

**СПЕЦІАЛІЗОВАНІ ПРОГРАМНІ ЗАСОБИ ДЛЯ МОНІТОРИНГОВОГО ДОСЛІДЖЕННЯ СТАНУ КІСТКОВОЇ СИСТЕМИ НАСЕЛЕННЯ**

Функціональні можливості організму людини у великій мірі визначаються станом опорно-рухового апарату, основою якого є кісткова система. Кістка як орган значно впливає на загальний обмін речовин, оскільки її складова – кісткова тканина є найвагомим резервом мінеральних речовин у організмі людини, динамічною системою, чутливою до дії різних регуляторних та контролюючих механізмів, екзогенних та ендогенних (у тому числі екологічних) впливів. Негативні екологічні зміни призводять до порушення кісткового метаболізму та патологічних змін, які у кінцевому рахунку підвищують ризик втрати працездатності та рівень інвалідизації населення. Наявність у зовнішньому середовищі остеотропних речовин призводить до суттєвих змін у кістковій тканині: зменшення інтенсивності мінералізації та ремоделювання у кістках.

За результатами епідеміологічних досліджень стану кісткової системи людини, які проводились в Україні у 1991-1995 рр., встановлено, що частота захворювань кістково-м'язової системи серед населення, яке проживало в зонах радіаційного забруднення після аварії на ЧАЕС, збільшилась у 4 рази, причому, одним з типових патологічних порушень є пострадіаційний остеопенічний синдром з подальшим розвитком системного остеопорозу [1]. Патологічні зміни у кістках виникають не тільки при перебуванні на забрудненій території, але й при вживанні радіаційно забруднених продуктів харчування з утворенням в організмі людини джерела вторинного опромінення.

Слід зазначити, що систематичні моніторингові дослідження населення України з метою виявлення системного остеопорозу різної етіології не проводяться, хоча зрозуміло, що при існуючому в Україні техногенному навантаженні ризик виникнення цієї патології зростає. Відсутні узагальнені статистичні дані для молодшої групи населення, хоча відомо, що остеопороз у всьому світі "помолодшав" внаслідок поширення серед молоді шкідливих звичок (паління, алкоголізму тощо). Враховуючи необхідність обстеження найбільш вразливих категорій населення (дітей, пацієнтів, які постраждали внаслідок екологічного забруднення), потрібно запроваджувати найменш шкідливі методики моніторингового дослідження кісток.

Відомо, що у всьому світі для діагностики остеопорозу широко використовуються ультразвукові кісткові денситометри, які є найбезпечнішими для організму, але в Україні вони майже відсутні з причин значної вартості. Крім того, ці пристрої розраховані лише на дорослий контингент, а отримані за їх допомогою діагностичні показники порівнюються зі статистичними нормативами для інших регіонів, не враховуючи даних по нашій державі. Недоліком такої діагностики є також "прив'язка" вимірювань до певної ділянки тіла (п'ятки, передпліччя). З цих причин перевага віддається рентгенодіагностичним пристроям – рентгенівським денситометрам. Вони забезпечують найкращу діагностику стану периферичного кістяку без зайвого променевого навантаження, але, нажаль, за ціною також недосяжні для української медицини.

Компромісним рішенням цієї проблеми є впровадження нових технічних та інформаційних засобів у традиційну рентгенологію. За цих умов рентгенологічне обстеження населення з метою виявлення системних патологічних змін у кістковій системі стане доступним та дасть можливість вчасно вжити профілактичні заходи.

Відомо, що стандартним рентгенологічним дослідженням при метаболічних захворюваннях кістяку є рентгенографія обох кистей у прямій проекції. Оскільки кисть є частиною периферичного кістяку, створюються найкращі фізико-технічні передумови для рентгенівських досліджень: при рентгенографії кисті променеве навантаження на пацієнта найменше, до того ж виключається можливість суперпозиції тіней поряд розташованих об'єктів. З точки зору діагностики найбільш показовими є трубчасті кістки кисті (метакарпальні), оточені шаром м'яких тканин малої товщини. За їх рентгенівським зображенням (РЗ) діагностуються не тільки системні захворювання кістяку, але й хвороби ендокринної, травної та нервової системи.

