

СТАНДАРТЫ ОКАЗАНИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ПОМОЩИ

УДК 616-073.756.8: 616.831-005.8

ПЕРФУЗИОННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ГОЛОВНОГО МОЗГА ПРИ ИШЕМИЧЕСКОМ ИНСУЛЬТЕ: АЛГОРИТМЫ ПОЛУЧЕНИЯ И ИНТЕРПРЕТАЦИИ ДАННЫХ

^{1,2}М. Н. Калинин, ^{1,2}М. М. Ибатуллин, ²А. Т. Курадо, ^{1,2}Д. Р. Хасанова, ^{1,2}Л. М. Яушева,
³И. Ш. Рахимов

¹Казанский ГМУ Минздрава России, кафедра неврологии и нейрохирургии ФПК и ППС, г. Казань, Россия

²Межрегиональный клинико-диагностический центр, г. Казань, Россия

³Елабужский институт (филиал) ФГАОУ ВПО КФУ, кафедра биологии и экологии, г. Елабуга, Россия

CEREBRAL PERFUSION IMAGING IN ISCHEMIC STROKE: ALGORITHMS FOR DATA ACQUISITION AND INTERPRETATION

^{1,2}M. N. Kalinin, ^{1,2}M. M. Ibatullin, ²A. T. Curado, ^{1,2}D. R. Khasanova, ^{1,2}L. M. Iausheva,
³I. Sh. Rakhimov

¹Kazan State Medical University, Department of Neurology and Neurosurgery for Postgraduate Training, Kazan, Russia

²Inter-regional Clinical Diagnostic Centre, Kazan, Russia

³Yelabuga College of Kazan Federal University, Department of Biology and Ecology, Yelabuga, Russia

© Коллектив авторов, 2015 г.

На основе данных литературы и нашего собственного опыта пошагово описываются алгоритмы получения и интерпретации перфузионных данных при ишемическом инсульте, обсуждаются показания и противопоказания к проведению исследования, показана роль мультимодальных протоколов визуализации в дифференциальной диагностике масок инсульта (воспаление, опухоль, демиелинизация). При анализе перфузионных данных выделены стадии перфузионных нарушений (компенсация, субкомпенсация, декомпенсация) в контексте их локализации (ядро, пенумбра), сделан акцент на феномене люксорной перфузии, представлены прогностические критерии роста ядра инфаркта и возникновения геморрагической трансформации.

Ключевые слова: компьютерная томография, магнитно-резонансная томография, нейровизуализация, ишемический инсульт, перфузия головного мозга.

Based on the literature review and our own experience, algorithms for cerebral perfusion data acquisition and interpretation are outlined in ischemic stroke using a step-by-step approach. Indications and contraindications to the study are also discussed. The role of multimodal brain imaging protocols in distinguishing stroke mimics (inflammation, tumors, demyelination) is emphasized. By analyzing the data, stages of the perfusion disorders (compensation, subcompensation, and decompensation) have been highlighted in the context of their localization (the infarct core, the penumbra). The luxury perfusion phenomenon is stressed, and prognostic criteria for infarct core growth and development of hemorrhagic transformation are given.

Key words: CT, MRI, brain imaging, ischemic stroke, cerebral perfusion.

Введение. В современной лучевой диагностике все чаще возникает необходимость применения методов не только анатомической визуализации, но и функциональных оценок, к которым, в частности, относятся диффузионные и перфузионные исследования, МР-спектроскопия, функциональная МРТ. К сожалению, в большинстве случаев перфузионные методы используются крайне редко даже при нали-

чии показаний. Как правило, это связано с недостаточным пониманием возможностей этих методик, временными затратами, а также отсутствием четких алгоритмов получения и интерпретации данных.

Перфузионные исследования можно проводить как с применением контрастного вещества (КВ), так и без него (спиновая метка артериальной крови). При очевидных преимуществах бесконтрастной перфузии, ее

клиническое внедрение пока еще ограничено вследствие трудностей в подавлении артефактов и несовершенства алгоритмов обработки данных [1, 2]. КВ, используемые для перфузионных исследований, можно вводить как внутривенно (диффундируемые в паренхиму мозга — КВ для позитронно-эмиссионной томографии и однофотонной эмиссионной КТ, и недиффундируемые — КВ на основе йода или гадолиния для КТ или МРТ), так и ингаляционно (КТ-перфузия с радиоактивным ксеноном). Перфузия с диффундируемым внутривенным или ингаляционным КВ является эталоном, однако требует сложного и дорогостоящего оборудования [3, 4]. На сегодняшний день исследования с недиффундируемым внутривенным КВ широко распространены; при интерпретации их результатов необходимо учитывать, что молекулы КВ во много раз меньше диаметра эритроцитов, поэтому рассчитанные показатели скорости мозгового кровотока (CBF) могут отличаться истинных значений [5, 6].

Среди всех перфузионных исследований, перфузия головного мозга при остром ишемическом инсульте выполняется наиболее часто, поэтому клинические примеры и подходы, рассматриваемые в статье, относятся, прежде всего, к этой патологии. Основные показания к проведению перфузионного исследования у больных с сосудистым поражением головного мозга [7, 8]:

— ишемический инсульт на границе 4,5-часового терапевтического окна — для решения вопроса о целесообразности проведения тромболитической терапии (новая концепция «физиология — это мозг» в противовес устоявшейся «время — это мозг»), если проведение исследования не вызывает существенной задержки в инициации лечения;

— ишемический инсульт в остром периоде — для прогноза роста ядра инфаркта и возникновения геморрагической трансформации (ГТ), оценки эффективности реперфузионной терапии;

— транзиторная ишемическая атака — для оценки области гипоперфузии, прогнозирования развития инфаркта;

— дифференциальная диагностика инсульта и его масок: воспаление, опухоль и псевдотуморозная демиелинизация;

— субарахноидальное кровоизлияние — для оценки областей гипоперфузии вследствие ангиоспазма, прогнозирования развития инфаркта;

— стеноокклюзирующий процесс экстра- и/или интракраниальных артерий — для отбора на оперативное лечение и оценки его эффективности.

