

Свёрла Alpha-Bio Tec

Научный обзор



 **AlphaBio**^{TEC}
Implantology

Содержание

Глава 1 – Обзор линейки усовершенствованных свёрл

Введение	4
Ключевые особенности дизайна	4
Линейка усовершенствованных свёрл Alpha-Bio Tec	10
Общие выводы и заключения	13

Глава 2 – Модифицированный протокол сверления Alpha Bio Tec:

Классификация типов кости и остеотомия для имплантирования	21
Усовершенствованные протоколы подготовки костного ложа	24





Alpha-BioTec

**Обзор линейки
усовершенствованных
свёрл**

Alpha-Bio Тес представляет новую линейку усовершенствованных свёрл

В этом документе Alpha-Bio Тес предлагает Вашему вниманию научную демонстрацию наилучшего из возможных дизайна хирургических свёрл с особенностями и характеристиками, позволяющими минимизировать риски нагревания тканей во время сверления и способствовать сохранению таким образом периимплантной кости.

Введение

В процессе проектирования стоматологических свёрл совершенно необходимо продумать абсолютно все характеристики таким образом, чтобы нагрев тканей в процессе сверления оставался минимальным. Известно, что одной из основных причин поражения остеоинтегративного процесса является нагрев костной ткани выше температуры 47°C в ходе сверления, приводящий к необратимому остеонекрозу [1,2]. Это драматически снижает эффективность процесса остеоинтеграции и ведет к ухудшению характеристик Имплантно-Костного Контакта (ИКК). Термическое повреждение тканей периимплантной области подавляет костную регенерацию, ингибируя остеоинтеграцию и может, таким образом, привести к отсутствию биологической стабильности имплантата.

Дизайн сверла играет значительную роль в контроле нагрева костной ткани в ходе сверления, причем во внимание следует принимать сразу несколько характеристик и особенностей. Сочетание избранных параметров качества и характеристик хирургических инструментов с оптимальным препарированием ложа имплантата позволяет модерировать остеоинтеграцию и повышать успешность имплантирования.



Ключевые особенности дизайна

① Значение ирригации

Использование охлаждения является наиболее существенным фактором, позволяющим в значительной мере снизить количество выделяемого тепла во время сверления [3-7]. Ирригация может быть внутренней и наружной.

В системе внутреннего охлаждения охлаждающее вещество подаётся через канал внутри сверла и выходит наружу по желобкам винтовой нарезки сверла. Механизм охлаждения при этом представляет собой сочетание передачи тепла между сверлом, ирригационным раствором и костью. Таким образом, жидкость обеспечивает увлажнение и ирригацию. За счет увлажнения сила трения при сверлении уменьшается, а значит уменьшается и нагрев. Ирригация позволяет удалять опилки и «грязь», образующиеся в процессе сверления, что не дает нарезке сверла забиваться и позволяет удалять разрушенную кость, в свою очередь способствуя снижению нагрева. В системе наружного охлаждения орошение подается на внешнюю поверхность сверла через наружное сопло, что уменьшает температуру кости за счет конвекции, главным образом, в области контакта рабочей части сверла с кортикальной вершиной альвеолярной кости. Итак, безусловно надо признать, что оба способа позволяют в значительной мере снижать температуру нагрева костной ткани в ходе сверления.

Матьюз и Хирш (Matthews and Hirsch) [4] изучали эффект охлаждения при сверлении кортикальной кости человека и обнаружили, что оно позволяет эффективно снижать максимальные температуры перегрева, зарегистрированные в ходе сверления. Они использовали воду комнатной температуры со скоростью подачи жидкости 300, 500 и 1000 миллилитров в минуту. Они также пришли к выводу, что увеличение скорости орошения уменьшает растущую в процессе сверления температуру кости, но что температура при этом не превышает 50°C при скорости орошения 500 мл/мин и выше (Рис. 1).

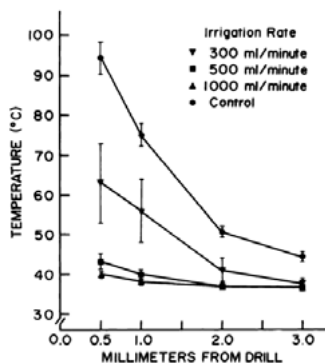


Рис. 1

Воздействие различного объёма ирригирующего раствора на среднюю максимальную температуру кортикальной кости, зарегистрированную на разном расстоянии от сверла [4].

Огастин с соавторами (*Augustin et al.*) [8] исследовали поведение ступенчатого сверла с внутренним орошением в процессе сверления бедренной кости свиньи и выяснили, что с применением системы охлаждения кость нагревается до температуры значительно ниже пороговых величин, с которыми связан риск термического остеонекроза.

При сравнении систем внутреннего и наружного орошения выяснилось, что внутреннее орошение эффективнее охлаждает кость в глубине остеотомии, в то время как наружное орошение эффективнее на поверхности [6,9]. Эффективность внутреннего орошения возрастает по мере продвижения вглубь кости.

Сенер с коллегами (*Sener et al.*) [10] изучал нагревание бычьей нижнечелюстной кости во время сверления с ирригацией и обнаружил, что на поверхности ложа сверления происходит значительно более сильное повышение температуры по сравнению с дном полости. В результате ученые сделали вывод о том, что наружное орошение является достаточным для охлаждения в процессе сверления. Более того, клинический опыт подсказывает, что отверстие для внутреннего орошения блокируется костной стружкой.

2 Механизм перегрева

Есть ряд параметров сверления, такие как количество оборотов (скорость) сверления, периодичность возвратно-поступательных движений сверла рукой оператора, последовательность сверления и глубина сверления. Понимание воздействия каждого из этих параметров позволит лучше контролировать тепло, выделяющееся при сверлении, и избежать некроза кости во время таких манипуляций [11-16].

Ли с соавторами (*Lee et al.*) [11] изучали воздействие скорости вращения, скорости подачи орошения и глубины сверления на распределение тепла в процессе сверления кортикальной пластинки бычьей бедренной кости и обнаружили, что максимальное повышение температуры наблюдается при увеличении скорости вращения, а независимое снижение температуры наблюдается при увеличении периодичности возвратно-поступательных движений сверла рукой оператора (Рис. 2).

