

## Влияние усиливающих экранов на чувствительность и разрешающую способность систем визуализации изображения в общей рентгенографии

### Аннотация

Исследованы системы «кассета/экран/пленка/процесс обработки» для общей рентгенографии со всеми комплектами медицинских усиливающих экранов, выпускаемыми ЗАО «РЕНЕКС». Показано, что системы с универсальным комплектом экранов ЭУ-ИЗ/ЭУ-ГЗ, предназначенным для работы как с синечувствительной, так и с ортохроматической пленкой, не обладают тем преимуществом в эффективности, которое свойственно синей системе с экранами ЭУ-ИЗ при низких анодных напряжениях. Кроме того, они по чувствительности и разрешающей способности уступают зеленой системе с экранами ЭУ-ГЗ, которая является оптимальной для практического применения.

### Введение

С целью снижения доз облучения пациентов и увеличения контрастности изображения в общей рентгенографии применяются системы регистрации с двумя усиливающими экранами в сочетании с двусторонними пленками [1], [2]. В предыдущих работах мы публиковали данные о чувствительности и среднем градиенте таких систем с разными пленками [3], а также о сенситометрических параметрах рентгенографических пленок общего назначения при обработке в разных реактивах [4]-[7]. Как отмечалось ранее [3], сенситометрические параметры рентгенографических пленок общего назначения, определяемые методом ОСТ [8], фактически являются характеристиками систем «кассета/экран/пленка/процесс обработки», поскольку определяются при экспонировании пленок в кассетах с комплектом усиливающих экранов и при обработке в конкретных реактивах. Таким образом, из наших публикаций можно получить достаточно полное представление о влиянии применяемых пленок или реактивов на чувствительность и контрастность систем для общей рентгенографии. Однако в еще большей степени характеристики рентгенографических систем зависят от свойств усиливающих экранов, так как они оказывают определяющее влияние на чувствительность и разрешающую способность систем и тем самым на дозы облучения пациентов и качество изображения при рентгенодиагностике.

Одним из главных факторов, влияющих на чувствительность систем, является эффективность экранов, которая зависит от энергии рентгеновского излучения. Эта зависимость обуславливается характеристическим поглощением рентгенолюминофоров (так называемыми К-скачками поглощения). При применении тормозного излучения с широким спектром, которое принято характеризовать слоем половинного ослабления (СПО) или эффективной энергией квантов ( $E_{эф}$ ), скачки поглощения сглаживаются, что приводит к появлению полных максимумов на кривых зависимости интенсивности люминесценции от  $E_{эф}$  [1], [2]. Стремление к максимально возможному снижению лучевых нагрузок в широком диапазоне анодных напряжений, которого нельзя было достичь с помощью одного вида экранов, а также необходимость получения более высокого качества изображения при некоторых видах исследований привели к тому, что в общей рентгенографии стали применять разные экраны, которые в дальнейшем разделили на четыре класса в зависимости от их относительной эффективности.

В настоящее время ЗАО «Ренекс» выпускает комплекты экранов всех классов усиления: ЭУ-В1 (повышенной разрешающей способности), ЭУ-В2 (среднего усиления), ЭУ-ИЗ, ЭУ-ГЗ и ЭУ-ИЗ/ЭУ-ГЗ (повышенного усиления), ЭУ-И4 и ЭУ-Г4 (высокого усиления). Для изготовления экранов первых двух классов используют кальций-вольфраматный люминофор, обладающий относительно невысоким энергетическим выходом люминесценции. Повышение разрешающей способности экранов ЭУ-В1 достигается путем снижения нагрузки лю-

минофора, а также введением в эмульсию красителя, уменьшающего рассеяние света в люминесцирующем слое. Неизбежным следствием этого является снижение усиливающего действия экранов. Для изготовления экранов четвертого класса применяют высокоэффективные редкоземельные люминофоры: оксисульфид иттрия и оксисульфид гадолиния, активированные тербием. Экраны третьего класса производят из этих же люминофоров, но с меньшей нагрузкой.