Перфузионное исследование нельзя проводить, если имеются противопоказания к применению КВ.

Принцип центрального объема. Перфузионное исследование — это визуализация потока крови, доставляющего кислород к элементу ткани. Иными словами, это своеобразная проверка службы доставки, показателями эффективной работы которой служат расстояние, время и скорость (табл. 1).

Математическая модель, лежащая в основе вычислений всех перфузионных параметров, называется принципом центрального объема. Согласно ей, «идеальная» перфузия — это одностороннее (КВ проходит от артерии до вены один раз, отсут-

Таблица 1

Основные показатели перфузионного исследования

Перфузия = поток	Движение = служба доставки
Время (MTT, TTP, Tmax, T0), с	Время (T), ч
Объем (CBV), мл/100 г	Расстояние (S), км
Скорость (CBF), мл/100 г/мин	Скорость (V), км/ч

ствуют его рециркуляция и экстравазация), равномерное (с течением времени скорость прохождения КВ не изменяется) и прямолинейное (по прямой линии) движение, скорость которого является частным расстояния и времени (рис. 1) [9–11].



Рис. 1. Принцип центрального объема. CBV — объем мозгового кровотока; CBF — скорость мозгового кровотока; TTP — время до пика КВ; Tmax — время до максимума импульсной функции вычета; MTT — среднее время транзита КВ; T0 — время задержки КВ в артерии. TTP; Tmax и T0 отражают состояние макроциркуляции, а нечувствительное к задержке MTT — микроциркуляции. Чувствительное к задержке MTT не позволяет отличить макро- от микроциркуляторных нарушений.

Процесс от получения до интерпретации перфузионных данных можно разделить на 5 этапов:

- 1) «киносъемка»;
- 2) интенсивность сигнала;
- 3) концентрация КВ;
- 4) расчет показателей;
- 5) анализ данных.

«Киносъемка». Как и в кинематографии, в лучевой диагностике существуют два подхода: съемка на позитивную (динамическая по контрастному усилению, DCE) и негативную (динамическая по контрастной восприимчивости, DSC) «киноплёнку» (табл. 2) [12, 13].

Для перфузионного исследования недиффундируемое КВ вводится внутривенно с помощью специ-

ального инжектора. Инъекцию предпочтительнее делать в вены локтевого сгиба правой руки: они достаточно крупные и способны выдержать давление вводимого КВ. Если место инъекции выбрано дистальнее (вены запястья) или проксимальнее (подключичная вена) локтевого сгиба, то существенно изменяется время появления КВ в артериях мозга, поэтому необходима соответствующая коррекция задержки между введением КВ и началом сканирования. При использовании вен левой руки качество исследования может ухудшиться, так как происходит дисперсия болюса (левая подключичная вена длиннее правой) и возможен рефлюкс КВ в яремную вену [14].

Обязательно проверить наличие калибровки трубки на выбранном вольтаже, толщине срезов и фокусе.

- 60–400 мА, оптимально 150 мА.
- Ротация гентри: минимально 0,4 с, оптимально 1 с.
- Режим: киносъемка (cine) либо вкл/выкл (on/off).
- Частота кадров:
 - При киносъемке — минимально 1 кадр в 3 с, оптимально 1 кадр в 2 с.
 - На этапе постобработки — реконструкция 1 к/с.
- Начало сканирования: через 5 с после старта инъекции КВ.

Таблица 2

Способы «киносъемки» в лучевой диагностике

Параметр	DCE-КТ	DCE-MPT	DSC-MPT
Тип «киноплёнки»	Позитив (сигнал ↑)	Позитив (сигнал ↑)	Негатив (сигнал ↓)
Динамика	Контрастное усиление	Контрастное усиление	Контрастная восприимчивость
Физика	Денсивность	T1-релаксация	T2/T2*-релаксация
Концентрация КВ	Линейная	Логарифмическая	Логарифмическая
Артефакты	Мало	Умеренно	Много
Компартмент	Интравакулярный, экстравакулярный	Экстравакулярный	Интравакулярный
Протокол	Перфузия, проницаемость	Проницаемость	Перфузия

«Камера» снимает интравакулярное прохождение КВ в каждом срезе либо методом DCE-КТ, либо DSC-MPT (см. ниже; табл. 3). В отличие от MPT, при КТ-перфузии область сканирования неизбежно ограничена несколькими срезами из-за физических размеров датчиков сканера. Существует несколько путей решения этой проблемы (табл. 4). Для правильного расчета перфузионных параметров важно, чтобы во время всей «киносъемки» объект исследования находился неподвижно. Для этих целей возможно применение специальных фиксаторов или медикаментозной седации, а на этапе постобработки необходимо выявить и программно скорректировать двигательные артефакты.

Технические параметры КТ-перфузии головного мозга у взрослых [7, 9, 10, 14]

- Мультиспиральный КТ-сканер.
- Инжектор.
- Неионное йодированное КВ:
 - Концентрация йода: 300–370 мг/дл, оптимально 350 мг/дл.
 - Объем: 40–50 мл, оптимально 40 мл.
 - Скорость введения: 3–5 мл/с, оптимально 4 мл/с.
 - Изотонический раствор натрия хлорида: 40–50 мл вдогонку (не обязательно).
- Диаметр иглы: 18–20 G (зеленая или розовая канюля).
- Место инъекции: правая рука, локтевая вена.
- 80–120 кВ, оптимально 80 кВ (дополнительный фотоэффект атомов йода и малая доза радиации).

- Время киносъемки: 45–60 с, оптимально 60 с.
- Область сканирования: индивидуально, стандарт — уровень базальных ганглиев. Избегать облучения хрусталиков.

- ×64 КТ-сканер: 4 среза толщиной 5–10 мм, т. е. область сканирования 20–40 мм.

