



Н.І. Линник, О.В. Аврамчук

ГУ «Национальный институт фтизиатрии и пульмонологии имени Ф.Г. Яновского НАМН Украины», Киев

Возможности компьютерной денситометрии в оценке эффективности антибактериальной терапии больных туберкулезом легких

В статье дано обоснование использования компьютерной денситометрии для объективизации результатов обследования и оценки динамики лечения больных туберкулезом легких. Описаны принципы получения и программной обработки данных компьютерной томографии.

На основании компьютерной денситометрии очагов доказано преимущество внутривенной противотуберкулезной терапии по сравнению с пероральной стандартной.

Ключевые слова

Компьютерная томография, денситометрия, программная обработка, противотуберкулезная терапия.

Внедрение в практику радионуклидных, ультразвуковых методов исследования, тепловидения, ядерно-магнитного резонанса, фотонной эмиссии и некоторые других методов наряду с рентгенологией привело к возникновению новой большой медицинской дисциплины, которая получила за рубежом название диагностической радиологии (от лат. *radius* — луч), а у нас — лучевой диагностики.

В отличие от классических медицинских методик (пальпации, перкуссии, аускультации) основным анализатором информации, получаемой методами лучевой диагностики, есть орган зрения, с помощью которого мы получаем около 90 % сведений об окружающем мире и притом наиболее достоверных. Изобретение рентгеновской томографии с обработкой информации на ЭВМ сделало переворот в области получения изображения в медицине. Впервые сообщил о новом методе инженер G. Hounsfield (1972).

В 1971 г. в больнице Atkinson Morley (Уимблдон, Великобритания) Годфри Хаунсфилд начал проводить клинические испытания уникального прибора — компьютерного томографа (КТ).

В течение двух десятилетий английский инженер-электронщик совместно с американским физиком Аланом Кормаком разрабатывал первый прототип томографа. Именно это открытие стало началом новой эры в истории диагностической визуализации. Популярный медицинский журнал того времени *Deutsches Arzteblatt* назвал изобретение «возможно, самым важным фундаментальным достижением в радиологии после открытия рентгеновских лучей Вильямом Конрадом Рентгеном в 1895 году».

По мнению Хаунсфилда, компьютерный томограф в 100 раз эффективнее обычного рентгеновского аппарата, т. к. обрабатывает всю получаемую информацию, а обычная рентгеновская установка — лишь около 1 %. Компьютерный томограф чувствительнее, и для него требуется меньше энергии на один снимок, чем для обычной рентгеновской установки, хотя общая доза оказывается примерно одинаковой из-за того, что для томографа необходимо много снимков. Однако главное преимущество томографа заключается в том, что с его помощью можно четко отличить мягкие ткани от тканей, их окружающих, даже если разница в поглощении лучей очень невелика. Поэтому прибор позволяет отличить здоровые ткани от пораженных. Перво-

начально компьютерные томографы использовали для сканирования мозга, а в настоящее время их применяют для исследования любых участков тела. В 1979 г. Аллану Маклеоду Кормаку и Хаунсфилду была присуждена Нобелевская премия по физиологии и медицине «за разработку компьютерной томографии». В Нобелевской лекции А. Кормак рассказал о мотивах, которые побудили его заняться этой работой: «Мне пришла в голову мысль о том, что для того, чтобы более точно намечать план лечения, необходимо знать распределение коэффициента поглощения в различных тканях тела, а измерять это распределение надо с помощью наружных приборов. Я вскоре понял, что подобная информация была бы полезной для диагностики и, по существу, сводилась бы к томограмме или последовательности томограмм, хотя я и не знал самого этого слова в течение многих лет».

При продольной томографии различие между плотностью отдельных участков определить невозможно, поскольку «тени» участков накладываются один на один. С помощью компьютерной томографии решена и эта задача, так как при обращении рентгеновской трубки вокруг тела пациента детекторы регистрируют 1,5–6 млн сигналов из разных точек (проекций), и, что особенно важно, каждая точка многократно проецируется на разные окружающие точки.