Необходимо отметить, что чувствительность системы зависит не только от эффективности усиливающих экранов, но и от степени спектрального соответствия люминесценции экранов и чувствительности пленки. По этой причине экраны с максимумами излучения в фиолетовой и синей областях спектра применяются на практике с синечувствительными пленками, образуя так называемые синие системы. Соответственно экраны с максимумом излучения в зеленой области спектра в сочетании с ортохроматическими пленками принято именовать зелеными системами.

В свое время мы исследовали возможность комбинирования синезлучающих экранов с ортохроматическими пленками и зеленоизлучающих экранов с синечувствительными пленками [9]. В связи с этим вызывает особый интерес комплект экранов ЭУ-ИЗ/ЭУ-ГЗ, называемый ЗАО «Ренекс» универсальным. В этом комплекте передний экран излучает в основном в синей, а задний – в зеленой области спектра, что позволяет работать как с синечувствительной, так и с ортохроматической пленкой. Кроме того, исходя из разной энергии К-скачков поглощения иттрия и гадолиния, можно ожидать, что такой комплект должен обладать менее выраженной зависимостью усиливающего действия от энергии рентгеновского излучения, чем комплекты только с иттриевыми или гадолиниевыми экранами. Однако подобные смешанные системы ранее не исследовались и не сравнивались с обычными синими и зелеными системами.

### Материалы и методы

Нами были исследованы чувствительность и разрешающая способность систем «кассета/экран/пленка/процесс обработки», сформированных на основе разных усиливающих экранов производства ЗАО «Ренекс». Синие системы включали в себя комплект экранов ЭУ-В1, ЭУ-В2, ЭУ-ИЗ или ЭУ-И4 и синечувствительную пленку «Kodak MXBE». В состав зеленых систем входил комплект экранов ЭУ-ГЗ или ЭУ-Г4 и ортохроматическая пленка «Kodak MXG». Смешанные системы содержали в своем составе комплект экранов ЭУ-ИЗ / ЭУ-ГЗ и одну из вышеуказанных пленок. Для экспонирования всех комбинаций экран/пленка применялась одна и та же кассета «Ренекс КРП». Рентгенограммы обрабатывались в проявочной машине «Сомраст 2» («Protес», Германия) в одинаковых условиях: реактивы «Ренмед-Авто» (ООО «Фирма «ВИПС-МЕД», Россия), температура проявителя 33 °С, продолжительность цикла 2,2 мин.

С целью исследования зависимости от энергии рентгеновского излучения чувствительности систем определялась при

четырёх разных качествах рентгеновского излучения<sup>1</sup>, характеризующихся следующими значениями СПО и условиями генерирования:

- 1) СПО 4 мм Al (дополнительная фильтрация 10 мм Al, уставка анодного напряжения 50 кВ);
- 2) СПО 7 мм Al (дополнительная фильтрация 20 мм Al, уставка анодного напряжения 70 кВ);
- 3) СПО 9,1 мм Al (дополнительная фильтрация 30 мм Al, уставка анодного напряжения 85 кВ);
- 4) СПО 11,5 мм Al (дополнительная фильтрация 40 мм Al, уставка анодного напряжения 117 кВ).

При каждом качестве излучения для каждой системы измерялась воздушная керма трех разных экспозиций, приводивших после фотохимической обработки к образованию на пленке почернений со значениями нетто-плотности<sup>2</sup> в пределах диапазона  $(1,0 \pm 0,2)$  Б. По трем точкам путем графической интерполяции находили значение воздушной кермы  $K_s$ , соответствующее нетто-плотности 1,0.

Чувствительность системы  $S$  рассчитывалась по формуле

$$S = 1 / K_s,$$

где  $K_s$  выражено в миллигреях.

Несмотря на то что в основу измерений был положен метод ГОСТ ISO 9236-1 [11], вычисляемая величина не является чувствительностью по ИСО, так как определяется при других условиях экспонирования. Чтобы подчеркнуть это отличие, вместо безразмерной единицы чувствительности, принятой в ИСО, нами используется единица измерения миллигрей<sup>-1</sup>.

