

ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ

АВЕР'ЯНОВА ЛІЛІА ОЛЕКСАНДРІВНА

УДК 621.386

**МЕТОД КОМП'ЮТЕРНОЇ РЕНТГЕНОМОРФОМЕТРІЇ
МЕТАКАРПАЛЬНИХ КІСТОК ЛЮДИНИ
У ДІАГНОСТИЦІ ОСТЕОПОРОЗУ**

Спеціальність 05.11.17 - медичні прилади та системи

АВТОРЕФЕРАТ

дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Харків - 2002

Дисертацією є рукопис

Робота виконана в Харківському національному університеті радіоелектроніки
Міністерства освіти і науки України

Науковий керівник: доктор фізико-математичних наук, професор

Бих Анатолій Іванович,
Харківський національний університет
радіоелектроніки,
завідувач кафедри біомедичних електронних
пристроїв та систем

Офіційні опоненти: доктор технічних наук, професор

Стрелков Олександр Іванович,
Харківський військовий університет,
головний науковий співробітник Військово-технічного центру космічних
досліджень;

кандидат технічних наук, доцент

Фесечко Володимир Опанасович,
Національний технічний університет України „КПІ” (м. Київ),
доц. кафедри фізичної та біомедичної електроніки

Провідна установа: АТ Науково-дослідний інститут радіовимірювань
Національного космічного агентства України
(м. Харків)

Захист відбудеться “ 27 ” лютого 2003р. о 14 годині на засіданні спеціалізованої вченої
ради К 64.052.05 при Харківському національному університеті радіоелектроніки за адресою:
61166, м. Харків, пр. Леніна, 14.

З дисертацією можна ознайомитися у бібліотеці Харківського національного університету
радіоелектроніки за адресою: 61166, м. Харків, пр. Леніна, 14.

Автореферат розісланий “ 22 ” січня 2003р.

Вчений секретар
Спеціалізованої вченої ради

Мустецов М.П.

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. Кісткова система людини перебуває у стані безперервного внутрішнього моделювання та ремоделювання, у основі яких лежать процеси кісткоутворення та резорбції. При порушенні рівноваги між цими процесами у бік резорбції відбувається втрата кісткової маси, що може призвести до захворювання на остеопороз (ОП). За оцінкою ВООЗ за останнє десятиріччя ХХ ст. проблема ОП посідає четверте місце у світі після серцево-судинних, онкологічних захворювань та цукрового діабету. Значна поширеність ОП та висока летальність від його ускладнень свідчить про те, що ОП став однією з глобальних медико-соціальних проблем. Так, тільки у США четверта частина від загальної кількості пацієнтів похилого віку, які хворіють на ОП, помирає внаслідок ускладнень, спричинених патологічними переломами, а ще чверть - потребує складного протезування.

У колишньому СРСР фундаментальні дослідження ОП не проводились, не розроблялись спеціальні діагностичні методики та апаратура. Починаючи з 1991р. в Україні здійснювались регіональні епідеміологічні дослідження ОП, які, однак, носили обмежений характер внаслідок дефіциту новітньої діагностичної апаратури.

Розробка та впровадження у клінічну практику нових технічних засобів та методів діагностики ОП може зробити дослідження на ОП доступним для всього населення, що дозволило б вчасно виявляти ознаки остеопоротичного процесу та запобігати його прогресуванню. За таких умов можливо суттєво знизити моральні, фізичні та економічні втрати як кожного хворого, так і суспільства в цілому. Проблема ОП має мультидисциплінарний характер: досліджень у цьому напрямку потребують ортопедія, травматологія, протезування, пластична хірургія, космічна, спортивна та інші галузі медицини.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота виконана у рамках д/б теми Харківського національного університету радіоелектроніки “Моделювання процесів діагностики, лікування та забезпечення життя людини” (№ДР 0198U004437, №ДР 0101U001946), розділи “Створення систем діагностики остеопорозу” та “Визначення стану кісткової системи людини у дітей, юнаків допризовного віку та дорослих в нормі та патології з використанням технічних засобів та комп'ютерних технологій”, у яких автор була виконавцем. В рамках цієї теми автором було розроблено фізичну та математичну модель фрагменту кисті людини на рівні діяфізу метакарпальної кістки, проведено теоретичний денситографічний аналіз рентгенівського зображення (РЗ) цього фрагменту кисті, проаналізовано вплив умов отримання РЗ метакарпальної кістки на точність вимірювання її рентгеноморфометричних розмірів.

Мета і задачі дослідження. Метою дисертаційної роботи є удосконалення кількісної діагностики остеопорозу шляхом створення нового методу комп'ютерної рентгеноморфометрії трубчастих кісток.

Для досягнення поставленої мети мали бути вирішені наступні задачі:

- розробка методу кількісної діагностики ОП, який базується на рентгеноморфометрії трубчастих кісток із застосуванням комп'ютерного аналізу РЗ;
- виявлення об'єктивних ознак ідентифікації морфологічних структур метакарпальної кістки із застосуванням методів математичного моделювання та денситографічного аналізу РЗ;
- аналіз впливу технічних умов формування РЗ метакарпальної кістки на точність визначення її рентгеноморфометричних розмірів;
- створення методики програмного аналізу РЗ кисті та обчислення метакарпальних індексів ОП;

– оцінка можливостей розробленого методу у порівнянні з існуючими клінічними методами діагностики ОП.

Об’єкт дослідження: морфологічна структура метакарпальної кістки людини, методи та засоби діагностики остеопорозу.

Предмет дослідження: математична модель кисті на рівні метакарпальних кісток та рентгенівське зображення кисті; кількісні рентгенологічні ознаки остеопоротичного процесу.

