

Клинические, экспериментальные, научно обоснованные результаты сохранения и создания адекватного объема костной ткани при использовании пластичного, твердеющего в дефекте костьзамещающего материала. Обзор последних публикаций

*Н.В. Говорун, врач-стоматолог высшей категории медицинского центра «Эскулап», Киев, Украина
Dr. A. Shterenberg, канд. мед. наук, B.Sc. Ph.D., практикующий хирург-стоматолог, консультант и лектор
компании «Sunstar Guidor», Zurich, Switzerland, по вопросам клинического применения остеотропных материалов
в восточной Европе, член Европейской ассоциации ортопедов, член Ассоциации имплантологов Украины*

Удаление зубов или корней зубов в повседневной стоматологической практике по-прежнему остается одной из самых распространенных процедур.

Абсолютно точно установлено, что, если не проводятся никакие мероприятия, предусматривающие профилактику атрофии альвеолярного отростка во время удаления зуба или корня зуба, или потери зуба в результате травмы, происходит уменьшение высоты и ширины костной ткани альвеолярного отростка, меняется положение отростка в зоне удаления (Iasella J.M., 2003; Neir M., 2006).

Большинство изменений альвеолярного отростка происходят в первые три-шесть месяцев после удаления зуба. В течение этого периода костная ткань альвеолярного отростка теряет в своем объеме от 29 до 63 % по ширине и от 11 до 22 % по высоте, что убедительно доказано в ряде исследований (Moysa-Villaescusa et al., 2009; Tan et al., 2012).

Проведение анализа результатов гистологических исследований материалов животных и биопсии человека Van der Weijden et al, 2009, показало, что качество вновь сформированной костной ткани, которое наблюдается на ранней стадии заживления лунки, значительно хуже, так как через восемь недель после удаления корня зуба снижается активность процесса остеогенеза и формируется преимущественно незрелая костная ткань. Клинические последствия этих физиологических изменений имеют существенное значение при выборе ортопедических конструкций, опирающихся на имплантаты. Irinakis, 2007; Arai and Lindhe, 2010; Vignoletti et al., 2011; Hammerle et al. 2012 в своих исследовательских работах сообщают, что, для того чтобы сохранить анатомическую форму альвеолярного отростка и его первоначальные размеры после удаления зуба, лунка удаленного корня должна заполняться различными костезамещающими материалами.

Такой заместитель кости, как синтетический фосфат кальция, имеет химический состав подобный минеральной составляющей кости (Wagoner et al., 2011; Bose and Tarafder, 2012), поэтому в методике сохранения альвеолярного отростка наиболее часто используются костезамещающие материалы на основе фосфата кальция, а именно β -трикальцийфосфат (β -TCP) и гидроксипатит (HA) в соотношении 40 % β -TCP и 60 % HA (Kesmes et al., 2010; Mardas et al., 2010).

Artzi et al., в 2008 и De Coste et al. в 2011 при проведении экспериментальных, гистологических исследований на животных и человеке показали, что процесс формирования новой кости тесно связан со способностью материала резорбироваться.

Группа авторов Barrere et al., 2006; Habibovic et al., 2008; Fellah et al., 2010 Humber et al., 2010, описывая физико-механические характеристики этой композиции, сходятся к тому, что костезамещающие материалы оказываются открытыми и находятся в контакте со средой полости рта, следовательно, возрастает риск потенциальной потери материала и возникновения постхирургической инфекции.

Было высказано мнение (Gacíc et al., 2009; Koković and Todorović, 2011; Brkovic et al., 2012), что используемый для регенерации кости материал, находящийся в лунке, должен выступать в виде единой, цельной субстанции. Следовательно, остеокондуктивные костезамещающие материалы, покрытые полилактидной оболочкой, которые твердеют непосредственно в дефекте и не требуют использования защитной мембраны, отвечают требованиям, необходимым для сохранения альвеолярного отростка.

Фундаментальные гистологические и морфометрические исследования были проведены группой авторов, сотрудников Белградского университета, Сербия (M. Jurisic, Milica Manojlovic-Stojnjovski, M. Andrici, V. Kokovici) в 2013 году.

Цель проведенного исследования состояла в том, чтобы на основании гистологического и гистометрического анализа полученных образцов материала оценить способность двухфазного фосфата кальция/сополимера полилактидной и полигликидной кислот, изначально пластичного и твердеющего в дефекте, выступать в качестве костезамещающего материала для сохранения альвеолярного отростка.

Исследование проводилось в одной группе, состоящей из пяти пациентов. Критерием включения пациента в группу было удаление верхнего однокорневого зуба с последующей установкой имплантата.

После атравматичного удаления зуба должны были сохранены все четыре стенки лунки. Оставшиеся ткани периодонта и периапикальные грануляционные ткани удалялись.

Лунки, оставшиеся после удаления зуба, заполнялись костезамещающим материалом (easy-graft® CRYSTAL, Degradable Solutions AG, Schlieren, Switzerland). easy-graft® CRYSTAL – это бифазный материал, где каждая гранула состоит из двух материалов – 60 % искусственного гидроксипатита (HA) и 40 % β -трикальцийфосфата (β -TCP). Каждая гранула покрыта 10-микронной оболочкой резорбируемого сополимера полилактидной-полигликолидной кислоты (PLGA).

