



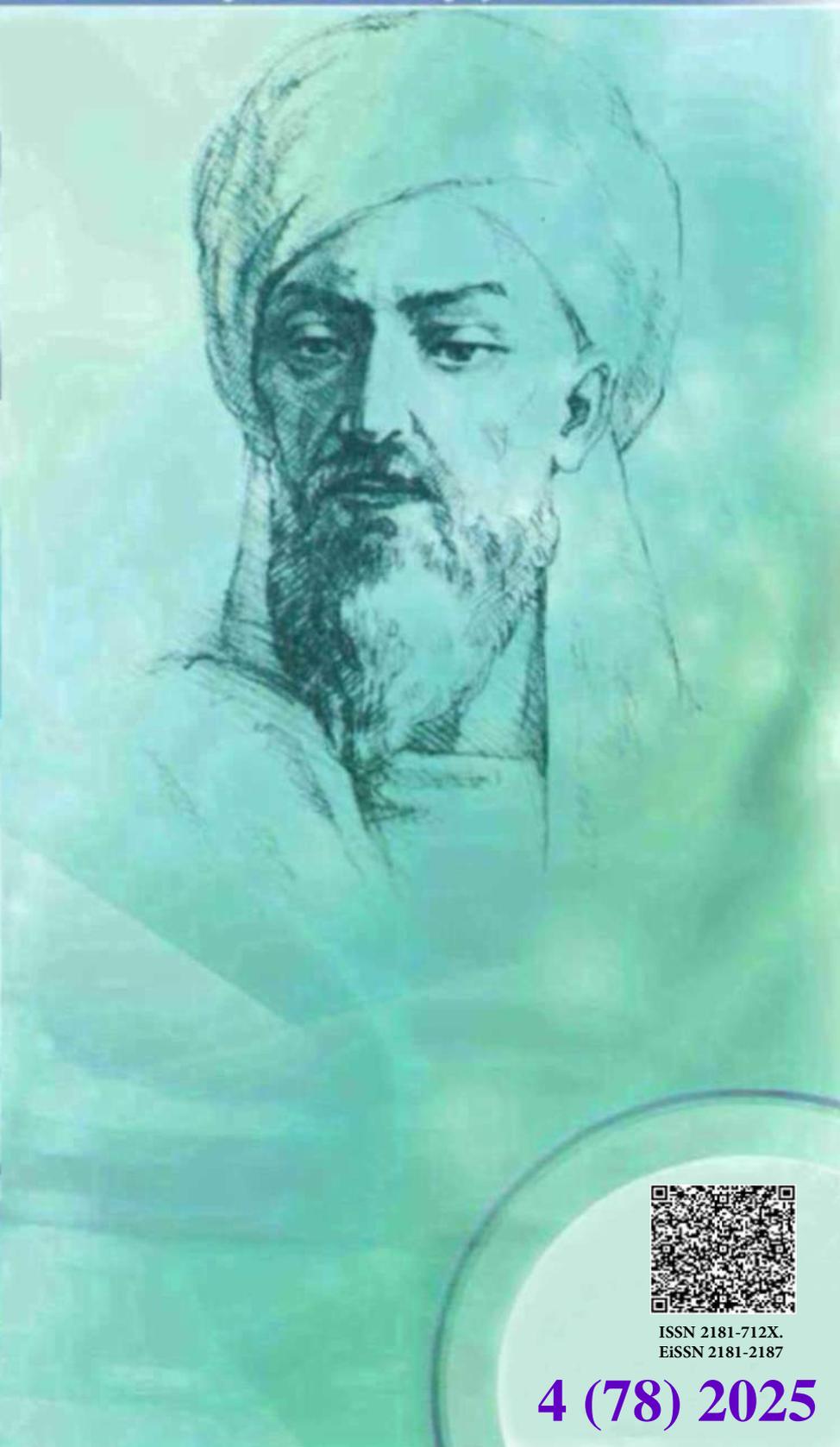
New Day in Medicine
Новый День в Медицине

NDM



TIBBIYOTDA YANGI KUN

Ilmiy referativ, marifiy-ma'naviy jurnal



AVICENNA-MED.UZ



ISSN 2181-712X.
EiSSN 2181-2187

4 (78) 2025

Сопредседатели редакционной коллегии:

**Ш. Ж. ТЕШАЕВ,
А. Ш. РЕВИШВИЛИ**

Ред. коллегия:

