



УДК 616.716.8+617.52]-089.844-76:615.46

DOI 10.11603/2311-9624.2020.4.11713

© О. О. Астапенко, Н. М. Литовченко, Т. М. Костюк, І. А. Шинчуковський

Національний медичний університет імені О. О. Богомольця, м. Київ

e-mail: mioche@ukr.net

## Використання конструкцій із біодеградуючого матеріалу біоактивної дії у реконструктивно-відновній хірургії щелепно-лицевої ділянки

### ІНФОРМАЦІЯ

Надійшла до редакції/Received:  
01.10.2020 р.

**Ключові слова:** переломи; деформація; щелепно-лицева ділянка; остеосинтез; біорезорбтивні пластини; титанові пластини.

### АНОТАЦІЯ

**Резюме.** На сьогодні для фіксації кісткових фрагментів у щелепно-лицевій хірургії (ЩЛХ) найширше використовують накісткові титанові пластини й шурупи. Необхідність повторної операції із видалення металоконструкції збільшує терміни непрацездатності хворого, економічні витрати на лікування та психоемоційне навантаження на хворого, пов'язане з переживанням і додатковим стресом. Все це призвело до появи альтернативного методу остеосинтезу з використанням біодеградуючих пластин і шурупів, які не мають зазначених вад.

**Мета дослідження** – підвищити ефективність хірургічного лікування хворих із вродженою та набутою кістковою патологією щелепно-лицевої ділянки з використанням фіксуючих конструкцій заданих властивостей із біодеградуючого матеріалу біоактивної дії.  
**Матеріали і методи.** При виконанні дослідження були використані такі методи: 1) в експериментальній частині роботи – фізико-хімічні, санітарно-хімічні, токсиколого-гігієнічні – з метою визначення можливості використання ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-композиції для виготовлення фіксаторів кісткових фрагментів при проведенні остеосинтезу в ЩЛД, фізико-механічні (для визначення міцніших, еластичних, в'язко-пружних властивостей ЕПУ та його композицій з ГАП та ЛЕВ), рентгенологічні (для контролю якості проведення експерименту на тваринах), морфологічні (гістологічні та морфометричні дослідження кісткових регенератів у ділянці дефекту нижньої щелепи (НЩ) при імплантації поліуретанових і титанових пластин і шурупів) – для вивчення перебігу процесів репаративної регенерації м'яких і кісткової тканин і перебудови кісткової тканини в ділянці травматичного ушкодження; 2) в клінічній частині роботи – клініко-лабораторні (для визначення динаміки основних клінічних симптомів і результатів лікування хворих), рентгенологічні методи (рентгенографія кісток лицевого черепа в традиційних укладках, ортопантомографія, КТ 3D, створення і аналіз комп'ютерних 3D моделей, рентгенденситометрія, рентгенморфометрія) – для визначення характеру патологічного поцесу в кістковій тканині й дослідження архітекtonіки кісткової тканини ЩЛД, контролю за перебігом консолідації переломів (у тому числі інтраопераційних), статистичні методи (визначення середніх величин, похибок середніх і вірогідності розбіжностей у групах, кореляційний та регресійний аналіз) – для обробки й аналізу отриманих результатів).

**Результати досліджень та їх обговорення.** Результати дослідження стали основою для пошуку способів отримання матеріалу без

металевого дефекту, з якого можна було б виготовити фіксатор у вигляді пластин і гвинтів для остеосинтезу щелепно-лицевої ділянки. Розроблено біорезорбтивний матеріал біоактивної дії (ЕПУ-ГАП-ЛЕВ) на основі поліуретанової композиції, що містить 20 % гідроксиапатиту і 6 % левамізолу для остеосинтезу. Результати експериментальних досліджень лягли в основу клініко-рентгенологічних досліджень. Доведено ефективність фіксаторів ЕПУ-ГАП-ЛЕВ для остеосинтезу при лікуванні пацієнтів з переломами і деформаціями лицевого черепа.

**Висновки.** Позитивні результати власних клінічних досліджень в ранній віддалені терміни свідчили про ефективність і перспективність використання полімерних (у тому числі ЕПУ-ГАП-ЛЕВ) мініпластин у хірургічному лікуванні переломів кісток лицевого черепа зі зміщенням. Завдяки правильному плануванню лікування всі пацієнти, в лікуванні яких застосовували полімерні фіксатори, змогли отримати повну реабілітацію.

**Вступ.** При усіх позитивних властивостях титанових фіксаторів останніми роками з'явилася велика кількість публікацій про збільшення кількості ускладнень після металоостеосинтезу (МОС) з використанням титанових накісткових пластин та гвинтів, що становить від 5 до 18 %, отже, виникає необхідність їх видалення після консолідації кісткових фрагментів [4, 6, 10, 25, 27].

Значне поширення травматизму в щелепно-лицевій ділянці (ЩЛД) та ускладнень МОС, недостатня ефективність методів фіксації кісткових фрагментів із використанням титанових фіксаторів, недоліки існуючих біорезорбтивних фіксаторів для остеосинтезу зумовили актуальність дослідження, визначили його мету та завдання.

**Метою дослідження** було підвищити ефективність хірургічного лікування хворих із переломами та деформаціями кісток лицевого черепа шляхом визначення причинно-наслідкових зв'язків ускладнень металоостеосинтезу та розробки, обґрунтування, використання, впровадження фіксуючих конструкцій для остеосинтезу заданих властивостей із біодеградуємого матеріалу біоактивної дії.

**Матеріали і методи.** Для реалізації поставлених завдань розроблено план наукових досліджень, кожний з етапів якого передбачав вирішення завдань попереднього.

На 1-му етапі для дослідження частоти, змін етіології, характеру та тяжкості травматичних ушкоджень кісток лицевого відділу черепа, спектра і характеру ускладнень після хірургічного лікування пацієнтів із переломами та деформаціями кісток ЩЛД методом МОС проведено ретроспективний аналіз архівно-

го матеріалу щелепно-лицевого відділення № 2 КМКЛ № 12, яка є клінічною базою кафедри хірургічної стоматології і щелепно-лицевої хірургії НМУ імені О. О. Богомольця з 2004 до 2014 р. Отримані результати були підставою для пошуку матеріалу, позбавленого недоліків металу (в тому числі титану та його сплавів), з якого було б можливо виготовити фіксатори для остеосинтезу в ЩЛД у вигляді накісткових пластин і гвинтів.

На 2-му етапі створено біорезорбтивний матеріал біоактивної дії із необхідними фізико-механічними властивостями, розроблено спосіб його синтезу та виготовлення пристроїв для остеосинтезу кісток лицевого відділу черепа.

На 3-му етапі проведено ряд експериментальних досліджень. Фізико-механічні дослідження визначили міцність, в'язко-пружні та інші характеристики матеріалу з метою можливості його застосування для виготовлення накісткових мініпластин і гвинтів для остеосинтезу в ЩЛД. Токсиколого-гігієнічні дослідження довели безпечність його при імплантації в організм людини. За допомогою фізико-хімічних методів дослідження та методу інфрачервоної спектроскопії досліджено процеси біодеградації ЕПУ-ГАП-ЛЕВ матеріалу. Динаміку вивільнення левамізолу із зразків ЕПУ-ГАП-ЛЕВ матеріалу в модельне середовище, що імітує внутрішнє середовище організму, визначали екстракційно-фотометричним методом.

Для вивчення можливості клінічного використання ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-фіксаторів для остеосинтезу в ЩЛД, дослідження процесів регенерації кісткової та м'яких тканин у ділянці

їх розташування, встановлення тканинних реакцій ложа при лікуванні наслідків гострої травми тканин НИЦ у групах порівняння з імплантацією ЕПУ-ГАП-ЛЕВ і металевих пристроїв виконано серію експериментальних досліджень на щурах.

Проведення експериментальних досліджень та отримання позитивних результатів дали підставу для використання фіксаторів з ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-матеріалу (патент України на копію модель № 13318 від 15.03.2006 р., патент України на винахід № 79557 від 25.06.2007 р.) в клінічній практиці й переходу до 4-го (клініко-рентгенологічного) етапу дослідження.

