

Детектор телевизионного типа для контроля интенсивности излучения при протонной терапии новообразований

Аннотация

Рассмотрен метод контроля интенсивности пучка синхротрона при протонном облучении больных. Контроль основан на установке двух прецизионных падовых камер на «теплой жидкости»: одной – на выходе из последнего сканирующего магнита, а второй – перед пациентом. Измеряют плотности интенсивности пучка, направляемого на мишень облучения, внутри определенных границ при помощи двух падовых камер. Сравнивают измеренные профили плотности интенсивности с заданными параметрами и в случае отклонения измеренных параметров от допустимых отключают пучок. Результатом является повышение конформности протонной терапии за счет постоянного за каждый импульс ускорителя соответствия контроля границы дозного поля в мишени.

Введение

Разработана система контроля обнаружения отклонений (СКОО), которая работает совместно с известным цифровым детектором получения изображения (ЦДПИ), применяемым в протонной терапии [1], [2]. Камеры ПК1 и ПК2, чувствительные по координатам x и y , состоят из ионизационных камер с одним чувствительным объемом, которые заполнены «теплой жидкостью», а анод камеры разделен на пады. Анод, разделенный на пады, позволяет измерять направление пучка, число частиц и дозу пучка, проходящего через данный пад. Принцип работы разработанного устройства (далее – Детектор) заключается в том, что при сканировании пучком мишени в водном фантоме («пациенте»), ЦДПИ определяет точно координату глубины пика Брэгга, а ПК1 и ПК2 – направление, дозу и число протонов, прошедших через мишень за «вывод» протонов из ускорителя. Наполнение камер ПК1 и ПК2 «теплой жидкостью» осуществляется на установке, описанной в работе [3]. В Детектор входят его основные компоненты ПК1, ПК2, ЦДПИ и электронный блок СКОО. Детектор, созданный в виде прототипа, проходил испытания на ускорителе «Пахра» для проверки камер ПК1 и ПК2. Детектор ЦДПИ, входящий в разработанный Детектор как один из его компонентов, неоднократно подвергался испытаниям на ускорителе «Прометеус» [1], [2]. Испытания камер ПК1 и ПК2 показали, что зависимость заряда, собранного с падов камер, является линейной функцией от поглощенной дозы за импульс. Испытания компонента Детектора ЦДПИ показали его способность регистрировать одну сотую часть от полного «вывода» ускорителя, равного 10^9 протонов за полный «вывод» ускорителя «Прометеус».

Основная цель статьи – описать предложенные автором способ контроля пучка и его алгоритм для контроля облучения пациента в процессе протонной терапии.

Описание детектора

Известны способ и полезная модель на измерение энерговыделения ионизирующих излучений в тканеэквивалентном фантоме [4], [5]. Детектор, описанный в этих патентах, в дальнейшем будем называть «цифровой детектор получения изображений (ЦДПИ)». ЦДПИ с точностью, регламентируемой МАГАТЭ [6], восстанавливает глубину пика Брэгга за импульс ускорителя для предстоящего контроля дозного поля по глубине и ширине перед облучением пациента.

В работе [7] для контроля интенсивности протонного пучка на медицинском синхротроне применяются две проволочные пропорциональные камеры. Известны из работ [8], [9] преимущества камер на «теплых жидкостях». Камеры ПК1 и ПК2 наполнены «теплой жидкостью». Характеристики некоторых «теплых жидкостей» приведены в табл. 1. Падовые камеры Детектора ПК1 и ПК2 могут заполняться «теплыми жидкостями», электронные свойства которых приведены в табл. 1.

Таблица 1

Электронные свойства «теплых жидкостей» камер ПК1 и ПК2

«Теплая жидкость»	T , °C	ϵ	μ , м ² /В·с	G_{if}	d , г/см ³
Изооктан	99,24	1,936	$5,3 \cdot 10^{-4}$	0,33	0,69
Тетраметилсилан	26,65	1,84	$105 \cdot 10^{-4}$	0,74	0,65

В табл. 1 приняты следующие обозначения: T – температура кипения, °C; ϵ – относительная диэлектрическая константа; μ – подвижность свободных носителей заряда, м²/В·с; G_{if} – выход пар свободных электронов; d – плотность жидкости, г/см³.