М.И. АБДУЛЛАЕВ
А.А. АБДУМАЖИДОВ
Р.Б. АБДУЛЛАЕВ
Л.М. АБДУЛЛАЕВА
А.Ш. АБДУМАЖИДОВ
М.А. АБДУЛЛАЕВА
Х.А. АБДУМАДЖИДОВ
Б.З. АБДУСАМАТОВ
М.М. АКБАРОВ
Х.А. АКИЛОВ
М.М. АЛИЕВ
С.Ж. АМИНОВ
Ш.Э. АМООНОВ
Ш.М. АХМЕДОВ
Ю.М. АХМЕДОВ
С.М. АХМЕДОВА
Т.А. АСКАРОВ
М.А. АРТИКОВА
Ж.Б. БЕКНАЗАРОВ (главный редактор)
Е.А. БЕРДИЕВ
Б.Т. БУЗРУКОВ
Р.К. ДАДАБАЕВА
М.Н. ДАМИНОВА
К.А. ДЕХКОНОВ
Э.С. ДЖУМАБАЕВ
А.А. ДЖАЛИЛОВ
Н.Н. ЗОЛотова
А.Ш. ИНОЯТОВ
С. ИНДАМИНОВ
А.И. ИСКАНДАРОВ
А.С. ИЛЬЯСОВ
Э.Э. КОБИЛОВ
А.М. МАННАНОВ
Д.М. МУСАЕВА
Т.С. МУСАЕВ
М.Р. МИРЗОЕВА
Ф.Г. НАЗИРОВ
Н.А. НУРАЛИЕВА
Ф.С. ОРИПОВ
Б.Т. РАХИМОВ
Х.А. РАСУЛОВ
Ш.И. РУЗИЕВ
С.А. РУЗИБОВЕВ
С.А.ГАФФОРОВ
С.Т. ШАТМАНОВ (Кыргызстан)
Ж.Б. САТТАРОВ
Б.Б. САФОВЕВ (отв. редактор)
И.А. САТИВАЛДИЕВА
Ш.Т. САЛИМОВ
Д.И. ТУКСАНОВА
М.М. ТАДЖИЕВ
А.Ж. ХАМРАЕВ
Д.А. ХАСАНОВА
А.М. ШАМСИЕВ
А.К. ШАДМАНОВ
Н.Ж. ЭРМАТОВ
Б.Б. ЕРГАШЕВ
Н.Ш. ЕРГАШЕВ
И.Р. ЮЛДАШЕВ
Д.Х. ЮЛДАШЕВА
А.С. ЮСУПОВ
Ш.Ш. ЯРИКУЛОВ
М.Ш. ХАКИМОВ
Д.О. ИВАНОВ (Россия)
К.А. ЕГЕЗАРЯН (Россия)
DONG JINCHENG (Китай)
КУЗАКОВ В.Е. (Россия)
Я. МЕЙЕРНИК (Словакия)
В.А. МИТИШ (Россия)
В.И. ПРИМАКОВ (Беларусь)
О.В. ПЕШИКОВ (Россия)
А.А. ПОТАПОВ (Россия)
А.А. ТЕПЛОВ (Россия)
Т.Ш. ШАРМАНОВ (Казахстан)
А.А. ЩЕГОЛОВ (Россия)
С.Н. ГУСЕЙНОВА (Азербайджан)
Prof. Dr. KURBANHAN MUSLUMOV (Azerbaijan)
Prof. Dr. DENIZ UYAK (Germany)

**ТИББИЁТДА ЯНГИ КУН
НОВЫЙ ДЕНЬ В МЕДИЦИНЕ
NEW DAY IN MEDICINE**

*Илмий-рефератив, маънавий-маърифий журнал
Научно-реферативный,
духовно-просветительский журнал*

УЧРЕДИТЕЛИ:

**БУХАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
МЕДИЦИНСКИЙ ИНСТИТУТ
ООО «ТИББИЁТДА ЯНГИ КУН»**

Национальный медицинский
исследовательский центр хирургии имени
А.В. Вишневского является генеральным
научно-практическим
консультантом редакции

Журнал был включен в список журнальных
изданий, рецензируемых Высшей
Аттестационной Комиссией
Республики Узбекистан
(Протокол № 201/03 от 30.12.2013 г.)

РЕДАКЦИОННЫЙ СОВЕТ:

М.М. АБДУРАХМАНОВ (Бухара)
Г.Ж. ЖАРЫЛКАСЫНОВА (Бухара)
А.Ш. ИНОЯТОВ (Ташкент)
Г.А. ИХТИЁРОВА (Бухара)
Ш.И. КАРИМОВ (Ташкент)
У.К. КАЮМОВ (Тошкент)
Ш.И. НАВРУЗОВА (Бухара)
А.А. НОСИРОВ (Ташкент)
А.Р. ОБЛОКУЛОВ (Бухара)
Б.Т. ОДИЛОВА (Ташкент)
Ш.Т. УРАКОВ (Бухара)

4 (78)

2025

апрель

www.bsmi.uz

https://newdaymedicine.com E:

ndmuz@mail.ru

Тел: +99890 8061882

УДК 616-71

МР-АНГИОГРАФИЯ: НЕЙРОВАСКУЛЯР МР-АНГИОГРАФИЯ

Яхёева Г.М. <https://orcid.org/0009-0008-4374-4292>

E-mail: gulchehra_yahyoyeva@bsmi.uz

Абу али ибн Сино номидаги Бухоро давлат тиббиёт институти Ўзбекистон, Бухоро ш.,
А.Навоий кўчаси. 1 Тел: +998 (65) 223-00-50 e-mail: info@bsmi.uz