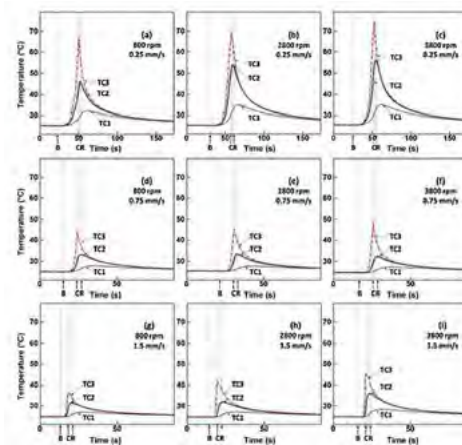


Рис. 2

Изменение температуры во времени: термодатчики расположены по радиусам на уровнях 0,5 мм (ТП3), 0,81 мм (ТП2) и 2,78 мм (ТП1) от центра препарированного отверстия при максимальной глубине сверления 7 мм (животное А) [11]

Помимо этого, группа Ли продемонстрировала, что с увеличением глубины сверления температура возрастает (Рис. 3).

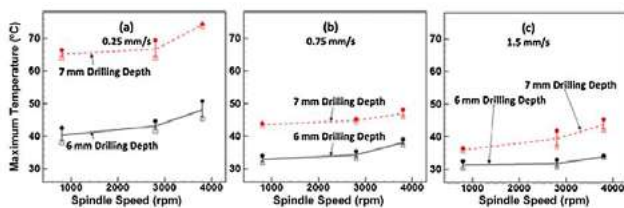


Рис. 3

Максимальная температура на глубине 3 мм (ТПЗ) как функция от скорости вращения при формировании отверстий глубиной 6 мм и 7 мм (исходная температура составляла 26°C) [11].

Кордиоли и Мажзуб (Cordioli and Majzoub) [12] использовали в своей работе бычью бедренную кость и выполняли сверление на скорости 1500 об/мин с наружным орошением, отмечая, что на глубине 8 мм температура нагрева кости была выше по сравнению с глубиной 4 мм в независимости от диаметра сверла и наличия охлаждения.

Бакус с соавторами (Bachus et al.) [13] проводили изучение на материале трупной бедренной кости человека и обнаружили, что максимальная температура снижается по мере увеличения осевого давления на скорости 820 об/мин. Шарави с коллегами (Sharawy et al.) [14] проводили измерение тепла, вырабатываемого на разной скорости сверления (1225, 1667 и 2500 об/мин) и обнаружили, что средние показатели роста температуры понижаются по мере увеличения скорости сверления.

Чакон (Chacon) [15] проводил измерение выделения тепла на примере трех систем имплантационных свёрл; в рамках этого исследования было обнаружено, что максимальный нагрев снижается при увеличении числа свёрл в последовательности, и что это происходит в связи с уменьшением объема кости, извлекаемой на каждом этапе. По мере того как значительный объем кости удаляется первыми свёрлами малого диаметра, более крупные свёрла удаляют меньшее количество кости, что, в свою очередь, приводит к меньшему возрастанию температуры [16].

Более того, рекомендуется также делать десяти-секундные перерывы в ходе сверления каждые 5 секунд и обрабатывать кость физиологическим раствором. Применение такой последовательности позволяет значительно уменьшить время, в течение которого кость подвергается нагреву [14].

③ Механические характеристики

i Канавки свёрл

Канавки представляют собой желобки на поверхности сверла и выполняют две задачи (Рис. 4). Первая задача заключается в создании режущей кромки и определении количества режущих кромок. Вторая же подразумевает, что канавки служат направляющими для вывода костной стружки, образующейся в ходе сверления, из области остеотомии.

Бертолло с коллегами (Bertollo et al.) [17] апробировали двух и трехканавочные хирургические свёрла и пришли к выводу, что конструкция трехканавочного сверла превосходит другие конструкции по изгибной жёсткости.

В ходе последующих исследований группа Бертолло установила, что режущая эффективность трехканавочного сверла выше, чем двухканавочного. Однако при попытке подтвердить эту теорию при одновременном измерении температуры в области сверления ученые не обнаружили статистически значимых различий между двух и трехканавочными свёрлами. Более того, наличие дополнительных канавок может привести к уменьшению их ширины, что в конечном итоге может отрицательно сказаться на режущей эффективности и способствовать увеличению теплоты трения из-за менее качественного выведения костной стружки.

Для установления оптимального числа канавок и определения его воздействия на стабильность, режущую эффективность и теплоту трения потребуются дополнительные исследования.

ii Угол подъёма винтовой спирали и угол наклона режущей кромки

Угол подъёма винтовой спирали сверла определяется как угол между краем канавки и линией, параллельной центральной оси сверла (Рис. 4). Угол наклона режущей кромки представляет собой угол между режущей кромкой и плоскостью, перпендикулярной изделию (Рис. 5).

Угол подъёма винтовой спирали и угол наклона режущей кромки взаимосвязаны, поскольку увеличение угла подъёма винтовой спирали приводит к увеличению угла наклона режущей кромки.

Угол подъёма винтовой спирали, задаваемый головкой сверла, может быть пологим, стандартным или крутым в зависимости от угла подъёма винтовой спирали ^[19].

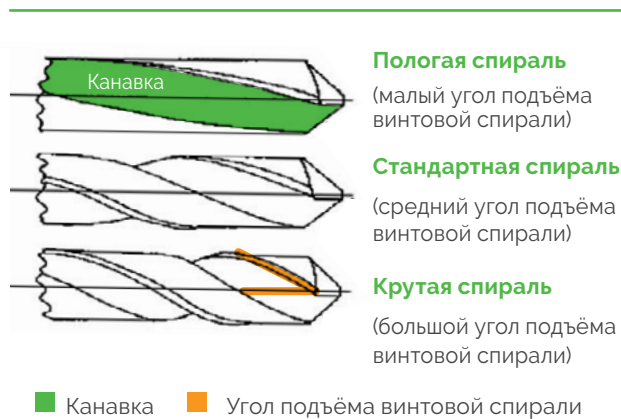


Рис. 4

Пологая (малый угол подъёма винтовой спирали), стандартная и крутая спираль ^[19]

Угол подъёма винтовой спирали определяется так, чтобы добиться компромисса между прочностью режущей кромки и эффективным выведением костной стружки по канавкам сверла ^[20]. Увеличение угла подъёма винтовой спирали ведет к снижению режущей эффективности, однако при этом увеличение скорости возвратно-поступательных движений сверла и продвижение сверла сокращают время сверления. Необходимо в итоге выбрать оптимальное соотношение между этими двумя параметрами при определении оптимального угла подъёма винтовой спирали. Как правило, угол в 12°-28° считается оптимальным для хирургических свёрл, по мнению ряда исследователей ^[20-24]. Дальнейшее увеличение угла подъёма винтовой спирали (α на Рис. 5) приведет к уменьшению режущего воздействия на кость ^[21, 25]. Оптимальным углом наклона режущей кромки считается угол в 20°-30° согласно рекомендациям Хиллери и Швейб (Hillery and Shuaib) ^[26], сообщающими, что такой угол является достаточным для выведения костной стружки и оказывает очень низкое осевое давление.