При приготовлении материала находящиеся в шприце гранулы смачиваются органическим растворителем (BioLinker™), состоящим из N-метил-2-пирролидона (NMP) и воды. Оболочка, покрывающая каждую гранулу,

размягчается, гранулы склеиваются между собой и выходят из шприца, как паста из тюбика. Материал пластичный и хорошо заполняет любую конфигурацию дефекта. При контакте с жидкостью раны, в первую очередь с кровью, растворитель вымывается из оболочки и материал твердеет, превращаясь в монолитную, недвигающуюся массу.

Через четыре месяца, во время установки имплантата при помощи трепана (диаметр 3 мм, длина 6 мм) были взяты образцы ткани для гистологического и морфометрического анализа. Из центра сохраненной лунки был получен костный столбик. Для этой цели в качестве навигатора использовался хирургический шаблон.

Гистологический анализ полученных образцов показал: везде присутствовала вновь сформированная минерализованная костная ткань. Никаких свидетельств о наличии инфильтратов, некроза, реакции отторжения или каких-либо других признаков неблагоприятных реакций не было.

Во всех анализируемых образцах костная ткань сформировалась преимущественно в апикальной части лунки удаленного зуба. Частицы костезамещающего материала, которые определялись благодаря их круглой форме, главным образом, были обнаружены в коронковой части образцов (рис. 1).

Частички остеотропного материала были отчасти окружены трабекулярной волокнистой костью. В некоторых местах наблюдались Гаверсовы каналы, окруженные зрелой чешуйчатой костью, что свидетельствовало о том, что формирование структур подобных остеонам уже началось (рис. 2). Активные остеобласты выровняли остеоидную поверхность (рис. 3) и создали остеоидный слой (рис. 3, 4), который вскоре начал минерализоваться, как показано на рис. 3 (красный цвет).

Морфометрические результаты показали: костная ткань занимала $32,2 \pm 6,8$ % от общего объема ткани, $31,9 \pm 8,9$ % были заняты остатками костезамещающего материала и $35,9 \pm 13,5$ % – мягкими тканями.

На основании полученных результатов проведенного исследования авторы пришли к заключению, что для сохранения альвеолярного отростка челюстей и планируемой дальнейшей имплантации в этой области, лунку удаленного корня зуба целесообразно заполнять костезамещающим материалом, твердеющим в дефекте. Использование покрытия материала PLGA в имплантологии может быть полезно для стабилизации костезамещающего материала, благодаря чему образуется вновь сформированная костная ткань хорошего качества и в достаточном количестве.

Большую научно исследовательскую работу провела группа докторов (Angelo Troedhan, Izabela Schlichting, Andreas Kurrek, Marcel Wainwright) из Вены (Австрия) в 2014 году.

Цель проведенного клинического исследования состояла в оценке значений крутящего момента при сверлении, при создании ложа под имплантат (DTV) и значений крутящего момента при установке имплантата (ITV) в участках с увеличенной высотой нижней стенки гайморовой пазухи после проведения синусифтинга при двухэтапной методике установки дентальных имплантатов.

Вопрос о том, что величина крутящего момента (ITV) при установке имплантата является существенным клиническим параметром, позволяющим достоверно прогнозировать процент успеха имплантации и

принимать решения о немедленной нагрузке, дискутируется в литературе достаточно давно.

Friberg B. et al. в 1995 г. в исследовании на человеческом трупном материале продемонстрировали наличие значимой корреляционной зависимости между механическим сопротивлением имплантационных сверл и качеством кости на нижней и верхней челюстях.

Из данных Alsaadi G. et al., полученных в 2007 г., и результатам клинического исследования, проведенного Turkyilmaz I. et al., следует, что крутящий момент при сверлении и крутящий момент при установке имплантата являются ключевыми индикаторами первичной стабильности имплантата и его хорошей долгосрочной выживаемости. В 2009 г. в исследовании на человеческом трупном материале Turkyilmaz I. et al. обнаружили наличие статистически значимой корреляции между рентгенографической плотностью кости, крутящим моментом при установке имплантата и коэффициентом стабильности имплантата (ISQ) в случае верхнечелюстной кости.

Trisi P. et al. исследуя микроподвижность внутрикостных дентальных имплантатов, установленных в бычьей кости, обнаружили различную величину крутящего момента во время установки имплантата при различной плотности кости. Авторы доказали, что имеется «существенная зависимость между микроподвижностью имплантата и максимальным крутящим моментом при его установке, а именно, что микроподвижность уменьшается с увеличением максимального крутящего момента.

Szmukler-Moncler S. et al., Cannizzaro G. et al. предположили, что для немедленной нагрузки дентальных имплантатов, введенных в верхнечелюстную кость, крутящий момент при установке должен составлять 45 N-см или больше.

Rabel A. et al. установили, что значения резонансной частоты, по-видимому, нельзя использовать в качестве единственного метода оценки стабильности имплантата и что более высокое значение крутящего момента при установке подтверждает более высокую первичную стабильность имплантата.

В исследовании на человеческом трупном материале Pommer B. et al. обнаружили, что в случае аугментации верхнечелюстного синуса с одновременной установкой имплантата существует высокая достоверная корреляция между значениями крутящего момента при установке

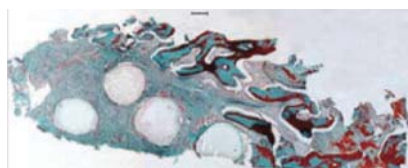


Рис. 1. Остатки костезамещающего материала видны в коронковой части. Вкрапления вновь сформированной кости располагаются по центральной и апикальной частям (Goldner, срез – 400 μ m).

