

А.В. Исаев¹ ✉, М.Л. Исаева², Н.И. Крихели³, А.М. Цициашвили³, С.Н. Григорьев¹, П.Ю. Перетягин¹

¹ ФГБОУ ВО «МГТУ «СТАНКИН»»; ² ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр оториноларингологии ФМБА России»; ³ ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России

✉ Автор для корреспонденции

АНАЛИЗ КОНСТРУКТИВНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ ВРАЩАЮЩИХСЯ РЕЖУЩИХ ИНСТРУМЕНТОВ ДЛЯ ОСТЕОДЕНСИФИКАЦИИ В СТОМАТОЛОГИИ ПРИ ДЕНТАЛЬНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ

Аннотация

Остеоденсификация – это инновационная хирургическая техника, основанная на т. н. аддитивном (уплотняющем) сверлении с помощью специальных сверл. Сверла для остеоденсификации должны работать по часовой стрелке для сверления в кости – остеотомии, таким образом формируя ложе для дентального имплантата, и против часовой стрелки для уплотнения стенок ложа. Из литературы известно, что для этих целей сверла имеют определенные конструктивные особенности, такие как коническая форма наружного контура, увеличенное количество спиральных канавок и отрицательный передний угол на периферийной части. Однако взаимосвязь конструктивных параметров данных сверл с показателями эффективности хирургической операции описаны в литературе недостаточно. Целью настоящего исследования является всесторонний анализ инженерных и медицинских требований к сверлам для остеоденсификации. В результате проведенного анализа представлена структурная модель типовой конструкции сверла для остеоденсификации в виде гиперграфа. Впервые представлена структура функциональных связей между конструктивными параметрами сверл для остеоденсификации, условиями выполнения операции и показателями качества операции. Результаты, представленные в настоящей статье, возможно, послужат основанием для будущих научно-исследовательских работ, которые должны быть посвящены экспериментальному определению функциональных связей между конструктивными параметрами сверл и качественными показателями хирургической процедуры. Это поможет в дальнейшем усовершенствовать конструкцию сверл для остеоденсификации, обоснованно сформировать технические требования для их производства на российских предприятиях, что необходимо для удовлетворения потребностей медицинской отрасли, повышения эффективности хирургического вмешательства и, в конечном итоге, удовлетворенности пациентов.

Ключевые слова: дентальный имплантат, стоматологические режущие инструменты, медицинские инструменты, остеоденсификация, проектирование медицинских режущих инструментов.

Для цитирования: Исаев А.В., Исаева М.Л., Крихели Н.И., Цициашвили А.М., Григорьев С.Н., Перетягин П.Ю. Анализ конструктивных особенностей вращающихся режущих инструментов для остеоденсификации в стоматологии при дентальной имплантации // Вестник МГТУ «Станкин». – 2025. – № 1 (72). – С. 26–38.

A.V. Isaev¹✉, M.L. Isaeva², N.I. Krikheli³, A.M. Tsitsiashvili³, S.N. Grigoriev¹, P.Yu. Peretyagin¹

¹ MSUT “STANKIN”; ² The National Medical Research Center for Otorhinolaryngology of the Federal Medico-Biological Agency of Russia; ³ Russian University of Medicine

✉ Corresponding author

ANALYSIS OF DESIGN OF ROTATING CUTTING TOOLS FOR OSSEODENSIFICATION IN IMPLANT DENTISTRY

Abstract

Osseodensification is an innovative surgical instrumentation technique based on additive (non-cutting) drilling using special burs. The osseodensification burs should operate in a clockwise direction to drill holes and in a counterclockwise direction to compact the osteotomy walls. For these purposes, the burs have special design features, like conical contour shape, increased number of helical flutes and negative rake angle on their peripheral part. However, although other parameters and features of the burs define their overall performance, they are not described sufficiently, and their influence on the surgical quality is almost unknown both for clinicians and tool manufacturers. The purpose of the present research is to identify the key design features of burs for osseodensification and their functional relationship with the qualitative indices of the procedure basing on analytical review of research papers and patent documents. It will help to further improve the design of osseodensification burs and thereby enhance the surgical quality and, ultimately, patient satisfaction. Results: The most important design features and parameters of osseodensification burs are identified. Thereon, the structural model of osseodensification bur is first represented as a hypergraph. Basing on the analysis of previous researches, functional relationships between design parameters of osseodensification burs, osseodensification procedure conditions and procedure performance data were established and for the first time described in the comprehensive form of a hypergraph. Conclusion: This study provides formal models that form the basis of database structure and its control interface, which will be used in the later developed computer-aided design module to create advanced types of burs under consideration. These models will also help to make good experimental designs used in studies aimed at improving the efficiency of osseodensification procedure.

Keywords: dental implant, dental cutting tools, medical instrumentation, osseodensification, design of medical cutting tools.

For citation: Isaev A.V., Isaeva M.L., Krikheli N.I., Tsitsiashvili A.M., Grigoriev S.N., Peretyagin P.Yu. Analysis of design of rotating cutting tools for osseodensification in implant dentistry. *Vestnik MSUT “Stankin”*. 2025. No 1 (72). P. 26–38. (In Russian)

Введение

Стабильность дентальных имплантатов является важнейшим фактором для достижения остеоинтеграции [1]. Для формирования ложа дентального имплантата обычно проводят остеотомию путем сверления с использованием вращающегося режущего инструмента или используют пьезоэлектрический аппарат [2]. Наиболее широко используемым методом является сверление. Сверление включает в себя формирование отверстия путем резания костной ткани острыми лезвиями вращающегося инструмента и извлечение ткани из зоны сверления с помощью спиральных канавок [3]. Таким образом создается ложе дентального имплантата, в которое вводится имплантат. При т. н. традиционном сверлении кость удаляется из ложа в основном в виде

мелкой стружки. Однако сверление может снизить стабильность имплантата и его прочность на выдергивание из ложа [4]. Теплообразование и вибрации также являются недостатками сверления, которые могут нарушить геометрическую точность ложа и привести к клиническим осложнениям [5].

С недавнего времени в клиническую практику внедрена инновационная техника, устраняющая недостатки традиционного сверления, получившая название «остеоденсификация» [6]. Остеоденсификация – это методика, при которой костная ткань уплотняется сжимающим усилием, возникающим при обратном вращении инструмента, что позволяет повысить плотность костных стенок ложа дентального имплантата, тем самым обеспечив ему большую первичную стабильность, измеряемую в Н/см³ [7]. В отличие от традиционного сверления, процесс

остеодеңсификации считается аддитивным процессом, так как при нем происходит уплотнение кости в стенках формируемого остеоотомического отверстия – ложа дентального имплантата [8].

