

*А. С. Жабчик, Л. И. Панов, А. М. Игнатъев, К. А. Ярмула*

## **ИНФОРМАЦИОННО-КОМПЬЮТЕРНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ МЕТОДА РЕНТГЕНОМОРФОМЕТРИИ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ОСТЕОПОРОЗА ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ТОЧНОСТИ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ИССЛЕДОВАНИЙ**

Одесский национальный политехнический университет

Одесский национальный медицинский университет

**Summary.** A. S. Zhabchyk, L. I. Panov, A.M. Ignatyev, K.A. Yarmula. **IT TECHNOLOGY IN X-RAY MORPHOMETRY DIAGNOSIS OF OSTEOPOROSIS TO IMPROVE THE ACCURACY FOR RESEARCH.** – *Odessa National Medical University, Odessa National Polytechnical University, Odessa, Ukraine.*

X-ray morphometry necessary for the diagnosis and the most pronounced changes of osteopathic spinal deformation and dynamics of changes in the definition of the vertebral bodies. This method has been the most prevalent in broad application in the diagnosis of osteoporosis today. Using the software for processing and analysis of X-ray, as well as models of determining the level of technical parameters of the survey allows to get quantitative and qualitative evaluation criteria and the required performance level of high-quality images for the diagnosis and research of patients with diseases of the musculoskeletal system.

**Key words:** osteoporosis, X-ray treatment, indirect computer densitometry, the technical parameters of the shooting.

**Реферат.** А. С. Жабчик, Л. И. Панов, А. М. Игнатъев, К. А. Ярмула. **ИНФОРМАЦИОННО-КОМПЬЮТЕРНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ МЕТОДА РЕНТГЕНОМОРФОМЕТРИИ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ОСТЕОПОРОЗА ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ТОЧНОСТИ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ИССЛЕДОВАНИЙ.** Рентгеновская морфометрия необходима для диагностики и наиболее выраженных остеопотических деформационных изменений позвоночника и определения динамики изменения тел позвонков. Использование программного обеспечения для обработки и анализа рентгенограмм, а также моделей определения уровня технических параметров съемки, позволяет получать количественные и качественные критерии оценки и необходимые технические показатели для качественного уровня снимков в диагностике и научных исследованиях у пациентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата.

**Ключевые слова:** остеопороз, обработка рентгенограмм, непрямая компьютерная денситометрия, технические параметры съемки.

**Реферат.** А. С. Жабчик, Л. И. Панов, О. М. Игнатъев, К. А. Ярмула. **ИНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ МЕТОДУ РЕНТГЕНОМОРФОМЕТРІЇ ПРИ ДІАГНОСТИЦІ ОСТЕОПОРОЗУ ДЛЯ ПІДВИЩЕННЯ ТОЧНОСТІ ПРИ ПРОВЕДЕННІ ДОСЛІДЖЕНЬ.** Рентгенівська морфометрія необхідна для діагностики та найбільш виражені остеоропотичних деформаційних змін хребта і визначення динаміки зміни тіл хребців. Використання програмного забезпечення для обробки та аналізу рентгенограм, а також моделей визначення рівня технічних параметрів зйомки, дозволяє отримувати кількісні та якісні критерії оцінки та необхідні технічні показники для якісного рівня знімків в діагностиці та наукових дослідженнях у пацієнтів із захворюваннями опорно-рухового апарату.

**Ключові слова:** остеопороз, обробка рентгенограм, непряма комп'ютерна денситометрія, технічні параметри зйомки.

**Актуальность.** В настоящее время для диагностики, оценки динамики заболевания и эффективного лечения остеопороза применяется широкий спектр неинвазивных методов исследования, как и инструментальных, так и биохимических. Инструментальные методы исследования минеральной плотности костной ткани (МПКТ) включают в себя изотопную и рентгеновскую денситометрию [1].

Однако в большинстве случаев традиционная рентгенография остается одним из основных методов исследования, что связано с его доступностью в условиях практического использования [2]. Однако метод также имеет ряд очевидных недостатков, которые обусловлены необходимостью использования специальной аппаратуры (денситометров). В тоже время визуальная рентгенологическая оценка, как правило, субъективная и в значительной мере зависит от квалификации и опыта врача. Как следствие, учитывая особенности работы человеческого зрительного анализатора, ошибка в диагностике остеопороза по рентгенограммам может достигать 30 – 40 % [3].

