© Мішалов В.Д., Петрошак О.Ю., Хохолєва Т.В., Попов В.А.
УДК: 612.12-001.45:340.624
***Мішалов В.Д., Петрошак О.Ю., Хохолєва Т.В., Попов В.А.***
Національна медична академія післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика (вул. Дорогожицька, 9, м. Київ, Україна, 04112)

# ОСОБЛИВОСТІ ДОВГОЇ ТРУБЧАСТОЇ КІСТКИ, СТВОРЕНОЇ ІЗ КОМПОЗИТНИХ МАТЕРІАЛІВ, ДЛЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

**Резюме.** *З метою проведення експериментальних досліджень в судовій медицині пропонується створення моделі довгої трубчастої кістки із композитних матеріалів та порівняльний аналіз біофізичних властивостей моделі і нативної трубчастої кістки.*
**Ключові слова:** *судова медицина, імітатори біологічних об'єктів, композитні матеріали.*

## Вступ

Серед літературних джерел відомі дослідження, що були присвячені кістковій тканині як об'єкту судово-медичної експертизи. Так, В.Г. Донцов [1] проводив дослідження вікових особливостей мікроскопічної будови і мінералізації кісткової тканини плечової кістки, а А.А. Желтиков [2] об'єктом особливостей вікових змін в судово-медичному відношенні обирав ліктьову і плечову кістки.

Н.А. Михеев [3] і И.А. Толмачев [6] за результатами рентгенологічної картини склали судово-медичну характеристику особливостям вогнепальних ушкоджень діафізів довгих трубчастих кісток в аспекті визначення швидкості вогнепального снаряду.

На моделі ізольованої довгої трубчастої кістки В.П. Петров [5] досліджував особливості механізму утворення вогнепальних ушкоджень кінцівок з переломами довгих трубчастих кісток, а Г.А. Пашинян [4] запропонував математичну модель рельєфу твердого піднебіння і її використання при судово-медичній ідентифікації особистості.

За останні 10 років у судовій медицині також відомі роботи, що були присвячені кістковій тканині як об'єкту ідентифікації особи. Так, В.В. Юрасовим [8] вперше запропонований алгоритм дій для встановлення загальних ознак особи (статевої приналежності, віку і довжини тіла) і на основі результатів аналізу елементного складу кісткової тканини за допомогою лазерного мас-спектрометричного методу встановлений статистично достовірний взаємозв'язок між кількісним елементним складом кісткової тканини конкретної людини і загальними ознаками особи (статевою приналежністю, віком і довжиною тіла). Федулова М.В. [7] у своїй докторській дисертації, на підставі гістологічного і мікроостеометричного досліджень детально описала вікову динаміка кісткової тканини ребра, епіфізу і діафізу великогомілкової кістки. Автором були знайдені якісні вікові ознаки кісткової тканини, за допомогою яких весь період життя людини можна розділити на інтервали: до 18 років, від 18 до 30 років, від 30 до 50 років і більше 50 років. Можливі шляхи створення моделі довгої трубчастої кістки із композитних матеріалів запропонував О.Ю. Петрошак [9]. Тому актуальним залишається на сьогоднішній день розробка довгої трубчастої кістки із композитних матеріалів для проведення експериментальних досліджень у судовій медицині.

*Мета* дослідження - створити модель довгої трубчастої кістки із композитних (неорганічних компонентів кісткової тканини і штучних полімерних) матеріалів для

експериментальних досліджень

## Матеріали та методи

Матеріалом дослідження слугувала компактна кісткова тканина стегнової кістки людини від 24 до 52 років, а також створений експериментальний матеріал кісткової тканини. Зразки для досліджень виготовляли з середньої третини діафізу кістки. Для локалізації і орієнтації зразків поперечний розріз кістки розділили на п'ять зон - дві передні, дві бічні та задню.

Зразки компактної кісткової тканини у вигляді пластинок прямокутного поперечного січення з розмірами 100х6х1 мм вирізали вздовж повздовжньої вісі кістки х1 з зовнішнього та внутрішнього шарів п'яти зон січення, а в трансверіальному напрямку вздовж вісі х2 - з розмірами 24х6х2 мм з бічних і задніх зон.

