

Перспективи використання епоксиполіуретанових композиційних матеріалів у стоматології

Н.А. Галатенко¹, Н.О. Горбунова², О.С. Астапенко³, А.С. Рожнов³

¹Інститут хімії високомолекулярних сполук НАН України
48, Харківське шосе, Київ, 02160, Україна

²Житомирський національний агроекологічний університет
7, Старий бульвар, Житомир, 10008, Україна

³Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця
13, бул. Тараса Шевченка, Київ, Україна

Узагальнено сучасні літературні дані щодо біологічно активних композитів на основі поліуретанів та епоксидів, які використовують у медичній практиці як матеріали для заміщення дефектів кісткової тканини. Показано, що на сьогодні один із перспективних матеріалів для використання в хірургічній стоматології та щелепно-лицевій хірургії при виготовленні накісних пластин для остеосинтезу – біологічно активні епоксиполіуретанові композити. Представлено розвиток напрямку створення нових конструкційних матеріалів для проведення остеосинтезу на основі біосумісних і біологічно активних епоксиполіуретанів.

Ключові слова: епоксиполіуретани, композити, остеосинтез, накісні пластини, гідроксіапатит.

Зростаюча потреба в імплантаційному матеріалі зумовлена необхідністю вдосконалення хірургічного втручання в ортопедії, травматології та щелепно-лицевій хірургії. Досягнення в області фізики, хімії, імунології та токсикології сприяли появі таких матеріалів, які за своїми властивостями відповідають високим вимогам імплантології.

Ідеальним біосумісним матеріалом є аутокістка (біологічний матеріал, донором якого є сам пацієнт). Однак можливості використання аутотрансплантатів для заміщення дефектів кісткової тканини обмежені кількістю донорського матеріалу, їх значною резорбцією та необхідністю додаткового хірургічного втручання [1–4]. Використання алло-ксенотрансплантатів (біологічного матеріалу взятого від іншої людини) також лімітовано високою швидкістю резорбції, можливістю імунного відторгнення та необхідністю прийому імунодепресантів протягом тривалості життя пацієнта [5].

Значну роль в ортопедії і травматології відіграють метали. Сталеві спиці та стрижні, які широко застосовуються, мають високу міцність, проте вступають у складні взаємодії з оточуючими тканинами, що призводить до ускладнень (металози, аутоімунні реакції, асептичне запалення, виділення з металеві конструкції токсичних легуючих компонентів – нікелю, хрому та ін.). У результаті виникають індивідуальна непереносимість, остеопороз, остеолізіс і нестабільність фіксації імплантата [2, 3, 6, 7].

Використання болтів, штифтів, пластин із металів або сплавів з метою покращення процесу зрощення уламків кісток, вимагає повторного хірургічного втручання, що подовжує терміни лікування і збільшує ризик інфекції. Необхідність видаляти такі елементи після завершення остеогенезу в місці перелому, а також низькі гнучкість і біосумісність матеріалів обмежують області їх застосування.

Для підвищення біосумісності поверхню металевих імплантатів покривають оксидним шаром, який знижує їхню цитотоксичну дію [8–11]. У роботі [8] подані результати досліджень біосумісності зразків титанових і танталових ортопедичних фіксуючих пристроїв із різним покриттям (корундова кераміка, оксиди титану та танталу) *in vitro* в культурі фібробластів. Авторами показано, що досліджені зразки біосумісні. У роботах [9, 10] запропоновано спосіб отримання нового покоління біосумісних імплантатів шляхом нанесення на їхню поверхню багатокомпонентних біоактивних наноструктурованих плівок на основі карбиду титану Ti-(Ca, Zr)-(C, N, O, P) з високими механічними, трибологічними та біологічними властивостями. Металеві імплантати з модифікованою поверхнею біосумісні, однак практично не взаємодіють з кістковою тканиною, що ускладнює утворення міцного з'єднання [11].

Наприкінці ХХ століття арсенал імплантаційних матеріалів для лікування хворих з дефектами кісткової тканини був поповнений біоінертними стійкими до корозії пористими матеріалами на основі нікеліду титану

[12, 13]. Головною відмінністю пористих сплавів є їх висока проникність при збереженні високих фізико-механічних показників. З метою надання нікеліду титану біоактивності створено матеріали, що містять у своєму складі біокераміку [13].

Проведений аналіз літературних даних показав, що найбільш прийнятним матеріалом для заміщення дефектів кісткової тканини, а також ділянок, що не несуть високого механічного навантаження [14, 15], є гідроксіапатит (ГАП), що належить до кальцій-фосфатної кераміки і має хімічну формулу $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. ГАП – неорганічна складова кісткової тканини, що визначає його основну відмінність від інших неорганічних матеріалів (корундова кераміка і т.д.) та зумовлює високу біоактивність і біосумісність [14, 16]. Оскільки ГАП містить тільки іони, що зустрічаються в усіх тканинах людського організму, токсичність і розвиток реакції відторгнення виключаються [15]. Він не імунотропний і не викликає алергічних реакцій [17]. До унікальних біологічно активних властивостей ГАП належать його мітогенна та остеотропна дії [18–21], а саме здатність до стимуляції клітин опорних тканин і диференціювання клітин, які беруть участь в остеогенезі, тим самим забезпечуючи високий ступінь адгезії між кісткою й керамікою на межі розділу двох середовищ кістка-імплантат.