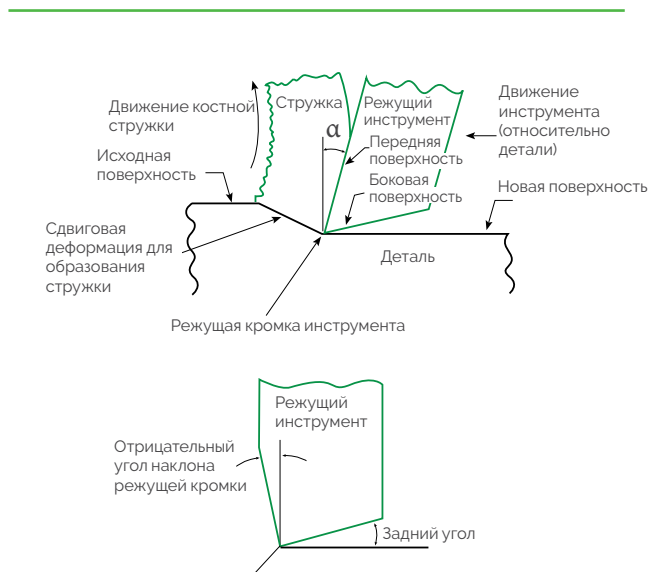


Рис. 5

Иллюстрация



iii Задний угол и плоскость холостого хода

Задний угол представляет собой поверхность, прилегающую к режущей кромке и находящуюся книзу от нее при горизонтальном положении инструмента (Рис. 5). Плоскость холостого хода определяется как поверхность, идущая кзади и кверху от кромки по канавке сверла (Рис. 6, 7). Задний угол и плоскость холостого хода вместе способствуют уменьшению выделения тепла при выполнении остеотомии благодаря минимизации площади контактной поверхности между сверлом и костью [15, 16]. Увеличенный задний угол, как правило, обеспечивает более качественную обработку в силу того, что уменьшает площадь контактной поверхности между изнашивающейся боковой стороной сверла и костью [27]. Большинство стоматологических свёрл снабжены задним углом, но у них, как правило, отсутствует плоскость холостого хода.

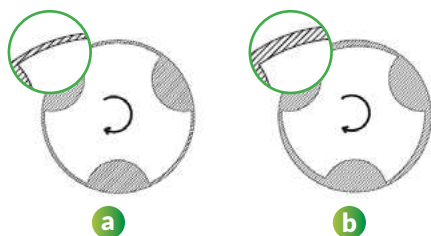


Рис. 6

Головка сверла без **a** и с **b** плоскостью холостого хода

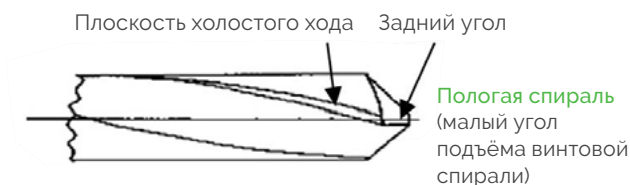


Рис. 7

Задний угол и плоскость холостого хода

iv Угол у вершины

Угол у вершины сверла образован наружным диаметром сверла сразу над режущей кромкой и кончиком сверла (Рис. 8). Большой угол у вершины обеспечивает полный контакт режущей кромки с костью с самого начала сверления, что уменьшает, нагрев благодаря ускорению режущего действия и менее острому кончику сверла, позволяющему добиваться первичной стабильности, что важно для пилотных и начальных (инициальных) свёрл [28].

Исследователи рекомендуют угол у вершины в 90° для начальных хирургических свёрл, поскольку они первыми начинают формировать костное ложе [25], и угол в диапазоне 100° – 130° для всех свёрл последующих диаметров [19,21,24,29].

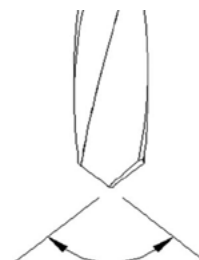


Рис. 8

Угол у вершины



▼ Ступенчатое сверло

Ступенчатое сверло обладает удачной конструкцией, позволяющей снижать нагрев тканей за счёт постепенного их удаления из области сверления ^[30]. Ступенчатые свёрла могут также способствовать улучшению центровки сверла в ходе сверления. Центровка обеспечивается нижней ступенькой сверла (малого диаметра), которая направляет ход сверла в ранее намеченное ложе.

Удилjak с соавторами (Udiljak *et al.*) ^[30] изучали вопрос выделения тепла при использовании стандартных и ступенчатых свёрл и получили более низкие показатели максимального нагрева костной ткани при использовании ступенчатого сверла (Рис. 9).

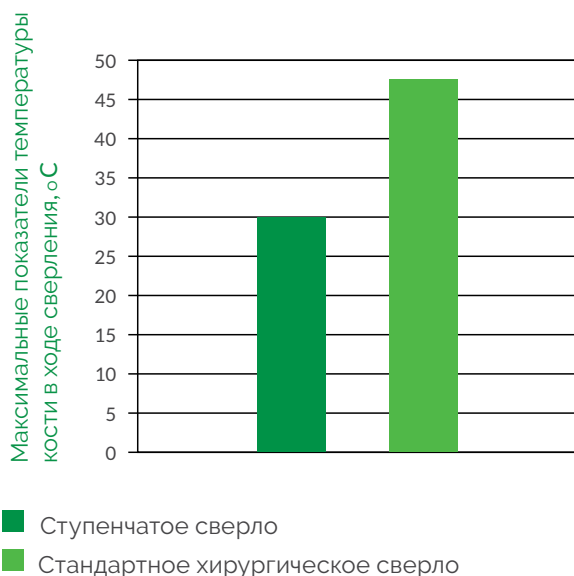
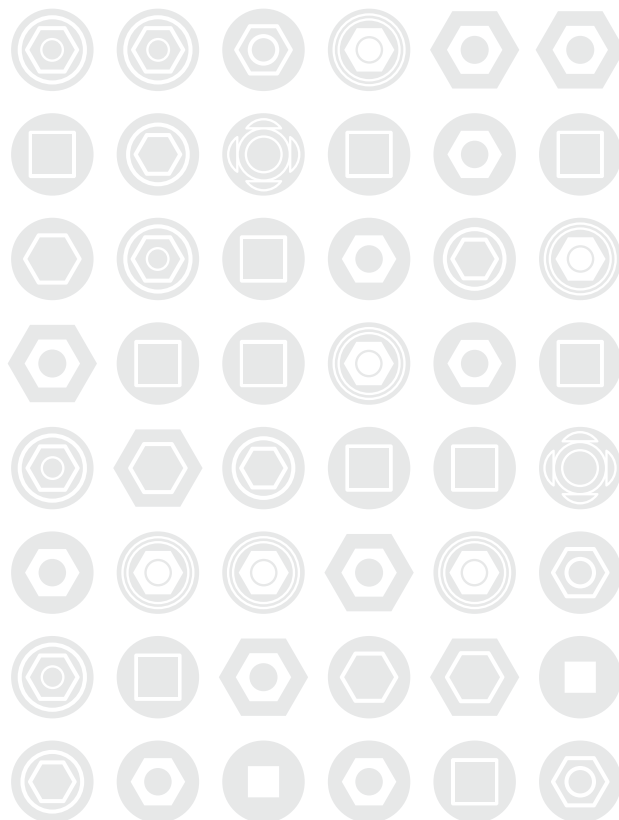


Рис. 9

Зависимость максимальных показателей температуры костной ткани при сверлении от геометрии сверла (данные приводятся по Удилjak.) ^[30].