✓ Резюме

Нейроваскуляр МР ангиография (МРА) кўплаб неврологик касалликларни таъхислаш учун жуда муҳим бўлган ривожланаётган тасвирлаш технологиясидир. КТ ангиографияси (СТА) тасвирни тезроқ баҳолаш имконини берса-да, баъзи беморларда контраст модданинг нефротоксикитеси ёки радиация билан боғлиқ саратон хавфи кам бўлиши мумкин. Бундан ташқари, МРА нейроваскуляр баҳолаш учун СТА га нисбатан бир қатор афзалликларга эга, жумладан, юқори темпорал резолуция ва томир деворини тасаввур қилиш қобилияти. Ушбу модул МРА афзалликларига иштиёқли, аммо унинг қийинчиликларини тушунадиган тадқиқотчилар ва клинисенлар гуруҳи Магнит-резонанс ангиография жамияти (СМРА) номидан яратилган сериядаги учинчи модульдир.

Калит сўзлар: МР ангиография, КТ ангиография, гадолин, артериал ва веноз тизимлар, артериал аневризма, артериовеноз малформатсиялар, ўпка эмболияси, моямоя касаллиги

МР-АНГИОГРАФИИ: НЕЙРОВАСКУЛЯРНАЯ МР-АНГИОГРАФИЯ

Яхёева Г.М. <https://orcid.org/0009-0008-4374-4292>

E-mail: gulchehra_yahyoyeva@bsmi.uz

Бухарский государственный медицинский институт имени Абу Али ибн Сины, Узбекистан,
г. Бухара, ул. А. Навои. 1 Тел: +998 (65) 223-00-50 e-mail: info@bsmi.uz

✓ Резюме

Нейроваскулярная МР-ангиография (МРА) — это развивающаяся технология визуализации, которая имеет решающее значение для диагностики многочисленных неврологических расстройств. Хотя КТ-ангиография (КТА) обеспечивает более быструю оценку визуализации, у некоторых пациентов она может нести небольшой риск нефротоксичности, вызванной контрастным веществом, или рака, связанного с радиацией. Кроме того, МРА предлагает некоторые преимущества по сравнению с КТА для нейроваскулярной оценки, включая более высокое временное разрешение и возможность визуализации стенки сосуда. Этот модуль является третьим в серии, созданной от имени Общества магнитно-резонансной ангиографии (SMRA), группы исследователей и врачей, которые увлечены преимуществами МРА, но понимают ее проблемы.

Ключевые слова: МР-ангиография, КТ-ангиография, гадолин, артериальной и венозной систем, артериальная аневризма, артериовенозные мальформации, тромбоз легочной артерии, болезнь моямоя

MR ANGIOGRAPHY: NEUROVASCULAR MR ANGIOGRAPHY

Yahyoyeva G.M. <https://orcid.org/0009-0008-4374-4292>

E-mail: gulchehra_yahyoyeva@bsmi.uz

Bukhara State Medical Institute named after Abu Ali ibn Sina, Uzbekistan, Bukhara, st. A. Navoi.
1 Tel: +998 (65) 223-00-50 e-mail: info@bsmi.uz

✓ *Resume*

Neurovascular MR angiography (MRA) is an emerging imaging technology that is critical for the diagnosis of numerous neurological disorders. Although CT angiography (CTA) provides a faster imaging assessment, it may carry a small risk of contrast agent nephrotoxicity or radiation-related cancer in some patients. In addition, MRA offers several advantages over CTA for neurovascular assessment, including higher temporal resolution and the ability to visualize the vessel wall. This module is the third in a series created on behalf of the Society of Magnetic Resonance Angiography (SMRA), a group of researchers and clinicians who are passionate about the benefits of MRA but understand its challenges.

Key words: MR angiography, CT angiography, gadolin, arterial and venous systems, arterial aneurysm, arteriovenous malformations, pulmonary embolism.

Актуальность

Магнитно-резонансная ангиография (МРА) охватывает несколько методов визуализации, основанных на магнитно-резонансной томографии (МРТ), разработанных для изучения артериальной и венозной систем. Преимущества МРА по сравнению с традиционной ангиографией заключаются в том, что она неинвазивна, не подвергается воздействию ионизирующего излучения, имеет потенциал для неконтрастного исследования и обладает способностью получения объемных изображений с высоким разрешением. Гадолиниевый контрастный материал для МРА с меньшей вероятностью вызовет аллергическую реакцию, чем контрастные материалы на основе йода, используемые для компьютерной томографии. В этом обзоре обсуждаются различные методы МРА и раскрываются показания для различных патологий.

