

ТЕХНИЧЕСКИЕ НАУКИ

Казначеева Анна Олеговна

канд. техн. наук, доцент

ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский

национальный исследовательский

университет информационных технологий,

механики и оптики»

г. Санкт-Петербург

ФРАКТАЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ТОМОГРАММ С ПОМОЩЬЮ ПАРАМЕТРА ХЕРСТА

Аннотация: в работе проанализированы возможности фрактального анализа для оценки зашумленности магнитно-резонансных томограмм. Для изображений фантома и головного мозга, полученных при различных условиях, рассчитана фрактальная размерность с помощью параметра Херста. Для фантома в случае последовательности быстрого спин-эхо параметр Херста увеличивается при повышении зашумленности изображений, для последовательности градиент-эхо параметр Херста зависит от интервала между импульсами. Для исследований головного мозга наблюдалась зависимость между наличием структурных изменений и фрактальной размерностью, лежащей в диапазоне 1,04-1,22.

Ключевые слова: фрактальный анализ, шум, томография, параметр Херста, анализ изображений

Одной из актуальных задач в области анализа биомедицинских изображений является выбор критериев оценки качества, который в большинстве исследований носит частный характер. В ряде случаев выбранные количественные критерии плохо коррелируют с визуальной оценкой качества, что делает актуальной задачу поиска универсальных оценок.

Многие анатомические структуры обладают основными свойствами фрактальных моделей – масштабной инвариантностью и самоподобием, например,

артерии головного мозга, граница белого вещества и коры, гиппокампы головного мозга [6]. Фрактальный подход может быть использован в анализе биомедицинских сигналов [1] и изображений для оценки микроструктурных изменений [3, 7], качества изображений и совмещения данных. Для количественного описания фракталов достаточно размерности Хаусдорфа, описывающей сохраняемость статических характеристик при изменении масштаба. Однако большинство явлений имеют мультифрактальную структуру (их составные части обладают своими свойствами самоподобия), что приводит к спектру показателей, одним из которых является размерность. Исследование мультифрактальности имеет практическую ценность с точки зрения возможности разработки нового метода анализа экспериментальных данных для оценки нестационарных процессов, получения новых диагностических данных [2, 4].

В данной работе развивается фрактальный метод анализа МР-томограмм, основанный на анализе взаимосвязи фрактальной размерности и уровня шума изображений, определяемого процессами в исследуемом объекте и МР-сканере.

Для количественной характеристики сложности геометрии объектов используется понятие фрактальной размерности D , принимающей нецелые значения для самоподобных объектов с изрезанной формой. На практике оценка степени самоподобия изображения выполняется как правило посредством расчета параметра Херста (H), определяемого как коэффициент наклона линии регрессии эмпирической зависимости, построенной в двойных логарифмических координатах: $R/S = (\tau/2)^H$, где R/S – нормированный размах, τ -длина ряда наблюдений. Значения параметра Херста лежат в интервале $0 < H < 1$. Для случайного процесса (броуновское движение) $H=0,5$; проявляющие цикличность системы имеют $H < 0,5$. Чем ближе параметр Херста к 1, тем ярче проявляются фрактальные свойства; для самоподобных процессов с долгосрочной зависимостью, значение H лежит в интервале $0,7 \dots 0,9$. Для двумерного случая фрактальная размерность связана с параметром Херста как $D=2-H$.

Качество МР-томограмм часто характеризуют уровнем зашумленности, зависящим как от аппаратных помех, так и от параметров сканирования, одним из

которых является число усреднений N_{ex} [8]. В исследованиях биологических объектов источником шума является пульсация жидкостей в организме, специфичная для каждого конкретного случая. Количественная оценка шума томограмм важна при выборе способа его устранения [5] и выполняется для области фона вне отображаемого объекта. Поскольку МР-сигнал воздуха равен нулю, то распределение шума в такой области будет подчинено закону Релея.

Экспериментальные данные получены на МР-сканере GE Signa EchoSpeed 1,5 Тл с помощью импульсных последовательностей (ИП) быстрое спин-эхо (FSE) и градиент-эхо (GRE). В качестве объекта исследования на первом этапе использован фантом для контроля качества, что позволило исключить факторы, связанные непосредственно с пациентом. Параметры базового протокола: время эхо $TE=15$ мс (7 мс для GRE ИП), время повторения импульсов $TR=400$ мс, эхотрейн $ETL=8$, полоса пропускания 62 кГц, поле обзора 130 мм, 512×256 , толщина среза 2 мм. Моделирование различных условий для FSE ИП выполнялось изменением параметров TR (150, 2000 мс) и ETL (2, 4, 8), что позволило менять контрастность и зашумленность, соответственно. Для последовательности GRE изменялся угол отклонения намагниченности FA (45° , 90° , 135°) и время TR (150, 600 мс). Изменение числа усреднений сигнала N_{ex} (при постоянстве прочих параметров) для GRE ИП позволяло снизить уровень шума с 233 ± 111 (при $N_{ex}=1$) до 75 ± 36 (при $N_{ex}=10$). Второй этап исследования включал получение T2-изображений головного мозга здоровых добровольцев с помощью стандартного клинического протокола в аксиальной плоскости.