Технические параметры МР-перфузии головного мозга у взрослых [1, 8, 14]

- МР-томограф:
 - Сила магнита: минимум 1,5 Т.
 - Предварительно получают DWI.
 - Эхопланарные последовательности, EPI:
 - ◇ Градиентное эхо T2*-GRE: лучше оцениваются крупные сосуды, мало помех — чаще используется.
 - ◇ Спиновое эхо T2-SE: лучше оценивается микроциркуляция, много помех.
- КВ с гадолинием:
 - Наилучшее КВ — с максимальной релаксивностью (табл. 3).
 - Объем: 0,1 ммоль/кг (T2*-GRE), 0,2 ммоль/кг (T2-SE).
 - Скорость введения: 3–5 мл/с, оптимально 5 мл/с.
- Изотонический раствор натрия хлорида: 20 мл (вдогонку).
- Начало сканирования: за 5 с до старта инъекции КВ для стабилизации магнитного поля.
- Repetition time (TR): 1500 мс (1000–2000 мс).
- Echo time (TE): 60 мс (50–80 мс).
- Толщина срезов: 6 мм (5–10 мм).
- FOV: 24×24 см (от 20×20 до 40×20 см).

- Матрица: 128×128 (от 64×64 до 128×64).
- Количество срезов: 10 (5–20).
- Время сканирования: 60–90 с, непрерывно.
- Частота кадров: 1 кадр в 3 с (TR 2 с или меньше).
- Подавление артефактов: SENSE, ASSET, SMASH, SPEEDER и др.

Таблица 3

Релаксивность КВ, используемых для перфузионных исследований головного мозга у взрослых (плазма крови, температура 37° С, сила магнитного поля 1,5 Т) [15]

Торговое название	T1-релаксивность, л/ммоль·с	T2-релаксивность, л/ммоль·с
Гадовист	5,2	6,1
Дотарем	3,6	4,3
Магневист	4,1	4,6
Мультиханс	6,3	8,7
Омнискан	4,3	5,2
Оптимарк	4,7	5,2
Проханс	4,1	5,0

Мультимодальный КТ-протокол в условиях острого инсульта включает: бесконтрастную КТ (БКТ) головного мозга, КТ-ангиографию (КТА) сосудов головы и шеи, КТ-перфузию. КТ-перфузию лучше проводить после КТА, выждав 5 минут для «вымывания» КВ. Исходные сканы КТА (СТАСI) помогают точнее прицелиться к области интереса, так как острые ишемические очаги видны на СТАСI раньше, чем на БКТ. Реконструкция ангиограмм необходима для правильного выбора референтной артерии на этапе постобработки перфузионных данных (рис. 8). БКТ помогает выявить очаги острой ишемии >6 часов давности, постинсультные кисты и острое кровоизлияние. В целом протокол занимает около 10–15 минут вместе с укладкой и требует введения до 100 мл КВ [19].

Мультимодальный МРТ-протокол при остром инсульте включает: DWI (очаги острейшей и острой ишемии), FLAIR (оценка паренхимы мозга, очагов ишемии давностью >6 часов), градиентные последовательности SWI/SWAN или T2*-GRE (выявление микрогеморрагий и венозной патологии), МР-перфузию, МР-ангиографию в режиме 3D TOF [20, 21].

Таблица 4

Способы увеличения области сканирования при КТ-перфузии головного мозга у взрослых [5, 16–18]

Способ	Принцип	Преимущества	Недостатки
Поочередное сканирование	Инъекция КВ, сканирование одной области, 5 минут перерыв, затем снова инъекция КВ и сканирование другой области мозга	Увеличение области покрытия в 2 раза Высокое временное разрешение сканов Доступно на всех сканерах	Двойная доза КВ и облучения Удлинняется время получения данных
Объемное челночное сканирование	Во время сканирования стол непрерывно движется вперед-назад, при каждом движении происходит спиральное сканирование мозга	Полное покрытие головного мозга МIP и 3D реконструкция перфузионных карт Одна инъекция КВ	Увеличение дозы КВ и облучения Низкое временное разрешение сканов Доступно не на всех КТ-сканерах Требуется специальная программа для постобработки
Пошаговое челночное сканирование	Во время сканирования стол пошагово движется вперед-назад, при этом происходит попеременное сканирование одной из двух областей мозга	Увеличение области покрытия в 2 раза Одна инъекция КВ Доступно на большинстве КТ-сканерах	Увеличение дозы КВ и облучения Низкое временное разрешение сканов
Увеличение числа датчиков	320-срезовый КТ-сканер, спиральное сканирование	Полное покрытие головного мозга МIP и 3D-реконструкция перфузионных карт Одна доза КВ и облучения Высокое временное разрешение Одновременное получение ангиографических данных	Высокая цена КТ-сканера

Мультимодальные протоколы. Следует отметить, что проведение перфузионного исследования без учета дополнительных визуализационных модальностей может привести к грубым ошибкам в расчетах и интерпретации данных. Именно поэтому необходимо использовать мультимодальные протоколы визуализации, а перфузионные данные получать и интерпретировать в самую последнюю очередь.

МР-ангиографию следует провести после МР-перфузии, так как рециркулирующее КВ значительно улучшает качество визуализации артерий. При подозрении на венозный инсульт обязательно проведение градиентных последовательностей и МР-венографии. Протокол занимает около 15–20 минут вместе с укладкой. Для дифференциальной диагностики масок инсульта (опухоли, демиелинизация, воспали-

ние) помимо стандартных T1- и T2-WI режимов, используются также МР-спектроскопия, диффузионно-тензорная визуализация, контрастно усиленные T1-WI последовательности (табл. 5). Возможно комбинирование КТ- и МРТ-модальностей между собой.

Интенсивность сигнала и концентрация КВ. При прохождении КВ по сосудам изменяется интенсивность сигнала в каждом пикселе с течением времени: резкое повышение (КТ) или понижение (МРТ), пик, а затем логарифмическое снижение (КТ) или повы-

шение (МРТ). За время сканирования сигнал не успевает возвратиться к исходному уровню из-за дисперсии, рециркуляции и экстравазации КВ (рис. 2, 5).

Далее, интенсивность сигнала преобразуется в концентрацию КВ для каждого пикселя. Для КТ эта зависимость линейная, так как визуализируется само КВ, для МРТ — логарифмическая, так как видно не КВ, а эффект укорочения времени релаксации (см. рис. 2). По концентрации КВ рассчитываются перфузионные показатели [1, 11, 13].