Показания

МРА используется для оценки следующих отклонений:

- Артериальная аневризма [1]
- Артериовенозные мальформации [2] [3] [4]
- Коарктация аорты [1]
- Расслоение аорты [5] [6]
- Инсульт головного мозга [1]
- Заболевания сонной артерии [7] [8]
- Периферический (конечностный) атеросклероз [1]
- Врожденный порок сердца [1]
- Ишемическая болезнь сердца и проходимость трансплантата [9] [10] [11] [12]
- Ишемия брыжеечной артерии [13] [14]
- Стеноз почечной артерии [15]
- Тромбоэмболия легочной артерии [16] [17]
- Невралгия тройничного нерва [18] [19] [20]
- Болезнь мoyaмоя [21] [22]
- Скрининг [1] [23] [24]
- Мониторинг [1]

Противопоказания

МРА имеет те же противопоказания, что и для МРТ-исследования без контрастного вещества. МРА не использует излучение, и на сегодняшний день побочные эффекты от магнитных полей и радиоволн не были зарегистрированы. Контрастные вещества на основе гадолиния могут проникать через плаценту; поэтому их не следует вводить во время беременности, особенно в первом триместре [25]. Было показано, что у пациентов с воздействием гадолиния может наблюдаться отложение гадолиния в мозге, особенно в зубчатых ядрах и бледном шаре, но никаких клинических последствий, специфичных для неврологической токсичности, не было продемонстрировано [26].

Неконтрастное исследование

Абсолютные противопоказания: имплантируемые электронные устройства для сердца, механические металлические клапаны сердца, металлические инородные тела, имплантируемая

система нейростимуляции, кохлеарные имплантаты/ушные имплантаты, несъемные инфузионные насосы для лекарственных препаратов, катетеры с металлическими компонентами, клипсы для аневризмы мозговой артерии, несовместимые с МРТ, тканевые экспандеры с магнитными инфузионными портами.

Относительные противопоказания: стенты коронарных и периферических артерий, программируемые шунты, стенты дыхательных путей, внутриматочные устройства, глазные протезы, имплантаты стремени, хирургические клипсы или проволочные швы, протезы полового члена, недавняя замена или протезирование суставов, фильтр нижней полой вены, физические ограничения и несъемный пирсинг.

Контрастность средняя

Абсолютные противопоказания: пациенты, у которых ранее наблюдалась аллергическая или анафилактическая реакция на гадолиний, или пациенты со скоростью клубочковой фильтрации ниже 30 мл/мин 1,73 м² [27].

Относительные противопоказания: История болезни почек и диализа. Пациенты с нарушением функции почек подвержены риску нефрогенного системного фиброза (NSF), который ранее назывался нефрогенной фиброзирующей дермопатией. Беременность также является относительным противопоказанием [28].

Методика или лечения

MRA — это термин, который объединяет различные методы визуализации, основанные на различных физических принципах, и применяется для различных диагностических целей. Методы MRA можно разделить на «неконтрастные» и «контрастно-усиленные» [29] [30]

MRA без контраста

Методы исследования без использования контрастных веществ можно разделить на две группы в зависимости от характеристик сигнала крови:

- Последовательности черной крови (или темной крови), в которых внутрисосудистый сигнал ниже, чем сигнал окружающих неподвижных тканей [31].
- Ярко-красные последовательности (или белая кровь), где внутрисосудистый сигнал выше, чем у окружающих неподвижных тканей [32].

Последовательности черной крови: последовательности черной крови не используются в рутинной оценке периферической сосудистой сети, но они необходимы в определенных клинических сценариях, таких как васкулит, визуализация сердца и венография восприимчивости. Быстро текущая кровь имеет естественный низкий сигнал из-за фазовой дисперсии и потерь сигнала во время пролета. Это очевидно в артефакте сосудистого «пустоты потока», обычно обнаруживаемом на рутинной МРТ, которая представляет собой сырую форму MRA темной крови. Для оценки стенки сосуда при васкулите сочетание последовательностей черной крови до и после контрастирования T1 является золотым стандартом.

Этот эффект особенно усиливается в сценах с черной кровью за счет применения определенных процедур:

- Короткое время повторения (TR): сигнал крови насыщается из-за его длительного T1.
- Среднее время эхо (TE): при TE от 20 до 30 секунд протоны, движущиеся внутри кровеносного сосуда, дефазированы.
- Инверсия-восстановление (IR): время инверсии устанавливается для уменьшения интенсивности сигнала поступающей крови.
- Пространственное насыщение: ряд методов, используемых для создания насыщения сигнала крови за пределами исследуемого объема.
- Градиентная дефазировка: увеличение дефазировки протонов крови внутри сосудов, вызванной движением.
- Вымывание от 90° до 180°: в последовательностях спин-эхо сигнал протонов крови, покидающих анализируемый воксель в течение времени между применением радиочастотного (РЧ) импульса 90° и 180° и при 180°, теряется.

Последовательности светлой крови: эти последовательности оптимальны для изучения просвета сосудов, но они имеют меньшую точность в оценке стенки сосуда по сравнению с методами темной крови [33] [34]. Этот тип последовательности характеризуется очень низким

TR и усиливает поперечную намагниченность протонов движущейся крови за счет использования дополнительных градиентов, что приводит к последовательности с высоким внутрисосудистым сигналом и быстрым получением данных.

