

УДК 616.716.1/4-089.844(048.8)

© І. Р. МИСУЛА, О. В. СКОЧИЛО

ДВНЗ “Тернопільський державний медичний університет імені І. Я. Горбачевського”

Кістково-пластичні матеріали для заміщення дефектів щелеп: від історії до сьогодення

I. R. MYSULA, O. V. SKOCHYLO

SHEI “Ternopil State Medical University by I. Ya. Horbachevsky”

BONE-PLASTIC MATERIALS FOR THE REPLACING OF JAW DEFECTS: FROM THE PAST TO THE PRESENT

У статті представлено узагальнені дані про матеріали, які використовували раніше і застосовують в даний час для відновлення кісткової тканини. Проаналізовано методи отримання, а також висвітлено позитивні властивості та недоліки препаратів кожної з існуючих груп залежно від походження. Особлива увага звернена на перспективні матеріали алопластичного походження.

The article presents summarized data for materials that have been previously used and are being currently used for bone restoration tissue. The methods of receiving have been analyzed and the positive and negative properties of preparations from each of the existing groups depending on the origin have been clarified. Special attention has been paid to perspective materials of aloplastics origin.

Процеси відновлення пошкодженої чи втраченої кісткової тканини є важливим питанням хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії. Згідно з статистичними даними, захворювання, які супроводжуються деструктивними змінами в кістковій тканині (радикулярні кісти, доброякісні пухлини кісткової тканини) обіймають одне з домінуючих місць серед нозологій ЩЛД (Тимофеев А. А., 2011). Відповідно, питання заміщення утворених дефектів є пріоритетним (Вовк Ю. В., 2005; Пюрик В. П. та співавт., 2005; Воложин А. И. и соавт., 2000–2008; Панкратов А. С. та співавт., 2011). Поряд з використанням оновлених методів оперативної техніки [1], як раніше, так і на даний час актуальною є проблема вибору кістково-пластичного матеріалу, адже відомо, що саме остеопластика відкриває великі можливості для повної реабілітації пацієнтів. На сьогоднішній день усі існуючі матеріали поділяють, залежно від походження, на декілька груп, а саме – автогенні, алогенні, ксеногенні, алопластичні (синтетичні, штучно синтезовані кісткові замінники) та композиційні [2]. Матеріали, які належать до перерахованих груп, мають як позитивні властивості, так і недоліки, зважаючи на які було сформульовано основні вимоги до них. Отже, матеріалам має бути властива:

а) остеогенність – здатність матеріалу викликати ріст кісткової тканини за рахунок остеогенних клітин (автокістка).

б) остеоіндукція – здатність стимулювати ріст кісткової тканини в результаті впливу матеріалу на диференціювання мезенхімальних стовбурових клітин (білки крові, фактори росту, біоактивні компоненти, які сприяють росту кістки).

в) остеокондукція – здатність матеріалу відігравати роль пасивного матриксу для росту нової кістки з наступною резорбцією матеріалу.

Окрім цього, слід пам'ятати про:

- наявність пористості (забезпечує проростання нової кісткової тканини);
- біо- та імуносумісність, інфекційну безпечність;
- відсутність морально-етичних, релігійних та юридичних проблем при використанні;
- доступність та низьку ціну.

За на даними літератури, одним з найширше використовуваних методів кісткової пластики є автопластичний. Вперше автогенний трансплантат був застосований у 1820 році Walter. Протягом довгого часу матеріал, отриманий від самого пацієнта, вважали, як пишуть численні автори, “золотим стандартом” у кістковій пластичці (Іванов С. Ю., 2005; Робустова Т. Г., 1999, 2003; Branemark P. Iv et al., 1985), оскільки він має остеогенну (за рахунок автогенних кісткових клітин), остеокондуктивну (за рахунок колагену та мінералів кістки) та остеоіндуктивну (за рахунок неколагенових білків кісткового матриксу) активність.