В целом, метод остеодеңсификации может применяться при планировании дентальной имплантации в различных клинических ситуациях: в зонах с низкой плотностью кости, при дефиците альвеолярной кости в области отсутствующих зубов в дистальных отделах верхней челюсти, дефиците альвеолярной кости в горизонтальном направлении в области отсутствующих зубов и немедленной установке дентального имплантата в лунку удаленного зуба [9]. В настоящее время широко используются сверла для остеодеңсификации Densah® фирмы Versah® (США), которые, как сообщается в литературе, дают наилучшие результаты при работе с костью низкой плотности, например, при подготовке ложа для установки дентальных имплантатов в области отсутствующих зубов на нижней или верхней челюсти [10]. Сверла для остеодеңсификации повышают плотность кости вокруг дентальных имплантатов, но не дают заметного прироста в вертикальном направлении в ложе дентального имплантата по сравнению с остеоотомами [11].

Для остеодеңсификации используют набор из специальных конических сверл, которые могут работать в двух направлениях: по часовой стрелке (для сверления) или против часовой стрелки (без резания) для уплотнения кости. Разработка, изготовление и улучшение эксплуатационных возможностей таких медицинских режущих инструментов являются перспективными и крайне важными задачами для медицинской промышленности не только для стоматологии, но и при освоении технологии производства могут быть внедрены и в других направлениях медицинской практики.

Анализ научно-технической литературы

В настоящей работе дан всесторонний анализ наиболее существенных особенностей сверл для остеодеңсификации. Обзор проведен с использованием библиографических баз данных Scopus, ScienceDirect и PubMed. По данным ScienceDirect, количество статей с ключевым словом «osseodensification» увеличилось как минимум в 10 раз с 2016 года, когда данная методика была впервые представлена авторами Huwais и Meyer [5] (рис. 1). Это говорит о растущей востребованности данного вида операции и инструмента для ее проведения.

Кроме того, рассмотрен ряд патентных документов, относящиеся к конструкциям стоматологических сверл, боров и бормашин. Все патентные документы имеют техническим результатом повышение эффективности хирургического вмешательства. Для достижения этой цели в патентах рассматривается повышение износостойкости рабочей части [12], изменение геометрии режущих кромок бора [13], другие усовершенствования конструкции бора [14]. Отдельная группа патентных документов описывает инновационные конструктивные особенности сверл для остеодеңсификации и протокол работы с ними [15, 16].

Лишь в нескольких источниках (в основном в патентах) приводятся рекомендуемые значения конструктивных параметров сверл для остеодеңсификации. Кроме того, следует признать, что вопрос о функциональных связях между конструктивными параметрами сверл для остеодеңсификации и основными показателями эффективности этой операции еще недостаточно изучен. Поэтому необходимо провести дополнительные исследования для подтверждения обозначенных связей. Настоящая работа должна стать основой для всестороннего изучения сверл для остеодеңсификации как с инженерной, так и с медицинской точки зрения.

Наиболее важным требованием к медицинским режущим инструментам, используемым при хирургических вмешательствах, является их вы-

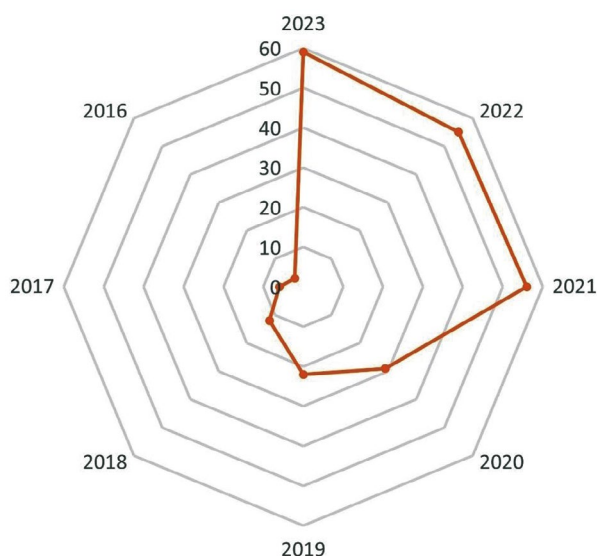


Рис. 1. Количество научных публикаций в результатах поиска публикаций по ключевым словам «osseodensification» и связанные с ним с 2016 года по настоящее время

Получено по данным ScienceDirect

сокое качество, которое может быть оценено по показателям эффективности и безопасности [17]. Эти показатели в значительной степени зависят от материала и геометрии рабочей части. Основными геометрическими характеристиками являются размеры и ориентация режущих лезвий, расположенных определенным образом на корпусе инструмента. В то же время конструктивные параметры инструмента оказывают существенное влияние на качественные показатели хирургической операции. При разработке или выборе режущего инструмента, как правило, в первую очередь производится обоснованный выбор материала рабочей части.

Материалы, используемые для изготовления хирургических режущих инструментов

В процессе хирургической операции рабочие поверхности медицинских режущих инструментов подвергаются интенсивным изгибающим и сжимающим нагрузкам, а также трению, испытывают пластическую деформацию, хрупкое разрушение и сколы в среде коррозионно-активных и поверхностно-активных веществ. В результате этих воздействий инструменты изнашиваются и теряют свои режущие свойства. Таким образом, основными требованиями к материалам, обеспечивающим функциональные свойства медицинского режущего инструмента, обычно считаются: высокая твердость (порядка 60–62 HRC) и износостойкость, режущая способность, коррозионная стойкость, низкий коэффициент трения и устойчивость к малым пластическим деформациям. При этом для медицинских инструментов высокая красностойкость не так важна, как для металлорежущих инструментов.

Для хирургических стоматологических режущих инструментов, таких как боры и сверла, обычно используются специальные марки сталей, включая высокоуглеродистые стали и высокоуглеродистые нержавеющие стали. Общее название таких материалов – «хирургические стали», хотя официального определения того, что именно входит в эту группу материалов, не существует. Как правило, традиционные хирургические стали, используемые в основном для медицинских имплантатов, такие как аустенитная нержавеющая сталь и мартенситные нержавеющие стали, имеют недостаточную твердость (обычно около 52–58 HRC) и плохо держат режущую кромку, поэтому неприемлемы для изготовления медицинского режущего инструмента.

По вышеуказанным причинам наиболее часто используемыми материалами для медицинского

режущего инструмента являются хромоникелевые и хромомолибденовые аустенитные стали и мартенситностареющие стали. Когда содержание хрома превышает 11 %, он образует оксидное покрытие, и сталь становится нержавеющей. Хром, а также молибден, ванадий и вольфрам обеспечивают превосходную остроту и стойкость режущей кромки.

При выборе инструментального материала следует учитывать негативное воздействие ионов никеля, попадающих в организм человека во время хирургических вмешательств. Чтобы избежать аллергии на никель или других негативных последствий, рекомендуется избегать прямого контакта человеческого тела с любыми никельсодержащими материалами. Кроме того, высокое содержание никеля препятствует закалке при термообработке. Поскольку азот стабилизирует аустенитную фазу, его можно использовать вместо никеля в хирургических коррозионностойких сплавах. Поэтому аустенитные нержавеющие стали с высоким содержанием азота, не содержащие никеля, широко используются в медицине [18].

Для режущих инструментов из обычных высокоуглеродистых сталей защита от коррозии может быть обеспечена нанесением гальванического покрытия из хрома или других материалов. В этом случае покрытие, как правило, удаляется с острых режущих кромок. В качестве альтернативы могут использовать износостойкое покрытие из нитрида титана (TiN).

