

УДК 616-001-089.84:541.6

О.Г. Дудко

ЗАСТОСУВАННЯ ПОЛІМЕРНИХ МАТЕРІАЛІВ У ТРАВМАТОЛОГІЇ

Кафедра травматології, ортопедії та нейрохірургії (зав. - д.мед.н. В.Л. Васюк)
Буковинського державного медичного університету, м. Чернівці

Резюме. Проведено аналіз публікацій, що стосуються застосування конструкцій, виготовлених із полімерних матеріалів для остеосинтезу переломів кісток. За період свого розвитку вони пройшли шлях від ниток і клеючих сумішей до фіксаторів для остеосинтезу переломів різних локалізацій – шпильок, штифтів, гвинтів та пластин. Постійний пошук та вдосконалення полімерних матеріалів, розробка нових конструкцій для остеосинтезу відображається в успішних клінічних результатах і надихає на подальші дослідження. Сучасні полімерні фіксатори вигото-

влені з біосумісних та біодеградуючих матеріалів, які добре переносяться організмом, не викликають місцевих і загальних алергічних чи токсичних реакцій і не впливають негативно на регенерацію переломів, що підтверджено низкою експериментальних та клінічних досліджень. Кількість публікацій з приводу полімерного остеосинтезу щорічно зростає, що вказує на актуальність і перспективність цього напрямку дослідження.

Ключові слова: полімерні матеріали, біодеградуючі фіксатори, остеосинтез переломів, кісткова регенерація.

Вступ. В останні роки значного поширення в усіх галузях науки і техніки, зокрема і в медицині, набувають полімерні матеріали. З них виготовляють інструменти, імпланти, катетери, капсули і гранули лікарських засобів тощо. Перевагою полімерів є стійкість до хімічних, фізичних зовнішніх чинників, довговічність, відносна дешевизна, як правило, нескладний технологічний процес виготовлення та утилізації. У хірургії здавна використовують виготовлені з полімерів шовні матеріали, судинні протези, штучні клапани серця, плівки для покриття операційного поля та захисту післяопікових ран, сітки для пластики гриж. З іншого боку, конструкції з полімерних матеріалів все ще не знайшли широкого застосування для хірургічного лікування переломів кісток, про що свідчить наявність поодиноких публікацій у вітчизняній літературі [6, 9, 11].

Одним із перших намагався використати полімери для потреб травматології Captain George Blum (1944), який застосував білкові та небілкові полімери. У 1958 році Бернард Блох в експерименті довів можливість синтезу переломів кісток за допомогою етоксилінових смол, міцність яких при статичному вигині складала близько 75 кг/см², але все ж в окремих випадках відмічено незрощення чи сповільнена консолидація перелому, пов'язані з негативним впливом вологи і жиру на адгезивні властивості.

Головін В.К. та Новожилов П.П. (1964) розробили матеріал для склеювання кісткових фрагментів «Остеопласт» на основі модифікованої резорцинової епоксидної смоли з органічними наповнювачами. Міцність «Остеопласту» при розтягуванні складала до 560 кг/см², при стисненні – 1300 кг/см², на статичний вигин до 1000 кг/см². Матеріал використовували для проведення кістковопластичних операцій: краніопластика, склеювання переломів нижньої щелепи, переломів та псевдоартрозів довгих трубчастих

кісток, переломів хребта. Проте автори відмічали, що склеювання переломів трубчастих кісток кінцев у кінець неприпустимо, оскільки призводить до порушення ендостального кістковоутворення і репаративного процесу.

Однією з важливих якостей полімерного матеріалу для остеосинтезу є його біодеградація з подальшим заміщенням кісткового дефекту нормальною кістковою тканиною. У зв'язку з цим, дослідження були спрямовані на пошук такого матеріалу. Серед великої кількості полімерів, що знайшли застосування в науці і техніці, найбільш придатними виявилися: полігліколід (ПГЛ), полілактид (ПЛ), поліамід-12 (П-12), полі- μ -капролактан, полідіоксанон, поліорто-естер, поліетиленоксид та їх співполімери [3, 19, 24, 28, 32].

На кафедрі травматології, ортопедії та нейрохірургії Буковинського державного медичного університету протягом останніх десятиліть проводяться експериментальні та клінічні дослідження полімерних матеріалів поліаміду-12 та полігліколіду. Поліамід-12 використовують для виготовлення фіксаторів для остеосинтезу різної форми (штифти, гвинти, шпильки, болти), компресійних металополімерних фіксаторів (КМПФ), полімерних ендпротезів голівки променевої кістки, метало-полімерних ендпротезів кульшового суглоба типу Мура-ЦІТО [7]. З 1980 року досліджується і використовується для потреб остеосинтезу монолітний блочний полімер полігліколід. Терміни розсмоктування матеріалу складають 0,5 – 3 роки залежно від маси конструкції, після чого на місці імплантації повністю відновлюється кісткова тканина. Дослідження показали, що полімерні фіксатори є біоінертними, біосумісними, не проявляють загальнотоксичної дії на організм і не змінюють звичайного перебігу регенеративних процесів у кістці. У той же час завдяки тому, що вони розсмоктуються, відпадає необхідність у повторній операції з видалення конструкцій [2, 5, 10].