У клініці досліджено 215 пацієнтів із переломами кісток лицевого відділу черепа різної локалізації та різної давності, а також з деформаціями кісток лицевого відділу черепа, які потребували оперативного лікування; виділені дві групи. До основної групи (105 пацієнтів) ввійшло 79 хворих із 149 переломами кісток лицевого відділу черепа, яким проведено 143 остеосинтези з використанням 152 резорбтивних полімерних пластин з гвинтами, та 26 хворих з деформаціями кісток лицевого відділу черепа, яким проведено 36 остеосинтезів з використанням 41 резорбтивного полімерного фіксатора. Контрольну групу становили 110 пацієнтів із 175 переломами кісток лицевого відділу черепа, яким проведено 161 операцію остеосинтезу з використанням 179 титанових пластин та гвинтів зарубіжних виробників (фірма «KLS Martin», Німеччина). Усі виліковані пацієнти були працездатного віку, чоловіків – 207 (96 %), жінок – 8 (4 %).

У передопераційному періоді хворих обстежено за класичними алгоритмами для цієї категорії. Показаннями до проведення остеосинтезу були неефективність закритої репозиції кісткових уламків, неможливість забезпечити їх стабільність у правильному положенні. Хірургічне лікування передбачало проведення відкритої репозиції та фіксації уламків з призначенням курсу антибактеріальної, протизапальної та симптоматичної терапії в післяопераційному періоді.

У випадках кісткових деформацій лицевого відділу черепа оперативне лікування планували згідно з протоколом, запропонованим Європейською асоціацією черепно-щелепно-лицевих хірургів. Вибір фіксаторів залежав від анатомічних особливостей кісткових поверхонь і біомеханічних навантажень у ділянці запланованого остеосинтезу після остеотомії, мобілізації та переміщення кісткового фрагмента.

Ефективність лікування визначали точністю відновлення анатомічної форми лицевого відділу черепа за даними контрольної рентгенографії або МСКТ, загоєнням післяопераційної рани, відсутністю запальних ускладнень, скарг і особистим задоволенням пацієнтів, станом прикусу, естетичними параметрами, частотою післяопераційних ускладнень та аналізом якості кінцевого результату.

**Результати досліджень та їх обговорення.** При вивченні динаміки травматизму кісток лицевого відділу черепа відмічено збільшення його частоти виникнення, особливо останніми роками (рис. 1).

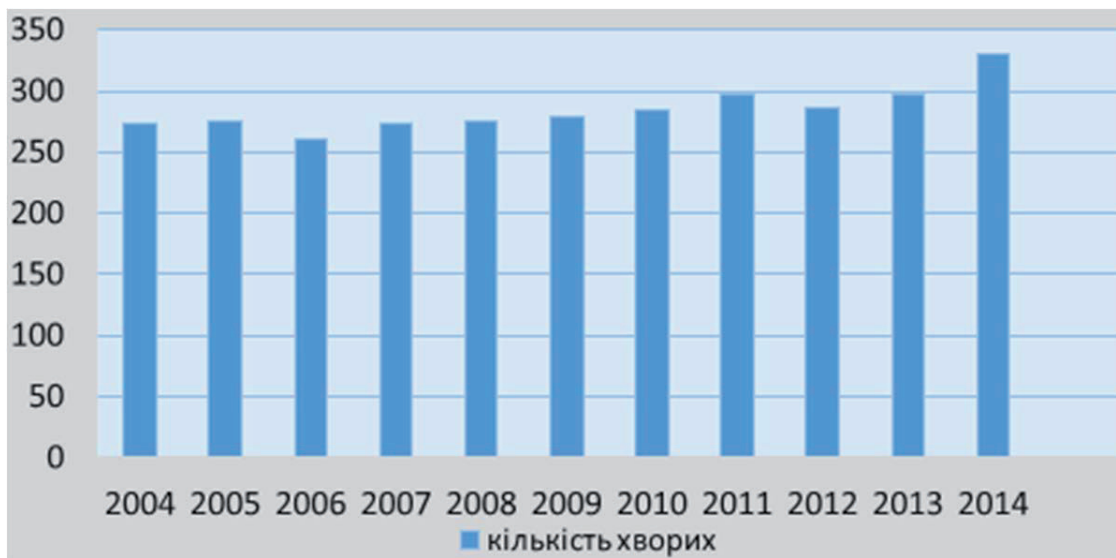


Рис. 1. Динаміка травматизму кісток лицевого відділу черепа у 2004–2014 рр. (за даними щелепно-лицевого відділення № 2 КМКЛ № 12).

Протягом 2004–2014 рр. госпіталізовано 3136 хворих із травматичним ушкодженням кісток лицевого відділу черепа. Кількість хворих, які отримали хірургічне лікування в умовах стаціонару, становила 2058. Пацієнтів з переломами середньої ділянки обличчя було 890 (43,2 %), з переломами НЩ – 1168 (56,8 %).

Серед госпіталізованих – 1835 (89,2 %) були чоловіки, 223 (10,8 %) – жінки. Середній вік хворих – (31,4±11,8) року. При цьому в більшості осіб вік становив 26–45 років (52,3 %). Хворих у віці від 18 до 25 років було 29,3 %, від 46 до 61 року – 8,2 %, молодше 18 років 7 %, старше 61 року – 3,2 %. Таким чином, у більшості випадків травматичних ушкоджень зазнавали особи працездатного віку (89,8 %), що свідчить про важливе соціальне значення проблеми.

Основними причинами переломів кісток лицевого відділу черепа були: кримінальна – 53,2 %, дорожньо-транспортна – 26,6 %, побутова – 16,9 %, виробнича – 2,5 % та спортивна травми – 0,8 %.

За досліджений період відмічено тенденцію до збільшення кількості операцій остеосинтезу при всіх локалізаціях переломів ЩЛД (на 7 %). Порівняно з іншими типами фіксаторів, частота застосування накісткових металевих міні-пластин значно збільшилася. Хірургічні методи лікування передбачали проведення відкритої репозиції та МОС з використанням накісткових міні-пластин, дротяного шва кістки, шпичі Кіршнера тощо.

Для вивчення частоти ускладнень МОС проведено аналіз даних історій хвороб 1424 пацієнтів, яким видаляли металеві (титанові) накісткові фіксатори (міні-пластини та гвинти) з різних причин. Серед них 288 (23,5 %) хворим видаляли шпичі Кіршнера. Цих пацієнтів ми виключили з групи дослідження, оскільки шпичю Кіршнера після консолідації кісткових фрагментів необхідно обов'язково видалити. Решті 1136 хворим видаляли фіксатори у вигляді титанових пластин та гвинтів різної форми і різних локалізацій.

Необхідно зазначити, що 320 (28,2 %) пацієнтів раніше лікувалися в умовах щелепно-лицевого відділення № 2 КМКЛ № 12, в якому їм проведено репозицію та остеосинтез кісткових уламків, проте 816 (71,8 %) пацієнтів лікувалися в інших лікарнях України. Металеві (титанові) накісткові пластини і гвинти у цих пацієнтів видалено в терміни від 3 місяців до 2 років після МОС.

Основними причинами видалення металевих фіксаторів для остеосинтезу були:

– реакція тканин та відчуття дискомфорту в ділянці МОС при зміні температури навколишнього середовища – 557 (49 %);

– оголення й експозиція фіксатора – 239 (21 %);

– місцева запальна реакція тканин у ділянці МОС у віддаленому післяопераційному періоді – 159 (14 %);

– резорбція кісткової тканини в ділянці розташування титанових гвинтів та їх розхитування – 125 (11 %);

– злам фіксатора для остеосинтезу – 23 (2 %);

– відсутність консолідації кісткових фрагментів у ділянці МОС – 11 (1 %);

– прояви металозу – 23 (2 %).

Отримані дані свідчать про необхідність удосконалення методів лікування хворих із травматичними переломами та деформаціями кісток лицевого відділу черепа.

Матеріалами, позбавленими недоліків титану і титанових сплавів, можуть бути біодеградуєчі полімери з достатніми для фіксації кісткових фрагментів фізико-механічними характеристиками, біодеградації, здатними позитивно впливати на перебіг загоєння кісткової рани.

Ми створили біорезорбтивний матеріал біоактивної дії, який є епоксиполіуретановою композицією, що містить 20 % гідроксиапатиту та 6 % левамізолу (ЕПУ-ГАП-ЛЕВ), з якої можливо виготовити накісткові фіксатори для остеосинтезу в ЩЛД. Гідроксиапатит у складі ЕПУ-ГАП-ЛЕВ позитивно впливає на фізико-механічні властивості композиції, бере участь у процесі регенерації кісткової тканини на етапі мінералізації та ремоделювання. Левамізол, фіксований на полімерному носії, поступово вивільнюється з полімерної композиції, повинен позитивно впливати на загоєння кісткової рани та м'яких тканин на всіх етапах репаративного процесу.