Таблица 5

Диффузионные, перфузионные и спектральные характеристики ишемического инсульта и его масок [22–27]

Параметр	Инсульт	Воспаление	Демиелинизация	Доброкачественная глиома	Злокачественная глиома
Диффузионные характеристики					
DWI, b=1000	Гиперинтенсивность в первые 7–10 дней, затем свечение или изоинтенсивность	Свечение	Свечение	Свечение	Свечение
ADC	Снижен в первые 7–10 дней, затем норма или повышен	Повышен	Повышен	Повышен	Значительно повышен, в участках некроза и кровоизлияния — иногда снижен
FA	Значительно снижена	Слегка снижена	Слегка снижена	Умеренно снижена или повышена	Значительно снижена
Проводящие пути	Деструкция, позже — смещение из-за отека	Норма или частичная деструкция	Норма или частичная деструкция	Смещение, деструкция	Смещение, деструкция
Перфузионные характеристики					
MTT	Значительно увеличено	Норма, либо незначительно увеличено	Норма, либо незначительно увеличено	Снижено	Значительно снижено. В участках некроза и отека — значительно увеличено
CBV	Значительно снижен	Снижен или норма	Снижен или норма	Умеренно повышен	Значительно повышен. В участках некроза и отека — значительно снижен
CBF	Значительно снижена	Снижена или норма	Снижена или норма	Умеренно повышена	Значительно повышена. В участках некроза и отека — значительно снижена
PS	Норма, в участках склонных к ГТ — умеренно повышен	Норма или незначительно повышен	Норма или незначительно повышен	Норма или незначительно повышен	Значительно повышен
Спектральные характеристики					
NAA	Значительно снижен	Слегка снижен	Слегка снижен	Умеренно снижен	Значительно снижен
Cr	Умеренно или значительно снижен	Норма или слегка снижен	Норма или слегка снижен	Слегка снижен	Значительно снижен
Cho	Умеренно или значительно снижен	Слегка снижен	Умеренно или значительно повышен	Умеренно повышен	Значительно повышен, в участках некроза — значительно снижен
mI	Умеренно или значительно повышен	Умеренно повышен	Слегка или умеренно повышен	Умеренно повышен	Значительно повышен
Lac/Lip	Умеренные пики	Небольшой пик Lac	Нет	Нет	Значительные пики

FA — фракционная анизотропия, PS — произведение проницаемость—площадь поверхности (коэффициент проницаемости гематоэнцефалического барьера), NAA — N-ацетил-аспартат, Cr — креатин, Cho — холин, mI — мио-инозитол, Lac/Lip — лактат/липиды.

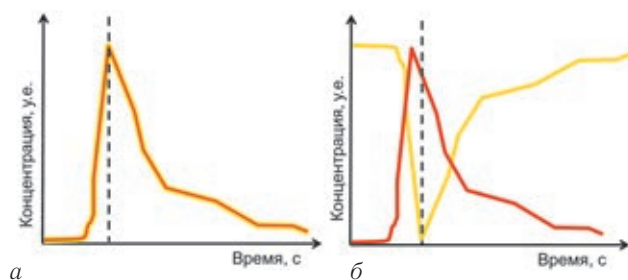


Рис. 2. Зависимость между интенсивностью сигнала и концентрацией КВ: *а* — КТ-перфузия; *б* — МР-перфузия. Желтая кривая — интенсивность сигнала, красная кривая — концентрация КВ.

Расчет показателей. Существуют различные способы расчета перфузионных показателей (табл. 6).

Деконволюция. Принцип центрального объема описывает идеальную перфузию. Однако в реальности движение КВ по сосудам бывает чаще неодносторонним (присутствует рециркуляция и экстравазация), неравномерным и непрямолинейным. Поправка, пре-

выделения (5–10 пикселей) следует установить на сосуде с максимально крутым подъемом (КТ) или спадом (МРТ) интенсивности сигнала от исходного уровня до пика. Особенно тщательно необходимо подойти к выбору артерии: она должна быть достаточно крупной, в неповрежденном полушарии, желательно в поперечном срезе и без признаков гемодинамически значимого стеноза (поэтому сначала нужно оценить данные ангиографии) (рис. 7). Референтную вену обычно устанавливают в одном из венозных синусов. Современные программы постобработки автоматически определяют референтные сосуды, однако всегда следует контролировать правильность такого выбора [9, 10, 14, 32].

При деконволюции из реальной кривой извлекается идеальная — импульсная функция вычета. Перфузионные параметры рассчитываются по идеальной кривой, при этом ТТР является единственным показателем, который вычисляется без деконволюции (рис. 3). Деконволюция невозможна при

Таблица 6

Способы вычисления перфузионных показателей [11, 13, 14, 28–30]

Способ	Принцип	Преимущества	Недостатки
С деконволюцией	Чувствительные и нечувствительные к задержке алгоритмы деконволюции	Близкие к реальным результаты	Выбор референтных сосудов Ресурсоемкие вычисления
Без деконволюции	Максимальный тангенс угла наклона касательной (maximal slope of increase/decrease) Аппроксимация g-кривой (gamma variant fitting)	Не нужно выбирать референтные сосуды Быстрое вычисление Простая концепция	Неточные результаты Не возможно вычислить T _{max} и T ₀
Полуколичественный	Кривые интенсивности сигнала	Не нужно вычислять концентрацию КВ	Неточные результаты

вращающая реальные перфузионные данные в идеальные, называется деконволюцией. Алгоритмы деконволюции подразделяются на две большие группы: чувствительные к задержке («старые») и нечувствительные («новые»). Первые вычисляют «суммарное» МТТ, т. е. среднее время между задержкой КВ в артерии и прохождением его по капиллярам, поэтому склонны к переоценке МТТ и недооценке CBF. Вторые рассчитывают МТТ независимо от T₀ и позволяют различить нарушения макро- от микроциркуляции, при этом значения МТТ и CBF близки к истинным (см. рис. 1, 3) [31]. Разница в вычислении CBV по обоим алгоритмам незначительная. Предпочтительнее использовать нечувствительные к задержке алгоритмы [29]. В описательной части заключения крайне важно указать, какой алгоритм деконволюции использовался: при этом не стоит сравнивать между собой абсолютные значения, полученные разными алгоритмами.