За даними Hofmann G.O. (1993), полігліколід (ПГ) і полілактид (ПЛ) наявні в тканинах живого організму і беруть участь у його біохімічних процесах. Зокрема, ПГ деградує не просто розчиняється, а повністю метаболізує до кінцевих нешкідливих продуктів – вуглекислого газу і води, отже наслідки і вплив на організм, спричинений імплантацією цих фіксаторів, - мінімальний [10, 33]. Полігліколід, отриманий у процесі полімеризації оксиоцтової (глікоевої) кислоти, широко застосовують у хірургії як шовний матеріал ("Dexon") [2]. Пізніше запропоновані й успішно застосовуються системи для остеосинтезу кісточок гомілки "Biofix" [15, 22].

Полілактид – біодеградуєчий, термопластичний поліефір, отриманий шляхом полімеризації лактиду, димеру молочної кислоти, вперше в 1974 році використаний у складі полігалактид-полігліколідного співполімеру "Полілактин-910" для виробництва шовного матеріалу "Вікріл", а в подальшому застосований для виробництва гвинтів, штифтів, шпильок, для остеосинтезу переломів. Наявність L- та D-стереоізомерів, які мають різні фізичні та механічні властивості, дозволило створити низку співполімерів D- і L-полілактиду з різними параметрами міцності та терміном біодеградації. Проте порівняно з полігліколідом його терміни біодеградації значно вищі, і за даними деяких авторів, навіть через 1-3 роки в ділянці імплантації відмічаються залишки часток полілактиду [21]. За даними інших клінічних і експериментальних досліджень, при застосуванні співполімерів ПГ-ПЛ відмічають їх повну деградацію і розсмоктування через 1-2 роки після імплантації [26, 29, 31].

Одним із перших і основних питань при виборі полімерного матеріалу для виготовлення імплантату є питання біосумісності, тобто рівень вираженості запальної реакції, остеолізис, інфекційні ускладнення в ділянці уведеного фіксатора. З цієї метою проведено низку експериментальних та клінічних досліджень. Erpley B.L. (1997) в експерименті на кролях вивчав зміни в пластинах і гвинтах "Лактосорб", виготовлених із співполімеру полі-L-лактиду-полігліколіду, при фіксації тім'яної краніотомії в терміни 2, 6, 9, 12 місяців після операції. Через один рік при мікроскопічному дослідженні ділянки імплантованих полімерних гвинтів "Лактосорб" автор не відмічав подвійного заломлення променів макромолекулами та частками полімеру, що вказувало на його відсутність. Ніяких протипоказань до клінічного застосування саме цього ПЛЛ-ПГ співполімеру не виявлено при імплантації в кістку черепно-лицевої ділянки [31].

Біосумісні штифти полімерні (ШП) для інтрамедулярного остеосинтезу діафізарних переломів вперше виготовлені в Радянському Союзі, але вони не знайшли широкого застосування в практичній медицині у зв'язку з підвищеною еластичністю і недостатньою міцністю.

Peltoniemi H.H. et al. (1999) вивчали на 20 молодих ягнятах консолідацію симетричних білатера-

льних краніотомій, синтезованих полі-L-лактидними пластинами і полігліколідними гвинтами порівняно з фіксацією титановими гвинтами і мініпластинами в терміни від 4 до 104 тижнів за допомогою рентгенологічних, гістологічних, гістоморфологічних та МРТ досліджень. Автори не виявили зміщення, нестабільності, реакції на стороннє тіло і дійшли висновку, що консолідація переломів при застосуванні напівжорсткої фіксації конструкціями, які розсмоктовуються, не гірша ніж при металоостеосинтезі [21].

Wouters D.B. et al. (2008) вивчали біосумісність і біодеградацію полімерних гвинтів при фіксації розсікаючого остеохондрозу порівняно з металоостеосинтезом в експерименті на тваринах, дійшли висновку про недоцільність застосування гвинтів з полігліколід-полілактидного співполімеру (ПЛ-96) у зв'язку з помірною клітинною реакцією та повільною деградацією полілактиду – гвинт може пошкоджувати протилежний хрящ при фізичному навантаженні. Проте автори рекомендують використання двох шпильок із ПЛ-96 у поєднанні з одним компресуючим металевим гвинтом, який у подальшому має бути видаленим, що пояснюють відсутністю реакції на невеликі за розмірами імпланти [42]. При артроскопічній фіксації трансплантата передньої хрестоподібної зв'язки не відмічалось ніяких ознак реакції на стороннє тіло [26].