Методи дослідження. При виконанні роботи використані методи:

- теоретичного рівня (ідеалізація анатомо-морфологічної будови ділянки кисті та формалізація її морфологічних ознак; фізико-математичний аналіз процесу взаємодії рентгенівського випромінювання з ідеальною структурою, що моделює досліджувану ділянку кисті);
- експериментально-теоретичного рівня (денситографічний аналіз РЗ кисті; аналіз просторового формування РЗ трубчастого об’єкту; порівняльний аналіз діагностичної інформативності індексів ОП; чисельний аналіз впливу технічних умов формування РЗ трубчастого об’єкту на точність розрахунку його рентгеноморфометричних розмірів);
- емпіричного рівня (візуальний аналіз досліджуваних РЗ кистей; вимірювання рентгеноморфометричних розмірів метакарпальних кісток; порівняння результатів вимірювань при візуальному та програмному аналізі РЗ).

Наукова новизна отриманих результатів.

1. Вперше запропоновано математичну модель фрагменту кисті на рівні діяфізу метакарпальної кістки, на основі якої проведено аналіз розподілу інтенсивності рентгенівського випромінювання у площині детектору, а також отримані нові метакарпальні індекси ОП;

2. Обґрунтовано використання денситографічного аналізу РЗ кисті для ідентифікації морфологічних структур кістки, що дозволило уніфікувати процес рентгеноморфометрії трубчастих кісток;

3. Вперше обґрунтовано методику отримання цифрових РЗ кисті шляхом сканування плівкового оригіналу та розроблено методику комп’ютерного денситографічного аналізу РЗ кисті з розрахунком рентгеноморфометричних розмірів метакарпальної кістки та індексів ОП.

Практичне значення отриманих результатів. Розроблений у роботі метод кількісної діагностики ОП покладено в основу програмного засобу (ПЗ) для визначення метакарпальних індексів ОП за РЗ кисті “X-Rays”. Об’єктивізовано та уніфіковано визначення рентгеноморфометричних розмірів метакарпальної кістки та індексів ОП. Раціональний вибір досліджуваної анатомічної області (кисті) задовольняє вимогам мінімізації променевого навантаження на пацієнта. Реалізація запропонованого методу дає можливість проводити масове обстеження населення за допомогою найбільш доступних технічних засобів рентгенодіагностики, дооснащених спеціалізованим ПЗ для кількісної діагностики ОП.

Методологія комп’ютерної рентгеноморфометрії РЗ кісток та ПЗ “X-Rays” впроваджені у медичних закладах м. Харкова: Інституті патології хребта та суглобів ім.проф.М.І.Ситенка АМН України (акт впровадження від 12.11.2001 р.), 17 клінічній лікарні (акт впровадження від 11.12.2001 р.), МСЧ №8 заводу ім. Малишева (акт впровадження від 12.12.2000 р.).

Особистий внесок здобувача у роботах, виконаних у співавторстві, полягає у наступному. У роботі [1] проведено порівняльний аналіз автоматизованого та традиційного способів визначення індексів ОП; у роботі [2] доведено наявність похибки визначення діаметру медулярної порожнини трубчастої кістки при візуальному аналізі її РЗ; у роботі [3] проведено аналіз морфологічних ознак ідеальної гетерогенної структури, що моделює ділянку кисті; у роботі [5] проведено порівняльний аналіз параметрів прямого та непрямого цифрового РЗ трубчастих об’єктів; у роботі [6] визначено методику програмного аналізу РЗ кисті за

допомогою ПЗ “X-Rays”; у роботі [7] проведено аналіз умов формування цифрового РЗ кісток; у роботі [9] визначено комплекс технічних засобів для комп’ютерної рентгеноморфометрії кісток; у роботі [10] запропоновано алгоритм визначення лінійних розмірів за комп’ютерним РЗ; у роботі [11] проаналізовано вплив реальних умов рентгенографії на формування рентгеноморфометричних розмірів циліндричних об’єктів; у роботі [12] обґрунтовано можливість використання ПЗ “X-Rays” у моніторингових дослідженнях ОП.

Апробація результатів дисертації. Результати дисертаційної роботи були повідомлені та обговорені на 5-й та 6-й Міжнародних конференціях “Теорія і техніка передачі, прийому і обробки інформації” (Харків, 1999 та 2000 рр.); на XXI Міжнародній науково-технічній конференції “Проблеми електроніки” (Київ, 2001 р.); на 4-й Міжнародній конференції “Радіоелектроніка в медичній діагностиці” (Москва, 2001 р.); на III Міжнародному симпозіумі “Електроніка в медицині. Моніторинг, діагностика, терапія” (Санкт-Петербург, 2002 р.).

Публікації. За темою дисертації опубліковано 12 друкованих робіт (6 статей в наукових збірках, які входять до переліку ВАК України, 4 тези доповідей науково-технічних конференцій).

Структура та обсяг дисертації. Дисертація складається зі вступу, п’яти розділів, висновків, списку літератури, що містить 90 найменувань, трьох додатків. Робота містить 33 рисунки, 22 таблиці. Загальний обсяг роботи складає 161 сторінку, у тому числі 122 сторінки основного тексту.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтовано актуальність теми дослідження, вказано мету, наукову і практичну новизну роботи.

У **першому розділі** розглянуто сучасний стан проблеми діагностування ОП, проаналізовано наявне методологічне та технічне забезпечення діагностичного процесу. Визначено, що провідним методом клінічної діагностики ОП є кількісна рентгенодіагностика як найбільш розповсюджена та інформативна. Найкращі технічні та методологічні передумови має діагностика ОП за РЗ трубчастих (метакарпальних) кісток.

Проаналізовано основні клініко-діагностичні ознаки остеопоротичного процесу у трубчастих кістках. Обґрунтовано вибір методу рентгеноморфометрії як основного кількісного методу діагностики ОП. Виявлено, що метод рентгеноморфометрії потребує технічного удосконалення у напрямку застосування новітніх засобів вимірювання та обробки результатів, стандартизації діагностичних методик.