Як відомо, за своєю структурою автотрансплантати можуть бути кортикальними, губчастими та кортикально-губчастими. Доведено, що при використанні губчастих кісткових трансплантатів відбуваються швидко та більш повноцінна реваскуляризація [3], оскільки вони містять більше поліпотентних клітин, які можуть диференціювати, проліферувати і брати участь в остеогенезі, тоді як в кортикальних трансплантатах ці процеси відбуваються повільніше. Разом з тим ряд науковців вважає, що кортикально-губчастий фрагмент за рахунок кортикальної частини надає трансплантату міцності, а за рахунок клітин губчастої частини сприяє підвищенню остеогенного потенціалу [4].

Як правило, позаротовими ділянками для забору матеріалу є ребро, латеральний край лопатки. Останнім часом широко застосовують автотрансплантати, взяті зі склепіння черепа, тазової та великогомілкової кісток [5], які, на думку фахівців, менше піддаються резорбції та більш здатні до регенерації. Відповідно, для отримання такого автотрансплантату необхідно залучати, окрім лікарів-анестезіологів, ще й лікарів-хірургів. Важливо також зазначити, що така операція вимагає умов стаціонарного відділення що, певною мірою, ускладнює лікувальний процес.

У випадку, коли для проведення кісткової пластики заплановано отримати внутрішньоротовий автотрансплантат, як ділянку-донор можна використати тіло та гілку нижньої щелепи [6, 7], ретромолярну ділянку, підборідковий симфіз, горби верхньої щелепи. Відповідно, забір матеріалу можна проводити під місцевою анестезією в амбулаторних умовах, що значно полегшує процес але не зменшує додаткової травматизації, якої прагнуть уникнути потенційні пацієнти. Слід також зазначити, що не лише фізична, але й психоемоційна травма, особливо у пацієнтів з вираженим страхом перед хірургічними втручанням, є причиною відмови від цього виду кісткової пластики.

Незважаючи на основні переваги автотрансплантатів, а саме біосумісність, біологічну безпеку та репаративний потенціал, цей метод має суттєвий недолік, який проявляється резорбцією трансплантата в динаміці (частіше при використанні позаротових автотрансплантатів). Також не варто забувати про віковий аспект. З обережністю рекомендують використовувати цей метод в дитячому та старечому віці через можливий ризик пошкодження зон росту та недостатню кількість матеріалу для забору [Савельєв, 2008]. Ризик інфікування ділянки-донора, додаткова операційна крововтрата, збільшення тривалості післяопераційного періоду теж свідчать не на користь даного методу.

Потреба в уникненні вищезгаданих негативних аспектів та пошук нових методів заміщення кісткової тканини привели до алотрансплантації. Методику алогенного заміщення кісткових дефектів (донором є інша людина) вперше застосували у 1880 році Масевен [8]. Як правило, використовують трупну кісткову тканину. Відомо, що алогенний трансплантат є остеокондуктивним матеріалом [9], хоча деякі автори (Сельский Н. Е., 2000, Рибаків П. А., 2006) вказують і на остеоіндуктивну властивість, потенціал якої залежить від способу обробки алокістки (ліофілізація, формалінізація, заморожування).

Алотрансплантат демінералізованої кістки (АДК) та алотрансплантат демінералізованої ліофілізованої кістки (АДЛК) є основними видами матеріалів цієї групи. Кісткова тканина після демінералізації стає еластичною, що сприяє легкому заповненню дефекту та дає можливість домогтися щільного контакту між кістковим ложем та матеріалом, що є запорукою ефективності кісткової пластики. АДЛК отримують шляхом ліофілізації, яка являє собою сублимацію води з попередньо замороженої тканини в умовах вакууму. Зневоднення здійснюється за рахунок підтримки рівноваги концентрації водяних парів у тканинах і навколишньому просторі. Відомо, що в процесі демінералізації відбувається вивільнення колагенової матриці та кісткових морфогенетичних білків, які є стимуляторами остеогенезу, хоча за даними А. С. Панкратова, И. С. Копецкого (2000) остеогенний потенціал формалінізованих та ліофілізованих алотрансплантатів є слабшим, ніж демінералізованого кісткового трансплантата. У літературі є експериментальні дослідження, у яких автори вказують на ефективно застосування аломатеріалів, насичених глікозаміногліканами [10, 11], факторами росту, гідроксиапатитом [12], але сама методика застосування алотрансплантата не позбавлена недоліків, що проявляється антигенною реакцією та слабким остеогенним ефектом [13]. Також виникають труднощі не тільки при отриманні, але й при зберіганні трансплантатів, що вимагає створення спеціальних банків для збереження матеріалу. При детальному вивченні властивостей алогенних матеріалів ряд авторів вказують на численні фактори, від яких залежить остеоіндуктивний потенціал, а саме: вік донорів (Сумароков Д. Д., 1988), терміни забору тканин після смерті, температурні показники, при яких зберігаються зразки (Han B. et al. 2003), методи консервації (Савельєв В. І., та співавт., 1996). Як результат, лабораторії-виробники алотрансплантатів, які не враховують вищезгаданих нюансів, пропонують на ринок матеріал з різним та нефіксованим рівнем остеопотенціалу, що

