

УДК 615.46:617-7

**ПЕРСПЕКТИВИ ЗАСТОСУВАННЯ БІОДЕГРАДУЮЧИХ СПЛАВІВ
НА ОСНОВІ МАГНІЮ В ОСТЕОСИНТЕЗІ
(літературно-аналітичний огляд)**

Яцул Є.В., Чорний В.М., Головаха М.Л.

Запорізький державний медичний університет

Резюме. У літературно-аналітичному огляді представлені основні етапи розвитку застосування біодеградуючих сплавів на основі магнію в хірургії та травматології. Проведений аналіз дозволив виявити основні проблеми: немає способів управління швидкістю біологічної розробки сплавів, не вивчено вплив продуктів біодеградації магнію на тканини та організм в цілому, немає інформації про особливості регенерації кісткової тканини при імплантації сплавів на основі магнію.

Ключові слова: магній, травматологія, імплантат.

Лікування переломів кісток давно вийшло за межі медичної проблематики і набуло гострої соціальної значущості. Серед несприятливих наслідків травм скелета трапляються неврологічні розлади – 1,7%, незрощені переломи – 21,3%, остеомієліти – 10,8%, ампутаційні кукси – 10,5%, хибні суглоби – 8,8%, інші ускладнення – 8,4% [10,14]. Ускладнення запального характеру після лікування переломів складають від 3,4 до 53,1% [10]. У зв'язку з цим висока питома вага незадовільних результатів лікування і, як наслідок, великий відсоток виходу на інвалідність хворих із скелетною травмою. Усе це зумовило величезне різноманіття методик оперативних посібників, видів фіксаторів і способів фіксації відламків. Сьогодні реальна потреба у доступних для населення імплантатах перевищує існуючу пропозицію в 3-5 разів. При цьому ринок даних виробів пропонує, в основному, імплантати з біоінертних металів і сплавів. Постійно підвищуються вимоги до матеріалів, з яких виготовляють імплантати, а саме: до збільшення біохімічної і біомеханічної сумісності з тканинами організму, зменшення токсичності, поліпшення їх функціональних характеристик, застосування екологічно чистих технологічних процесів при виробництві. Історія створення металевих конструкцій для остеосинтезу переломів пройшла понад 150-річний шлях апробації різних металевих сплавів, розробки і вдосконалення металевих фіксаторів. На сьогодні нержавіюча сталь і титанові сплави є основними матеріалами, що використовуються для виготовлення заглиблених імплантатів [1].

Однак застосування при остеосинтезі фіксаторів з біоінертних металів потребує повторних оперативних втручань з видалення вже відпрацьованих металевих імплантатів і, нерідко, це є не менше травматичним процесом, ніж сам остеосинтез, що спричиняє збільшення як загального терміну стаціонарного лікування, так і тимчасову непрацездатність хворих [16]. Також варто відмітити обмежене застосування таких металофіксаторів у дітей і

підлітків та можливість бактеріального обмінення біоінертних імплантатів [16].

Паралельно запровадженню в клінічну практику різних конструкцій з нового імплантованого матеріалу проводили дослідження щодо його впливу на тканини організму. На сьогодні встановлено, що середовище організму постійно, більшою чи меншою мірою, впливає на стан металевих імплантатів, у той же час, і самі тканини до певної міри реагують на присутність чужорідного тіла, яким є металевий імплантат. Металоз після остеосинтезу металевими фіксаторами із сталі X18H9T досягає 25.0-52,2 %, корозія фіксаторів – (точкова і щілинна) – 18-21 % [18]. При корозії металевих фіксаторів у прилеглих тканинах збільшується концентрація заліза, хрому, нікелю і титану [17]. Електрохімічні процеси в металевих імплантатах обумовлені їх структурною і хімічною негомогенністю. Мікроструктура нержавіючої сталі по-різному представлена орієнтованими зернами. Окрім основних елементів – заліза і вуглецю, сталь X18H9T містить легуючі елементи (хром, нікель, титан) і 8-9 елементів домішок. Тривала присутність в організмі людини імплантатів з цих сплавів може привести до накопичення токсичних елементів, наприклад, нікелю, алюмінію, ванадію, хрому [11].