Для проведения деконволюции необходимо указать референтные сосуды. Они выбираются на срезе с максимальной интенсивностью сигнала. Область

наличия двигательных артефактов после достижения пика концентрации КВ, в этом случае ТТР помогает выявить зону гипоперфузии. Ядро инфаркта при этом следует оценивать по CTASI или DWI. Таким образом, зону пенумбры можно будет определить как ТТР-CTASI или ТТР-DWI несоответствие. При наличии двигательных артефактов перед достижением пика концентрации КВ как деконволюция, так и вычисление ТТР невозможны, поэтому такое исследование нельзя объективно интерпретировать. Во всех остальных случаях предпочтение следует отдавать показателям, полученным в результате деконволюции, как наиболее точным [14].

Максимальный тангенс угла наклона касательной. Методика является достаточно старой и уже утратила свою актуальность, так как требует высокой скорости введения КВ — 9–10 мл/с. CBF вычисляется по максимальному тангенсу угла наклона касательной: чем круче угол, тем быстрее скорость (рис. 4).

Аппроксимация γ-кривой. Идеальная кривая, полученная при деконволюции, очень напоминает γ-распределение: крутой подъем до максимума

и логарифмический спуск (рис. 3). Аппроксимация основана на том, что γ -кривая подгоняется под реальную кривую на основе вероятности γ -распределения, без учета референтных сосудов, и чем ближе γ -кривая приближается к импульсной функции вычета, тем точнее полученные значения. Перфузионные показатели рассчитываются по наиболее подходящей

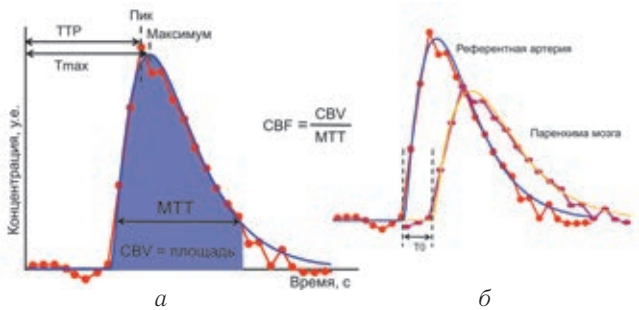


Рис. 3. Деконволюция: *а* — нечувствительный к задержке алгоритм деконволюции. Из реальной кривой (красная) извлекается идеальная — импульсная функция вычета (синяя), по которой рассчитываются все перфузионные параметры, кроме TTP; *б* — вычисление времени задержки T0.

γ -кривой. Аппроксимация γ -кривой обычно используется на консоли сканера для быстрой, предварительной, оценки перфузионных данных. Однако окончательное заключение должно быть сделано только после деконволюции [29, 30].

для карт MTT и Tmax 0–15 с, CBV — 0–10 мл/100 г, CBF — 0–100 мл/100 г/мин (рис. 6) [14]. Если позволяет программа постобработки, из перфузионных карт лучше исключить пиксели крупных сосудов (порог вычета 8 мл/100 г), иначе полученные значения CBF будут несколько завышены, однако при перфузии опухолей мозга этого делать не следует [33].

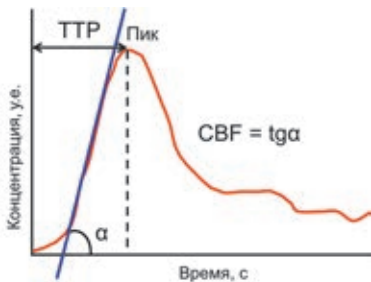


Рис. 4. Максимальный тангенс наклона угла касательной.

КТ или МРТ? Как КТ-, так и МР-перфузия позволяют получить примерно одинаковые данные, однако каждая методика имеет свои преимущества и недостатки (табл. 8). **Анализ данных.** Абсолютные значения CBV и CBF в белом веществе примерно в два раза меньше, чем в коре головного мозга [34, 35]. Для оценки перфузионных данных предпочтительнее полагаться

Таблица 7

Полуколичественная оценка интенсивности сигнала [13]	
Параметр	Комментарий
Высота пика (peak enhancement, PE)	Зависит от дозы КВ, массы тела больного, фактора калибровки по йоду
Время до максимума/минимума (time to maximum/minimum, TTM)	Зависит от дозы КВ, массы тела больного, фактора калибровки по йоду, фракции выброса, стеноза артерий
Положительный/отрицательный интеграл (positive/negative enhancement integral, PEI/NEI)	Связан с CBV, но зависит от дозы КВ и фактора калибровки по йоду
Максимальный тангенс угла наклона касательной (Maximal slope of increase/decrease)	Связан с CBF, но зависит от высоты артериального пика

Полуколичественная оценка. В отличие от ранее рассмотренных способов расчета перфузионных показателей, эта методика является крайне ориентировочной, так как для вычислений используется кривая интенсивности сигнала (табл. 7, рис. 5). **Цветовые схемы перфузионных карт.** Перфузионные показатели вычисляются для каждого пикселя, кодируются цветом в соответствии с выбранной схемой, а затем строятся перфузионные карты. Цветовые схемы не влияют на результаты вычислений, но помогают в визуальной оценке перфузионных карт. Каждый производитель программ постобработки предлагает свои цветовые схемы, однако, наиболее оптимальной и универсальной считается схема ASIST-Ярап, причем для карт времени лучше использовать инвертированную шкалу (чем больше время, тем темнее цвет). Оптимальный диапазон окна

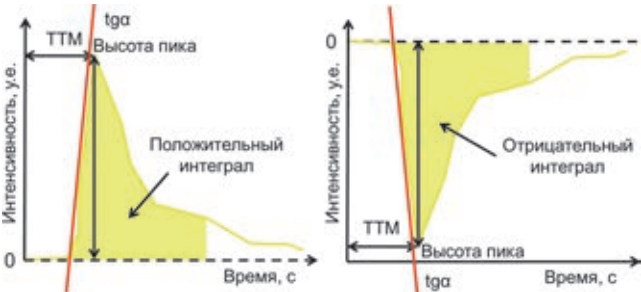


Рис. 5. Полуколичественные показатели интенсивности сигнала.