затруднює прогноз майбутньої операції. На сьогодні серед матеріалів цієї групи досить відомим є матеріал “АлоГро”[®], виробник – компанія “AlloSource” (США), яка має один з найбільших банків тканин. Цей алоімплантат відрізняється від інших тим, що кожна серія кісткової тканини від конкретного донора проходить доклінічну біологічну пробу на визначення остеоіндуктивності [14]. Але не слід забувати про хоч і мінімальний, але ризик, який супроводжує можливість передачі вірусної інфекції (ВІЛ, гепатит тощо). Питання дезінфекції та стерилізації отриманого матеріалу є предметом індивідуального вибору в різних державах (розчин формаліну, іонізуюче випромінювання, вплив низьких температур).

Останнім часом ряд вітчизняних авторів вказують на те, що отримують позитивний результат від застосування аломатеріалу “Тутопласт” [15, 16, 17]. Як стверджують виробники, у його створенні використано перший у світі процес консервації та переробки тканин, що запатентований компанією Тутоген Медікал Гмбх (Німеччина) та отримав назву Тутопласт-процес [18]. Метод ґрунтується на використанні дегідратуючих розчинів і низьких доз гамма-опромінення в 17,8 кГр та дає можливість зберегти біомеханіку тканини та її властивість перебувати. Як стверджують науковці, застосування багаторічного Тутопласт-процесу дало можливість отримати стерильні імунологічно інертні біоматеріали, які позбавлені бактерій, вірусів і пріонів та можуть використовуватися в стоматології, офтальмології, абдомінальній хірургії [19]. За даними компанії-виробника, на даний момент у світі виконано більш ніж 1 млн операцій із використанням біоімплантатів “Тутопласт” без жодного випадку передачі інфекційного захворювання.

До наступної групи матеріалів – ксеногенних – належать препарати тваринного походження. Вперше цей вид кісткової пластики був застосований у 1668 році van Mekeeren, але активне використання цього методу відмічено у другій половині XIX ст. Відомий трансплантолог того часу, Leopold Ollier, встановив цікаву закономірність. Пересаджуючи кісткову тканину від тварин примітивного виду тваринам з більш високим рівнем організації, він отримував кращі та прогнозованіші результати, ніж навпаки. Дослід довів, що відновлення кісткового дефекту у кішки матеріалом, отриманим від кролика, є успішнішим, ніж трансплантація кістки від кролика курці. Отримані результати стимулювали науковців того часу до поглибленого вивчення даного питання.

На сьогоднішній день найчастіше застосовують кісткову тканину свиней, великої рогатої худоби, яка проходить спеціальну обробку – депротеїні-

зацію, в результаті чого усувається антигенна дія матеріалу в організмі реципієнта, оскільки відомо, що одним з найпроблемніших аспектів у застосуванні ксенотрансплантатів є імунологічна несумісність та, як наслідок, – відторгнення матеріалу (Р. А. Гизатуллин, 2007). Ця ситуація змусила науковців до пошуку нових методів очищення у виробництві матеріалів.

Зважаючи на це, ксеногенні трансплантати поділяють за методом виготовлення:

- матеріали, в основі виготовлення яких використовують високі температури (“OsteoGraf/N”);
- матеріали, в основі виготовлення яких використовують низькі температури (“Bio-Oss”, Giestlich, Швейцарія);
- матеріали на основі ензимних технологій (очищення ферментами та тривале вимивання) – “Bio-Gen”, “Osteoplant” (Bioteck, Італія).