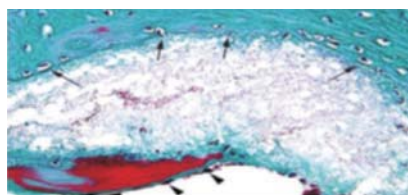


Рис. 3. Активные остеобласты (указатели – треугольники) создают остеоидный слой (зеленый цвет), который вскоре минерализуется (красный цвет) (Goldner, срез – 100 μ m).

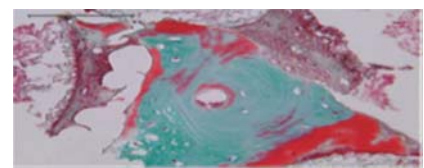


Рис. 2. Зрелая чешуйчатая кость и волокнистая кость окружены частицами костезамещающего материала (Goldner, срез – 200 μ m).

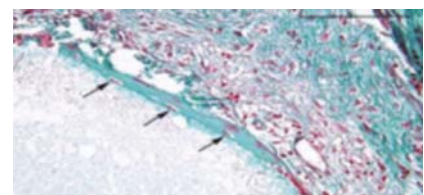


Рис. 4. Вновь сформированная кость с остеоцитами в лакунах (стрелки) и продолжающееся формирование кости (Goldner, срез – 100 μ m).

(ITV), результатами периостометрии (ПТМ), данными резонансно-частотного анализа (РЧА) и рентгенографической плотностью кости (РПК).

В клиническом исследовании 4135 установленных имплантатов Degidi M. et al. доказали, что ITV (крутящий момент при установке) является надежным, получаемым во время операции клиническим показателем, напрямую зависящим от плотности кости.

В 2013 г. Iezzi G. et al. разработали компьютеризованный имплантационный мотор, регистрирующий значения ITV при установке имплантата, и экспериментально доказали наличие близкой корреляционной зависимости между значениями ITV, зарегистрированными этим устройством и полученными позднее данными гистоморфометрического анализа плотности кости.

В исследовании, проведенном А. Troedhan et al. в 2014 г., оценивались значения крутящего момента (ITV) при установки имплантата в операциях синуслифтинга, проведенных с использованием четырех различных широко применяемых биоматериалов и сравнивали их с соответствующими значениями при двухэтапной имплантации в собственную кость нижней стенки гайморовой пазухи.

Для проведения 155 операций был выбран метод внутреннего гидродинамического синуслифтинга – доступ через альвеолярный гребень, с ультразвуковой кавитацией, поскольку он является минимально инвазивным методом и позволяет варьировать объем аугментации. Пациентам в выборочном порядке подкладывали четыре различных биоматериала (easy-graft® CRYSTAL; easy-graft® CLASSIC; NanoBone; BioOss). Во всех случаях объем биоматериала составлял 2 см³. После периода заживления средней длительностью 8,92 месяца устанавливали однотипные, корневидной формы винтовые имплантаты Q2 и регистрировали значения крутящего момента при сверлении (DTV) и крутящего момента при установки имплантата (ITV). Эти показатели сравнивали с соответствующими значениями, полученными при установке имплантата в собственную кость нижней стенки гайморовой пазухи.

Результаты данного исследования показали, что самотвердеющие костезамещающие материалы, твердеющие наподобие твердых блоков, позволяют достигать более высоких значений DTV/ITV, чем биоматериалы, состоящие из свободных гранул. Имобилизованный каркас костезамещающего материала лучше васкуляризуется и минерализуется на фоне изменений давления в гайморовой пазухе человека, сопровождающих нормальное дыхание.

Для аугментации дна синуса были выбраны четыре широко применяемых биоматериала, имеющих Европейский сертификат соответствия, различающиеся по химическим и физическим свойствам:

1. easy-graft® CRYSTAL, размергранул 0,45–1 мм (SUNSTAR Degradable Solutions AG, г. Цюрих, Швейцария): микропористые частицы сложного состава, состоящие из 40 % бета-трикальцийфосфата (βTCP) и 60 % гидроксиапатита (НА); каждая частица покрыта 10 мкм слоем полимера молочной и гликолевой кислот (PLGA).
2. easy-graft® CLASSIC, размер гранул 0,5–1 мм (SUNSTAR Degradable Solutions AG, г. Цюрих, Швейцария): практически идентичен материалу easy-graft® CRYSTAL; единственное отличие: частицы состоят из химически чистого бета-трикальцийфосфата (βTCP). Использование метода направленной костной регенерации хорошо описаны в имеющейся литературе с приведением результатов экспериментальных исследований на животных и изучения клинических наблюдений (Dahlin et al. 1989; Becker & Becker 1991; Lang et al. 1994; Jung et al. 2006).

При такой методике материал, заполняющий костный дефект, классически комбинируется с использованием резорбируемой или не резорбируемой мембраны. Заполнитель действует как стабилизатор окружающих костных структур, в то время как предполагается, что

3. NanoBone, размер гранул 0,6–2 мм (ArtOss GmbH, г. Ростоки, Германия): нанокристаллы гидроксиапатита (НА), заключенные в матрицу из SiO₂.
4. Bio-Oss, размер гранул 0,25–1 мм (Geistlich Pharma AG, г. Вольхузен, Швейцария): бычий ксенотрансплантат.

