

**ОСОБЛИВОСТІ ВЗАЄМОДІЇ ФІЗИЧНИХ ПОЛІВ З КІСТКОВОЮ  
ТКАНИНОЮ ЛЮДИНИ**

Вивчення особливостей взаємодії кісткової тканини з фізичними полями дає можливість використовувати їх у діагностичних та терапевтичних цілях, а також передбачити їх можливий вплив на функціональний стан кісткової системи. Під дією різноманітних фізичних факторів кісткова система людини проявляє свої біофізичні властивості та набуває специфічних структурно-функціональних змін.

Фізичні поля можуть слугувати засобом самоорганізації біологічних об'єктів. Їх дія обумовлює певну рухомість та накопичування метаболітів, сприяючи керованому формуванню біологічних тканин. За життя організм людини перебуває у природному гравітаційному та геомагнітному полі, атмосферних та кліматичних умовах, які можуть змінюватись. Кожна з систем організму у межах можливого пристосовується до цих змін. Не винятком є і кісткова система, яка чутливо реагує на зменшення гравітації, зміну сезонних та добових біоритмів, кліматичних умов (у тому числі техногенного походження).

Кісткова тканина є складною фізико-хімічною системою; у її межах існують власні фізичні поля, які забезпечують фізіологічну саморегуляцію у кісткових структурах. Виявлено, що при деформації кістки на її поверхні утворюються електричні заряди [1], отже, кістка є п'єзоелектрикою, що пов'язано з наявністю в ній кристалічних структур. Напруженість електричного поля у кістці при звичайних навантаженнях не більша, ніж 0,5 В/см. Зміни параметрів електричного поля у кістковій тканині, які відбуваються саме при її фізіологічній деформації, дозволяють кістці підтримувати свою масу, форму та біохімічний склад. Завдяки фізичній активності посилюється кровотік у кістковій тканині, прискорюється іонний обмін, утворення осередків кальцифікації, активізується ріст кістки у довжину. Натомість у стані гіподинамії відбувається зменшення напруженості внутрішнього електричного поля, уповільнюються метаболічні процеси, відбувається декальцифікація та розсмоктування (резорбція) кісткової тканини [2]. Стає ясным, чому кожній людині необхідно постійно підтримувати фізіологічне навантаження на кісткову систему.

Відомо [3], що при накладанні зовнішнього постійного електричного поля з напруженістю, близькою до природної, кісткова тканина посилено утворюється біля катода. Ця властивість застосовується для прискорення відновлювальних процесів (остеорепарації) при переломах, що довгий час не загоюються, оскільки під дією постійного електричного поля певного напрямку відбувається спрямоване переміщення метаболітів до місця перелому кістки. Досліджено процес остеорепарації при стимуляції постійним електричним струмом  $25 \pm 2,5$  мкА [4]. Виявлено, що прискорення остеорепарації на різних стадіях залежить від полярності активного (імплантованого) електроду: при запальному процесі (2-3 доби після перелому) краще загоєння відбувається, якщо активним електродом є анод; у стадії посиленого відновлення зміна полярності активного електроду призводить до реполяризації кісткової тканини та прискорює її репарацію. Лікувальний електрофорез (гальванізація) зі щільністю струму  $0,1-0,2$  мА/см<sup>2</sup> застосовується для насичування організму іонами кальцію та фосфору при лікуванні переломів [5] та остеопорозу [6]. Електрогімнастика з застосуванням імпульсного струму низької частоти (з різноманітною формою, тривалістю та частотою імпульсів) призначається хворим при тривалій бездіяльності та контрактурах суглобів. Імпульсний струм при 109 імп/с тривалістю 1-1,5 мс викликає у кістякових м'язах скорочення, подібні до природних [5].

Променева енергія здатна впливати на стан біологічного об'єкту при її поглинанні, в результаті чого проявляється її механічна, теплова, фотохімічна, іонізуюча дія [7]. Характер взаємодії променевої енергії з біологічними системами залежить від енергії випромінювання, швидкості та глибини його проникнення, а також здатності структурних елементів цих систем (атомів, молекул, клітин, тканин), що приймають участь у процесі, зазнавати хімічних перетворень в результаті поглинання енергії.