на относительные значения: во-первых, область интереса обычно захватывает и кору и белое вещество, в результате получается некое «среднее» число, во-вторых, абсолютные значения существенно зависят от алгоритма деконволюции. И поэтому референтная область — зеркальный участок конт-

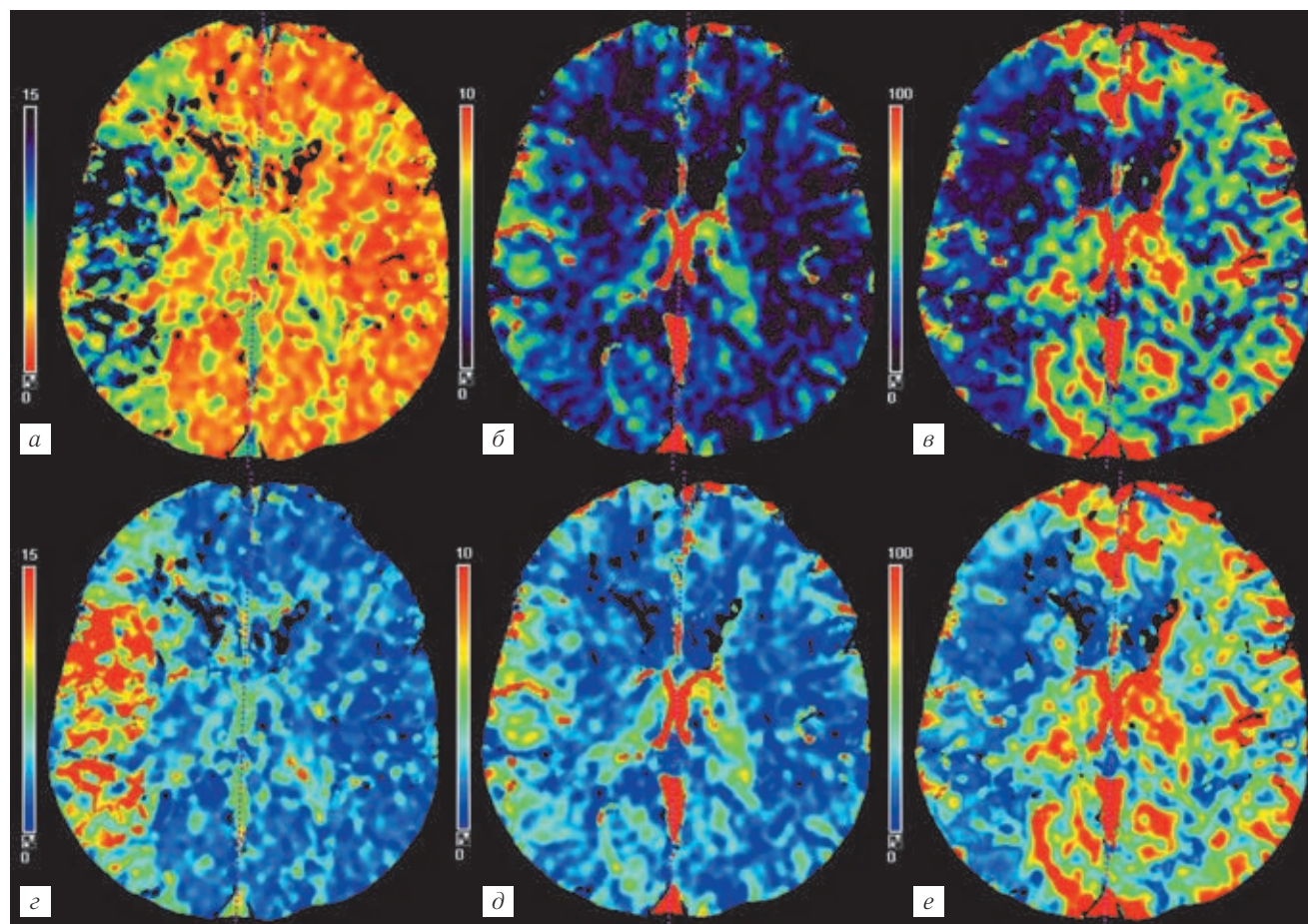


Рис. 6. Цветовые схемы перфузионных карт. Верхний ряд — схема ASIST-Japan (для MTT шкала инвертирована), нижний ряд — схема Toshiba: а, г — MTT; б, д — CBV; в, е — CBF.

Таблица 8

Основные отличия между КТ- и МР-перфузией [1, 12, 13]

Параметр	КТ	МРТ
Мультимодальный протокол	Быстрее	Медленнее
Область сканирования	Ограничена	Весь мозг
Методика сканирования	DCE	DSC
Объем КВ	Больше	Меньше
Скорость введения КВ	Медленнее	Быстрее
Начало сканирования	После инъекции КВ	До инъекции КВ
Концентрация КВ	Линейная	Логарифмическая
Пространственное и временное разрешение	Высокое	Низкое
Чувствительность и артефакты	Меньше	Больше
Совместимость с программами	Проницаемость (PS)	Диффузия (DWI)
Ограничения	Осложнения от КВ, ионизирующая радиация	Противопоказания к МРТ
Стоимость	Дешево	Дорого
Доступность 24/7	Доступна	Малодоступна
Проведение при критических состояниях	Возможно	Сложно

ралатерального полушария или, в случае двустороннего поражения, иной участок мозга без перфузионных нарушений — самый лучший источник нормальных значений. Абсолютные значения помогают ориентироваться в условиях глобальной гипоперфузии при выраженном стенозе всех церебральных артерий, а также при перфузии опухолей мозга.

Перфузионное исследование у пациентов с ишемическим инсультом или транзиторной ишемической атакой должно ответить на следующие вопросы:

- 1) имеется ли зона гипоперфузии?
- 2) присутствует ли ядро инфаркта?
- 3) имеется ли клинически значимое несоответствие?