Каждая операция по методу внутреннего синуслифтинга проводилась при создании доступа путем снятия слезисто-надкостничного лоскута размером от 6×6 до 8×8 мм, рис. 5-а). После этого открывалось костное дно пазухи при помощи ультразвуковой насадки с алмазным покрытием «TKW 2» Ø 2,2 мм (рис. 5-в) и готовилось ложе при помощи насадки с алмазным покрытием «TKW 4» Ø 2,8 мм (рис. 5-с). При помощи ультразвуковой насадки «TKW 5» Ø 3,0 мм отделяли Шнейдерову мембрану (рис. 5-д). Затем участок трепанации нижней стенки гайморовой пазухи маркировался медицинскими чернилами (ручка Codman) с целью, в последующем, определения точной локализации (рис. 5-е и 6-а), лоскут укладывался обратно на гребень и накладывались швы (рис. 6-в).

Возможность регенерации утраченной костной ткани альвеолярного отростка при использовании метода направленной костной регенерации хорошо описана в имеющейся литературе с приведением результатов экспериментальных исследований на животных и изучения клинических наблюдений (Dahlin et al., 1989; Becker & Becker, 1991; Lang et al., 1994; Jung et al., 2006).

При такой методике материал, заполняющий костный дефект, классически комбинируется с использованием резорбируемой или нерезорбируемой мембраны. Заполнитель действует как стабилизатор окружающих костных структур, в то время как предполагается, что мембрана препятствует прорастанию внутрь материала нежелательных тканей, таких, например, как эпителиальная или соединительная ткани.

Исторически, замещение костных дефектов включало применение собственной кости, забор которой можно провести из различных внеротовых и внутриротовых донорских участков. Однако клинически успешная методика использования собственной кости имеет два весьма существенных недостатка: а) количество получаемой костной ткани ограничено; б) осложнения в области забора костной ткани (Clavero & Lundgren, 2003).

Целый ряд исследователей, Hench & Polak, 2002; Kokubo et al., 2003; Karageorgiou & Kaplan, 2005; Rezwan et al., 2006; Stevens, 2008, сообщают в своих публикациях, что за последние десятилетия было разработано очень много различных костезамещающих материалов.

В идеальном варианте эти материалы должны быть биологически совместимыми. В противном случае материал инкапсулируется фиброзной тканью, что приведет к потере, и потребуются дополнительное оперативное вмешательство. За прошедшие несколько лет были разработаны различные виды биологически активной керамики, которые клинически использовались в форме гидроксиапатита (НА), трикальцийфосфата (TCP) либо в виде двухфазной керамики (сочетание НА/TCP) и биологически активного стекла.

Как показывают исследования проведенные (Jarcho, 1981) *in vitro* и *in vivo*, фосфаты кальция обладают остеокондуктивными свойствами и обеспечивают прикрепление материала, дифференцирование и пролиферацию остеобластов.

Кроме того, как указывают Dorozhkin & Eppl, 2002, они обладают превосходной биологической совместимостью, по-видимому, из-за их близкого химического и кристаллического сходства с естественным минеральным составом костной ткани, что создает близкий контакт между остаточной костью и костезамещающим материалом и имеет большое значение в регенерации костной ткани и ее качества.

Пористые фосфаты кальция находятся под интенсивным исследованием уже более 20-ти лет (Daculsi et al., 2003; Barrere et al., 2006) и широко применяются как костезамещающие материалы в настоящее время. Их способность резорбироваться хорошо описана в литературе.

Пористый β -ТСР ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) резорбируется полностью и замещается на собственную костную ткань (Artzi et al., 2004). Деградация происходит посредством растворения и процессе клеточной активности (Nair et al. 2006; Rnabe et al., 2008).

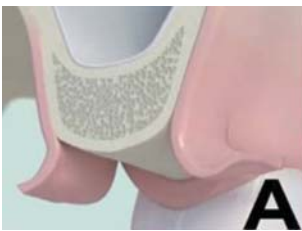


Рис. 5-а. Минимально инвазивное открытие операционного поля.

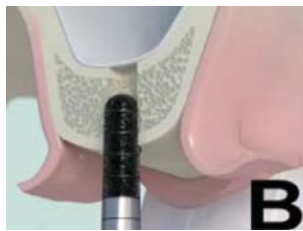


Рис. 5-в. Формирование костного туннеля ультразвуковой насадкой с алмазным покрытием «TKW 2».



Рис. 5-с. Подготовка ложа ультразвуковой насадкой с алмазным покрытием «TKW 4».



Рис. 5-д. Плотное введение ультразвуковой насадки «TKW 5» и гидродинамическая ультразвуковая отслойка мембраны синуса.



Рис. 5-е. Промежуток между нижней стенкой и мембраной заполняется биоматериалом (2 см³) и место остеотомии маркируется медицинскими чернилами.

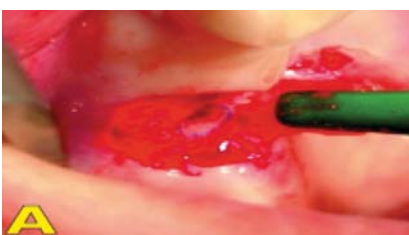


Рис. 6-а. Клиническое изображение остеотомии через альвеолярный отросток. Входное отверстие помечено медицинским маркером для точного определения его локализации с целью последующего измерения ITV/DTV.



Рис. 6-в. Закрытие раны.

Бифазный кальций фосфат – это композиция β -ТСР и НА (Са β -ТСР). Соединение β -ТСР и НА приводит к более медленной резорбции материала, что клинически обосновали в своих исследованиях LeGeros et al., 2003; и Jensen et al., 2009.

С клинической точки зрения, синтетические костезамещающие материалы должны быть пластичными при заполнении костного дефекта, демонстрировать стабильность, твердеть при контакте с жидкостью раны, образовывать монолитную, пористую структуру. Такой подход облегчает использование материала, сокращает время оперативного вмешательства и исключает необходимость использования защитной мембраны.

