

ТЕХНИЧЕСКИЕ НАУКИ

Пуллынен Андрей Альбертович

магистрант

Казначеева Анна Олеговна

канд. техн. наук, доцент

ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики»
г. Санкт-Петербург

МОДЕЛИРОВАНИЕ ТОМОГРАММ ДЛЯ ОБУЧАЮЩЕЙ СИСТЕМЫ

Аннотация: в данной статье проанализированы программные обучающие средства в томографии, систематизированы требования к симуляторам для обучения операторов и разработки протоколов. Проанализирована зависимость характеристик изображений от параметров протокола. Выполнено моделирование томограмм различной взвешенности, формирующих базу изображений симулятора консоли МР-томографа.

Ключевые слова: обучение, томография, моделирование, симулятор.

Качество исследований в магнитно-резонансной (МР) томографии зависит от квалификации оператора, методики исследования, настроек оборудования [3]. Виртуальные тренажеры и обучающие программные пакеты позволяют получить практические навыки эксплуатации оборудования [9], формирования протоколов исследования, планирования научных исследований. Большинство тренажеров предназначены для изучения отдельных этапов исследования, например, симулятор Блоха (физические основы магнитного резонанса), MR image expert (влияние протокола на контрастность томограмм), Siemens Tim (выбор принимающих катушек), MRI knee atlas (соответствие тканей на МР-срезах и анатомического атласа). Для глубокого понимания оператором (рентген-лаборантом) принципов регистрации изображений [8] и снижения доли изображений

с затрудняющими диагностику артефактами, актуально создание симулятор консоли МР-томографа [6], позволяющего создавать протоколы исследований и оценивать их влияние на контрастность тканей.

Несмотря на существенное визуальное отличие программного обеспечения МР-томографов ведущих производителей, их основные структурные блоки идентичны. Блок создания протоколов сканирования служит конструктором исследования, формируя набор серий изображений различной взвешенности, зависящий от объекта и задач исследования. Интенсивности МР-сигналов от различных тканей и контрастность томограмм будут определяться как релаксационными параметрами, так и заданным оператором протоколом [7]. Контрастность томограмм также зависит от индукции магнитного поля, поэтому даже при полностью идентичных параметрах протокола, изображения, полученные в различных полях, могут существенно отличаться [2]. Обучающая система должна содержать блок вывода изображений, однако формирование базы на основе клинических данных представляется нерациональным из-за огромного количества комбинаций параметров. Использование модельных томограмм позволяет сократить объем требуемых данных и спланировать исследование любого вида.

На первом этапе работы все параметры протокола были систематизированы по степени влияния на контрастность тканей, время исследования, уровень зашумленности [5] и коэффициент поглощенного РЧ-излучения SAR. Во всех случаях зависимость времени скана от времени повторения TR близка к линейной. Увеличение числа усреднений NEX пропорционально увеличивает время сканирования, снижая уровень шума в \sqrt{NEX} -раз. Увеличение эхо-трейна сокращает время сканирования для выбранной матрицы изображения, одновременно повышая его зашумленность [5; 7]. Матрица изображения влияет на разрешение, резкость и зашумленность, моделирование которых реализуется с помощью различных фильтров [4]. Время сканирования определяется рядом параметров, в т.ч. фазовой составляющей матрицы. Более сложную зависимость от параметров сканирования имеют SAR и нагрев тканей в высокопольных системах [2], где их значения ограничены действующими нормами и определяются мощностью

РЧ-импульсов. Увеличению SAR способствуют уменьшение времени TR , одновременно влияющее на контрастность тканей.

Модельные изображения формировались с учетом вида ткани, выбранной последовательности импульсов, эффектов усреднения сигнала. Зависимость интенсивности МР-сигналов различных тканей от протокола исследования анализировалась для изображений головного мозга, полученных на томографах GE Profile 0,2 Тл, GE HDxt 3 Тл и Toshiba Vantage Atlas 1,5 Тл. Использованы последовательности импульсов спин-эхо SE, быстрое спин-эхо FSE, с подавлением сигнала от ликвора FLAIR, градиент-эхо GRE, градиент-эхо с очищением SPGR. Временные параметры, определяющие контрастность тканей, менялись от 10 до 120 мс для времени считывания эхо TE и от 300 до 5000 мс для времени TR .

Моделирование выполнялось на основе масок распределения различных тканей (белого и серого веществ, ликвора, костных тканей, жира). Маски создавались с помощью двухпороговой сегментации на изображениях с максимальной контрастностью [1]. Затем применялись морфологические операции и фильтрация Канни, медианная фильтрация. Модельные изображения рассчитывались путем комбинации полученных масок и расчета интенсивности сигнала для каждой из них с учетом зависимости, полученной по экспериментальным данным. На границах двух тканей использовался усредняющий фильтр с малым окном.

Моделирование зашумленности реализовано с помощью матрицы случайных чисел, умноженных на задаваемый оператором коэффициент и совмещением её с модельной томограммой. Объемные эффекты, связанные с усреднением сигнала для заданной оператором толщины среза, моделируются сглаживающими фильтрами. Пространственное разрешение меняется с использованием билинейной интерполяции. Основная сложность создания масок связана с трудоемкостью сегментации серого вещества, имеющего небольшую толщину (чаще около 5 пикселей), его низкой контрастностью с белым веществом и зашумленностью томограмм. В данном случае применялись специализированные пакеты [1], методы подавления шума и контрастоповышающие фильтры.

Полученный в работе набор модельных томограмм головного мозга позволяет планировать исследование, оценивать эффективность протоколов и использован в симуляторе для обучения операторов МР-томографов.

Список литературы

1. Казанкова О.С., Казначеева А.О. Возможности программных пакетов для сегментации томограмм головного мозга и количественной оценки тканей / О.С. Казанкова, А.О. Казначеева // Альманах современной науки и образования. – 2015. – №5 (95). – С. 75–78.

2. Казначеева А.О. Возможности и ограничения высокопольной магнитно-резонансной томографии (1, 5 и 3 Тесла) / А.О. Казначеева // Лучевая диагностика и терапия. – 2010. – №4. – С. 83–87.

3. Казначеева А.О. Обеспечение качества исследований в магнитно-резонансной томографии / А.О. Казначеева // Альманах современной науки и образования. – 2015. – №5 (95). – С. 78–82.

4. Казначеева А.О. Основы информационных технологий. – СПб.: СПбГУ ИТМО, 2009. – 44 с.

5. Казначеева А.О. Разработка методов и средств шумоподавления в томографии: автореф. дисс. ... канд. техн. наук. – СПб., 2006. – 19 с.

6. Пуллынен А.А. Разработка симулятора консоли магнитно-резонансного томографа // Альманах современной науки и образования. – 2014. – №11 (89). – С. 116–119.

7. 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.

8. Bankman I. N. Handbook of Medical Imaging, Processing and Analysis. – Academic Press, 2000. – 901 p.

9. Kaznacheeva A.O. Teaching system for training specialists in the development and operation of magnetic resonance tomographs // Measurement Techniques. – 2010. – V. 53. – N 4. – P. 459–462. doi: 10.1007/s11018-010-9526-6