

Влияние геометрических параметров дентальных имплантатов на вторичную стабильность и процесс остеоинтеграции в зависимости от типа кости

Студеникин Р.В.¹, Сущенко А.В.¹, Мамедов А.А.²

¹Воронежский государственный медицинский университет, Воронеж, Россия

²ДГКБ № 9 им. Г.Н. Сперанского, Москва, Россия

Резюме:

Цель. Сравнение вторичной стабильности и скорости остеоинтеграции дентальных имплантатов с мелкой и крупной резьбой, установленных в кости различных типов.

Материалы и методы. В исследовании рассмотрены данные 60 имплантатов с мелкой и крупной резьбой, установленных в кость I – III типов. По истечении двух и четырех месяцев проведены анализ потери маргинальной кости, тесты микроподвижности, методом частотно-магнитного резонанса определены изменения коэффициентов стабильности.

Результаты. 30 имплантатов с крупной резьбой показали более высокую вторичную стабильность по сравнению с имплантатами с мелкой резьбой во всех трех типах кости. Потеря маргинальной кости наблюдалась для обоих видов имплантатов только в III типе кости – но при сравнении абсолютных величин заметно, что с крупной резьбой они поменьше. Микроподвижность отсутствовала по всем случаям для кости I и II типов. У имплантатов с крупной резьбой в кости III типа микроподвижность составила менее 30 мкм, а для имплантатов с мелкой резьбой – 150-160 мкм.

Выводы. Высокая вторичная стабильность характерна для имплантатов, установленных в кость I-II типов, независимо от шага резьбы, но величина коэффициента стабильности выше у образцов с крупной резьбой. Кроме того, в этих случаях не наблюдается потеря маргинальной кости. Имплантаты с мелкой резьбой, установленные в кость III типа, подвержены микроподвижности.

Ключевые слова: коэффициент стабильности, вторичная стабильность, потеря маргинальной кости, микроподвижность имплантата

Статья поступила: 19.05.2023; **исправлена:** 23.06.2023; **принята:** 24.06.2023.

Конфликт интересов: Авторы сообщают об отсутствии конфликта интересов.

Благодарности: финансирование и индивидуальные благодарности для декларирования отсутствуют.

Для цитирования: Студеникин Р.В., Сущенко А.В., Мамедов А.А. Влияние геометрических параметров дентальных имплантатов на вторичную стабильность и процесс остеоинтеграции в зависимости от типа кости. Эндодонтия today. 2023; 21(2):148-153. DOI: 10.36377/1683-2981-2023-21-2-148-153.

Influence of geometrical parameters of dental implants on secondary stability and osseointegration process depending on the type of bone

Roman V. Studenikin¹, Andrei V. Sushchenko¹, Adil A. Mamedov²

¹Voronezh State Medical University, Voronezh, Russia

²Children's State Clinical Hospital № 9, Moscow, Russia

Abstract:

Aim. Comparison of the secondary stability and osseointegration rate of dental implants with fine and coarse threads placed in bones of various types.

Materials and Methods. The study considered the data of 60 implants with fine and coarse threads, installed in the bone types I-III. After two and six months, an analysis of the loss of marginal bone, micromotion tests were carried out, changes in the stability coefficients were determined by the method of frequency magnetic resonance.

Results. The 30 coarse threaded implants showed higher secondary stability compared to the finely threaded implants in all three bone types. Marginal bone loss was observed for both types of implants only in type III bone – but when comparing the absolute values, it is noticeable that they are smaller with large threads. Micromotion was absent in all cases for bone types I and II. For implants with large threads in type III bone, micromotion was less than 30 µm, and for implants with fine threads, it was 150-160 µm.

Conclusions. High secondary stability is typical for implants installed in type I-II bone, regardless of the thread pitch, but the value of the stability coefficient is higher for specimens with coarse threads. In addition, there is no loss of marginal bone in these cases. Finely threaded implants placed in Type III bone are subject to micromovement.

Keywords: stability coefficient, secondary stability, marginal bone loss, implant micromovement

Received: 19.05.2023; **revised:** 23.06.2023; **accepted:** 24.06.2023.