Выход электронов на каждые 100 эВ энергии, потерянной на ионизацию, вычисляется по формуле

$$G_{if} = (Q \cdot 10^{10}) / (D \cdot d \cdot v),$$

где D – доза, поглощенная в рабочем объеме камеры, МР/имп; d – плотность тетраметилсилана, г/см³; v – рабочий объем камеры, см³.

Из формулы видно, что при одной и той же дозе, выделившейся в водном фантоме, одном и том же объеме камеры количество собранного заряда Q у камеры, заполненной «теплой жидкостью», будет приблизительно в 100 раз больше, чем у камеры, заполненной воздухом или газом. Это значительно повышает абсолютную точность измерения поглощенной дозы в мишени и является отличительной особенностью камер на «теплых жидкостях».

Анод камер ПК1 и ПК2 разделен на отдельные пады, с которых заряд выводится на свой зарядочувствительный усилитель.

К недостаткам работы [7] относятся невысокая точность в определении потока протонов и отсутствие возможности измерять за импульс глубину пика Брэгга по координате z , что выполняется детектором ЦДПИ. В месте расположения пациента перед сеансом протонной терапии устанавливаются также детектор ЦДПИ. Три детектора, работающие совместно, – ПК1, ПК2 и ЦДПИ – составляют единый Детектор. Детектор определяет плотность интенсивности пучка (дозный профиль) на входе в мишень, количественно сравнивает измеренные текущие параметры плотности интенсивности (дозный профиль) с допустимыми значениями и при их превышении отключает пучок.

Общая схема работы Детектора на ускорителе «Прометеус» представлена на рис. 1.

Вся установка для испытаний Детектора состоит из ускорителя типа синхротрона 1 с протонным пучком 2 для облучения мишени 3 (например, опухоли). Для привязки положения мишени 3 к оси пучка введена неподвижная система координат x , y , z (4), оси которой обозначены на рис. 1: x – 10; y – 11; z – 9.

Пучок протонов 2, выведенный из ускорителя, фокусируется двумя квадрупольными линзами 5 и проходит через сканирующие магниты 6. Две координатно-чувствительные падовые камеры на «теплой жидкости» 7 (далее – ПК1) и 8 (далее – ПК2) выставлены своими центральными падами вдоль оси z , которая называется глубиной, ось x называется шириной и ось y – высотой. Плоскости камер ПК1 и ПК2 перпендикулярны оси z . Оси x и y также проходят через центральные пады камер. Камера ПК1 располагается сразу за вторым сканирующим магнитом, а камера ПК2 – перед входом в детектор ЦДПИ (или перед пациентом). Схематически на рис. 1 элементы, входящие в ЦДПИ, попадают в область, обозначенную пунктирной линией 12, и состоят из светозащитного герметичного корпуса 13, внутри которого располагается водный фантом 14, обращенный своей поверхностью на объектив 15 и адаптивный электронный тракт ЦДПИ с зарядочувствительной матрицей 16. Центр водного фантома 14 также проходит через ось z , и входная плоскость водного фантома, в которую входит пучок, параллельна плоскости x, y . Падовые камеры ПК1 и ПК2 при прохождении пучка определяют траекторию входа пучка в водный фантом ЦДПИ (мишень пациента), а ЦДПИ по измеренному координатному энерговыделению пучка в водном фантоме определяет область дозного поля и точку остановки пучка – 17 (пик Брэгга или область границы пучка «напролет»). «Напролет» – это режим облучения без образования пика Брэгга (например, при энергии протонов 1 ГэВ), когда пучок выходит из фантома (пациента) без остановки и ЦДПИ

будет регистрировать только область траектории пучка и границы ее прохождения через мишень. В случае работы в режиме пика Брэгга, 17 – это точка остановки пучка в мишени водного фантома, где выделилась энергия пика Брэгга, а 18 – это граница области мишени, которую сканируют по заданной программе сканирующие магниты 6. Схема контроля и стабилизации дозы представлена на рис. 2.

Ускоритель выводит протонный пучок, который фокусируется квадрупольными линзами KB1 и KB2, а затем при помощи сканирующих магнитов M1 и M2 направляет пучок на мишень M, ограниченную границей ГР. Отклоненный последним сканирующим магнитом M2 пучок останавливается и выделяет энергию в области пика Брэгга (ПБ), что фиксируется детектором ЦДПИ, информация с которого передается на СЭ ЦДПИ. Для контроля положения пациента во время сеанса (положения ЦДПИ перед сеансом) вводится система координат x, y, z , совпадающая с положением камер ПК1 и ПК2.