Характерною особливістю матеріалів цієї групи є те, що вони мають виражену остеокондуктивну дію. Після проведеного очищення ксеноматеріали перетворюються на кісткові мінерали, які в організмі можуть піддаватися резорбції різної швидкості але не мають остеоіндуктивних властивостей. “Bio-Oss” (Giestlich, Швейцарія), наприклад, є мінеральним компонентом кісткової тканини биків, тобто гідроксиапатитом природного походження, з якого майже повністю видалені органічні компоненти [20]. Дослідження показують, що структура матеріалу, за рахунок макро- та мікропор, сприяє швидкій ревазуляризації трансплантата. Уже за 2 місяці в мікропросторах відмічаються дрібні капіляри та мезенхімальні клітини. Приблизно з цього часу і на поверхні матеріалу починаються процеси остеогенезу та повільної резорбції матеріалу, що супроводжуються заміщенням структурними елементами власної кістки. Повна резорбція матеріалу відбувається приблизно за 20 місяців. Але, не дивлячись на позитивні властивості цих засобів та їх широке практичне застосування, наявність тваринного ГА теоретично не виключає ризику переносу пріонів – носіїв хвороби Крейтцфельда-Якоба.

Тому альтернативою в остеопластиці стало використання синтетичних матеріалів. Вперше дані про застосування синтетичного гідроксиапатиту були опубліковані С. Ф. Халбертом та співавторами в 70 роках минулого століття. У результаті експерименту було відмічено вrostання сполучної тканини в пори матеріалу, відсутність запалення, але вираженої остеокондуктивної дії не спостерігали в зв'язку з резорбцією матеріалу. Подальші пошуки встановили, що резорбція матеріалу прямо пропорційно залежить від його пористості та щільності [21].

На сьогоднішній день синтетичні або алопластичні матеріали за складом поділяють на:

а) неорганічні матеріали:

1) синтетичний гідроксиапатит (“Остеограф/ЛД”);

2) α -, β -трикальційфосфат (“Церазорб”, “Біорезорб”);

3) біоактивне скло (“PerioGlass” Block Drug Company, США, “BioGran” Orthovita, ЗІ, США);

4) сульфат кальцію (“Кансет” Lifecore, США, “Сурджипластир” Classimplant, Італія);

5) карбонат кальцію (“Біокорал”).

б) органічні матеріали :

1) полімери (“Фізіографт”, “Гіалос-Матрикс”, “ХТР-полімер”, “Етісорб”).

Незважаючи на різноманітну хімічну будову, дані матеріали об’єднують спільні позитивні властивості, а саме:

– відсутність резидуальних білків;

– відсутність бактеріальної та вірусної інфекції;

– відсутність етично-моральних та релігійних конфліктів при застосуванні;

– можливість регуляції швидкості резорбції за рахунок особливостей синтезу;

– доступна цінова категорія;

– достатня кількість та різноманіття форм (гранули, чипси, блоки, пасти).

Синтетичний гідроксиапатит (ГА) належить до кальцій-фосфатних сполук. Будучи аналогом основного компонента неорганічного матриксу кістки, гідроксиапатит бере активну участь в іонному обміні, забезпечує адгезію кісткових клітин та білків, що, на думку Григорян А. С. та співавт. (2003), індукує остеогенез, має osteoconductive властивості. Інтерес до синтетичного ГА полягає ще й у тому, що він не викликає імунної відповіді та при взаємодії з біологічними тканинами здатний до поступової резорбції та заміщення кістковою тканиною. Слід зауважити, що ГА наявний на стоматологічному ринку у двох видах – резорбуючий (“Остеограф /ЛД”) та не резорбуючий (“Остеограф /Д”, “Перма Ридж”). До синтетичних ГА належать також матеріали коралового походження. За складом вони є полікристалічною керамікою, основою якої є кристалічний карбонат кальцію – арагоніт (“Біокорал”).

α -, β -трикальційфосфат, біоактивне скло та сульфат кальцію також об’єднують під загальною назвою “Кераміка”.