Здатність ГАП формувати біоактивне зчеплення з навколишньою кістковою тканиною, а також його високі біоактивність, біосумісність і остеопровідність відкривають нові можливості для успішного вирішення проблем сучасної хірургічної стоматології та травматології, пов'язаних з усуненням набутих дефектів кісток у результаті остеомієліту, пухлинних процесів, кист і т.д.

Незважаючи на досягнуті успіхи і широке застосування біокерамік, вони мають ряд істотних недоліків: високі жорсткість і крихкість матеріалів не дають змоги отримувати з них імплантати великих розмірів, що піддаються значним навантаженням [22, 23]. Тому для покращення механічних властивостей створено нове покоління імплантаційних композиційних матеріалів, у яких поєднуються різні види біологічно активної біокераміки й біосумісні полімери природного або синтетичного походження [24]. Один із найбільш численних і різноманітних видів матеріалів, що застосовують у медицині, – полімери і композити на їх основі, які за комплексом властивостей перевершують традиційні матеріали [25–28].

Матеріали з поєднанням необхідних експлуатаційних властивостей можна отримати шляхом варіювання складу полімерної матриці та вибору модифікаторів. Мета модифікації – покращення фізико-механічних властивостей, біосумісності, біологічної та хімічної стійкості, зниження токсичності матеріалів тощо. Практика використання біостабільних або біодеградуємих біосумісних полімерних композиційних матеріалів

(ПКМ) для виготовлення елементів кріплення уламків дає змогу отримати деталі меншої ваги, покращити їх контакт з тканинами, при цьому відпадає необхідність вилучення цих виробів з місця дефекту [29].

ПКМ на основі полімерних матриць природного або синтетичного походження і біокерамік широко використовують для усунення кісткових дефектів [30–33]. Цілком придатні для цього біокомпозити, які мають високий ступінь спорідненості з кістками та розроблені на основі компонентів їхніх мінеральних і органічних фаз – ГАП і колагену [34–36]. Матеріали на основі ГАП і хітозану використовують для покриття поверхні титанових імплантатів з метою покращення їх інтеграції з кістковою тканиною [37].

Ряд робіт присвячено розробці біостабільних композиційних матеріалів на основі ГАП і поліетилену – поширеного і доступного матеріалу, що має високу біологічну інертність. На основі поліетилену ультрависокої молекулярної маси отримують ПКМ з покращеними механічними властивостями. Такі матеріали використовують для виготовлення імплантатів суглобів та їх компонентів, кісток або їх частин, які здатні витримувати великі навантаження. Композити ГАП з поліетиленом, попри високі механічні характеристики (модуль Юнга, міцність на стиск, розтяг і вигин, трибологічні властивості), значно поступаються ГАП за біосумісністю й біоактивністю [38, 39].

Біоінертні поліакрилатні матеріали використовують як кістковий цемент у хірургії при заміні суглобів, а також для виготовлення внутрішньоочних і твердих контактних лінз [40–42].

У роботах [43–46] досліджено і розроблено біостабільні ПКМ на основі кополімерів метилметакрилату, метил- й етилакрилату, що містять ГАП і призначені для використання в стоматології й щелепно-лицевій хірургії як пломбувальний матеріал кісткових тканин (рис. 1).

Однак використання цих матеріалів для виготовлення якісних пластин і ендопротезів великих кісток неможливо в зв'язку з недостатніми в'язко-пружними властивостями, високими твердістю, жорсткістю і крихкістю. Значний недолік пломбувальних матеріалів на основі акрилатів – екзотермічність процесу полімеризації, що часто призводить до опіків кісткової тканини. Крім того, у процесі полімеризації відбувається значна усадка матеріалів, що робить проблематичним точне відтворення необхідної форми імплантата.

На початку розвитку методів імплантації класичні поліаміди розглядали як біосумісні, здатні до біодеградації матеріали, придатні для виготовлення волокон,

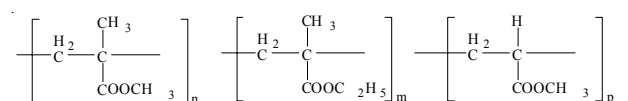


Рис. 1. ПКМ на основі кополімерів метилметакрилату, метил- й етилметакрилату

плівок і сіток медичного призначення. На основі поліамідів розроблено ряд імплантаційних ПКМ, наповнених ГАП, які використовують переважно в щелепно-лицевій хірургії [47–49]. Однак досить високе водопоглинання поліамідів призводить до пластифікації й помітної зміни механічних властивостей матеріалу в процесі експлуатації.

На основі поліестерів полілактиду, полікапролактону і полілактогліколіду розроблено біосумісні біодеградуєчі матеріали, які використовують для виготовлення накісних пластин для остеосинтезу (рис. 2) [50–52].

Ці полімери характеризуються низькими фізико-механічними властивостями, недостатньою жорсткістю. Для покращення їхніх експлуатаційних властивостей створено ряд ПКМ, що містять ГАП [53, 54], коллаген [55], трикальційфосфат і желатин [56], апатит і желатин [57].

Відомий матеріал на основі полілактиду й цинковмісної біоактивної кераміки, який має високі остеоіндуктивні властивості [58].

Останнім часом створено нове покоління органонеорганічних біологічно активних матеріалів з високими остеоіндуктивними властивостями на основі пористого оксиду кремнію та органічних компонентів [59]. У роботі [60] досліджена можливість впливу на швидкість процесів біодеградації й остеосинтезу біологічно активного матеріалу на основі фіброїну шовку введенням частинок оксиду кремнію різних розмірів.