В последние десятилетия стали, полученные по технологии порошковой металлургии, получили широкое распространение в различных отраслях, включая медицину. Передовые порошковые стали, такие как M390 Microclean фирмы Böhler, имеют твердость около 62–64 HRC, высокую износостойкость и коррозионную стойкость, а также превосходную стойкость режущей кромки, обеспечиваемую добавлением хрома, молибдена, ванадия и вольфрама (около 3–4 %). Поверхности инструментов из таких марок стали могут быть отполированы до чрезвычайно высокой чистоты, обеспечивающей отличную режущую способность.

В табл. 1 приведены сравнительные данные наиболее распространенных марок хирургических сталей и их обозначения согласно различным национальным стандартам.

В качестве материалов для режущих частей хирургических и стоматологических инструментов могут использоваться вольфрамсодержащие твердые сплавы и безвольфрамовые твердые сплавы (керметы). На рабочие поверхности таких

Таблица 1

Химический состав и твердость типичных материалов, используемых для изготовления медицинского режущего инструмента, с обозначениями в соответствии с различными национальными стандартами

Обозначение материала согласно: 1) ГОСТ; 2) AISI; 3) DIN; 4) другим стандартам	C, %	Cr, %	Ni, %	Si, %	Mn, %	Другие легирующие элементы	Твердость после закалки, HRC
1) У8А; 2) С80W1; 3) 1.1525, С80W1	0,75–0,84	<0,2	<0,25	0,17–0,33	–		58–61
1) У10А; 2) W5, W110; 3) 1.1545, С105W1, С105W2; 4) Т10А	0,95–1,09	<0,2	<0,25	0,17–0,33	0,17–0,28		59–62
1) У12А; 4) JIS SK2	1,1–1,29	<0,2	<0,25	0,17–0,33	0,17–0,28		61–64
1) 30Х13, 40Х13; 2) 420; 3) 1.4028, 1.4034, Х30Cr13, Х40Cr13; 4) 3Cr13, Cr13, SUS420J2	0,26–0,44	12–14	<0,6	<0,8	<0,8	Mo<4,0 (США)	55–57
2) 420HC	0,4–0,45	12,5–13,5	<0,08	0,25– 0,75	<1,0	Mo: <0,5 Al: <0,5 Cu: <0,5	40–52
1) 98Х18; 2) 440; 3) 1.4125, Х105CrMo17, Х102CrMo17; 4) JIS SUS440C	0,9–1,0	17–19	<0,6	<0,8	<0,8	Ti<0,2 Mo<4,0 (США)	60
2) 154СМ; 4) АТS-34 (Япония)	1,05	14	н/д	0,30%	0,50%	Mo <4,0%	60-64
2) Bohler M390 Microclean	н/д	18-20	н/д	н/д	н/д	Mo, V 3–4%, W	60-62

Составлено авторами на основе анализа научно-технической и справочной литературы

инструментов наносятся износостойкие покрытия из карбидов, нитридов, боридов железа, хрома и других металлов или сплавов, а также сверхтвердых материалов типа алмазов. Известны экспериментальные исследования с использованием боров, изготовленных из режущей керамики, но эффективность этих материалов пока не доказана [19].

Алмазные стоматологические боры, по-видимому, обеспечивают лучший контроль и тактильную обратную связь, чем стальные и твердосплавные благодаря тому, что мелкозернистые алмазы всегда находятся в контакте с зубом, в отличие от режущих лезвий традиционных боров. В стоматологической практике все чаще используются алмазные головки, работающие на сверхвысоких скоростях (до 300 000 об/мин).

Далее мы рассмотрим сверла для остеоденсификации с режущими лезвиями из высокоуглеродистых нержавеющей сталей.

Структурная модель сверла для остеоденсификации

Теория графов обеспечивает гибкий и универсальный подход к инженерному анализу. Структурная модель сверла для остеоденсификации, как и любого технического объекта, может быть визуально представлена в виде гиперграфа (рис. 2). В этом графе каждая вершина или ребро обозначает элемент конструкции или его параметр. Такое представление позволяет выделить структурные элементы изучаемого объекта, а расширенная версия графа наглядно показывает систему функциональных связей между конструктивными особенностями объекта, условиями его эксплуатации и показателями производительности и качества. Графовая модель сверл для остеоденсификации основана на комплексном анализе предыдущих исследований, проведенных медиками и инженерами. На основе системы функциональных взаимосвязей можно раз-

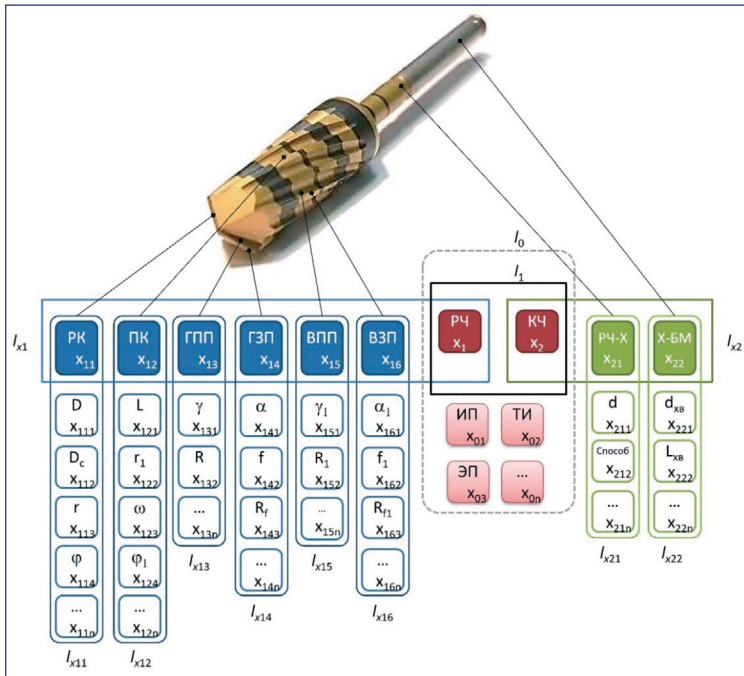


Рис. 2. Гиперграфовая структурная модель сверла для остеоденсификации

Составлено авторами на основе анализа предыдущих исследований

работать исходный набор данных для проектирования инструмента [20].