При регистрации ослабленного рентгеновского излучения на каждом детекторе возбуждается ток, соответствующий величине излучения, которое попадает на детектор. В системе сбора данных ток от каждого детектора (500–2400 шт.) превратится в цифровой сигнал и после усиления подается в ЭВМ для обработки и хранения. Только после этого начинается процесс восстановления изображения.

Восстановление изображения среза по сумме собранных проекций является чрезвычайно сложным, и конечный результат представляет собой какую-то матрицу с относительными числами, соответствующую уровню поглощения каждой точки отдельно.

В компьютерных томографах применяют матрицы первичного изображения 256×256 , 320×320 , 512×512 и 1024×1024 элементов. Качество изображения улучшается при увеличении количества детекторов, регистрируемых проекций за один оборот трубки и при увеличении первичной матрицы. Увеличение количества регистрируемых проекций ведет к повышению лучевой нагрузки, применение большей первичной матрицы — к удлинению периода обработки среза или необходимости устанавливать дополнительные специальные процессоры видеоизображения.

Получение компьютерной томограммы (среза) исследуемого объекта на избранном уровне основывается на выполнении следующих операций:

- 1) формирование необходимой ширины рентгеновского луча (колимация);
- 2) сканирование исследуемого объекта пучком рентгеновского излучения, осуществляемого движением (вращательным и поступательным) вокруг пациента оборудования «излучатель — детекторы»;
- 3) измерение излучения и определение его ослабления со следующим преобразованием результатов в цифровую форму;
- 4) машинный (компьютерный) синтез томограммы по совокупности данных измерений, которые относятся к избранному пласти;
- 5) построение изображения исследуемого пласта на экране видеомонитора (дисплея).

Итак, формируются показатели поглощения (ослабление) для каждой точки исследуемого пласта после вычисления отношения величины сигнала на выходе рентгеновского излучателя к значению его после прохождения объекта исследования (коэффициенты поглощения).

В ЭВМ выполняются математическая реконструкция коэффициентов поглощения и пространственное их распределение на квадратной многоклеточной матрице, а полученные изображения передаются для визуальной оценки на экран дисплея.

Коэффициенты поглощения выражают в относительных единицах шкалы, нижняя граница которой (–1000 ед. НУ, т. е. единицы Хоунсфильда или числа компьютерной томографии) отвечает ослаблению рентгеновских лучей в воздухе, верхняя (+1000 ед. НУ) — в костях, а за нуль принимают коэффициент поглощения воды. Разные ткани и редкие среды имеют разные по величине коэффициенты поглощения. Например, коэффициент поглощения жира находится в пределах от –100 до 110 ед. НУ, спинномозговой жидкости — от 2 до 16 ед. НУ, крови — от 28 до 62 ед. НУ. Это обеспечивает возможность получать на компьютерных томограммах основные структуры органов и много патологических процессов в них. Чувствительность системы к улавливанию перепада рентгеновской плотности в обычном режиме исследования не превышает 5 ед. НУ, что составляет 0,5 %.

Определение плотности тканей в литературе называют методом компьютерной томографической денситометрии, который был апробирован при ряде нозологий, включая округлые образования легких [1–3, 10].