Титан має значну корозійну стійкість, але руйнується в розчині перекису водню та спирті, у тому числі спиртовій настоянці йоду. Для підвищення механічної міцності і збільшення корозійної стійкості титану використовується його легування різними металами, що підвищують його стійкість у десятки і сотні разів. Це цирконій, гафній, тантал, ванадій, ніобій. Проте високолеговані титанові сплави за показниками біосумісності значно гірші технічно чистого титану. Відзначалися прояви алергічних і місцево-подразнювальних реакцій при імплантації легуваних титанових сплавів [15].

У будь-якому випадку, легуючі добавки погіршують його біологічні властивості. Вони сприяють виходу з нього токсичних іонів, створюють несприятливі електрохімічні реакції, впливають на біосумісність з прилеглими тканинами. При цьому біосумісність імплантатів з титанових сплавів досягається за рахунок застосування біосумісних покриттів.

Таким чином, застосування дорогих титанових сплавів, а також нанесення на поверхню виробів покриттів призводить до значного підвищення собівартості виготовлення імплантату.

Останніми роками все більше спостережень присвячується проблемі алергічної реакції організму на металеві імплантати, яка проявляється у вигляді асептичного запалення. Встановлено, що найчастіше вона виникає на легуючі компоненти титану і нержавіючої сталі - хром, нікель, алюміній, молібден [19]. Більш виражені алергічні реакції при корозії металевих імплантатів, коли її продукти у формі іонів проникають у прилеглі тканини. Клінічно процес може протікати як нумулярна екзема, нейродерміт, епідерміт, пурпура нижніх кінцівок, генералізований алергічний васкуліт, бульозний дерматит, хронічний свербець, ексудативна еритема. Нерідко правильний діагноз встановлюється лише після видалення металевих фіксаторів.

Тому актуальним залишається питання пошуку біодеградуючих матеріалів, придатних для виготовлення імплантатів, що використовуються в остеосинтезі, які могли б повністю метаболізуватися організмом, не

спричиняючи при цьому патологічної дії на прилеглі тканини і організм в цілому.

Спроби використати в медицині біодеградуючі матеріали відомі достатньо давно. Та справжній прорив відбувся тільки наприкінці ХХ століття. Проте вимоги до імплантатів, що використовуються в травматології й ортопедії, різко звужують коло можливих для застосування біодеградуючих матеріалів.

На сьогоднішній день існує три основні групи біодеградуючих матеріалів, які дозволяють використовувати їх для остеосинтезу:

- 1) полімери;
- 2) кераміка та її композити;
- 3) металевий магній.

Полімери були першими комерційними біорозкладаними матеріалами, які використали для виготовлення імплантатів для ортопедії і травматології [4]. За походженням полімери поділяються на природні (біополімери), наприклад, білки, нуклеїнові кислоти, смоли, і синтетичні, наприклад, поліетилен, поліпропілен, феноло-формальдегідні смоли. При виготовленні фіксаторів для травматології й ортопедії використовують полігліколеву (PGA) і полімолочну (PLA) кислоти. З них виготовляють різні гвинти і пластини (рис. 1).

Проте ці матеріали рентген неконтрастні, в процесі біодеградації заміщаються сполучною тканиною [6]. Вони крихкі, слабкі на розрив і мають дуже низький модуль пружності Юнга (таб. 1). У зв'язку з цим полімерні імплантати не отримали широкого застосування при остеосинтезі в травматології й ортопедії.

Наприкінці ХХ століття з'явилися роботи щодо використання різних видів кераміки для заміщення кісткових дефектів [7]. Основою цього виду кераміки є гідроксиапатит і трикальцінофосфат. Їх отримують не лише з біологічної сировини, але і синтетичним способом (методами хімічного осушення або спікання тощо). Як аналог головного компонента неорганічного матриксу кістки, гідроксиапатит має остеокондуктивні властивості, забезпечує адгезію кісткових клітин, білків і активно включається в іонний обмін. Резорбований гідроксиапатит має пористу структуру, подібну до структури природного гідроксиапатиту. Його біодеградація клітинна, він резорбується остеокластами в рідкому середовищі впродовж 6-10 місяців. Резорбція в губчастому шарі відбувається швидше, ніж у кортикальному [12]. Терміни резорбції передбачають деградацію основної частини матеріалу.