4) какова степень жизнеспособности ткани несоответствия?

5) какой стадии перфузионных нарушений находится ядро и несоответствие?

6) имеется ли феномен люксорной перфузии?

7) ожидается ли рост ядра инфаркта и возникновение ГТ?

Область гипоперфузии. Для количественного анализа из полученных срезов следует выбрать один, который наиболее полно отражает перфузионные нарушения у данного пациента. Можно проводить оценку всей совокупности имеющихся срезов, но практическая выгода от этого небольшая, а времени на обработку затрачивается много. Наиболее чувствительными в детекции гипоперфузии являются карты времени (MTT или Tmax): гипоперфузия присутствует, если время в области интереса $>145\%$ (рис. 7) [34].

ных картах практически неразличимы. Ядро инфаркта визуализируется на DWI лишь в течение первых 7–10 дней, на поздних сроках его следует оценивать на FLAIR, T1-WI или БКТ. Тромболитическая терапия противопоказана, если ядро инфаркта занимает $>1/3$ территории СМА. Риск развития ГТ высокий, если объем ядра инфаркта $>80–100$ мл [38].

Клинически значимое несоответствие. Разница в процентах между площадью гипоперфузии на картах времени и ядром инфаркта на DWI или картах CBV называется несоответствием. Наиболее точное MTT-eADC или Tmax-eADC несоответствие. При недоступности DWI, определяют MTT-CBV или Tmax-CBV несоответствие. Клинически значимым считается несоответствие $>20\%$, что является одним из показаний к проведению тромболитической терапии (рис. 9). Критерием эффективной реперфузии после проведения тромболитической терапии служит

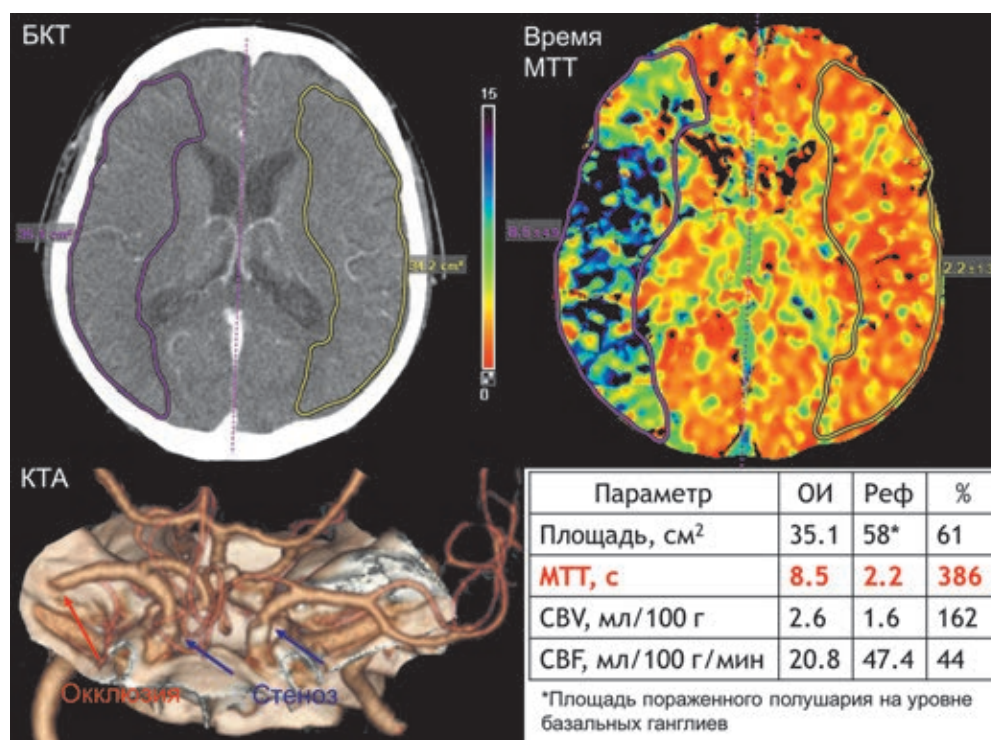


Рис. 7. Оценка области гипоперфузии. Пациент Х., 61 г. КТ-перфузия через 1,5 ч от начала симптомов, нечувствительный к задержке алгоритм деконволюции. Обнаружена окклюзия правой средней мозговой артерии (СМА) и стенозы обеих внутренних сонных артерий (ВСА), поэтому для деконволюции референтной выбрана основная артерия. Область интереса (ОИ) — бассейн правой СМА, гипоперфузия (MTT $>145\%$) занимает 61 % площади правого полушария. Референтной областью (Реф) выбран зеркальный участок в левом полушарии.

Ядро инфаркта. Наиболее точный метод детекции ядра инфаркта в острой стадии — DWI, который выявляет погибшую ткань уже через 20 минут от начала симптомов. Карты экспоненциального измеряемого коэффициента диффузии (eADC) показывают истинные размеры инфаркта, в то время как нативные DWI ($b=1000$) срезы их переоценивают из-за эффекта T2-просвечивания, а карты ADC, наоборот, недооценивают [36]. Если режим DWI недоступен, ядро инфаркта следует оценивать последовательно по картам CBV→CBF→MTT или Tmax (табл. 9, рис. 8). Мелкие очаги ишемии на перфузион-

сокращение зоны несоответствия на $>30\%$ за счет перехода ее в здоровую ткань [39–41].

Жизнеспособность ткани. Степень жизнеспособности ткани несоответствия определяют последовательно по картам CBF→CBV→MTT или Tmax (табл. 9, рис. 9). При доброкачественной олигемии ткань несоответствия выживет вне зависимости от наступившей реперфузии. Обратимое повреждение является тканью под риском и реперфузионная терапия как раз и направлена на ее спасение. При необратимом повреждении реперфузия будет уже неэффективной.