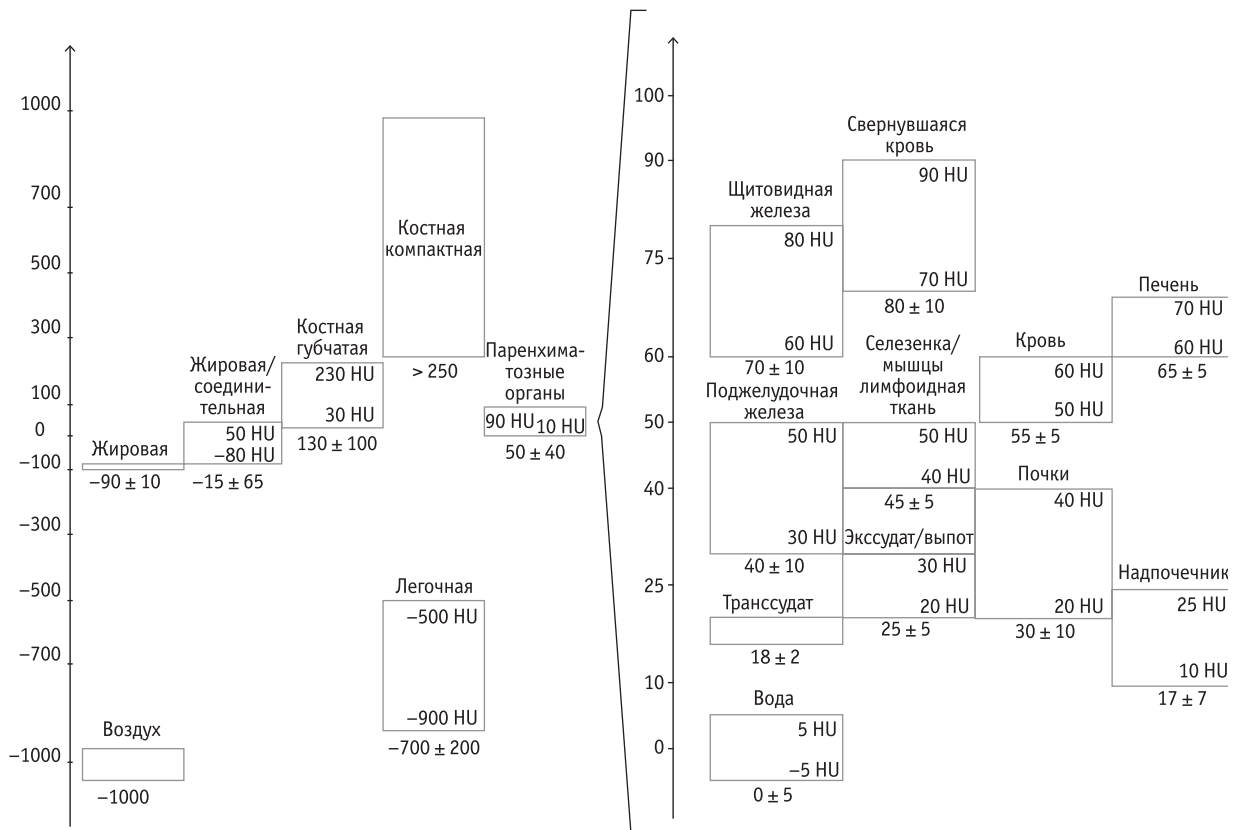


Рис. 1. Шкала плотностей всех типов тканей, паренхиматозных органов и жидких сред

На рис. 1 представлена шкала плотностей всех видов тканей, паренхиматозных органов и жидких сред по М. Хоферу [9].

Известно, что качество визуализации анатомических образований организма зависит в основном от двух факторов: размера матрицы, на которой строится томограмма, и перепада показателей поглощения. Величина матрицы может влиять на точность диагностики. Так, количество ошибочных диагнозов при анализе томограмм на матрице 80×80 клеток составляло 27 %, а при работе на матрице 160×160 уменьшилось до 11 %.

В современных МСКТ используют матрицы с разрешением на несколько порядков выше, что позволяет получать истинное морфологическое изображение тканей и органов исследуемого объекта. То есть выявлять практически все патологические изменения в тканях, и на сегодня задача состоит не в возможности выявления изменений, а в правильной клинической интерпретации томографических данных.

Появление в клинической практике 640-срезовых КТ позволяет практически отказаться от внутрисосудистого усиления, так как на них получают изображение в режиме реального времени, что позволяет выявлять не только морфо-

логию тканей и сосудов, но и замедление кровотока в определенных участках.

Так, некоторые авторы указывают, что после выполнения КТ с уточнением патологического процесса окончательные клинические диагнозы были изменены в 36,0 % больных. На основании КТ были определены показания к оперативному лечению, и все пациенты оперированы в предвиденном объеме с учетом результатов КТ. Полученные патоморфологические данные во время операции резецированных препаратов были сопоставлены с результатами, полученными в дооперационный период. Данные КТ, которые носили посиндромный характер в сущности отражали патоморфологические изменения в легких, плевре и полностью подтверждены гистологическим исследованием операционного материала. При этом отмечено их полное совпадение по основной патологии с уточнением природы заболеваний [4–7].