В окремих випадках відмічалось асептичне запалення через 6-12 місяців після імплантації ПЛ фіксатора [12, 25], що можна пов'язати з тривалим терміном біодеградації цього полімеру [24, 44]. Хоча, за даними Ashammakhi N. (1997), асептичні інфільтрати формуються в 1,7% випадків при остеосинтезі переломів фіксаторами з ПГ – полімеру з меншим терміном розсмоктування, проте їх виникнення не впливає на консолідацію перелому [1, 18].

Для якісного полімерного остеосинтезу мають значення повнота біодеградації та її швидкість. Низка полімерних композитів за рахунок армування недеградуєчими волокнами (вуглецевими, поліамідними, скловолокном) має сповільнену біодеградацію і тривалий час зберігає міцність, проте наявність чужорідних частинок, які залишаються, є небажаною для живого організму [28]. Швидкість біодеградації залежить від хімічної будови полімеру, наявності стереоізомерів, фазового стану (співвідношення кристалічних і аморфних ділянок) у полімері, що, у свою чергу зумовлено технологією виготовлення. Наявність захисного покриття, армування волокнами також значно сповільнюють процес біодеградації [2, 5].

Біодеградацію полі-L-лактидних і полігліколідних фіксаторів вивчав Peltoniemi H.H. (1999), який дійшов висновку, що полігліколідні гвинти розсмоктовуються через шість тижнів, а полі-L-лактидні – через 104 тижні [21].

За даними Paivarinta U., який проводив експериментальне дослідження на кролях, через 36 тижнів після імплантації полігліколідного фіксатора, у тка-

нинах не виявлялося слідів полімеру, а при застосуванні полі-L-лактидного фіксатора через 48 тижнів знаходили фіксатор із початковими ознаками деструкції.

Низка авторів вивчали біодеградацію гвинтів «LactoSorb», що складаються з 82% полі-L-лактиду та 18% полігліколіду, на морських свинках. На 60-й день не відмічено ознак розсмоктування гвинтів, не було реакції навколишніх тканин на уведення фіксаторів з даного співполімеру. Через шість місяців відбувалося значне зменшення розмірів фіксатора, через дев'ять місяців 95% імплантату розсмоктувалося, а через один рік не відмічалось ніяких ознак полімерних часток у поляризованому світлі [31].

Winet H. (1993) в експерименті на кролях, за допомогою прижиттєвої мікроскопії, відмічав слабкий зворотний кореляційний зв'язок між швидкістю деградації ПГ-ПЛ співполімеру і заміщенням фіксатора кістковою тканиною.

Wouters D.B. (2008) в експериментальних дослідженнях на тваринах зазначив, що розпад фіксаторів виготовлених з полігліколід-полілактиду розпочинається через шість тижнів, а фіксаторів виготовлених з полілактиду-96 – через 34 тижні. Автори відмічали відсутність полімерних частинок у периферичних лімфовузлах. Через 12 тижнів відмічалася помірна тканинна реакція переважно довкола великих за розмірами імплантатів із полігліколід-полілактидного співполімеру [42].

Stdhelin A.C. (1997) у клінічному обстеженні шести пацієнтів при артроскопічній реконструкції передньої хрестоподібної зв'язки, відмічав часткове розсмоктування полі-L-лактидного гвинта через 20 місяців, і повне розсмоктування полі-D-L-гвинтів через 10 і 14 місяців після операції [26].

На біодеградацію полімерних фіксаторів впливає армування мікрОВОлокнами та нанесення спеціального захисного покриття з поліортоестеру, що дозволяє сповільнювати темпи біодеградації полімеру за рахунок гідрофобності захисного покриття [36]. За допомогою плазмової обробки метаном чи «Париленом» мікрОВОлокна СаР, які входять до складу полімеру, вдалося сповільнити їх гідролітичний розпад, крім того зростала міцність на зсув між мікрОВОлокнами і полімерним матриксом на 50%, за рахунок мікроскопічних нерівностей поверхні, що виникають після плазмової обробки [30].

При вивченні механічних властивостей міцність полімерних фіксаторів порівнюється з металевими, які на сьогоднішній день широко застосовуються. При цьому, як правило, визначається початкова міцність фіксатора і профіль зниження міцності в процесі біодеградації.

Vasenius J. (1994) вивчав механічну міцність і здатність утримувати перелом *in vitro* та в живому організмі самозміцнених полігліколідних гвинтів, застосованих для фіксації експериментальних остеотомій. У ході дослідження ПГ гвинти показали по-

чаткову міцність на вигин, показники якої можуть бути порівняними з міцністю на вигин звичайної нержавіючої сталі, проте через шість тижнів перебування в живому організмі вони повністю втрачали свою міцність на вигин і на зсув. Автори дійшли висновку, що самозміцнені полігліколідні гвинти мають достатню силу утримування для безпечної фіксації переломів і остеотомій губчастої кістки, у ділянках які не піддаються впливу значних механічних навантажень [17].

