

силовых схем потребуется дополнительный теплоотвод.

Учитывая вышеуказанные обстоятельства можно предложить два варианта использования PGS-пленок. Первый заключается в применении PGS для равномерного распределения тепла. Это актуально для тех систем, в которых затруднен воздушный теплообмен из-за сверхплотного расположения компонентов на плате внутри закрытого корпуса. Наиболее яркие примеры – современный ноутбук или смартфон. Вторым вариантом использования станет применение PGS-пленок в качестве термоинтерфейса между силовым компонентом (транзистором, БТИЗ-модулем, мощной диодной сборкой и т. д.) и традиционным радиатором. При этом высокая теплопроводность PGS-пленок позволит эффективно отводить тепло от источника нагрева и максимально равномерно распределить его по поверхности радиатора.

Список использованных источников:

2. Panasonic PGS Thermal Graphite Sheets [Электронный ресурс]: база данных. – Режим доступа: <http://ru.mouser.com/new/panasonic/panasonicthermalgraphite/>
3. Харрис П. Углеродные нанотрубы и родственные структуры. Новые материалы XXI века. - Москва: Техносфера, 2010. - 336 с
4. Карабасов Ю. С. Новые материалы – Москва: МИСИС, 2009. – 736 с

ВЛИЯНИЕ ПАРАМЕТРОВ ИМПУЛЬСНЫХ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТЕЙ МРТ НА ДЛИТЕЛЬНОСТЬ ПРОВЕДЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
г. Минск, Республика Беларусь*

Айтакаева А.А.

Бондарик В.М. – к.т.н., доцент

В настоящее время магнитно-резонансная томография (МРТ) является эффективным методом медицинской диагностики благодаря безопасности и высокой информативности исследования.

Метод МРТ обладает рядом преимуществ, таких как неинвазивность, безвредность, высокая степень дифференциации тканей, трехмерные изображения, получение естественного контраста от движущейся крови, возможность изучения метаболизма в живом организме.

Однако существуют и некоторые недостатки данного метода: длительность процедуры, дорогостоящее оборудование и соответственно высокая стоимость исследования, а также возможное появление артефактов из-за дыхательных движений. Также метод МРТ невозможно применять для больных с металлическими имплантатами или электрокардиостимуляторами, а также страдающих клаустрофобией.

Обследование методом МРТ - это совокупность нескольких режимов сканирования, каждый из которых направлен на выявление распределения определенного физического параметра. Для получения различных типов МР-изображений используют комбинации воздействия на ткани радиочастотных импульсов различной длительности и формы, формируя так называемые импульсные последовательности (ИП). Характер применяемых последовательностей определяет контрастность, пространственное разрешение, время сканирования и ряд других важнейших параметров [3].

В настоящее время известно большое количество «стандартных» импульсных последовательностей. Однако очень часто на практике применяют и другие дополнительные пользовательские ИП, которые позволяют более четко визуализировать патологическую зону за счет подавления сигналов непатологической ткани. Обычно это увеличивает общее время обследования, что не всегда приемлемо, особенно для пациентов в тяжелом состоянии. В связи с этим определение наиболее оптимального алгоритма проведения МР-сканирования и подбора параметров ИП с целью повышения информативности и минимизации общего времени исследования является важным направлением исследований.

На качество МР-изображения влияет целый ряд параметров, регулируя которые можно увеличивать полезный сигнал.

МРТ последовательность характеризуют следующие параметры:

- TR (Repetition Time) – время повторения, интервал между двумя радиочастотными импульсами;
- TE (Echo Time) – время эхо, интервал между радиочастотным импульсом и пиком сигнала (эхо), индуцированного в катушке;
- FA (Flip Angle) – угол переворота определяет, насколько повернут вектор суммарной намагниченности по направлению $X-Y$, k плоскости
- TI (Inversion Time) – время инверсии, интервал между 180° и 90° импульсами;
- NA (Number Of Acquisitions) – количество раз сбора данных,
- MX (Matrix) – размер матрицы,
- FOV (Field Of View) – поле наблюдения, и др [3].

Изменяя каждый из вышеприведенных параметров можно добиться более контрастного изображения, не увеличивая при этом время сканирования.