Conflict of interests: The authors declare no conflict of interests.

Acknowledgments: there are no funding and individual acknowledgments to declare.

For citation: Roman V. Studenikin, Andrei V. Sushchenko, Adil A. Mamedov. Influence of geometrical parameters of dental implants on secondary stability and osseointegration process depending on the type of bone. *Endodontics today*. 2023; 21(2):148-153. DOI: 10.36377/1683-2981-2023-21-2-148-153.

ВВЕДЕНИЕ

Остеоинтеграция – процесс, определяемый как прямое и функциональное соединение между зубными имплантатами и окружающей костной тканью [1]. Развитие остеоинтеграции требует первоначального жесткого вхождения имплантата в кость во время операции и вторичного этапа формирования новой кости непосредственно на титановой поверхности [2].

Первичная стабильность зубных имплантатов является одним из наиболее важных факторов, влияющих на долгосрочную успешную остеоинтеграцию [3,4]. Значение момента вращения при установке имплантата, геометрия имплантата и плотность костной ткани считаются ключевыми факторами, способными в значительной степени повлиять на первичную стабильность имплантата [5,6].

Первичная стабильность обусловлена размером и типом непосредственного прямого контакта между имплантатом и подготовленным костным ложем. По этой причине первичная стабильность связана с хирургической подготовкой места установки имплантата и плотностью кости реципиента, а также с геометрией имплантата.

Стабильность имплантата часто измеряют моментом вращения при установке [7] или другими суррогатными параметрами, такими как значение Periotest [8] или резонансная частота [9], так как отсутствует инструмент, который мог бы измерить величину микроподвижности, то есть значение стабильности имплантата непосредственно в кости пациента.

Periotest измеряет временной контакт кончиков инструментов во время повторяющихся ударных воздействий на имплантаты [10], а резонансно-частотный анализ (RFA) использует специальные резонансные характеристики [11], но они не измеряют фактическую микроподвижность имплантата. Процент контакта кости с имплантатом часто используется в качестве измерения скорости остеоинтеграции [12], но это деструктивный метод, который не может быть использован в клинической практике.

После установки имплантата процесс заживления приводит к ремоделированию некротической кости и образованию новой костной ткани на поверхности имплантата [13,14], что должно обеспечить достаточную вторичную стабильность, чтобы выдержать окклюзионные нагрузки. В связи с этим важно определить, когда

зажившая периимплантатная кость обеспечит достаточную вторичную стабильность для безопасного выдерживания функциональной нагрузки.

Цель данного исследования – сравнение вторичной стабильности и скорости остеоинтеграции дентальных имплантатов с мелкой и крупной резьбой, установленных в кости различных типов.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В исследовании были включены пациенты, которым необходимо было установить в нижнюю челюсть два имплантата в разные – левая и правая – стороны (этим и объясняется относительно небольшая группа – всего 30 человек). Критерии исключения – беременность, системные заболевания, активные инфекции, тяжелое воспаление в области, намеченной для установки имплантата.

Необходимая процедура – создание шаблона по установке имплантата, что сводит к минимуму риски осложнений, связанных с травмой важных анатомических образований, сокращает время хирургического этапа, позволяет повысить точность и перенести планируемое положение имплантата, что исключает нежелательные ошибки при протезировании. В дизайн-программе 3Shape происходит совмещение данных компьютерной томографии и цифрового образа сканирования, что позволяет определить наклон сверления пилотной фрезой и окончательное положение имплантата в кости, которая должна быть установлена строго под углом 90°.

Использовали имплантаты двух производителей одинакового диаметра (5 мм): MIS Seven с крупной резьбой (рис.1, а) и Osstem TS III SA (рис.1, б) с мелкой резьбой.

Исследуемая аудитория была разделена на 3 группы по 20 имплантатов: в первую группу входили образцы с крупной и мелкой резьбой, установленные в кость I типа; во второй группе – установленные в кость II типа; в третьей – в кость III типа.