За даними Daniels A.U. et al. (1989), механічна міцність неармованих полімерних матеріалів становить 36% міцності гартованої нержавіючої сталі на розтягнення, 56% - на згинання і лише близько 3% жорсткості в будь-якому з режимів тестування, що створює сприятливі умови для його зрощення [28]. За даними Kirk P.A. (1992), покриття мікрофібрил діалон-силаном покращувало механічні властивості і сповільнювало розпад матеріалу, який зберігав 70% своєї міцності і жорсткості після чотирьох тижнів витримки в трибуферному розчині при температурі тіла [36]. Обробка поверхні імплантатів, що повністю розсмоктується, метаном і «Париленом» зменшує розчинність і збільшує на 30% фазову міцність на зсув між ПГ матриксом і СаР волокнами [30].

Більшість дослідників вважають, що створення нових імплантатів, із заданими властивостями, виготовлених з біодеградуєчих полімерів, залежить від технологічного процесу, композитних матеріалів, самозміцнення волокон, покриття, процесів руйнування імплантату і створення нових конструкцій імплантатів з дизайном, що відрізняється від металевих фіксаторів.

Імплантація біодеградуєчих фіксаторів у кісткову тканину стегна, гомілки, склепіння черепа, верхньої щелепи проводилося в експериментах на різних тваринах – морських свинках, кролях, собаках, ягнятах, козах – з метою визначення реакції навколишніх тканин на уведення полімеру [2, 5, 31].

Визначення термінів початку і закінчення біодеградації полігліколіду, полі-L-лактиду, полі-D-лактиду та їх співполімерів з різними ваговими частками, а також визначення наявності полімерних часток у синовіальній рідині при внутрішньо- і білясуглобовій імплантації полімерних фіксаторів, а також наявності часток полімеру в прилеглих м'яких тканинах і периферичних лімфовузлах проводилася за допомогою гістоморфометричних, рентгенологічних, МРТ досліджень [19]. Для виявлення залишків часток полімеру через рік після імплантації використовували мікроскопію в поляризованому світлі [31].

Низка авторів вивчали регенерацію кістки після полімерного остеосинтезу в експерименті і в клініці і встановили, що полігліколідні і полі-L-лактидні фіксатори не впливали значно на ріст і регенерацію кісткової тканини і цілком придатні до застосування при остеосинтезі переломів різної локалізації [16]. Напівжорстка фіксація полімерними гвинтами і пла-

стинами не поступається металевій фіксації і репаративна кісткова регенерація не порушується [21]. Проростання кісткової трабекулярної кістки розпочинається через три тижні і закінчується через 10-12 тижнів і відбувається паралельно з розсмоктуванням полімеру із затримкою на один тиждень порівняно з контрольними ділянками без імплантованого полімеру. У деяких випадках автори відмічають сповільнення заміщення кістковою тканиною при швидких темпах розпаду полімеру.

Гістоморфологічні дослідження показали, що через два місяці після імплантації ПГ-ПЛЛ співполімеру утворюється шар фіброзної тканини навколо імплантату без ознак запалення, розміри імплантату не зменшуються, а через шість місяців відбувається суттєве зменшення розмірів імплантату, що супроводжувалося фіброзносудинним та макрофагальним інфільтратом. Через дев'ять місяців, коли більш ніж 95% імплантату розсмоктувалося, у ділянці залишків полімеру, крім макрофагів, відмічалася дуже незначна кількість гігантських клітин. Через один рік відсутні ознаки подвійного заломлення променів частинками полімеру [31]. Ці дані підтверджені Edwards R. C. [29] у клінічних дослідженнях при фіксації остеотомій нижньої щелепи. Біопсія кістки в ділянці одного з гвинтових каналів через два роки після операції показала виповнення нормальною трабекулярною кістковою тканиною без залишків полімерного матеріалу чи фіброзного рубця. Аналогічні дані отримані при остеосинтезі переломів інших локалізацій.

Статистичний аналіз оснований на гістоморфометричному вивченні показав, що немає різниці у зрощенні при застосуванні полімерних і металевих фіксаторів [21].

Важливим показником регенерації переломів є стан кісткової тканини в ділянці уведеного фіксатора. При застосуванні ПГ гвинтів щільність кісткової тканини вища в середньому на 18,3%, при ПЛЛ фіксації вона зменшувалася на 6,4%, при металевій фіксації – знижувалася на 18,6%, що вказує на позитивний остеοіндуктивний ефект на кісткову тканину полімеру і негативний - при застосуванні металевих фіксаторів [23].

Позитивні експериментальні дослідження остеосинтезу полімерними конструкціями, що розсмоктуються дали поштовх до клінічних випробувань.