КТ-изображения, полученные на обычных компьютерных томографах, как правило, распечатывали на пленке для рассмотрения. Необходимо было документировать все срезы, которые несли информацию об исследуемой области. С появлением КТ пятого поколения количество срезов, которые нужно документировать, может



Рис. 2. Общий вид монитора с выведенными двумя изображениями больной А. в динамике лечения с денситометрией рассосавшегося очага (стрелкой указаны очаг и место его нахождения)

достигать нескольких тысяч, а так как срезы необходимо просматривать в нескольких режимах (легочном или костном), в практику архивирования изображений введено сохранение данных в цифровых архивах (CD- и DVD-диски, флеш-карточки). Обработка и анализ такого количества информации значительно повышают затраты времени врачей лучевой диагностики. В целях сокращения времени обработки данных и повышения пропускной возможности высокостоймостного оборудования современные МСКТ уже формируют изображение по стандартным протоколам обследования данного органа и записывают информацию на цифровой носитель. Это значительно сокращает время обследования больного, но увеличивает возможность диагностических ошибок. В этом случае значительно возрастает роль лечащего врача, который должен также владеть знанием компьютерной томографии. Во многих развитых странах мира знание КТ входит в перечень обязательных врачебных экзаменов. Ценность архивирования данных на цифровые носители заключается в том, что хранится вся информация МСКТ, которая ничем не отличается от полученной на базовой станции КТ. При определенном программном обеспечении информация может быть полностью воспроизведена практически на любом персональном компьютере. Это особенно важно для оценки и сравнения изменений в динамике наблюдения больного.

Без рентгенологических методов исследования невозможно представить пульмонологию и фтизиатрию на сегодняшний день. Если для

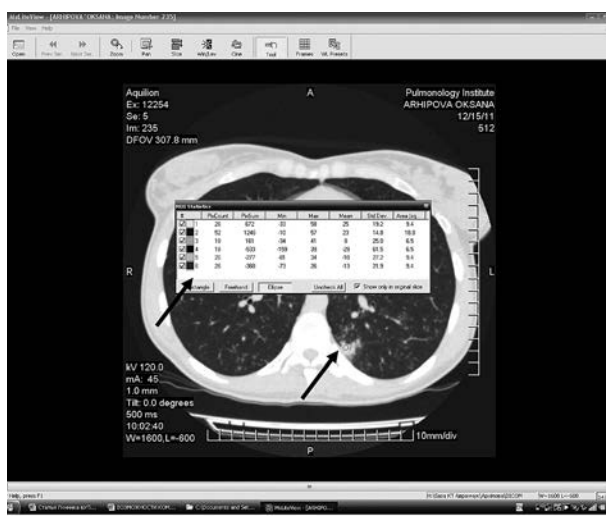


Рис. 3. Общий вид экрана монитора с дайком-вьювером DICOM VIEVER PHILIPS с таблицей денситометрических показателей очага нижней доли левого легкого больной А. (стрелками указаны очаг и таблица денситометрических показателей)

других анатомических областей существуют альтернативные методы исследования (УЗИ для печени), то дальнейшее развитие фтизиатрии и пульмонологии невозможно без такого метода, как МСКТ.

Одной из наиболее информативных и оптимальных для использования рабочей станцией, позволяющей выводить несколько изображений в динамике на один экран и производить денситометрические измерения в достаточном объеме, является бесплатная программа K-Pacs. Возможности этой рабочей станции подробно описаны в наших предыдущих публикациях [8].

Очень удобной для использования и информативной бесплатной программой является дайком-вьювер DICOM VIEVER PHILIPS. Она отличается простотой в работе и быстрым действием. Это единственная программа, которая позволяет составлять таблицу множества срезов исследуемого очага с денситометрическими показателями и легко их документировать, что важно для научных исследований. Пример такого исследования представлен на рис. 3.