Тип кости классифицировался по критериям Lekholm и Zarb на основе субъективной оценки хирурга.

Имплантаты имели длину 11,5 мм. Винты колпачка были закреплены, операционные раны были закрыты рассасывающимся периостально-мышечным внутренним швом, а затем наружным шелковым швом 2-0. Каждый пациент проходил системную антибиотикотерапию в течение 5 дней.

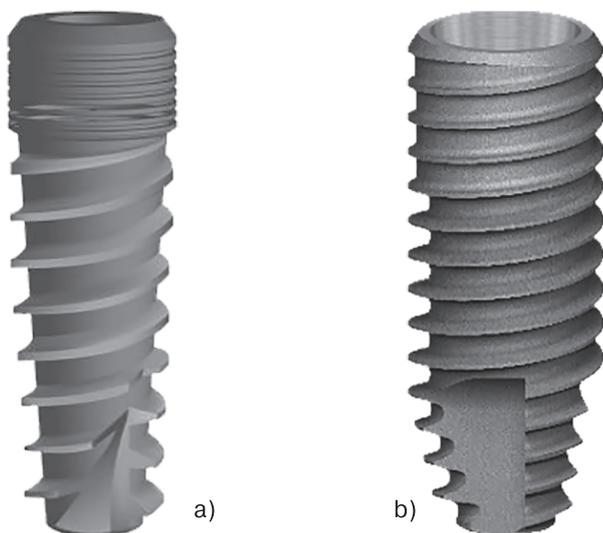


Рис. 1. Имплантаты, используемые в эксперименте: а) MIS Seven; б) Osstem TS III SA

Fig. 1. Implants used in the experiment: а) MIS Seven; б) Osstem TS III SA

Первичная стабильность каждого имплантата измерялась с помощью прибора Penguin. Два опытных хирурга проводили измерения независимо друг от друга. Датчик закреплялся на уровне имплантата перпендикулярно длинной оси альвеолярной кости. Измерения повторялись до тех пор, пока одно и то же значение не было измерено два раза подряд, и это значение записывалось. После этого устанавливалась временная конструкция с винтовой фиксацией. Пациентам были даны инструкции по гигиене полости рта и назначены регулярные контрольные осмотры.

Коэффициент стабильности измерялся через 2 и 4 месяца для определения характера вторичной стабильности. Цифровая панорамная рентгенограмма (POINT NIX) проводилась три раза – в момент установки, через два и четыре месяца после хирургической процедуры.

Потеря маргинальной кости определялась на всех имплантатах. Измерение потери кости проводилось независимо друг от друга двумя хирургами на цифровых панорамных рентгенограммах пациента. Уровень костной ткани измерялся от интерфейса имплантат-абатмент до первого видимого контакта кости с имплантатом. В качестве точки отсчета использовался интерфейс имплантат-абатмент, поскольку имплантаты обычно устанавливались с соединением имплантат-абатмент на уровне альвеолярного гребня.

Для измерения микроподвижности имплантатов во время приложения нагрузки использовался цифровой силомер (AccuForce Cadet; Ametek) и с противополож-



Рис. 2. Приборы, применяемые для измерения микроподвижности имплантатов: а) цифровой силомер; б) цифровой микрометр

а) цифровой силомер; б) цифровой микрометр

Fig. 2. Devices used to measure the micromotion of implants: а) digital force meter; б) digital micrometer

ной стороны цифровой микрометр (Mitutoyo Digimatic Micrometer, Кавасаки, Япония) (рис.2).

Горизонтальная сила 25 Н/мм прикладывалась к предварительно установленному абатменту каждого имплантата перпендикулярно главной оси, а боковое смещение измерялось цифровым микрометром на 10 мм выше гребня.

Статистический анализ проводился с использованием t-теста Стьюдента, однофакторного дисперсионного анализа и непараметрического коэффициента корреляции Спирмена. Статистическая значимость всех тестов определялась как $P < 0.05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Значения момента вращения при установке физиодиспенсером Surgic Pro Opt NSK с использованием понижающего наконечника X-SG20 L 20:1 варьировали от 35 до 55 Н.см для имплантатов 1 группы 1, от 35 до 65 Н.см для имплантатов 2 группы и от 40 до 80 Н.см для имплантатов 3 группы. Все 60 имплантатов остеоинтегрировались. Показатели коэффициента стабильности в каждой группе в момент установки, через два и четыре месяца приведены в таблице 1.