В 2013 г. научные исследования провела группа авторов – P.R. Schmidlin, F. Nicholls, A. Kruse, R.A. Zwahlen, F.E. Weber в центре стоматологической медицины, Zurich, Switzerland. В эксперименте на животных проводились оценка и сравнение двух изначально пластичных, твердеющих в костном дефекте костезамещающих материалов на основе кальцийфосфата с целью определения возможности применения этих материалов без использования барьерной мембраны.

Для экспериментального исследования были отобраны 12 белых ново-зеландских кроликов в возрасте 6–8 месяцев весом 3,5–4 кг.

С помощью трепана на черепе каждого животного приготавливались четыре отверстия диаметром 6 мм. Два во фронтальной зоне и два – в затылочной области. У каждого животного одно отверстие заполнялось ТСР, второе – ВСР, третье – деминерализованным, костезамещающим материалом животного происхождения (Bio-Oss®, Geistlich Pharma AG, Wolhusen, Switzerland). Четвертое отверстие оставляли пустым (рис. 9.).

При заполнении дефектов особое внимание уделялось тому, чтобы не переполнить дефекты. Заполнение осуществлялось строго по костному контуру. После размещения материалов мягкие ткани ушивались. Проводилось обезболивание каждого животного инъекцией Novalgin (50 мг на кг веса).

Через четыре недели и через 16 недель животные выводились из эксперимента.

Четырехнедельный период времени был выбран, чтобы изучить ранние этапы заживления, а 16-недельный период времени – чтобы оценить уровень резорбирования костезамещающего материала и установить, когда начинают строиться костные мостики и что происходит в дефектах, куда материал не подкладывался.

Результаты

После хирургического вмешательства никаких неблагоприятных реакций не было и животные оставались в хорошем состоянии. Ни в одном гистологическом препарате не были обнаружены признаки воспаления, как после 4-х так и после 16- недельного периода эксперимента (рис. 10).

Вновь сформированная костная ткань в образцах через четыре недели составляла:

- в нелеченых дефектах: $14,25 \pm 10,54$ %;
- $17,61 \pm 6,64$ % – в дефектах, заполненных Bio-Oss®;
- $13,16 \pm 6,74$ % – дефекты с ТСР;
- $20,16 \pm 5,27$ % – дефекты с ВСР.

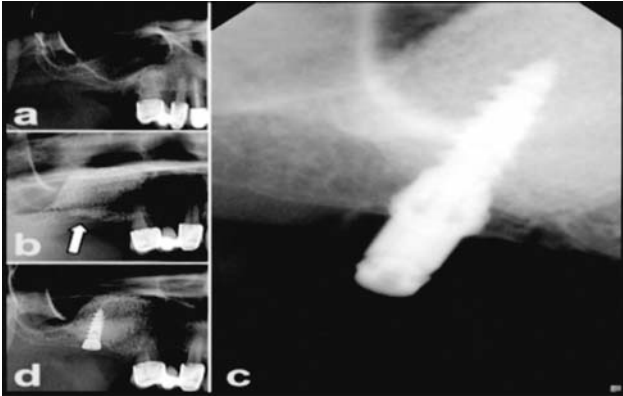


Рис. 7. Описание клинического случая: а) рентгенограмма до операции; б) рентгенограмма после операции, стрелкой отмечен участок остеотомии; с) рентгенограмма, сделанная во время операции после определения ITV/DTV; д) рентгенограмма после операции и установки имплантата.

В образцах, полученных через 16 недель, процент костной ткани во вновь сформированных тканях составлял:

- $25,04 \pm 6,36$ % в нелеченом дефекте; $23,74 \pm 7,77$ % в группе Bio-Oss®;
- $18,22 \pm 5,81$ % с TCP и $22,40 \pm 5,54$ % с ВСП соответственно.

Обсуждение

Настоящее исследование, которое проводилось группой сотрудников Белградского университета, Сербия (М. Jurisic, Milica Manojlovic-Stojzic, M. Andrici, V. Kokovici), имело своей целью дать характеристику состояния вновь сформированных тканей в лунке удаленного зуба к моменту установки имплантата.

Гистоморфометрическая оценка отдельных срезов, выбранных совершенно произвольно, не всегда полностью отражает точный состав тканей всего образца. Применение современного стереологического метода для оценки плотности материала заданного объема рассматриваемых образцов обеспечивает точный и беспристрастный результат, выраженный в цифрах (Gundersen, 1987; Dorph-Petersen et al., 2001).

Отсутствие воспалительных инфильтратов и реакции отторжения как на инородный материал подтверждает хорошую биологическую совместимость костезамещающего материала, твердеющего в дефекте, о чем имеется много сообщений в литературе (Nair et al., 2006; Gacic et al., 2009; Kokovic et al., 2011; Brkovic et al., 2012).

Большинство частиц костезамещающего материала окружены вновь сформированной костной тканью, редкие пробелы и волокна соединительной ткани были обнаружены в местах контакта остеотропного материала с самой кости. Ряд представленных здесь клинических случаев и другие клинические исследования (Trombelli et al., 2002; Pearse et al., 2007; Brkovic et al., 2012) указывают на то, что формирование кости начинается от поверхности собственной кости.