На *рис. 2* ребро l_1 определяет основные конструктивные части сверла, которые включают рабочую часть РЧ (вершина x_1) и крепежную часть КЧ (вершина x_2). Рабочая часть представлена ребром l_{x1} и состоит из режущей кромки РК (вершина x_{11}), периферийной кромки ПК (вершина x_{12}), главной передней поверхности ГПП (вершина x_{13}), главной задней поверхности ГЗП (x_{14}), вспомогательной передней поверхности ВПП (вершина x_{15}) и вспомогательной задней поверхности ВЗП (x_{14}). Каждый из этих элементов имеет параметры, описываемые ребрами $l_{x11}-l_{x15}$, содержащими соответствующие наборы вершин. Так, режущая кромка РК характеризуется наружным диаметром D (вершина x_{111}), диаметром сердцевины D_c (вершина x_{112}), радиусом округления режущей кромки r (вершина x_{113}), главным углом в плане ϕ (вершина x_{114}) и другими параметрами (вершина x_{11n}). Периферийная кромка ПК имеет общую рабочую длину L (вершина x_{121}), радиус округления кромки r_1 (вершина x_{122}), угол подъема винтовой канавки ω (вершина x_{123}), вспомогательный угол в плане или угол обратного конуса ϕ_1 (вершина x_{124}) и другие (вершина x_{12n}). Главная передняя поверхность ГПП имеет следу-

ющие параметры: главный передний угол γ (вершина x_{131}), радиус кривизны передней поверхности R (вершина x_{132}) и другие (вершина x_{13n}). Главная задняя поверхность ГЗП описывается главным задним углом α (вершина x_{141}), шириной фаски f (вершина x_{142}), радиусом кривизны задней поверхности R_{zn} (вершина x_{143}) и другими параметрами (вершина x_{14n}). Вспомогательная передняя поверхность ВПП имеет набор параметров, включающий вспомогательной передний угол γ_1 (вершина x_{151}), радиус кривизны вспомогательной передней поверхности R_1 (вершина x_{152}) и другие (вершина x_{15n}). Вспомогательная задняя поверхность ВЗП включает в себя вспомогательный задний угол α_1 (вершина x_{161}), ширину вспомогательной фаски f_1 (вершина x_{162}), радиус кривизны вспомогательной задней поверхности R_{f1} (вершина x_{163}) и другие (вершина x_{16n}).

Аналогично, крепежная часть сверла (ребро l_{x2}) состоит из конструктивных элементов для соединения рабочей части с хвостовиком РЧ-Х (вершина x_{21}). Этот соединительный элемент характеризуется собственным набором параметров, представленных на графе ребром l_{x21} . Данное ребро включает в себя следующие элементы: диаметр соединения d (вершина x_{211}), параметры способа соединения (вершина x_{212}) и другие (вершина x_{21n}). Связь между сверлом в целом и стоматологическим наконечником (бормашиной) показана в виде ребра l_{x22} , которое состоит из диаметра хвостовика $d_{\text{хв}}$ (вершина x_{221}), длины хвостовика $L_{\text{хв}}$ (вершина x_{222}) и других (вершина x_{22n}). Кроме того, сверло имеет и другие свойства и параметры (износостойкое покрытие, параметры технологии изготовления, эксплуатационные показатели и другие). Эти характеристики представлены в графе ребром l_0 с вершинами $x_{01} \dots x_{0n}$, соответственно.

Иерархия структурных частей сверла для остеоденсификации, его конструктивных элементов и их параметров описывается на гиперграфе функциональными связями между ребрами и вершинами $\{x_1, l_{x1}\}, \{x_2, l_{x2}\}, \{x_{11}, l_{x11}\}, \{x_{12}, l_{x12}\}, \{x_{13}, l_{x13}\}, \{x_{14}, l_{x14}\}, \{x_{15}, l_{x15}\}, \{x_{16}, l_{x16}\}, \{x_{21}, l_{x21}\}$. Следовательно, общая структура сверла может быть описана следующим образом:

$$l_0 = \bigcup_{i=1}^2 x_i \bigcup_{i=1}^n x_{0i} = \bigcup_{i=1}^6 x_{1i} \bigcup_{i=1}^2 x_{2i} \bigcup_{i=1}^n x_{0i} = \bigcup_{i=1}^n x_{11i} \bigcup_{i=1}^n x_{12i} \bigcup_{i=1}^n x_{13i} \bigcup_{i=1}^n x_{14i} \bigcup_{i=1}^n x_{15i} \bigcup_{i=1}^n x_{16i} \bigcup_{i=1}^n x_{21i} \bigcup_{i=1}^n x_{22i} \bigcup_{i=1}^n x_{0i}. \quad (1)$$

Таким образом формируется набор параметров, используемых для создания базы данных конструкторских и технологических решений, относящихся к рассматриваемому режущему инструменту. Она также должна быть использована в системе автоматизированного проектирования (САПР) для создания параметрической геометрической модели сверла для остеоденсификации.

Конструктивные особенности сверл для остеоденсификации

Как правило, стоматологический бор (сверло) состоит из трех основных частей: головки, шейки и хвостовика. Головка (режущая часть) оснащена острыми режущими лезвиями, которые могут располагаться под различными углами, измеряемыми в радиальном, осевом или нормальном сечении сверла относительно оси симметрии или другой воображаемой прямой линии. Более тупые углы создают отрицательный угол наклона, что снижает режущую способность инструмента. Более острые углы образуют положительный угол, при котором лезвие острее, но быстрее изнашивается и затупляется.

Для операций остеоденсификации сверло должно иметь не менее четырех спиральных режущих кромок, расположенных вдоль спиральных стружечных канавок. При традиционном сверлении костная ткань разрезается режущими кромками, после чего обломки удаляются из отверстия через канавки. Это требует положительного угла наклона режущей кромки для лучшего входа в ткань и оптимального процесса резания при удалении небольшой толщины материала за один оборот сверла. Традиционное сверление выполняется при вращении по часовой стрелке [1]. Эскиз типового сверла для остеоденсификации, разработанного фирмой Versah®, представлен на рис. 3.

В отличие от традиционных сверл, специальные сверла для остеоденсификации должны иметь большой отрицательный передний угол на периферии. В этом случае кромки не режут, а постепенно увеличивают диаметр пилотного отверстия и уплотняют стенки остеотомического участка. Такая конструкция позволяет сохранять кость путем аутотрансплантации костных частиц к стенкам ложа. Типичный диапазон скорости вращения как при сверлении (по

часовой стрелке), так и при денсификации костной ткани (против часовой стрелки) составляет 300–1200 об/мин в зависимости от плотности кости [1].

При проведении хирургических операций крайне важно предотвратить даже кратковременный нагрев до порога 41°C в зоне операции. Обычно сверла для остеоденсификации имеют коническую форму, поскольку, согласно данным [21], конические инструменты с тремя или четырьмя зубьями выделяют меньше тепла, чем цилиндрические с двумя или тремя зубьями. Это объясняется тем, что вся длина конического многозубого сверла взаимодействует с костью, распределяя тепло по большей площади поверхности, что вызывает сравнительно меньшую деформацию, потерю массы и износ сверла.

На основе стандартного алгоритма проектирования традиционных металлорежущих инструментов был определен минимальный набор параметров, необходимых для проектирования сверл для остеоденсификации. Значения этих параметров были получены из литературного и патентного обзора и представлены в табл. 2. Как видно из табл. 2, некоторые параметры либо остаются неопределенными, либо их значения приведены в слишком широком диапазоне. Таким образом, необходимы дальнейшие экспериментальные исследования для установления рациональных значений этих параметров с учетом требуемых показателей качества хирургической операции [22, 23].