Разрешающая способность оценивалась по изображению радиальной свинцовой миры толщиной 0,03 мм с частотой от 1,5 до 20 пар линий/мм (тип 39, Германия). Экспонирование проводилось излучением, генерируемым среднечастотным рентгеновским питающим устройством «Ренекс-Авто» с трубкой «Philips SRO 2551» при анодном напряжении 40 кВ без фильтра (пульсация анодного напряжения не более 5 %, размер фокуса 0,6 мм). Расстояние от фокуса трубки до кассеты составляло 1,9 м. Экспозиция подбиралась таким образом, чтобы плотность фона на рентгенограмме находилась в диапазоне  $1,0 \pm 0,2$ .

## Результаты и обсуждение

Данные, полученные нами при исследовании чувствительности систем с экранами из разных люминофоров (рис. 1), являются хорошей иллюстрацией влияния характеристического поглощения люминофоров на эффективность экранов и систем в целом. На кривых, соответствующих системам с иттриевыми и гадолиниевыми экранами, имеются максимумы, которые у зеленых систем находятся при большей эффективной энергии, что обуславливается более высокой энергией К-скачка гадолиния. Отсутствие максимумов на кривых, характеризующих системы с экранами ЭУ-В2 и ЭУ-В1, объясняется ограниченным диапазоном исследования и достаточно высокой энергией К-скачка поглощения вольфрама (около 70 кэВ).

В то же время результаты, полученные для систем с иттриевыми экранами, заметно отличаются от данных, приведенных в монографии [1, с. 76]. Главным образом это вызвано тем, что в указанной работе данные нормировались на фотографическое действие кальций-вольфраматных экранов, которое, по нашей оценке, увеличивается в диапазоне от 39 до 73 кэВ примерно на 20 %<sup>3</sup>. Кроме того, не исключено, что с целью улучшения характеристик иттриевых экранов в современный  $Y_2O_3S:Tb$ -люминофор может добавляться  $Gd_2O_3S:Tb$ -люминофор, эффективность которого сильно возрастает вплоть до 60 кэВ. Но как бы то ни было, относительное изменение чув-

ствительности систем с иттриевыми экранами в диапазоне нашего исследования не превышает 25 % и находится на том же уровне, что и у систем с кальций-вольфраматными экранами.

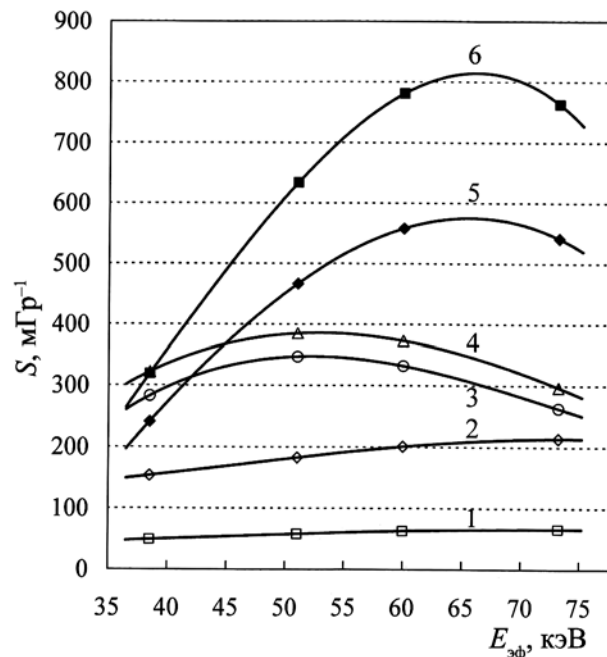


Рис. 1. Зависимость чувствительности традиционных систем ( $S$ ) от эффективной энергии рентгеновского излучения ( $E_{эф}$ ): синие системы (пленка «Kodak MXBE») с экранами 1 – ЭУ-В1, 2 – ЭУ-В2, 3 – ЭУ-И3, 4 – ЭУ-И4; зеленые системы (пленка «Kodak MXG») с экранами 5 – ЭУ-Г3, 6 – ЭУ-Г4