Визначено, що створення спеціалізованих комп’ютерних систем обробки рентгенодіагностичної інформації при дослідженні на ОП має базуватись на адекватній математичній моделі досліджуваного фрагменту кістяку, а також має враховувати формалізовані морфологічні ознаки, які є суттєвими саме у діагностиці ОП. Обґрунтовано необхідність проведення математичного моделювання процесу взаємодії структур досліджуваного об’єкту з рентгенівським випромінюванням та аналізу умов формування РЗ об’єкту.

Наведений аналіз існуючих клінічних методів та технічних засобів діагностики ОП дозволив сформулювати задачі дослідження, які полягають у розробці методу комп’ютерної рентгеноморфометрії метакарпальних кісток людини та виборі відповідного технічного та інформаційного забезпечення діагностики ОП.

У **другому розділі** запропоновано фізичну модель досліджуваного об’єкту та проведено її математичний опис. Досліджувана метакарпальна кістка фізично являє собою трубчасту

гетерогенну структуру. Морфологічно у діафізі цієї кістки розрізняють кортикальний шар **k** та медулярну порожнину **p**, заповнену кістковим мозком. Метакarpальна кістка оточена плоским шаром м'яких тканин **m**. Передбачається, що шари **k**, **p** та **m** є гомогенними і мають відповідно щільність ρ_k , ρ_p та ρ_m . Кожен з цих шарів характеризується лінійним коефіцієнтом послаблення рентгенівського випромінювання - відповідно m_k , m_p та m_m , причому при нормальному стані досліджуваного об'єкту $\mu_p < \mu_m \ll \mu_k$.

Запропоновано фізичну модель діафізу метакarpальної кістки у вигляді співвісної двошарової циліндричної структури, де моделлю медулярної порожнини є внутрішній циліндр, а моделлю кортикального шару - зовнішній порожнистий циліндр. Ця двошарова структура оточена третім (плоским) шаром м'яких тканин. У нормальному перерізі наведеної ідеальної тришарової структури (рис.1) вирізняються: кругове кільце товщиною $(R - r)$, яке моделює переріз шару **k**, та круг $(0;r)$, що моделює переріз шару **p**.

Рис.1. Нормальний переріз кисті на рівні діафізу метакarpальної кістки

Ділянка смуги шириною Δ моделює переріз оточуючого шару **m**. Коло $(0;R)$ відображає межу між шарами **m** та **k** (контур зовнішньої або періостальної поверхні кортикального шару), а коло $(0;r)$ - межу між шарами **k** та **p** (контур ендостальної поверхні кортикального шару).

В межах нормального перерізу досліджуваного об'єкту (рис.1) вздовж напрямку X визначено: область гетерогенності 1 ($0 \leq |x| \leq r$), до якої входять частини всіх трьох шарів об'єкту; область гетерогенності 2 ($r < |x| \leq R$), до якої входять частини шарів **m** та **k**; область гомогенності 3 ($R < |x| < \infty$), яка включає тільки шар **m**. Для цих областей розраховано товщини $y_i(x)$ кожного з шарів досліджуваного об'єкту у напрямку Y та їх значення на межах розділу шарів (при $|x|=R$ та $|x|=r$).

Проведено моделювання процесу взаємодії рентгенівського випромінювання з ділянкою кисті на рівні діафізу метакarpальної кістки за припущення монохроматичності діючого випромінювання та переважно поглинального характеру взаємодії (рис.2). Розглядалась дія на об'єкт

Рис.2. Проходження рентгенівського випромінювання крізь досліджувану ділянку кисті:

- 1 - модель об'єкту;
- 2 - денситограма РЗ об'єкту;
- 3 - РЗ об'єкту.

безкінечно віддаленого випромінювача. Інтенсивність діючого випромінювання I_0 при проходженні крізь об'єкт зменшується за законом Бугера в залежності від розподілу товщин шарів y_i з коефіцієнтами послаблення μ_i . Для всіх областей розглянутої структури отримано загальну функцію інтенсивності випромінювання за об'єктом $I_\Sigma(x)$:

$$I_\Sigma(x) = \begin{cases} I_0 \exp \left\{ - \left[2\mu_p \sqrt{r^2 - x^2} + 2\mu_k \left(\sqrt{R^2 - x^2} - \sqrt{r^2 - x^2} \right) + \mu_m \left(\Delta - 2\sqrt{R^2 - x^2} \right) \right] \right\} ; & 0 \leq x \leq |r| \\ I_0 \exp \left\{ - \left[2\mu_k \sqrt{R^2 - x^2} + \mu_m \left(\Delta - 2\sqrt{R^2 - x^2} \right) \right] \right\} ; & |r| < x \leq |R| \\ I_0 \exp (-\mu_m \Delta) ; & |R| < x < \infty \end{cases} . \quad (1)$$

Отримано теоретичний розподіл прозорості зафіксованого на рентгенівській плівці зображення досліджуваного об'єкту $P_\Sigma(x)$, пропорційний розподілу (1) інтенсивності діючого випромінювання $I_\Sigma(x)$:

$$P_\Sigma(x) = \begin{cases} \gamma \left[2\mu_p \sqrt{r^2 - x^2} + 2\mu_k \left(\sqrt{R^2 - x^2} - \sqrt{r^2 - x^2} \right) + \mu_m \left(\Delta - 2\sqrt{R^2 - x^2} \right) \right] ; & 0 \leq x \leq |r| \\ \gamma \left[2\mu_k \sqrt{R^2 - x^2} + \mu_m \left(\Delta - 2\sqrt{R^2 - x^2} \right) \right] ; & |r| < x \leq |R| \\ \gamma \mu_m \Delta ; & |R| < x < \infty \end{cases} . \quad (2)$$

Визначено окремі функції $P_p(x)$, $P_m(x)$, $P_k(x)$ у межах існування кожного з шарів досліджуваного об'єкту. Показано, що за умови $\mu_p < \mu_m < \mu_k$ значення сумарної функції $P_\Sigma(x)$ у місці розташування метакарпальної кістки (області 1 та 2) в основному визначається відповідними значеннями основної її складової - функції $P_k(x)$ (рис.3а).

