществляли мониторинг фокуса температуры костного матрикса в области установки дентального

имплантата. Максимальные температурные значения при третьем режиме сверления доходили до 61,5 °С. При сверлении костной ткани нижней челюсти при втором режиме температурный показатель фиксировали на отметке 52 °С. Наиболее благоприятный фокус температуры был выявлен в первом режиме резания и составил 39,1 °С.

Перед началом сверления костной ткани проводили термометрический мониторинг у всех экспериментальных животных. В среднем показатели варьировали от 38,5 до 39,1 °С.

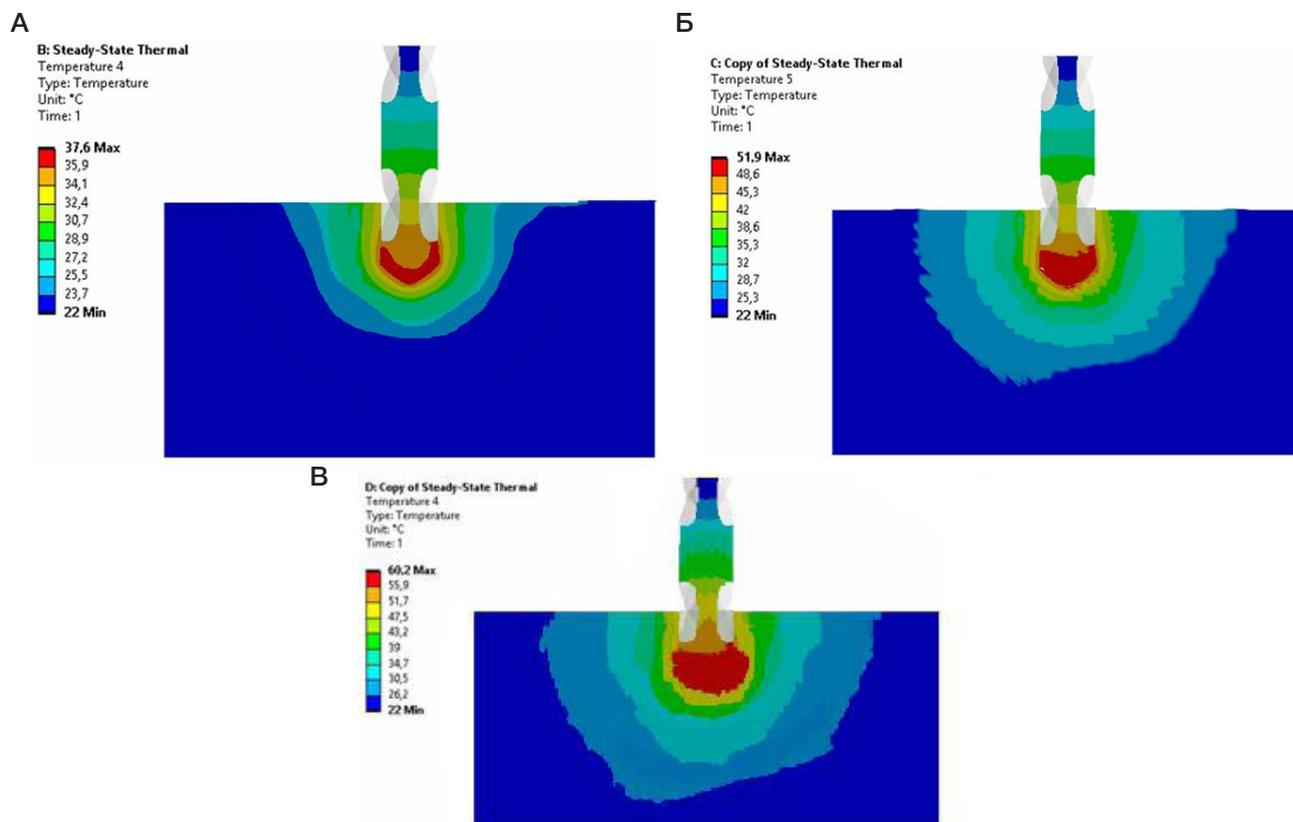
В зависимости от режима резания костной ткани нами была проведена дифференцировка скорости вращения рабочего инструмента, температуры нагрева и времени сверления костной ткани (табл. 2).

Измерение температурного нагрева костной ткани во время формирования ложа под дентальный имплантат показало, что средняя температура составила 39,1 °С. Данный параметр близок к естественной температурной норме экспериментальных животных. Повышение температуры выше 60 °С при подготовке воспринимающего материнского ложа вызывает максимальный нагрев костной ткани, значительно превышающий физиологические нормы.