В експериментальній частині дослідження вивчали властивості ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-полімеру, визначали можливість його застосування в різних галузях медицини, у тому числі реконструктивно-відновній хірургії ЩЛД.

Дослідження, вивчення та інтерпретація фізико-механічних і фізико-хімічних параметрів ЕПУ-ГАП-ЛЕВ і порівняння з такими кісткової тканини дозволили дійти висновку про можливість виготовлення з нього накісткових пластин та гвинтів для остеосинтезу кісток у ЩЛД. Встановлено, що ГАП у масовому співвідношенні 20 % сприяє підвищенню



фізико-механічних параметрів композиції, її інтеграційним властивостям. Фізико-механічні властивості отриманого полімеру ЕПУ-ГАП-ЛЕВ наближалися до таких кістки, тому процеси регенерації кісткової тканини при вико-

ристанні фіксаторів з полімеру відбувалися в більш фізіологічних умовах, під час загоєння кісткової рани виключався ефект «механічного шунта», який має місце при використанні титанових фіксаторів (табл.).

**Таблиця.** Показники фізико-механічних властивостей матеріалу ЕПУ-ГАП-ЛЕВ і кісткової тканини

Показник	Міцність при згинанні, $\sigma_p$ , МПа	Прогинання зразка при руйнуванні, мм	Міцність при розриві $\sigma_p$ , МПа	Відношення при розриві, $\epsilon_p$ , %
Кісткова тканина	10–100	–	5–100	До 2
Матеріал ЕПУ-ГАП-ЛЕВ	27,10±0,01	11,9±0,1	24,00±0,03	5,30±0,02

Властивості накісткових пластин для остеосинтезу, виготовлених з ЕПУ-ГАП-ЛЕВ, дозволяють використовувати їх для фіксації кісткових фрагментів при переломах у ділянках, які не зазнають значних біомеханічних навантажень, зокрема при переломах верхньої і середньої ділянок лицевого відділу черепа та біомеханічно сприятливих переломах НЩ. Крім того, однією з властивостей накісткових пластин з матеріалу ЕПУ-ГАП-ЛЕВ є можливість їх адаптації інтраопераційно до будь-якого рельєфу кісткової поверхні без зміни фізико-хімічних та фізико-механічних властивостей.

Аналіз результатів дослідження динаміки вивільнення левамізолу *in vitro* з ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-композиції свідчив, що введення гідроксиапатиту до складу епоксиполіуретанової матриці сприяло більш активному вивільненню левамізолу в модельне середовище, не зменшувало відсотка його вивільнення в умовах *in vitro*, тобто не знижувало його фармакологічної дії. Результати, отримані в експерименті, дали підставу припустити, що в тканинах під час консолідації кісткових фрагментів підтримувалася певна концентрація левамізолу, що знижувало ризики ускладнень гнійно-запального характеру в післяопераційному періоді, пришвидшувало зрощення перелому, скорочувало терміни та підвищувало ефективність лікування хворих з переломами та деформаціями кісток лицевого відділу черепа, які потребують хірургічного лікування.

Проведення морфологічного і морфометричного дослідження репаративної регенерації кісткової тканини в ділянці дефекту НЩ при імплантації ЕПУ-ГАП-ЛЕВ, титанових пластин і аналогічних гвинтів в експерименті, порівняльного аналізу стану тканин та перебігу основних процесів у щелепах щурів в альтернативних групах дослідження показало, що зміни у вогнищі дефекту щелепи, капсулі

пластини ЕПУ-ГАП-ЛЕВ, каналах кріпильних гвинтів були однотиповими та різнилися лише за вираженням морфологічних змін. Репаративні зміни в тканинах в основній групі минали швидше. Так, у термін 30 діб у групі ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-пластин у 3 з 6 спостережень дефект був повністю заміщений зрілим кістковим регенератом, у групі щурів з титановими пластинами в цей термін у всіх випадках дефект був заміщений фіброзно-кістковим регенератом.

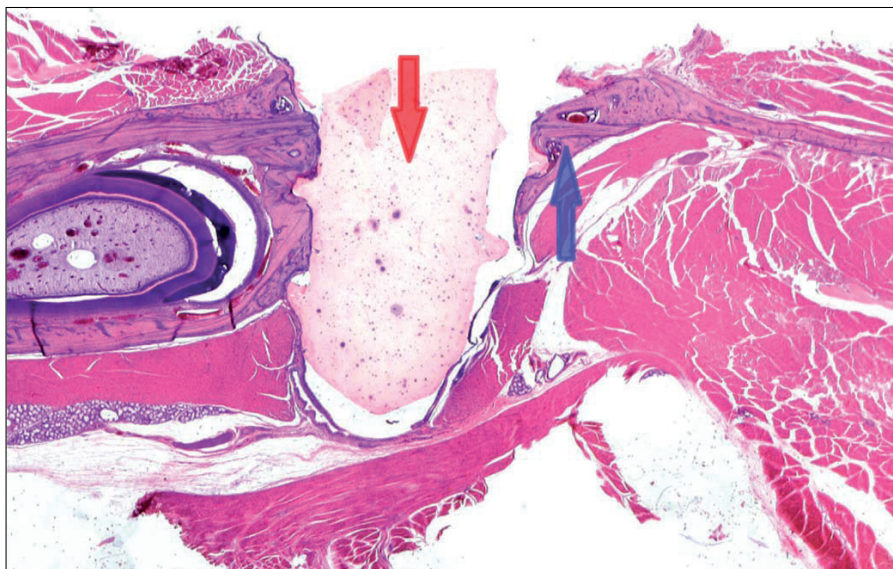
Застосування ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-пластин забезпечувало заміщення дефекту НЩ фіброзно-кістковими регенератами, які, поступово дозріваючи та зазнаючи компактизації, заміщували дефект кістки і контакт з полімерною пластиною не порушував загоєння дефекту й регенераційного заміщення його новоствореною кістковою тканиною.

Якісно-кількісні морфологічні особливості регенератів у групах порівняння свідчили про те, що в разі застосування ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-пластин частота заміщення дефектів регенератами, в яких превалювала кісткова тканина, була вищою (приблизно на 50 %), ніж у групі, в якій застосовували титанові пластини; це виявлено у тварин в терміни 7 та 30 діб від початку експерименту. Результати проведеного дослідження показали, що через декілька діб у ложі імплантації гвинтів формувалися сполучнотканинна капсула, періостальний та ендостальний кісткові регенерати, які характеризувалися незрілістю і збереженням активності остеогенезу. В пізніші терміни спостереження відбувалося поступове дозрівання фіброзної капсули при використанні й титанового і ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-гвинтів.

Протягом максимального терміну спостереження (90 діб) повної біодеструкції частинок, які формувалися внаслідок абразії полімеру, не відбувалося. В поодиноких випадках, в яких ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-шурп унаслідок відламу

його головки залишався фіксованим у дірчастому дефекті кістки, можна було констатува-

ти незначний ступінь біодеструкції цього імплантату (рис. 2).



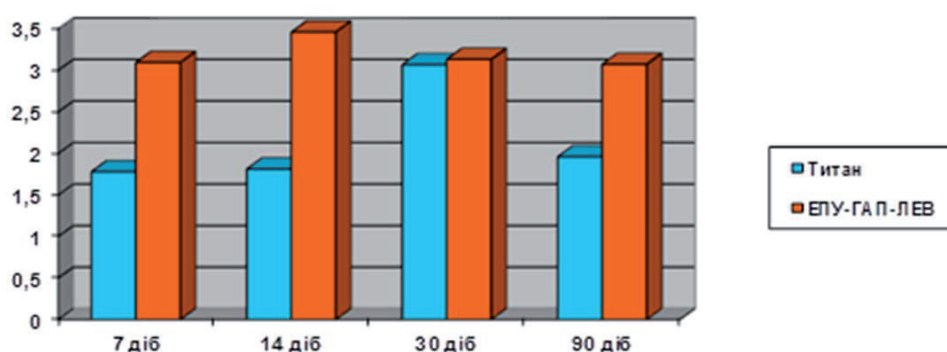
**Рис. 2.** Дірчастий дефект нижньої щелепи щура із залишками гвинта ЕПУ-ГАП-ЛЕВ (стрілка). Періостальні регенерати побудовані із зрілої кісткової тканини та компактизовані. Мікрофото гістопрепарату нижньої щелепи щура, 90 діб після імплантації ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-гвинта. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Макрозйомка гістопрепарату з проєкційним збільшенням.  $\times 12$ .