Введення в полімерну матрицю на основі хітозану силікагелю значно прискорює регенерацію кісткової тканини, надає остеоіндуктивні властивості композиційному матеріалу [61]. Наногібридний матеріал на основі хітозану і силікагелю для пластики кісткових дефектів має здатність пролонговано вивільняти лікарську речовину [62].

Біоактивні біодеградуєчі гібридні желатин-силіко-санові композити за рахунок наявності активних силанольних груп формують апатит на поверхні і тому перспективні для пластики кісткової тканини [63].

Серед полімерних імплантаційних матеріалів найбільш широко вивчені і застосовуються у медичній практиці поліуретани (ПУ). ПКМ на основі ПУ завдяки високій біосумісності, можливості регулювання властивостей шляхом варіювання вихідних сполук і широким можливостям модифікації – одна з основних груп полімерних матеріалів, що використовуються для усунення дефектів кісткової тканини [64–70].

Висока біосумісність ПУ зумовлена подібністю будови уретанової групи та пептидної групи білків [71]. Можливість варіювання різних вихідних речовин (дізоціанатів, полієфірів і подовжувачів ланцюга) дає змогу отримати ПУ різної структури (лінійні, розгалужені, сітчасті) і властивостей (від еластомерів до жорстких матеріалів) [72, 73].

Наявність активних функціональних груп уможли-

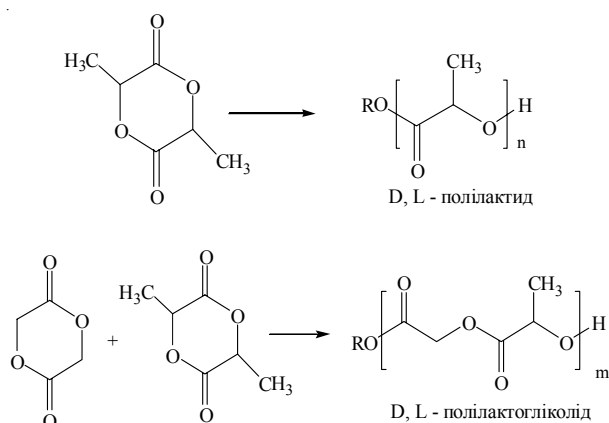


Рис. 2. Поліестери полілактид і полілактогліколід

вила використання ПУ як носіїв біологічно активних речовин. Відомі роботи Галатенко Н.А. зі співавторами [74–82], присвячені розширенню асортименту біологічно активних полімерних імплантаційних матеріалів на основі ПУ з пролонгованою лікувальною дією для усунення багатьох патологічних процесів у різних тканинах і органах. Для пластики кісткових тканин було розроблено ПКМ із пролонгованою антисептичною дією, який складається з біосумісної біодеградуєчої поліуретанової основи, кальцій фосфатного біоактивного наповнювача остеоapatиту, каталізатора 2,4,6-дис(диметиламінометил)фенолу та декаметоксину, іммобілізованого на полімерній матриці за рахунок міжмолекулярних водневих зв'язків іон-водневих зв'язків [75, 76, 80, 81].

Авторами показано, що шляхом зміни кількісного складу композиції і фізико-механічних властивостей наповнювача можна отримати матеріал необхідної міцності й антисептичної активності, що важливо для ортопедичної хірургії, коли запальні процеси відбуваються з різною інтенсивністю.

Широкі можливості модифікації і спрямованого регулювання експлуатаційних характеристик епоксидних смол також дають змогу створювати ефективні високоякісні матеріали на їх основі із задалегідь заданими властивостями. Чисті епоксидні смоли обмежено використовують у медицині. Біоінертні, нетоксичні матеріали АН-26 і АН-Plus фірми «Densply», США знайшли застосування в стоматології як цемент для корневих каналів зубів [83, 84].

Накісні пластини тривалої дії, виготовлені з епоксидних композиційних матеріалів, не викликають негативних змін в оточуючих тканинах упродовж усього періоду імплантації, тобто мають високий ступінь біосумісності [29].

Треба відзначити, що попри всі переваги, епоксидні композити здатні працювати тільки за умов обмеженої деформації [85–87].

Однією з переваг епоксидних смол є широкі можливості їх модифікації для підвищення експлуатаційних

характеристик епоксидних полімерів і композицій на їх основі [88]. Надати необхідні властивості епоксидним матеріалам можна модифікацією інертними й реакційноздатними пластифікаторами, еластомерами, дисперсними наповнювачами, отверджувачами тощо [89].

Багато робіт присвячено створенню епоксидних композиційних матеріалів з покращеними властивостями (механічною міцністю, жорсткістю і хімічною стійкістю) шляхом введення дрібнодисперсних наповнювачів різної природи: аеросилу [90–92], силікагелю [93–99], оксиду титану [99], оксиду цирконію [100], оксидів заліза й алюмінію, поліаніліну [101], алмазу й алмазографіту [102], карбонатотрубок [103, 104], високодисперсних металів [105] та ін.

Модифікація епоксидних полімерів дає змогу усунути такі їх недоліки, як висока крихкість, чутливість до зміни температур, низька гнучкість і ударна міцність [106].