Проведение денситометрических измерений позволяет объективизировать результаты исследований, проводить их анализ, оценивать динамику очаговых изменений в процессе лечения.

Мы проводили исследования на КТ-сканере Aquilion TSX-101A производства фирмы Toshiba (Япония). Проанализированы результаты обследования больных с впервые диагностированным туберкулезом легких (ВДТЛ) до начала лечения и после завершения интенсивной фазы

Таблиця 1. Исходные денситометрические показатели очагов основной и контрольной группы, ед. НУ ($M \pm m$)

Показатель	Основная группа (n = 48)	Контрольная группа (n = 41)
Плотность очагов	18,77 ± 16,71	20,27 ± 17,59*

Примечание. * Отличие показателей между группами статистически незначимо ($p = 0,06$).

Таблиця 2. Динамика очагов основной и контрольной групп после окончания интенсивной фазы лечения

Показатель	Основная группа		Контрольная группа	
	Абс.	%	Абс.	%
Рассасывание очагов	6	12,5	4	9,7
Тенденция к уплотнению очагов	5	10,4	10	24,4
Тенденция к рассасыванию очагов	37	77,1	27	65,9

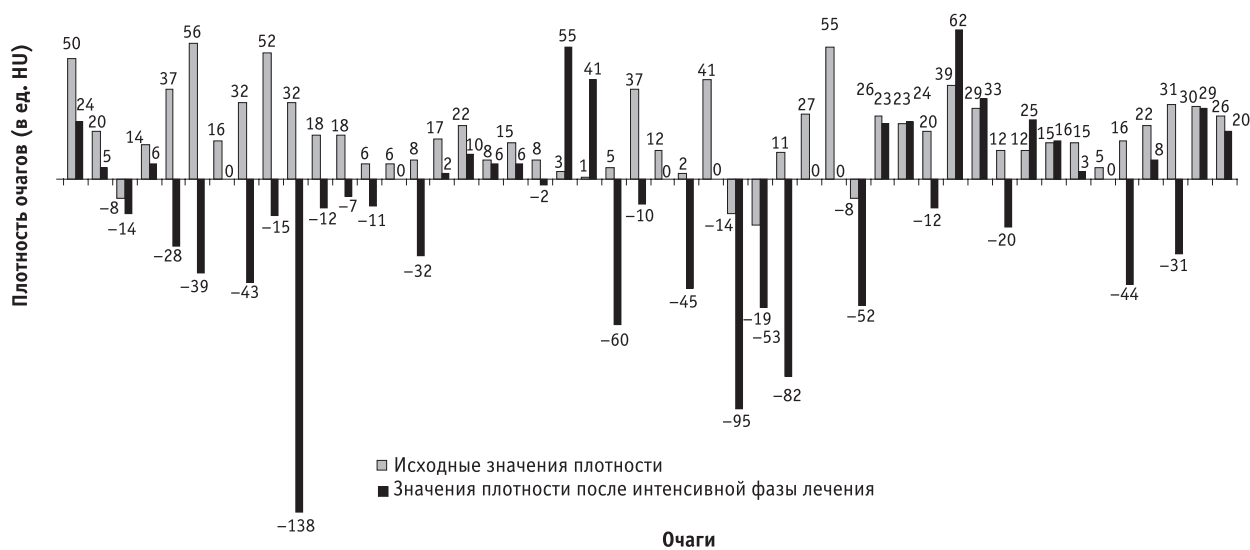


Рис. 4. Динамика плотностей очагов у больных основной группы

лечения в двух группах больных. Первую группу составили больные, получающие внутривенные препараты, а вторую — традиционную терапию. Всем больным проводили исходную компьютерную томографию и контрольную после завершения интенсивной фазы лечения. Для последующего анализа и сопоставления результатов создана электронная база данных на основе рабочей станции К-Рас. Денситометрические показатели измеряли по описанной выше методике с применением программ К-Рас и DICOM VIEVER PHILIPS.

В табл. 1 приведены средние значения денситометрических показателей исследуемых очагов основной и контрольной групп.