Останнім часом полімерні біорезорбуючі фіксатори широко використовують у лікуванні пошкоджень опорно-рухового апарату для остеосинтезу переломів верхньої і нижньої кінцівок різних локалізацій, фіксації остеотомій, кісткових трансплантатів, для прикріплення зв'язок, сухожилків, розірваних менісків та інших м'якотканинних структур. При цьому ризик від стресового впливу імплантату, остеопорозу довкола нього та інфекційних ускладнень значно менші, ніж при використанні металевих фіксаторів [19]. Полімерні фіксатори частіше викори-

стовують для фіксації переломів губчастих кісток, зокрема внутрішньо- і білясуглобових переломів. Імпланти не впливають негативно на клінічну картину та терміни зрощення переломів [24, 34, 37]. Віддалені результати застосування полімерних фіксаторів простежені в низці клінічних досліджень у терміни від одного до 6,5 року і вказують на високий відсоток добрих і відмінних результатів – 93,7-98,3% [13, 15, 18, 39, 44]. Ці дані підтверджуються Tuompo P. (1999), який застосував самозміцнені ПГ та ПЛЛ фіксатори для остеосинтезу переломів проксимального відділу гомілки у 28 пацієнтів із добрим і задовільними результатами, середній термін спостережень склав 3,6 року. Полімерні фіксатори придатні також для фіксації переломів дистального епіфіза стегна у дітей. Після консолідації перелому вони розсмоктуються і не впливають на подальший ріст кінцівки [14, 20].

Partio E. K. [13, 15], провівши клінічні дослідження, застосував у 71 пацієнта з переломами кісточок гомілки остеосинтез полімерними фіксаторами (ПГ, ПЛЛ) і отримав відмінний результат у 83,3-95%. Автор дійшов висновку про можливість лікування в післяопераційному періоді без гіпсової іммобілізації. Рівень ускладнень після полімерного остеосинтезу переломів такої локалізації становив 1,5%.

Інтерферентні гвинти з полімерних матеріалів, що розсмоктуються, широко використовують при артроскопічних операціях на колінному суглобі, зокрема для фіксації сухожильного трансплантата при відновленні передньої хрестоподібної зв'язки. Автори повідомляють про 16,7% ускладнень пов'язаних з міграцією фіксатора [26], проте застосування різних видів фіксаторів, виготовлених з ПГ, ПЛЛ, ПДЛЛ, в артроскопічній хірургії колінного суглоба є досить актуальним і зараз активно вивчається [40].

Біорезорбуючі полімерні фіксатори, як альтернатива металевим, широко застосовуються в щелепно-лицевій хірургії при остеосинтезі переломів та остеотомій верхньої і нижньої щелеп [29, 32, 33, 35]. Erpely B. L. [32] проаналізував результати лікування 1883 пацієнтів у віці до двох років з краніосиностозами і рекомендує застосовувати ПЛЛ-ПГ фіксатори при лікуванні деформацій лицевого черепа в дітей.

Низка авторів, порівнявши результати клінічного застосування біодеградуючих (ПГ, ПЛЛ) та металевих (дротяний серкляж, спиці Кіршнера, металева стягуюча петля) фіксаторів при переломах ліктьового відростка та наколінка, артрорезів гомілковостопного суглоба відмічають майже однакові наслідки лікування [22].

Juutilainen T. et al. (1997) провели аналіз і визначили витрати на оперативне лікування переломів кісточок гомілки при фіксації гвинтами, виготовленими з ПГ, полі-L-лактиду та металу. У середньому витрати на оперативне лікування із застосуванням гвинтів з полі-L-лактиду склали 3906 фунтів, із полігліколіду – 3503 фунти, металевих фіксаторів –

4514 фунтів. Виходячи з даних дослідження, використання фіксаторів, що розсмоктуються, більш економічно вигідне, ніж металевих в оперативному лікуванні гомілковостопного суглоба, що можна пояснити відсутністю повторної операції по видаленню фіксатора і зменшенню термінів непрацездатності [27]. На економічну доцільність використання полімерних фіксаторів вказують також Дудко Г.Є., Рубленик І.М., Васюк В.Л., Асамов М.С. [1, 5, 7, 10].

Отже, переважна більшість полімерних матеріалів показали добру біосумісність в експериментальних дослідженнях на тваринах і людському організмі, проте в літературі відсутні дані спостереження у більш віддалені строки при застосуванні полімерних фіксаторів (понад 5-10 років). Терміни біодеградації полімерного фіксатора повинні бути до 2-3 років. Найбільш придатним конструктивним полімерним матеріалом для остеосинтезу є полігліколід. Механічні властивості полімерних фіксаторів поступаються металевим, проте їх міцність у декілька разів перевищує показники для кісткової тканини, що дозволяє надійно фіксувати переломи на період їх консолідації. Економічний ефект від застосування полімерних біодеградуєчих фіксаторів полягає в зменшенні витрат на лікування та реабілітацію хворих. виготовлення та технологічна обробка полімерних імплантатів, як правило, дешевша ніж металевих. Оскільки полімер нерентгенконтрастний, високу інформативність можуть мати МРТ та комп'ютерна томографія.