При сравнении систем с экранами ЭУ-И4 и ЭУ-И3 вызывают удивление маленькие отличия их характеристик: разница в чувствительности составляет всего 12 %, а в разрешении –  $0,5 \text{ мм}^{-1}$  (рис. 1, табл. 1). В связи с этим хотелось бы обратить внимание на необходимость увеличения эффективности экранов ЭУ-И4, иначе производство двух типов иттриевых экранов теряет смысл.

Таблица 1

Разрешающая способность систем

Вид системы	Тип пленки	Тип экранов	Разрешающая способность, пары линий/мм
Синяя	Kodak MXBE	ЭУ-В1	7
		ЭУ-В2	5...5,5
		ЭУ-И3	5
		ЭУ-И4	4,5
Смешанная	Kodak MXBE	ЭУ-И3/ЭУ-Г3	5,5
	Kodak MXG	ЭУ-И3/ЭУ-Г3	6,5
Зеленая	Kodak MXG	ЭУ-Г3	7,5
		ЭУ-Г4	6...6,5

Основной причиной широкого применения синей системы с экранами ЭУ-В2 прежде являлось более высокое качество изображения, чем у систем с экранами из других люминофоров. Но с усовершенствованием иттриевых и с появлением гадолиниевых экранов это преимущество исчезло. В настоящее

<sup>1</sup> Качества излучения соответствуют условиям испытания усиливающих экранов по ГОСТ 27048 [10].

<sup>2</sup> Термин «нетто-плотность» применяется для обозначения оптической плотности экспонированной и обработанной пленки за вычетом ее минимальной плотности [11].

<sup>3</sup> Оценка произведена по значениям чувствительности системы с экранами ЭУ-В2 при 39 и 73 кэВ, скорректированным на ослабление рентгеновского излучения передней крышковой кассеты «Ренекс КРП», измеренное при тех же энергиях дозиметрическим методом.

время система с экранами ЭУ-ИЗ обладает почти такой же разрешающей способностью, а системы с гадолиниевыми экранами – существенно большей (табл. 1). Это обстоятельство в совокупности с низкой чувствительностью системы с экранами ЭУ-В2 (рис. 1) ставит под сомнение целесообразность ее дальнейшего применения в общей рентгенографии. В то же время система с экранами ЭУ-В1 до сих пор является одной из самых высоко разрешающих. Однако из-за чрезвычайно низкой эффективности область применения экранов ЭУ-В1 ограничивается исследованиями периферических отделов скелета.

Несмотря на сильную зависимость чувствительности от эффективной энергии, зеленые системы с экранами ЭУ-Г3 и ЭУ-Г4 отличаются высокой эффективностью в достаточно широком энергетическом диапазоне (рис. 1). При энергиях выше 60 кэВ система с экранами ЭУ-Г4 в 2...2,5 раза превосходит в чувствительности самую эффективную из синих систем (с экранами ЭУ-И4). С уменьшением энергии в области ниже 60 кэВ это преимущество постепенно утрачивается, и при 39 кэВ обе системы характеризуются практически одинаковыми значениями чувствительности. Тем не менее даже при этой энергии предпочтение следует отдать системе с экранами ЭУ-Г4 в силу существенно большей разрешающей способности. Другая зеленая система с экранами ЭУ-Г3 уступает ей в эффективности примерно на 35 %, зато по разрешению превосходит все остальные системы (табл. 1). Она позволяет получать качество изображения на уровне, свойственном только синей системе с экранами ЭУ-В1, обеспечивая при этом уменьшение доз облучения в 5...9 раз.