Детектор ЦДПИ за импульс ускорителя определяет распределение энерговыделения пика Брэгга по глубине и передает текущее измеренное значение на блок контроля соответствия облучения БКС по глубине заданным значениям. Камеры ПК1 и ПК2 за импульс ускорителя измеряют каждая двухмерные профили (x, y) плотности интенсивности (дозные профили), которые получают при помощи считывающей электроники (СЭ), обрабатывающей сигналы с камер ПК1 и ПК2. Сигнал с датчика измерителя интенсивности протонного пучка, встроенного в ускоритель ДФ, также поступает на блок сравнения

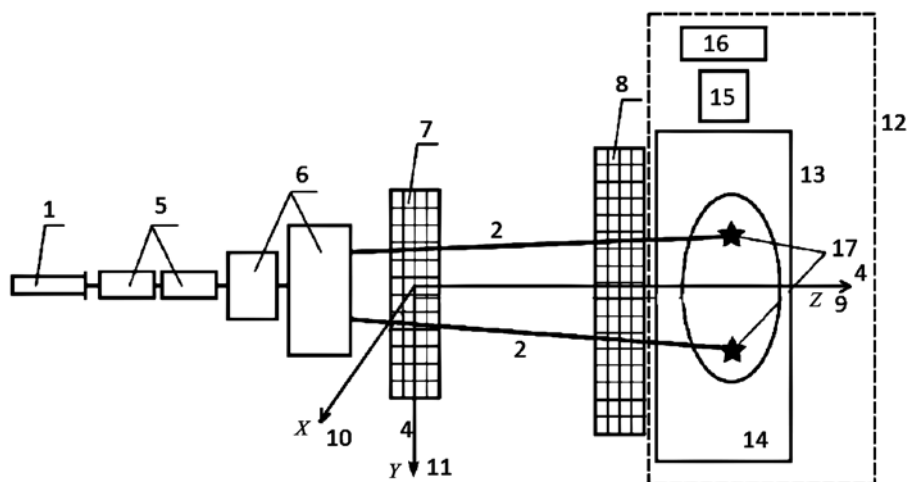


Рис. 1. Общая схема работы Детектора для контроля параметров пучка на установке с применением ускорителя «Прометеус» (пояснения – в тексте)

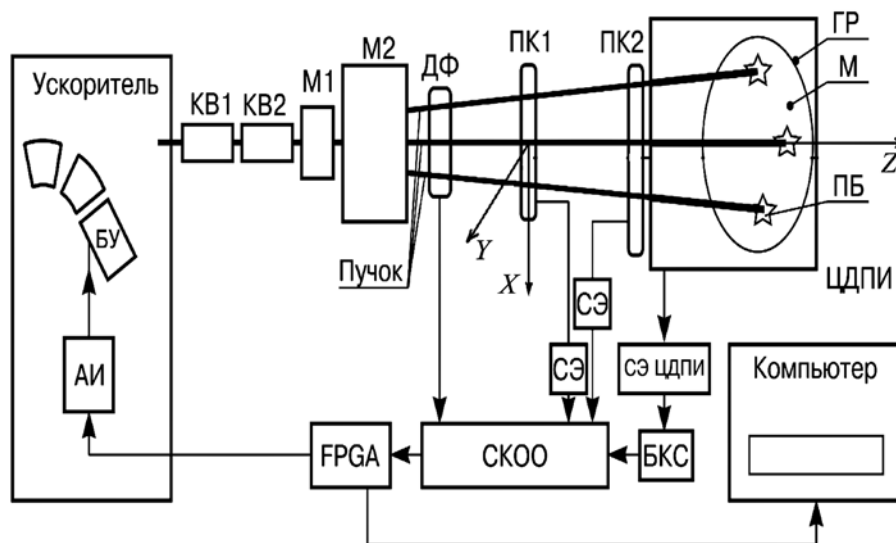


Рис. 2. Схема контроля обнаружения отклонений (СКОО) и стабилизации дозы при облучении мишени сканирующим пучком (пояснения – в тексте)

СКОО. Информация с блоков ДФ и СЭ приходит на блок СКОО. На блоке СКОО происходят сравнение и анализ по нескольким измеренным и заданным параметрам. Алгоритмы параметров для сравнения задаются так называемой программируемой матрицей FPGA. Программируемая матрица управляет авторегулятором интенсивности (АИ) протонного пучка, который для этого связан с блоком ускорения (БУ) ускорителя. Схема СКОО работает и управляется по программе, задаваемой программируемой матрицей FPGA, где по нескольким параметрам контролируются изменения характеристик пучка во время проведения сеанса протонной терапии и в случае отклонения этих параметров от заданных выключает пучок. Весь процесс состояния данных параметров записывается в компьютер в течение всего сеанса лучевой терапии.