Репаративну регенерацію кісткової тканини з формуванням періостальних регенератів навколо дірчастого дефекту в щелепі спостерігали при імплантації як титанових, так і ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-гвинтів. Ознаки активності остеогенезу на обох поверхнях щелепи навколо країв дефекту простежували аж до 30 діб після створення дефекту та імплантації шурупа.

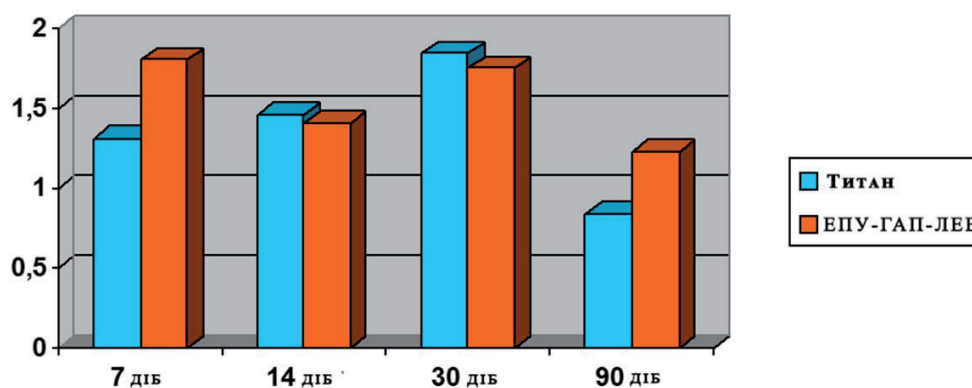
Ознаки компактизації регенератів були помітними вже через 14 діб після імплантації. В терміни 30 та 90 діб була добре виражена органотипова перебудова регенератів з їх медулізацією. Лише в поодиноких випадках у терміни спостереження 90 діб на поверхні нарізної частини титанового і ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-гвинтів

спостерігали ділянки безпосередньої апозиції кісткової тканини.

Результати порівняльного морфометричного дослідження площі регенератів у гістологічних зрізах показали, що у випадках застосування ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-пластин середні параметри показників «площа регенератів у дірчастих дефектах і навколо пластин» та «площа регенератів у проєкції дірчастого дефекту» в усі терміни спостереження були більшими, ніж при застосуванні титанових пластин (рис. 3), а у випадку застосування ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-гвинтів – помітно більшими в деякі терміни спостереження (рис. 4).



**Рис. 3.** Порівняльна динаміка середніх значень площі (мм<sup>2</sup>), яку займали кісткові регенерати в зрізах у дірчастих дефектах і навколо пластин, виготовлених з різних матеріалів: ■ – титан; □ – ЕПУ-ГАП-ЛЕВ.



**Рис. 4.** Порівняльна динаміка середніх значень площі (мм<sup>2</sup>), яку займали кісткові регенерати навколо гвинтів, виготовлених із різних матеріалів та імплантованих у дірчасті дефекти щелепи: ■ – титан; □ – ЕПУ-ГАП-ЛЕВ.

Проведені морфологічні дослідження показують, що пристрої з ЕПУ-ГАП-ЛЕВ впливали на розмір кісткових регенератів за відсутності в тканинах змін, що оточують імплантат, які б свідчили про токсичний вплив полімеру.

Дані експериментальної частини дослідження стали підставою для проведення клінічних досліджень.

Операції остеосинтезу в 215 досліджуваних хворих проводили за показаннями, серед яких домінувала неефективність консервативного лікування. Застосовували оперативні доступи, які забезпечували репозицію та фіксацію кісткових уламків і відповідали принципам естетики та функціональності у щелепно-лицевій хірургії. Операції проводили згідно з регламентом сучасних протоколів хірургічного лікування переломів і кісткових деформацій ЩЛД, вибір фіксаторів, їх кількості та розташування здійснювали, орієнтуючись на результати та рекомендації досліджень з біомеханіки переломів ЩЛД. Додаткову міжщелепну іммобілізацію щелеп здійснювали лише при переломах НЩ у хворих основної і контрольної груп, при цьому її терміни становили (21±2) доби та (18±2) доби відповідно.

Середні терміни госпіталізації хворих основної та контрольної груп з переломами і деформаціями виличного комплексу становили (7±2) дів та (8±2) дів відповідно, з переломами та деформаціями середньої ділянки обличчя – (10±3) доби та (11±3) доби, НЩ – (7±1) доба та (6±1) доба відповідно.

У хворих із переломами та деформаціями виличного комплексу фіксацію фрагментів виконували за допомогою одно- (в ділянці вилично-лобного шва), дво- (у ділянці вилично-лобного шва та вилично-альвеолярного гре-

бня) або трилокусної (в ділянці вилично-лобного шва, вилично-альвеолярного гребеня, виличної дуги або нижньоорбітального краю) фіксації.

У хворих із переломами та деформаціями середньої ділянки обличчя фіксацію кісткових фрагментів здійснювали в ділянках вилично-лобного шва, вилично-альвеолярного гребеня, носо-лобного контрфорсу, виличної дуги, нижньоорбітального краю, вилично-верхньощелепного шва у разі потреби.

Фіксатор при проведенні остеосинтезу на НЩ підбирали диференційовано, враховуючи її анатомо-топографічні та функціональні особливості, залежно від біомеханічних умов перелому – від локалізації та типу. У випадках поодинокого перелому в ділянці гілки в основній групі хворих використовували дві накісткові пластини ЕПУ-ГАП-ЛЕВ або одну титанову пластину та одну ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-пластину як джерело вивільнення левамізолу для оптимізації умов регенерації кісткової тканини і пришвидшення консолідації кісткових фрагментів, у контрольній групі – одну титанову. При подвійних переломах НЩ у ділянці гілки та підборіддя, у пацієнтів основної групи в ділянці гілки НЩ використовували дві біорезорбтивні пластини ЕПУ-ГАП-ЛЕВ, а в ділянці підборіддя – одну чи дві титанові пластини, оскільки в цій ділянці фіксатори зазнають значного навантаження й ризик зміщення кісткових уламків у післяопераційному періоді високий. Відповідно в контрольній групі хворих у цих локусах встановлювали титанові фіксатори (в ділянці гілки – один фіксатор, у ділянці підборіддя – два).

У 97,4 % хворих основної групи з переломами та деформаціями середньої ділянки об-

личчя, включаючи ділянку виличного комплексу, в яких фіксацію кісткових фрагментів здійснювали з використанням ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-фіксаторів, отримано задовільні анатомічні та функціональні результати лікування. У 2 (2,6 %) пацієнтів унаслідок порушення дренування рани спостерігали її нагноєння в ранньому післяопераційному періоді. За допомогою корекції дренування рани та антибіотикотерапії запальний процес було усунено, ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-фіксатор не видаляли. Протягом періоду спостереження (2 роки) ускладнень не було. Реабілітація пацієнтів була успішною.

У 11 (91,7 %) пацієнтів основної групи з переломами та деформаціями НЩ отримано задовільний результат хірургічного лікування, що клінічно і рентгенологічно підтверджено через 1 місяць після операції. Ускладнень запального характеру в післяопераційному періоді не спостерігали. Консолідація з'єднаних кісткових фрагментів відбувалася вчасно. В 1 (8,3 %) пацієнта з незрошеним переломом у ділянці підборіддя в умовах нефіксованого прикусу (без іммобілізації НЩ) полімеростеосинтез двома ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-пластинами й гвинтами був неефективним. У післяопераційному періоді відбулося зміщення фрагментів на 4 мм по висоті, що пов'язано з невідповідністю параметрів фіксатора умовам функціонального навантаження.