Таким образом, исходные денситометрические показатели очагов основной и контрольной групп статистически достоверно не отличались, т. е. группы больных сопоставимы.

Динамика очаговых изменений у больных основной группы, которые получали внутривенную противотуберкулезную химиотерапию, представлена на рис. 4.

Согласно гистограмме, после окончания интенсивной фазы лечения 6 (12,5 %) очагов рассосались, только 5 (10,4 %) начали уплотняться, а остальные 77,1 % имеют тенденцию к рассасыванию.

Динамика очаговых изменений у больных контрольной группы, которые получали стандартную противотуберкулезную химиотерапию, представлена на рис. 5.

Итак, после интенсивной фазы лечения рассосались 4 (9,7 %) очагов, 10 (24,4 %) начали уплотняться, и лишь 65,9 % очагов имели тенденцию к рассасыванию.

В табл. 2. представлены результаты интенсивной фазы лечения больных с ВДТЛ.

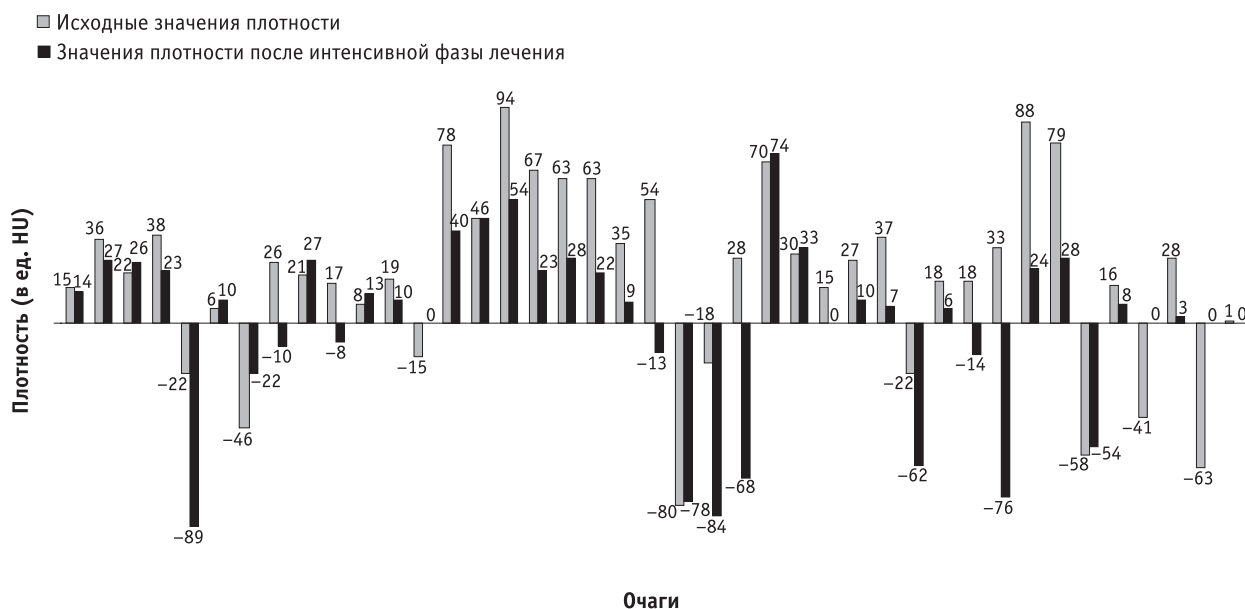


Рис. 5. Динамика плотности очагов у больных контрольной группы

Таким образом, можно утверждать, что проведение интенсивной фазы лечения туберкулеза с применением внутривенных препаратов более эффективно, чем стандартной пероральной. Необходимо дальнейшее изучение денситометрии очаговых изменений в целях определения наиболее информативных показателей для оценки их динамики.

Подытоживая вышесказанное, можно сделать вывод, что компьютерная денситометрия очаговых изменений при туберкулезе легких является дополнительным методом оценки эффективности терапии и позволяет объективно оценивать и сравнивать различные методы и схемы лечения туберкулеза легких.