Надалі їх досліджували резонансним та ультразвуковим методами. Частоту власних коливань зразка визначали на пристрої "ИЧЗ-9", а швидкість розповсюдження ультразвуку в зразку - на пристрої "ИСС-1" методом торцевого і бічного прозвучування при частоті коливань 150 кГц. Визначення модуля пружності зразків кісткової тканини при розтягуванні проводили на спеціальному стенді, виготовленому в ДУ "Інститут прикладної фізики НАН України", на підставі договору про творчу співпрацю з НМАПО імені П.Л. Шупика (2010 р.). При навантажуванні до рівня напруження 0,1-0,15 від руйнуючого значення з постійною швидкістю 0,13 МПа/с.

Органічну складову отримували шляхом виділення з кісткової тканини мінеральних речовин за допомогою електролітичної демінералізації у 10%-му розчині азотної кислоти із застосуванні платинових електродів. Мінеральну складову отримували шляхом виділення із кісткової тканини органічних речовин обробкою зразків в екстракторі Сокслета 70%-м розчином етилендіаміну.

Проводили кількісний біохімічний аналіз основних речовин кісткової тканини (кальцій, оксипролін, гексоза мін, аргінін, тирозин, гексуронові кислоти і гексози). Геометричні характеристики остенів, гаверсових канальців і проміжних намел, а також характер їх розподілення по величині дослідження на гістологічних зрізах органічної компоненти кісткової тканини в прохідному та поляризуючому світлі на мікроскопі МПСУ-1.

Умовний модуль пружності створеного модельного матеріалу кісткової тканини був визначений ультразвуковим методом вздовж трьох осей анізотропії на зразках у вигляді прямокутних призм розмірами 5х5х5 мм, вирізаних з кутових зон. Термін зберігання експериментального матеріалу в поліетиленових пакетах при температурі від -4° до -6° не перевищував 12 діб. Дослідження проводились при кімнатній температурі. Всього було виготовлено і досліджено різними методами 60 зразків.

Математична обробка отриманих даних була проведена стандартними методами варіаційної статистики, а також з використанням дисперсійного аналізу. В якості критерію достовірності застосовувався результат з рівнем значимості $p<0,05$.

## Результати. Обговорення

Спосіб створення замінника кісткової тканини полягав у використанні найбільш природного біокомпозиту - кісткової тканини. Отримана з кісткової тканини мінеральна складова модифікувалась (просочувалась у вакуумі) біоінертними полімерами, які заміщали в кістковій тканині органічні речовини. Проведені дослідження по модифікуванню мінеральної матриці різними складами полімерів групи акрилатів показали, що відповідність модулів пружності замінника кісткової тканини було отримано при використанні суміші бутилметакрилата (БМА), метилметакрилата (ММА) та метакрилової кислоти (МАК) у наступному співвідношенні їх мас 7:2:1 (табл. 1).

Важливою умовою при вирішенні досліджуваного нами питання є передбачення механічної поведінки аналога кістки за властивостями його компонентів. Прийнята ідеалізована модель композитної будови компактної кісткової тканини, в якій матрицею береться мінеральна складова кістки, а армуючим елементом - органічна складова, яка представляє собою колагенові волокна. Ці волокна діаметром 0,2 мкм укладені в матриці, утворюючи остеони - багатошарові циліндричні оболонки (ламели) навколо гаверсового каналу. В них волокна розміщені по спіралі паралельно між собою. В сусідніх ламелах вони орієнтовані під різними кутами відносно один одного. В розрахунковій моделі кількість шарів приймалася від 3 до 5. Гаверсові і фолкманівські канали в прийнятій моделі розглядаються як арматура відповідно у поздовжньому і трансверсальному напрямках кістки з "нульовими" властивостями матеріалу, тобто E=0. В моделі замінника кісткової тканини приймалося, що місце колагенових волокон займає відповідний полімерний склад. Для визначення пружних властивостей в матеріалі виділяли деякий об'єм - елемент, який повторюється, механічні властивості якого розраховують та прирівнюють до властивостей всього композиту. В кістковій тканині таким елементом було обрано остеон з визначеною довжиною, яка залежить від

**Таблиця 1.** Експериментально встановлені значення модулів пружності для замінника кісткової тканини в залежності від складу модифікатора та для компактної кісткової тканини.

| Склад модифікатора | Модулі пружності, ГПа | | |
|---|---|---|---|
| | $E_1$ | $E_2$ | $E_3$ |
| Стірол | 14,8±0,7 | 5,8±0,3 | 4,6±0,3 |
| БМА | 12,3±0,6 | 4,8±0,4 | 3,8±0,2 |
| БМА і ММА 8:2$^x$ | 10,8±0,6 | 7,5±0,4 | 5,8±0,4 |
| БМА і ММА 7:3$^x$ | 6,9±0,3 | 5,4±0,2 | 2,6±0,1 |
| БМА і ММА 5:5$^x$ | 13,2±0,8 | 10,2±0,7 | 4,5±0,2 |
| БМА, ММА і МАК7:2:1$^x$ | 18,3±1,1 | 10,3±0,6 | 3,7±0,3 |
| Кісткова тканина | 18,5 | 8,51 | 6,91 |