Анализ показателей ISQ позволяет судить, что имплантаты с крупной резьбой во всех группах и во время всех измерений показали значения статистически более высокие, чем имплантаты с мелкой резьбой.

Коэффициенты стабильности во времени уменьшаются для обоих типов имплантатов в кости I и II типов,

Таблица 1. Показатели ISQ во времени

Table 1. ISQ scores over time

Коэффициент стабильности	MIS Seven			Osstem TS III SA		
	Тип кости					
	I	II	III	I	II	III
В момент установки	81,2 ± 5,6	74,7 ± 5,2	70,8 ± 3,7	76,6 ± 4,9	72,7 ± 3,8	68,8 ± 3,5
Через 2 месяца	80,0 ± 4,9	72,8 ± 4,6	70,9 ± 3,2	74,8 ± 4,4	71,4 ± 3,5	69,6 ± 3,4
Через 4 месяца	78,1 ± 4,0	71,2 ± 3,9	71,4 ± 3,5	72,3 ± 4,0	70,0 ± 3,3	70,5 ± 3,5

а для кости III типа ситуация противоположная – величина ISQ растет со временем и по истечении 4 месяцев сравнивается с параметрами коэффициента стабильности для имплантатов, установленных в кость II типа.

В целом, первичная стабильность имплантатов с крупной резьбой выше, чем у образцов с мелкой резьбой ($75,6 \pm 4,6$ и $72,7 \pm 4,2$ соответственно; $P < 0,01$). Такая закономерность соблюдается и для вторичной стабильности по результатам измерений ISQ как через два, так и четыре месяца.

Потеря маргинальной кости была измерена для 60 имплантатов и составила в среднем $0,85 \pm 0,06$ мм (диапазон от $-0,8$ до $2,1$ мм). Значения, измеренные на мезиальной стороне имплантата ($0,85 \pm 0,06$ мм; диапазон от $-0,8$ до $2,0$ мм) и на дистальной стороне ($0,85 \pm 0,07$ мм; диапазон от $-0,8$ до $2,1$ мм), существенно не отличались.

Статистически значимая связь между вторичной стабильностью и потерей костной массы не была подтверждена (непараметрический коэффициент корреляции Спирмена, $R = 0,068$).

Микроподвижность отсутствовала по всех случаях для кости I и II типов. У имплантатов с крупной резьбой в кости III типа микроподвижность составила $28,8 \pm 4,1$ мкм, а для имплантатов с мелкой резьбой – $155 \pm 9,8$ мкм. Эти величины уменьшаются во времени, те есть с ростом вторичной стабильности микроподвижность имплантатов сокращается. Например, для имплантатов с крупной резьбой цифры составили $30,1 \pm 4,3$ и $27,5 \pm 3,8$ соответственно на 2 и 4 месяц остеоинтеграции. А для имплантатов с мелкой резьбой величины микроподвижности изменялись в следующем порядке: от $175 \pm 11,3$ до $135 \pm 8,1$. Таким образом, микроподвижность имплантатов с мелкой резьбой в кости III типа в 5,4 раза выше, чем у образцов с крупной резьбой.

ОБСУЖДЕНИЕ

Первичная стабильность считается основным требованием для достижения остеоинтеграции; она еще более важна при немедленной нагрузке.

Первичная стабильность может быть определена как начальная фиксация имплантата в кости, которая достаточно прочна, чтобы противостоять силам смещения, воздействующим на имплантат в различных условиях функциональной нагрузки. Если эти силы способны вызвать микроподвижность имплантата во время заживления кости, процесс формирования кости может быть нарушен, что может привести к раннему отторжению имплантата.