Относительное уменьшение частоты неблагоприятных исходов в основной группе по сравнению с контрольной, т. е. снижение относительного риска, составило 400%. Данная величина с известным доверительным интервалом вероятности (при 95%-м ДИ) соответствует клинически значимому эффекту (табл. 3).

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

При использовании классической методики установки дентального имплантата (начальная температура участка костной ткани экспериментального животного составляла



**Рис.** Результаты численного моделирования теплового состояния процесса резания костной ткани при дентальной имплантации. **А.** Градиент температуры от 22 до 37,6 °С (800 об./мин). **Б.** Градиент температуры от 22 до 51,9 °С (1200 об./мин). **В.** Градиент температуры от 22 до 60,2 °С (1500 об./мин)

Таблица 2. Соотношение температуры нагревания костной ткани и режима сверления при дентальной имплантации

Режимы	Характеристики сверления		
	Скорость вращения режущего инструмента (об./мин.)	Фокус температуры костной ткани в проекции имплантата (°С)	Время сверления кости (с)
1	800	39,1 ± 0,22	45
2	1200	52 ± 0,37	45
3	1500	61,5 ± 0,43	45

36,8 °С) при отсутствии подачи изотонического раствора температура участка кости в области сверления повышалась до 41,3 °С (работа фрезы в течение 5 с). Когда осуществляли недостаточное орошение костной ткани раствором (до 30 мл/мин) при экспозиции работы фрезы в течение 5 с температура костной ткани в области воспринимающего материнского ложа достигала 39,4 °С. В эксперименте, где орошение проводили в достаточном объеме (75 мл/мин), температура костной ткани находилась на уровне 36,9 °С.

При формировании воспринимающего материнского ложа фрезой в течение 10 с происходил нагрев костного матрикса до значений 51,5 °С (при отсутствии подачи изотонического раствора), 43,2 °С (при недостаточном орошении), 39,6 °С (при соблюдении хирургического протокола). Температурные значения выше 45 °С приводят к необратимым изменениям в костном матриксе.

При создании воспринимающего материнского ложа под цилиндрический дентальный имплантат с использованием механотронной системы авторской конструкции применяли аналогичный, как и при классическом методе, скелетированный участок нижней челюсти экспериментального животного (начальная температура была максимально приближена к человеческой и составляла 36,8 °С). При отсутствии орошения изотоническим раствором операционного поля температура участка кости в области сверления повышалась до 42,4 °С (работа фрезы в течение 5 с). Когда осуществляли недостаточное орошение костной ткани раствором (до 30 мл/мин) и экспозиции работы фрезы в течение 5 с, температура костной ткани в области воспринимающего материнского ложа составляла 38,2 °С. В эксперименте, где орошение проводили в достаточном объеме (75 мл/мин), температура костной ткани находилась на уровне 37,1 °С.

Таблица 3. Оценка эффективности лечения по показателям доказательной медицины

Группа	Положительный эффект		
	Есть	Нет	Веро
Основная	5	0	5
Контрольная	15	0	15
ЧИЛ	100,00%		
ЧИК	20,00%		
ОР	500,00%		
СОР	400,00%		
САР	80,00%		
ЧБНЛ	1,3		
Шанс (основная)	-		
Шанс (контрольная)	0,3		
ОШ	-		

**Примечание:** ЧИЛ — частота исходов лечения; ЧИК — частота неблагоприятных исходов; ОР — относительный риск; СОР — относительное уменьшение частоты неблагоприятных исходов; ЧБНЛ — число больных, которых необходимо лечить, чтобы предотвратить неблагоприятный исход у одного пациента; ОШ — отношение шансов.

При формировании воспринимающего материнского ложа фрезой в течение 10 с происходил нагрев костного матрикса до значений 53,9 °С (при отсутствии подачи изотонического раствора), 45,7 °С (при недостаточном орошении), 38,9 °С (при соблюдении хирургического протокола).

## ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В настоящее время общепринятого мнения об оптимальной скорости сверления нет. Первые исследования по этой проблеме показали, что температура кости пропорциональна скорости сверления [17]. Однако это верно только для скорости 10 000 об./мин, что подтверждено и более поздними исследованиями [18]. Ни в одном из исследований не было обнаружено достоверных изменений температуры при сверлении трупной кости человека со скоростью 345–2900 об./мин. Это означало, что повышение температуры больше зависело от давления при сверлении, чем от скорости. Было доказано, что сверление кортикальной кости крупного рогатого скота на низкой скорости и минимальном давлении вызывает такое же повышение температуры, что и сверление на высокой скорости и с более высокой нагрузкой давления. Именно увеличение скорости и давления при сверлении позволяют эффективно провести остеотомию [19]. При скорости сверления менее 250 об./мин происходит сильная фрагментация костной ткани по краю формируемого дефекта.