Бубек с коллегами (Bubeck *et al.*) ^[31] работали с трупным костным материалом человека, изучая выделение тепла на примере ступенчатых свёрл и стандартной последовательности сверления; в ходе исследования было обнаружено, что максимальные показатели плотности кости в ходе сверления у ступенчатых и стандартных свёрл практически не имели различий при усиллии сверления в 60 Н и 120 Н.

Однако на усиллии в 80 Н было отмечено значительное различие между двумя методами сверления по температуре тканей (2.13 °C), а время (в сек.) до окончания формирования ложа было значительно короче при использовании ступенчатых свёрл в отличие от стандартной последовательности сверления.



Усовершенствованные свёрла Alpha-Bio Tec

Усовершенствованные свёрла Alpha-Bio Tec. разработаны в результате полноценного исследовательского процесса. В этой линейке усовершенствованных свёрл учтены все описанные выше параметры. Для определения качества работы свёрл компания разработала измерительную систему для анализа механического усилия и выделения тепла (осевого давления и усилия крутящего момента) при сверлении костной ткани.

① Компоненты системы

- Датчик нагрузки и датчик усилия крутящего момента
- Продольный рычаг
- Тепловизионная камера
- Аналог бычьей костной ткани (ребро) с 2-миллиметровой органической кортикальной пластинкой, представляющей кость плотностью 1200/600 единиц Хаусфилда
- Физиодиспенсер
- Оптический измерительный прибор

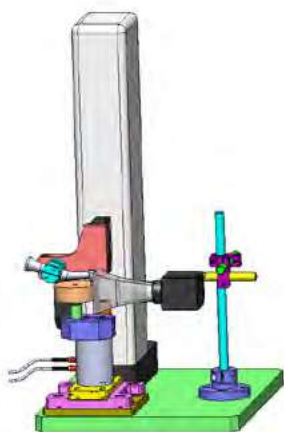


Рис. 10

Компоненты системы и бычья кость

② Экспериментальная методика

- Для оценки выделения тепла, оказываемых усилий (осевого и усилия крутящего момента), а также стабильности свёрл из новой линейки Alpha-Bio Tec. (ступенчатых и прямых) была разработана измерительная система, позволяющая проанализировать следующие параметры:
 - a. Плоскость холостого хода
 - b. Угол наклона режущей кромки ступенчатых свёрл
 - c. Канавки свёрл
- Угловой наконечник физиодиспенсера зафиксировали на продольном рычаге, а положение сверла откалибровали так, чтобы оно располагалось строго перпендикулярно поверхности костной модели (Рис. 10).
- Установили постоянную скорость вращения 1000 об/мин.
- Установили скорость осевого движения продольного рычага для постоянного и единообразного проникновения сверла в кость и выведения сверла из кости (= периодичность/скорость возвратно-поступательных движений сверла)
- Установили глубину сверления на уровне 11,5 мм
- Все тесты проводили без орошения для достоверного устранения его воздействия
- Максимальную температуру свёрл измеряли после выведения сверла из отверстия, также проверяли изотерму кости
- Проводили постоянную регистрацию осевого давления и усилия крутящего момента свёрл
- Температурное поведение сверла проверяли и удостоверяли путём 15-ти повторений сверления для оценки износостойкости
- Стабильность сверла проверяли путём сравнения реального диаметра сверла с диаметром созданного им отверстия



③ Результаты

Выделение тепла

Температуру сверла измеряли после его выведения из отверстия (Рис. 11). Методика тестирования оказалась надёжной и имела малую статистическую погрешность.

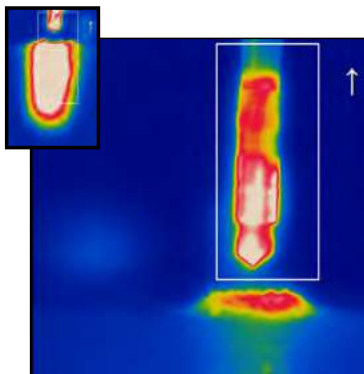


Рис. 11

Изотермы показателей температуры сверла после извлечения из костной ткани и участка остеотомии

Мы отметили значительную разницу по выделению тепла между начальными и последующими свёрлами, которые применялись последовательно согласно протоколу сверления. Максимальные показатели температуры всех начальных (инициальных) свёрл оказывались выше, чем максимальные показатели нагрева последующих инструментов. Сравнение свёрл с плоскостью холостого хода и без неё также показало значительные различия: свёрла без плоскости холостого хода при работе нагреваются в среднем на 15% больше, чем свёрла, снабжённые плоскостью холостого хода.

Сравнение ступенчатых свёрл Alpha-Bio Tec с улучшенным углом наклона режущей кромки с аналогичными свёрлами без такой модификации продемонстрировало значительное превосходство улучшенного угла наклона режущей кромки. Ступенчатые свёрла без улучшенного угла наклона

режущей кромки нагреваются в среднем на 10% больше, чем инструменты с улучшенным углом наклона режущей кромки.

Сравнение двухканавочных и трехканавочных свёрл не позволило продемонстрировать статистически значимых различий, но при сравнении усилия крутящего момента свёрл большого диаметра (от 4,5 мм и выше) было отмечено, что усилие крутящего момента двухканавочных свёрл до 35% сильнее, чем аналогичный показатель трехканавочных свёрл (Рис. 12).



Рис. 12

Сравнение сил (осевое давление и усилие крутящего момента) ступенчатых свёрл 4,1 – 4,5 с тремя (а) и двумя (б) канавками

Сравнение свёрл Alpha-Bio Tec с продукцией основных конкурентов продемонстрировало превосходство свёрл Alpha-Bio Tec в рамках всех испытаний, а также снижение нагрева на 5% – 25%.