Первичная стабильность зависит не только от хирургической подготовки кости, геометрии имплантата, способности к самонарезанию, конической или цилиндрической формы, геометрии резьбы винта, но и, прежде всего, от плотности кости.

После установки имплантата кровь и клетки тканей начинают процесс заживления, который приводит к замещению поврежденной кости новообразованной костью, находящейся в непосредственном контакте с поверхностью имплантата. При условии аккуратного и атравматичного проведения операции имплантации определенная часть периимплантатной кости подвергается некрозу из-за прерывания каналов Гаверса и Фолькмана, которые васкуляризируют остеоны, доставляя питательные вещества и кислород к остеоцитам. Сосудистое прерывание, вызванное режущим действием бора в кости, приводит к некрозу остеоцитов и, таким образом, к девитализации кости.

Однако некротическая кортикальная кость продолжает обеспечивать механическую поддержку имплан-

тата на начальных стадиях заживления, пока она не будет заменена новой жизненно важной костью, которая обеспечит необходимую поддержку для долгосрочной приживаемости имплантата. Во время этого процесса первоначальная кость постепенно рассасывается, чтобы освободить место для новой кости. Это неизбежно влечет за собой некоторую потерю первичной стабильности, которая будет продолжаться до тех пор, пока на поверхности имплантата не образуется новая кость, обеспечивающая новую стабильность, известную как «вторичная стабильность».

Вторичная стабильность обусловлена многочисленными факторами, включая плотность кости, реакцию тканей, поверхность имплантата, геометрию имплантата и условия нагрузки во время заживления.

Точное знание этих явлений имеет огромное и важное значение для определения периода и способов нагрузки на имплантат.

Микроподвижность имплантатов меняется со временем в зависимости от специфики процесса заживления кости в периимплантате. Первоначально, сразу после установки имплантата, стабильность имплантата совпадает с «первичной стабильностью», в то время как через несколько месяцев она окончательно становится вторичной стабильностью.

Однако в период заживления первичная стабильность снижается, в то время как вторичная стабильность проявляется только через несколько недель. Во время этой фазы заживления совокупная стабильность имплантатов в кости III типа может значительно снизиться, опустившись ниже критического порога микроподвижности, что вызовет рассасывание кости и поставит под угрозу успех имплантации. Эти факторы должны быть учтены при планировании имплантатов с немедленной нагрузкой.

Поскольку у нас нет точных количественных данных о величине и временных рамках изменения микроподвижности имплантата у человека, мы не знаем, когда стабильность имплантата достигает своего наименьшего значения и когда новая кость становится достаточно прочной, чтобы обеспечить адекватную вторичную стабильность для выдерживания полной окклюзионной нагрузки.

Исследования на животных [15] показали, что гладкие титановые винты (точены) из технически чистого титана, установленные в большеберцовую кость кролика, имеют минимальное количество кости с низким моментом отвинчивания через 1 месяц после установки, тогда как через 3 месяца на границе раздела наблюдалось гораздо больше кости, при среднем моменте отвинчивания 68 Н.см.

Было показано, что первичная стабильность снижается через несколько дней после установки имплантата и что требуется определенный период времени для достижения новой вторичной стабильности в недавно сформированной кости [16]. Необходимое время может отличаться в зависимости от плотности кости периимплантата и от микро- и макрогеометрии имплантата.

Поскольку изменение микроподвижности влияет на процесс заживления кости периимплантата, его изменение может быть полезным для определения стадии заживления и факторов, которые влияют на нее.

Два различных вида резьбы для имплантатов при различной плотности кости сравнивались при измерении ISQ. Результаты этого исследования показали, что конструкция резьбы может улучшить остеоинтеграцию

имплантата во всех трех типах кости, особенно это ярко выражена в III типе.

Устройство Osstell может быть использовано для мониторинга изменений имплантата с течением времени, но не для сравнения стабильности различных имплантатов, поскольку слишком большое количество переменных может повлиять на значение ISQ [17].

В научной литературе [18] уделялось внимание правильному значению момента вращения при установке для достижения достаточной первичной стабильности и влиянию высокого значения момента вращения при установке на остеоинтеграцию имплантата.