Ефективними пластифікаторами полімерних матеріалів є ПУ [107], використання яких дає змогу отримати матеріали, властивості яких кількісно та якісно відрізняються від властивостей кожної складової. Поліуретанепоксидні (ПУЕ) полімери завдяки комплексу цінних властивостей – високій адгезії до різних матеріалів, високим діелектричним і фізико-механічним властивостям, широко використовують у різних галузях народного господарства [108, 109].

Становлять інтерес роботи, в яких описано нові ПУЕ композиції медичного призначення з пролонгованою біологічною активністю й остеотропною дією [110–113]. Використання зазначених матеріалів вирішує завдання оптимізації умов репаративної регенерації в післяопераційний період при проведенні реконструктивних операцій на кістках лицьового черепа, покращення умов перебігу остеогенезу в ділянці переломів кісток, зменшення ймовірності ускладнень після операції. Такі ПКМ створені на основі полімер-олігомерної суміші, при отриманні якої ПУ синтезують у середовищі олігомеру (епоксидної діанової смоли). У ході синтезу утворюється реакційна суміш, яка складається з поліуретану потрібної молекулярної маси, кополімеру ПУЕ та епоксидного олігомеру. Олігомерна складова цієї суміші отверджує за допомогою отверджувачів епоксидних смол. Враховуючи медичне використання, в отриману суміш вводили імуномодулятор левамізол і ГАП. Додаток в ЕПУ гідроксіапатиту і левамізолу підвищує еластичність матеріалу, що дає змогу краще адаптувати фіксуючі конструкції до складної поверхні кісток лицьового черепа.

Накісні пластини для остеосинтезу з ЕПУ-ГАП-левамізолу рекомендовані для фіксування кісних фрагментів при переломах у верхніх і середніх зонах лицьового черепа [114, 115].

Самостійний напрям вирішення проблеми створення полімерних матеріалів для ортопедичної стоматології – надання полімерному матеріалу біологічної

активності, що дає змогу отримати нове покоління препаратів, які поєднують у собі діючу основу та біологічно активні речовини, де лікарський препарат може бути пов'язаний із полімерною молекулою, що приведе до пролонгації його дії.

Сьогодні впевнено можна констатувати недостатню кількість на вітчизняному ринку імплантатів кісткової тканини або конструкційних деталей для остеосинтезу, здатних не тільки стимулювати регенеративні процеси, а й одночасно проявляти місцеву пролонговану протитуберкульозну дію. Вирішення цієї проблеми можна віднести до одного з пріоритетних напрямів розвитку вітчизняної медицини.

У роботі [115] описано дослідження біосумісності і біодеградації нової ЕПУ композиції, де як лікарська речовина у склад композиції був введений протитуберкульозний препарат – ізоніазид (гідрозид ізонікотинової кислоти).

Були досліджені композиції на основі епоксиполіуретану, які містили у своєму складі не тільки ізоніазид, а й такі наповнювачі як трикальцій фосфат і ГАП за різних співвідношень (від 10 до 50 % мас.). При імплантації полімерних композицій експериментальним тваринам було встановлено, що полімерні матеріали піддаються біодеструкції в організмі, при цьому продукти біодеструкції не проявляють токсичного впливу на навколишні тканини, а також на основні органи експериментальних тварин.

Порівнюючи фізико-механічні показники експериментальних зразків у вигляді пластин після інкубування в біологічному середовищі 199 було встановлено, що через три місяці відбувається їх біодеградація, яка виражається в спаді міцності на розрив у випадку введення 10–15 % мас. ГАП чи 10–20 % мас. ТКФ від 49 до 47 і 62 до 38 %, відповідно, у порівнянні з контролем.

Враховуючи те, що саме здатність до резорбції імплантаційного матеріалу дає змогу уникнути повторного хірургічного втручання у випадку використання металевих пристосувань для іммобілізації кісткових уламків, можна з упевненістю констатувати можливість отримання нового перспективного матеріалу з регульованими строками біодеградації для пластики кісткових дефектів, що має протитуберкульозну активність, на основі епоксиполіуретанових композицій.

У роботі [116] описується отримання й дослідження епоксиполіуретанових композицій з наповнювачами – аеросилом марки А-175 і силікагелем з розмірами частинок від 10 до 40 мкм. Як лікарська речовина був використаний стрептоміцин, який належить до протитуберкульозних препаратів І ряду.

Динаміку вивільнення стрептоміцину з ЕПУ композицій із різним вмістом силікагелю (0,8; 3,0 і 5,0 % мас.) у водне модельне середовище вивчали спектрофотометричним методом за колориметричною реакцією, яку використовують у фармакології для ідентифікації стрептоміцину [116].

Згідно з отриманими результатами, введення малих кількостей силікагелю (0,8–3,0 % мас.) в ЕПУ композицію позитивно впливає на динаміку вивільнення стрептоміцину *in vitro*, що відповідно буде підвищувати фармакологічний ефект при використанні. Протягом 90 діб вивільняється до 70 % від загальної кількості стрептоміцину. При збільшенні вмісту наповнювача (5 % мас.) кількість вивільненого стрептоміцину зменшується, що, ймовірно, пов'язано з високою питомою поверхнею силікагелю, наявністю активних силанольних груп, здатних сорбувати на себе й утримувати протягом певного часу іони стрептоміцин сульфату [117].

За результатами комплексних медико-біологічних досліджень, які включали модельні операції при імплантації отриманих матеріалів у кістку експериментальним тваринам, розроблені епоксиполіуретанові композиційні матеріали, наповнені силікагелем і стрептоміцином, – нетоксичні, біосумісні й відповідають вимогам матеріалів для імплантації.