Стабильность

Сравнение реального диаметра усовершенствованных свёрл (ступенчатых и прямых) с диаметром обработанного отверстия показало максимальное отклонение в 40 мк от центральной оси сверла при работе начальными (инициальными) свёрлами (диаметр 2 мм) и максимальное отклонение в 20 мк при работе со всеми остальными свёрлами (Рис. 13). Эти результаты свидетельствуют об их отличной стабильности.

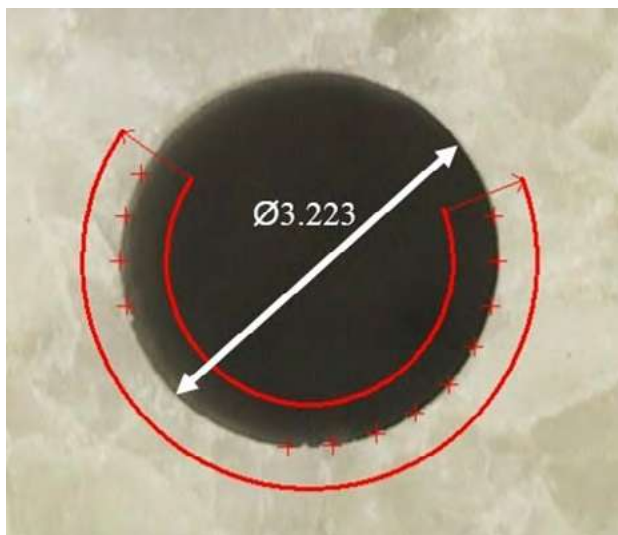


Рис. 13

Результаты, полученные с помощью оптической измерительной системы: отверстие диаметром 3,2 мм



Общие выводы и заключения

По результатам обширных исследований и трудоёмкого процесса разработок компания Alpha-Bio Tec создала усовершенствованную линейку свёрл. Все параметры прошли отдельное тестирование и были учтены в процессе. Более того, вся продукция прошла стандартный процесс тщательной апробации, через который проходят все новые разработки компании. Ниже в таблице описаны основные параметры нового дизайна свёрл:

Характеристики сверла	Дизайн, подтверждённый научными исследованиями	Обоснование выбранной характеристики	Свёрла Alpha-Bio Tec
Ирригация	Наружное орошение	Наружное орошение эффективнее внутреннего на поверхности и в верхней части остеотомии (плотная кортикальная часть кости). Клинический опыт указывает на то, что отверстие канала подачи внутреннего орошения забивается костной стружкой и опилками.	Наружное орошение
Канавки	Три канавки	Три канавки обеспечивают превосходную устойчивость к изгибанию. С теоретической точки зрения наличие трех канавок также должно способствовать снижению нагрева костной ткани за счёт повышения режущей эффективности, а также уменьшению усилия крутящего момента свёрл более крупного диаметра.	Трехканавочный дизайн
Угол подъема винтовой спирали	10°-30°	Для хирургических свёрл рекомендуется угол подъема винтовой спирали в диапазоне 10°-30°, т.к. такой угол обеспечивает наиболее высокую режущую эффективность согласно научной литературе и тестированиям, проведенным Alpha-Bio Tec.	В пределах указанного диапазона

Характеристики сверла	Дизайн, подтверждённый научными исследованиями	Обоснование выбранной характеристики	Свёрла Alpha-Bio Tec
Угол наклона режущей кромки	20°-30°	Оптимальным для наиболее высокой режущей эффективности является угол наклона режущей кромки в 20° - 30°.	В пределах указанного диапазона
Задний угол и плоскость холостого хода	Обе характеристики учтены в дизайне свёрл	Задний угол и плоскость холостого хода позволяют снижать выделение тепла за счёт уменьшения площади контактной поверхности между сверлом и костью в ходе остеотомии.	Обе характеристики учтены в дизайне свёрл
Угол у вершины	90° (начальное сверло)	90° угол у вершины начальных (инициальных) свёрл.	90°
	100° - 130° (все остальные свёрла)	Угол у вершины в диапазоне 100° - 130° у свёрл всех последующих диаметров.	В пределах указанного диапазона
Ступенчатое или прямое сверло	Ступенчатое	Дизайн ступенчатого сверла обладает такими характеристиками, которые позволяют сводить к минимуму рост температуры благодаря постепенному извлечению кости из участка остеотомии. Ступенчатый дизайн способствует центровке сверла и стабилизации процесса сверления за счёт того, что первая ступенька малого диаметра направляет сверло в предварительно пройденное ложе. Ступенчатые свёрла повышают точность остеотомии в тех случаях, когда последовательность сверления требует расширения кортикальной части ложа.	Alpha-Bio Tec производит как ступенчатые, так и прямые свёрла.

Сверла с углеродно-титановым покрытием DNT²

Мы предлагаем вам новую линейку инновационных и эргономичных в использовании сверл. Все сверла снабжены цветовой кодировкой и четкими отметками глубины погружения для лёгкого определения глубины подготавливаемого костного ложа.

Характеристики и преимущества:

- Многослойное покрытие темно-серого цвета
- Высокая контрастность и четкие отметки глубины погружения сверла
- Длительный срок службы и высокая устойчивость к коррозии
- Лазерная маркировка и цветовая кодировка для облегченной идентификации диаметра сверл
- Особый дизайн – минимальный нагрев и полное отсутствие вибраций
- Конгруэнтность форме имплантатов
- Совместимость с ограничителями глубины сверления Alpha-Bio Tec.

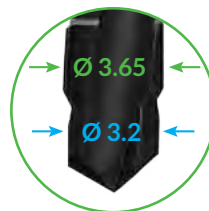
ПРЯМЫЕ СВЕРЛА С ПОКРЫТИЕМ

- Кольцо цветовой кодировки диаметра на сверлах с покрытием



СТУПЕНЧАТЫЕ СВЕРЛА С ПОКРЫТИЕМ

- Два кольца цветовой кодировки диаметра на сверлах с покрытием. Их можно с легкостью применять для фаскового расширения остеотомии в толще кортикальной вершины альвеолярного гребня.