Задовільні результати лікування отримано у 93,8 % хворих контрольної групи з переломами та деформаціями середньої ділянки обличчя. В ранньому післяопераційному періоді ускладнень не спостерігали. У 5 (6,17 %) пацієнтів титанові фіксатори видалили через 3–4 місяці після операції, оскільки в локусах остеосинтезу відмічалася в'яла запальна реакція на стороннє тіло з утворенням нориць та грануляцій, яка мала хронічний характер. Середня тривалість стаціонарного лікування пацієнтів основної і контрольної груп становила 7–8 (7±2) дб.

З урахуванням даних літератури, результатів власних досліджень фізико-механічних властивостей матеріалу ЕПУ-ГАП-ЛЕВ, результатів досліджень з біомеханіки переломів ЩЛД ми визначили та конкретизували показання до використання ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-пристроїв для остеосинтезу кісток лицевого відділу черепа, а також визначили клінічні ситуації, за яких застосовувати їх недоцільно і методом вибору залишається МОС.

Так, верхня ділянка обличчя включно з ділянкою перенісся і надбрівних дуг зазнає не-

великих навантажень, тому в цій ділянці застосування фіксаторів ЕПУ-ГАП-ЛЕВ надійне і доцільне, оскільки дозволяє уникнути додаткового хірургічного втручання з видалення фіксатора. Фіксатори з біодеградуючих матеріалів розглядали як метод вибору при остеосинтезі в «статичних» ділянках, які в нормі зазнають незначних функціональних навантажень (лобна, тім'яна кістки). Винятком залишаються дрібно- та багатоуламкові переломи передньої стінки лобного синуса і перенісся, в яких титанові сітки мають переваги.

При лікуванні переломів середньої ділянки обличчя найбільш доцільними локусами для їх встановлення були вилично-лобний та носолобний контрфорси. Горизонтальні контрфорси (ділянка нижнього краю орбіти та виличної дуги) також ефективно відновлювали з використанням біорезорбтивних фіксаторів при адекватній репозиції кісткових фрагментів та стабільній фіксації в інших локусах перелому.

Множинні переломи виличної дуги необхідно фіксувати за допомогою декількох полімерних накісткових пластин (відповідно до кількості ліній перелому), використовуючи ретенційні властивості поверхні перелому, для ефективного перерозподілу напруження. Але у випадках вираженої нестабільності деяких уламків варто відмовитися від біорезорбтивних пластин на користь однієї довгої титанової накісткової пластини. Титановим пластинам надавали перевагу при переломах з дефектом кістки, застарілих, дрібно- та багатоуламкових переломах.

НЩ є рухомою кісткою лицевого відділу черепа і тому зазнає найбільшого навантаження під час жування. Однак наш досвід свідчить, що застосування біорезорбтивних фіксаторів у ділянці НЩ досить ефективно при низьких свіжих переломах гілки та виросткового відростка щелепи. Питання про розташування біорезорбтивних фіксаторів у ділянці шийки виросткового відростка і в ділянці вирізки НЩ потрібно вирішувати індивідуально з урахуванням конкретної клінічної ситуації.

Встановлення полімерних фіксаторів ЕПУ-ГАП-ЛЕВ у ділянці зовнішньої косої лінії при біомеханічно сприятливих поперечних переломах кута НЩ виявилось ефективним і біомеханічно обґрунтованим. У ділянці тіла НЩ і підборіддя, які зазнають значних навантажень та мають складний анатомічний рельєф, біорезорбтивні пластини застосовували з об-

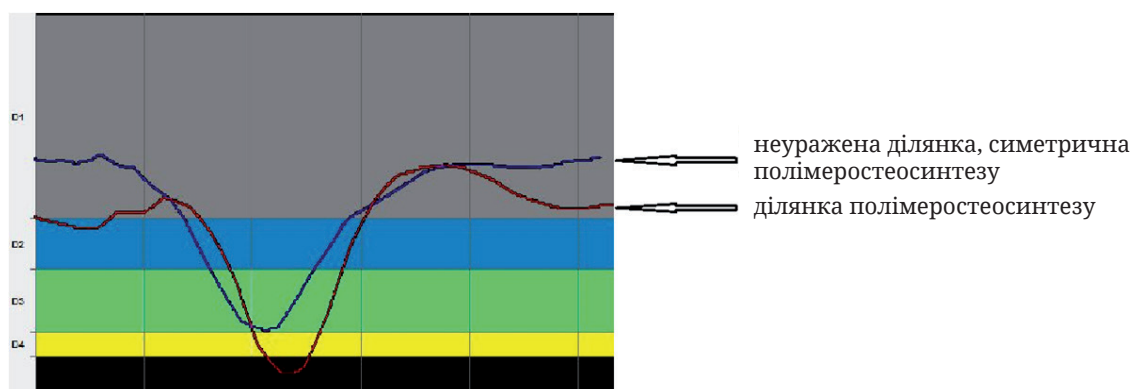


меженнями, лише в комбінації з шинуванням щелепи або поєднували полімер- та метало-остеосинтез в одному локусі. При цьому полімерна пластина ЕПУ-ГАП-ЛЕВ відіграла роль додаткового фіксатора і була джерелом вивільнення левамізолу, який позитивно впливав на репарацію тканин в зоні остеосинтезу.

Таким чином, розроблений нами лікувальний підхід із застосуванням за показаннями полімерних фіксаторів ЕПУ-ГАП-ЛЕВ показав високу клінічну ефективність, як і при використанні титанових фіксаторів для остеосинтезу.

Результати структурно-рентгенологічного аналізу зрощення кісток у хворих з перелома-

ми та деформаціями кісток лицевого відділу черепа при застосуванні різних способів остеосинтезу в термін 6 місяців після операції у 83 (39 %) хворих (з них 38 пацієнтів основної групи, 45 контрольної) показали, що регенерація кісткової тканини в різних ділянках середньої ділянки обличчя відбувалася по-різному. Так, в ділянці вилично-лобного з'єднання та виличної дуги при точній репозиції в термін 6 місяців після операції щільна перелому майже не прослідковувалася і відіференціювати ділянку кісткового регенерату від кісткових швів було практично неможливо (рис. 5).



**Рис. 5.** Епюри рентгенологічної щільності кісткової тканини, побудовані за даними МСКТ, хворі Б., 25 років, через 6 місяців після операції – рефрактури, репозиції, полімеростеосинтезу (ЕПУ-ГАП-ЛЕВ) лівої виличної кістки з приводу посттравматичної деформації лівого вилично-орбітального комплексу.

Періостальні кісткові нашарування були відсутні або мінімально виражені в більшості випадків. На епюрі рентгенологічної щільності даних локалізацій перелому відмічали ділянку плавного зниження рентгенологічної щільності, яка була на 10–15 % менше, ніж на неушкодженій симетричній ділянці, і поширювалася на відстань 5–7 мм від щілини перелому. Зниження щільності кісткової тканини було плавним, без різких переходів і піків. Мінімальне значення рентгенологічної щільності приблизно відповідало локалізації щілини перелому. Але в усіх випадках рентгенологічна щільність у цих ділянках була більшою за 650 HU, що відповідало щільності порозної кортикальної кістки та свідчило про утворення компактного кісткового регенерату в зоні зрощення. Співвідношення між максимальним і мінімальним значенням рентгенологічної щільності на графіку її розподілу в зоні травми суттєво зменшувалося порівняно з передопераційними МСКТ і наближалось до показника інтактної кістки, який в ділянці вилично-лобного з'єднання та виличної дуги становив 1,2–2,5.

У ділянці вилично-альвеолярного гребеня та в нижніх відділах носо-лобного контрфорсу (41 хворий) динаміка репаративних процесів була іншою у зв'язку з різним розміром дефектів кістки. Рентгенологічна щільність у цих ділянках становила в середньому (138±59) HU і була в 5–16 разів нижчою, ніж на здоровій неушкодженій стороні. У 27 хворих безперервність носо-лобного та вилично-альвеолярного контрфорсів була відновлена і в переважній більшості спостережень (24 хворих) можна було чітко локалізувати щілину перелому, але водночас епюра рентгенологічної щільності зберігала рівномірний характер за рахунок суттєвого зниження мінеральної насиченості прилеглих ділянок кістки. Загалом рентгенологічна щільність кістки в ділянці зрощення була на 20–30 % нижчою, ніж в ділянці виличної дуги та вилично-лобного з'єднання.

