

## ОПРЕДЕЛЕНИЕ МИНЕРАЛЬНОЙ ПЛОТНОСТИ КОСТНОЙ ТКАНИ ПО РЕНТГЕНОВСКОМУ СНИМКУ В ДВУХ ПРОЕКЦИЯХ С ШАБЛОНОМ

**Герасимов И.Г., Ломовцева О.В.**

Донецкий национальный технический университет, г. Донецк  
кафедра автоматизированных систем управления

E-mail: microola@mail.ru

**Борзых Н.А.**

НИИ травматологии и ортопедии

Донецкого государственного медицинского университета, г. Донецк

### **Abstract**

*Gerashimov I.G., Lomovceva O.V., Borzih N.A. Determination of mineral density of bone tissue by X-ray in two projections with simple. Determination of mean X-ray picture's brightness of investigating bone tissue's fragment, comparison of taken values with picture's brightness of stepped model.*

**Общая постановка проблемы.** Знание МПКТ имеет большое практическое значение, поскольку она указывает на прочность костей скелета. Для определения минеральной плотности костной ткани (МПКТ) в отдельных участках скелета широко используют неинвазивные методы исследования. Инструментальные методы исследования МПКТ включают в себя изотопную и рентгеновскую денситометрию (моно- и двухфотонная денситометрия, моно- и двухэнергетическая денситометрия, количественная компьютерная томография) и количественное ультразвуковое исследование [1].

Эталонная рентгеноденситометрия по сравнению с другими методами определения МПКТ имеет ряд положительных сторон: низкую лучевую нагрузку и высокую точность получаемых результатов. Однако метод эталонной рентгеноденситометрии имеет ряд очевидных недостатков, которые обусловлены необходимостью использования специальной аппаратуры (денситометров). Актуальной является разработка безаппаратурного метода определения МПКТ, основанного на анализе рентгеновского снимка. Реализация такого метода упрощается, если медицинское учреждение работает с современным цифровым рентгенографом, который позволяет получить рентгеновский снимок в цифровом виде. Необходимость компьютеризации метода эталонной рентгеноденситометрии требует разработки алгоритма определения МПКТ по оцифрованному рентгеновскому снимку без применения денситометра и разработки специализированной компьютерной системы.

**Постановка задач исследования.** Для построения специализированной компьютерной системы для определения МПКТ по рентгеновскому снимку в двух проекциях с использованием шаблона необходимо решить следующие задачи:

- 1) модифицировать существующий метод определения МПКТ по рентгеновскому снимку за счет использования шаблона;
- 2) разработать математическую модель определения МПКТ;
- 3) спроектировать специальное программное обеспечение специализированной компьютерной системы.

**Решение задач и результаты исследований.** Костная ткань на 98% состоит из фосфата кальция, который определяют МПКТ и который при прохождении через него рентгеновских лучей задерживает их на 95%. Следовательно, степень почернения рентгеновской пленки находится в обратной зависимости от МПКТ. Плотность костной ткани можно определить путем анализа оптической плотности изображения на

рентгеновском снимке. Таким образом, степень почернения рентгеновской пленки может быть поставлена в соответствие МПКТ [2].

Оптическую плотность фрагмента оцифрованного изображения легко определить по средней яркости пикселей, составляющих этот фрагмент. Яркость любого пиксела тонового серого изображения выражается в номере градации серого в диапазоне от 0 до 255 (от черного до белого цвета) [3]. Для подсчета физической плотности исследуемого участка костной ткани необходимо пересчитать значение оптической плотности в физические единицы измерения. Последнее проще всего сделать путем сравнения с какой-либо шкалой яркости, характеристики которой известны. В качестве таковой удобно использовать алюминиевый шаблон, применяемый в методе эталонной рентгеноденситометрии [4, 5, 6].

Схематическое изображение ступенчатого шаблона приведено на рис.1.