Полученные данные показали отсутствие резорбции кости вокруг имплантатов, установленных с высоким значением момента вращения при установке, что соответствует другим недавним исследованиям, которые показали, что высокое значение момента вращения при установке эффективно при немедленной нагрузке имплантата и не вызывает резорбции кости вокруг имплантата [19].

Плотность кости, по-видимому, является ключевым фактором стабильности имплантата, а толщина корти-

кального слоя вокруг зубного имплантата также может оказывать дополнительное влияние на стабильность имплантата [20].

Результаты этого исследования подтверждают, что тип кости является основным фактором, влияющим на стабильность имплантата. Действительно, имплантаты как с крупной, так и с мелкой резьбой, установленные в кость I и II типов показали полное отсутствие микроподвижности.

ВЫВОДЫ

Имплантаты с крупной резьбой показали лучшие характеристики остеоинтеграции, чем имплантаты с мелкой резьбой и его практически использовать для кости с низкой плотностью. В кости I и II типов имплантаты MIS Seven показали статистически значимую лучшую вторичную стабильность. Высокое значение момента вращения при установке не вредит остеоинтеграции имплантата. Более агрессивный тип имплантата предпочтительнее классического в любых клинических условиях.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES:

- Guglielmotti M.B., Olmedo D.G., Cabrini R.L. Research on implants and osseointegration. *Periodontology* 2000. 2019; 79(1): 178-189. doi: 10.1111/prd.12254
- Albrektsson T., Chrcanovic B., Östman P.O., Sennerby L. Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants. *Periodontology* 2000. 2017; 73(1): 41-50. doi: 10.1111/prd.12176
- Pai U.Y., Rodrigues S.J., Talreja K.S., Mundathaje M. Osseodensification – A novel approach in implant dentistry. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*. 2018; 18(3): 196. doi: 10.4103/jips.jips_292_17
- Monje A., Suarez F., Garaicoa C.A., Monje F., Galindo-Moreno P., Garcia-Nogales A., Wang H.L. Effect of location on primary stability and healing of dental implants. *Implant dentistry*. 2014; 23(1): 69-73. doi: 10.1097/ID.0000000000000019
- Sennerby L., Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology* 2000. 2008; 47(1): 51-66. doi: 10.1111/j.1600-0757.2008.00267.x
- Kittur N., Oak R., Dekate D., Jadhav S., Dhattrak P. Dental implant stability and its measurements to improve osseointegration at the bone-implant interface: A review. *Materials Today: Proceedings*. 2021; 43(2): 1064-1070. doi: 10.1016/j.matpr.2020.08.243
- Elias C.N., Oshida Y., Lima J.H.C., Muller C.A. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2008; 1(3): 234-242. doi: 10.1016/j.jmbbm.2007.12.002
- Oh J.S., Kim S.G., Lim S.C., Ong J. L. A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2009; 107(4): 513-518. doi: 10.1016/j.tripleo.2008.08.02
- Ito Y., Sato D., Yoneda S., Ito D., Kondo H., Kasugai S. Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clinical oral implants research*. 2008; 19(1): 9-14. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01419.x
- Van Steenberghe D., Tricio J., Naert I., Nys M. Damping characteristics of bone-to-implant interface. A clinical study with the Periotest® device. *Clinical Oral Implants Research*. 1995; 6(1): 31-39. doi: 10.1034/j.1600-0501.1995.060104.x
- Hériveaux Y., Vayron R., Fraulob M., Lomami H.A., Lenormand C., Haïat G. Assessment of dental implant stability using resonance frequency analysis and quantitative ultrasound methods. *Journal of Prosthodontic Research*. 2021; 65(3): 421-427. doi: 10.2186/jpr.JPR_D_20_00052
- Parithimarkalaignan S., Padmanabhan T.V. Osseointegration: an update. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013; 13(1): 2-6. doi: 10.1007/s13191-013-0252-z
- Stanford C.M. Surface modification of biomedical and dental implants and the processes of inflammation, wound healing and bone formation. *International journal of molecular sciences*. 2010; 11(1): 354-369. doi: 10.3390/ijms11010354
- Halldin A., Jimbo R., Johansson C.B., Wennerberg A., Jacobsson M., Albrektsson T., Hansson S. The effect of static bone strain on implant stability and bone remodeling. *Bone*. 2011; 49(4): 783-789. doi: 10.1016/j.bone.2011.07.003
- Palmquist A., Lindberg F., Emanuelsson L., Brånemark R., Engqvist H., Thomsen P. Morphological studies on machined implants of commercially pure titanium and titanium alloy (Ti6Al4V) in the rabbit. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2009; 91(1): 309-319. doi: 10.1002/jbm.b.31404
- Makary C., Rebaudi A., Sammartino G., Naaman N. Implant primary stability determined by resonance frequency analysis: correlation with insertion torque, histologic bone volume, and torsional stability at 6 weeks. *Implant dentistry*. 2012; 21(6): 474-480. doi: 10.1097/ID.0b013e31826918f1
- Park J.C., Lee J.W., Kim S.M., Lee J.H. Implant stability-measuring devices and randomized clinical trial for ISQ value change pattern measured from two different directions by magnetic RFA. *Rapidly Evolving Practice*. 2011; 5: 111-130. DOI: 10.5772/18309
- Rodrigo D., Aracil L., Martin C., Sanz, M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: a prospective case series study. *Clinical oral implants research*. 2010; 21(3): 255-261. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01820.x