Як зазначали Панкратов А. С. та співавт. (2011), характерною особливістю цих матеріалів є їх сумісність з мінералізованими тканинами організму.

Під час резорбції продукти деградації кальцій-фосфатних сполук (іони кальцію та фосфатів) при-

родно метаболізуються та не підвищують рівня кальцію і фосфатів ні в сечі, ні в сироватці крові.

На думку Н. В. Баграташвілі та співавт. (2007), незважаючи на перелічені позитивні якості, матеріали на основі гідроксиапатиту, трикальційфосфату, які виготовляються за рахунок спікання порошкоподібних фосфатів Са, є твердими та нееластичними, що в свою чергу не сприяє швидкій інтеграції з кістковою тканиною. Тому пошук нових різновидів синтетичних матеріалів є актуальним.

Аналізуючи вищесказане можна стверджувати, що на сьогоднішній день ще не існує “ідеального матеріалу”, який би відповідав усім вимогам. Зважаючи на це, часто у практичній медицині використовують композиційні матеріали (з метою сполучення їх позитивних властивостей). Наприклад, високоочищений колаген, виділений з губчастої кістки людини, поєднання з сульфатованими глікозаміногліканами [22], демінералізований кістковий матрикс з гіалуроновою кислотою (“DBX”), гідроксиапатит з трикальційфосфатом та колагеном (“Коллапол”), гідроксиапатит з колагеном (“КоллапАн”), автотрансплантат з “Bio-oss” [23]. Дослідження показують, що при використанні комбінації матеріалів досягається позитивніший результат, ніж при застосуванні кожного із компонентів окремо.

Бажання покращити механічні характеристики кальцій-фосфатної кераміки привело науковців до створення композицій на основі фосфатів кальцію та різних полімерів. Останнім часом з’явилися публікації про використання в якості органічного середника біорезорбтивних полімерів [24, 25] – колагену (природного полімеру) та полілактиду, полігліколіду (синтетичних полімерів) [26], (Григорян А. С., 2005, Воложин А. И., 2006).

За даними Peter X. Ma та співавторів, розрізняють такі три групи :

– гідроксиапатит-колагенові матеріали;

– полімер-керамічні композиції;

– полімер-кальційфосфатні композиції.

Колаген є природним тканинним міжклітинним білком, якому притаманний ряд властивостей: біосумісність, біодеградація та здатність активувати міжклітинну взаємодію. Однак використання колагену природного походження має ті ж недоліки, що й ксенотрансплантати, тому експериментальні дослідження у цій галузі привели до появи публікацій про використання натуральних полімерів (хітозан, альгінат) [27, 28].

Особливої уваги заслуговують синтетичні полімери – полілактидна, полігліколева кислоти та їх сополімери, які вже використовуються в багатьох країнах світу як біодеградуєчі матеріали.

Акцент в аналізі синтетичних полімерів ми б хотіли зробити на властивостях полілактиду (ПЛ). Полілактид – біорезорбтивний біосумісний поліефір, мономером якого є молочна кислота (Енциклопедія полімерів, 1994). У медицині полілактид використовують з середини минулого століття [29] як основу для виробництва резорбуючого шовного матеріалу [30], як матриці для транспортування лікарських речовин [31]. Вперше дані про застосування ПЛ були опубліковані в 1966 році Kulkarni et al., які підтверджували нетоксичність та біосумісність матеріалу [32]. З 1971 року полілактид є складовою частиною хірургічного шовного матеріалу, тривають експериментальні дослідження щодо можливості ширшого його застосування. У клініці, в 1987 році, Bos R. R. et al. вперше використав резорбуючі фіксатори на основі ПЛ для пластин при остеосинтезі. Разом з тим, тривали дослідження щодо використання ПЛ як пластини для полімерного остеосинтезу при травмах середньої та нижньої зон лицевого скелета [33, 34]. Одночасно з клінічним застосуванням полімерів в перерахованих засобах, велась експериментальна робота щодо вивчення особливостей матеріалу, його міцності, термінів резорбції та можливості використання в інших формах.