Синтетичний гідроксиапатит хімічно подібний до природного, але відрізняється тільки керамоподібною формою. Він має високу щільність, тому період повного розсмоктування у нього більш тривалий, він може розсмоктуватися частково, більшою чи меншою мірою, або не розсмоктуватися взагалі. До групи синтетичних гідроксиапатитів включають матеріали коралового (біологічного) походження. Вони представляють алотропну форму кісткового гідроксиапатиту, тому що мають кристалічні характеристики також з високою щільністю і дуже подібні до синтетичних форм. За складом вони представляють полікристалічну кераміку, основу якої складає кристалічний карбонат кальцію арагоніт [7, 12].

Наступна група синтетичних керамічних матеріалів представлена трикальційфосфатами. Вони не є аналогами кальцій-фосфатних сполучень природного гідроксиапатиту. Разом з тим більшість цих сполучень достатньо метаболічно активна. Більша їх частина трансформується в гідроксиапатит, а та, що залишилася, розчиняється. Дослідження показують ефективність застосування матеріалів для закриття пародонтальних дефектів [13]. Кальцій-фосфатні фіксатори при імплантації їх в організм інтегруються з кістковою тканиною, утворюючи складний мінерал – білок – клітинний комплекс. При цьому побудова нової тканини багато в чому нагадує механізм ремоделювання кістки. Проте головною перешкодою широкого застосування кальцій-фосфатної кераміки для виготовлення різних фіксаторів є незначна механічна міцність цього виду імплантатів [13].

Магній [лат. "Magnesium"] - хімічний елемент II групи періодичної системи, атомний номер 12. Магній – характерний елемент мантії Землі. Природний магній складається з трьох стабільних ізотопів і є легким лужноземельним металом білого кольору. Магній в організмі міститься в основному у вигляді солей (у сироватці крові, еритроцитах, скелеті). Органом-депо магнію є кістки. Магній є найважливішим внутрішньоклітинним елементом. Його вміст у клітинах набагато перевищує вміст у позаклітинній рідині [3]. Магній бере участь в обмінних процесах, тісно взаємодіючи з калієм, натрієм, кальцієм; є активатором для безлічі ферментативних реакцій. Входить до складу багатьох ферментативних систем, що беруть участь в обмінних процесах, тим самим пояснюється його велика значущість для організму. Магній бере участь в синтезі жирних кислот, активації амінокислот, синтезі білків, фосфолюванні глюкози і її похідних по гліколітичному шляху, окислювальному декарбоксилюванні цитрату [8-9]. Добре відомі протеїнкінази – ферменти, які каталізують передачу фосфату до білкового субстрату (більш ніж 100 ферментів). Нормальний рівень магнію в організмі потрібний для забезпечення "енергетики" життєво важливих процесів, регуляції нервово-м'язової провідності, тону м'язової мускулатури (судин, кишечника, жовчного і сечового міхурів і т.п.) [8-9].

Магній потрібний для формування циклічного аденозинмонофосфату (цАМФ). Магній відіграє есенціальну роль у багатьох фундаментальних клітинних реакціях, тому дефіцит його може призводити до серйозних біохімічних і клінічних змін. Його біологічна дія пов'язана з секрецією і дією гормону парашитовидної залози, метаболізмом вітаміну D і взаємодією з кістковою тканиною. Магній відомий як антистресовий біоелемент, здатний створювати позитивний психологічний настрій. Він зміцнює імунну систему, має антиаритмічну дію, сприяє відновленню сил після фізичних навантажень. При нестачі магнію розвиваються депресивні стани, виникає м'язова слабкість, спостерігається схильність до судорожних станів [8-9].

В організмі дорослої людини міститься близько 140 г магнію (0,2% від маси тіла). Добова потреба в магнію у дорослої людини оцінюється різними авторами від 400 до 500 мг [3-8]. Магній нетоксичний, летальна доза для людини не визначена. При концентраціях магнію в крові, що дорівнює 15-18 мг%, настає наркоз. Основні прояви надлишку магнію: млявість, сонливість, зниження пружності, діарея [3]. Магній і продукти його корозії мають

відмінні біосумісність. Багато досліджень показують позитивну дію продуктів біодеградації магнію на остеогенез, але механізм їх дії ще незрозумілий. Відповідно до однієї з теорій на поверхню такого матеріалу з біологічного оточення адсорбуються певні білки, які стимулюють ріст кісткових клітин і процес загоєння. Цьому передують іонообмінні реакції на поверхні впровадження і виникнення шару фосфату магнію [21]. Вважається, що ця реакція сприяє формуванню прямих хімічних зв'язків між магнієвим імплантатом і мінеральною фазою новоутвореної кісткової тканини.