19. Liddel G., Henry P. The Immediately Loaded Single Implant--Retained Mandibular Overdenture: A 36-Month Prospective Study. *International Journal of prosthodontics*. 2010; 23(1): 13-21.. Tabassum A., Meijer G.J., Wolke J.G., Jansen J.A. Influence of surgical technique and surface

roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clinical oral implants research*. 2010; 21(2): 213-220. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01823.x

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ:

*Студеникин Р.В.*¹ – кандидат медицинских наук, докторант, ORCID ID: 0000-0002-6251-2007

*Сущенко А.В.*¹ – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой терапевтической стоматологии, ORCID ID: 0000-0002-3115-4729.

*Мамедов А.А.*² – доктор медицинских наук, профессор, врач челюстно-лицевой хирург, ORCID ID: 0000-0001-7257-0991.

¹Воронежский государственный медицинский университет им. Н.Н. Бурденко. 394036, Россия, Воронеж, ул. Студенческая, 10.

²ДГКБ № 9 им. Г.Н. Сперанского. 123317, Россия, Москва, Шмитовский пр-д, 29.

AUTHOR INFORMATION:

*Roman V. Studenikin*¹ – candidate of medical sciences, doctoral candidate, ORCID ID: 0000-0002-6251-2007.

*Andrei V. Sushchenko*¹ – MD, professor, head of the Department of Therapeutic Dentistry, ORCID ID: 0000-0002-3115-4729.

*Adil A. Mamedov*² – MD, professor, doctor of maxillofacial surgery, ORCID ID: 0000-0001-7257-0991.

¹N.N. Burdenko Voronezh State Medical University. 10 Studencheskaya st., Voronezh, 394036, Russia.

²G.N. Speransky Children's State Clinical Hospital № 9. 29 Shmitovsky avenue, Moscow, 123317, Russia.

ВКЛАД АВТОРОВ:

Студеникин Р.В. – сбор данных и их интерпретация, подготовка статьи;

Сущенко А.В. – критический пересмотр в части значимого интеллектуального содержания;

Мамедов А.А. – окончательное одобрение варианта статьи для опубликования.

AUTHOR'S CONTRIBUTION:

Roman V. Studenikin – the acquisition, analysis, or interpretation of data for the article, drafted the article or revised it critically for important intellectual content;

Andrei V. Sushchenko – drafted the article or revised it critically for important intellectual content;

Adil A. Mamedov – approved the version to be published.

Координаты для связи с авторами / Correspondent author:
Студеникин Р.В. / Roman V. Studenikin, E-mail: studenikin@yahoo.com