Нині найбільш доступним способом кількісної оцінки ступеню втрати кісткової маси є визначення морфометричних індексів за рентгенограмою другої метакарпальної кістки. Серед них відомі кортико-діафізарний метакарпальний індекс Barnett-Nordin, індекс Exton, індекс Головенка та ін., які відображають ступінь дистрофічних змін у кортикальній тканині діафізу метакарпальної кістки внаслідок різноманітних метаболічних порушень.

Найбільш розповсюдженим способом вимірювання морфометричних розмірів кісток є візуальний, а засобом аналізу при визначенні точок відліку є зоровий аналізатор, чутливість якого змінюється в залежності від особливостей психофізіологічного сприйняття рентгенолога. Крім того, результати вимірювань за традиційними плівковими рентгенограмами залежать від їх якості (вибору експозиції, умов проявки та ін.). З цих причин іноді виникає необхідність повторного рентгенологічного дослідження з накопиченням дозового навантаження на пацієнта, що неприпустимо для дітей та пацієнтів, які раніше зазнали радіаційного опромінення.

Зменшення дозового навантаження можна досягти шляхом використання пристроїв для малодозової цифрової рентгенографії, які створюються на основі безплівкових позиційно-чутливих детекторів рентгенівського випромінювання [2]. Такі детектори є більш чутливими порівняно з традиційними рентгенологічними плівками (див. табл.). Їх застосування дозволяє зменшити потужність випромінювання, чим значно знижується променеве навантаження на пацієнта. Крім цього, впровадження позиційно-чутливих детекторів надає нові технічні можливості, а саме безпосередній запис зареєстрованої інформації на пристрій пам'яті для подальшої програмної обробки.

Таблиця

Тип пристрою для реєстрації рентгенівського зображення	Чутливість, $R^{-1}$	Доза у площині приймача, мкР / кадр
Екран підсилюючий вольфрамовий ЭУ-В2 + плівка	800	1200
Екран підсилюючий іттрієвий ЭУ-ИЗ + плівка	1600	600
Лінійна матриця кремнієвих детекторів 1200 пікселів	2500	500
Лінійна матриця ксенонових детекторів 600 пікселів	3000	330
Екран гадолінієвий + оптика + ПЗЗ-матриця 1200 x 1200 пікселів	1000-500	1000-2000
Повномасштабна матриця на основі аморфного кремнію 2048 x 2048 пікселів	3500-4000	300-250

Перспективним напрямком у цифровій рентгенографії є застосування рентгеночутливих матриць на основі пристроїв з зарядовим зв'язком (РПЗЗ-матриць). На їх основі створюються найсучасніші комп'ютеризовані рентгенодіагностичні комплекси.

Авторами була досліджена можливість використання дентального комп'ютерного радіовізіографу IRIX-70 (Франція) з метою отримання РЗ кісток кисті. Цей комплекс функціонує у Харківському обласному спеціалізованому диспансері радіаційного захисту населення. Дозове навантаження на пацієнта при обстеженні на IRIX-70 на 90% менше, ніж при звичайній рентгенографії. Параметри джерела рентгенівського випромінювання та приймального пристрою комплексу IRIX-70, побудованого на базі РПЗЗ-матриці, дозволяють отримати РЗ кісток кисті, яке формується у вигляді цифрового зображення і представляється графічним файлом формату \*.TIFF або \*.JPG. Нами була використана форма запису у форматі \*.TIFF, який забезпечує зберігання графічної інформації без втрат, одночасно дозволяючи її ущільнення при зберіганні.

За допомогою комплексу IRIX-70 було здійснено контрольну зйомку фантому трубчастої кістки (алюмінієвої трубки зі співвідношенням діаметрів  $d/D=0,5$ ), після чого у тому ж режимі було зареєстровано якісне безплівкове РЗ діафізу другої метакарпальної кістки клінічно здорової людини. Для порівняння безплівкового РЗ з традиційним плівковим була здійснена одночасна рентгенографія обох об'єктів. Рентгенограму виконано на рентгенівській плівці Retina з підсилюючим екраном за допомогою рентгенівського апарату MED X 50F фірми MEDICOR (Угорщина). Експозиція при рентгенографії : 46 кВ – 0,20 с – 200 мА. Рентгенограму відскановано на сканері AGFA Arcus II у режимі "transparent" з розрізнявальною здатністю 600 dpi.