На рис. 4 представлена система функциональных связей между тремя основными группами при-

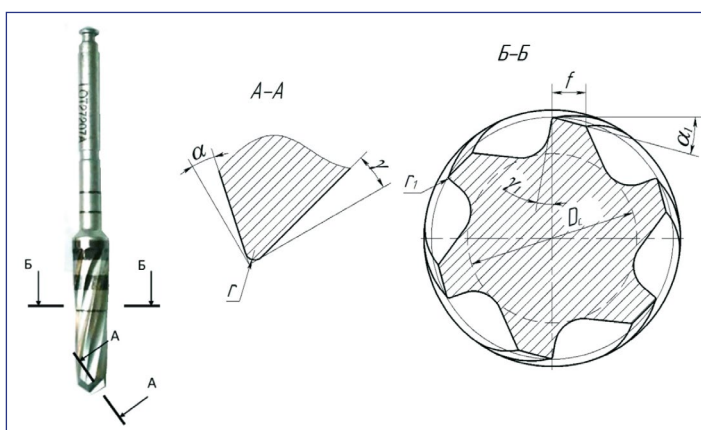


Рис. 3. Эскиз сверла для остеоденсификации Versah®: D_c – диаметр сердцевинки, А-А – сечение, нормальное к режущей кромке; В-В – радиальное сечение; f – ширина ленточки; u – радиус округления главной режущей кромки; r_1 – радиус округления периферийной режущей кромки; γ – главный передний угол; α – главный задний угол; γ_1 – вспомогательный передний угол; α_1 – вспомогательный задний угол

Разработано авторами на основе данных патентных документов и научно-технической литературы

Таблица 2

Основные конструктивные параметры сверл для остеоденсификации

Параметр	Рекомендуемые значения	Комментарий
Материал		
Твердость, HRC	>55	Обеспечивает высокую режущую способность и хорошую стойкость режущей кромки [14]
Предел прочности, МПа	н/д	Предотвращает деформацию и поломку сверла [14]
Теплопроводность	н/д	Рассеивает тепло в корпусе сверла [14]
Износостойкое покрытие	TiN	Уменьшает нагрев, повышает срок службы [14]
Коррозионная стойкость	Cr > 12 %	Предотвращает коррозию [14]
Антиаллергенные свойства	Ni < 0,25 %	Помогает избежать аллергии на никель и других негативных последствий [16]
Режущая часть		
Форма наружного профиля	Цилиндрическая	Предпочтительно для традиционного сверления [10]
	Коническая	При наличии 4 и более зубьев выделяется меньше тепла, чем при использовании цилиндрических сверл [8]
Наружный диаметр	0,4–6 мм	Для конических сверл диаметр постепенно увеличивается по мере углубления в пилотное отверстие [7]
Длина рабочей части	10–25 мм	[10]
Диаметр сердцевины	н/д	Влияет на прочность сверла, глубину канавок и на удаление остатков ткани из области остеотомии
Число периферийных зубьев	4 или больше	Сверла с 4 зубьями обеспечивают лучшее распределение тепла, чем с 2 или 3 зубьями как при конической, так и цилиндрической форме [8]
Угол конуса	Рекомендуется 1...5°, оптимально 2°36' [10]	Влияет на нагрев и уплотнение костной ткани
Передний угол	≥0° для сверления. <0° для остеоденсификации (–1°...–75°, обычно около –30°) [10]	Положительные углы обеспечивают лучшую режущую способность и отсутствие остатков костной стружки в остеотомии. Отрицательные углы способствуют уплотнению стенок в области остеотомии, позволяют сохранить кость за счет аутотрансплантации частиц кости к стенкам ложа [1]
Угол при вершине	30...75° [10]	Влияет на расположение в области остеотомии и начало процесса резания
Главные задние углы	Первый задний угол 3...60°, оптимально 6...28° Второй задний угол около 40° [10]	Определяет способность кости к уплотнению. Влияет на нагрев и прочность зуба
Радиус округления режущей кромки	н/д	Влияет на нагрев и режущую способность
Угол подъема винтовой канавки	5...20° [10]	Влияет на удаление материала из отверстия и способность стенок в области остеотомии к уплотнению
Хвостовик		
Стандартный	Цилиндрический	Стандартный диаметр 1,6 мм (1/16 дюйма) или 2,35 мм (3/32 дюйма)
	Конический	Предпочтительнее для больших диаметров

Составлено авторами на основе данных патентных документов и научно-технической литературы

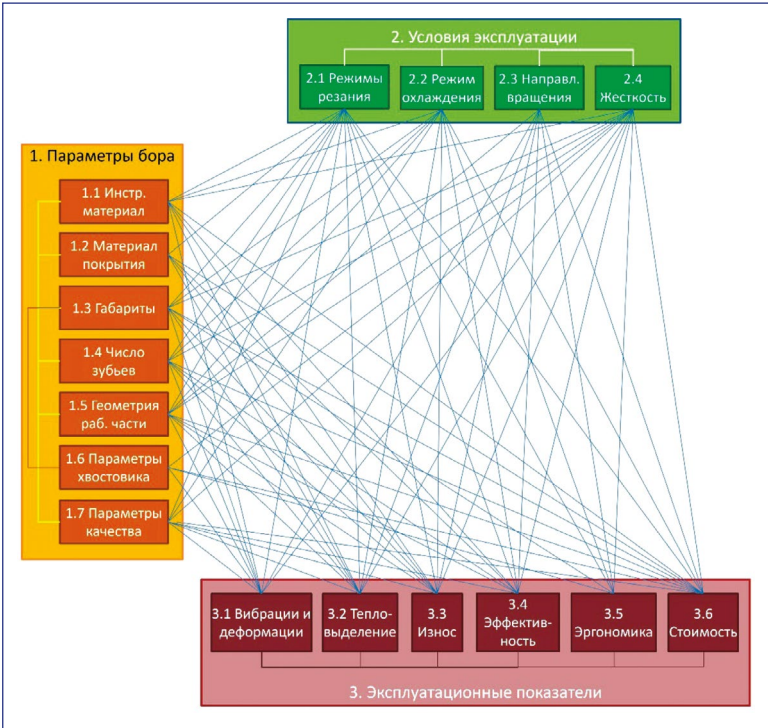


Рис. 4. Гиперграф функциональных связей между основными характеристиками сверл для остеоденсификации, условиями проведения операции и эксплуатационными показателями

знаков и свойств: параметрами сверл для остеоденсификации, условиями их работы и показателями качества операции. Как видно, связи существуют не только между блоками, относящимися к разным группам, но и внутри каждой из них. Таким образом, систему можно представить как гиперграф, подобный описанному выше.

Соответствующие наборы параметров были определены на основе анализа предыдущих исследований, а также инженерного и хирургического опыта авторов. Данная система формирует структуру базы данных, которая в дальнейшем

будет интегрирована в разрабатываемый модуль САПР сверл для остеоденсификации.