Згідно з клінічними випробуваннями, проведеними у Національній медичній академії післядипломної

освіти імені П.Л. Шупика, конструкційні деталі для остеосинтезу, виготовлені з ЕПУ композицій, наповнених силікагелем і стрептоміцином, мають належну лікувальну ефективність, повною мірою відповідають своєму медичному призначенню, безпечні при використанні, можуть бути використані в медичній практиці в Україні.

Отже, аналізуючи літературні дані, можна з певністю зробити висновок, що композиційні матеріали на основі епоксиполіуретанів перспективні при отриманні конструкційних деталей для остеосинтезу, які можуть бути використані в хірургічній стоматології та щелепно-лицьовій хірургії. Введення у склад композицій неорганічних наповнювачів, здатних стимулювати остеосинтез (ГАП, трикальцій фосфат, силікагель, аеросил тощо), приведе до підвищення експлуатаційних характеристик деталей, зокрема еластичності, що дасть змогу краще адаптувати фіксуючі конструкції на складній поверхні кісток лицьового черепа, уникнути повторних операцій, чинити лікувальну дію у місці використання.

Література

1. Десятниченко К. С. // Клеточная трансплантология и тканевая инженерия. – 2008. – 3, № 1. – С. 62-69.
2. Damien C. J. // J. of Biomaterials Applications. – 1991. – № 2. – Р. 187.
3. Moss S. D., Joganic E., Manwaring K. H. // *Pediatr. Neurosurg.* – 1995. – № 23. – Р. 199-204.
4. Mulliken J. B., Glowacki J., Kaban L. B. // *Annals of Surgery.* – 1981. – № 194. – Р. 366-372.
5. Полежаев Л.В. // *Вопр. нейрохирургии им. Бурденко.* – 1982. – 2. – С. 53-57.
6. Hanawa T. // *Sci. and Technol. of Advanced Mater.* – 2002. – 3, № 4. – Р. 289-295.
7. Ferreira M. E., Pereira M. L., Costa G. F. // *J. of Trace Elements in Medicine and Biology.* – 2003. – 17, № 1. – Р. 45-49.
8. Барыш А. Е., Мальшикина С. В. // *Междунар. мед. журн.* – 2006. – 12, № 3. – С. 105-109.
9. Shtansky D. V., Gloushankova N. A., Bashkova I. A. // *Surface and coating technology.* – 2006. – 27, № 7. – Р. 4111-4118.
10. Shtansky D. V., Gloushankova N. A., Bashkova I. A. // *Biomaterials* – 2006. – 27, № 9. – Р. 3519-3531.
11. Giavaresi G., Fini M., Cigada A. // *Biomaterials.* – 2003. – 24, № 9. – Р. 1583-1594.
12. Ясенчук Ю. Ф. // *Имплантаты с памятью формы.* – 2007. – № 1-2. – С. 61-65.
13. Дюрягин Н. М., Гюнтер В. Э., Сысолятин П. Г. // *Анналы пластической, реконструктивной и эстетической хирургии.* – 2010. – № 3. – С. 56-61.
14. Берлеянд А.С., Воложин А.И., Книжник А.З. // *Новое в стоматологии.* – 1992. – № 3. – С. 9-11.
15. Поляков В.А., Чемянов Т.Г. // *Вест. хирургии им. Грекова.* – 1989. – 412, № 4. – С. 101-103.
16. Воложин А.И., Дьякова С.В., Топольницкий О.З. // *Новое в стоматологии.* – 1993. – № 3. – С. 29-31.
17. Aoki H., Akae M., Shin Y. // *Medical progress through Technology.* – 1987. – № 12. – Р. 213-220.
18. Панкратов А.С., Зуев В.П., Иванов Н.Г. // *Стоматология.* – 1994. – № 3. – С. 37-40.
19. Verrier S., Bareille R., Rovira A. // *Materials Sci. Materials in Medicine.* – 1996. – 7, № 1. – Р. 46-51.
20. Santis De D., Guerriero C., Nocine P.F. // *Materials Sci. Materials in Medicine.* – 1996. – 7, № 1. – Р. 21-28.
21. Cheunig H.S., Story M.T., McCarty D.S. // *Arthristis Rheum.* – 1984. – № 27. – Р. 668.
22. Леонтьев В. К. // *Стоматология.* – 1996. – № 5. – С. 4-6.
23. Li Y. *Synthesis and characterization of bone-like minerals: Macroscopic approach and microscopic emulation.* – Leiden: Rodopi, 1994. – 119 p.
24. Путляев В. И. // *Сорос. образов. журн.* – 2004. – 8, № 1. – С. 44-50.
25. Seal B. L., Otero T. C., Panitch A. // *Materials Sci. and Engineer.* – 2001. – 34, № 4-5. – Р. 147-230.
26. Nair L. S., Laurencin C. T. // *Progress in Polymer Sci.* – 2007. – 32, № 8-9. – Р. 762-798.
27. Griffith L. G. // *Acta Materialia.* – 2000. – 48, № 1. – Р. 263-277.
28. Vert M. // *Progress in Polymer Sci.* – 2007. – 32, № 8-9. – Р. 755-761.
29. Mano J. F., Sousa R. A., Boesel L. F. // *Composites Sci. and Technol.* – 2004. – 64, № 6. – Р. 789-817.
30. Rezwan K., Chen Q. Z., Blaker J. J. // *Biomaterials.* – 2006. – 27, № 18. – Р. 3413-3431.
31. Boccaccini A. R., Maquet V. // *Composites Sci. and*