Перспективність. Даній проблемі в нашій країні присвячено невелика кількість публікацій. На думку низки вітчизняних та зарубіжних учених, перспективні наукові дослідження в галузі матеріалів для травматології і ортопедії повинні бути спрямовані на створення таких медичних технологій виготовлення імплантатів, коли можна буде повністю відмовитися від повторних оперативних втручань по їх видаленню. Цього можна досягти, застосовуючи матеріали, здатні до біодеструкції, яка проходить паралельно з процесом природного росту клітин і відновлення кісткової тканини в ділянці ушкодження [4]. Пошук нових і вдосконалення існуючих полімерних матеріалів, вплив на їх фізико-хімічні властивості, керована біодеструкція є основним напрямком подальших досліджень.

Література

1. Асамов М.С. Экономическая эффективность применения композиционных материалов на основе поликапромида в травматологии и ортопедии / М.С.Асамов // Ортопедия, травматол. и протезир. – 2002. - № 3. – С. 137-138.
2. Биодеструкция полиглицерида в тканях организма / Л.Л.Разумова, Г.Е.Дудко, А.А.Веритенникова [и др.] // Высокомолекулярные соединения. – Москва. - 1988. - Т. 30, № 8. – С.621-625.
3. Биорезорбируемые полимеры в ортопедии и травматологии / В.А.Радченко, Н.В.Дедух, С.В.Мальшикина, Л.М.Бенгус // Ортопедия, травматол. и

- протезир. – 2006. - № 3. – С. 116-124.
4. Бурьянов А.А. Металлические материалы для имплантатов ортопедического и травматологического назначения / А.А.Бурьянов, Н.А.Корж, С.П.Ошкадеров // Ортопедия, травматол. и протезир. – 2008. - № 3. - С. 5-10.
5. Васюк В.Л. Використання біоматеріалу полігліколіду для остеосинтезу переломів кісток / В.Л.Васюк, О.Г.Дудко, Г.Є.Дудко // Ортопедия, травматол. и протезир. - 2008. - № 4. - С.28-30.
6. Використання антимікробних розсмоктувальних полімерних матеріалів для попередження гнійно-запальних ускладнень в реконструктивній судинній хірургії / Л.Ковальчук, І.Венгер, П.Гощинський [та ін.] // Шпит. хірургія. – 2005. - №4. – С.74-76.
7. Дудко Г.Є. Медико-социальные и экономические аспекты хирургического лечения переломов полимерными и металлополимерными конструкциями / Г.Є.Дудко, И.М.Рубленик // Советская медицина. - 1991. - № 12. - С.43-45.
8. Комбинированный остеосинтез с применением биосовместимых полимерных фиксаторов в лечении переломов длинных костей / И.Л.Коваленко, А.Б.Давыдов, С.И.Белых [и др.] // Ортопедия, травматол. и протезир. - 1990. - № 2. – С.11-15.
9. Неробеев А.Н. Применение биосовместимых рассасывающихся полимеров в восстановительной хирургии / А.Н.Неробеев // Медтехника. – 1994. - № 2. – С.40-41.
10. Полиглицерид – новый конструкционный материал для нужд травматологии / К.Д.Поляков, Г.Е.Дудко, А.К.Хомяков [и др.] // Синтетические полимеры медицинского назначения. – Киев. - 1989. – С. 195-196.
11. Результаты морфологического исследования экспериментального применения эксплантатов из полиглицерида волокна в хирургии отслойки сетчатки / О.Киселева, Г.Зиангирова, Е.Иомдина [и др.] // Вестн. офтальмол. – 2005. – Т. 121, № 3. – С.12-14.
12. A long-term clinical study on dislocated ankle fractures fixed with self-reinforced polyglycolide (SR-PLLA) implants / N.H.Voutilainen, M.W.Hess, T.S.Toivonen [et al.] // J. Long Term Eff. Med. Implants. – 2002. – V.12, №1. – P.35-52.
13. A prospective controlled trial of the fracture of the humeral medial epicondyle – how to treat? / E.K.Partio, E.Hirvensalo, O.Bustman [et al.] // Ann. Chir. Gynaecol. – 1996. – V. 85, № 1. – P.67-71.
14. Absorbable fixation of femoral head fractures. A prospective study of six cases / K.Jukkala-Partio, E.K.Partio, E. Hirvensalo [et al.] // Ann. Ghir. Gynaecol. – 1998. – V. 87, № 1. – P.44-48.
15. Absorbable rods and screws: a new method of fixation for fractures of the olecranon / E.K.Partio, E.Hirvensalo, O.Bustman [et al.] // Int. Orthop. – 1992. –V. 16, № 3. – P. 250-254.
16. Absorbable screws through the greater trochanter do not disturb physal growth: rabbit experiments / J.Gil-Albarova, M.Fini, R. Gil-Albarova [et al.] // Acta Orthop. Scand. – 1998. – V. 69, № 3. - P.273-276.
17. Absorbable self-reinforced polyglycolide (SR-PGA) screws for the fixation of fractures and osteotomies: strength and strength retention in vitro and in vivo / J. Vasenius, P. Helevirta, H. Kuisma [et al.] // Clin. Mater. – 1994. – V. 17, № 3. – P. 119-123.
18. Ashammakhi N. Absorbable polyglycolide devices in trauma and bone surgery / N.Ashammakhi,