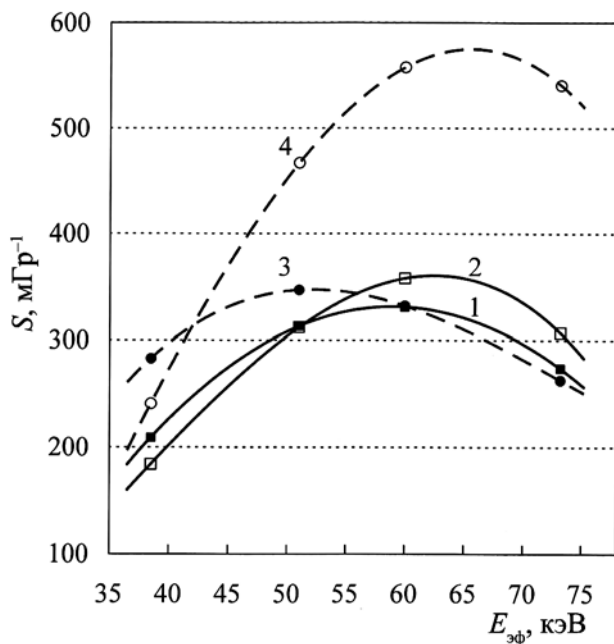


Рис. 2. Зависимость чувствительности смешанных систем с комплектом экранов ЭУ-ИЗ/ЭУ-Г3 ( $S$ ) от эффективной энергии рентгеновского излучения ( $E_{эф}$ ): 1 – смешанная система с пленкой «Kodak MXE», 2 – смешанная система с пленкой «Kodak MXG». Для сравнения пунктирными линиями изображены кривые традиционных систем с экранами того же класса усиления: 3 – синяя система с экранами ЭУ-ИЗ; 4 – зеленая система с экранами ЭУ-Г3

Вопреки ожиданиям зависимость чувствительности смешанных систем от эффективной энергии рентгеновского излучения оказалась более выраженной, чем у системы с экранами ЭУ-ИЗ (рис. 2). Несмотря на присутствие иттриевого экрана, положение максимума на кривой, характеризующей смешанную систему с ортохроматической пленкой, практически не меняется по сравнению с зеленой системой. Применение в смешанной системе синечувствительной пленки приводит к усилению влияния иттриевого экрана, о чем свидетельствуют смещение максимума кривой в сторону более мягкого излучения

и незначительное увеличение эффективности при энергиях ниже 50 кэВ. Тем не менее в этой области смешанная система с синечувствительной пленкой тоже уступает в чувствительности синей системе с экранами ЭУ-ИЗ. Более того, по сравнению с ней она не дает никаких ощутимых преимуществ ни в эффективности при более высокой энергии, ни в разрешении (табл. 1). Смешанная система с ортохроматической пленкой характеризуется большей разрешающей способностью, что, по-видимому, обуславливается увеличением вклада гадолиниевого экрана в формирование изображения, а также большей контрастностью пленки «Kodak MXG». Однако с этой же пленкой обычная зеленая система с экранами ЭУ-Г3 обеспечивает более высокое качество изображения при подавляющем превосходстве в чувствительности.

## Заключение

Сравнение основных характеристик систем с разными экранами показало нецелесообразность дальнейшего применения в общей рентгенографии синих систем с вольфраматными экранами. Задача достижения высокого качества изображения успешно решается с помощью зеленых систем с гадолиниевыми экранами ЭУ-Г3 и ЭУ-Г4, которые к тому же позволяют снизить лучевые нагрузки от 2 до 9 раз. Синие системы с иттриевыми экранами могут служить дополнением к зеленым системам при исследованиях, выполняющихся при низких анодных напряжениях и не требующих высокого разрешения.

Смешанные системы, независимо от применяемой пленки, не выдерживают сравнения с зеленой системой с экранами ЭУ-Г3 ни по эффективности, ни по разрешающей способности. Более того, они не обладают тем преимуществом в эффективности, которое свойственно синей системе с экранами ЭУ-ИЗ при низких анодных напряжениях. По этим причинам применение таких смешанных систем, на наш взгляд, является неоправданным.