Наиболее активно формирование новой костной ткани наблюдается в апикальной части дефекта и распространяется вдоль поверхности частиц костезамещающего материала. Этот остеокондуктивный процесс приводит к образованию «мостов» из волокнистой кости между частицами костезамещающего материала, соединяя их в единое целое минерализованной костной ткани. Формирование кости сопровождается ремоделированием и заменой волокнистой ткани на зрелую чешуйчатую кость. Частицы костезамещающего материала ведут себя,

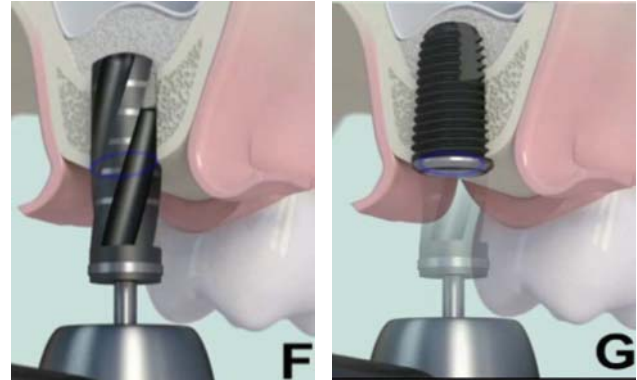


Рис. 8. Измерение крутящего момента на первоначальном участке остеотомии, маркированном медицинскими чернилами, после периода заживления через 8,92 месяца (F); измерение крутящего момента при установке имплантата (G).

Рис. 9. Четыре дефекта диаметром 6 мм каждый, на черепа кролика. Один дефект оставляют пустым. Второй заполнялся материалом Bio-Oss®. Третий и четвертый заполнялись материалами TCP (три кальцийфосват) и ВСП (бифазный кальцийфосват) соответственно.

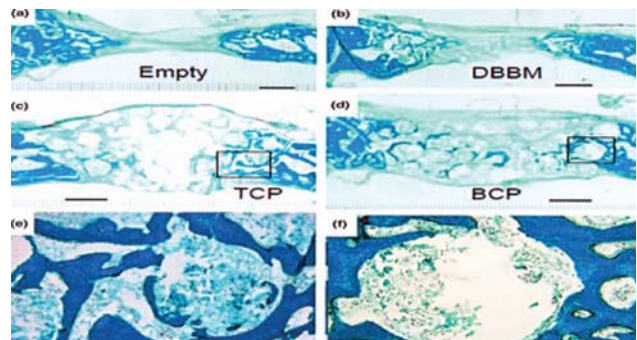
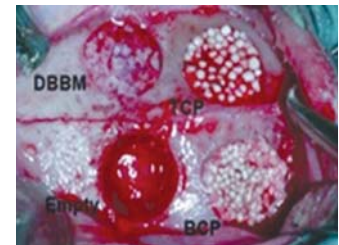


Рис. 10. Тонкие гистологические срезы четырех дефектов через четыре недели после операции. (а) нелеченый дефект (пустой); (б) дефект заполнялся Bio-Oss®; (с и е) малое и большое увеличение при заполнении дефекта (TCP) и (d и f) малое и большое увеличение двухфазного фосфата кальция (ВСП). Присутствие клеток и вновь сформированной костной ткани, окружающей костезамещающий материал, наблюдается в обоих случаях больших увеличений образцов (е и f). Окраска Masson-Goldner, кость бирюзовая, остеоидная ткань красного цвета.

как местные (локальные) центры роста кости во всей области расположения костезамещающего материала, о чем говорит присутствие остеобластов на поверхности этого материала.

Обычно объем костной ткани, образовавшейся в лунке удаленного корня зуба после сохранения альвеолярного отростка, в различных исследованиях оценивается по-разному – в зависимости от статуса пациента, характера дефектов, временного периода и особенностей использованного материала. По истечении четырех месяцев этапа заживления Kesmas S. et al. (2010) установили, что среднее процентное соотношение вновь сформированной кости, соединительной тканей и остаточных

частиц материала в шести образцах биопсии после заполнения дефекта бифазным фосфатом кальция было следующим: $28,00 \pm 36,75\%$, $65,50 \pm 25,85\%$, и $15,85 \pm 8,70\%$ соответственно. Различия в полученных результатах, особенно касающиеся процента оставшихся частиц остеотропных материалов, можно объяснить тем фактом, что в настоящем исследовании все частицы материала покрыты PLGA по сравнению с резорбируемой коллагеновой оболочкой, использованной в исследовании Kesmas S. et al. (2010).

Интересно также отметить, что исследование, опубликованное учеными Mardas N. et al. (2010), показало, что вновь сформированная кость больше наблюдалась в апикальной части образцов биопсии, которая была в прямом контакте с ВСП, в то время как коронковые части образцов биопсии были заполнены плотной волокнистой соединительной тканью, окружающей ВСП.

Учитывая вышесказанное, можно сделать вывод, что при сохранении альвеолярного отростка после удаления корня зуба использование стабильного твердеющего в дефекте (*in situ*), костезамещающего материала ВСП/PLGA обеспечивает формирование достаточного количества и хорошего качества костной ткани для получения надежной остеоинтеграции дентальных имплантатов. Самоотвердеющие костезамещающие материалы, такие как easy-graft® CLASSIC и easy-graft® CRYSTAL, позволяющие получать иммобилизованный каркас, сходный с блоками собственной кости, по-видимому, обеспечивают формирование более плотной и более механически стабильной кости, чем остеотропные материалы, существующие в виде не связанных между собой частиц.