Прямые сверла с покрытием

	Ø 2.0	Ø 2.4	Ø 2.8	Ø 3.0	Ø 3.2	Ø 3.65	Ø 4.1	Ø 4.5	Ø 4.8	Ø 5.2	Ø 5.8
											
Код	BD2.0	BD2.4	BD2.8	BD3.0	BD3.2	BD3.65	BD4.1	BD4.5	BD4.8	BD5.2	BD5.8
Артикул.	4550	4551	4552	4553	4554	4555	4556	4557	4558	4559	4560
Цветовая кодировка											



Ступенчатые сверла с покрытием

	Ø2.0/2.4	Ø2.4/2.8	Ø2.8/3.0	Ø2.8/3.2	Ø3.2/3.65	Ø3.65/4.1	Ø4.1/4.5	Ø4.5/4.8	Ø4.8/5.2
									
Код	BSD2.0-2.4	BSD2.4-2.8	BSD2.8-3.0	BSD2.8-3.2	BSD3.2-3.65	BSD3.65-4.1	BSD4.1-4.5	BSD4.5-4.8	BSD4.8-5.2
Артикул.	4590	4592	4593	4594	4595	4596	4597	4598	4599
Цветовая кодировка									



Библиография

1. R. Eriksson and T. Albrektsson, "The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber," *Journal of Oral and Maxillofacial surgery*, vol. 42, pp. 705-711, 1984.
2. A. Eriksson and T. Albrektsson, "Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 50, pp. 101-107, 1983.
3. G. Augustin, S. Davila, K. Mihoci, T. Udiljak, D. S. Vedrina, and A. Antabak, "Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited," *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, vol. 128, pp. 71-77, 2008.
4. L. S. Matthews and C. Hirsch, "Temperatures measured in human cortical bone when drilling," *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 54, pp. 297-308, 1972.
5. I. C. Benington, P. A. Biagioni, J. Briggs, S. Sheridan, and P. J. Lamey, "Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation," *Clinical oral implants research*, vol. 13, pp. 293-297, 2002.
6. R. Haider, G. Watzek, and H. Plenk, "Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation," *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, vol. 8, pp. 83-83, 1993.
7. V. Kalidindi, "Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery," 2004.
8. G. Augustin, S. Davila, T. Udiljak, T. Staroveski, D. Brezak, and S. Babic, "Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill," *International orthopaedics*, vol. 36, pp. 1449-1456, 2012.
9. C. Lavelle and D. Wedgwood, "Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling," *Journal of oral surgery* (American Dental Association: 1965), vol. 38, pp. 499-503, 1980.
10. B. C. Sener, G. Dergin, B. Gursoy, E. Kelesoglu, and I. Slih, "Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths," *Clinical oral implants research*, vol. 20, pp. 294-298, 2009.
11. J. Lee, O. B. Ozdoganlar, and Y. Rabin, "An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling," *Medical engineering & physics*, vol. 34, pp. 1510-1520, 2012.
12. G. Cordioli and Z. Majzoub, "Heat generation during implant site preparation: an in vitro study," *The International journal of oral & maxillofacial implants*, vol. 12, pp. 186-193, 1996.
13. K. N. Bachus, M. T. Rondina, and D. T. Hutchinson, "The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study," *Medical engineering & physics*, vol. 22, pp. 685-691, 2000.
14. M. Sharawy, C. E. Misch, N. Weller, and S. Tehemar, "Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 60, pp. 1160-1169, 2002.
15. G. E. Chacon, D. L. Bower, P. E. Larsen, E. A. McGlumphy, and F. M. Beck, "Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 64, pp. 265-269, 2006.
16. H. J. Oh, U. M. Wikesjö, H. S. Kang, Y. Ku, T. G. Eom, and K. T. Koo, "Effect of implant drill characteristics on heat generation in osteotomy sites: a pilot study," *Clinical oral implants research*, vol. 22, pp. 722-726, 2011.
17. N. Bertollo, T. Gothelf, and W. Walsh, "3-Fluted orthopaedic drills exhibit superior bending stiffness to their 2-fluted rivals: Clinical implications for targeting ability and the incidence of drill-bit failure," *Injury*, vol. 39, pp. 734-741, 2008.

18. N. Bertollo, H. R. Milne, L. P. Ellis, P. C. Stephens, R. M. Gillies, and W. R. Walsh, "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," *Clinical Biomechanics*, vol. 25, pp. 613-617, 2010.
19. C. Natali, P. Ingle, and J. Dowell, "Orthopaedic bone drills—can they be improved? Temperature changes near the drilling face," *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, vol. 78, pp. 357-362, 1996.
20. K. Narasimha, M. Osman, S. Chandrashekhar, and J. Frazao, "An investigation into the influence of helix angle on the torque-thrust coupling effect in twist drills," *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 2, pp. 91-105, 1987.
21. S. Saha, S. Pal, and J. Albright, "Surgical drilling: design and performance of an improved drill," *Journal of biomechanical engineering*, vol. 104, pp. 245-252, 1982.
22. A. Fuchsberger, "[Damaging temperature during the machining of bone]," *Unfallchirurgie*, vol. 14, pp. 173-183, 1988.
23. S. R. Davidson and D. F. James, "Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone," *Medical engineering & physics*, vol. 22, pp. 741-747, 2000.
24. K. Wiggins and S. Malkin, "Drilling of bone," *Journal of Biomechanics*, vol. 9, pp. 553-559, 1976.
25. C. Jacobs, M. Pope, J. Berry, and F. Hoaglund, "A study of the bone machining process—orthogonal cutting," *Journal of biomechanics*, vol. 7, pp. 131-136, 1974.
26. M. Hillery and I. Shuaib, "Temperature effects in the drilling of human and bovine bone," *Journal of Materials Processing Technology*, vol. 92, pp. 302-308, 1999.
27. E. Oberg, *Machinery's Handbook 29th Edition-Full Book*: Industrial Press, 2012.
28. G. Augustin, T. Zigman, S. Davila, T. Udiljak, T. Staroveski, D. Brezak, et al., "Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis," *Clinical biomechanics*, vol. 27, pp. 313-325, 2012.
29. S. Karmani and F. Lam, "The design and function of surgical drills and K-wires," *Current Orthopaedics*, vol. 18, pp. 484-490, 2004.
30. T. Udiljak, D. Ciglar, and S. Skoric, "Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis," *Advance in Production Engineering & Management*, vol. 3, pp. 103-112, 2007.
31. K. Bubeck, J. García-López, and L. Maranda, "In vitro comparison of cortical bone temperature generation between traditional sequential drilling and a newly designed step drill in the equine third metacarpal bone," *Vet Comp Orthop Traumatol*, vol. 22, pp. 442-447, 2009.



Alpha-Bio Tec

**Модифицированный
протокол сверления**

Общий обзор

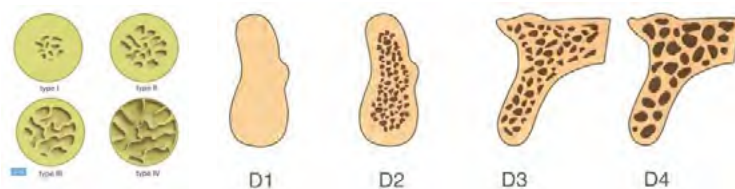
Классификация костной ткани, протокол сверления и подготовка ложа имплантата

Благодаря высокому уровню успешности применения стоматологических имплантатов, дентальная имплантация часто становится «методом выбора» при замещении утраченных зубов. Компания Alpha-Bio Тес заняла лидирующие позиции в области проектирования и производства высококачественных имплантатов, отличающихся высоким уровнем успешности.