Виявлені в різних зонах середньої ділянки обличчя відмінності щільності кісткової тканини визначалися технікою проведення хірургічних втручань, різним регенераторним потенціалом різних кісток лицевого відділу

черепа, особливостями анатомії й функціонального навантаження.

При проведенні остеосинтезу в контрольній групі спостережень металеві фіксуючі елементи за рентгенологічною щільністю суттєво перевищували рентгенологічну щільність кістки (в 1,5–2 рази). Ознак остеопору або атрофії кісткової тканини під пластиною в ділянці проведення втручань не виявляли. Резорбцію кістки навколо фіксуючих гвинтів відмічено в 11 % спостереженнях, що не супроводжувалося вторинним зміщенням фрагментів і не впливало на перебіг процесів репаративної регенерації кісткової тканини. При цьому клінічні ознаки реакції тканин на стороннє тіло, холодову реакцію, дискомфорт, а іноді біль, розхитування та випадання гвинтів у ділянці фіксаторів мали місце. У решти випадках віддиференціювати ознаки остеопору чи резорбції кістки в ділянці шурупа й ефект «розмивання» МСКТ зображення в ділянках різкого переходу від високої рентгенологічної щільності до низької було практично неможливо.

Полімерні фіксатори на МСКТ не візуалізувалися навіть при зміні режимів контрастування. Отвори для фіксуючих гвинтів на даний термін спостереження не заміщувалися кістковою тканиною, їх вміст був однорідним із щільністю на рівні  $(409 \pm 107)$  HU, що можна пояснити появою перших морфологічних ознак деградації полімеру ЕПУ-ГАП-ЛЕВ через 6 місяців після остеосинтезу.

Якісних розбіжностей у формуванні кісткового зрощення уламків середньої ділянки обличчя при застосуванні різних способів фіксації, за даними МСКТ, достовірної різниці у показниках рентгенологічної щільності та характері її розподілу на однойменних анатомічних ділянках при застосуванні остеосинтезу або закритій репозиції без встановлення фіксатора не виявлено. Середнє значення рентгенологічної щільності кісткового зрощення при застосуванні полімеростеосинтезу було вищим, ніж при остеосинтезі титановими пластинами, –  $(896 \pm 121)$  HU проти  $(810 \pm 210)$  HU. Однак за даної кількості спостережень ці розбіжності були недостовірними.

Таким чином, результати виконаної роботи дозволяють запропонувати нові підходи до лікування пацієнтів з переломами та деформаціями кісток лицевого відділу черепа.

**Висновки.** Отримано біорезорбтивний матеріал біоактивної дії ЕПУ-ГАП-ЛЕВ для виготовлення фіксуючих конструкцій для остеосинтезу в ЩЛД, в якому, регулюючи співвідношення поліуретан/епоксидного олігомеру, гідроксиапатиту і левамізолу, можливо отримувати матеріал з необхідними фізико-механічними та біологічними властивостями. Оптимальним вмістом у складі цього матеріалу для виготовлення накісткових пластин, гвинтів для остеосинтезу є 20 % гідроксиапатиту та 6 % левамізолу. Використання накісткових пластин з ЕПУ-ГАП-ЛЕВ матеріалу забезпечувало адекватне заміщення кісткового дефекту НЩ незрілими фіброзно-кістковими регенератами, які заповнювали дефект з прискоренням мінералізації регенерату, не порушуючи природний хід процесів загоєння, а частота заміщення дефектів регенератами, в яких переважала кісткова тканина, була вищою, ніж у групі, в якій застосовували титанові пластини (на 50 %,  $p < 0,05$ ). Запальна реакція у фіброзній капсулі навколо імплантату відповідала неспецифічному продуктивному запаленню низької активності як в групі, в якій застосовували титанові пластини, так і в групі, в якій застосовували ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-пластини. В оточуючих ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-фіксатор тканинах не виявлено змін токсичного характеру.

Біодеградуєчі полімерні фіксатори біоактивної дії ЕПУ-ГАП-ЛЕВ доцільно використовувати при переломах (остеотомія) кісток лицевого відділу черепа в ділянках, які незнають значного функціонального навантаження (верхня та середня третини лицевого відділу черепа), і при біомеханічно сприятливих переломах НЩ у ділянках, що зазнають деформацій розтягнення–стиснення. При функціонально нестабільних переломах НЩ у ділянках із значним біомеханічним навантаженням накісткові фіксатори з ЕПУ-ГАП-ЛЕВ-матеріалу можна рекомендувати як додаткову фіксацію до металоостеосинтезу в ділянці з меншим функціональним навантаженням.

©Е. А. Астапенко, Н. М. Литовченко, Т. М. Костюк, И. А. Шинчуковский

Национальный медицинский университет имени А. А. Богомольца, г. Киев

## Использование конструкций из биodeградирующего материала биоактивного действия в реконструктивно-восстановительной хирургии челюстно-лицевой области

**Резюме.** В настоящее время для фиксации костных фрагментов в челюстно-лицевой хирургии (ЧЛХ) широко используют титановые пластины и винты. Необходимость повторной операции по удалению металлоконструкции увеличивает сроки нетрудоспособности больного, экономические затраты на лечение и психоэмоциональная нагрузка на больного, связанное с переживанием и дополнительным стрессом. Все это привело к появлению альтернативного метода остеосинтеза с использованием биodeградируемых пластин и шурупов, которые не имеют указанных недостатков.

**Цель исследования** – повышение эффективности хирургического лечения больных с врожденной и приобретенной костной патологией челюстно-лицевой области (ЧЛО) с использованием фиксирующих конструкций заданных свойств с биорезорбируемого материала биоактивного действия.

**Материалы и методы.** При выполнении работы были использованы следующие методы исследования: 1) в экспериментальной части работы – физико-химические, санитарно-химические, токсиколого-гигиенические – с целью определения возможности использования ЭПУ-ГАП-ЛЕВ-композиции для изготовления фиксаторов костных фрагментов при проведении остеосинтеза в ЧЛО, физико-механические (для определения прочностных, эластичных, вязко-упругих свойств ЭПУ и его композиций с ГАП и ЛЕВ), рентгенологические (для контроля качества проведения эксперимента на животных), морфологические (гистологические и морфометрические исследования костных регенератов в области дефекта нижней челюсти (НЧ) при имплантации полиуретановых и титановых пластин и шурупов) – для изучения протекания процессов репаративной регенерации мягких и костной тканей и перестройки костной ткани в области травматического повреждения; 2) в клинической части работы – клинико-лабораторные (для определения динамики основных клинических симптомов и результатов лечения больных), рентгенологические методы (рентгенография костей лицевого черепа в традиционных укладках, ортопантомографии, КТ 3D, создание и анализ компьютерных 3D моделей, рентгенденситометрия, рентгенморфометрия) – для определения характера патологического процесса в костной ткани и исследования архитектоники костной ткани ЧЛО, контроля за ходом консолидации переломов (в том числе интраоперационных), статистические методы (определение средних величин, погрешностей средних и достоверности различий в группах, корреляционный и регрессионный анализ) – для обработки и анализа полученных результатов).

**Результаты исследований и их обсуждение.** Результаты исследования стали основой для поиска способов получения материала без металлического дефекта, из которого можно было бы изготовить фиксатор в виде пластин и винтов для остеосинтеза челюстно-лицевой области. Разработан биорезорбтивный материал биоактивного действия (ЭПП-ГАП-ЛЕВ) на основе полиуретановой композиции, содержащей 20 % гидроксиапатита и 6 % левамизола для остеосинтеза. Результаты экспериментальных исследований легли в основу клинико-рентгенологических исследований. Доказана эффективность фиксаторов ЭПУ-ГАП-ЛЕВ для остеосинтеза при лечении пациентов с переломами и деформациями лицевого черепа.

**Выводы.** Положительные результаты собственных клинических исследований в ранние и отдаленные сроки свидетельствовали об эффективности и перспективности использования полимерных (в том числе ЭПУ-ГАП-ЛЕВ) минипластин в хирургическом лечении переломов костей лицевого черепа со смещением. Благодаря правильному планированию лечения все пациенты, использовавшие полимерные фиксаторы, смогли получить полную реабилитацию.

**Ключевые слова:** переломы; деформация; челюстно-лицевая область; остеосинтез; биорезорбтивные пластины для остеосинтеза; титановые пластины для остеосинтеза.

