

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ ТА НАУКИ УКРАЇНИ
СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
МЕДИЧНИЙ ІНСТИТУТ



ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ МЕДИЧНОЇ НАУКИ І ОСВІТИ

ЗБІРНИК ТЕЗ ДОПОВІДЕЙ
ВСЕУКРАЇНСЬКОЇ НАУКОВО-МЕТОДИЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ,
що присвячена 25-річчю Медичного інституту Сумського державного університету
(м. Суми, 16-17 листопада 2017 року)

Суми
Сумський державний університет
2017

Дослідження було проведено на 10 білих лабораторних щурах зрілого віку (7-9 місяців). Годування тварин відбувалось у вільному режимі, на основі добових нормативів. Стандартна питна вода надавалась усім тваринам *ad libitum*. Визначення вмісту макро- та мікроелементів проводили методами атомно-абсорбційної спектроскопії з полуменевою (для K, Na, Ca) і електротермічною (для Mg, Fe, Zn, Cu, Mn) атомізацією. Пробопідготовка зразків проводилась методом автоклавної кислотної деструкції при підвищеному тиску.

Дослідження проведено зі задовільними метрологічними характеристиками. Вміст основних електролітів становить: K – $4,4 \pm 0,1$ мг/г, Na – $1,6 \pm 0,1$ мг/г. Вміст функціонально необхідних елементів: Ca – $0,57 \pm 0,03$ мг/г, Mg – $0,58 \pm 0,03$ мг/г. Для зазначених мікроелементів виявлено наступну послідовність концентрацій (мкг/г): Fe (21 ± 3) > Zn (15 ± 2) > Cu ($1,3 \pm 0,2$) > Mn ($0,14 \pm 0,03$).

Отже, отримані результати вмісту основних макро- та мікроелементів литкового м'яза щурів частково дозволяють визначити загальний біоелементний стан організму. Знайдений макро- мікроелементний профіль литкового м'яза щурів можна використовувати як основу для порівняння елементного складу м'язів щурів при морфологічних та біохімічних дослідженнях.

ПОРІВНЯЛЬНИЙ ВПЛИВ БІОКОМПОЗИТНИХ КАЛЬЦІЙ-ФОСФАТНИХ МАТЕРІАЛІВ НА ДИНАМІКУ ЗМІН МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ В ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМУ ДЕФЕКТІ ДІАФІЗУ ДОВГОЇ КІСТКИ СКЕЛЕТА

Кореньков О. В.

Сумський державний університет, кафедра морфології

Вступ. Біокомпозитні кальцій-фосфатні матеріали дуже часто використовують для оптимізації загоєння кісткових дефектів і відновлення функціональних властивостей ушкодженої кістки. Одним з найвідоміших кальцій-фосфатних матеріалів є гідроксилапатит, який з метою створення біокомпозитних препаратів найчастіше поєднують з β -трикальційфосфатом або колагеном. На сьогодні у науковій літературі існують дані про твердість і жорсткість ділянок імплантації таких препаратів. Однак останні отримані в експериментах на кістках черепа і в один термін спостереження, а інформації щодо порівняльного впливу різноманітних за складом біокомпозитних кальцій-фосфатних матеріалів на динаміку змін механічних властивостей в дефекті компактною кістковою тканиною у науковій літературі ми не виявили.

Мета роботи. Встановити і порівняти вплив різних за складом біокомпозитних кальцій-фосфатних матеріалів на динаміку змін механічних властивостей в експериментальному дефекті компактною кістковою тканиною.

Матеріал і методи. Експеримент проведений на 48 білих лабораторних щурах-самцях 8-місячного віку з вагою 250 ± 10 г. Під кетаміновим наркозом ($50-75$ мг/кг), в асептичних умовах за допомогою портативної бормащини кулеподібною фрезою на малих обертах із охолодженням у середній третині діяфізу стегнової кістки відтворювали дефект діаметром $2,5$ мм до кістковомозкового каналу. Далі піддослідні тварини були поділені на 2 групи:

I група (24 щурів) – кістковий дефект заповнювали гранулами (г) біокомпозитного матеріалу, який зроблений з синтетичного гідроксилапатиту (СГА), колагену I-го типу (Кол) і гентаміцину сульфату (Г) (Кол-СГА-Г-г, препарат «КоллапАн», Росія, фірма Інтермедапатит);

II група (24 щурів) – кістковий дефект заповнювали гранулами (г), які складаються на 60% з синтетичного гідроксилапатиту (СГА) та на 40% з β -трикальційфосфату (β -ТКФ). Перед введенням у кістковий дефект до гранул додавали N-метил-2-піролідон (NMP), який забезпечував їх склеювання і надавав препарату консистенції пластичної пасти (п) (СГА- β -ТКФ-NMP-гп, препарат «easy-graft™CRYSTAL», Degradable Solutions AG, Швейцарія).