Протокол сверления Alpha-Bio Тес основан на понимании анатомического физиологического строения костной ткани, основывающегося на классификации типов костной ткани. Он предлагает упрощенную последовательность сверления (в форме удобной таблицы), характеристики, позволяющие уменьшать нагрев сверла и кости, а также уникальную конструкцию сверла, скоординированную с дизайном тел и стержней имплантатов Alpha-Bio Тес.

Качество кости это обобщающий термин, относящийся к механическим свойствам, архитектуре, степени минерализации, химическому составу и способности кости к перестройке и регенерации ^[1]. Разные варианты классификации качества костной ткани предлагались в помощь врачам на основе общепринятых параметров ^[2-3], хотя наиболее распространённой в зубной имплантологии считается классификация из работы Лекхольма и Зарба (Lekholm and Zarb) ^[2,4,5].

Лекхольм и Зарб ^[2] классифицировали кость по качеству на четыре типа (с I по IV) в зависимости от состава тканей (например, соотношения между компактной и губчатой костью) и относительной устойчивости кости к сверлению. Таким же образом, клиническое применение классификации Лекхольма и Зарба ^[2] для оценки качества кости и выбора конкретного плана лечения основаны на этой же характеристике кости ^[6].



Классификация костной ткани

Новые хирургические сверла (прямые и ступенчатые) разработаны для того, чтобы упростить и усовершенствовать работу врача, сделав её более эффективной. Новый протокол сверления позволяет прикладывать оптимальное усилие крутящего момента при установке имплантата в зависимости от типа кости и дизайна имплантата, что в итоге обеспечивает высокую первичную стабильность при минимальной стрессовой нагрузке на кость для максимально успешной остеоинтеграции.

Новый протокол сверления основывается на классификации Лекхольма и Зарба ^[2]:

Твёрдая кость – I тип

Кость средней плотности – II + III типы

Мягкая кость – IV тип

Протоколы Alpha-Bio Tес. позволяют стандартизовать и контролировать подготовку ложа имплантата для достижения оптимальных показателей крутящего момента при установке имплантата и предотвращения избыточного давления на окружающую кость. Это способствует максимальной регенерации и оптимальной перестройке кости вокруг имплантата и увеличению площади контактной поверхности между имплантатом и костью, а в последствии обеспечивает вторичную (биологическую) стабильность имплантата.

Определение различий между костью II и III типов является особенно сложной задачей. В конце концов, кость стали разделять на три типа – твёрдую (I тип), кость средней плотности (II и III типы совместно) и мягкую (IV тип). Такая классификация дала возможность врачам выбирать из большего разнообразия протоколов сверления, что в свою очередь снизило риск ошибок и улучшило общую точность протоколов сверления.

Некоторые имплантаты Alpha-Bio Tес. обладают такой особенностью, как сходящийся конус в апикальной части. Цилиндрические или незначительно конические имплантаты со сходящимся конусом в апикальной части показаны к установке в рамках протоколов сверления ступенчатыми свёрлами. Ступенчатые свёрла позволяют врачу выполнить оптимальную остеотомию, соответствующую форме имплантата, что обеспечивает высокую первичную (механическую) стабильность.

Ступенчатое сверло делает процесс сверления более стабильным и потенциально сокращает время сверления, что не только повышает производительность, но также и призвано снижать и количество выделяемого тепла ^[7]. Несмотря на это, опытные врачи-имплантологи в состоянии добиться идеального соответствия, работая стандартными прямыми свёрлами и адаптируя протокол сверления к конкретной клинической ситуации. Общее усовершенствование свёрл, применение ступенчатых свёрл и следование трем новым категориям костных типов в протоколе позволяет более уверенно применять имплантаты Alpha-Bio Tес. и добиваться оптимальных клинических результатов.

Библиография

1. Shapurian, T., Damoulis, P.D., Reiser, G.M., Griffin, T.J., Rand, W.M. (2006). Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield Index. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21, 290–97.
2. Lekholm U, Zarb G.A. (1985). Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. pp. 199-209, Chicago: Quintessence.
3. Misch, C.E., 1990, Density of Bone; effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int. J. Oral Implantol.* 6, 23-31.
4. Bergkvist, G., Koh, K.J., Sahlholm, S., Klintstrom, E., Lindh, C. 2010. Bone density at implant sites and its relationship to assessment of bone quality and treatment outcome. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 25. 321-328.
5. Ribeiro-Rotta, R.F., DE Oliveira, R.C., Dias, D.R. Lindh, C., Leles, C.R., 2012. Bone microarchitectural characteristics at dental implant sites: part 2. Correlation with bone classification and primary stability. *Clin. Oral Implants Res.*, 1-7.
6. Eduardo Anitua, Mohammad Hamdan Alkhraisat, Laura Pinas, Gorka Orive. Efficacy of biologically guided implant site preparation to obtain adequate primary implant stability. *Annals of Anatomy*. Feb 2014.
7. K. Bubeck, J. Garcia-Lopez, and L. Maranda, "In vitro comparison of cortical bone temperature generation between traditional sequential drilling and a newly designed step drill in the equine third metacarpal bone," *Vet Comp Orthop Traumatol*, vol. 22, pp. 442-447, 2009.



Протокол сверления

Сверление прямым сверлом

Ø Диаметр	Мягкая кость IV типа	Средней твёрдости кость II и III типов	Твёрдая кость I типа
Ø 3.2	2.0	2.0 2.4/2.8	2.0 2.8 2.8/3.0
Ø 3.5	2.0 2.0/2.4	2.0 2.8 2.8/3.0	2.0 2.8 2.8/3.2
Ø 3.75	2.0 2.4/2.8	2.0 2.8 2.8/3.2	2.0 2.8 2.8/3.2 3.65 Кортикальная кость
Ø 4.2	2.0 2.8 2.8/3.2	2.0 2.8 3.2 3.2/3.65	2.0 2.8 3.2 3.2/3.65 4.1 Кортикальная кость
Ø 5.0	2.0 2.8 3.2 3.2/3.65	2.0 2.8 3.2 3.65 3.65/4.1	2.0 2.8 3.2 3.65 4.1 4.1/4.5 4.8 Кортикальная кость



Кортикальная кость: Сверлите только кортикальную пластинку.
Здесь можно избежать применения ступенчатого сверла, работая прямым сверлом и не досверливая 3мм по глубине погружения.