Наиболее важные параметры сверл (блоки 1.1–1.7) описаны выше. Дополнительно следует указать, что к параметрам качества сверла (блок 1.7) относятся шероховатость рабочих поверхностей, точность рабочей и зажимной частей, а также параметры технологического процесса изготовления. К режимам резания (блок 2.1) относятся скорость вращения и скорость подачи сверла (обычно контролируется рукой хирурга). Направление вращения (блок 2.3) формально можно рассматривать как режим резания, но было решено выделить его отдельным пунктом, поскольку оно играет ключевую роль в процедуре остеоденсификации. Режим охлаждения (блок 2.2) описывают как необходимость попадания охлаждающей жидкости в ложе дентального имплантата. Жесткость (блок 2.4) характеризует то, как сверло сопротивляется прикладываемым динамическим нагрузкам во время работы. Блоки эксплуатационных показателей (3.1–3.6) в основном не требуют пояснений, за исключением эффективности операции (блок 3.4), которая является сложным критерием хорошей остеоинтеграции, обеспечивающей долгосрочную службу имплантата.

Для создания базы данных САПР этот гиперграф можно представить в виде набора из трех матриц инцидентности (рис. 5). Используются различные цвета для обозначения типа связей (или их весовых коэффициентов). Красный цвет говорит о том, что

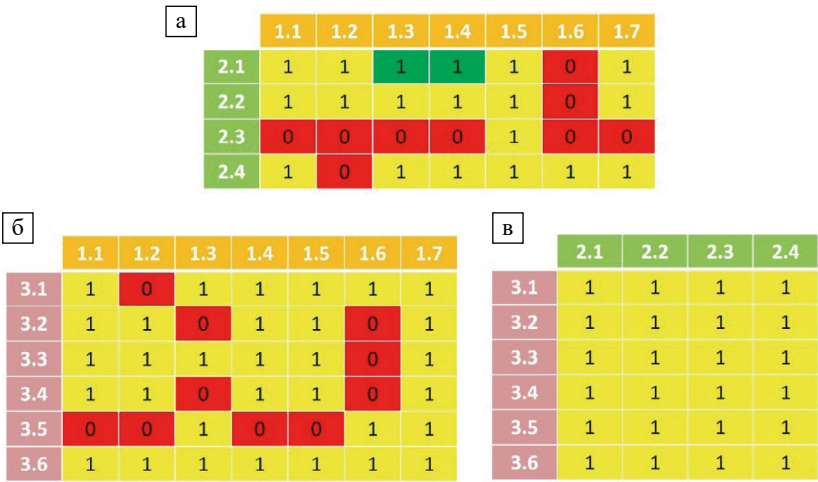


Рис. 5. Матрицы инцидентности, описывающие функциональные связи: а – между конструктивными параметрами сверла и условиями эксплуатации; б – между конструктивными параметрами сверла и эксплуатационными показателями; в – между условиями эксплуатации и эксплуатационными показателями

связи между параметрами нет, или она с трудом поддается описанию. Желтый цвет означает то, что связь установлена эмпирически, но не может быть описана строго аналитически, а лишь, например, уравнением с набором поправочных коэффициентов. Зеленый цвет говорит о возможности представления связи в виде аналитического выражения. Важно подчеркнуть, что типы связей, показанные на рис. 5, были определены для стоматологического применения, но для металлообрабатывающей промышленности многие из тех же или подобных связей могут иметь иное представление.

Выводы

В данной статье проведен анализ режущих инструментов, используемых для процедуры остеоденсификации. Разработана графовая модель конструкции сверла для остеоденсификации, позволяющая выявить важнейшие структурные составляющие и основные требования к их параметрам и свойствам.

Проведен анализ материалов, используемых для изготовления хирургических режущих инструментов. Выявлен ряд сплавов, которые могут быть обоснованно выбраны для изготовления стоматологических режущих инструментов, в том числе сверл для остеоденсификации. Основными требованиями к материалу режущего инструмента являются высокая твердость, коррозионная стойкость и стойкость режущей кромки. Для снижения нежелательного нагрева на рабочую часть сверла может быть нанесено износостойкое покрытие.

Результаты анализа показали, что многие конструктивные параметры сверл для остеоденсификации не определены в литературе или имеют слишком широкий диапазон рекомендуемых значений. Это означает, что необходимо провести дальнейшие исследования для установления оптимальных значений конструктивных параметров сверла.

Таким образом, представленное аналитическое исследование предоставляет формальные модели, являющиеся основой структуры базы данных САПР сверл для остеоденсификации и интерфейса управления ею, которые будут использоваться в дальнейшем для разработки модуля компьютерного проектирования рассматриваемых конструкций стоматологических инструментов. Эти модели также помогут сформировать план эксперимента, используемый в исследованиях, направленных на повышение эффективности процедуры остеоденсификации.

Работа выполнена при поддержке Министерства здравоохранения Российской Федерации в рамках проекта 056-00041-23-00.

Библиографический список

1. Cáceres F., Troncoso C., Silva R., Pinto N. Effects of osseodensification protocol on insertion, removal torques, and resonance frequency analysis of BioHorizons® conical implants. An ex vivo study // *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 2020, 10, pp. 625–628.
2. Stavropoulos, A.; Nyengaard, J.R.; Lang, N.P.; Karring, T. Immediate loading of single SLA implants: Drilling vs. osteo-tomes for the preparation of the implant site // *Clinical Oral Implants Research*, 2008, 19 (1), pp. 55–65.
3. Pandey R.K., Panda S. Drilling of bone: A comprehensive review // *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 2013, 4, pp. 15–30.
4. Punnoose K., Kumar G.A., B M., Govindarajulu R., V.A. E. Babu J.S. C S., Nayyar A.S. Osseodensification implant site preparation technique and subsequent implant stability: A pilot study // *Journal of Orthodontic Science*, 2022, 11, p. 50.
5. Huwais S., Meyer E.G. A Novel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to Increase Biomechanical Primary Stability, Bone Mineral Density, and Bone-to-Implant Contact // *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2017 Jan/Feb, 32(1), pp. 27-36.
6. Bhargava N., Perrotti V., Caponio V.C.A., Matsubara V.H., Patalwala D., Quaranta A. Comparison of heat production and bone architecture changes in the implant site preparation with compressive osteotomes, osseodensification technique, piezoelectric devices, and standard drills: an ex vivo study on porcine ribs // *Odontology*, 2023, 111(1), pp. 142-153.
7. Campos F.E., Gomes J.B., Marin C., Teixeira H.S., Suzuki M., Witek L., Zanetta-Barbosa D., Coelho P.G. Effect of drilling dimension on implant placement torque and early osseointegration stages: an experimental study in dogs // *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2012, 70 (1), pp. 43–50.
8. Mullings O. Tovar N., Abreu de Bortoli J. P., Parra M., Torroni A., Coelho P. G., Witek L. Osseodensification Versus Subtractive Drilling Techniques in Bone Healing and Implant Osseointegration: Ex Vivo Histomorphologic/Histomorphometric Analysis in a Low-Density Bone Ovine Model // *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2021 Sep-Oct, 36(5), pp. 903–909.
9. Fontes Pereira J., Costa R., Nunes Vasques M., Salazar F., Mendes J.M., Infante da Câmara M. Osseo-

densification: An Alternative to Conventional Osteotomy in Implant Site Preparation: A Systematic Review // *Journal of Clinical Medicine*, 2023, 12, p. 7046.