а б
Рис.3. Графіки функцій прозорості РЗ досліджуваного об'єкту
за ідеальних (а) та реальних (б) умов рентгенографії

Доведено, що аналіз функції $P_\Sigma(x)$ (денситограми) РЗ розглянутого ідеального об'єкту дозволяє точно віднайти положення меж розділу його шарів, а відтак розрахувати діаметри циліндричних шарів об'єкту $2r$ та $2R$. Аналогічним чином за реальною денситограмою РЗ кисті

визначено рентгеноморфометричні розміри метакарпальної кістки у діяфізі - діаметр медулярної порожнини $2r$ та зовнішній діаметр кортикального шару $2R$.

Проаналізовано функцію $P_{\Sigma}(x)$ за умов, характерних для остеопоротичного процесу ($r \rightarrow R$ при $R = \text{const}$), коли найбільші зміни кісткової структури відбуваються на межі розділу шарів кістки ($|x| = r$). Отримано два нових діагностичних показники:

$$GL = \frac{\sqrt{R^2 - r^2} - (R - r)}{R - r} = \sqrt{\frac{R + r}{R - r}} - 1, \quad (3)$$

$$AL = \frac{1}{\sqrt{(r/R)^2 - 0,25}} - 1,155. \quad (4)$$

Графіки зміни величин $IN(r)$, $GL(r)$, $AL(r)$ при $r \rightarrow R$ у межах діагностування ОП представлено на рис.4.

Рис.4. Графіки функцій $IN(r)$, $GL(r)$, $AL(r)$ при $0 = r < R$, $R=1$

Проведено аналіз діагностичної інформативності показників GL та AL порівняно з відомим індексом Barnett-Nordin $IN = (R - r)/R$. Визначено діагностичні діапазони значень нових показників у межах кожної стадії ОП. Проведено аналіз динаміки зміни значень індексів IN , GL та AL та виявлено, що індекс AL доцільно використовувати при діагностуванні 1-2 стадії остеопоротичного процесу, а індекс GL - при діагностуванні 2-3 стадії. Наведено спосіб спрощеного визначення індексів ОП у клінічних умовах за номограмами, побудованими у відповідності до рис.4.

У **третьому розділі** проведено аналіз впливу процесів формування та реєстрації РЗ кисті на точність вимірювання морфометричних розмірів метакарпальної кістки за денситограмою РЗ. Розглянуто дію на об'єкт реального рентгенівського випромінювача, який являє собою сукупність точкових випромінювачів F_i . При цьому враховано, що РЗ утворюється шляхом суперпозиції зображень від кожного з точкових випромінювачів. Аналітично визначено рентгеноморфометричні розміри досліджуваного об'єкту (рис.3б) з урахуванням геометричних закономірностей формування РЗ та параметрів рентгенографії (відстаней "випромінювач-об'єкт" f , "об'єкт-приймач" d , розміру фокусної плями випромінювача g)

$$R_{MD} = \frac{R(2R + f + d) \left[1 + \left(\frac{g}{R + f} \right)^2 \right]}{\sqrt{f^2 + 2Rf + g^2} - \frac{gR}{R + f}} + \frac{g(R + d)}{R + f}, \quad (5)$$

$$r_{MS} = \frac{r(2r + f + d) \left[1 + \left(\frac{g}{r + f} \right)^2 \right]}{\sqrt{f^2 + 2rf + g^2} + \frac{gr}{r + f}} - \frac{g(r + d)}{r + f}. \quad (6)$$

Визначено величини геометричної нерізкості відповідних меж об'єкту на його РЗ

$$\Delta R_{ND} = R(2R + f + d) \cdot \left(\frac{\left[1 + \left(\frac{g}{R + f} \right)^2 \right]}{\sqrt{f^2 + 2Rf + g^2} - \frac{gR}{R + f}} - \frac{1}{\sqrt{f^2 + 2Rf}} \right) + \frac{g(R + d)}{R + f}, \quad (7)$$

$$\Delta r_{NS} = r(2r + f + d) \cdot \left(\frac{1}{\sqrt{f^2 + 2rf}} - \frac{\left[1 + \left(\frac{g}{r + f} \right)^2 \right]}{\sqrt{f^2 + 2rf + g^2} + \frac{gr}{r + f}} \right) + \frac{g(r + d)}{r + f}. \quad (8)$$

Запропоновано спосіб розрахунку фізичних розмірів досліджуваного об'єкту шляхом розв'язання рівнянь (5, 6) відносно R та r при відомих значеннях R_{MD} , r_{MS} , f , g , d за умов $g \ll f$, $R \ll f$, які виконуються при рентгенографії кисті. Отримано вирази для обчислення величин R та r :

$$R \approx \frac{1}{4} \cdot \left\{ \sqrt{f^2 + R_{MD}^2 + d^2 + g^2 + 2(f - R_{MD}) \cdot (g + d) + 6(R_{MD} \cdot f - g \cdot d)} + \right. \\ \left. + R_{MD} - (f + d + g) \right\}, \quad (9)$$

$$r \approx \frac{1}{4} \cdot \left\{ \sqrt{f^2 + r_{MS}^2 + d^2 + g^2 + 2(f - r_{MS}) \cdot (d - g) + 6(r_{MS} \cdot f + g \cdot d)} + \right. \\ \left. + r_{MS} - (f + d + g) \right\}. \quad (10)$$

Оцінено величину геометричної нерізкості контурів метакарпальної кістки на її РЗ при реальних значеннях $r = 2,5$ мм, $R = 5$ мм, $f = 1000$ мм, $g = 1$ мм, $d = 20$ мм. Виявлено, що для обох меж кортикального шару кістки величина геометричної нерізкості практично однакова ($0,024 \div 0,027$ мм). Визначено, що максимальний відносний приріст морфометричних розмірів кістки за рахунок проєкційних похибок РЗ складає: для розміру $2r$ - 1,86%), для розміру $2R$ - 3,07%. Оцінено вплив реальних умов рентгенографії на точність розрахунку індексів ОП. Використання величин фізичних розмірів r та R , визначених за формулами (9, 10) замість зафіксованих на РЗ розмірів r_{MS} та R_{MD} дозволяє зменшити відносну похибку розрахунку індексів: IN - на 1,3%, GL - на 3,6%, AL - на 3,7%.