**Примітки:** х - полімеризація і стерилізація в інертній атмосфері (аргон) при гамма випромінюванні 2,5 Мрад.

**Таблиця 2.** Експериментальні та розраховані значення модулів пружності та зсуву (ГПа) кісткової тканини і її модельного матеріалу.

| Характеристика | Кісткова тканина | | Модельний матеріал | |
|---|---|---|---|---|
| | експеримент[xx] | розрахунок | експеримент | розрахунок |
| $E_1$ | 18,35 | 13,6 | 18,26 | 41,1 |
| $E_2$ | 8,51 | 10,5 | 10,33 | 12,8 |
| $E_3$ | 6,91 | 9,7 | 3,74 | 11,3 |
| $G_{12}$ | 4,91 | 4,4 | - | 3,0 |
| $G_{13}$ | 3,56 | 4,4 | - | 3,0 |
| $G_{23}$ | 2,41 | 3,7 | - | 4,1 |

геометрії криволінійних колагенових волокон в шарах остеона. Загальний об'єм матриці розподілявся по розрахованим елементам пропорціонально об'єму армуючих волокон відповідного направлення армування. Тобто - коефіцієнти армування по об'єму всіх розрахованих елементів були рівні між собою та відповідали коефіцієнту армування композита в цілому. Спіральність армуючого волокна враховувалась таким чином, що її траєкторію спочатку розділяли на чисельні умовно прямолінійні ділянки. Кожна ділянка представляла собою однонаправлений армований розрахований елемент, складової тензора жорсткості якого визначалась так: $A_{\alpha\beta\gamma\delta}=f_1(E_м,\mu_м,E_0,\mu_0,\varphi,D,h)$, а складова тензора податливості - $a_{\alpha\beta\gamma\delta}=f_2(E_м,\mu_м,E_0,\mu_0,\varphi,D,h)$. Де $\alpha,\beta,\gamma,\delta=x,y,z$ - головні осі симетрії пружних властивостей розрахованих елементів; E і μ відповідно модель пружності і коефіцієнт Пуассона; індекси "м" і "о" означають матрицю та волокно; $\varphi$ - коефіцієнт армування; D,h - геометричні параметри колагенових волокон, тобто їх діаметр та крок спіралей. У подальшому проводили сумування компонентів тензорів жорсткості (або податливості) однонаправлених розрахованих елементів по всій довжині всіх різних траєкторій волокон в межах повторюваного елемента та їх усереднення по об'єму композита, який досліджувався. На основі отриманих компонентів тензора жорсткості (або податливості) визначалися технічні константи матеріалах - модулі пружності, зсуву і коефіцієнти Пуассона.

Правомірність такого підходу перевірялась співставленням розрахованих характеристик пружних властивостей компактної кісткової тканини і її модельного матеріалу з експериментально отриманими результатами. Експериментально встановлені значення модулів пружності і зсуву задовільно узгоджувались з розрахованими значеннями у випадку усереднення компонентів тензорів жорсткостей розрахованих елементів (табл. 2).

## Висновки та перспективи подальших розробок

1. Органічна складова кісткової тканини є простим, фізично не лінійним матеріалом і руйнується в'язко, а мінеральна складова являє собою пористий матеріал, який підлягає закону деформації і має крихкий характер руйнування.

2. Неоднорідність розподілу за поперечним січенням кістки характеристик механічних властивостей її органічної складової при розтягненні є результатом неоднорідності кількісного складу біохімічних речовин та геометричних параметрів елементів структури кістки. Зміни з віком руйнуючої деформації і модуля пружності стегнової кістки неоднорідні і залежать від властивостей органічної складової кісткової тканини, яка змінюється лінійно від 24 до 52 років за рахунок зменшення кількісного вмісту кальцію і збільшенні оксипроліну в зовнішньому шарі, у порівнянні з внутрішнім шаром кістки.

3. У відповідності до модулів пружності замінника кісткової тканини стегнової кістки була запропонована її модель шляхом застосування суміші бутилметакрилата (БМА), метилметакрилата (ММА) та метакрилової кислоти (МАК) у співвідношенні їх мас 7:2:1.