Під впливом зовнішнього електромагнітного поля низьких частот у кістковій тканині виникають спрямовані іонні потоки [8]. Змінне магнітне поле інтенсивністю 25-30 мТл, частотою 25-100 Гц застосовується для прискорення метаболічних процесів та стимуляції кісткових клітин через зміну проникності кліткових мембран, дифузійних та осмотичних процесів [6]. При лікуванні переломів шляхом вибору параметрів електромагнітного поля з компенсацією магнітної складової можна досягти узгодження фізіологічних та наведених полем п'єзопотенціалів, активізувати кістковий метабо-

лізм, прискорити формування осередків кристалізації, прискорити відновлювальні процеси. Розроблений за цим принципом апарат "Каскад" успішно застосовується при лікуванні травматичних ушкоджень кісток [8]. Відомо, що у фізіотерапії застосовують індуктотермію, що призводить до наведення у біологічному об'єкті вихорних струмів [5]. Такий вплив протипоказаний при наявності переломів кісток, оскільки в процесі репарації він призводить до порушення орієнтації та структури кісткоутворюючих елементів з формуванням на місці перелому несправжнього суглоба, який навіть при наступному лікуванні неможливо перетворити у нормальну кісткову тканину.

На особливу увагу заслугоує розгляд взаємодії звукових та ультразвукових хвиль (УЗ) з кістковою тканиною. При розповсюдженні пружних коливань вздовж кістки можна виміряти швидкість та час їх проходження; коефіцієнт демпфювання, величина якого корелює зі щільністю та макротвердістю кісткової тканини [9-11]; товщину компактної кістки; послаблення ультразвуку у широкому частотному діапазоні [12], яке є показником не тільки кісткової щільності, але і просторової орієнтації, розмірів та кількості трабекул кісткової тканини. Існує зв'язок між топографічною неоднорідністю акустичних властивостей кістки та її здатністю витримувати навантаження [9]. Відомо [13], що кісткова звукопровідність змінюється: при травматичних пошкодженнях вона значно нижча, при репозиції відламків – поступово посилюється, а при наступній консолідації відламків кісткова звукопровідність досягає нормального значення. За допомогою ультразвукової діагностики утворення кісткової мозолі виявляється в більш ранні строки, ніж при звичайному рентгенологічному обстеженні.

Ультразвук завдає прямої (механічна, фізико-хімічна) та непрямой (через вегетативний відділ центральної нервової системи) дії на біологічні структури [14]. Вплив імпульсного ультразвуку на біологічні тканини (зміна кліткової проникності, іонної структури та ін.) використовується у фізіотерапії. Під впливом УЗ-коливань частотою 830 кГц, потужністю 0,4-2,0 Вт/см<sup>2</sup> відбувається прискорене загоєння переломів, що обумовлено подразненням періосту кістки УЗ-хвилями, які концентруються на межі кісткової та м'якої тканин. При 5-хвилинному УЗ-опроміненні терапевтичного рівня (<2 Вт/см<sup>2</sup>) проявляється теплова дія ультразвуку на кісткову тканину – вибірковий локальний нагрів до 42°C, який зумовлений поглинанням як поздовжніх, так і поперечних хвиль [15].

Застосування ультразвуку у деяких випадках може призвести до утворення незворотних дефектів у кістковій тканині. Так, при УЗ-екстракорпоральній літотрипсії (подрібненні каменів) використовується сфокусований гідродинамічний удар (серіями з 200 імпульсів), і якщо поряд з каменем розташована кістка, вона також зазнає дії ударних імпульсів з утворенням мікротріщин у компактній речовині [16]. Поздовжні тріщини виникають між кістковими пластинками, дугоподібні – навколо остеонів та розповсюджуються вздовж ліній цементації. Причиною виникнення мікротріщин у компактній кістковій речовині під дією ультразвуку є пружна хвиля, при розповсюдженні якої відбувається зсувна деформація структурних кісткових утворень. У той же час у губчастій кістковій речовині (завдяки її комірчастій структурі) мікротріщин не виявлено.

Електромагнітне випромінювання (30-300 МГц) поглинається не тільки тканинами-провідниками, але й тканинами, наближеними за властивостями до діелектриків (кісткова і жирова тканина) [14]. Загальний вплив НВЧ-коливань на кісткову тканину – тепловий. Застосування НВЧ-терапії більш ефективно порівняно з ультразвуковою при зрощенні переломів – виявляється більш виражена кісткова мозоль. Однак існують межі щодо потужності випромінювання: при щільності потоку потужності до 0,47 Вт/см<sup>2</sup> проявляється стимулююча дія НВЧ, а при значеннях, близьких до 1 Вт/см<sup>2</sup>, НВЧ-випромінювання гальмує репарацію кісткової тканини [17]. НВЧ-гіпертермія може застосовуватись для неінвазивного знищення пухлинних клітин.