## ВЫВОДЫ

Результаты оценки термометрических данных костной ткани при формировании воспринимающего материнского ложа под цилиндрические дентальные имплантаты показали,

что и классическая методика установки цилиндрических дентальных имплантатов, и их инсталляция с применением механотронной системы рекомендованы к клиническому применению при условии соблюдения хирургического протокола и с достаточным объемом подаваемого

изотонического раствора. Для исключения опасности термического поражения костной ткани следует соблюдать хирургический протокол, а также контролировать достаточный объем орошения изотоническим раствором места сверления костной ткани под цилиндрический дентальный имплантат.

## Литература

- Müller H-D, Caballe-Serrano J, Lussi A, Gruber R. Inhibitory effect of saliva on osteoclastogenesis in vitro requires toll-like receptor 4 signaling. *Clin Oral Investig*. 2017; 21 (8): 2445–52. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00784-016-2041-7>.
- Ballantyne E. Bisphosphonates: possible modes of action and implications for dental implant treatment. A review of the literature. *J Gen Pract*. 2015; 192. Available from: <https://doi.org/10.4172/2329-9126.1000192>
- Duyck J, Corpas L, Vermeiren S, Ogawa T, Quirynen M, Vandamme K, Jacobs R, Naert I. Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clin Oral Implants Res*. 2010; 21: 877–84. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2010.01895.x.
- Bertollo N, Milne HRM, Ellis LP, Stephens PC, Gillies RM, Walsh WR. A comparison of the thermal properties of 2- and 3-fluted drills and the effects on bone cell viability and screw pull-out strength in an ovine model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010; 25: 613–7.
- Funato A, Ogawa T. Photofunctionalized dental implants: a case series in compromised bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013; 28 (6): 1589–601. DOI: 10.11607/jomi.3232.
- Tonelli P, Duvina M, Barbato L, et al. Bone regeneration in dentistry. *Clin Cases Miner Bone Metab*. 2011; 8 (3): 24–28.
- Junker R, Dimakis A, Thoneick M, Jansen JA. Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*. 2009; 20 (supplement 4): 185–206. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2009.01777.x.
- Insua A, Monje A, Wang HL, Miron RJ. Basis of bone metabolism around dental implants during osseointegration and peri-implant bone loss. *J Biomed Mater Res A*. 2017; 105 (7): 2075–89.
- Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ, Negri B, López-Marí L, Rodríguez-Barba C, Schlottig F. Histological and histomorphometric evaluation of immediate implant placement on a dog model with a new implant surface treatment. *Clinical Oral Implants Research*. 2010; 21 (3): 308–15. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2009.01841.x.
- Белиевская П. Р., Мингазева А. З. Влияние оссеин-гидроксиапатитного комплекса на метаболизм костной ткани при дентальной имплантации. *Проблемы стоматологии*. 2012; 5: 38–42.
- Киселева И. В., Стрельников В. Н., Слюсарь Н. Н., Кочкуров О. В. Новые подходы к диагностике состояния костной ткани челюстей у пациентов после реконструктивных операций и проведенной имплантации. *Верхневолжский медицинский журнал*. 2014; 12 (1): 30–32.
- Горобец С. М., Романенко И. Г., Джерелей А. А. и др. Факторы риска развития воспалительных осложнений дентальной имплантации. *Таврический медико-биологический вестник*. 2017; 20 (2): 208–14.
- Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983; 50: 101–7.
- Hillery M, Shuaib I. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *J Mater Process Technol*. 1999; 92: 302–8.
- Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouric Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*. 2017; 23 (7): 844–54. DOI: 10.1016/j.dental.2006.06.025.
- Яблоков А. Е., Иващенко А. В., Кондрашин Д. В., авторы, патентообладатели. Стоматологический робот. Патент РФ № 2700542. 17.09.2019.
- Negri B. Bone regeneration in dentistry. *Biomed Mater Res Part A*. 2019; 110 (2): 116–29.
- Warnke PH, Voss E, Russo PAJ, et al. Antimicrobial peptide coating of dental implants: biocompatibility assessment of recombinant human beta defensin-2 for human cells. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013; 28 (4): 982–8. DOI: 10.11607/jomi.2594.
- Webster TJ, Eijofor JU. Increased osteoblast adhesion on nanophase metals: Ti, Ti6Al4V, and CoCrMo. *Biomaterials*. 2014; 25 (19): 4731–9. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2014.12.002.