©O. O. Astapenko, N. M. Lytovchenko, T. M. Kostiuk, I. A. Shynchukovski

O. Bohomolets National Medical University, Kyiv

## The application of constructions made from biodegradable material with bioactive action in reconstructive surgery of maxillofacial area

**Summary.** Currently, titanium plates and screws are widely used to fix bone fragments in maxillofacial area (MFA). The need for a second operation to remove the metal structure increases the patient's incapacity for

work, the economic costs of treatment and the psychoemotional load on the patient associated with anxiety and additional stress. All this has led to the emergence of an alternative method of osteosynthesis using biodegradable plates and screws, which do not have these disadvantages.

**The aim of the study** – to increase the effectiveness of surgical treatment of patients with congenital and acquired bone pathology of the maxillofacial area with the use of fixing structures of specified properties from biodegradable material of bioactive action.

**Materials and Methods.** The following research methods were used in the work: 1) in the experimental part of the work – physicochemical, sanitary-chemical, toxicological-hygienic – in order to determine the possibility of using EPU-GAP-LEV composition for the manufacture of bone fragments during osteosynthesis in MFA, physico-mechanical (to determine the strength, elastic, viscoelastic properties of EPU and its compositions with GAP and LEV), radiological (to control the quality of the experiment on animals), morphological (histological and morphometric studies of bone regenerates in the area of the mandibular defect (mandibular defect) during implantation of polyurethane and titanium plates and screws) – to study the course of reparative regeneration of soft and bone tissues and bone remodeling in the area of traumatic injury; 2) in the clinical part of the work – clinical and laboratory (to determine the dynamics of the main clinical symptoms and results of treatment of patients), radiological methods (radiography of the bones of the facial skull in traditional layings, orthopantomography, CT 3D, creation and analysis of computer 3-D models, X-ray densitometry, X-ray morphometry) – to determine the nature of the pathological process in bone tissue and study the architecture of bone tissue. (including intraoperative), statistical methods (determination of averages, errors of averages and probability of differences in groups, correlation and regression analysis) – for processing and analysis of the obtained results).

**Results and Discussion.** The results of the study became the basis for finding ways to obtain a material without a metal defect, from which it would be possible to make a clamp in the form of plates and screws for osteosynthesis of the maxillofacial area. A bioresorptive material of bioactive action (EPU-GAP-LEV) based on a polyurethane composition containing 20 % hydroxyapatite and 6 % levamisole for osteosynthesis has been developed. The results of experimental studies formed the basis of clinical and radiological studies. The effectiveness of EPU-GAP-LEV fixators for osteosynthesis in the treatment of patients with fractures and deformities of the facial skull has been proven.

**Conclusions.** Positive results of own clinical researches in early and long terms testified to efficiency and perspective of use of polymeric (including EPU-GAP-LEV) miniplates in surgical treatment of fractures of facial skull with shift. Due to the correct treatment planning, all patients who used polymer fixers were able to receive complete rehabilitation.

**Key words:** fractures; deformation; maxillo-facial area; osteosynthesis; biodegradable plates for osteosynthesis; titanium plates for osteosynthesis.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Возможности использования углеродсодержащих материалов в челюстно-лицевой хирургии / В. М. Безруков, Ф. Х. Набиев, А. С. Григорьян, И. В. Барышников. Стоматология сегодня и завтра. – М., 2003. – С. 77–83.
2. Бернадский Ю. И. Травматология и восстановительная хирургия челюстно-лицевой области / Ю. И. Бернадский. – М.: Мед. литература, 1999. – 444 с.
3. Биорезорбируемые полимеры в ортопедии и травматологии / В. Радченко, Н. Дедух, С. Малышкина, Л. Бенгус // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2006. – № 3. – С. 116–124.
4. Переломы скуло-орбитального комплекса / В. В. Богатов, Б. И. Голиков, К. К. Замятин, В. В. Выборнов // Труды VI съезда Стоматологической ассоциации России. – М., 2000. – С. 312–313.
5. Варес Е. Я. Виготовлення знімних зубних протезів з поліпропілену. Токсиколого-гігієнічна оцінка матеріалу / Е. Я. Варес, Я. Е. Варес, В. А. Нагурний // Практич. медицина. – 2002. – Т. 8, № 4. – С. 81–83.
6. Остеопластическая эффективность различных форм гидроксиапатита по данным экспериментально-морфологического исследования / А. С. Григорьян, А. И. Воложин, В. С. Агапов [и др.] // Стоматология. – 2000. – № 3. – С. 4–9.
7. Дудко О. Г. Остеосинтез переломів кісток полімерними конструкціями, що розсмоктуються (огляд літератури) / О. Г. Дудко // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2011. – № 1. – С. 80–85.
8. Козлов В. А. Обоснование требований к экспериментальной модели перелома нижней челюсти и способу закрепления отломков / В. А. Козлов, А. В. Цимбалистов // Стоматология. – 1986. – Т. 65, № 2. – С. 9–12.
9. Лапач С. Н. Статистические методы в медико-биологических исследованиях с использованием Excel / С. Н. Лапач, А. В. Чубенко, П. Н. Бабич. – К.: Морион, 2000. – 320 с.
10. Методика моделирования костного дефекта у лабораторных животных / В. И. Лузин, Д. В. Ивченко, А. А. Панкратьев [и др.] // Укр. мед. альманах. – 2005. – Т. 8, № 2. – С. 162.
11. Манабу С. Полимеры медицинского назначения / С. Манабу. – М.: Медицина. – 1981. – 94 с.
12. Результаты хирургического лечения переломов нижней челюсти с применением набора титановых



минипластин и инструментов для черепно-челюстно-лицевого остеосинтеза фирмы «Конмет» / И. Н. Матрос-Таранец, Д. К. Калиновский, Т. Н. Халеева [и др.] // Современная стоматология. – 2004. – № 1. – С. 105–108.

13. Панкратов А. С. Применение гидроксилатапата ультравысокой дисперсности в комплексном лечении больных с переломами нижней челюсти / А. С. Панкратов, В. П. Зуев, А. Н. Алексеева // Стоматология. – 1995. – № 4. – С. 22–25.

14. Рябоконт Е. Н. Внутренний остеосинтез минипластинами при лечении больных с переломами мышечкового отростка нижней челюсти (обзор литературы) / Е. Н. Рябоконт // Дентальные технологии. – 2007. – № 1. – С. 59–62.

15. Профилактика нарушений регенерации при ранах и переломах нижней челюсти / А. А. Скагер, А. Р. Дигаое, Б. Я. Баркане [и др.] // Стоматология. – 1984. – Т. 63, № 3. – С. 47–50.

16. Харьков Л. В. Хирургическое лечение врождённых несращений неба / Л. В. Харьков. – К.: Здоровья, 1992. – 200 с.

17. Швырков М. Б. Неогнесрельные переломы челюстей / М. Б. Швырков, В. В. Афанасьев, В. С. Стародубцев. – М.: Медицина, 1999. – 336 с.

## REFERENCES

1. Bezrukov, V.M., Nabiyev, F.Kh., Grigoryan, A.S., & Baryshnikov, I.V. (2003). *Vozmozhnosti ispolzovaniya ugleterosoderzhashchikh materialov v chelyustno-litsevoy khirurgii. Stomatologiya segodnya i zavtra [Possibilities of using carbon-containing materials in maxillofacial surgery. Dentistry today and tomorrow]*. Moscow [in Russian].

2. Bernadskiy, Yu.I. (1999). *Travmatologiya i vostanovitelnaya khirurgiya chelyustno-litsevoy oblasti [Traumatology and reconstructive surgery of the maxillofacial area]*. Moscow: Med. Literatura [in Russian].

3. Radchenko, V., Dedukh, N., Malysheva, S., & Bengus, L. (2006). *Biorezorbiruyemye polimery v ortopedii i travmatologii [Bioresorbable polymers in orthopedics and traumatology]*. *Ortopediya, travmatologiya i protezirovaniye – Orthopedics, Traumatology and Prosthetics*, 3, 116-124 [in Russian].

4. Bogatov, V.V., Golikov, B.I., Zamyatin, K.K., & Vybornov, V.V. (2000). *Perelomy skulo-orbitalnogo kompleksa [Fractures of the zygomatic-orbital complex]. Trudy VI syezda Stomatologicheskoy assotsiatsii Rossii – Proceedings of the VI Congress of the Dental Association of Russia*. Moscow [in Russian].