Електромагнітне поле оптичного діапазону впливає на мінеральний обмін речовин. Завдяки вітамінотворюючій дії ультрафіолетового випромінювання в організмі відбувається фотохімічний синтез вітаміну D<sub>3</sub>, який відіграє важливу роль у кісткоутворенні. Малоінтенсивне лазерне опромінення (щільність потоку потужності – 2-30 мВт/см<sup>2</sup>) активізує ферментативні системи, інтенсифікує обмінні, біоенергетичні та біосинтетичні процеси у кістках [6]. Проводяться дослідження щодо можливості застосування лазерної діагностики кісткової системи [18], але вона поки що дозволяє визначити лише інтегральні показники стану кісткової тканини, недостатньо відображаючи її структурну різноманітність.

Особливості взаємодії іонізуючого випромінювання з біологічними об'єктами широко використовуються у променевої діагностиці та терапії кісткової системи [19]. Так,  $\alpha$ -випромінювання застосовується при альфа-терапії, радонових ваннах;  $\beta$ -випромінювання – при внутрішньопорожнинній та внутрішньотканинній бета-терапії з застосуванням радіонуклідів <sup>32</sup>P, <sup>90</sup>Sr, <sup>90</sup>Y, <sup>131</sup>I, <sup>141</sup>Ce; рентгенівське та  $\gamma$ -випромінювання – у інтраскопії, денситометрії та терапії; нейтронне випромінювання – у

променевої терапії. Висока метаболічна активність кісткової тканини обумовлює застосування радіоізотопних маркерів у променевої діагностиці кісток.

Рентгенологічний метод є найбільш поширеним у діагностиці кісткової системи *in vivo*. Рентгеновське випромінювання застосовується і у лабораторних дослідженнях кісток (рентгеноструктурний аналіз, гісторентгенометрія). Ступінь поглинання рентгеновського випромінювання тканинами кістки характеризує їх структурні особливості та наявність у них мінеральних речовин (у першу чергу – кальцію та фосфору), які поглинають більшу частку експонованої дози випромінювання. Оскільки атоми кальцію (найважливого елементу, який міститься у організмі у великій кількості) складають 22% від всього атомного складу кістки, його переважна локалізація у кістках робить їх “видимими” при рентгеновському дослідженні [1]. Ця особливість використовується у рентгеновській морфометрії та денситометрії кісток [20].

Основою  $\gamma$ -діагностики є трансмісія потоку фотонів від зовнішнього радіоізотопного джерела через об'єкт до відповідного детектора [6, 20] та визначенні кількості поглинутої енергії. Так, у радіоізотопних кісткових денситометрах вимірюється кількість поглинутої енергії  $\gamma$ -випромінювання, яка пропорційна щільності кістки. Застосовуються такі джерела  $\gamma$ -випромінювання:  $^{125}\text{J}$ ,  $^{241}\text{Am}$ ,  $^{243}\text{Am}$ ,  $^{153}\text{Gd}$ , а також  $^{137}\text{Cs}$  та  $^{133}\text{Ba}$ .