Например, увеличение времени TR уменьшает контраст изображения. В этом случае для протекания процесса T1 релаксации (это время за которое суммарный вектор намагниченности возвращается в равновесное положение, совпадающее с направлением главного магнитного поля.) будет выделено больше времени; разница в амплитудах векторов намагниченности меньше. Однако это ведет к увеличению времени сканирования [1].

Увеличение времени TE приводит к следующим эффектам: больше T2 контраст (T2 релаксация - это экспоненциальный процесс сдвигания векторов суммарной намагниченности по фазе (дефазировки), после применения 90° РЧ импульса.), большее дефазирование, меньшее количество сигнала, также возможна замена контраста [1].

Увеличение FA приводит к следующему: больше T1 контраст, большее количество сигнала, также возможна замена контраста.

Параметр число сборов данных (NA), также известный как число возбуждений (NEX) или усредняющий сигнал, определяет количество повторений полного сканирования. Увеличение NA приводит к следующим результатам: большее количество сигнала (\sqrt{NA}), уменьшение количества шума, уменьшение количества артефактов за счет усреднения сигнала. Чем выше NA, тем лучше изображение. Однако это приводит к увеличению времени сканирования.

Матрица (сбора данных) определяет пространственное разрешение изображения. Матрица имеет две стороны, M_{XPE} и M_{XRO} . Обычно размер матрицы можно увеличивать с шагом 32. Увеличение матрицы сбора данных в любом направлении уменьшает размер воксела, что приводит к следующим эффектам: более низкий сигнал, меньший воксел содержит меньше протонов, которые могут вносить вклад в сигнал/воксел, выше пространственное разрешение, увеличение времени сканирования. Это случается только в том случае, когда увеличивается M_{XPE} (больше строк должны быть заполнены в k-пространстве, что равносильно большей длительности). Увеличение M_{XRO} не влияет на время сканирования.

FOV определяет размер исследуемой области. Маленькое FOV показывает меньше по сравнению с большим FOV. Увеличение размера FOV также увеличивает размер воксела. Увеличение FOV приводит к увеличению сигнала. Увеличение размера воксела также увеличит количество протонов, которые вносят вклад в сигнал/воксел. (SNR увеличивается в χ^2). Это приводит к более низкому пространственному разрешению и увеличению области исследования.

Толщина среза влияет на количество сигнала, также как и на резкость изображения. Например, изменяя ST от 10 мм до 5 мм, теряется 50 % сигнала. Увеличение ST приводит к следующему: увеличение сигнала, увеличение размера воксела (поэтому больше протонов вносят вклад в SNR), более низкое разрешение, больший обхват объекта. Однако на практике ST рекомендуется выбирать как можно тоньше, чтобы избежать ошибочного определения размера структур.

Матрица (MX), FOV и ST вместе определяют размер воксела (пространственное разрешение). Значения MX, FOV и толщины среза должны выбираться таким образом, чтобы иметь достаточный сигнал для получения хорошего изображения в пределах разумного времени сканирования. При подборе параметров производится выбор между SNR и контрастом. Изображение с низким SNR может быть полезным до тех пор, пока оно показывает патологию.

Целью работы является разработка пользовательских ИП МРТ, оптимизация качества и времени получения изображений с помощью опций визуализации, предусмотренных в томографе, а также разработка рекомендаций по оптимизации всего процесса МР-сканирования с целью сокращения времени исследования и повышения его информативности.

Все исследования проводятся на основе магнитно-резонансного томографа GE Optima MR450w 1,5 T.

Для данной работы было решено модифицировать стандартную ИП DWI (диффузия), заложенную в томографе.

Диффузионно-взвешенные изображения – метод визуализации медленного «беспорядочного» движения молекул воды в тканях. Степень диффузии воды в биологических тканях обратно пропорционально плотности клеток в единице объема и целостности клеточных мембран. Иными словами – чем больше внеклеточной жидкости, тем свободнее протекает диффузия, чем больше клеток и меньше внеклеточной жидкости, например в опухоли, тем более медленно протекает диффузия. Метод позволяет оценить характер диффузии в органах и тканях и выявить области с измененной диффузией. Благодаря этому методу при получении изображений сигнал от здоровых тканей на изображении подавляется, в то же время сигнал от патологически измененной ткани вследствие изменения характера диффузии, например, в мягкотканой опухоли становится более ярким. Диффузионно-взвешенные изображения применяются для диагностики новообразований и их стадирования, дифференциальной диагностики опухолевых и неопухолевых процессов, для оценки эффективности проведения терапии, для определения жизнеспособной опухолевой ткани, для определения объема некротизированной опухолевой ткани, для определения участка опухоли, наиболее подходящего для биопсии [2].