- Technol. – 2003. – **63**, № 16. – P. 2417-2429.
32. *Wei G., Ma P. X.* // Biomaterials. – 2004. – **25**, № 19. – P. 4749-4757.
33. *Mohamad Y. D., Bretcanu O., Voccaccini A. R.* // J. of Materials Sci. – 2008. – **43**, № 13. – P. 4433-4442.
34. *Matsui K., Matsui A., Handa T.* // Inter. J. of Oral and Maxillofacial Surgery. – 2010. – **39**, № 12. – P. 1218-1225.
35. *Andronescu E., Ficai M., Voicu G.* // J. of Materials Sci.: Materials in Medicine. – 2010. – **21**, № 7. – P. 2237-2242.
36. *Иванов С. Ю., Ларионов Е. В., Панин А. М.* // Ин-т стоматологии. – 2005. – **4**, № 29. – С. 108-111.
37. *Muzzarelli R. A. A.* // Carbohydrate Polymers. – 2011. – **83**, № 4. – P. 1433-1445.
38. *Краснов А. П., Осипчик В. С., Клабукова Л. Ф.* // Пласт. массы. – 2010. – № 10. – С. 43-48.
39. *Воложин А. И., Рогинский В. В., Докторов А. А.* // Новое в стоматологии. – 1999. – № 8. – С. 35-43.
40. *M. Schuster, C. Turecek, F. Varga* // Applied Surface Sci. – 2007. – **254**, № 4. – P. 1131-1134.
41. *Hernandez L., Fernandez M., Collia F.* // Biomaterials. – 2006. – **7**, № 1. – P. 100-107.
42. *Sabino M. A., Ajami D., Salih V.* // J. of Biomaterials Applications. – 2004. – **19**, № 2. – P. 147-161.
43. *Топольницкий О. З., Ульянов С. А., Дьякова С. В.* Москов. центр детской челюстно-лицевой хирургии: 10 лет - результаты, итоги, выводы. – М.: Детстомиздат. – 2002. – С. 349-362.
44. *Воложин А. И., Рогинский В. В., Докторов А. А.* // Новое в стоматологии. – 1999. – № 3. – С. 32-40.
45. *Григорьян А. С., Воложин А. И., Краснов А. П.* // Стоматология. – 2003. – № 2. – С. 10-14.
46. *Чергеитов Ю. И., Воложин А. И., Рогинский В. В.* // Рос. стомат. журн. – 2001. – № 4. – С. 4-8.
47. *Jie W., Yubao L.* // Europ. Polymer J. – 2004. – **40**, № 3. – P. 509-515.
48. *Wang H., Li Y., Zuo Y.* // Biomaterials. – 2007. – **28**, № 22. – P. 3338-3348.
49. *Воложин А. И., Попов В. К., Краснов А. П.* // Новое в стоматологии. – 2002. – № 1. – С. 84-90.
50. *Leiggenger C. S., Curtis R., Muller A. A.* // Biomaterials. – 2006. – **27**, № 2. – P. 202-207.
51. *Guarino V., Causa F., Taddei P.* // Biomaterials. – 2008. – **29**, № 27. – P. 3662-3670.
52. *Park J. K., Yeom J., Oh E. J.* // Acta Biomaterialia. – 2009. – **5**, № 9. – P. 3394-3403.
53. *Краснов А. П., Бондаренко В. А., Клобукова Л. Ф.* // Пласт. массы. – 2003. – № 12. – С. 38-43.
54. *Kikuchi M., Kouyama Y., Yamada T.* // Biomaterials. – 2004. – **25**, № 28. – P. 5979-5986.
55. *Lee S. J., Lim G. J., Lee J.-W.* // Biomaterials. – 2006. – **27**, № 18. – P. 3466-3472.
56. *Kinoshita Y., Matsuo M., Todoki K.* // Inter. J. of Oral and Maxillofacial Surgery. – 2008. – **37**, № 3. – P. 275-281.
57. *Jegal S.-H., Park J.-H., Kim J.-H.* // Acta Biomaterialia. – 2011. – **7**, № 4. – P. 1609-1617.
58. *Oh S.-A., Won J.-E., Kim H.-W.* // J. of Biomaterials Applications. – 2011. – **25**, № 9. – P. 147-161.
59. *Arcos D., Vallet-Regi M.* // Acta Biomaterialia. – 2010. – **6**, № 8. – P. 2874-2888.
60. *Mieszawska A. J., Fournalis N., Georgakoudi I.* // Biomaterials. – 2010. – **31**, № 34. – P. 8902-8910.
61. *Lee E.-J., Shin D.-S., Kim H.-E.* // Biomaterials. – 2009. – **30**, № 5. – P. 743-750.
62. *Lee E.-J., Jun S.-H., Kim H.-E.* // J. of Materials Sci.: Materials in Medicine. – 2010. – **21**, № 1. – P. 207-214.
63. *Ren L., Tsuru K., Hayakawa S.* // Biomaterials. – 2002. – **23**, № 24. – P. 4765-4773.
64. *Baino F., Verne E., Vitale-Brovvarone C.* // J. of Materials Sci.: Materials in Medicine. – 2009. – **20**, № 11. – P. 2189-2195.
65. *Dong Z., Li Y., Zou Q.* // Applied Surface Sci. – 2009. – **255**, № 12. – P. 6087-6091.
66. *Grad S., Kupcsik L., Gorna K.* // Biomaterials. – 2003. – **24**, № 28. – P. 5163-5171.
67. *Khan A. S., Ahmed Z., Edirisinghe M. J.* // Acta Biomaterialia. – 2008. – **4**, № 5. – P. 1275-1287.
68. *Liu H., Zhang L., Zuo Y.* // J. of Applied Polymer Sci. – 2009. – **112**, № 5. – P. 2968-2975.
69. *Heijkants R. G. J., van Calck C., R. V., De Groot J. H.* // J. of Materials Sci.: Materials in Medicine. – 2004. – **15**, № 4. – P. 423-427.
70. *Липатова Т.Э., Пхакадзе Г.А.* Полимеры в эндопротезировании. – К.: Наук. думка, 1983. – 160 с.
71. *Пхакадзе Г. А.* Биодеструктурируемые полимеры. – К.: Наук. думка, 1990. – 160 с.
72. *Липатова Т. Э., Липатов Ю. С.* // Журн. Всесоюз. хим. о-ва им. Д.И. Менделеева. – 1985. – **30**, № 4. – С. 438-446.
73. *Мазур Л. М., Рожнова Р. А., Дроздова В. I., Галатенко Н.А.* // Полімер. журн. – 2007. – **29**, №1. – С. 58-66.
74. *Галатенко Н. А., Збанацкая Н. Л., Нечаева Л. Ю.* // Доп. НАН України. – 2005. – № 5. – С. 128-133.
75. *Галатенко Н. А., Збанацкая Н. Л., Нечаева Л. Ю.* // Полімер. журн. – 2005. – **27**, № 3. – С. 202-206.
76. *Нечаева Л. Ю., Галатенко Н. А., Храновский В. А.* // Доп. НАН України. – 1994. – № 9. – С. 143-147.
77. *Гладир І. І., Жернова Л. М., Галатенко Н. А.* // Доп. НАН України. – 2007. – № 9. – С. 125-130.
78. *Рожнова Р. А., Галатенко Н. А., Левенец Е. Г.* // Полімер. журн. – 2004. – **26**, № 3. – С. 215-219.
79. *Рожнова Р. А., Галатенко Н. А., Савицька О. С.* // Полімер. журн. – 2008. – **30**, № 3. – С. 256-261.
80. *Галатенко Н.А., Збанацкая Н.Л., Гриценко В.П.* // Пласт. массы. – 2009. – **31**, № 7. – С. 36-42.
81. *Галатенко Н.А., Збанацкая Н.Л., Гриценко В.П.* // Полімер. журн. – 2009. – **31**, № 2. – С. 131-136.
82. *Рожнова Р.А., Галатенко Н.А., Замуліна Л.І.* // Полімер. журн. – 2008. – **30**, № 4. – С. 345-348.
83. Стоматологические материалы и оборудование «ВладМиВа». Сертификат соответствия Виэдент:

- [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://tdvldmiva.ru/page-100#>.
84. Dentsply: [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://www.dentsplymea.com/Search/node/АН%2026>.
85. *Emrick T., Chang H. T., Frechet J. M. J.* // Polymer Bulletin. – 2000. – **45**, № 1. – Р. 0001-0007.
86. *Hamerton I., Howlin B.J., Jepson P.* // Coordination Chemistry Reviews. – 2002. – **224**, № 1-2. – Р. 67-85.
87. *Blanco M., Corcuera M.A., Riccardi C.C.* // Polymer. – 2005. – **46**, № 19. – Р. 7989–8000.
88. *Чеботарева Е.Г., Огрель Л.Ю.* // Фундаментальные исследования. – 2008. – № 4. – С. 55.
89. *Строганов И.В., Строганов В.Ф., Замалетдинов И.Ф.* // Клеи. Герметики. Технологии. – 2006. – № 7. – С. 20-24.
90. *Мишак В.Д., Семиног В.В., Гомза Ю.П.* // Полімер. журн. – 2008. – **30**, № 2. – С. 146-153.
91. *Hsieh T.H., Kinloch A.J., Masania K.* // Polymer. – 2010. – **5**, № 26. – Р. 6284-6294.
92. *Старокадамский Д.Л., Телегеев И., Головань С.В.* // Пласт. массы. – 2010. – № 7. – С. 35-40.
93. *Kang S., Hong S.I., Choe C.R.* // Polymer. – 2001. – **42**, № 3. – Р. 879-887.
94. *Teh P.L., Mariatti M., Akil H.M.* // Materials Letters. – 2007. – **61**, № 11-12. – Р. 2156-2158.
95. *Bugnicourt E., Galy J., Gerard J.F.* // Polymer. – 2007. – **48**, № 6. – Р. 1596-1605.
96. *Барабанова А.И., Шевнин П.Л., Пряхина Т.А.* // Высокомолекуляр. соединения. – 2008. – **50**, № 7. – С. 1242-1254.
97. *Romanes M.C., D'Souza N.A., Coutinho D.* // Wear. – 2008. – **265**, № 1-2. – Р. 88-96.
98. *Jiao J., Sun X., Pinnavaia T.J.* // Polymer. – 2009. – **50**, № 4. – Р. 983-989.
99. *Shi H., Liu F., Yang L.* // Progress in Organic Coatings. – 2008. – **62**, № 4. – С. 359-368.
100. *Белошенко В.А., Борзенко А.П., Глазунова В.А.* // Пласт. массы. – 2008. – № 1. – С. 40-43.
101. *Віленський В.О., Демченко В.Л.* // Полімер. журн. – 2008. – **30**, № 2. – С. 131-138.
102. *Полукеева Л.Г., Ананьева Е.С., Ишков А.В.* // Изв. Алтайского гос. ун-та. – 2010. – № 3-2. – С. 160-163.
103. *Тренисова А.Л., Аношкин И.В., Горбунова И.Ю.* // Пласт. массы. – 2006. – № 11. – С. 10-13.
104. *Gu X., Huang X., Wei H.* // Europ. Polymer J. – 2011. – **47**, № 5. – Р. 903-910.
105. *Анисимов Ю.И., Боровская Т.В., Савин С.Н.* // Пласт. массы. – 2006. – № 3. – С. 4-6.
106. *Ву Х.Т., Осипчик В.С., Смотрова С.М.* // Пласт. массы – 2008. – № 4. – С. 32-35.
107. *Суханов П.П., Перухин Н.Ю., Архиреев В.П.* // Пласт. массы – 2008. – № 9. – С. 36-38.
108. *Яценко Л.Н., Запунная К.В., Тодосійчук Т.Т.* // Полімер. журн. – 2007. – **29**, № 2. – С. 130-136.
109. *Potvin E., Brossard L., Larochelle G.* // Progress in Organic Coatings. – 1997. – **31**, № 4. – Р. 363-373.
110. *Галатенко Н.А., Куксін А.М., Рожнова Р.А.* // Доп. НАН України. – 2007. – № 3. – С. 142-147.
111. Пат. 13318 Україна, МПК⁷ С 09 К 3/32, А 61 F 2/02, С 08 К 5/17, С 08 L 63/02, С 08 L 75/04. Полімерний композиційний матеріал для пластики кісткових тканин / Галатенко Н. А., Куксін А. М., Астапенко О. О., Рожнова Р. А. – Опубл. 15.03.06. Бюл. № 3.
112. *Галатенко Н.А., Куксін А.М., Рожнова Р.А.* // Полімер. журн. – 2008. – **30**, № 2. – С. 168-172.
113. *Галатенко Н.А., Маланчук В.А., Астапенко Е.А.* // Доп. НАН України. – 2008. – № 6. – С. 149-152.
114. *Галатенко Н.А., Рожнова Р.А., Кебуладзе И.М.* // Пластична і реконструктивна хірургія. – **16**, № 1. – 2011. – С. 38-45
115. *Горбунова Н.О., Рожнова Р.А., Галатенко Н.А., Левенець Є.Г.* // Полімер. журн. – 2011. – **33**, № 1. – С. 82-88.
116. *Горбунова Н.О., Нечаева Л.Ю., Кулеш Д.В., Рожнова Р.А., Галатенко Н.А.* // Полімер. журн. – 2011. – **33**, № 2. – С. 181-185.
117. *Горбунова Н.О., Галатенко Н.А., Рожнова Р.А., Гриценко В.П.* // Полімер. журн. – 2011. – **33**, № 3. – С. 288-295.