Магнієві сплави легковагові і, завдяки своїм міцним характеристикам, є придатними для виготовлення різних типів імплантатів. Великий інтерес викликає еластичність магнієвих сплавів, адже кістка, як жива тканина, постійно ремодельується під напруженням, і цей процес може привести до стресового перелому імплантату. Початкова жорсткість кортикального шару кістки складає 20-40 ГПа. Для прикладу, модуль жорсткості для нержавіючих сталей близько 200 ГПа, для титанових сплавів – майже 115 ГПа. Магнієві сплави, у порівнянні, мають модуль еластичності близько 45 ГПа, який найбільше відповідає кістці (табл 1).

Сьогодні на ринку представлено кілька видів комерційних сплавів на основі магнію, що мають подібні біокорозійні і механічні властивості: МЛ-5 і МЛ-10 у вітчизняній промисловості і AZ91A, AZ91B, AZ91C, AZ91D, AZ91E, LAE442, WE43 на світовому ринку. Найчастіше використовують в експериментах сплав цирконію і магнію (AZ91) і сплав магнію і кальцію (LAE442).

Властивість металевого магнію розчинятися в тканинах живого організму була відома ще наприкінці XIX століття. Рауг запропонував використати голки з металевого магнію для лікування ангіом, з метою добитися тромбозу, прилеглих до пухлини, судин [18]. У 1937 р. Lambotte зробив повідомлення у Французькій хірургічній академії про застосування при остеосинтезі кісток голки фіксаторів із сплаву Dow - metal (магній - 92%, алюміній - 8% + сліди марганцю), виконаних у вигляді петель і гвинтів. У 1938 р. Earl D. і Mc.Braid опублікували свій позитивний досвід використання пластин і шурупів, виготовлених з матеріалу подібного за складом з Dow - metal, при остеосинтезі переломів кісток плеча і передпліччя [18]. У 1940 р. Я. М. Криницький на засіданні хірургічного товариства Татарської АРСР поділився досвідом використання для остеосинтезу сплаву "Електрон" (магній - 90%, алюміній - 10%). Автор виконав експериментальну роботу на щурах, кроликах, на собі і отримав позитивні результати [21]. У 1946 р. Д. С. Ковальов прооперував кілька хворих з хибним суглобом стегна після вогнепальних поранень фіксаторами із сплаву "Електрон" і отримав позитивний результат. У 1956 р. А. А. Сомов провів низку операцій на кроликах із застосуванням різних магнієвих сплавів. Він показав, що сплави з низьким вмістом домішок марганцю і алюмінію мають високу остеопластичну властивість. Експерименти підтвердили, що присутність магнію покращує адгезію імплантату з остеоцитом і не затримує розвитку цієї клітини. При імплантації фіксаторів з металевого магнію і магнієвих сплавів, що містять невелику кількість алюмінію, марганцю, цирконію і цинку спостерігалось швидке формування масивного кісткового мозоля з подальшою перебудовою в повноцінну кісткову тканину [2, 20, 21].

Більшість дослідників описують локальну антибактеріальну дію магнієвих сплавів в області імплантату [2, 20].

Попри те, що магнієві сплави стали привертати все більшу увагу дослідників в області біоматеріалів, залишаються проблеми, які утрудняють широке застосування металевого магнію і його сплавів в остеосинтезі. Це низький модуль пружності Юнга (45 ГПа). Також є труднощі в обробці і виготовленні певних видів фіксаторів. Складним залишається питання контролю швидкості біокорозії магнієвих імплантатів. Адже імплантат повинен мати достатню міцність і корозійну стійкість на необхідний період часу, щоб відбулася консолидація перелому. Продукти корозії магнієвого сплаву локально змінюють рН, а різка зміна рН в області перелому може вплинути на формування кісткового мозоля. Окрему проблему представляє водень, який виділяється в результаті біокорозії [2, 20, 21].

Для уповільнення біокорозії магнієвого імплантату і, як наслідок цього, зменшення газоутворення використовуються різні прийоми, такі як очищення, анодування, легування і покриття поверхні різними матеріалами. Застосування сплаву магнію з різними елементами дає можливість поліпшити механічні властивості хімічно чистого магнію. Добавка до сплаву таких металів як кадмію, срібла, марганцю, олова, цирконію і кальцію збільшує механічну міцність сплавів, що базуються на магнію, і покращує їх корозійний опір. Але речовини для сплавів повинні вибиратися ретельно, щоб підтримувати біосумісність сплаву.