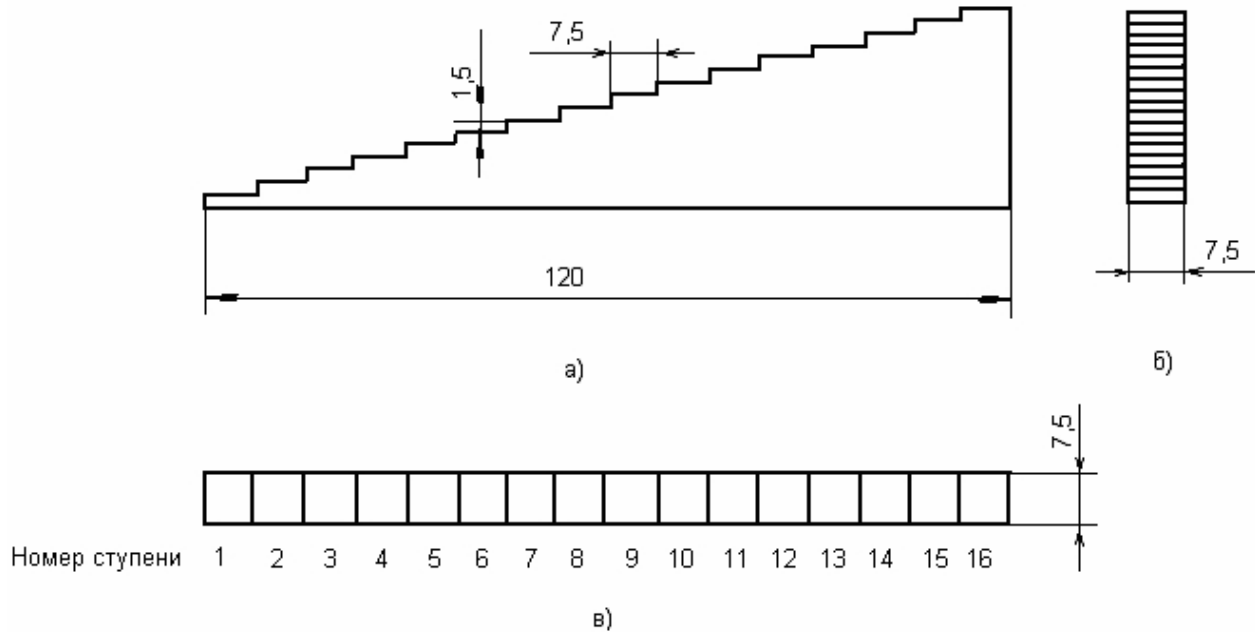


Рисунок 1 - Схема ступенчатого алюминиевого шаблона: а) фронтальная проекция; б) боковая проекция; в) верхняя проекция; размеры приведены в мм.

Наиболее тонкая первая ступенька эталона на рентгеновском снимке выглядит наиболее темной, а наиболее толстая (шестнадцатая) – наиболее светлой. Соответственно, чем светлее анализируемая область изображения, тем выше МПКТ исследуемого участка.

Определив оптическую плотность изображения анализируемого участка кости, необходимо сопоставить полученное значение с оптической плотностью изображения градуированного шаблона и определить номер ступени, оптическая плотность которой наиболее близка к таковому значению для объекта.

Толщина каждой ступени шаблона – это его конструктивная характеристика, известная заранее и выраженная в физических единицах длины (мм, см). Изображение двух проекций одного и того же участка скелета на одной рентгеновской пленке получается путем поворота исследуемого участка скелета на 90 градусов по отношению к источнику излучения, а положение шаблона не меняют. В это же время рентгеновская пленка сдвигается таким образом, чтобы вторая проекция оказалась на месте, не занятом изображением первой проекции (рис. 2).