*Авторы выражают благодарность генеральному директору ЗАО «Ренекс» К.А. Резнику за предоставление образцов усиливающих экранов и информации, связанной с их производством.*

## Список литературы:

1. Гурвич А.М. Рентгенолюминофоры и рентгеновские экраны. – М.: Атомиздат, 1976. 153 с.
2. Гурвич А.М. Физические основы радиационного контроля и диагностики. – М.: Энергоатомиздат, 1989. 169 с.
3. Головкова С.И., Рюдигер Ю. Сравнение двух методов рентгеновской сенситометрии // Вестник РНЦПП. 2015. Т. 15. № 3. / [http://vestnik.rncrr.ru/vestnik/v15/papers/golovkova\\_v15-3.htm](http://vestnik.rncrr.ru/vestnik/v15/papers/golovkova_v15-3.htm) (дата обращения 09.11.2015 г.).
4. Головкова С.И., Мягкова М.Г., Рюдигер Ю., Шевченко В.Н. Рентгеносенситометрические параметры медицинских рентгенографических пленок общего назначения // Вестник РНЦПП. 2011. Вып. 11. Т. 4. / [http://vestnik.rncrr.ru/vestnik/v11/papers/golov\\_v11.htm](http://vestnik.rncrr.ru/vestnik/v11/papers/golov_v11.htm) (дата обращения 09.11.2015 г.).
5. Головкова С.И., Рюдигер Ю. Изменения сенситометрических параметров медицинских рентгенографических пленок. Часть 1. Оценка при автоматическом способе обработки // Медицинская техника. 2013. № 5. С. 37-39.
6. Головкова С.И., Рюдигер Ю. Изменения сенситометрических параметров медицинских рентгенографических пленок. Часть 2. Оценка при ручном способе обработки // Медицинская техника. 2013. № 6. С. 21-25.
7. Головкова С.И., Рюдигер Ю. Исследование реактивов «РЕНМЕД-АВТО» для автоматической обработки медицинских рентгеновских пленок // Вестник РНЦПП. 2011. Вып. 13. Т. 1. / [http://vestnik.rncrr.ru/vestnik/v13/papers/rudiger\\_v13.htm](http://vestnik.rncrr.ru/vestnik/v13/papers/rudiger_v13.htm) (дата обращения 09.11.2015 г.).
8. ОСТ 6-17-54-80 Материалы фотографические черно-белые на прозрачной подложке. Метод рентгеносенситометрического испытания радиографических и флюорографических пленок.

9. Головкова С.И., Кавторова В.П., Мяжкова М.Г., Рюдигер Ю., Шевченко В.Н. О различных комбинациях элементов «синей» и «зеленой» систем в рентгенографии / *Материалы I Евразийского конгресса по медицинской физике и инженерии // Медицинская физика. 2001. № 11. С. 2001-2002.*
10. ГОСТ 27048-86 Экраны усиливающие медицинские. Основные параметры, общие технические требования и методы испытаний.
11. ГОСТ ISO 9236-1-2011 Сенситометрия систем экран/пленка для медицинской рентгенографии. Часть 1. Определенные формы характеристической кривой, чувствительности и среднего градиента.

*Светлана Ивановна Головкова,  
ст. научный сотрудник,  
Юрген Рюдигер,  
канд. физ.-мат. наук, зав. лабораторией,  
лаборатория приемников  
рентгеновского излучения,  
ФГБУ «РНЦРР» Минздрава России,  
г. Москва,  
e-mail: gj\_rudiger@mail.ru*

---

**В.А. Рябых**

## **Метод автоматизированной сегментации изображений коры головного мозга по данным магнитно-резонансной томограммы**

### **Аннотация**

Кратко рассмотрена проблема дифференциации определенных заболеваний головного мозга, проявляющихся в виде незначительного изменения толщины серого вещества головного мозга. Изучены способы дифференциации, и представлен алгоритм, позволяющий точно выделять кору мозга на томограммах и оценивать изменения ее толщины.