Значения величины крутящего момента при сверлении костной ткани полезны в экспериментальных исследованиях, однако их использование в качестве надежного клинического параметра, позволяющего хирургу принимать решение о немедленной или отсроченной нагрузке имплантата, не всегда достоверно. В значительной степени это связано с тем, что многие имплантационные моторы редко позволяют регулировать крутящий момент с шагом 1 Н-см. Кроме того, разные имплантационные сверла (специфичные для каждой системы имплантатов) сильно различаются механическими свойствами; последние необходимо определять в экспериментальных и/или клинических исследованиях для каждой системы имплантационных сверл.

Хотя величины крутящего момента при сверлении (DTV) демонстрируют существенные различия, начиная с собственной кости, последовательно увеличиваясь у материалов Bio-Oss, NanoBone и easy-graft® CLASSIC и достигая максимума у easy-graft® CRYSTAL, оценка этих показателей как диагностических или прогнозируемых инструментов в практической хирургии остается под вопросом, если принять во внимание, что большинство имплантационных моторов позволяют регулировать крутящий момент только с шагом 3–5 Н-см.

Полученные результаты относительно DTV предполагают, хотя такое же предположение было высказано Friberg et al. в 1995 г., что на текущий момент величина крутящего момента DTV не может служить надежным клинико-диагностическим инструментом для принятия решения во время операции о том, какому имплантату отдать предпочтение – одноэтапному, предусматривающему немедленную нагрузку или двухэтапному, с точки зрения благоприятного долгосрочного прогноза установленных имплантатов.

Иная картина возникает во время измерения крутящего момента при установке имплантата (ITV). Даже в случае использования имплантационных моторов, позволяющих регулировать крутящий момент только с шагом 3 или 5 Н-см, между контрольной группой пациентов с

природной субантральной костью и группой пациентов с синусами, аугментированными при помощи материала Bio-Oss, наблюдается статистически значимая разница в средних значениях ITV, составляющая 4 Н-см; при этом разница в средних значениях ITV в контрольной группе и группе пациентов с синусами, аугментированными при помощи материала easy-graft® CRYSTAL, составляет 34 Н-см. Таким образом, хирург может использовать значения ITV для решения вопроса о том, можно ли нагружать имплантат немедленно или он должен оставаться без нагрузки в течение периода заживления; остается лишь достигнуть консенсуса в вопросе об абсолютных граничных значениях для немедленной нагрузки имплантатов, установленных для верхней челюсти, как ранее предложил Cannizzaro G.

Удовлетворительная регенерация собственной кости на начальном этапе возможна лишь при условии достаточного прорастания кровеносных сосудов в созданный хирургическим путем объемный субантральный каркас, который, как показали Mammoto A. et al., очень чувствителен к механическим воздействиям: чем больше тканей иммобилизуется в этом каркасе в период регенерации, тем больше кровеносных сосудов сможет прорасти в него. Из этого можно сделать вывод, что неподвижные, похожие на блоки, костезамещающие материалы, укладываемые на дно гайморовой пазухи (субантрально), такие как easy-graft® CLASSIC и easy-graft® CRYSTAL, обеспечивают значительно более благоприятные условия для лучшей васкуляризации каркаса, созданного хирургическим путем (что является необходимым условием дальнейшей достаточной и более плотной кальцификации), чем подвижные гранулы (особенно с учетом изменений давления, постоянно происходящих в верхнечелюстном синусе человека).

В гайморовой пазухе человека при нормальной дыхательной активности с частотой 12–18 раз в минуту присутствует постоянно меняющееся давление, что соответствует естественному акту дыхания. При дыхании через нос это давление увеличивается, в результате чего в верхнечелюстной пазухе происходит постоянное изменение давления в диапазоне от 5–10 миллибар; при чихании сила давления может значительно возрасти.

Тем не менее, должны существовать убедительные доказательства клинических исследований, что примерно такие же значения DTV и ITV при использовании данных биоматериалов могут достигаться при других методиках синуслифтинга, отличных от гидродинамического, ультразвукового внутреннего синуслифтинга.

Более того, необходимо провести клинические исследования в тех же экспериментальных условиях, чтобы определить значения DTV и ITV, достигаемые при использовании других систем дентальных имплантатов. До тех пор, пока этого не сделали, абсолютные значения DTV и ITV, определенные в настоящем исследовании, могут считаться действительными только для имплантатов Q2 или сходных систем винтовых конических имплантатов, имеющих корневидную форму; при этом в целом относительные различия в значениях DTV и ITV можно использовать и для других систем.

Кроме того, необходимо провести дальнейшие исследования с тем, чтобы определить значения DTV и ITV для систем имплантатов, отличных от имплантатов Q2, и провести прямое сравнение.

Также необходимо провести экспериментальные, гистологические и микромолекулярные исследования, подтверждающие, что биологические механизмы регенерации костной ткани на дне гайморовой пазухи, описанные Mammoto A. et al. 29, имеют место даже с учетом постоянных изменений давления в синусе человека при дыхании.

Список литературы находится в редакции.



ДЖЕН-МЕТРОГЕКОР Jen-MetroHecor

Джен-МетроГеКор

Предназначен:

- ▶ для профилактики и терапии инфицированных корневых каналов при острых и хронических формах пульпитов;
- ▶ обострении хронического пульпита;
- ▶ при различных видах острой и хронической периапикальной патологии.

Показан к применению при лечении таких заболеваний, как:

1 Пульпиты:

- ▶ острый гнойный пульпит;
- ▶ хронический гангренозный пульпит;
- ▶ обострение хронического пульпита;

2 Периодонтиты:

- ▶ острый серозный периодонтит;
- ▶ острый гнойный периодонтит;
- ▶ хронические формы периодонтита:
 - ▶ фиброзный;
 - ▶ гранулирующий;
 - ▶ гранулематозный.