Анализируемая область размером 252×24 пикселей располагалась за границами объекта симметрично относительно центральной линии, что позволяло избежать влияния краевых эффектов. Расчет фрактальной размерности выполнялся в пакете Fractan для фрагментов 24×24 внутри анализируемой области, при этом их смещение составляло 6 пикселей. Для каждого изображения рассчитывалось среднее значение параметра Херста, затем вычислялась фрактальная размерность.

Анализ полученных результатов показал, что для FSE ИП наблюдается зависимость параметра Херста от числа усреднений, выражающаяся в увеличении параметра H и уменьшении фрактальной размерности при снижении уровня шума для различных значений TR . Например, для времени $TR=2000$ мс значение размерности составило $D=1,4187$ при уровне шума 173 ± 88 ($N_{ex}=1$) и $D=1,3068$ при уровне шума 85 ± 46 ($N_{ex}=5$).

В случае GRE ИП наблюдается зависимость параметра Херста от времени повторения импульсов, при этом для $TR=400$ мс среднее значение фрактальной размерности составило $D=1,3765$, в то время как для $TR=150$ мс оно было незначительно выше ($D=1,4287$). Зависимость фрактальной размерности от уровня зашумленности GRE изображения не имеет четко выраженного характера, однако следует отметить что изображения данного типа более чувствительны к помехам и аппаратным неисправностям, чем изображения, полученные с помощью спин-эхо последовательностей.

Угол отклонения вектора намагниченности от равновесного состояния не оказывает существенного влияния на рассчитанное значение фрактальной размерности: увеличение или уменьшение его величины приводит к изменению H в пределах $\pm 0,03$; среднее значение фрактальной размерности составляет $D=1,3521$. Отдельный интерес для исследования представляет зависимость фрактальной размерности при малых (до 10°) значениях угла, т.к. получаемые в этом случае изображения характеризуются низким сигналом от исследуемого объекта (при $FA < 2^\circ$ сигнал от объекта практически отсутствует).

Подобный анализ T2 ВИ головного мозга, полученных по стандартному клиническому протоколу, дал значение параметра Херста в диапазоне $0,78 \dots 0,96$ (фрактальная размерность $1,04-1,22$). При этом наблюдалась зависимость между наличием структурных изменений и рассчитанным значением H , требующая отдельного рассмотрения. Во всех случаях наблюдалась корреляция T2-томограмм с фрактальной моделью, что может быть объяснено анатомической структурой сосудов или фрактальным изменением концентрации кислорода в крови. Эти

наблюдения подтверждают значимость фрактального анализа для биомедицинских приложений.

Таким образом, анализ МР-томограмм фантома и головного мозга показал соответствие полученных результатов теоретическим предположениями и высокий потенциал фрактального анализа в области обработки изображений. Фрактальная размерность может служить дополнительным инструментом для получения диагностической информации и анализа технического состояния оборудования.

Список литературы

1. Антипов О.И., Нагорная М.Ю. Показатель Херста биоэлектрических сигналов // Инфокоммуникационные технологии. – 2011. – Т. 9. №1. – С. 75-77.
2. Виноградова А.А., Казначеева А.О., Мусалимов В.М. Фрактальный анализ томограмм головного мозга // Известия высших учебных заведений. Приборостроение. – 2013. – Т. 56. №12. – С. 14-19.
3. Иванников В.П., Суфиянов В.Г., Белых В.В., Степанов В.А. Фрактальный анализ рентгенограмм // Вестник Ижевского государственного технического университета. – 2009. – №3. – С. 150-154.
4. Казначеева А.О. Обеспечение качества исследований в магнитно-резонансной томографии // Альманах современной науки и образования. – 2015. – №5 (95). – С. 78-82.
5. Казначеева А.О. Разработка методов и средств шумоподавления в томографии: дис. ... канд. техн. наук. – СПб., 2006. – 167 с.
6. Казначеева А.О. Фрактальный анализ зашумленности магнитно-резонансных томограмм // Альманах современной науки и образования. – 2013. – №2 (69). – С. 73-76.
7. Молчатский С.Л., Молчатская В.Ф. Фрактальный анализ структуры вентромедиального ядра гипоталамуса мозга человека в пре- и постнатальном онтогенезе // Новые исследования. – 2010. – Т. 1, №24. – С. 60-67.

8. Трофимова Т.Н., Парижский З.М., Суворов А.С., Казначеева А.О. Физико-технические основы рентгенологии, компьютерной и магнитно-резонансной томографии. Фотопроект и информационные технологии в лучевой диагностике. – СПб.: Издательский дом СПбМАПО, 2007. – 192 с.