Одним из основных методов диагностики, позволяющим оценить морфометрические изменения коры головного мозга, является магнитно-резонансная томография. В настоящий момент в медицинской практике довольно часто встречаются пациенты, имеющие двигательные либо интеллектуальные расстройства. Большинство из них страдают эпилепсией. Наиболее распространенной патологией у больных эпилепсией является гетеротопия серого вещества [1]. Она представляет собой скопление клеток серого вещества в необычных для них местах, связанное с задержкой радиальной миграции нейронов. Данные аномалии можно диагностировать с помощью магнитно-резонансной томографии.

Для диагностики подобных аномалий очень важно иметь на получаемых изображениях высокую контрастность между серым и белым веществом головного мозга. Ключевым фактором в определении патологии является точное измерение толщины коры головного мозга. Проводится морфометрическая оценка геометрических размеров гиппокампов и сравнивается с оценками контрольной группы пациентов, не имеющих симптомов данного заболевания, с помощью специально разработанного программного обеспечения, основанного на сегментации структур головного мозга [2].

Для подобной диагностики были разработаны специальные методики, позволяющие оценить толщину коры и ее объем. Многие ученые работают над вопросами сегментации тканей головного мозга [1], [3]-[6]. Для этого используются различные программные пакеты, такие как FSL, SPM, FreeSurfer и др. [7], [8]. Они позволяют получать высокие коэффициенты чувствительности и избирательности, однако данные параметры возможно улучшить путем создания высококонтрастной импульсной последовательности. Данную задачу можно решить благодаря модернизации импульсной последовательности SPGR. Выбранная последовательность применяется для визуализации сосудов, соответственно имеет высокую контрастность между ликвором и тканями. Программу можно адаптировать для исследования серого вещества путем подбора оптимальных параметров для получения максимальной контрастности между серым и белым веществом. Описанная модификация позволит повысить точность сегментации в вышеуказанных пакетах, и, следовательно, измерение толщины коры головного мозга будет произведено с меньшей погрешностью.

Существуют две разновидности сегментации – автоматическая и интерактивная сегментация [9].

Автоматическая сегментация не требует взаимодействия с пользователем и заключается в следующем:

- разделение областей изображения с известными свойствами;
- разбиение изображения на однородные области.

Между данными задачами существует большое различие. В первом случае задача сегментации состоит в поиске определенных областей, о которых имеется точная информация, такая как форма областей, цвет, либо областей, представляющих собой изображения уже известного объекта.

Во втором случае не используется никакая информация о свойствах областей, а на саму сегментацию накладываются определенные условия, например: все области должны быть однородны по структуре и по цвету.

Морфометрия является одним из наиболее распространенных способов дифференцирования заболеваний. Задачей данного метода диагностики является измерение количественных характеристик анатомических структур.

Магнитно-резонансная морфометрия является важным инструментом в диагностике неврологических заболеваний. Например, при болезни Паркинсона с помощью сегментации представляется возможным произвести оценку геометрических размеров отдельных структур головного мозга [10]. Данный метод изучения серого вещества головного мозга помогает точно соотнести клинические симптомы с выявленными аномалиями, позволяя получить в задачах оценки атрофии коры чувствительность 93,8 %. Комбинация морфометрического и обычного анализа позволяет оценивать степень развития атрофии [11].

Диагностика и мониторинг рассеянного склероза, несмотря на высокую чувствительность T2-взвешенных изображений к выявлению гиперинтенсивных сигналов в белом веществе, не позволяют оценить статус заболевания. Гиперинтенсивный сигнал дает отложения железа в хвостатом ядре, коре головного мозга и подкорковых структурах, базальных ганглиях и таламусе. Оценка количества очагов и изменения их площади позволяет проанализировать степень атрофии мозга и течение заболевания [12].

Разделяют 3 различных метода сегментации:

- 1) структурный;
- 2) стохастический;
- 3) смешанный.

В ходе данной работы будет использоваться граничный тип