В 1992 році Gottlow et al. опублікували результати застосування ПЛ у вигляді мембрани для направленої тканинної регенерації. В експерименті на мавпах було доведено, що мембрана “Гайдор” (складається з полімерів молочної та лимонної кислот, існує на ринку по даний час) повністю резорбується за 6 місяців та не спричиняє запальної інфільтрації тканин, що підтверджено гістологічно.

В 1995 році Caffese et al. першими провели дослідження мембрани, яка складається з полімерів молочної та гліколевої кислот (“Resolut”) та

підтвердили повне розсмоктування матеріалу без побічних реакцій.

Деяко пізніше вищезгадані полімери як наповнювачі простору для закриття дефекту почали використовувати закордонні фахівці як в експериментальних, так і в клінічних дослідженнях [35, 36, 37, 38].

На сьогодні в Україні дозволений до використання матеріал “Фізіографт” (Ghimas, Італія), що є сополімером молочної та гліколевої кислот. Теоретичний час біодеградації коливається від 5–7 тижнів до 2–3 років, залежно від молекулярної ваги полімерів. Наявність у структурі лактидної кислоти забезпечує жорсткість матеріалу, наявність гліколевої – пластичність. Але, на жаль, цей матеріал має лише остеокондуктивну дію. Цікавими у цьому контексті є експериментальні дослідження російських науковців щодо регенерації кісткової тканини під дією композитного матеріалу різної пористості на основі полілактиду, насиченого синтетичним гідроксиапатитом [39]. Також трапляються публікації вітчизняних вчених про порівняльну характеристику застосування полілактиду + ГА та комбінації ГА з поліметилметакрилатом (ПММА), метакрилатестером та полівініловим спиртом [40]. Отримані результати вказують на підвищення репаративних властивостей кістки під впливом полілактиду+ ГА та відсутність шкідливої дії на тканини.

Висновок. Вищезгадані дані є лише поодинокими експериментальними дослідженнями, що нашою думкою про потребу в глибокому та змістовнішому вивченні особливостей оптимізації репаративного остеогенезу та дослідженні впливу різного відсоткового вмісту ГА на процеси резорбції полімера, що є, на нашу думку, перспективним напрямком у розвитку композиційних синтетичних матеріалів.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Варес Я. Е. Профилактика деформаций альвеолярных отростков при хирургическом лечении костей черепа (экспериментально-клиническое исследование) : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук : спец. 14.00.22 / Я. Е. Варес. – Львів, 2002. – 18 с.
2. Павленко А. В. Остеопластические материалы в стоматологии: прошлое, настоящее, будущее / А. В. Павленко, Р. Р. Ильк, С. А. Горбань // Современная стоматология. – 2008. – № 4. – С. 103–108.
3. Панкратов А. С. Костная пластика в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. Остеопластические материалы : [руководство для врачей] / А. С. Панкратов, М. В. Лекишвили, И. С. Копецкий. – М. : Издательство БИНОМ, 2011. – 272 с.
4. Герасимов А. С. Планирование реконструктивных операций при протяженных дефектах нижней челюсти с использованием современных технологий : автореф. дисс. на соискание научн. степени канд. мед. наук / А. С. Герасимов. – Санкт-Петербург, 2011. – 20 с.

5. Назарян Д. Н. Хирургическое лечение пациентов с дефектами челюстей с последующим восстановлением жевательной функции : автореф. дис. на соискание научн. степени канд. мед. наук : спец. 14.01.17 / Д. Н. Назарян. – Москва, 2013. – 24 с.
6. Hassan M. G. Vertical and horizontal bone augmentation with the intraoral autogenous J-graft / M. G. Hassan // Implant dentistry. – 2009, June. – V.18. – № 3. – P. 230–238.
7. Кулаков О. Б. Показания к применению трансплантатов из ветви нижней челюсти для замещения дефектов альвеолярного отростка челюстей в сочетании с денальными имплантатами и сравнительный анализ / О. Б. Кулаков, Я. В. Шорстов, С. Н. Супрунов // Институт стоматологии. – 2009. – Т. 1. – № 42. – С. 36–38.
8. Macewen W. The growth of bone. Observations on osteogenesis. The experimental inquiry into the development and reproduction of diaphyseal bone. / W. Macewen // James Macellose and Sons. 1912.
9. Берченко Г. Н. Костные трансплантаты в травматологии и ортопедии / Г. Н. Берченко // Биоматериалы. – 2008. – № 9. – С. 4–5.