Проаналізовано особливості визначення морфометричних розмірів довільного об'єкту за реальною денситограмою $P_{RS}(x)$ його РЗ (рис.5), яка являє собою суму денситограм $P_i(x)$ від усіх точкових випромінювачів F_i :

$$P_{RS}(x) = \sum_{i=1}^n P_i(x) = \sum_{i=-n/2}^{n/2} P(x - i \Delta x) \quad . \quad (11)$$

Рис.5. Утворення денситограми РЗ довільного об'єкту за реальних умов рентгенографії

В межах існування всіх функцій $P_i(x)$, тобто на інтервалі $x \in [-x_1; x_1]$ приріст значення функції $P_{RS}(x)$ є максимальним. Довжина $|x_1 x_n| = n \Delta x$ визначає величину загальної (у тому числі геометричної) нерізкості зображення краю об'єкту. В крайніх точках з абсцисами $x = |x_n|$ маємо $P_{RS}(x) = 0$; саме між точками з координатами $(x_n; 0)$ та $(-x_n; 0)$ визначається рентгенограмометричний розмір об'єкту $2x_n$.

Розглянуто особливості утворення реальних денситограм окремих шарів досліджуваного гетерогенного об'єкту (рис.3б). та виявлено можливість об'єктивного визначення його рентгеноморфометричних розмірів шляхом віднаходження особливих точок на реальній денситограмі $P_{RS}(x)$.

У **четвертому розділі** визначено методи та засоби аналізу РЗ кисті, що застосовуються при обчисленні морфометричних розмірів метакарпальних кісток. Оцінено можливості технічних методів аналізу РЗ із застосуванням систем штучного зору порівняно з візуально-оптичним методом аналізу РЗ. Визначено вимоги до параметрів цифрового РЗ кісток. Так, виходячи з умови відтворення маломірних структур кістки, просторова дискретизація її цифрового РЗ має становити не менше 600 пікселів/дюйм (23,62 точок/мм), а квантування яскравості - не менше 256 градацій сірого.

Показано, що при визначенні морфометричних розмірів метакарпальної кістки у діафізі достатньо проводити програмний аналіз відповідного фрагменту РЗ кисті. Для зменшення впливу локальних неоднорідностей РЗ кістки на монотонність денситограми запропоновано проводити визначення морфометричних розмірів не за поодинокую денситограмою $P(x)$, а за усередненою денситограмою $\bar{P}(x)$ фрагменту РЗ. Запропоновано методику програмної побудови денситограми $\bar{P}(x)$ визначеного фрагменту РЗ та обчислення рентгеноморфометричних розмірів і метакарпальних індексів ОП, яка полягає у наступному:

1. Аналізується фрагмент комп'ютерного РЗ кисті, де зображення метакарпальної кістки попередньо зорієнтовано вертикально (рис.6).

2. Вибраний фрагмент РЗ представляється як двовірні матриця пікселів розміром $u \times v$. Кожен піксел характеризується координатами $\{x_i \in [x_1; x_u], y_j \in [y_1; y_v]\}$ та яскравістю $P_{i,j}(x_i; y_j)$.

3. На цьому фрагменті РЗ навколо зображення діафізу кістки виділяється менший прямокутний фрагмент WH розміром $(q - b) \times (k - f)$ пікселів. Аналіз яскравості пікселів у фрагменті WH проводиться шляхом сканування $(k-f)$ рядків довжиною у $(q-b)$ пікселів.

В результаті отримуємо $(k - f)$ одномірних матриць значень яскравості (денситограм РЗ кістки у відповідних перерізах), з яких формується масив значень яскравості у всьому фрагменті WH :

$$WH = \begin{bmatrix} P(x_b, y_f) & P(x_{b+1}, y_f) & \dots & P(x_q, y_f) \\ P(x_b, y_{f+1}) & P(x_{b+1}, y_{f+1}) & \dots & P(x_q, y_{f+1}) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ P(x_b, y_k) & P(x_{b+1}, y_k) & \dots & P(x_q, y_k) \end{bmatrix}. \quad (12)$$

Рис.6. Вибір фрагменту РЗ кисті для визначення морфометричних розмірів метакарпальної кістки

4. Знаходиться сума значень яскравості по стовпчиках $\sum_{j=f}^k P(x_i; y_j)$ та середнє значення яскравості для кожного стовпчику матриці WH як

$$\bar{P}_i(x_i) = \frac{\sum_{j=f}^k P(x_i; y_j)}{k - f}. \quad (13)$$

5. Формується одномірний масив середніх значень яскравості

$$\overline{WH} = [\bar{P}_b(x_b) \quad \bar{P}_{b+1}(x_{b+1}) \quad \dots \quad \bar{P}_q(x_q)]. \quad (14)$$

Масив $\overline{WH}$ надає усереднений по ординаті розподіл яскравості пікселів у фрагменті WH вздовж вісі X .

6. Масив $\overline{WH}$ аналізується на максимальні та мінімальні значення яскравості, після чого за теоретично отриманими у розділі 2 ознаками визначаються морфометричні розміри кістки $2R$ та $2r$. При зростанні аргументу x визначаються послідовно значення $\bar{P}_{1\min}(x_e)$, $\bar{P}_{1\max}(x_g)$, $\bar{P}_{2\max}(x_l)$ та $\bar{P}_{2\min}(x_n)$. Різниця між абсцисами $(x_n - x_e)$ дає значення розміру $2R$, а різниця $(x_l - x_g)$ - значення розміру $2r$.