Через 15, 30, 60, 120 днів після операції виділені фрагменти травмованих кісток вивчали методом динамічного мікроіндентування на індентомітрі «Мікрон-Гама».

Результати дослідження. Проведене експериментальне дослідження встановило, що на 15-ту добу експерименту мікротвердість і модуль Юнга ділянки імплантації Кол-СГА-Г-г ($0,573 \pm 0,022$ ГПа, $16,9 \pm 0,41$ ГПа) і СГА- β -ТКФ-NMP-гп ($0,516 \pm 0,019$ ГПа, $16 \pm 0,36$ ГПа) не мали достовірної різниці, були значно меншими за аналогічні показники материнської кістки ($0,94 \pm 0,029$ ГПа, $22 \pm 0,45$ ГПа і $0,997 \pm 0,033$ ГПа, $24,7 \pm 0,52$ ГПа). З 30-ї доби експерименту і надалі мікротвердість і модуль Юнга ділянки імплантації Кол-СГА-Г-г і СГА- β -ТКФ-NMP-гп поступово збільшувалися і наближувалися до аналогічних показників материнської кістки. Одночасно на 30-ту і 60-ту добу експерименту мікротвердість і модуль Юнга ділянки імплантації Кол-СГА-Г-г ($0,789 \pm 0,024$ ГПа, $22,2 \pm 0,39$ ГПа; $1,019 \pm 0,025$ ГПа, $23,3 \pm 0,27$ ГПа) перевищили на $15,35\%$ ($p < 0,05$), $12,12\%$ ($p < 0,05$) і $14,13\%$ ($p < 0,05$), $4,29\%$ ($p < 0,05$) аналогічні показники ділянки імплантації СГА- β -ТКФ-NMP-гп ($0,684 \pm 0,023$ ГПа, $19,8 \pm 0,47$ ГПа; $0,875 \pm 0,021$ ГПа, $22,3 \pm 0,36$ ГПа). Крім того, на 60-ту добу експерименту материнська кістка за мікротвердістю і модулем Юнга ($1,092 \pm 0,018$, $24,9 \pm 0,43$ ГПа і $0,945 \pm 0,017$ ГПа, $23,9 \pm 0,29$ ГПа) мала незначні переваги над ділянками імплантації Кол-СГА-Г-г і СГА- β -ТКФ-NMP-гп. На 120-ту добу експерименту мікротвердість і модуль Юнга ділянки імплантації остеопластичного матеріалу Кол-СГА-Г-г ($1,083 \pm 0,036$ ГПа і $25,2 \pm 0,51$ ГПа) і СГА- β -ТКФ-NMP-гп ($1,185 \pm 0,039$ ГПа і $25,9 \pm 0,49$ ГПа) зрівнялися між собою і навіть трохи перевищили аналогічні показники материнської кістки ($0,989 \pm 0,035$ ГПа, $21,6 \pm 0,47$ ГПа і $1,045 \pm 0,032$ ГПа, $24,5 \pm 0,54$ ГПа).

Висновок. Біокомпозитні матеріали Кол-СГА-Г-г і СГА- β -ТКФ-NMP-гп сприяють повному відновленню механічних характеристик травмованого діяфізу довгої кістки скелета за 4 місяця.

МОРФОЛОГІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ЗМІЦНЕННЯ АНАСТОМОЗУ ТОВСТОЇ КИШКИ

Лазарик О. Л., Стебляк В. В.**, Григор'єва О. А.**

Запорізький державний медичний університет, Запорізька медична академія післядипломної освіти***

Одним з найнебезпечніших ускладнень в абдомінальній хірургії, що обумовлює високий ризик летальності в ранньому післяопераційному періоді є неспроможність кишкових швів. Використання в клінічній практиці різноманітних способів виконання хірургічного шва, який накладається для створення анастомозів на всьому протязі шлунково -