Процесс контроля интенсивности пучка в ходе подготовки и проведения сеанса протонной терапии с применением Детектора выглядит следующим образом. Перед тем, как уложить пациента, включают протонный пучок и определяют при помощи детектора ЦДПИ точное соответствие по координатному профилю энерговыделения: соответствует ли область энерговыделения в водном фантоме ЦДПИ области патологического очага, при этом учитываются данные, получаемые также из ПК1 и ПК2.

Пример 1. Работы СКОО. Оператор задает в программе программируемой матрицы контролируемые параметры:

$$d(\text{ПК1})_{x,y} = f(x, y) - \text{дозные профили, измеренные камерой ПК1 для координат } x, y; \quad (1)$$

$$d(\text{ПК2})_{x,y} = f(x, y) - \text{дозные профили, измеренные камерой ПК2 для координат } x, y; \quad (2)$$

$$Z_{\text{изм}}(\text{ЦДПИ}) = f(z) - \text{глубина пика Брэгга, измеренная детектором ЦДПИ за импульс ускорителя.} \quad (3)$$

Далее алгоритм работы СКОО следующий. Оператор включает пучок и вместо пациента устанавливает детектор ЦДПИ (установив его центральную ось вдоль оси z , при этом центральные пады камер ПК1 и ПК2 также совпадают с осью z). За один или несколько импульсов измеряют дозные профили и параметры, обозначенные в уравнениях (1)-(3).

Контроль № 1 состоит в следующем. Из измеренных камерами дозных профилей вычисляют дозы на уровне 10 % от максимума распределения, так называемый медицинский параметр $d10$:

$d(\text{ПК1})_{x,y}10_L = f(x, y)$ – доза на левом крыле дозного профиля на уровне 10 % от максимума, измеренная камерой ПК1 для координат x, y ;

$d(\text{ПК1})_{x,y}10_R = f(x, y)$ – доза на правом крыле дозного профиля на уровне 10 % от максимума, измеренная камерой ПК1 для координат x, y ;

$d(\text{ПК2})_{x,y}10_L = f(x, y)$ – доза на левом крыле дозного профиля на уровне 10 % от максимума, измеренная камерой ПК2 для координат x, y ;

$d(\text{ПК2})_{x,y}10_R = f(x, y)$ – доза на правом крыле дозного профиля на уровне 10 % от максимума, измеренная камерой ПК2 для координат x, y .

Вычисляем отношения, которые также назовем параметрами:

$$K(\text{ПК1})_{x,y} = d(\text{ПК1})_{x,y}10_L / d(\text{ПК1})_{x,y}10_R; \quad (4)$$

$$K(\text{ПК2})_{x,y} = d(\text{ПК2})_{x,y}10_L / d(\text{ПК2})_{x,y}10_R. \quad (5)$$

Параметры $K(\text{ПК1})_{x,y}$ и $K(\text{ПК2})_{x,y}$ контролируются схемой СКОО и записываются в компьютер за каждый импульс ускорителя. Именно отношение этих параметров наиболее чувствительно к любому отклонению пучка при облучении мишени по заданной программе. В случае отклонения параметров (3)-(5) от заданных произойдет отключение ускорителя.

Оператор (медицинский физик), контролирующий процесс

облучения пациента, сам должен установить в программируемой матрице FPGA параметры, по которым параметры в уравнениях (4) и (5) позволят не отклоняться дозному профилю на уровне $d10$ более чем на 0,1 мм. В каждом случае эти параметры свои, так как размеры мишени разные.

Контроль № 2. По измеренным параметрам для двух камер определялись следующие параметры медицинского протонного пучка: направление протонного пучка по линии, соединяющей максимумы дозных распределений, измеренных ПК1 и ПК2; полная интенсивность как площадь под дозными кривыми; размер пучка, определяемый пространственным положением границ распределения дозного поля на уровне $d10$.