Розвиток металоостеосинтезу виявив ряд проблем, пов'язаних із застосуванням фіксаторів з біоінертних сплавів [10, 14]. Саме тому увагу дослідників знову привернув магній і сплави на його основі. Позитивну роль у цьому відіграв початок широкого застосування в судинній хірургії стентів. Стент - це ажурна трубчаста конструкція, використовувана як "підпора" для стінки кров'яної судини, яка не дозволяє стінкам судини закритися. У 1986 році J. Puel, U. Sigwart уперше встановили магнієвий стент у коронарну артерію людини [4]. Повна біодеградація такого стента настає через 6-12 тижнів. На даний момент застосування магнієвих стентів, що біоабсорбуються, є одним з найбільш прогресивних методів лікування оклюзійних захворювань кровоносних судин [4]. Наприкінці 90-х років минулого століття поновили експерименти по створенню біодеградуючих фіксаторів для остеосинтезу на основі магнієвих сплавів. Магнієві сплави можуть бути використані як матеріал для виготовлення різних типів імплантатів для остеосинтезу в травматології й ортопедії.

Як показує аналіз наукових робіт, за останнє десятиліття кількість наукових статей, присвячених вивченню властивостей сплавів на основі магнію і їх впливу на остеогенез, а також використання їх в остеосинтезі, значно збільшилася [5]. Численні експерименти на кроликах, щурах і вівцях показали, що ці сплави мають хорошу біосумісність і достатню корозійну стійкість, а також мають модуль пружності Юнга, який максимально наближений до модуля пружності кортикального шару кістки. Механічні властивості магнієвих сплавів дають можливість виготовлення різних металофіксаторів. Це гвинти, міні-пластини, стержні, пористі металеві основи. Імплантати, основою яких є магній, мають низку переваг над біоінертними сплавами металів, полімерами і

біокерамікою (табл. 1). Вони не токсичні, не канцерогенні, за механічними властивостями більш наближені до структури кортикального шару кістки і, можливо, мають остеоіндуктивну і антибактеріальну дії. Також відповідає необхідність у повторному хірургічному втручанні.

Таблиця 1

Показники міцності матеріалів для виготовлення імплантів

Матеріали	Міцність г/см ³	Модуль Юнга ГПа	Межа міцності на розрив МПа	Відносне подовження на розрив (%)
Медична сталь	80	193	585	55
Медичний титан	4,43	100-110	930-1140	8,05-15,0
Кортикальний шар кістки	1,7 – 2,0	3-30	80-150	3-4
Полімолочная кислота (PLA)	1,24	1,9	29	5,0
сплав магнію AZ91	1/81	40-45	240	3

Основні питання, що вимагають рішення, на наш погляд, такі.

1. Необхідно вивчити характер остеогенезу в ділянці перелому з імплантованим фіксатором на основі сплаву магнію.
2. Потрібно досліджувати вплив продуктів біодеградації магнію на прилеглі тканини і організм в цілому.
3. На особливу увагу заслуговує питання втрати жорсткості імплантату із сплаву на основі магнію в процесі його біодеструкції.

Література:

1. Троицкий В.В. Рассасывающийся металлический сплав «Остеосинтезит» как материал для скрепления кости при переломах / В.В. Троицкий, Д.Н. Цитрин // Хирургия. – 1944. – № 4. – С. 41-44.
2. Сомов А.А. Остеосинтез рассасывающимся металлом / А.А. Сомов // Хирургия. – 1956. – № 1. – С. 36-42.
3. Левина Е.Н. Общая токсичность металлов / Е.Н. Левина // М.: Медицина, – 1972. – 23 с.
4. Грицанов А.И. О коррозии металлических конструкций и металлозов тканей при лечении переломов костей / А.И. Грицанов, Ю.Ф. Станчиц // Вестн. хирургии. – 1977. – № 2. – С. 105-109.
5. Rae T. The toxicity of metals used in orthopadic prostheses. An experimental study using cultured human synovial fibro-blasts / T. Rae. // J. Bone Jt. Surg. – 1981. – Vol. 63. – №3. – P. 435-440.
6. Остеосинтез полимерами [Электрон. ресурс] Режим доступа: http://bone-surgery.ru/view/osteosintez_polimerami/ .Ткаченко С.С.– 1993.
7. Evaluation of skin sensitization potential of nickel, chromium, titanium and zirconium salts using guinea pigs and mice / Y. Ikarashi, J. Momma, T. Tsuchiya, A.Nakamura // Biomaterials. – 1996. – Vol. 17. – P. 2103-2108.
8. Руководство по внутреннему остеосинтезу / М.Е. Мюллер, М.Е. Алльговер, Р. Шнейдер и др.// М.: Ad Margimen, – 1996. –144 с.
9. Suchanek W. Processing and properties of hydroxyapatite-based biomaterials for use as hard tissue replacement implants / W.Suchanek, M.Yashimura // J.Mater. Res. – 1998. – Vol. 13. – № 1, – P. 94-117.
10. Bohner M. Calcium orthophosphates in medicine: from ceramics to calcium phosphate cements / M. Bohner // Injury.– 2000.–V.31.– Suppl. 4.– P. 37-40.

11. Brunette D.M. Titaniummedicine / D.M.Brunette, P.Tengvall, M.Textor, P.Thomsen // Springer.– 2001.– 1019 p.

12. Бойков В.П. Применение закрытых, малотравматичных методов в лечении переломов костей / В.П. Бойков, С.А. Караулов // Человек и травма: Материалы междунар. мед. форума.– Н. Новгород.– 2001.–С. 15-16.

13. Школьников М.А. Метаболизм магния и терапевтическое значение его препаратов / М.А. Школьников // М.: Медпрактика. – 2002. – 28 с.

14. Городецкий В.В. Препараты магния в медицинской практике. Малая энциклопедия магния / В.В. Городецкий, О.Б. Талибов // М.: Медпрактика.– 2003.– 44 с.

15. Комлев С.М. Биокерамика на основе фосфатов кальция // С.М. Комлев, В.С. Баринов // – М.: Наука, – 2005. – С. 45-52.

16. Биодegradирующие имплантаты – отдаленные результаты МРТ-исследований после артроскопической пластики передней крестообразной связки [Электрон. ресурс] Режим доступа: <http://medbe.ru/> Загородний Н.В., Королев А.В., Ахпашев А.А., Гнелица Н.Н., Ильин Д.О., Хасаншин М.М., Лягин А.С. 2005.

17. Биоматериалы: анализ современных тенденций развития на основе данных об информационных потоках / М.А. Тихоновский, А.Г. Шепелев, К.В. Кутний, О.В. Немашкало // Вопросы атомной науки и техники. – 2008. – № 1. – С. 166-172.

18. Шенгюль Х. Экспериментальное обоснование применения растворимых стентов в лечении окклюзирующих заболеваний сосудов: Автореф. дис... канд. мед.наук. – Київ. – 2009 – 18 с.

19. Дроздов А.А. Неорганическая химия / А.А. Дроздов, М.В. Дроздова Москва.– 2008.– С. 25-36.

ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ БИОРАЗЛАГАЕМЫЕ СПЛАВОВ НА ОСНОВЕ МАГНИЯ В ОСТЕОСИНТЕЗЕ

(литературно-аналитический обзор)

Яцун Е.В., Черный В.Н., Головаха М.Л.

Резюме. В литературно-аналитическом обзоре представлены основные этапы развития применения биодegradирующих сплавов на основе магния в хирургии и травматологии. Проведенный анализ позволил выявить основные проблемы: нет способов управления скоростью биологической резорбции сплавов, не изучено влияние продуктов биодegradации магния на ткани и организм в целом, нет информации об особенностях регенерации костной ткани при имплантации сплавов на основе магния.

Ключевые слова: магний, травматология, имплантат.

THE PROSPECTS OF BIODEGRADABLE MAGNESIUM-BASED ALLOYS IN OSTEOSYNTHESIS

E.Yatsun, V.Chorny, M.Golovakha

Summary. In the analytical review in literatures of the main stages of development of biodegradable magnesium alloys in surgery and traumatology. The analysis revealed the main problems: there is no way to control the speed of the biological resorption alloys, not studied the effect of degradation products of magnesium on the tissues and the organism in general, there is no information on the characteristics of the regeneration of bone tissue when implanted magnesium alloys.

Keywords: magnesium, traumatology, implant.