Метод времени пролета (ТОФ)

Метод TOF основан на «эффекте притока». Когда протоны подвергаются воздействию РЧ-импульсов, применяемых с очень короткими временами повторения (RT), сигнал, полученный от них, будет равен нулю из-за постоянного насыщения их продольной намагниченности. Протоны крови, попадающие в объем сбора данных, не подвергаются этому насыщению, и поэтому они испускают высокий сигнал, определяя сосудистое усиление, связанное с «эффектом притока». Артефакт ступенчатых эффектов, при котором изображение показывает пикселизированный вид наклонно ориентированных сосудов, возникает из-за того, что срезы в 2D относительно толстые (от 1 мм до 3 мм) по сравнению с пространственным разрешением в плоскости от 0,5 мм до 1,0 мм. Однако их можно минимизировать путем перекрытия срезов, что значительно увеличит время сканирования.

Эта техника представляет собой первый диагностический выбор для исследования внутричерепного кровообращения и второй выбор для эпиаортальных сосудов, когда исследование с контрастным веществом не может быть выполнено. Она позволяет изучать сосуды с высокой скоростью потока, такие как артерии, и игнорирует большую часть сигнала, поступающего от вен. Изображения восприимчивы к артефактам движения и дефазировке протонов, связанной с очень медленной скоростью потока, что наблюдается при тяжелом стенозе или извилистости сосудов, с риском переоценки степени стеноза. TOF можно выполнять с 2D и 3D получением данных. 2D получение данных особенно чувствительно к артефактам дефазировки протонов с очень медленными потоками на уровне сосудистого стеноза. В периферической МР-ангиографии поток ориентирован краниокаудально, и двухмерный (2D) TOF является точным методом диагностики заболеваний периферических сосудов и заболеваний шейной сонной артерии [32]. Внедрение 3D-снимков привело к заметному повышению точности диагностики.

Метод фазового контраста (ФК)

Физической основой метода ПК является применение пары биполярных градиентов, которые последовательно фазируют/дефазируют спины протонов в объем сбора данных. Интенсивность сигнала пикселей напрямую связана со значениями скорости протонов крови, движущихся в интересующем объеме, с полным насыщением статического сигнала ткани.

Выбрав правильные параметры кодирования скорости (*VELOCITY ENCODING*, VENC), можно получить селективную визуализацию артериальных сосудов (фактор VENC > 40 см/сек) и вен (фактор VENC < 20 см/сек). Он может создать венограмму с точным исследованием сосудов с низкой скоростью потока. Его использование ограничено чрезвычайно длительным временем получения данных [32]. Использование ПК ограничено изучением внутричерепного кровообращения (особенно венозной системы), в то время как в других анатомических областях применение ограничено.

Часто используются несколько новых неконтрастных методик/последовательностей:

Гибрид противоположного контраста (НОР-MRA)

Метод НОР-MRA является расширением 3D TOF. Последовательность импульсов НОР-MRA использует получение эха с компенсацией потока, аналогичное обычному 3D TOF. Поскольку это по сути 3D TOF, он обнаруживает быстро текущую кровь лучше, чем медленно текущую кровь. Изображение темной крови лучше отображает медленно текущие спины. Изображения яркой крови и темной крови объединяются для получения окончательной ангиограммы и способны отображать сосуды как с быстрой, так и с медленной кровью [33] Тонкие мозговые сосуды, такие как те, что при болезни моямая, четко визуализируются.

Интервал покоя, одиночный (QISS)

QISS — это основанная на притоке МРА, которая опирается на преднасыщающий РЧ-импульс. После преднасыщения, «интервала покоя» (QI), свежая приточная кровь поступает в

насыщенный срез [33]. Распространенное применение — исследования оттока в периферических артериях.

Электрокардиографически (сердечно) ЭКГ-синхронизированное 3D-частичное Фурье быстрое спин-эхо FSE

Этот метод МРА основан на 3D-частичной последовательности Фурье FSE, управляемой ЭКГ, которая запускается для систолических и диастолических приобретений. [33] Это основано на потере сигнала или пропуске потока в результате быстрого артериального потока во время систолы. Напротив, во время диастолы медленный поток в артериях приводит к тому, что они имеют высокую интенсивность сигнала на изображениях, взвешенных по T2. Из-за своего относительно медленного потока венозная кровь яркая как во время систолы, так и диастолы. Затем достигается МР-ангиография с яркой кровью путем вычитания систолических изображений из диастолических. Она используется для визуализации аорты, легких и периферических сосудов.

Сбалансированная устойчивая свободная прецессия (SSFP)

Сбалансированный SSFP без маркировки артериального спина (ASL) может быть выполнен с ЭКГ-синхронизацией для МРА грудной аорты и как с ЭКГ-синхронизацией, так и со свободным дыханием, синхронизированным с навигатором, для МРА коронарных артерий всего сердца [32]. В этой технике контрастность изображения определяется соотношениями T2/T1, которые обеспечивают визуализацию яркой крови без зависимости от притока. ASL можно использовать и полагаться на маркировку спина выше по течению от интересующих артерий с использованием инверсионного импульса для создания контрастности изображения. Он используется для легочной, сонной, почечной и дистальной периферической МРА [32] [33].