Положение пучка относительно облучаемой мишени задается совмещением поля облучения с полушириной распределения дозного поля, измеренного камерой ПК2. Сходимость пучка определяется по формуле

$$\text{tg}(\beta / 2) = (FWHM_1 - FWHM_2) / 2L, \quad (6)$$

где β – угол сходимости пучка; $FWHM_{1,2}$ – полные ширины на полувысоте распределений дозного поля, измеренных камерами ПК1 и ПК2; L – расстояние между ПК1 и ПК2.

Параметр (6) определяется на схеме СКОО из профилей, измеренных на камерах ПК1 и ПК2, и сравнивается с заданным параметром. В случае ухода параметра (6) также отключается ускоритель.

Далее выключают пучок. Лазером выставляют направление пучка по координатам максимумов распределений в двух камерах ПК1 и ПК2 и контролируют положение пациента по оси z по параметру (3) $Z_{\text{изм}}$ (ЦДПИ). Укладывают пациента и выставляют центр мишени на центр области сканирования пучком, с лазера выставляют левую границу зоны сканирования пучком, которая совпадает с левой частью мишени у пациента. То же самое проводят для правой границы зоны облучения мишени у пациента. Поскольку, несмотря на то что пучок «карандашный», он имеет свои размеры, при установке пациента вместо фантома пучок на уровне параметра $d10$ не должен выходить слева и справа за область мишени (на здоровые ткани).

Включают пучок. За каждый импульс ускорителя СКОО сравнивает параметры (3)-(6), измеренные Детектором, с заданными. В случае выхода этих параметров за пределы, заданные оператором в программируемой матрице FPGA, схема СКОО дает сигнал на отключение ускорителя.

Выводы

Разработан Детектор для контроля интенсивности синхротрона при протонно-лучевом облучении больных. Путем введения специальных параметров пучка определяют плотности дозных профилей, направляемых на мишень внутри определенных границ. Сравнивают измеренные профили дозных полей и их параметры и в случае отклонения измеренных параметров от допустимых отключают пучок. Основным результатом является повышение конформности протонной терапии за счет постоянного за каждый импульс ускорителя соответствия границы дозного поля в мишени и не выхода его за границы мишени.

Применение Детектора позволит улучшить конформность протонной терапии за счет более точного измерения подводимой высокой дозы к мишени во время сеанса протонной терапии с точностью, рекомендуемой МАГАТЭ [6]. В случае отклонения пучка во время сеанса протонной терапии от области мишени система СКОО будет мгновенно отключать ускоритель, чтобы пучок не повредил здоровые ткани пациента.

Дополнительным преимуществом Детектора является его возможность работать не только в режиме регистрации пиков Брэгга, но и в режиме «напролет» – без остановки пучка протонов в мишени.

Автор выражает благодарность В.Е. Балакину за обсуждение испытаний Детектора, электронной схемы контроля обнаружения отклонений (СКОО) и падовых камер на ускорителе «Прометейс».

Автор выражает благодарность А.И. Львову за консультации по проведению испытаний электронного тракта СКОО и падových камер на ускорителе «Пахра» и за поддержку работы.

Список литературы:

1. Сиксин В.В. Пути совершенствования детектора ДТет // Краткие сообщения по физике ФИАН. 2018. Т. 45. № 12. С. 78-82.
2. Сиксин В.В. Измерение профилей пиков Брэгга детектором ДТет // Краткие сообщения по физике ФИАН. 2019. Т. 46. № 2. С. 47-52.
3. Сиксин В.В. Пилотная установка по очистке «теплой жидкости» тетраметилсилана и проведения «неускорительных экспериментов» // Известия высших учебных заведений. Материалы электронной техники. 2019. Т. 22. № 2. С. 118-127.
4. Сиксин В.В. Способ измерения энерговыделения от ионизирующих излучений / Патент РФ № 2654838 С1, 2018. Опубликовано: 22.05.2018. Бюл. № 15.
5. Гринкевич А.В., Сиксин В.В. Телевизионный детектор ионизирующих излучений / Патент на полезную модель РФ № 179244U1. Опубликовано: 07.05.2018. Бюл. № 13.
6. Серия технических докладов № 398. Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде. При поддержке IAEA, WHO, PAHO и ESTRO. МАГАТЭ. Вена, 2004 / https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS398r_web.pdf (дата доступа 12.11.2020).
7. Дамаскинский Е.А., Карлин Д.Л., Прокофьев О.Е., Самсонов В.С. Способ контроля параметров пучка в процессе протонной терапии / Изобретение SU № 1338154 А. 1988. Бюл. № 19.
8. Сиксин В.В., Ендовин Ю.П. Создание микродозиметров для лучевой терапии на основе сверхчистого тетраметилсилана и проверка его электропроводности // Краткие сообщения по физике ФИАН. 2018. Т. 45. № 6. С. 42-49.
9. Benitez E.M. et al. Evaluation of a liquid ionization chamber for relative dosimetry in small and large fields of radiotherapy photon beams // Radiation Measurements. 2013. Vol. 58. PP. 79-86.