Для подальшого аналізу всі комп'ютерні РЗ (як безплівкові, так і відскановані плівкові) були представлені у вигляді растрових файлів формату .BMP.

Якщо провести аналіз розподілу яскравості комп'ютерного РЗ у зоні інтересу, то можна отримати криву розподілу яскравості зображення, яка відображає фактичний розподіл оптичної щільності рентгенограми, тобто є денситограмою. Для аналізу РЗ та побудови денситограм було створено спеціальний програмний засіб "X-Rays", який дозволяє визначити абсолютне значення розподілу градацій сірого у фрагменті зображення, що аналізується.

Здійснено порівняльний аналіз денситограм трубчастого алюмінієвого фантому, отриманих за безплівковим РЗ (рис. 1, а) та плівковим РЗ (рис. 1, б). Цей аналіз проводився з урахуванням результатів моделювання процесу проходження рентгенівського випромінювання через ідеальну трубчасту

циліндричну структуру [3], за якими отримано критерії для визначення розмірів – зовнішнього та внутрішнього діаметрів.

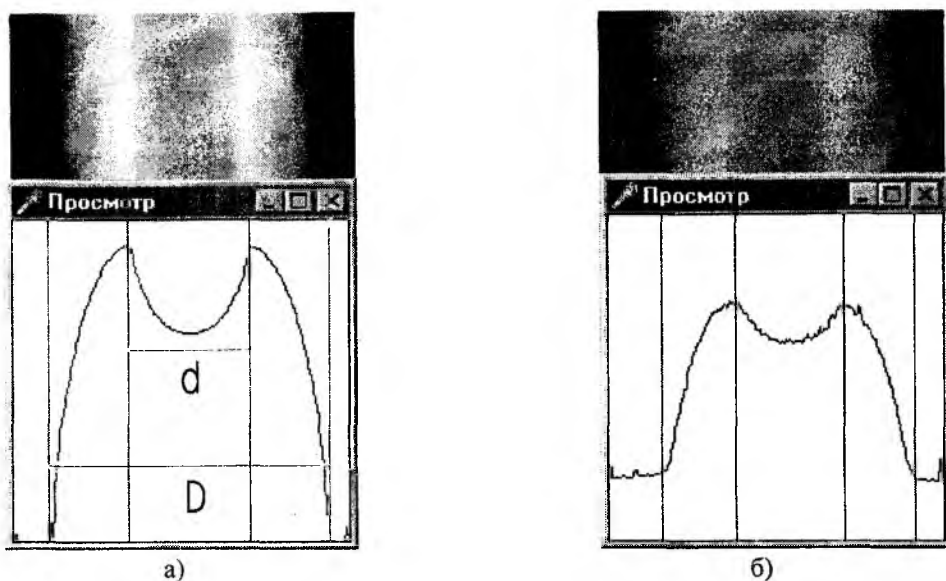


Рис. 1

При аналізі безплівкового РЗ трубчастого фантому отримано денситограму, яка є монотонною та за формою повністю співпадає з теоретично передбаченою [3], натомість денситограма, побудована за плівковим РЗ, відрізняється від теоретичної значним рівнем фону, флуктуаціями, наявністю плавного переходу у критичних точках та амплітудного обмеження. Це обумовлено властивостями самого плівкового РЗ (менша контрастність, наявність фонового зображення та структурних неоднорідностей плівки тощо), тому аналіз денситограми за плівковим РЗ має проводитись після здійснення операції її згладжування.

За критичними точками денситограм (рис. 1) було визначено розміри  $d$  та  $D$  фантому у пікселях, після чого обчислено їх співвідношення  $d / D$ . Воно склало для денситограми за безплівковим РЗ – 0,463, для денситограми за плівковим РЗ – 0,428 при істинному значенні 0,5, при цьому відносна похибка становила відповідно 7,4% та 14,4%, з чого видно, що похибка при визначенні істинних розмірів фантому за безплівковим РЗ вдвічі менша, ніж за плівковим РЗ.