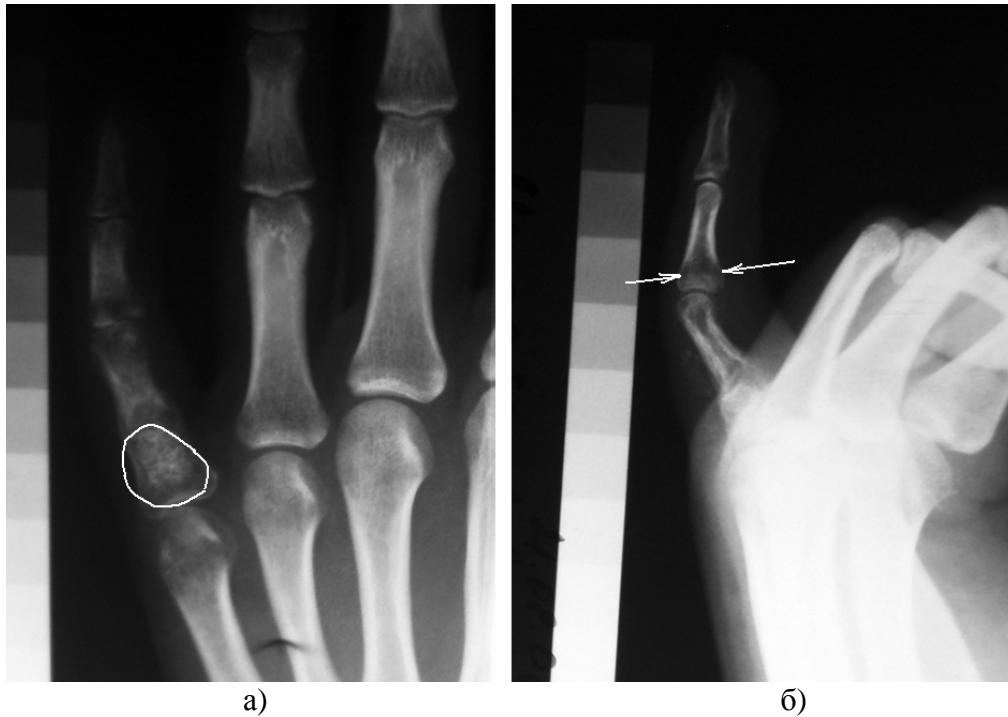


Рисунок 2 – Рентгеновский снимок кисти человека в двух проекциях с шаблоном: а) фронтальная проекция с указанием исследуемого участка кости; б) сагиттальная проекция с указанием фрагмента изображения, по которому определяется толщина исследуемого участка кости.

Запишем условие равенства оптических плотностей изображений костной ткани и шаблона:

$$\rho_K \cdot d_K = \rho_A \cdot d_A \quad (1)$$

где  $\rho_K$  - плотность костной ткани, мг/мм<sup>3</sup>;

$\rho_A = 2,65$  мг/мм<sup>3</sup> - плотность алюминия, из которого изготовлен шаблон;

$d_A$  - толщина соответствующей ступени шаблона, мм;

$d_K$  - толщина исследуемого участка кости, мм.

Или

$$\rho_K = \frac{\rho_A \cdot d_A}{d_K} \quad (2)$$

По рентгеновскому снимку сагиттальной (боковой) проекции участка скелета человека находится толщина интересующего фрагмента костной ткани, выраженная в пикселах. Поскольку время экспозиции, мощность излучения и расстояние до предмета исследования не изменяется, поворот участка костной ткани не влияет на качество снимка, что обуславливает правомерность сопоставления значений параметров, вычисленных по изображению участка костной ткани и шаблона в двух проекциях. Для пересчета толщины участка костной ткани из пикселей в физические единицы (см, мм) можно воспользоваться соотношением:

$$n = \frac{L'}{L}, \quad (3)$$

где  $L$  - физическая ширина ступени шаблона, мм;

$L'$  - ширина ступени шаблона на снимке, пиксели.

Для определения количества пикселей на единицу длины изображения используем шаблон.

$$d_K = \frac{d'_K}{n}, \tag{4}$$

$d'_K$  - толщина исследуемого участка кости на снимке, пиксели.

Окончательно математическая модель вычисления МПКТ ткани по рентгеновскому снимку в двух проекциях с помощью шаблона имеет вид:

$$\rho_K = \frac{\rho_A \cdot d_A \cdot n}{d'_K} \tag{5}$$

Таким образом, плотность исследуемого участка костной ткани, выраженную в физических единицах измерения, можно найти, зная: плотность алюминия, из которого изготовлен шаблон, толщину ступени шаблона, соответствующей по яркости рентгенографическому изображению фронтальной проекции исследуемого участка костной ткани, толщину исследуемого участка костной ткани, определенную по рентгенографическому изображению его сагиттальной проекции, выраженную в пикселях изображения, количество пикселей на миллиметр изображения.

Схема данных внутримашинной базы данных информационного обеспечения разработанной специализированной компьютерной системы приведена на рис.3.