7. Обчислюються: відношення $E = 2r/2R = (x_l - x_g)/(x_n - x_e)$ та значення морфометричних показників IN , GL , AL як $IN = 1 - E$; $GL = \sqrt{\frac{1+E}{1-E}} - 1$; $AL = \frac{1}{\sqrt{E^2 - 0,25}} - 1,155$. Запропонована методика реалізована у ПЗ “X-Rays”, який є інструментальним засобом для комп’ютерної рентгенодіагностики ОП.

Розглянуто особливості отримання цифрового РЗ кісток шляхом сканування. Проведено оцінку можливостей планшетних сканерів різних типів щодо придатності їх застосування у рентгенодіагностичних комплексах. Оцінено зміни параметрів РЗ при скануванні на просвічування та на відбиття. Досліджено кількісні зміни в процесі сканування таких параметрів РЗ, як розподіл яскравості та точність відтворення геометричних розмірів. Для цього було використано тест-об’єкт “Зразки оптичної щільності” №704018, який застосовується як еталонний еквівалент плівкової рентгенограми при калібруванні денситометра ДП-1.

Тест-об'єкт являє собою набір скелець діаметром 10 мм, прозорість яких змінюється по шкалі сірого кольору від непрозорого (3,78) до повністю прозорого (0,00). За цими значеннями побудовано теоретичну денситограму зображення тест-об'єкту (рис.7а).

а

б

в

Рис.7. Денситограми тест-об'єкту

Комп'ютерні зображення тест-об'єкту отримано за допомогою слайд-сканерів вищого класу AGFA Arcus II та UMAX PowerLook II у режимі “Grayscale transparent”. Відповідні реальні денситограми наведено на рис.7б, в. За ними було визначено значення яскравості зображень еталонних фрагментів тест-об'єкта та геометричні розміри цих фрагментів.

Визначено різницю між еталонними значеннями яскравості зображення тест-об'єкта та значеннями, отриманими після сканування. Запропоновано методику тестування сканера та подальшої яскравісної корекції відсканованого РЗ з використанням метрологічно атестованого тест-об'єкту “Зразки оптичної щільності”.

Встановлено, що визначення розміру скелець тест-об'єкту при координатно-яскравісному аналізі його цифрового зображення, отриманого при скануванні з апаратним розрізненням 600 dpi, забезпечує точність вимірювання розміру не гірше 0,5%.

У **п'ятому розділі** проведено експериментальне визначення рентгеноморфометричних розмірів реальних об'єктів трубчастої форми. Здійснено експериментальну рентгенографію трубчастого алюмінієвого фантому з відомими фізичними розмірами, сумірними з морфометричними розмірами здорової метакарпальної кістки. Визначено середню величину технічної нерізкості зображення країв трубчастого фантому, яка склала 0,67 мм. Її врахування дозволило зменшити відхилення при визначенні рентгеноморфометричних розмірів фантому: $2R_{MD}$ - на 7,98%, $2r_{MS}$ - на 22,28%, що дало можливість уточнити визначення індексів при діагностиці ОП у трубчастих кістках.

Здійснено порівняльний аналіз точності розрахунку рентгеноморфометричних розмірів другої метакарпальної кістки людини за рентгенограмами кистей 30 пацієнтів, серед яких були особи з клінічними ознаками ОП. Плівкові РЗ проаналізовано лікарем-експертом (візуально), а відповідні їм цифрові РЗ - оператором (програмно). Лікар-експерт зафіксував значення розмірів з найменшим інтервалом 0,25 мм, у той же час при програмному аналізі цей інтервал склав 0,042(3)мм. Виявлено, що величини розмірів $2R_{vis}$ та $2r_{vis}$, визначені візуально, менші за величини $2R_{pr}$ та $2r_{pr}$, визначені програмно, у 70% випадків, що пояснюється обмеженою контрастною чутливістю ока при візуальному аналізі РЗ. Виявлено, що рентгеноморфометричні розміри метакарпальної кістки, розраховані за результатами програмних вимірювань, є

об'єктивно визначеними та відтворюваними. Натомість розміри, визначені візуально, є суб'єктивними та можуть змінюватись в залежності від умов зорового аналізу РЗ. Застосування спеціалізованих технічних засобів аналізу РЗ об'єктивізує процес рентгеноморфометрії та уточнює визначення індексів ОП.

ВИСНОВКИ

У дисертації наведено моделі, методи та засоби для вирішення наукової задачі удосконалення кількісної рентгенодіагностики ОП, що дозволило підвищити об'єктивність і точність діагностики ОП при мінімальному променевому навантаженні на пацієнта.

1. На основі проведеного аналізу наявних засобів діагностики ОП виявлено, що задача розробки нових моделей, методик та технічних засобів кількісної діагностики ОП є актуальною. Визначено, що метод рентгеноморфометрії, за умови застосування комп'ютерних технологій, є найбільш прийнятним для створення високоефективних технічних засобів діагностики ОП.

2. Розроблено метод комп'ютерної рентгеноморфометрії метакарпальних кісток, який базується на застосуванні денситографічного аналізу комп'ютерного РЗ кисті.

3. Розроблено фізичну модель фрагменту кисті людини на рівні діафізу метакарпальної кістки та проведено її математичний опис. Отримано функцію розподілу інтенсивності рентгенівського випромінювання, яке пройшло цю ідеальну структуру.

4. Проведено теоретичний денситографічний аналіз РЗ ідеальної структури, що моделює досліджуваний фрагмент кисті, віднайдено об'єктивні ознаки для визначення розмірів морфологічних структур метакарпальної кістки, а також отримано нові метакарпальні індекси ОП.

5. Запропоновано спосіб врахування проекційних похибок збільшення та нерізкості РЗ, що дозволило зменшити відносну похибку розрахунку метакарпальних індексів ОП: *IN* - на 1,3%, *GL*- на 3,6%, *AL*- на 3,7%.