Список литературы

1. Гуменюк Г.Л. Метод комп'ютерної томографічної денситометрії легень в алгоритмі лікування хворих на саркоїдоз // Журн. НАМН України.— 2015.— № 1, Т. 21.— С. 103–107.
2. Кузнецова Н.Ю. Мультиспиральная компьютерная томография с применением цифровой денситометрии и цветового картирования плотности в комплексной диагностике хронической обструктивной болезни легких: автореф. дис. ...канд. мед. наук.— СПб, 2009.— 24 с.
3. Лобанов М.Н. Дифференциальная диагностика шаровидных образований легких при мультиспиральной компьютерной томографии на основе многомерной обработки денситометрических показателей: автореф. дис. ...канд. мед. наук.— Барнаул, 2013.— 22 с.
4. Льянова З.А. Различные формы туберкулеза на КТ высокого разрешения // Сб. науч. трудов Ингушского государственного университета.— Вып. 3.— Магас.— 2004.— С. 78–94.
5. Льянова, З.А. Инфильтративный туберкулез легких на компьютерной томографии высокого разрешения: матер.

6. Ратобильский Г.В., Лазарева Я.В., Серова Е.В. Цифровая рентгенография высокого разрешения в выявлении и диагностике туберкулеза органов дыхания в настоящее время // Пробл. туб. и болезней легких.— 2006.— № 1.— С. 35–42.
7. Тлеубаева Ж.О. Роль цифровых лучевых методов в исследовании и дооперационной диагностике патологии органов грудной клетки: Матер. III Всерос. нац. конгресса лучевых диагностов и терапевтов.— М., 2009.— 528 с.
8. Фещенко Ю.И., Линник Н.И. Многосрезовая компьютерная томография во фтизиатрии и пульмонологии: программное обеспечение // Журн. НАМН України.— 2014.— Т. 20, № 4.— С. 453–458.
9. Хофер М. Компьютерная томография: базовое руководство.— М.: Мед. лит., 2008.— 224 с.
10. Gevenois P.A., de Maertelaer V., de Vuyst et al. Comparison of computed density and macroscopic morphology in pulmonary emphysema // Am. J. Respir. Crit. Care Med.— 1995.— Vol. 152, N 2.— P. 653–657.

М.І. Линник, О.В. Аврамчук

ДУ «Національний інститут фізіотерії і пульмонології імені Ф.Г. Яновського НАМН України», Київ

Можливості комп'ютерної денситометрії в оцінці ефективності антибактеріальної терапії хворих на туберкульоз легень

У статті наведено обґрунтування використання комп'ютерної денситометрії для об'єктивізації результатів дослідження та оцінки динаміки лікування хворих на туберкульоз легень. Описано принципи отримання та програмного опрацювання даних комп'ютерної томографії.

На основі комп'ютерної денситометрії осередків доведено переваги внутрішньовенної протитуберкульозної терапії порівняно з пероральною стандартною.

Ключові слова: комп'ютерна томографія, денситометрія, програмне опрацювання, протитуберкульозна терапія.

M.I. Lynnyk, O.V. Avramchuk

SI «National Institute of Phthisiology and Pulmonology named after F.G. Yanovsky of NAMS of Ukraine», Kyiv, Ukraine

Possibility of computer densitometry to evaluate the efficacy of antibiotic therapy for patients with pulmonary tuberculosis

The article gives a reasoning in computer densitometry usage for the objectification of the results of investigation and the evaluation of treatment dynamics for patients with pulmonary tuberculosis. The principles of obtaining and software processing CT data are described.

On the basis of computer densitometry centers, the benefits of intravenous anti-tuberculosis therapy were proven in comparison with oral standard therapy.

Key words: computer tomography, software processing, densitometry, antituberculosis therapy.

Контактна інформація:

Линник Микола Іванович, д. мед. н., пров. наук. співр.
03680, м. Київ, вул. М. Амосова, 10
Тел. (044) 275-41-22
E-mail: linnyk@ifp.kiev.ua

Стаття надійшла до редакції 1 березня 2016 р.