- P.Rokkanen // *Biomaterials*. – 1997. – V. 18, № 1. – P.3-9.
19. Bioabsorbable fixation devices in trauma and bone surgery: current clinical standing. Summary / E.Waris, Y.T.Konttinen, N.Ashammakhi [et al.] // *Expert Review of Medical Devices*. – 2004. – Vol. 1, № 2. – P. 229-240.
 20. Biodegradable screw fixation of the syndesmosis together with metallic osteosynthesis. Preliminary experience of 7 ankles / O.Korkala, V.Kiljunen, S.Salminen [et al.] // *Ann. Chir. Gynaecol.* – 1999. – V. 88, № 4. – P.295-297.
 21. Biodegradable semirigid plate and miniscrew fixation compared with rigid titanium fixation in experimental calvarial osteotomy / H.H.Peltoniemi, R.M.Tulamo, T.Toivonen [et al.] // *J. Neurosurg.* – 1999. – V. 90, № 5. – P. 910-917.
 22. Biodegradable wire fixation in olecranon and patella fractures combined with biodegradable screws or plugs and compared with metallic fixation / T.Juutilainen, H.Ратілд, P.Rokkanen [et al.] // *Arch. Orthop. Traum. Surg.* – 1995. – V. 114, № 6. – P.319-323.
 23. Bone mineral density in fractures treated with absorbable or metallic implants / T.Juutilainen, E.Hirvensalo, A.Majola [et al.] // *Ann. Chir. Gynaecol.* – 1997. – V. 86, № 1. – P. 51-55.
 24. Cicchinelli L.D. Current concepts of absorbable fixation in first ray surgery / L.D.Cichinelli, S.J.González, T.J.Aycart // *Clin. Podiatr. Med. Surg.* – 1996. – V. 13, № 3. – P. 533-547.
 25. Clinical biocompatibility and degradation of polylevulactide screws in the ankle / O.M.Bustman, H.K.Pihlajamäki, E.K.Partio [et al.] // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1995. – № 320. – P. 101-109.
 26. Clinical degradation and biocompatibility of different bioabsorbable interference screws: a report of six cases / A.C.Stdhelin, A.Weiler, H.Рьfenacht [et al.] // *Arthroscopy*. – 1997. – V. 13, № 2. – P. 238-244.
 27. Comparison of costs in ankle fractures treated with absorbable or metallic fixation devices / T.Juutilainen, H.Ратілд, M.Ruuskanen [et al.] // *Arch. Orthop. Trauma Surg.* – 1997. – V. 116, № 4. – P. 204-208.
 28. Daniels A.U. Mechanical properties of biodegradable polymers and composites proposed for internal fixation of bone / A.U.Daniels, M.K.Chang, P.A.Kirk // *J. Appl. Biomater.* – 2004. – V.1, № 1. – P. 57-78.
 29. Edwards R.C. The fate of resorbable poly-L-lactic/polyglycolic acid (LactoSorb) bone fixation devices in orthognathic surgery / R.C.Edwards, K.D.Kiely, B.L.Eppley // *Oral Maxillofac. Surg.* – 2003. – V.59, № 1. – P.19-25.
 30. Effect of surface plasma treatment on the chemical, physical, morphological and mechanical properties of totally absorbable bone internal fixation devices / M.Ibnabddjalil, I.H.Loh, C.C.Chu [et al.] // *J. Biomed. Mater. Res.* – 2004. – V. 28, № 3. – P. 289-301.
 31. Eppley B.L. Degradation characteristics of PLLA-PGA bone fixation devices / B.L. Eppley, M. Reilly // *J. Craniofac. Surg.* – 1997. – V. 8, № 2. – P.116-120.
 32. Resorbable PLLA-PGA plate and screw fixation in pediatric craniofacial surgery: clinical experience in 1883 patients / B.L. Eppley, L. Morales, R. Wood [et al.] // *Plast. Reconstr. Surg.* – 2004. – V. 114, № 4. – P.850-856.
 33. Ferrenti C. A prospective trial of poly-L-lactic/polyglycolic plates and screws for internal fixation of mandibular fractures / C. Ferrenti // *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* – 2008. – V. 37, № 3. – P. 242-248.
 34. Fixation of scaphoid delayed union and non-union with absorbable polyglycolide pin or Herbert screw / K.Pelto-Vasenius, E.Hirvensalo, O.Bustman [et al.] // *Arch. Orthop. Traum. Surg.* – 1995. – V. 114, № 6. – P.347-351.
 35. Guided bone regeneration using resorbable and nonresorbable membranes: a comparative histologic study in humans / M.Simion, A.Scarano, L.Gionso [et al.] // *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* – 1996. – V. 11, № 6. – P.735-742.
 36. Kirk P. A. Biocompatibility and mechanical properties of a totally absorbable composite material for orthopaedic fixation devices / P.A.Kirk, A.U.Daniels, J.Heller // *J. Appl. Biomater.* – 2004. – V. 1, № 3. – P. 197-206.
 37. Liu Y. Absorbable SR-PGA implant in orthopaedics: preliminary results of treatment of fractures / Y. Liu, G. Rong // *Zhonghua Wai Ke Za Zhi.* – 1995. – V. 33, № 1. – P. 51-53.
 38. Pietrzak W.S. In vitro characteristics of a bioabsorbable suspension screw and suture system for endoscopic brow lift surgery / W.S.Pietrzak, B.L.Eppley // *J. Craniofac. Surg.* – 2007. – V. 18, № 2. – P.429-436.
 39. Qi J.H. Treatment of fracture involved articular surface with absorbable screws and rods / J.H.Qi, B.L.Zhu, D.Z.Yin // *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* – 2003. – V. 17, № 6. – P.453-455.
 40. Resorbable screws versus pins for optimal transplant fixation in anterior cruciate ligament replacement with autologous hamstring grafts: rationale and design of a randomized, controlled, patient and investigator blinded trial / D.Stengel, G.Mattnes, J.Seifert [et al.] // *BMC Surgery.* – 2005. – № 5. – P.1-9.
 41. Shastri V.P. Macroporous polymer foams by hydrocarbon templating / V.P.Shastri, J.Martin, R.Langer // *PNAS.* – 2000. – V. 97, № 5. – P.1970-1975.
 42. Should in the treatment of osteochondritis dissecans biodegradable or metallic fixation be used? A comparative study in goat knees / D.B.Wouters, R.R.Bos, J.R.Horn [et al.] // *Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.* – 2008. – V. 84, № 1. – P. 154-164.
 43. The early tissue response to titanium and Lactosorb screws / N.Mollaoglu, S.Cetiner, C.Alpaslan [et al.] // *Dent. Traumatol.* – 2003. – V. 19, № 3. – P.139-144.
 44. Treatment of intra-articular fractures with absorbable screws and rods / W.Guo, K. Liu, G.Zhuang, [et al.] // *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* – 2006. – V. 20, №3. – P.268-271.