6. Вперше сформульовано вимоги щодо використання сканерів у рентгеноморфометрії кісткових структур. Запропоновано методику отримання комп'ютерної рентгенограми скануванням з можливістю відновлення інформаційного змісту плівкового оригіналу.

7. Створено методику програмного денситографічного аналізу фрагменту комп'ютерної рентгенограми кисті. Методика дозволяє визначити необхідні рентгеноморфометричні розміри за об'єктивними ознаками, що забезпечує достовірність діагностування ОП методом комп'ютерної рентгеноморфометрії.

8. Проведено порівняльний аналіз результатів експерименту з візуального та програмного визначення рентгеноморфометричних розмірів другої метакарпальної кістки. Виявлено, що величини розмірів, визначені візуально, у 70% випадків менші за величини, отримані програмно, при цьому відносне відхилення становило від -1,7% до -5,5%. Результат експерименту підтвердив необхідність застосування в рентгеноморфометрії сучасних технічних засобів.

Розроблений метод розраховано на використання у діагностичному процесі при масовому обстеженні населення на ОП. Його застосування дозволить удосконалити процес отримання кількісних діагностичних показників стану кісткової системи людини у нормі та при ОП, що, у свою чергу, зробить доступними ранню діагностику та профілактику ОП.

Метод комп'ютерної рентгеноморфометрії метакарпальних кісток людини може бути застосований для морфометрії інших трубчастих кісток людини та тварин. Можливості методу дозволяють використовувати його при дослідженнях інших анатомічних утворень за умови

врахування їх математичних моделей. Метод може використовуватись у наукових дослідженнях в галузях травматології, протезування, пластичної хірургії.

СПИСОК ПРАЦЬ, ОПУБЛІКОВАНИХ АВТОРОМ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Анализ рентгенограммы метакарпальной кости кисти в диагностике остеопороза. / Аверьянова Л.А., Бых А.И., Головенко В.М., Кривцов С.А., Скляр О.В., Скляр О.И., Шармазанова Е.П. // Итоги работы университета за 1998/ 1999 годы и перспективы на 2000 год. Сб.трудов. -Харьков:ХТУРЭ.-2000.- С.157-160.
2. Л.О.Авер'янова, О.В.Скляр, О.П.Шармазанова. Автоматизоване визначення діаметру медулярної порожнини трубчастої кістки за її рентгенограмою. // Електроніка і зв'язь. - 2000. - Т.2, №8. - С.291-292.
3. Головенко В.М., Аверьянова Л.А., Скляр О.И. Трехслойная гетерогенная структура как модель фрагмента кисти человека в рентгеновской морфометрии. // Укр. журнал мед. техники и технологии. 2001. - № 1. - С 63-65.
4. Л.О.Авер'янова. Особливості взаємодії фізичних полів з кістковою тканиною людини // Радіотехніка: Всеукр. міжвід. наук.-техн. зб. 2001. -Вип.118. - С.126-129.
5. Л.О.Авер'янова, С.А.Шармазанов. Спеціалізовані програмні засоби для моніторингового дослідження стану кісткової системи населення. // Радіотехніка: Всеукр. міжвід. наук.-техн. зб.- 2001.- Вип.120. - С.206-209.
6. Программный модуль для автоматизированного определения морфометрических индексов остеопороза / С.А.Шармазанов, Е.П.Шармазанова, Л.А.Аверьянова, В.М.Головенко, О.И.Скляр // Медицина и... -2001.- №1 (7). - С.59-61.
7. А.І.Бых, Л.О.Авер'янова. Особливості візуалізації та аналізу рентгенівського зображення кісток при застосуванні сучасних комп'ютерних технологій // Електроніка і зв'язь.-2001.- №12.- С.8-12.
8. Л.О.Авер'янова. Експериментальна оцінка впливу сканера на параметри відсканованого рентгенівського зображення. // Радіотехніка: Всеукр. міжвід. наук.-техн. зб.-2002.-Вип.124.-С.209-212.
9. Компьютерная обработка рентгенограмм в диагностике остеопороза / Аверьянова Л.А., Кривцов С.А., Скляр О.В., Скляр О.И., Головенко В.М. // Сб.науч.трудов 5-й Междун. конф. "Теория и техника передачи, приема и обработки информации".- Туапсе.-1999.- С.213-214.
10. Аверьянова Л.А., Шармазанов С.А. Компьютерная рентгенограмметрия в диагностике остеопороза. // 6-я Междун. конф. "Теория и техника передачи, приема и обработка информации": Сб. науч. трудов. - Харьков: ХТУРЭ.- 2000. - С.522-523.
11. Аверьянова Л.А., Головенко В.М., Скляр О.И. Определение истинных размеров объекта цилиндрической формы по его рентгенограмме. // Сб.докл. 4-й Междун. конф. "Радиоэлектроника в медицинской диагностике". - Москва. -2001.- С.23-24.
12. О концепции мониторингового обследования состояния костной системы населения /Аверьянова Л.А., Головенко В.М., Скляр О.И., Шармазанова Е.П. // Сб.докл. 4-й Междун. конф. "Радиоэлектроника в медицинской диагностике".- Москва. -2001.- С.81-82.

АНОТАЦІЯ

Авер'янова Л.О. Метод комп'ютерної рентгеноморфометрії метакарпальних кісток людини у діагностиці остеопорозу. -- Рукопис.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.17 - медичні прилади та системи. - Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, 2003.