10. Лекишвили М. В. Новые биопластические материалы в реконструктивной хирургии / М. В. Лекишвили, А. Ф. Панасюк // Вестник РАМН. – 2008. – № 9. – С. 33–36.
11. Махова Ф. М. Сравнительная эффективность применения отечественных остеопластических материалов “Биоматрикс” и “Остеоматрикс” в комплексном лечении пародонта : автореф. дисс. на соискание научн. степени канд. мед. наук : спец. 14.00.21 / Ф. М. Махова. – Москва, 2008. – 18 с.
12. Болонкин В. П. Оптимизация костной пластики в боковых отделах верхней челюсти / В. П. Болонкин, И. В. Болонкин, П. А. Рыбаков, Т. В. Меленберг // Стоматология. – 2008. – № 5. – С. 44–45.
13. Кулаков А. А. Хирургическая стоматология и челюстно-лицевая хирургия. Национальное руководство / А. А. Кулаков, Т. Г. Робустова, А. И. Неробеев. – М. : ГЭОТАР-Медиа, 2010. – 928 с.
14. Павленко О. В. Морфологічні основи вибору кістковопластичних матеріалів у пародонтології / О. В. Павленко, Е. О. Дмитрієва // Морфологія. – 2011. – Т. 5. №1. – С. 5–12.
15. Шаповалов А. С. Первый опыт использования материала “Тутопласт” в комбинации с аутогенной костью при субантральной аугментации верхней челюсти / А. С. Шаповалов // Український медичний альманах. – 2010, – Т.13, № 2. – С. 1–2.
16. Баев В. В. Використання імплантів “Тутопласт” в лікуванні доброякісних новоутворень та пухлиноподібних захворювань у дітей / В. В. Баев, С. Д. Шевченко, О. Є. Вирва // Ортопедія, травматологія і протезування. – 2009. – № 1. – С. 73–75.
17. Дедух Н. В. Особливості перебудови губчастих дегідратованих та регідратованих трансплантів “Тутопласт” / Н. В. Дедух, О. В. Зацепін, С. В. Малишкіна // Ортопедія, травматологія і протезування. – 2009. – № 2. – С. 91–95/
18. Кошацки К. “Тутопласт-процесс” – современный способ переработки и консервации биологических тканей / К. Кошацки, И. Е. Алещенко // Сб. тезисов. Симпозиум по проблемах тканевых банков с международным участием. Биоимплантология на пороге 21 века. 28–29 марта 2001 г., Москва, ЦИТО
19. Климовицкий В. Г. Оперативное лечение костных кист у детей с применением аллокастного биоматериала “Тутопласт” / В. Г. Климовицкий, Е. В. Жилицын // Травма. – 2009. – Т. 10, № 1. – С. 63–65.
20. Smieszec-Wilczewska J. Comparison of postoperation bone defects of alveolar processes of maxilla and mandible with the use of Bio-Gen and Bio-oss / J. Smieszec-Wilczewska, R. Koszowski, J. Pajak // J. Clin. Exp. dent. – 2010. – 2(2). – P. 60–66.
21. Гурин А. Н. Сравнительная оценка влияния различных остеопластических материалов на основе фосфата кальция на заживление костных дефектов : автореф. дисс. на соискание научн. степени канд. мед. наук // А. Н. Гурин. – Москва, 2009. – 26 с.
22. Кузьминых И. А. Клинический опыт использования остеопластического материала “Алломаатрикс-имплант” и фибрина, насыщенного тромбоцитами, при хирургическом лечении радикулярных кист челюстей / И. А. Кузьминых // Стоматология. – 2009. – № 1. – С. 51–53/
23. Jensen T. Maxillary sinus floor augmentation with Bio-oss or Bio-oss mixed with autogenous bone as graft in animals: a systematic review / T. Jensen, S. Schou, A. Stavropoulos et al. // Int. J. Oral. Maxillofac. Surg. – 2011, – № 12. – P. 832–844.