5. Vares, E.Ya., Vares, Ya.E., & Nahurnyi, V.A. (2002). *Vyhotovlennia znimnykh zubnykh proteziv z polipropilenu. Toksykologho-hihiiienichna otsinka materialu [Production of removable dentures from polypropylene. Toxicological and hygienic evaluation of the material]*. *Praktechna Medytsyna – Practical Medicine*, 8, 4, 81-83 [in Ukrainian].

6. Grigoryan, A.S., Volozhin, A.I., Agapov, V.S., Belozarov, M.N., & Drobyshev, A.Yu. (2000). *Osteoplasticheskaya effektivnost razlichnykh form gidroksi-*

18. *The behavior of titanium as a biomaterial: Microscopy study of plates and surrounding tissues in facial osteosynthesis* / J. Acero, J. Calderon, J. I. Salmenor [et al.] // *J. Craniomaxillofac. Surg.* – 1999. – Vol. 27, No. 2. – P. 117–123.

19. *Osteosynthesis with biodegradable plates and screws of the free floating zygomatic arch. Results from the study* / N. Andreopoulos, G. Stamatopoulos, A. Zavras [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Br.* – 2004. – Vol. 86-B, no. SUPP II 157. [bjjprocs.boneandjoint.org.uk/content/86-B/SUPP\\_II/157.4](http://bjjprocs.boneandjoint.org.uk/content/86-B/SUPP_II/157.4)

20. *Cordewener F. W. The future of biodegradable osteosyntheses* / F. W. Cordewener, J. P. Schmitz // *Tissue Eng.* – 2000. – Vol. 6, No. 4. – P. 413–424.

21. *Edwards R. C. Resorbable PLLA – PGA screw fixation of mandibular sagittal split osteotomies* / R. C. Edwards, K. D. Kiely, B. L. Eppley // *J. Craniofac Surg.* – 1999. – Vol. 10, No. 3 – P. 230–236.

22. *Husseiny M. Value of the resorbable biodegradable plates in fixation of mandibular fracture in children "2 years follow up"* / M. Husseiny // *J. Craniomaxillofacial Surg.* – 2002. – Vol. 30 (Suppl 1). – P. 38.

23. *Langford R. J. Tissue changes adjacent to titanium plates in patients* / R. J. Langford, J. W. Frame // *J. Craniomaxillofacial Surg.* – 2002. – Vol. 30, No. 2. – P. 103–107.

*apatita po dannym eksperimentalno-morfologicheskogo issledovaniya [Osteoplastic efficacy of various forms of hydroxyapatite according to experimental morphological research]*. *Stomatologiya – Dentistry*, 3, 4-9 [in Russian].

7. Dudko, O.H. (2011). *Osteosintez perelomiv kistok polimernymi konstruktsiyami, shcho rozsmoktuiutsia (ohliad literatury) [Osteosynthesis of bone fractures by resorbable polymer structures (literature review)]*. *Visnyk ortopedii, travmatologii ta protezuвання – Bulletin of Orthopedics, Traumatology and Prosthetics*, 1, 80-85 [in Ukrainian].

8. Kozlov, V.A., & Tsimbalistov, A.V. (1986). *Obosnovaniye trebovaniy k eksperimentanoy modeli pereloma n nizhney chelyusti i sposobu zakrepleniya otlomkov [Substantiation of the requirements for the experimental model of the fracture of the lower jaw and the method of fixing the fragments]*. *Stomatologiya – Dentistry*, 65, 2, 9-12 [in Russian].

9. Lapach, S.N., Chubenko, A.V., & Babich, P.N. (2000). *Statisticheskiye metody v mediko-biologicheskikh issledovaniyakh s ispolzovaniyem Excel [Statistical methods in biomedical research using Excel]*. Kyiv: Morion [in Russian].

10. Luzin, V.I., Ivchenko, D.V., & Pankratyev, A.A. (2005). *Metodika modelirovaniya kostnogo defekta u laboratornykh zhivotnykh [Technique for modeling a bone defect in laboratory animals]*. *Ukr. med. almanakh – Ukr. Medical Almanac*, 8, 2, 162 [in Russian].

11. Manabu, S. (1981). *Polimery meditsinskogo naznacheniya [Polymers for medical purposes]*. Moscow: Meditsina [in Russian].

12. *Matros-Taranets, I.N., Kalinovskiy, D.K., & Khakheleva, T.N. (2004). Rezultaty khirurgicheskogo*

- lecheniya perelomov nizhney chelyusti s primeneni-  
yem nabora titanovykh miniplastin i instrumentov  
dlya cherepno- chelyustno-litsevogo osteosinteza firmy  
«Konmet» [Results of surgical treatment of mandibular  
fractures using a set of titanium miniplates and  
instruments for craniomaxillofacial osteosynthesis  
from Konmet]. *Sovremennaya stomatologiya – Modern  
Dentistry*, 1, 105-108 [in Russian].
13. Pankratov, A.S., Zuyev, V.P., & Alekseyeva, A.N.  
(1995). Primeneniye gidroksilapatita ultravysokoy  
disperstnosti v kompleksnom lechenii bolnykh s  
perelomami nizhney chelyusti [The use of ultra-high  
dispersion hydroxylapatite in the complex treatment of  
patients with fractures of the mandible]. *Stomatologiya  
– Dentistry*, 4, 22-25 [in Russian].
14. Ryabokon, Ye.N. (2007). Vnutrenniy osteosintez  
miniplastinami pri lechenii bolnykh s perelomami  
myshchelkovogo otrostka nizhney chelyusti (obzor li-  
teratury) [Internal osteosynthesis with miniplates in  
the treatment of patients with fractures of the condylar  
process of the lower jaw (literature review)]. *Dentalnyye  
tekhnologii – Dental Technologies*, 1, 59-62 [in Russian].
15. Skager, A.A., Digaoye, A.R., & Barkane, B.Ya. (1984).  
Profilaktika narusheniy regeneratsii pri ranakh i pere-  
lomakh nizhney chelyusti [Prevention of regeneration  
disorders in wounds and fractures of the mandible].  
*Stomatologiya – Dentistry*, 63, 3, 47-50 [in Russian].
16. Kharkov, L.V. (1992). *Khirurgicheskoye lecheniye vro-  
zhdonnykh nesrashcheniy neba* [Surgical treatment of  
*congenital nonunions of the palate*]. Kyiv: Zdorovia [in  
Ukrainian].
17. Shvyrkov, M.B., Afanasyev, V.V., & Starodubtsev, V.S.  
(1999). *Neognesrelnyye perelomy chelyustey* [Non-fired  
*fractures of the jaws*]. Moscow: Meditsina [in Russian].
18. Acero, J., Calderon, J., Salmeron, J.I., Verdaguer, J.J.,  
Concejo, C., & Somacarrera, M.L. (1999). The behavior  
of titanium as a biomaterial: microscopy study of plates  
and surrounding tissues in facial osteosynthesis. *J.  
Craniomaxillofac. Surg.*, 27, 2, 117-123.
19. Andreopoulos, N., Stamatopoulos, G., Zavras, A.K.,  
Papadimitriou, K., & Katsikeris, N. (2004). Osteosynthesis  
with biodegradable plates and screws of the free  
floating zygomatic arch. Results from the study. *J. Bone  
Joint Surg. Br.*, 86-B, SUPP II 157. [bjjprocs.boneandjoint.org.uk/content/86-B/SUPP\\_II/157.4](http://bjjprocs.boneandjoint.org.uk/content/86-B/SUPP_II/157.4)
20. Cordewener, F.W., & Schmitz, J.P. (2000). The future  
of biodegradable osteosyntheses. *Tissue Eng.*, 6, 4, 413-  
424.
21. Edwards, R.C., Kiely, K.D., & Eppley, B.L. (1999).  
Resorbable PLLA – PGA screw fixation of mandibular  
sagittal split osteotomies. *J. Craniofac Surg.*, 10, 3, 230-  
236.
22. Husseiny, M. (2002). Value of the resorbable  
biodegradable plates in fixation of mandibular fracture  
in children "2 years follow up". *J. Craniomaxillofacial  
Surg.*, 30 (Suppl 1), 38.
23. Langford, R.J., & Frame, J.W. (2002). Tissue  
changes adjacent to titanium plates in patients. *J.  
Craniomaxillofacial Surg.*, 30, 2, 103-107.