Достоинством метода является то, что для его проведения не требуется дополнительного введения в организм человека контрастных средств или изотопов. Однако у метода DWI недостаточно

высокое пространственное разрешение. Изменяя некоторые параметры ИП при проведении МР-томографии, можно прийти к компромиссу между длительностью исследования и качеством изображения [2].

Именно с этой задачей приходится сталкиваться операторам МР-томографов и врачам на практике при проведении исследований каждый день.

Список использованных источников:

1. Эверт Блинк. Основы МРТ: физика // перевод на русский язык Макарова Е.В. , 2000. – 76с.
2. Губанов Н.И. Медицинская биофизика. – Москва : Медицина, 1987. – 335с.
3. Минаков Е. И., Серегин П. С. Импульсные последовательности магнитно-резонансной томографии // Вестник новых медицинских технологий. Том 3. - Москва. – 265с.

МОДЕЛИРОВАНИЕ И АНАЛИЗ ГЕМОДИНАМИКИ АНЕВРИЗМ СОННОЙ АРТЕРИИ

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
г. Минск, Республика Беларусь

Балюк Д.А.

Давыдом М.В. – к.т.н., доцент

Заболевания связанные с сердечно-сосудистой системой широко распространены и несут за собой тяжелые последствия для здоровья человека. В медицине выделяется множество патологий сонных артерий, отличающихся друг от друга особенностями проявления и способами лечения. Одним из таких тяжелых и неприятных патологий считается аневризма, которая представляет собой растягивание сосудистой стенки, в результате чего она становится тонкой и ранимой. Поэтому моделирование гемодинамики крупных кровеносных сосудов (сонной артерии) приобретают в последнее время все большую актуальность.

В данной работе было проведено моделирование кровотока сонной артерии человека методом конечных элементов. Для этого построено 5 моделей сонной артерии: без видимой патологии, с веретенной аневризмой, мешковидной аневризмой, мешковидно-веретенной аневризмой и псевдоаневризмой. Для создания геометрических моделей сонной артерии использовался программный комплекс SolidWorks. Моделирование производилось с использованием среды FLOWVISION. При моделировании решены такие задачи как: построение геометрии сонной артерии, задание физических свойств сред, задание граничных и других условий модели (таблица 1).

Таблица 1 – Характеристики моделируемой сонной артерии

Тип сонной артерии	Диаметр, мм	Скорость кровотока в сонной артерии, м/с
без видимой патологии	6-8-10	5
с веретенной аневризмой	6-8-10	5
с мешковидной аневризмой	6-8-10	5
с мешковидно-веретенной аневризмой	6-8-10	5
с псевдоаневризмой	6-8-10	5

Ниже представлен анализ изменения параметров кровотока (скорость и давление) при различном типе аневризм (рисунок 1, 2).

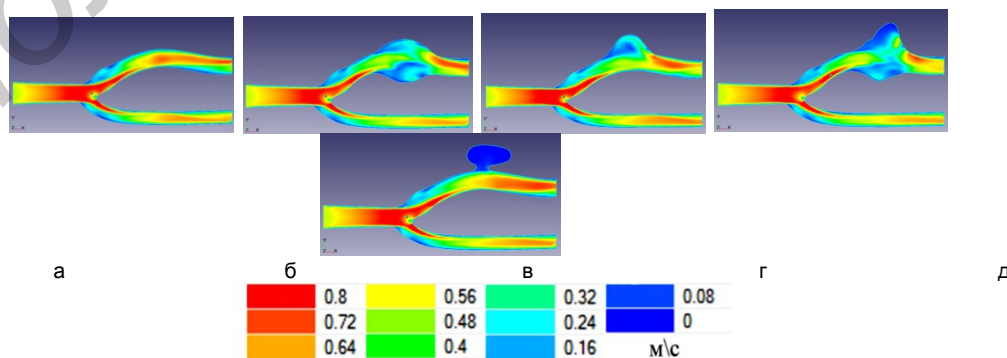


Рис. 1 – Распределение скорости кровотока