Дисертація присвячена питанням підвищення достовірності діагностики остеопорозу (ОП) шляхом створення нового методу отримання та обробки рентгенодіагностичної інформації. У роботі запропоновано модель фрагменту кисті на рівні метакарпальних кісток, на базі якої проведено аналіз взаємодії цієї структури з рентгенівським випромінюванням. Проведено теоретичний денситографічний аналіз рентгенівського зображення (РЗ) розглянутого ідеального об'єкту та аналітично отримано розподіл прозорості РЗ. Це дозволило знайти об'єктивні ознаки для визначення рентгеноморфометричних розмірів метакарпальної кістки, а також отримати нові діагностичні показники ОП. Проведено аналіз впливу реальних умов рентгенографії на точність вимірювання рентгеноморфометричних розмірів метакарпальної кістки за денситограмою її РЗ. Обґрунтовано вибір методу та засобів аналізу РЗ метакарпальної кістки. З урахуванням проведених досліджень створені методики денситометричного аналізу РЗ у діагностиці ОП, яскравісної корекції РЗ з використанням еталону, запропоновано спеціалізований програмний засіб для визначення рентгеноморфометричних розмірів метакарпальної кістки та обрахунку індексів ОП.

Ключові слова: остеопороз, метакарпальна кістка, рентгеноморфометрія, цифрова рентгенограма, програмний координатно-яскравісний аналіз зображення, денситограма.

АННОТАЦІЯ

Аверьянова Л.А. Метод компьютерной рентгеноморфометрии метакарпальных костей человека в диагностике остеопороза. -- Рукопись.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.11.17 - Медицинские приборы и системы.- Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Харьков, 2003.

Диссертация посвящена вопросам создания нового метода компьютерной обработки рентгенодиагностической информации в диагностике остеопороза (ОП). Рассмотрены возможности совершенствования метода рентгеноморфометрии в направлении объективизации анализа рентгеновского изображения (РИ) и повышения точности измерения рентгеноморфометрических размеров костных структур. С этой целью проведена идеализация анатомо-морфологической структуры исследуемого фрагмента кисти и проанализированы особенности формирования его РИ.

Предложена модель фрагмента кисти на уровне диафиза метакарпальной кости, на основе которой проведен анализ взаимодействия этой идеальной структуры с рентгеновским излучением при условии его монохроматичности, с учетом его преимущественного поглощения при прохождении сквозь объект.

Проведен теоретический денситографический анализ РИ рассмотренного идеального объекта и аналитически получена функция распределения прозрачности РИ. Определение критических точек этой функции дало возможность получить объективные признаки для идентификации морфологических структур метакарпальной кости и измерения рентгеноморфометрических размеров метакарпальной кости. В результате проведенного

анализа предложены новые диагностические индексы ОП.

Проведен анализ влияния реальных условий рентгенографии (геометрии съемки, размера фокусного пятна рентгеновской трубки) на точность измерения рентгеноморфометрических размеров метакарпальной кости по денситограмме РИ фрагмента кисти. Предложен способ учета проекционных погрешностей, который позволил уточнить расчет физических размеров кости, а следовательно, и диагностических индексов ОП.

Оценены возможности методов анализа РИ с применением систем технического зрения. Обоснован выбор слайдовых сканеров и проведено их тестирование с целью определения изменений параметров РИ. В процессе тестирования для разных типов сканеров зафиксировано неравномерное снижение значений яркости РИ по грациям серого. Предложено проведение яркостной коррекции РИ, которая позволяет привести в соответствие параметры цифровой рентгенограммы и ее пленочного оригинала.

Предложена методика денситометрического анализа РИ фрагмента кисти и специализированное программное средство для определения рентгеноморфометрических размеров метакарпальной кости и вычисления индексов ОП.

Проведены экспериментальные исследования 30 клинических рентгенограмм обеих кистей и рентгенограммы фантома метакарпальной кисти. Измерение рентгеноморфометрических размеров второй метакарпальной кости проводилось с помощью визуального и программного анализа РИ. По рентгенограмме фантома программно определено значение общей нерезкости краев его изображения для реальных условий съемки. Эта величина была учтена при программном определении размеров второй метакарпальной кости. При сравнении результатов визуального анализа пленочной рентгенограммы с результатами программного анализа РИ обнаружено уменьшение значений размеров кости (в 70% случаев), что связано с ограниченными возможностями зрительного анализатора. Программный анализ РИ позволил объективизировать определение границ морфологических структур трубчатой кости и расчет морфометрических индексов ОП, что повысило достоверность диагностики стадий остеопоротического процесса методом рентгеноморфометрии.

Ключевые слова: остеопороз, метакарпальная кость, рентгеноморфометрия, цифровая рентгенограмма, программный координатно-яркостный анализ изображения, денситограмма.

ABSTRACT

L.O. Averyanova. The Method of Computer Roentgenomorphometry for Metacarpal Bones of Humans in the Diagnostics of Osteoporosis. - Manuscript.

The thesis for competition for a candidate's degree of technical sciences by specialty 05.11.17 - Medical devices and systems. - Kharkiv National University of Radioelectronics, Kharkiv, 2003.

This thesis is devoted to the problems of improving diagnosis reliability during the diagnostics of osteoporosis (OP) by means of developing a novel technique for the acquirement and treatment of radiological information. A model for a hand fragment on the level of metacarpal bones is proposed in this work and is used for the analysis of X-radiation' interactions with this structure. A thorough densitographical theoretical analysis has been carried out in this work on the X-ray images of the idealized object referred above. As a result the transparency distributions of these X-ray images has been obtained. The analytical model enabled defining practical signs for determination of X-ray morphometrical dimensions of metacarpal bones, and allowed obtaining new diagnostic indexes for OP. The effect of a radiography environment on a precision of measurements of metacarpal bones

X-ray morphometrical dimensions has been studied. The selection of the method and tools for the analysis of X-ray image of metacarpal bone has been carefully explained. As a result the principles have been defined and methods created for X-ray images' densitometric analysis in the diagnostics of OP and for the brightness correction of X-ray images on the basis of a standard. Corresponding PC software for the determination of X-ray morphometrical dimensions of metacarpal bones and for the calculation of OP indexes has been suggested.

Keywords: osteoporosis, metacarpal bone, X-ray morphometry, digital X-ray photograph, program coordinate-brightness based image analysis, densitogram.