ПРИМЕНЕНИЕ ПОЛИМЕРНЫХ МАТЕРИАЛОВ В ТРАВМАТОЛОГИИ*О.Г. Дудко*

Резюме. Проведено анализ публикаций, касающихся использования конструкций изготовленных из полимерных материалов для остеосинтеза переломов костей. За период своего развития они прошли путь от нитей и клеящих смесей до фиксаторов для остеосинтеза переломов различных локализаций – шпилек, штифтов, винтов и пластин. Постоянный поиск и усовершенствование полимерных материалов, разработка новых конструкций для остеосинтеза находит отображение в успешных клинических результатах и вдохновляет на дальнейшие исследования. Современные полимерные фиксаторы изготовлены из биосовместимых и биodeградирующих материалов, которые хорошо переносятся организмом, не вызывают местных и общих аллергических и токсических реакций и не влияют на регенерацию переломов, что подтверждается рядом экспериментальных и клинических исследований. Количество публикаций по поводу полимерного остеосинтеза ежегодно увеличивается, что указывает на актуальность и перспективность этого направления исследования.

Ключевые слова: полимерные материалы, биodeградирующие фиксаторы, остеосинтез переломов, костная регенерация.

APPLICATION OF POLYMERIC MATERIALS IN TRAUMATOLOGY*O.G. Dudko*

Abstract. An analysis of publications, concerning the use of devices made of polymeric materials for osteosynthesis of bone fractures has been carried out. During the period of their development, they have worked their way up from threads and adhesive compositions up to fixation implants for osteosynthesis of fractures for different locations (pins, rods, screws and plates). A continuous search and perfection of polymeric materials and the development of new fixation implants for osteosynthesis is reflected in successful clinical results and inspires further research. Advanced polymer fixation implants are made of biocompatible and biodegradable materials that are tolerated well by the organism, they do not cause any local and general allergic or toxic reactions and do not affect the regeneration of the fractures negatively, which is proved by a number of experimental and clinical studies. The number of publications on polymer osteosynthesis grows annually, stressing the topicality and prospects of this direction of research.

Key words: polymeric materials, biodegradable fixation implants, osteosynthesis of fractures, bone regeneration.

Bukovinian State Medical University (Chernivtsi)

Buk. Med. Herald. – 2010. – Vol. 14, №3 (55). – P.124-130.

Надійшла до редакції 25.05.2010 року

Рецензент – проф. Р.В. Сенютович

© О.Г. Дудко, 2010