Четырехмерная PC-MRA (4D Flow)

Этот метод позволяет создавать трехмерные карты потока КП с временным разрешением, полученные с помощью синхронизации ЭКГ в кинорежиме, и позволяет оценивать характеристики регионального потока аорты [33].

Чувствительная к потоку дефазировка (FSD)

В этой технике фаза, вызванная потоком, генерируемая биполярными градиентами, используется не для кодирования потока, а для дефазировки потока [33].

МРА с контрастным усилением (CE)

CE MRA основана на сосудистом усилении последовательностей T1 благодаря парамагнитному контрастному веществу гадолинию. Контрастное вещество представляет собой основное отличие между CE MRA и другими методами MRA, основанными на физических свойствах потока. По этой причине этот метод очень мало подвержен влиянию артефактов дефазировки, которые наблюдаются в других методах MRA [29] [35].

Последовательности МРТ, используемые в CE MRA, представляют собой очень быстрое градиентное эхо, которое чувствительно к укорочению T1 из-за гадолиния. По этой причине эта техника очень зависит от правильного времени прибытия болюса контрастного вещества в сосуды. Плоскость получения должна быть как можно ближе к плоскости изучаемого сосуда. По этой причине коронарная плоскость обычно предпочтительна, в то время как в TOF плоскость получения обычно ортогональна интересующему сосуду.

Используются два метода CE-MRA:

1. **Эллиптически-центрический:** получение данных начинается с момента попадания контрастного вещества в интересующую артерию с использованием программного обеспечения для автоматического определения болюса или путем определения времени, необходимого гадолинию для достижения интересующей артерии.

2. **Многофазные методы:** при введении болюса выполняется несколько сборов данных для охвата различных фаз (ранняя артериальная фаза, поздняя артериальная фаза, печеночная или поздняя портальная фаза, нефрогенная фаза, отсроченная фаза) [36]. Одним из ограничений

многофазной визуализации является потеря пространственного разрешения для получения высокого временного разрешения. Для увеличения пространственного разрешения многофазного исследования центральная область k-пространства, богатая сигналом МРТ, собирается чаще, чем внешние части k-пространства. Этот метод определяется как «визуализация контрастной кинетики с временным разрешением» (TRICKS). В TRICKS трехмерное k-пространство делится на подобъемы, расположенные на разных расстояниях от центрального основного подобъема. Эта центральная область k-пространства подвергается избыточной выборке, в то время как внешние области имеют более низкую частоту выборки. Таким образом, TRICKS может последовательно захватывать артериальную фазу, свободную от венозного компонента [37].

Осложнения

MRA имеет те же осложнения, что и МРТ-исследования. Мета-анализ 716 978 контрастных МРТ-исследований из 9 исследований выявил общую частоту аллергических реакций 9,2 на 10 000 назначений, а частота тяжелых аллергических реакций составила 0,52 на 10 000 назначений [38].

В недавнем исследовании были рассмотрены отчеты о побочных эффектах, связанных с МРТ, полученные Управлением по контролю за продуктами питания и лекарственными средствами за 10-летний период [39]. Всего было зарегистрировано 1548 побочных эффектов, которые были разделены на восемь различных категорий.

- **Термическое:** покраснение кожи, волдыри, ощущение тепла или жара;
- **Акустика:** потеря слуха и/или шум в ушах;
- **Качество изображений:** потерянные исследования, неадекватные изображения или изображения, приписанные не тому пациенту;
- **Снаряд:** объекты втягивались или притягивались основным статическим магнитным полем;
- **Механические:** падения, раздавливания, переломы костей, порезы или травмы опорно-двигательного аппарата;
- **Стимуляция периферических нервов:** стимуляция нервов или мышц или пациенты, испытывающие покалывание, подергивание или произвольные движения;
- **Разное:** Нежелательное явление, которое не может быть классифицировано ни в одной из других категорий;
- **Неясно:** Для выводов о связи с МРТ-обследованием было недостаточно информации.

Клиническое значение

MRA предлагает неинвазивную альтернативу обычной ангиографии у пациентов с предполагаемыми или подтвержденными сосудистыми патологиями. По этой причине MRA является методом визуализации, который давно стал неотъемлемой частью общей клинической рутин.

Улучшение результатов работы команды здравоохранения

Недавние усовершенствования аппаратного и программного обеспечения для МРТ привели к кардинальным изменениям в методах, используемых для МРТ. Более широкое использование сканеров 3.0T для МРТ в сочетании с улучшенными параллельными методами визуализации привело к изменению парадигмы в CE-MRA в сторону подхода "меньше значит больше". Дальнейшее сокращение расходов на внутривенное введение контраста стало возможным благодаря появлению новых внутрисосудистых контрастных веществ. Другим недавним важным достижением в области МРТ стало возобновление использования методов NCE-MRA. Хотя методы NCE-MRA по-прежнему требуют большего времени сканирования, чем методы CE-MRA, они обладают рядом преимуществ перед CE-MRA, включая снижение риска для пациентов и снижение затрат. Интересно, что фазово-контрастные методы NCE-MRA обладают потенциалом для получения дополнительной гемодинамической информации, которую в настоящее время можно получить с помощью инвазивных методов.

