

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

сітку. У мозкових синусах деяких ЛВ досить велика кількість еозинофільних лейкоцитів. Спостерігається стаз в судинах (капіляри розширені, повнокровні).

Висновки. Зміни в гістологічній структурі фолікулів ЛВ (набряк, нечіткі межі), наявність значної кількості еозинофільних лейкоцитів в мозкових синусах, стаз в судинах говорить про тяжкий перебіг цукрового діабету та прояв суміжних патологічних станів (розвиток атеросклерозу, інтоксикацію). Вибірковий прояв змін гістологічної структури можливий при локалізованому ураженні ЛВ.

ТОПОГРАФО-АНАТОМІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ НОСОВОЇ ПЕРЕГОРОДКИ В ЮНАЦЬКОМУ ВІЦІ

асистент кафедри анатомії людини ім. М.Г. Туркевича Ємельяненко Н.Р.

ВДНЗ України "Буковинський державний медичний університет"

Присередня стінка носової порожнини (носова перегородка) представлена хрящовою та кістковою частинами. Хрящова частина утворена чітко вираженим хрящем носової перегородки, який має форму неправильної чотирикутної пластинки. Передньозадній розмір хряща дорівнює $27,0 \pm 1,0$ мм, вертикальний - $24,0 \pm 0,9$ мм, а товщина - $3,0 \pm 0,05$ мм. Задньонижній його край у вигляді невеликого відростка вклинюється між переднім краєм перпендикулярної пластинки решітчастої кістки та переднім краєм лемеша. Кісткова частина утворена перпендикулярною пластинкою решітчастої кістки. Передньозадній розмір становить $32,0 \pm 2,7$ мм. Вертикальний розмір біля переднього кінця пластинки становить $21,0 \pm 1,0$ мм, а біля заднього кінця - $16,0 \pm 0,24$ мм. Товщина її кісткової стінки дорівнює $2,5 \pm 0,07$ мм. Перпендикулярна пластинка утворює передньовверхній відділ кісткової частини носової перегородки. Зверху вона прилягає до носової ості лобової кістки, а дещо нижче - до носових кісток. Переднім кінцем вона з'єднана із заднім кінцем хряща носової перегородки, а знизу - з переднім краєм лемеша. На 5 препаратах (33%) на передньонижньому кінці пластинки виявлений невеликий відросток, який спрямований дотулу і донизу. Останній вклинювався в задній край хряща носової перегородки, на якій виявлена така ж заглибина. Задньонижній відділ кісткової частини носової перегородки доповнюється лемешем. Передній кінець його з'єднується з перпендикулярною пластинкою і хрящем носової перегородки. Верхній кінець лемеша закінчується крилами, які охоплюють клиноподібний дзвоб і прилягають до нижньої поверхні тіла клиноподібної кістки. Поздовжній розмір пластинки лемеша дорівнює $36,0 \pm 0,8$ мм, найбільший вертикальний $22,0 \pm 0,5$ мм. Товщина кісткової стінки не перевищує 1,5 мм. У місці відходження його крил стінка потовщується до 2,3-2,7 мм. Передньозадній розмір крил становить 1,0-2,0 мм, ширина - 3,0-5,0 мм.

На 10 препаратах (50%) носова перегородка займає відносно серединне положення і є рівною. На 4 препаратах (20%) вона відхилена вліво, а на 6 препаратах (25%) - вправо.

Передньозадній розмір носової перегородки в цілому дорівнює $67,0 \pm 1,3$ мм. Найбільший її вертикальний розмір становить $40,0 \pm 0,8$ мм.

Слизова оболонка вистелена багаторядним циліндричним миготливим епітелієм. Товщина слизової оболонки складає 0,7-0,9 мм. Товщина епітеліальної вистилки відповідно дорівнює 40 мкм. Виявлено потовщення слизової оболонки в передньонижньому відділі носової перегородки. Дані потовщення представлені печеристою тканиною та слизовими залозами. Печеристі тіла представлені поверхнево розташованою тонкою сіткою кровоносних судин і глибоко розташованою більш великою сіткою судин. В їх стінці виявляються гладкі м'язові та еластичні волокна.

Потовщення передньовверхнього відділу слизової оболонки носової перегородки представлено скупченням залозистого апарату. На носовій перегородці знаходяться нюхові клітини, відростки яких прямують догори, з'єднуються в тонкі нитки, а біля дірчастої пластинки зливаються в більш великі стовбурці. На двох препаратах (10%) у передньонижньому відділі носової перегородки виявлено невелику заглибину (рудимент органа Якобсона).

У слизову оболонку задніх відділів носової перегородки вступають присередні верхні задні носові гілки, які починаються від крило-піднебінного вузла. Вони мають прямолінійний хід і виявляються в слизовій оболонці носової перегородки.

Носо-піднебінний нерв має низхідний напрямок, розгалужується на невеликі гілки в слизовій оболонці носової перегородки.

МАКРО- І МІКРОЕЛЕМЕНТНИЙ ПРОФІЛЬ ЛИТКОВОГО М'ЯЗА БЛИХ СТАТЕВОЗРІЛИХ ЩУРІВ У НОРМІ

Ілляшенко В.Ю., Ртайл Р. А., Дудченко Є.С., Максимова О.С., Муравський Д.В.

Науковий керівник: д.мед.н., проф. Ткач Г.Ф.

Сумський державний університет, кафедра морфології

Дослідження макро- та мікроелементного складу м'язів має велике значення для оцінки біоелементного стану організму у цілому. М'яз метаболічно активний орган, що зумовлює й швидкі зміни елементного складу. Крім того, м'язи слугують тканинним депо для багатьох хімічних елементів, вміст яких при різних фізичних станах організму, патологічних процесах, режимах водного балансу та харчування можуть значно змінюватися.

Отже, метою нашого дослідження стало вивчення макро- та мікроелементного профілю литкового м'яза статевозрілих щурів у нормі, а саме вмісту основних макроелементів: К, Na, Ca, Mg та найважливіших мікроелементів Fe, Zn, Cu, Mn для проведення подальшого порівняльного аналізу за впливу на організм різних несприятливих чинників.

Робота є складовою частиною науково-дослідної теми «Закономірності вікових і конституціональних морфологічних перетворень внутрішніх органів і кісткової системи за умов впливу енд- і екзогенних чинників і шляхи їх корекції» (№ державної реєстрації 0113U001347), фрагментом НДР МОН України «Морфофункціональний моніторинг стану органів і систем організму за умов порушення гомеостазу» (№ державної реєстрації 0109U008714) та науково-дослідної теми «Молекулярно-генетичні та морфологічні особливості регенерації тканин нижньої кінцівки за умов хронічної гіперглікемії».

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 спектрометрії 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 мікродентування на індендометрії «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 -