Широке застосування променевої діагностики та терапії може мати і небажані наслідки для кісткової системи людини, адже кумулятивний ефект рентгеновського та  $\gamma$ -випромінювання стає причиною значних патологічних змін у кістках. Оскільки у променевої діагностиці та терапії застосовуються ізотопи  $^{90}\text{Sr}$  та  $^{137}\text{Cs}$ , відомі своєю остеотропною та міотропною дією, необхідно обмежувати їх застосування для пацієнтів, що перебували у зонах радіоактивного забруднення. Відомо, що при радіоактивному забрудненні навколишнього середовища кісткова тканина стає місцем депонування остеотропних радіонуклідів  $^{90}\text{Sr}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  та  $^{45}\text{Ca}$ ; поглинута доза від  $^{90}\text{Sr}$  у 10 разів вища, ніж від  $^{45}\text{Ca}$  [21]. Виявлено, що  $^{45}\text{Ca}$  призводить до локального опромінення кісткової тканини, оскільки він є  $\beta$ -випромінювачем з низькою енергією. Натомість  $^{90}\text{Sr}$  опромінює як кісткову тканину, так і прилеглі до кістки м'які тканини та кістковий мозок, який поглинає близько 65% всієї енергії, виділеної у кістковій тканині. Це призводить до накопичення променевих пошкоджень та загибелі кісткових клітин, порушення процесу кісткоутворення, патологічних переломів [2]. При тривалій інкорпорації радіонуклідів у кістковій тканині депонується до 99%  $^{90}\text{Sr}$  та 8%  $^{137}\text{Cs}$  [12]. Це негативно впливає на функціональний стан кісткової системи протягом всього життя, оскільки зазначені радіонукліди мають значний період напіврозпаду (30 років) та викликають патологічну перебудову кісткової тканини і пригнічення відновлювальних процесів у ній, підвищують ризик виникнення злоякісних новоутворень. Стронцій є аналогом кальцію у обмінних процесах, тому при недостатньому засвоєнні кальцію відбувається його заміщення у кристалах гідроксиапатиту кісткової тканини ізотопом стронцію. Це призводить до появи у кістці джерела хронічного випромінювання. Крім того, кристалічні структури з солями  $^{90}\text{Sr}$  значно швидше резорбуються, викликаючи прискорену демінералізацію кісткової тканини (до 50%) та втрату міцнісних властивостей кристалічної решітки [22]. Поряд з цим відбувається і зниження біосинтезу кісткового матриксу. Найбільше накопичення  $^{90}\text{Sr}$  відмічено у губчастій кістці, тому відповідні відділи кистяку найперше страждають від взаємодії з остеотропними радіонуклідами. З цих причин для пацієнтів з кістковою патологією або для постраждалих внаслідок радіаційного забруднення, мають бути розроблені спеціальні діагностичні та лікувальні методики, спрямовані на обмеження додаткового променевого навантаження.

Нейтронне випромінювання різних енергій також знайшло застосування у медичній радіології [23]. Швидкі нейтрони є ефективним засобом променевої терапії злоякісних новоутворень. Для нейтронної терапії створюються спеціальні реактори, прискорювачі та ізотопні джерела. До нейтронного опромінення (порівняно з рентгеновським та  $\gamma$ -опроміненням) злоякісні клітини найменш резистентні, оскільки нейтрони швидше завдають пухлинним клітинам летальної або значної мутагенної дії зі структурно-функціональними порушеннями у макромолекулах ДНК (розриви, радіаційні модифікації зв'язків). Нині відомо застосування внутрішньотканинної та контактної терапії джерелом  $^{252}\text{Cf}$ , яке розміщується у товщі пухлини та мало ушкоджує навколишні тканини. Проте нейтронне випромінювання може викликати віддалені променеві пошкодження нормальних тканин та індуктувати канцерогенез; складність його застосування полягає у необхідності подрібнення дози з вибором оптимального режиму та енергії випромінювання для різних тканин. Вивчаються можливості застосування нейтронно-активізаційного аналізу для діагностики стану кісткової системи людини [20].

Нині перспективним методом неінвазивної діагностики є ЯМР-томографія. Але оскільки кістки є майже прозорими для ЯМР, застосування цього методу для діагностики структурних змін у кістках

не є прийнятним. Вивчалась можливість застосування методу ядерного магнітного резонансу для визначення швидкості утворення кісткового регенерату [24]. У результаті цього дослідження доведено можливість диференціації стадій консолідації кістки при відповідних змінах вмісту протонів води в окремих фракціях кісткового регенерату. Однак виявлено, що при клінічних та рентгенологічних ознаках консолідації магнітні релаксаційні параметри все ще не повертаються до нормальних значень, тому що анатомічне відновлення цілісності кістки випереджає нормалізацію хімічних та фізіологічних процесів у кістковій тканині. Таким чином, метод ЯМР не дозволяє визначити ті кількісні показники відновлення кісткової тканини, які змінюються раніше або одночасно з її анатомічним відновленням.

Як показав розгляд особливостей взаємодії фізичних полів з кістковою тканиною з точки зору їх застосування у діагностиці, за комплексом властивостей перевага віддається рентгенівському випромінюванню, оскільки воно дозволяє отримати цінну діагностичну інформацію про стан кісткової системи при порівняно невеликому променевому навантаженні на пацієнта. Врахування механізму дії певних фізичних полів на кісткову систему допоможе правильно визначити вид та дозування фізіотерапевтичних процедур в залежності від особливостей кісткової патології.