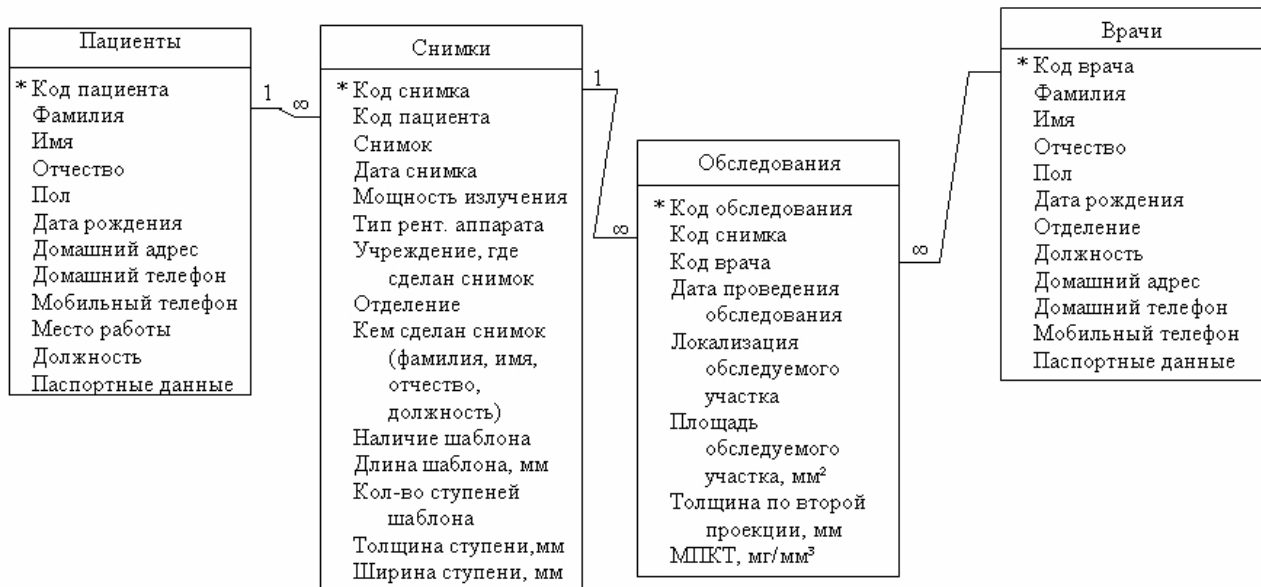


Рисунок 3 – Информационное обеспечение специализированной компьютерной системы

Специальное программное обеспечение специализированной компьютерной системы для определения МПКТ по рентгеновскому снимку в двух проекциях с использованием шаблона, разработанное с помощью языка программирования Delphi 6 [7], позволяет рассчитать среднюю яркость выделенного фрагмента изображения рентгеновского снимка исследуемого участка костной ткани, периметр и площадь фрагмента, определить номер ступени шаблона (по яркости соответствующей средней яркости фрагмента), толщину исследуемого участка костной ткани (по второй проекции его

рентгеновского изображения), вычислить МПКТ. Экранная форма для работы с изображением приведена на рис. 4.



Рисунок 4 – Экранная форма для работы с изображением рентгеновского снимка

Результаты экспериментального определения МПКТ мужчин и женщин в возрасте от 20 до 50 лет приведены в табл. 1.

Таблица 1 – МПКТ человека в возрасте от 20 до 50 лет

№ п/п	МПКТ, мг/мм <sup>3</sup>	
	мужчины	женщины
1	1,58	1,069 ± 0,0082
2	1,11 ± 0,020	1,2
3	1,106	1,201
4	1,24 ± 0,017	1,069 ± 0,0042
5	1,112 ± 0,0021	1,33 ± 0,025
6	1,152	1,48 ± 0,010
7	1,5887 ± 0,00058	1,64 ± 0,045
8	2,001	1,49 ± 0,016
9	2,00 ± 0,016	1,639 ± 0,0096

Среднее значение МПКТ женщин (20-50 лет), рассчитанное с помощью разработанной специализированной компьютерной системы  $1,45 \pm 0,27$  мг/мм<sup>3</sup>, а среднее значение МПКТ мужчин (20-50 лет) -  $1,43 \pm 0,37$  мг/мм<sup>3</sup> ( $p > 0,5$ ).

**Выводы.**

1. Разработана математическая модель определения минеральной плотности костной ткани по рентгеновскому снимку исследуемого участка костной ткани в двух проекциях с использованием шаблона. На основе математической модели разработан алгоритм определения минеральной плотности костной ткани по оцифрованному рентгеновскому снимку исследуемого участка костной ткани в двух проекциях с шаблоном.

2. Спроектировано программное обеспечение специализированной компьютерной системы, реализующее алгоритм определения минеральной плотности костной ткани с помощью разработанной математической модели.

**Литература**

1. Щеплягина Л. А., Моисеева Т. Ю. Остеопения у детей, диагностика, профилактика и коррекция. URL: [http://www.voed.ru/osteopenia\\_chldr.htm](http://www.voed.ru/osteopenia_chldr.htm)

2. Тайц Н.С., Лукаш Л.К. Определение минеральной насыщенности костей методом рентгенофотометрии // Вестн. рентгенол., 1969. - № 3. – С. 22 – 25.

3. Прэтт У. Цифровая обработка изображений: В 2-х томах. Т. 1: Пер. с англ. – М.: Мир, 1982. – 312 с.

4. Корнев М.А. Эталонная линейная рентгеноденситометрия как метод прижизненного определения минеральной насыщенности костной ткани // Арх. Анат., - 1977. – Т.62, вып.6, с.58 – 61.

5. Вайншенкер Г. А. Измерение степени декальцинации кости по рентгенограмме // Ортопедия и травматол. - 1967.- № 2. – С. 89 - 92.

6. Рыбакова И. И., Рассохин Н. Б., Галиакберов М. Ф. Микрофотометрия в оценке изменений скелета при миеломной болезни // Вестн. рентгенол., - 1969. - № 6. – С. 17 - 21.

7. Бобровский С.И. Delphi 7. Учебный курс. – СПб: Питер, 2003.-736 с.