10. Hung C.C., Liu T.C. Graftless Sinus Augmentation via Crestal Sinus Floor Elevation using Densah Burs with Simultaneous Implant Placement: A Clinical Report after Two Years in Service // *SVOA Dentistry*, 2023, 4:4, pp. 128-136.

11. Elghobashy M.T.M., Shaaban A.M., Melek, L.N.F. Radiographic comparison between Densah burs and osteotome for graftless internal sinus lifting with simultaneous implant placement: a randomized clinical trial // *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2023, 52(3), 388-395.

12. Пат. 2269966 Российская Федерация, МПК А 61 С 3/02. Стоматологический бор / Самойлович М.И., Ивахин А.В., Пастушенко В.Н.; № 2002103552/14; заявл. 14.02.2002, опубл. 10.10.2023, бюл. № 28. – 3 с.: ил.

13. Пат. 2515400 Российская Федерация, МПК А 61 С 3/02. Сверло для имплантационной хирургии / Моон Дзонг Хоон, Еом Тае Гван, Ли Тае Еук; заявитель и патентообладатель ОСТЕМИМПЛАНТ КО., ЛТД. (KR); 2012134550/14 заявл. 13.09.2010, опубл. 20.02.2014, бюл. № 5. – 5 с.: ил.

14. Пат. 2007967 Российская Федерация, МПК А 61 С 3/02. Стоматологический бор / Винокур В.Ш., Игнашин Ю.П., Утяшев Р.А., Шакиров Н.Х., Швецов М.А.; заявитель и патентообладатель Винокур В.Ш.; заявл. 01.10.1991.

15. Пат. 2794293 Российская Федерация, МПК А 61 С 3/02. Стоматологический инструмент / Бурке Э., Соллбергер Д., Нуссбаумер С., Хольст Ш., Гайзельхёрингер Х., Кворри Э., Вайтцель Й.; заявитель и патентообладатель Нобель Биокэр Сервисиз АГ (CH); 2019120420 заявл. 30.01.2017, 14.04.2023 Бюл. № 11. – 1 с.: ил.

16. Patent 9022783 US, A 61 C 3/02, A 61 C 8/00. Fluted osteotome and surgical method for use / Huwais S., assignee Huwais IP Holding LLC, Jackson, MI US; Appl. No 13/427,391, prior publication data US 2012/0244497 A1, Sep. 27, 2012.

17. Сабитов В. Х. Медицинские инструменты. М.: Медицина, 1985. – 175 с.

18. Yang K., Ren Y. Nickel-free austenitic stainless steels for medical applications // *Science and Technology of Advanced Materials*, 2010, 11 (1), p. 014105.

19. Oliveira N., Alaejos-Algarra F., Mareque-Bueno J., Ferrés-Padró E., Hernández-Alfaro F. Thermal changes, and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: Twisted stainless steel and ceramic drills // *Clinical Oral Implants Research*, 2013, 23, pp. 963–969.

20. Grechishnikov V.A., Isaev A.V., Kozochkin M.P. A Generalized Approach to Designing Profile Milling Cutters Equipped with Replaceable Throw-Away Ceramic Cutting Inserts. In *Proceedings of the International Multi-Conference on Industrial Engineering and Modern Technologies (FarEastCon 2020)*, Vladivostok, Russia, 2020; pp. 1–8.

21. Soldatos N., Pham H., Fakhouri W.D., Ngo B., Lampropoulos P., Tran T., Weltman R. Temperature Changes during Implant Osteotomy Preparations in Human Cadaver Tibiae Comparing MIS® Straight Drills with Densah® Burs. *Genes*, 2022, 13, p. 1716.

22. Grigoriev S., Yanushevich O., Krikheli N., Vereschaka A., Milovich F., Andreev N., Seleznev A., Shein A., Kramar O., Kramar S. et al. Investigation of the Nature of the Interaction of Me-MeN-(Me,Mo,Al)N Coatings (Where Me = Zr, Ti, or Cr) with a Contact Medium Based on the Ni-Cr System // *Coatings*, 2022, 12, p. 819.

23. Grigoriev S., Pristinskiy Y., Volosova M., Fedorov S., Okunkova A., Peretyagin P., Smirnov A. Wire Electrical Dis-charge Machining, Mechanical and Tribological Performance of TiN Reinforced Multiscale SiAlON Ceramic Composites Fabricated by Spark Plasma Sintering // *Applied Sciences*, 2021, 11, p. 657.

References

1. Cáceres, F.; Troncoso, C.; Silva, R.; Pinto, N. Effects of osseodensification protocol on insertion, removal torques, and resonance frequency analysis of BioHorizons® conical implants. An ex vivo study. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 2020, 10, pp. 625–628.

2. Stavropoulos, A.; Nyengaard, J.R.; Lang, N.P.; Karring, T. Immediate loading of single SLA implants: Drilling vs. osteo-tomes for the preparation of the implant site. *Clinical Oral Implants Research*, 2008, 19 (1), pp. 55–65.

3. Pandey, R.K.; Panda, S. Drilling of bone: A comprehensive review. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 2013, 4, pp. 15–30.

4. Punnoose, K.; Kumar, G.A.; B, M.; Govindarajulu, R.; V, A., A, E., Babu J, S., C, S., Nayyar, A.S. Osseodensification implant site preparation technique and subsequent implant stability: A pilot study. *Journal of Orthodontic Science*, 2022, 11, p. 50.

5. Huwais S.; Meyer E.G. A Novel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to Increase Biomechanical Primary Stability, Bone Mineral Density, and Bone-to-Implant

Contact. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2017 Jan/Feb, 32(1), pp. 27-36.

6. Bhargava, N.; Perrotti, V.; Caponio, V.C.A.; Matsubara, V.H.; Patalwala, D.; Quaranta, A. Comparison of heat production and bone architecture changes in the implant site preparation with compressive osteotomes, osseodensification technique, piezoelectric devices, and standard drills: an ex vivo study on porcine ribs. *Odontology*, 2023, 111(1), pp. 142-153.

7. Campos, F.E.; Gomes, J.B.; Marin, C.; Teixeira, H.S.; Suzuki, M.; Witek, L.; Zanetta-Barbosa, D.; Coelho, P.G. Effect of drilling dimension on implant placement torque and early osseointegration stages: an experimental study in dogs. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2012, 70 (1), pp. 43–50.

8. Mullings, O., Tovar, N.; Abreu de Bortoli, J.P.; Parra, M.; Torroni, A.; Coelho, P. G.; Witek, L. Osseodensification Versus Subtractive Drilling Techniques in Bone Healing and Implant Osseointegration: Ex Vivo Histomorphologic/Histomorphometric Analysis in a Low-Density Bone Ovine Model. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2021 Sep-Oct, 36(5), pp. 903–909.

9. Fontes Pereira, J.; Costa, R.; Nunes Vasques, M.; Salazar, F.; Mendes, J.M.; Infante da Câmara, M. Osseodensification: An Alternative to Conventional Osteotomy in Implant Site Preparation: A Systematic Review. *Journal of Clinical Medicine*, 2023, 12, p. 7046.