TRICKS обеспечивал превосходное качество изображения для оценки состояния внутричерепных артерий и локализации артериальной патологии у пациентов с цереброваскулярными заболеваниями, соответствовал или превосходил качество изображения при стандартной декартовой магнитно-

резонансной томографии головы, уменьшал количество исследований, на которые влияли искажения изображения, и давал количественные данные о скорости артериального кровотока, которые хорошо согласовались с данными ПК. Поскольку qTOF демонстрирует потенциал сопоставления или улучшения качества изображения по сравнению со стандартной магнитно-резонансной томографией головы и одновременно предоставляет гемодинамические данные, не требуя дополнительного времени на визуализацию, он представляет собой многообещающий новый подход для эффективной структурной и гемодинамической оценки цереброваскулярных заболеваний, а также для мониторинга прогрессирования заболевания и эффективности лечения.

Сканирование МРА занимает меньше времени, чем традиционная катетерная ангиография, и не требует периода восстановления. МРА менее затратна, чем катетерная ангиография. Сотрудничество с общими показаниями, принятие решений и коммуникация являются ключевыми элементами для хорошего результата. МРА обычно рекомендуется специалистом, лечащим определенное расстройство. Важно сориентировать пациента относительно процедуры, так как некоторые пациенты боятся аппарата или имеют физические ограничения. Некоторые пациенты не могут лежать ровно или оставаться в одном положении в течение длительного периода времени.

Очень важно, чтобы направляющий врач четко обозначил показания к исследованию, чтобы нейрорадиолог и специалист по МРА использовали предпочтительную методику для получения наилучших диагностических результатов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:

1. Новый PF, Scott WR, Schnur JA, Davis KR, Taveras JM со сканером EMR компьютерная аксиальная томография. Радиология 1974; 110(1):109-123.
2. Александр Р.Э., Гундерман Р.Б. ЭМИ и первая компьютерная томография. Джей Эм Coll Radiol 2010;7(10):778-781
3. Гудман Л.Р. Битлз, Нобелевская премия и нагрудный компьютер томография. Радиол Клин Север 2010;48(1):1-7.
4. Хаунсфилд Г.Н. Компьютерное поперечно-аксиальное сканирование (томография). 1. Описание системы. Br J Radiol 1973;46(552):
3. Маккалоу Э.К., Пейн Дж.Т. Рентгеновская компьютерная томография. Мед Физ 1977;4(2):85-98.
4. Календер ВА, Цейслер В, Клотц Э, Вок П. Техника задержки дыхания на один вдох, спиральная объемная КТ с непрерывной транспортировкой и непрерывным вращением сканера. Радиология 1990; 176(1):181-183
5. Кроуфорд К.Р., Кинг К.Ф. Синхронный перевод пациента компьютерная томография. Мед. Физика 1990;17(6):967-982.
6. Хайкен Дж. П., Бринк Дж. А., Ванниер М. В. Спиральная КТ. Радиология 1993;189(3):647-656
7. Полацин А., Календер ВА, Маршалл Г. 1. Нью ПФ, Скотт ВР, Шнур ДЖА, Дэвис К.Р., Таверас Дж.М. Компьютерная аксиальная томография с использованием сканера ЭМР. Радиология 1974;110(1):109-123.
8. Boone JM Multidetector CT: со сканерами с 64 или более детекторными матрицами соответствующие возможности, вызовы и проблемы.
9. Эйнштейн А.Дж., Эллистон К.Д., Арай А.Е. и др. 22. Онсел Д., Онсел Г., Тастан А. Оценка ишемической болезни сердца у пациентов с мерцательной аритмией Эффективность двухисточниковой КТ-коронарографии: предварительный опыт. Радиология 2007; 245(3):703-711.
10. Джонс ТР, Каплан РТ, Лейн Б, Атлас СВ, Рубин ГД. Мозг один и много подряд КТ: качество оценка . Радиология 2001;219(3):750-755.
11. Копп А.Ф., Шредер С., Кюттнер А. и другие . Много детекторные системы КТ и изображение снова восстановление методы . Радиология 2005; 235(3):756-773.
12. Хайкен Дж. П., Бринк JA., Vannier MV Спиральная (спиральная) КТ. Радиология 1993; 189(3):647-656.
13. Рубин ГД, Шиану МК, Леунг АН, Ки СТ, Логан ЛДж, Софилос МК Аорта и сторона артерии: одна или один сколько детектор ряды со спиральной КТ ангиография. Радиология 2000;215 (3):15.
14. Хаунсфилд GN Компьютер поперечный осевой сканирование (томография). Система описание Br J Radiol 1973 ;46 (552):1016