В тоже время, вторым недостатком метода является необходимость использования таблиц для определения технических параметров съемки, что, в итоге, сводится к интуитивному проведению исследования. Такой подход в определении уровня подачи напряжения и тока на анод рентгеновской трубки имеет влияние на качество полученных снимков, то есть, четкость или нечеткость снимка, потерю деталей структуры. Что, в сумме с первым существенным недостатком, и влияет на общий процент погрешности проведения исследования [4].

Разработка программного обеспечения, которая ведется последние годы в нашей стране и за рубежом, для анализа цифровых изображений, в том числе рентгенограмм, позволяет получать количественные и качественные критерии оценки в диагностике и научных исследованиях у пациентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата. Анализ проводится на основе гистограмм яркости изображения или сопоставления оптической плотности кости на изображении оцифрованной рентгенограммы с оптической плотностью шаблона. Недостатки такого подхода обусловлены недостаточной точностью результатов исследования, из-за сложности расчета, где необходимо очень точное обозначение точек на снимке, при сопоставлении оптической плотности, или очень тщательный анализ гистограмм, время на следование которых может занять от 1,5 до 2,5 часов. Как следствие, погрешность при таком подходе составляет 12-15% [5].

Актуальной остается разработка безаппаратурных методов определения МПКТ, основанных на анализе рентгеновского снимка, так как это снижает возможность появления ошибки. Необходимость компьютеризации метода эталонной рентгеновской денситометрии требует разработки программного обеспечения для определения минеральной плотности костной ткани по оцифрованному рентгеновскому снимку без применения денситометра.

Проведение классических исследований на основе метода рентгеноморфометрии, сводится к получению снимков с помощью рентгеновской установки. При этом на информативность рентгеновского снимка влияет ряд факторов, таких как: оптическая плотность, контрастность, резкость и разрешающая, которые обеспечиваются определенными техническими параметрами съемки - напряжением и экспозицией (произведением напряжения на ток), которые используются при проведении диагностики [6].

**Целью** данной работы было построение программного обеспечения позволяющего определять МПКТ у пациентов с большой точностью, при погрешности расчета до 3 % от воспроизводимого значения результата, по оцифрованным рентгеновским снимкам с использованием рентгеноморфометрических индексов оценки, а также, повышение качества снимков относительно параметра оптической плотности.

Основой для построения алгоритма по части проведения расчета индексов рентгеноморфометрической оценки, было основание, что цифровое растровое изображение можно представить как плоскость, каждый пиксель которого имеет свои координаты, которые характеризуют ее положение относительно начала координат данного изображения. Совокупность этих пикселей можно представить как массив данных.

**Материалы и методы.** В качестве данных для проведения эксперимента, при испытании программы по определению МПКТ, были использованы оцифрованные рентгеновские снимки пациентов различных возрастных групп и различного пола. Применялись снимки различных частей тела, таких как бедренной кости, кисти, боковых

проекций позвоночника.

**Результаты исследования.** Алгоритм данной программы реализован на основе расчета и сравнения длин отрезков или площадей участков, например, как на рисунке 1, отрезки X1X2 и X3X4, принимая за расчетные данные значения с массива - количество значений, которые попадают под выделенную область на изображении.

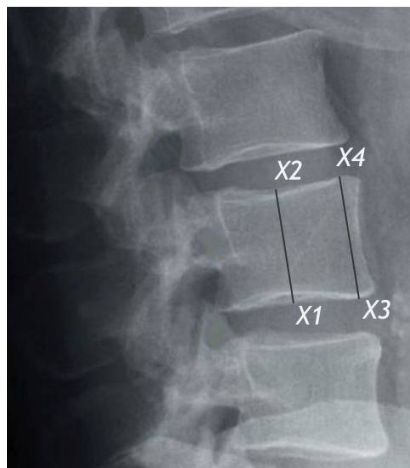


Рис. 1. Схема расчета центрального индекса

На рис.1 показано как происходит расчет центрального индекса, где соотносятся длины отрезков X1X2 и X3X4. Длины этих отрезков, соответствуют пикселям, которые находятся в данном участке изображения. В данном случае эти значения равняются 134 и 144, соответственно. Расчет показывает, что МПКТ будет 0,93 или 93%. Отклонение от общей нормы составляет 7%, что позволяет судить об отсутствии признаков остеопороза или остеопении.

В зависимости от участка, на котором проводится анализ минеральной плотности кости, применяются различные индексы оценки: кортикальный (центральный), метакарпальный (Barnett и Nordin), индекс Рохлина, второй пястной кости и остеоропотический индекс. Каждый из них отличается своей методикой расчета и техникой проведения исследования.