Надійшла до редакції 24 вересня 2014 р.

Перспективы использования эпоксиполиуретановых композиционных материалов в стоматологии

*Н.А. Галатенко*¹, *Н.О. Горбунова*², *О.С. Астапенко*³, *А.С. Рожнов*³

¹Институт химии высокомолекулярных соединений НАН Украины
48, Харьковское шоссе, Киев, 02160, Украина

²Житомирский национальный агроэкологический университет
7, Старый бульвар, Житомир, 10008, Украина

³Национальный медицинский университет им. А.А. Богомольца
13, бул. Тараса Шевченко, Киев, Украина

Обобщены современные литературные данные относительно биологически активных композитов на основе полиуретанов и эпоксидов, используемых в медицинской практике как материал для устранения дефектов костных тканей. Показано, что на сегодня одним из перспективных материалов для использования в хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии при изготовлении на костных пластин для остеосинтеза являются биологически активные эпоксиполиуретановые композиты. Представлено развитие направления создания новых конструкционных материалов для остеосинтеза на основе биосовместимых и биологически активных эпоксиполиуретанов.

Ключевые слова: эпоксиполиуретаны, композиты, остеосинтез, на костные пластины, гидроксиапатит.

Prospects of using of epoxy polyurethane composite materials in stomatology

*N.A. Galatenko*¹, *N.O. Gorbunova*², *O.S. Astapenko*³, *A.S. Rozhnov*³

¹Institute of Macromolecular Chemistry NAS of Ukraine
48, Kharkivske shose, Kyiv, 02160, Ukraine

²Zhitomir National agroecological university
7, Stary Boulevard, Zhitomir, 10008, Ukraine

³National Medical University of A.A. Bogomolets
13, bulvar of Taras Shevchenko, Kyiv, Ukraine

Up-to-date literary data concerning of biologically active composites on basis of polyurethane and epoxides of useing at medicinal practice for bone defects reconstructing. It is shown that for today one of perspective materials for useing in surgical stomatology and maxillofacial surgery for production the under-bone plates for an osteosynthesis are biologically active epoxy polyurethane composites. Development of the direction of creation of new constructional materials for an osteosynthesis on the basis of biocompatible and biologically active epoxy polyurethanes is presented.

Keywords: epoxy polyurethanes, composites, osteosynthesis, under bone plates, hydroxyapatite.