15. Онезорге Б., Флор Т., Беккер С и др... Эхтернахт АР, Кэмпбелл JA Brain середина линии аномалии: пневмоэнцефалография с использованием их диагноз. Радиология 1946;46:119-131.
16. Эмброуз Дж., Хаунсфилд Г. Компьютерная поперечная аксиальная томография. Br J Radiol 1973;46(542):148-149. Два кВтп сканировать с компьютер томография с использованием плотный поражение анализ делать Радиология 1977;124(1):87-89.
17. МакКоллоу СН, Примак АН, Саба О и др. другие 64-канальные двойные источник компьютер томографический доза . Радиология 2007; 243(3):775-784.
18. Хиншоу ДБ младший, младший Томпсон, Хассо АН, Кассельман ЭС. Мозг корень и мозжечок инфаркты: компьютер томография и ангиография корреляция. Радиология 1980;137(1 Ч.1):105-112.
19. Два энергичный компьютер томография с использованием тканей подписи. Радиология 1979; 131(2):521-523.
20. Эмброуз Дж. Компьютер поперечный осевой сканирование (томография). II. Клинический приложение. Br J Radiol 1973;46(552):1023-1047.
21. Кроуфорд CR, Кинг KF Опе времени сам по себе пациент перевод делать с компьютер томография. Мед. Физика 1990;17(6):967-982.
22. Сюй Х, Хе ХД, Фоли WD, Фокс Ш. Четыре последовательный спиральный компьютер томография : изображение качество и объем крышка уровень. Радиология 2000;215(1):55-62.
23. Лешка С., Алкади Х. , Пласс А. и другие МСКТ коронарных артерий 64- я ангиография кусок технология с точность: первая опыт. Евро Сердце J 2005 ;26 (15):1482-1487.
24. Флор ТГ, Шаллер С., Штирсторфер К., Брудер Х., Онезорге БМ, Шепф ВЙ Вег Н., Шеер М.Р., Габор МП Печень Поражения : два КТ с детектором и стандартный 2,5 мм коллимация с использованием улучшенный определить. Радиология 1998;209(2):417-426.
25. Новый ПФ, Аронов С. Компьютер в томографии весь кровь и кровь фракции ослабление измерения. Радиология 1976;121(3 Часть 1):635-640.
26. Рубин ГД, Лейпсик Дж, Йозеф Шопф У., Флейшманн Д., Напель С. 20 лет затем КТ-ангиография: сердце-кровь вена болезни характеристика трансформация в разработке продолжать делает. Радиология 2014; 271(3):633-652.
27. Для 64-детекторной коронарной КТ многообещающий и ретроспективное руководство по ЭКГ : изображение качество и пациента радиация доза сравнение. Радиология 2008;248(2):431
28. Электрокардиографический контролируемый много с использованием секционной спиральной КТ сердце вид: исходный опыт. Радиология 2000; 217(2):564-5.
29. Маккалоу ЕК, Рауне JT Рентген компьютер томография . Мед. Физика 1977;4 (2):85-98.
30. Радиология 1975; 117(3 Ч.1):599-608.
31. Таверас Дж. М., Гилсон Дж. М., Дэвис Д. О., Килгор Б., Рамбо К. Л. Мозг острое сердечно-сосудистое заболевание для ангиография. Радиология 1969;93(3):549-558.
32. Календер ВА, Цейсслер В, Клотц Э, Вок П. Один дыхание держать стоять техника , непрерывный транспорт и сканер непрерывный вращение со спиральной объемной КТ. Радиология 1990;176(1):181-183.
33. Рубин Г.Д., Леунг А.Н., Робертсон В.Дж., Старк П. Брэст Спиральная КТ клетки: в секунду следующий поворот портала изображение к качеству влияние. Радиология 1998;208(3):771-776.
34. Гудмен Л.Р. Битлз, Нобелевская премия и грудь клетки компьютер томография. Радиол Клин Север 2010;48(1):1-7.
35. Рубин ГД, Шмидт АЮ, Логан ЛЮ, Софилос МК Боттом конечностей артериальный вход и выход Мультидетекторная КТ- ангиография: первая опыт. Радиология 2001;221(1):146-158.
36. Текущий Статус: Мужской живот полости два односторонний энергия томография . Радиология 2014;271(2):327-342. 221(3):683-688.
37. Moschage WE, Achenbach S, Zese B, Bachmann K, Kirchgeorg M. Коронарные артерия стенозы: электрокардиографические сработал контрастный электронный с КТ три измеримый видеть. Радиология 1995;196(3):707-714. В спиральной КТ ломтик чувствительность и изображение шум профили оценка. Радиология 1992;185(1):29-35
38. Ioannis Koktzoglou ^{1,2,✉}, Onural Ozturk ^{1,3}, Matthew T Walker ^{1,2}, William J Ankenbrandt ^{1,2}, Archie L Ong ^{2,4,6}, William J Ares ^{2,5}, Fulvio R Gil ^{2,4}, Zachary B Bulwa ^{2,4}, Robert R Edelman Количественная магнитно-резонансная ангиография головы во времени полета при цереброваскулярных заболеваниях. 25 апреля 2024 года

Поступила 20.03.2025