10. Hung, C.C.; Liu, T.C. Graftless Sinus Augmentation via Crestal Sinus Floor Elevation using Densah Burs with Simultaneous Implant Placement: A Clinical Report after Two Years in Service. *SVOA Dentistry*, 2023, 4:4, pp.128-136.

11. Elghobashy, M.T.M.; Shaaban, A.M.; Melek, L.N.F. Radiographic comparison between Densah burs and osteotome for graftless internal sinus lifting with simultaneous implant placement: a randomized clinical trial. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2023, 52(3), 388-395.

12. Patent 2269966 RU, A 61 C 3/02. Dental borer / Samojlovich M. I., Ivakhin A. V., Pastushenko V. N.; Appl. No. № 2002103552/14, 14.02.2002; Date of publication 20.02.2006, Bull. № 5.

13. Patent 2515400 RU, A 61 C 3/02. Implant surgical drill / Moon D. K., Eom T. G., Li T. E.; proprietor OSSTEMIMPLANT KO., LTD. (KR); Appl. No. 2012134550/14, 13.09.2010; Date of publication 10.05.2014, Bull. № 13.

14. Patent 2007967 RU, A 61 C 3/02. Dental drill / Vinokur V. Sh., Ignashin Ju. P., Utjashev R. A., Shakirov

N. Kh., Shvetsov M. A.; proprietor Vinokur Vitalij Shevelevich; Appl. No. 5019506/14, 01.10.1991; Date of publication 28.02.1994.

15. Patent 2794293 RU, A 61 C 3/02. Dental tool / Burke E., Sollberger D., Nussbaumer S., Holst S., Geiselhoeringer H., Quarry A., Weitzel J.; assignee and proprietor NOBEL BIO CARE SERVICES AG (CH); Appl. No. 2019120420, 30.01.2017; Date of publication 14.04.2023 Бюл. № 11.

16. Patent 9022783 US, A 6I C 3/02, A 61 C 8/00. Fluted osteotome and surgical method for use / Huwais, S.; assignee Huwais IP Holding LLC, Jackson, MI US; Appl. No 13/427,391, prior publication data US 2012/0244497 A1, Sep. 27, 2012.

17. Sabitov V. Kh. Meditsinskiye instrumenty [Medical instruments]. Moscow: Meditsina: 1985. 175 p.

18. Yang, K.; Ren, Y. Nickel-free austenitic stainless steels for medical applications. *Science and Technology of Advanced Materials*, 2010, 11 (1), p. 014105.

19. Oliveira, N.; Alaejos-Algarra, F.; Mareque-Bueno, J.; Ferrés-Padró, E.; Hernández-Alfaro, F. Thermal changes, and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: Twisted stainless steel and ceramic drills. *Clinical Oral Implants Research*, 2013, 23, pp. 963–969.

20. Grechishnikov, V.A.; Isaev, A.V.; Kozochkin, M.P. A Generalized Approach to Designing Profile Milling Cutters Equipped with Replaceable Throw-Away Ceramic Cutting Inserts. In Proceedings of the International Multi-Conference on Industrial Engineering and Modern Technologies (FarEastCon 2020), Vladivostok, Russia, 2020; pp. 1–8.

21. Soldatos, N.; Pham, H.; Fakhouri, W.D.; Ngo, B.; Lampropoulos, P.; Tran, T.; Weltman, R. Temperature Changes during Implant Osteotomy Preparations in Human Cadaver Tibiae Comparing MIS® Straight Drills with Densah® Burs. *Genes*, 2022, 13, p. 1716.

22. Grigoriev, S.; Yanushevich, O.; Krikheli, N.; Vereschaka, A.; Milovich, F.; Andreev, N.; Seleznev, A.; Shein, A.; Kramar, O.; Kramar, S.; et al. Investigation of the Nature of the Interaction of Me-MeN-(Me, Mo, Al) N Coatings (Where Me = Zr, Ti, or Cr) with a Contact Medium Based on the Ni-Cr System. *Coatings*, 2022, 12, p. 819.

23. Grigoriev, S.; Pristinskiy, Y.; Volosova, M.; Fedorov, S.; Okunkova, A.; Peretyagin, P.; Smirnov, A. Wire Electrical Dis-charge Machining, Mechanical and Tribological Performance of TiN Reinforced Multiscale SiAlON Ceramic Composites Fabricated by Spark Plasma Sintering. *Applied Sciences*, 2021, 11, p. 657.

Информация об авторах

Исаев Александр Вячеславович – кандидат технических наук, доцент кафедры инструментальной техники и технологий формообразования, ФГБОУ ВО «МГТУ «СТАНКИН»
a.isaev@stankin.ru

Исаева Мария Леонидовна – кандидат медицинских наук, научный сотрудник научно-клинического отдела онкологии ЛОР-органов, ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр оториноларингологии ФМБА России»
kuzukina@mail.ru

Крихели Нателла Ильинична – доктор медицинских наук, профессор, проректор, заведующая кафедрой клинической стоматологии, ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России
krikheli_ni@rosunimed.ru

Цициашвили Александр Михайлович – доктор медицинских наук, доцент, профессор кафедры пропедевтики хирургической стоматологии, ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России
amc777@yandex.ru

Григорьев Сергей Николаевич – доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой высокоэффективных технологий обработки, ФГБОУ ВО «МГТУ «СТАНКИН»
s.grigoriev@stankin.ru

Перетьягин Павел Юрьевич – кандидат технических наук, доцент кафедры высокоэффективных технологий обработки, ФГБОУ ВО «МГТУ «СТАНКИН»
p.peretyagin@stankin.ru

Information about the authors

Isaev Alexander Vyacheslavovich – cand. Sc. of Engineering, associate professor at the sub-department of “Cutting Tools and Forming Technologies”, MSUT “STANKIN”
a.isaev@stankin.ru

Isaeva Maria Leonidovna – cand. Sc. of Medicine, research associate at the department of “ENT Oncology”, The National Medical Research Center for Otorhinolaryngology of the Federal Medico-Biological Agency of Russia
kuzukina@mail.ru

Krikheli Natella Ilyinichna – D.Sc. of Medicine, full professor, vice-rector, head of the department of “Clinical Dentistry”, FSBEI HE «Russian University of Medicine» of MOH of Russia
Akrikheli_ni@rosunimed.ru

Tsitsiashvili Alexander Mikhailovich – D.Sc. of Medicine, docent, professor at the department of “Propaedeutics of Surgical Dentistry”, FSBEI HE «Russian University of Medicine» of MOH of Russia
amc777@yandex.ru

Grigoriev Sergey Nikolaevich – D.Sc. of Engineering, full professor, head of the sub-department of “High-Efficiency Processing Technologies”, MSUT “STANKIN”
s.grigoriev@stankin.ru

Peretyagin Pavel Yuryevich – cand. Sc. of Engineering, associate professor at the sub-department of “High-Efficiency Processing Technologies”, MSUT “STANKIN”
p.peretyagin@stankin.ru

Авторы сделали эквивалентный вклад в подготовку публикации и заявляют об отсутствии конфликта интересов.

The authors made equivalent contributions to the publication and declare no conflict of interest.