*Виктор Валентинович Сиксин,
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
Физический институт им. П.Н. Лебедева РАН,
г. Москва,
e-mail: antktech@yandex.ru*

*В.Г. Никитаев, А.Н. Проничев, О.Б. Тамразова, В.Ю. Сергеев,
О.А. Медведева, В.С. Козлов, М.А. Соломатин*

Выделение структурных элементов «кругов» на дерматоскопических изображениях новообразований кожи при диагностике меланомы

Аннотация

Предложен метод распознавания значимых структурных элементов новообразований кожи – «кругов». Использовались изображения, полученные с применением цифрового оптического прибора – дерматоскопа РДС-2. На основе предложенного метода разработана программа, реализующая процедуру распознавания кругов. Приведены результаты экспериментов по обнаружению исследуемых объектов. Метод применим в программно-аппаратных системах диагностики опасного онкологического заболевания – меланомы кожи.

Введение

В течение нескольких последних десятилетий число ежегодно регистрируемых случаев рака кожи, в том числе меланомы, непрерывно растет. Составляя структурно менее 5 % всех форм злокачественных заболеваний кожи, меланома является причиной более 80 % смертей [1]. Первичная диагностика меланомы кожи основана на визуальной оценке новообразований [2]. Эффективность такой диагностики определяется опытом врача. Чувствительность и специфичность визуального метода диагностики меланомы кожи в случае врача общего профиля находятся в диапазоне от 30 до 50 %, эксперта-дерматолога – около 90 % [3]. В связи с этим одной из актуальных задач онкодерматологии является совершенствование методов раннего выявления меланомы кожи с применением цифровых технологий распознавания образов.

Одним из используемых врачами-дерматологами перспективных алгоритмов в диагностике меланомы кожи является предложенный в 2007 году Н. Kittler модифицированный анализ структур [4]. Алгоритм основан на описании пигментного новообразования кожи посредством терминов «линия», «точка», «глыбка», «псевдоподия», «круг», «бесструктурная область», с учетом цветовых характеристик и взаимного расположения этих признаков на дерматоскопическом изображении.

Для повышения точности клинической диагностики меланомы, создания архива для динамических наблюдений, стандартизации аналитических исследований разрабатываются

компьютерные системы диагностики меланомы. Следует отметить, что в основе большей части таких систем лежат сложные многошаговые процедуры анализа снимков, включающие в себя алгоритмы распознавания изображений (предобработка, сегментация новообразования, вычисление текстурных, цветовых, геометрических характеристик, диагностических критериев, классификация объектов исследования) [5]. При этом цифровая обработка изображений в значительной части работ направлена на анализ общих характеристик новообразования: асимметрии, степени резкости и изрезанности границ, цветового разнообразия, размеров. Цифровому анализу изображений отдельных структурных элементов новообразований кожи уделяется весьма незначительное внимание. И, как следствие, успехи в данной области являются достаточно скромными.

Одним из признаков меланомы кожи является наличие пигментированных кругов в области лица [6] и пигментированных кругов серого цвета на коже туловища [7].

Одной из нерешенных проблем компьютерного анализа дерматоскопических изображений меланомы кожи является выделение структурных элементов – «кругов».

Цель работы – разработка метода выделения структурных элементов «кругов» на цифровых изображениях новообразований кожи в интеллектуальных системах диагностики меланомы. Кругом в дерматоскопической картине новообразования называют область, ограниченную изогнутой в кольцо или полукольцо линией, имеющей примерно равное удаление от центра этого круга [4].