В МОЩНОЙ
ТРЕХУДАРНОЙ
КОМБИНАЦИИ!



Метронидазола Бензоат!
Хлоргексидина Диацетат!
Гидрокортизона Ацетат!



Джен-МетроГеКор
Нокаутируй инфекцию!

ДЖЕН-МЕТРОГЕКОР

Jen-MetroHecor

ПРЕИМУЩЕСТВА МАТЕРИАЛА:

Подавляет практически все аэробные патогенные микроорганизмы и значительное количество анаэробной микрофлоры инфицированных корневых каналов:

- ▶ высокая концентрация антибактериальных компонентов;
- ▶ в наиболее активной, растворенной форме;
- ▶ гель термопластичен. При температуре тела его текучесть возрастает. Легко проникает в самые труднодоступные участки корневого канала
- ▶ легко вводится в канал с помощью удобной пластиковой эндодонтической насадки (входит в комплект);
- ▶ можно использовать для эндодонтического лечения детей при полностью сформированных верхушках корней зубов;

КАК ПРИМЕНЯТЬ МАТЕРИАЛ?

Первое посещение:

1. Изолировать зуб от слюны (коффердам).
2. Провести препаровку кариозной полости.
3. Разработать пульповую камеру и удалить остатки пульпы. Промыть полость.
4. Провести первичную инструментальную обработку корневого канала. При этом желательно использовать эндолубрикант на основе ЭДТА (например, Chela-Jen Gel). При наличии ярко выраженных деструктивных процессов в периапикальных тканях рекомендуется использовать препараты, содержащие хелатные антибиотики тетрациклинового ряда (Endogil-TC или Endogil-DC).
5. При инструментальной обработке корневого канала ирригацию проводить раствором гипохлорита натрия.
6. Завершите обработку корневого канала промыванием дистиллированной (лучше – стерильной) водой или физраствором в большом количестве.
7. **Высушить корневой канал бумажными пинами. Не использовать воздух!**
8. Подготовленный таким образом корневой канал очень удобно наполнять Джен-МетроГекор с помощью канюли (входит в комплект с материалом) или каналонаполнителем до тех пор, пока гель не начнет выходить за пределы корневого канала.
9. Небольшой шарик из стерильной ваты поместить в полость зуба и герметично изолировать временной пломбой из цемента на 1 – 3 дня в зависимости от клинической ситуации.

Второе посещение (проводится через 1 – 3 дня)

Изолировать зуб от слюны.

1. Снять временную пломбу и путем обильного промывания теплой дистиллированной (лучше – стерильной) водой удалить остатки геля из корневого канала.
2. Провести окончательную механическую и антисептическую подготовку корневого канала к пломбированию, высушить его.
3. Провести постоянную obturation корневого канала.

Свидетельство о государственной регистрации № 14790/2015

ПРАКТИЧЕСКИЕ СОВЕТЫ И КЛИНИЧЕСКИЙ ПРИМЕР ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МАТЕРИАЛА:

ХЛЕБАС СВЕТЛАНА ВАСИЛЬЕВНА

Врач - стоматолог высшей категории, преподаватель ИС НМАПО имени П. Л. Шупика.

С помощью препарата Джен-МетроГекор проводилось лечение 20 пациентов с диагнозом: хронический гранулематозный периодонтит. Гель вносился на 1 – 3 дня (в зависимости от клинической ситуации) в виде лечебной внутрикорневой повязки после механической и медикаментозной обработки инфицированного корневого канала и герметично изолировался временной пломбой. Во всех случаях гель продемонстрировал высокую клиническую эффективность и способствовал быстрому уменьшению воспалительных явлений в периапикальных тканях. Такая методика использования препарата позволяет избежать реинфицирования корневых каналов, что часто происходит в случаях, когда зуб оставляют открытым, и достигать положительных результатов за более короткие сроки.



Рис. 1

Пациент К, 36 лет. Хронический гранулематозный периодонтит зуба 2.2 в стадии обострения.

Проведенное ранее лечение с использованием гидроксида кальция для временной obturation корневого канала успеха не принесло. Пациент обратился в клинику с жалобами на болевые ощущения в области проблемного зуба и отек мягких тканей. Было принято решение о включении материала Джен-МетроГекор в схему проводимого эндодонтического лечения. Материал помещался в корневой канал на 3-е суток. Уже на следующие сутки пациент отметил исчезновение болевых ощущений и значительное уменьшение отека, что являлось свидетельством купирования воспалительного процесса. По прошествии 3-х суток лечение было продолжено по классической схеме. Постоянная obturation производилась по методике вертикальной конденсации разогретой гуттаперчи с использованием силера АН Плюс (Dentsply).



Рис. 2

Контрольная рентгенограмма через 6 месяцев после проведенного эндодонтического лечения.



Рис. 3

Контрольная рентгенограмма через 4 года после проведенного эндодонтического лечения.

Следите за новостями на сайте www.stamil.ua

ООО «СТАМИЛ» – эксклюзивный представитель компании ООО «Джендентал-Украина»

Дентальное депо "Стамил":

Торговый отдел: тел./факс: (044) 573 97 30
Розничный отдел: тел./факс: (044) 573 97 60

Лукияновское отделение:

04116, г. Киев, ул. Бердичевская, 1
тел./факс: (044) 227 07 55, 228 18 69