Виявлено, що після згладжування денситограми, отриманої за плівковим РЗ, вказані вище відмінності її форми значно менше впливають на точність визначення співвідношення  $d / D$ : замість значення 0,428 з відносною похибкою 14,4% отримано значення 0,455 з похибкою 9%.

Проведено порівняння денситограм другої метакарпальної кістки, отриманих за безплівковим РЗ (рис. 2, а) та плівковим РЗ (рис. 2, б). Аналіз цих денситограм проводився з урахуванням математичної моделі діафізу метакарпальної кістки [3].

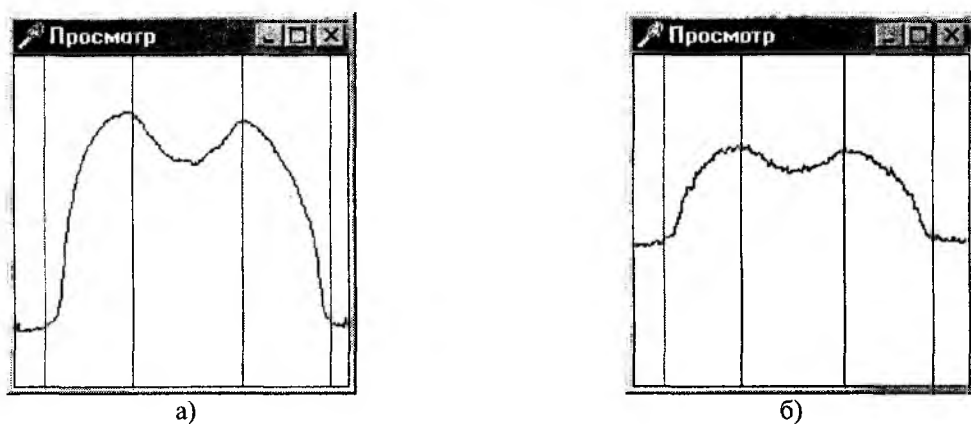


Рис.2

Зважаючи на те, що застосування локальної малодозової цифрової рентгенографії, на відміну від класичної рентгенографії кисті, значно обмежує не тільки дозу, але і область опромінення кисті, необхідну для визначення метакарпальних індексів, значні переваги має РЗ, отримане за допомогою рентгеночутливої ПЗЗ-матриці, яке до того ж дозволяє більш точно визначити морфометричні розміри кістки.

Використаний для аналізу денситограм програмний засіб "X-Rays" реалізує набір стандартних вимірювань, що застосовуються у рентгенівській морфометрії, з подальшим визначенням метакарпальних індексів Barnett-Nordin та Головенка.

Впровадження створеного програмного засобу у комплексі з малодозовою рентгенографією надасть можливість проведення не тільки спеціальних, а і моніторингових досліджень стану кісткової системи людини.

**Список літератури:** 1. *Остеопороз на Украине* / В.В.Поворознюк, Е.П.Подрушняк, Е.В.Орлова, И.Д.Коштура, Е.И.Баяндина. К.:1995. 48 с. 2. *Блинов Н.Н., Блинов Н.Н. (мл.), Ставицкий Р.В.* Оценка дозы облучения пациентов при рентгенографии на отечественных рентгенодиагностических комплексах // *Медицинская физика*. 1999. №6. С.18-25. 3. *Анализ рентгенограммы метакарпальной кости кисти в диагностике остеопороза* / Л.А. Аверьянова, А.И. Бых, В.М. Головенко, С.А. Кривцов, О.В. Скляр, О.И. Скляр, Е.П. Шармазанова / В кн.: *Итоги работы за 1998-1999 гг. и задачи университета на 1999-2000*. Харьков: ХТУРЭ. 2000. С.157-160.

*Харківський державний технічний університет  
радіоелектроніки*

*Поступила до редколегії 27.02.2001*