## References

- Müller H-D, Caballe-Serrano J, Lussi A, Gruber R. Inhibitory effect of saliva on osteoclastogenesis in vitro requires toll-like receptor 4 signaling. *Clin Oral Investig*. 2017; 21 (8): 2445–52. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00784-016-2041-7>.
- Ballantyne E. Bisphosphonates: possible modes of action and implications for dental implant treatment. A review of the literature. *J Gen Pract*. 2015; 192. Available from: <https://doi.org/10.4172/2329-9126.1000192>
- Duyck J, Corpas L, Vermeiren S, Ogawa T, Quirynen M, Vandamme K, Jacobs R, Naert I. Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clin Oral Implants Res*. 2010; 21: 877–84. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2010.01895.x.
- Bertollo N, Milne HRM, Ellis LP, Stephens PC, Gillies RM, Walsh WR. A comparison of the thermal properties of 2- and 3-fluted drills and the effects on bone cell viability and screw pull-out strength in an ovine model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010; 25: 613–7.
- Funato A, Ogawa T. Photofunctionalized dental implants: a case series in compromised bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013; 28 (6): 1589–601. DOI: 10.11607/jomi.3232.
- Tonelli P, Duvina M, Barbato L, et al. Bone regeneration in dentistry. *Clin Cases Miner Bone Metab*. 2011; 8 (3): 24–28.
- Junker R, Dimakis A, Thoneick M, Jansen JA. Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*. 2009; 20 (supplement 4): 185–206. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2009.01777.x.
- Insua A, Monje A, Wang HL, Miron RJ. Basis of bone metabolism around dental implants during osseointegration and peri-implant bone loss. *J Biomed Mater Res A*. 2017; 105 (7): 2075–89.
- Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ, Negri B, López-Marí L, Rodríguez-Barba C, Schlottig F. Histological and histomorphometric evaluation of immediate implant placement on a dog model with a new implant surface treatment. *Clinical Oral Implants Research*. 2010; 21 (3): 308–15. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2009.01841.x.
- Believskaya RR, Mingazeva AZ. Vliyaniye ossein-gidroksiapatitnogo kompleksa na metabolizm kostnoy tkani pri dental'noy implantatsii. *Problemy stomatologii*. 2012; 5: 38–42. Russian.
- Kiseleva IV, Strelnikov VN, Slyusar NN, Kochkurov OV. Novyye podkhody k diagnostike sostoyaniya kostnoy tkani chelyustey u patsientov posle rekonstruktivnykh operatsiy i provedennoy implantatsii. *Verkhnevolzhskiy meditsinskiy zhurnal*. 2014; 12 (1): 30–32. Russian.
- Gorobec SM, Romanenko IG, Dzhereley AA, i dr. Faktory riska razvitiya vospalitel'nykh oslozhneniy dental'noj implantatsii. *Tavrisheskiy*

- mediko-biologicheskij vestnik. 2017; 20 (2): 208–14. Russian.
13. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983; 50: 101–7.
  14. Hillery M, Shuaibb I. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *J Mater Process Technol.* 1999; 92: 302–8.
  15. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials.* 2017; 23 (7): 844–54. DOI: 10.1016/j.dental.2006.06.025.
  16. Jablovkov AE, Ivashhenko AV, Kondrashin DV, avtory, patentoobladateli. Stomatologicheskiĭ robot. Patent RF # 2700542. 17.09.2019.
  17. Negri B. Bone regeneration in dentistry. *Biomed Mater Res Part A.* 2019; 110 (2): 116–29. Russian.
  17. Negri B. Bone regeneration in dentistry. *Biomed Mater Res Part A.* 2019; 110 (2): 116–29.
  18. Warnke PH, Voss E, Russo PAJ, et al. Antimicrobial peptide coating of dental implants: biocompatibility assessment of recombinant human beta defensin-2 for human cells. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2013; 28 (4): 982–8. DOI: 10.11607/jomi.2594.
  19. Webster TJ, Ejiófor JU. Increased osteoblast adhesion on nanophase metals: Ti, Ti6Al4V, and CoCrMo. *Biomaterials.* 2014; 25 (19): 4731–9. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2014.12.002.