24. Основные направления в разработке и применении биоматериалов в институте имени профессора М. И. Ситенко АМН Украины / Н. А. Корж, Н. В. Дедух, И. Б. Тимченко [и др.] : сб. работ 5 научн.-практ. семинара ; под ред. проф. Очкурена А. А. [“ Искусственные материалы в травматологии и ортопедии”]. – М., 2009. – С. 48–53.
25. Синтез новых минерал-полимерных композитов для имплантологии и тканевой инженерии / В. Н. Баграташвили, А. И. Воложин, А. П. Краснов, С. М. Хоудл // Сборник трудов ИПЛИТ РАН. – М., 2007. – С. 157–165.
26. Porus Poly lactide/ beta-tricalcium Phosphate Composite Scaffolds for Tissue Engineering Applicayion / A. M. Naaparanta, S. Haimi, V. Ella [et al.] // J. Tissue Eng Regen Med 4. – 2010. – P. 366–373.
27. Железная А. П. Применение препарата “Хитозана с серебром” при эндодонтическом лечении хронического периодонтита / А. П. Железная // Материалы 23-й и 24-й Всероссийских научно-практических конференций. – Новосибирск, 2010. – С. 35–36.
28. Петрович Ю. А. Перспективы применения в стоматологии полуживых биополимеров хитозана и альгината / Ю. А. Петрович // Росс. стом. журн. – 2008. – № 2. – С. 66–73.
29. Maha J. Use of polymers in medicine / J. Maha, M. Dittrich / Ceska Slov. Farm. – 2001. – Vol. 50, №1. – P. 28–34.
30. Волова Т. Г. Материалы для медицины, клеточной и тканевой инженерии : учебное пособие / Т. Г. Волова, Е. И. Шишацкая, П. В. Миронов. – Красноярск : ИПК СФУ, 2009. – 262 с.
31. Севастьянов В. И. Биосовместимые материалы : учебное пособие / В. И. Севастьянов, М. П. Кирпичникова. – М. : ООО “Издательство “Медицинское информационное агентство”, 2011. – 544 с.
32. Poly lactic acid for surgical implants / Kulkarni R. K. [et al.] // Arch. Surg. – 1966. – Vol. 93. – 839 p.
33. D. Eglin. Degradable polymeric materials for osteosynthesis: tutorial. / D. Eglin, M. Alini // European Cells and Materials. – 2008. – Vol. – P. 80–91.
34. The fate of resorbable poly-L-lactic/polyglycolic acid (LactoSorb) bone fixation devices in orthognathic surgery / Edwards R. C. [et al.] // J. Oral Maxillofac. Surg. – 2001. – Vol. 59, № 1. – P. 19–25.
35. Middleton J. C. Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices / J. C. Middleton, A.J. Tipton // Biomaterials. – 2000. – Vol. 21, № 23. – P. 2335–2346
36. Osteoblast interactions with calcium phosphate ceramics modified by coating with type I collagen / Brodie J.C., Goldie E., Connel G., Merry J. // J. Biomed Mater Res A. – 2005. – № 73. – P. 409–421.
37. Bone tissue engineering with porous hydroxyapatite ceramics / Yoshikawa H., Myou A. / J. Artif Organs, 2005. – № 8. – P. 131–136.
38. Use of hydroxylapatite/polymer composite in facial bone augmentation. An experimental study / P. Ylinen, R. Suuronen, R. Taurio [et al.] // Int. J. Oral Maxillofac. Surg. – 2002. – V. 31, № 4. – P. 405–409.
39. Процессы регенерации в костных дефектах при имплантации в них композиционного материала различной плотности на основе полилактида, наполненного гидроксипатитом / А. А. Кулаков, А. С. Григорьян, Л. И. Крогова [и др.] // Стоматология. – 2009. – № 1. – С. 17–23.
40. Порівняльна експериментальна оцінка репаративного остеогенезу кісткових дефектів щелеп, заповнених різними остеопластичними біоматеріалами / В. Ф. Макеев, О. М. Сірій, М. О. Черпак, В. З. Сліпий // Новини стоматології. – 2010. – № 1. – С. 42–45.

Отримано 02.04.13