В тоже время, вторая часть алгоритма была построена на основе математической модели, для вычисления значения оптической плотности используя параметры, которые имеют влияние на проведение исследований с помощью рентгеновской установки, такие как значение напряжения, валентного числа анода трубки и т.д. (1).

В тоже время, вторая часть алгоритма была построена на основе математической модели, для вычисления значения оптической плотности используя параметры, которые имеют влияние на проведение исследований с помощью рентгеновской установки, такие как значение напряжения, валентного числа анода трубки и т.д. (1).

$$D = \log \frac{1}{1 - \exp\left(-z^3 \left(\frac{h \cdot e}{U \cdot e}\right)^3 \cdot \rho_{км} d_{км}\right)}, \quad (1)$$

где  $h$  - стала Планка ( $h = 6,62 \cdot 10^{-34}$  Дж·с);

$U$  - напряжение, которое подается на анод, В;

$e$  - величина заряда, Кл;

$d_{км}$  - толщина костной ткани, см.

В итоге были получены значения рекомендуемого напряжения, которое нужно подавать на рентгеновскую трубку. Например, когда длина участка для просвечивания составляла 15,2 см, то полученное значение составило 58,6 кВ, когда, при этом, снимки получаются с оптимальным значением оптической плотности, а именно – 0,7. Таким

образом, выходит, что для качественного просвечивания участка тела толщиной 15.2 см, достаточно 58,6 кВ, что, основываясь на рекомендуемых значениях, попадает диапазон табличных параметров подачи напряжения.

**Выводы.** По полученным расчетным данным можно сказать, что программное обеспечение позволяет получать точные значения минеральной плотности костной ткани, с погрешностью, в среднем, 1-3%. А также, разработанная математическая модель позволяет проводить вычисления уровня подачи напряжения на анод трубки, чтобы, при этом, получались снимки со значением оптической плотности на уровне 0,7, что обеспечивает получение качественных снимков, для проведения дальнейших исследований.

В результате эксперимента установлено, что разработанное программное обеспечение позволяет с заданной точностью производить расчеты минеральной плотности костной ткани.

#### **Литература:**

1. Щеплягина Л. А., Моисеева Т. Ю. Остеопения у детей, диагностика, профилактика и коррекция. URL: [http://www.wood.ru/osteopenia\\_chldr.htm](http://www.wood.ru/osteopenia_chldr.htm)
2. Коваленко В. Н., Борткевич О.П. Остеопороз. Практическое руководство. — К.: Морион, 2003. — 153 с.
3. Котельников Г.П., Королюк И. П., Шехтман А. Г. // Клин. геронтология. — 2003. — Т.9, №4. — С. 32 - 37.
4. Михайлов Е. Е. Энциклопедия остеопороза и переломов. — М.: Бином, 2003. — С. 10 - 15.
5. Слободский А. Б. Возможности современных компьютерных технологий в травматологии и ортопедии (обзор литературы) //Анналы травматологии и ортопедии. — 2002. — №4. -С. 64 -70.
6. Атлас укладок при рентгенологических исследованиях - Кишковский А.Н., Тютин Л.А., Есиновская Г.Н. — М: Медицина,1987 - С. 17-23, 31-46

#### **References:**

1. Shcheliagina L.A., et al. Osteopenia in children: diagnosis, prophylaxis and correction URL: [http://www.wood.ru/osteopenia\\_chldr.htm](http://www.wood.ru/osteopenia_chldr.htm) (Rus.)
2. Kovalenko V. N., et al. Osteoporosis: Guide-line. — Kiev: Morion, 2003. — 153 p. (Rus.)
3. Kotelnikov G. P., et al. // Clin. Gerontology. — 2003. —Vol 9, №4. — P.32 – 37 (Rus.).
4. Mihkaylov Ye. Ye. Encyclopedia of osteoporosis and fractures. — Moscow: Binom, 2003. — P.10-15 (Rus.).
5. Slobodsky A. B. Possibilities of modern computer technologies in orthopedics and traumatology (review of literature) //Annals of traumatology and orthopedics. — 2002. — P. 64-70 (Rus.).
6. Atlas of setups at X-ray examinations / Kishkovsky A. N. et al. — М.: Medicine, 1987 - P. 17-23, 31-46

Работа поступила в редакцию 03.10.2015 года.

Рекомендована к печати на заседании редакционной коллегии после рецензирования