## Список літератури


1. Донцов В. Г. Возрастные особенности микроскопического строения и минерализации костной ткани плечевой кости человека в судебно-медицинском отношении: автореф. дис. на соискание уч. степени канд.мед.н. / В.Г. Донцов. - М., 1977. - 25 с.
2. Желтиков А. А. Исследование возрастного развития локтевой и лучевой костей человека в судебно-медицинском отношении (гистологическое и микрорентгенографическое исследование): автореф. дис. на соискание уч. степени канд.мед.н. / Желтиков А.А. - Воронеж, 1975. - 19 с.
3. Михеев Н. А. Рентгенодиагностика направления пулевого канала при повреждении трубчатых костей: дис. ... канд. мед. наук. - Л., 1956. - 236 с.
4. Пашинян Г. А. Математическая модель рельефа твердого неба и ее использование при идентификации личности / Г.А. Пашинян, Е.В. Беляева, П.О. Ромодановский // Судебно-медицинская експертиза. - 1993. - № 3. - С. 17-21.
5. Петров В. П. Некоторые общие положения моделирования и эксперимента при судебно-медицинских экспериментах в связи с огнестрельными повреждениями / В.П. Петров // Методология и методика судебно-медицинской экспертизы огнестрельных повреждений. - Л., 1991. - С. 17-18.
6. Толмачев И. А. Об определении скорости огнестрельного снаряда по рентгенологической картине огнестрельного перелома / И.А. Толмачев // Актуальные вопросы теории и практики судебной медицины: материалы науч.-практ. конф. молодых ученых и специалистов - судебно-медицинских экспертов. - СПб., 1993. - С. 13-14.
7. Федулова М. В. Возрастные изменения костной ткани и их судебно-медицинское значение: автореф. дис. на соискание уч. степени к.мед.н. : спец. 14.00.24 "Судебная медицина" / М.В. Федулова. - М., 2004. - 32 с.
8. Юрасов В. В. Экспертные возможности решения идентификационных задач на основе элементного состава костной ткани (экспериментальное исследование): автореф. дис. на соискание уч. степени канд.мед.н.: спец. 14.00.24 " Судебная медицина" / В.В. Юрасов: - Санкт-Петербург, 2006. - 22 с.
9. Петрошак О. Ю. Можливі шляхи створення моделі довгої трубчастої кістки із композитних матеріалів / О.Ю. Петрошак // Зб. наук. праць співробітників НМАПО імені П.Л. Шупика. - Київ, 2010. - Вип. 19, Кн. 2. - С. 399-403.

*Мишалов В.Д., Петрошак А.Ю., Хохолева Т.В., Попов В.А.*

**ОСОБЕННОСТИ ДЛИННОЙ ТРУБЧАТОЙ КОСТИ, СОЗДАННОЙ ИЗ КОМПОЗИТНЫХ МАТЕРИАЛОВ, ДЛЯ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ**

**Резюме.** *В статье изложены методологические подходы относительно создания модели длинной трубчатой кости из композитних материалов и сравнительный аналіз быиофизических свойств модели и самой трубчатой кости.*

**Ключевые слова:** *судебная медицина, имитаторы биологических объэктов, модель длинной трубчатой кости, композитные материалы.*

*Mishalov V., Petroshak O., Hoholeva T., Popov V.*

**FEATURES OF LONG BONE TRUBCHASTOY CREATED FROM COMPOSITE MATERIALS FOR EXPERIMENTAL RESEARCH**

**Summary.** *For the purpose of conducting experimental research in forensic medicine proposes the creation of a model of a long bone made of composite materials and a comparative analysis of the biophysical properties of model and native bone.*

**Key words:** *forensic medicine, simulators of biological objects, composit materials.*

***Рецензент - д.мед.н., проф. Гунас І.В.***

*Стаття надійшла до редакції 30.11.2016 р.*

*Мішалов Володимир Дем'янович* - д.мед.н., проф., зав. кафедри судової медицини НМАПО імені П.Л. Шупика; +38(044)4404771; k-sme@nmapo.edu.ua
*Петрошак Олександр Юрійович* - к.мед.н., доц., доц. кафедри судової медицини НМАПО імені П.Л. Шупика; +38(044)4404771
*Хохолєва Тамара Володимирівна* - к.мед.н., доц., доц. кафедри судової медицини НМАПО імені П.Л. Шупика; +38(044)4404771
*Попов Василь Антонович* - д.мед.н., проф., проф. кафедри ортопедії і травматології №2 НМАПО імені П.Л. Шупика; +38(044)4404771