**Список літератури:** 1. Богданов К.Ю. Физик в гостях у биолога. М.: Наука. Гл.ред.физ.-мат.лит. 1986. 144с. 2. Большая медицинская энциклопедия / Глав.ред.Б.В.Петровский. Изд. третье [В 30 томах]. М.: Сов. энциклопедия. 1979. т.11. 3. М.Г.Ахакая, К.А.Закарая, М.С.Какиашивили. Электрохимические аспекты жизнедеятельности костной ткани // Ортопедия, травматология и протезирование. 1971. №9. С.41-44. 4. Н.И.Хвисюк, Ж.М.Сиджанов. Стимуляция остеорепарации постоянным током // Ортоп., травм. и протезир. 1991. №1. С.43-45. 5. С.Б.Гринбойм. Физические методы при комплексном лечении переломов длинных трубчатых костей. Л.: Медицина. 1972. 128 с. 6. Диагностика и консервативное лечение заболеваний и повреждений опорно-двигательной системы: Справочник в 8 кн. Кн. 1 / А.А.Корж, Н.В.Дедух, С.Д.Шевченко и др. Харьков. Основа. 1995. 52 с. 7. Sol. M. Michaelson. Human Exposure to Nonionizing Radiant Energy – Potential Hazards and Safety Standards. // ТИИЭР. 1972. №4. С.63-105. 8. С.А.Счастный, С.И.Щукин и др. Бесконтактная биоадекватная электромагнитная стимуляция репаративной регенерации костной ткани у детей. // Ортоп., травм. и протезир. 1991. №2. С.28-32. 9. Янсон.Х.А., Дзенис В.В., Татаршинов А.М. Ультразвуковые исследования трубчатых костей. Рига: Зинатне. 1990. 224 с. 10. 5 A61 B8/08, 5/103 PCT (WO) 94/22375. Способ и устройство для измерения скорости звуковых колебаний через кость. 11. 5A61 B8/00 PCT (WO) 94/20024 Способ и устройство для определения плотности кости. 12. В.В.Поворознюк, Е.П.Подрушняк, Е.В.Орлова, И.Д.Коштура, Е.И.Баяндина. Остеопороз на Украине. К.: 1995. 13. И.Л.Цимхес, Ю.Н.Фигнер. О значении акустического метода в диагностике переломов костей // Ортоп., травм. и протезир. 1971. №9. С.50-54. 14. Н.В.Савенко, Е.Я.Панков. Рентгено-морфологическая характеристика процесса регенерации дефекта кости под влиянием импульсного ультразвука // Ортоп., травм. и протезир. 1969. №6. С.54-59. 15. Ф.Дж.Фрай. Биологическое действие ультразвука: Обзор.// ТИИЭР.1979.Т.67, №4. С.190-209. 16. А.А.Коломиец, В.Э.Янковский, О.А.Казанцев, П.И.Цвет. Микроразрушения кости при использовании ударно-волновой терапии // Ортопедия, травм. и протезир.1994, №4. С.52-54. 17. В.И.Лучиков, П.Е.Мухин. Сравнительная оценка действия ультразвука и микроволн на заживление переломов у кроликов // Ортоп., травм. и протезир. 1971. №9. С.65-67. 18. Manuel E. Zevallos, S.K. Gayen, Bidyit Baran Das, Mohammad Alrubaiiee, R.R. Alfano. Picosecond Electronic Time-Gated Imaging of Bones in Tissues. // IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics. Vol.5. No.4, July/ August 1999. P.916-921. 19. Э.Г.Чикурдин. Керма в воздухе // Вестник рентгенологии и радиологии. 1998. №1. С.53-58. 20. В.В.Егоров, Д.Х.Ли, А.С.Рахманов. Современные методы и аппаратура для денситометрии костной ткани // Мед.техника. 1995. №2. С.30-35. 21. Биологические эффекты при длительном поступлении радионуклидов. / В.В.Борисова, Т.М.Воеводина, А.В.Федорова, Н.Г.Яковлева. М.: Энергоатомиздат. 1988. 168 с. 22. Харченко В.П., Рожкова Н.И., Зубовский Г.А. и др. Показатели минеральной насыщенности костей у лиц, принимавших участие в ликвидации последствий аварии на ЧАЭС // Вестник рентгенологии и радиологии. 1994. №2. С.38-40. 23. Биологические эффекты нейтронов разных энергий / Е.А.Жербин, С.П.Капчигашев, А.Г.Коноплянников и др. М.: Энергоатомиздат. 1984. 144 с. 24. У.Я.Богданович, А.Н.Гильманов, М.Г.Каримов, И.Х.Музеев. Исследование протонной магнитной релаксации в костном регенерате в динамике по данным ЯМР // Ортопедия, травматология и протезирование. 1974. №12. С.19-23.

Харківський державний технічний  
університет радіоелектроніки

Поступила до редколегії 25.12.2000