Протокол сверления

Сверление ступенчатым сверлом

Ø Диаметр	Мягкая кость IV типа	Средней твёрдости кость II и III типов	Твёрдая кость I типа
Ø 3.2	2.0	2.0 2.4/2.8	2.0 2.4/2.8 2.8/3.0
Ø 3.5	2.0 2.0/2.4	2.0 2.4/2.8 2.8/3.0	2.0 2.4/2.8 2.8/3.2
Ø 3.75	2.0 2.4/2.8	2.0 2.4/2.8 2.8/3.2	2.0 2.4/2.8 2.8/3.2 3.2/3.65 Кортикальная кость
Ø 4.2	2.0 2.4/2.8 2.8/3.2	2.0 2.4/2.8 3.2/ 3.65	2.0 2.4/2.8 3.2/3.65 3.65/4.1 Кортикальная кость
Ø 5.0	2.0 2.4/2.8 3.2/3.65	2.0 2.4/2.8 3.2/3.65 3.65/4.1	2.0 2.4/2.8 3.2/ 3.65 3.65/4.1 4.1/4.5 4.5/4.8 Кортикальная кость

Кортикальная кость - Сверлите кортикальную пластинку, используя сверло большего диаметра.



SPI

Протокол сверления

Сверление прямым сверлом

Ø Диаметр	Мягкая кость IV типа	Средней твёрдости кость II и III типов
Ø 3.3	2.0	2.0
		2.8
Ø 3.75	2.0	2.0
		2.8
		3.2
Ø 4.2	2.0	2.0
		2.8
		3.2
		3.65
Ø 5.0	2.0	2.0
		2.8
		3.2
		3.65
		4.1
Ø 6.0	2.0	4.5
		2.0
		2.8
		3.2
		3.65
		4.1
		4.8
		5.2





Протокол сверления

Сверление прямым сверлом

Ø Диаметр	Мягкая кость IV типа	Средней твёрдости кость II и III типов
Ø 3.7N	2.0	2.0
	2.4*	2.8 3.2*
Ø 3.75	2.0	2.0
	2.4 2.8*	2.8 3.2*
Ø 4.2	2.0	2.0
	2.8 3.2*	2.8 3.2 3.65*
Ø 4.65	2.0	2.0
	2.8 3.2 3.65*	2.8 3.2 3.65 4.1*
Ø 5.3	2.0	2.0
	2.8 3.2 3.65 4.1*	2.8 3.2 3.65 4.1 4.5 4.8*

* на 3 мм короче длины имплантата. Прямое сверло можно заменить соответствующим ступенчатым сверлом на всю длину имплантата. См. протокол работы ступенчатым сверлом.





Протокол сверления

Сверление ступенчатым сверлом

Ø Диаметр	Мягкая кость IV типа	Средней твёрдости кость II и III типов
Ø 3.7N	2.0 2.0/2.4	2.0 2.4/2.8 2.8/3.2
Ø 3.75	2.0 2.4/2.8	2.0 2.4/2.8 2.8/3.2
Ø 4.2	2.0 2.4/2.8 2.8/3.2	2.0 2.4/2.8 3.2/3.65
Ø 4.65	2.0 2.4/2.8 3.2/3.65	2.0 2.4/2.8 3.2/ 3.65 3.65/4.1
Ø 5.3	2.0 2.4/2.8 3.2/ 3.65 3.65/4.1	2.0 2.4/2.8 3.2/ 3.65 3.65/ 4.1 4.5/4.8





Протокол сверления

Сверление прямым сверлом

Ø Диаметр	Средней твёрдости кость II и III типов
Ø 3.3	2.0
	2.8
Ø 3.75	2.0
	2.8
	3.2
Ø 4.2	2.0
	2.8
	3.2
	3.65
Ø 5.0	2.0
	2.8
	3.2
	3.65
	4.1
	4.5





Протокол сверления

Сверление прямым сверлом

Ø Диаметр	Средней твёрдости кость II и III типов	Твёрдая кость I типа
Ø 3.3	2.0	2.0
	2.8	2.8
	3.2	3.2
		3.65 Кортикальная кость
Ø 3.75	2.0	2.0
	2.8	2.8
	3.2	3.2
		3.65 Кортикальная кость
Ø 4.2	2.0	2.0
	2.8	2.8
	3.2	3.2
	3.65	3.65
Ø 5.0		4.1 Кортикальная кость
	2.0	2.0
	2.8	2.8
	3.2	3.2
	3.65	3.65
	4.1	4.1
Ø 6.0	4.5	4.5
		4.8 Кортикальная кость
	2.0	2.0
	2.8	2.8
	3.2	3.2
	3.65	3.65
	4.1	4.1
	4.8	4.8
	5.2	5.2
		5.8 Кортикальная кость

Кортикальная кость - сверлите только кортикальную пластинку.



NICE

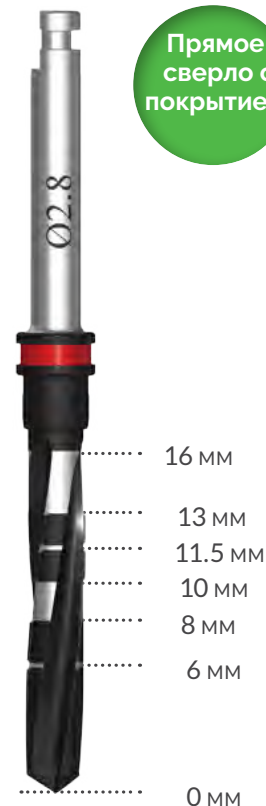
Протокол сверления

Сверление прямым сверлом

Ø Диаметр	Мягкая кость IV типа	Средней твёрдости кость II и III типов	Твёрдая кость I типа
Ø 3.2	2.0	2.0 2.8 *	2.0 2.8 2.8/3.0

* При наличии глубокого кортикального слоя воспользуйтесь сверлом 3,0 мм и просверлите им только кортикальную вершину гребня. Ступенчатое сверло можно заменить прямым сверлом, но сверлить при этом на 3 мм короче планируемой длины имплантата.

Прямое
сверло с
покрытием





Свёрла Alpha-bio Tec

Научный обзор

Продукция компании Alpha-Bio Tec имеет сертификат ЕС в соответствии с Директивой Совета стран Европы 93/42/ЕЕС и поправкой 2007/47/ЕС. Компания Alpha-Bio Tec выполняет стандарт ISO 13485:2012 и следует канадской системе соответствия медицинского оборудования (CMDCAS). Ассортимент продукции в наличии может различаться в разных странах.

www.alpha-bio.net

 **Alpha Bio**_{TEC}
Implantology