Таблица 9

Перфузионные показатели ядра и пенумбры и их корреляция со степенью жизнеспособности ткани и стадией перфузионных нарушений.
Значения CBV и CBF приведены для коры головного мозга [3, 9, 14, 28, 32, 34, 35, 37]

Параметр	Ядро	Пенумбра			Норма
Степень жизнеспособности ткани	Погибшая ткань	Необратимое повреждение	Обратимое повреждение	Доброкачественная олигемия	Здоровая ткань
Стадия перфузионных нарушений	Декомпенсация	Декомпенсация	Субкомпенсация, декомпенсация	Компенсация, субкомпенсация	Нарушения отсутствуют
МТТ	>8 с	>145%, 7,5–8 с	>145%	>145%	90–145%, 2–4 с
Tmax	>8 с	>145%, 6–8 с	>145%, 4–6 с	>145%	90–145%, 0,5–2 с
CBV	<40%; <2 мл/100 г	>40%	>40%	>40%	90–110%; 3–5 мл/100 г
CBF	<25%; <13 мл/100 г/мин	25–35%; 13–18 мл/100 г/мин	35–75%; 18–38 мл/100 г/мин	75–90%; 38–45 мл/100 г/мин	90–110%; 50–60 мл/100 г/мин

Стадии перфузионных нарушений. В литературе достаточно подробно описаны изменения церебральной гемодинамики при остром инсульте [42, 43]. При анализе перфузионных данных мы предлагаем разграничивать стадии перфузионных нарушений в контексте их локализации — так, в ядре инфаркта, например, может присутствовать феномен люксорной перфузии, перфузионные характеристики которого будут имитировать пенумбру.

Таким образом, мы выделяем три стадии: компенсацию, субкомпенсацию и декомпенсацию (рис. 8–10).

Степень жизнеспособности ткани и стадия перфузионного нарушения помогают спрогнозировать дальнейший рост ядра инфаркта (рис. 9) [3, 44]. Инфарктная зона будет расти, если в области несоответствия имеется одно из следующих:

- необратимое повреждение;
- обратимое повреждение в стадии субкомпенсации с МТТ около 8 с или Tmax >6 с;
- обратимое повреждение в стадии декомпенсации.

Феномен люксорной перфузии. Люксорная перфузия — это феномен, возникающий в ядре инфаркта или постинсультной кисте, паттерн перфузионных нарушений которых не соответствует погибшей ткани; является объективным симптомом реперфузионного повреждения и предиктором ГТ очага. Неосведомленность о люксорной перфузии приводит к ошибкам в интерпретации перфузионных данных [45–50]. Основные причины появления феномена:

- реканализация окклюзированного сосуда;
- реперфузия погибшего участка мозга;
- функционирующие коллатерали;
- неоваскулогенез;
- сброс крови по артериовенозным шунтам.

Наличие феномена следует проверять при появлении однозначного маркера погибшей ткани — очага на БКТ или DWI (рис. 11, 12). Как вариант люксорной перфузии мы выделяем феномен временно-объемной диссоциации: очаг на БКТ или DWI с МТТ или Tmax <145% (гипоперфузия отсутствует) и CBV <40% (инфарктная ткань). Он является следствием выраженной ишемии: гибель эндотелиоцитов, закрытие капилляров и сброс крови по шунтам — реканализация без реперфузии (рис. 13).

Заключение. Таким образом, мы пошагово рассмотрели общие подходы к получению и интерпретации перфузионных данных, а также показания и противопоказания к проведению исследования. Детальное ознакомление с имеющимися в наличии оборудованием и программами постобработки позволит максимально эффективно организовать процесс работы (табл. 10).

Перфузия головного мозга — относительно новый метод, некоторые аспекты его интерпретации неоднозначны и до сих пор обсуждаются, идет постоянная работа по совершенствованию программ

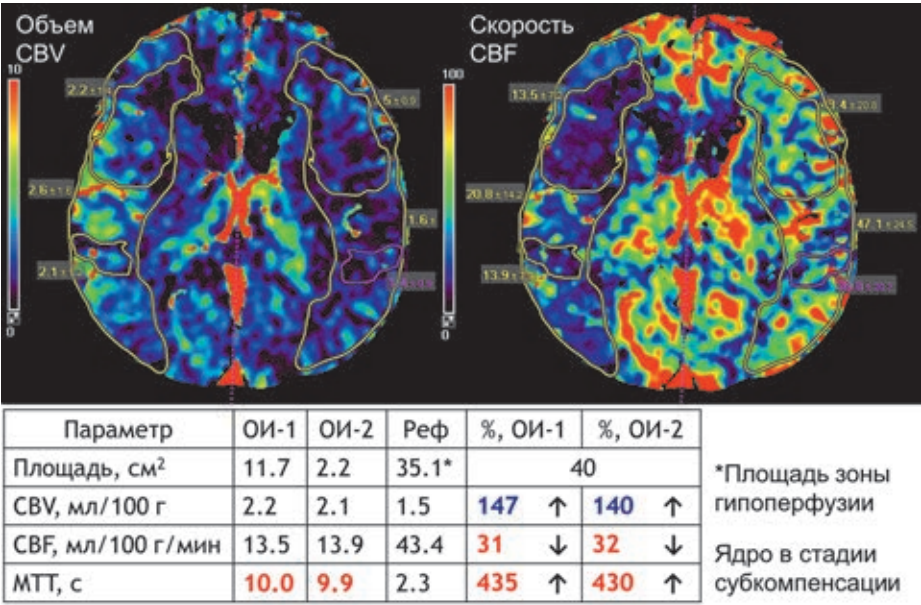


Рис. 8. Оценка ядра инфаркта. Тот же самый пациент, что и на рис. 7. Несмотря на то, что значения CBV — основной маркер ядра инфаркта, зачастую по картам CBV достаточно сложно очертить его контуры, поэтому карты CBV и CBF следует оценивать совместно. У данного пациента внутри зоны гипоперфузии четко видны на картах CBF две области интереса. Их количественный анализ показал, что ядро еще полностью не сформировалось (из трех показателей только время достигло инфарктных значений) и находится в стадии субкомпенсации перфузионных нарушений за счет перераспределения крови по коллатералям. Суммарная площадь ядра занимает 40% площади гипоперфузии.

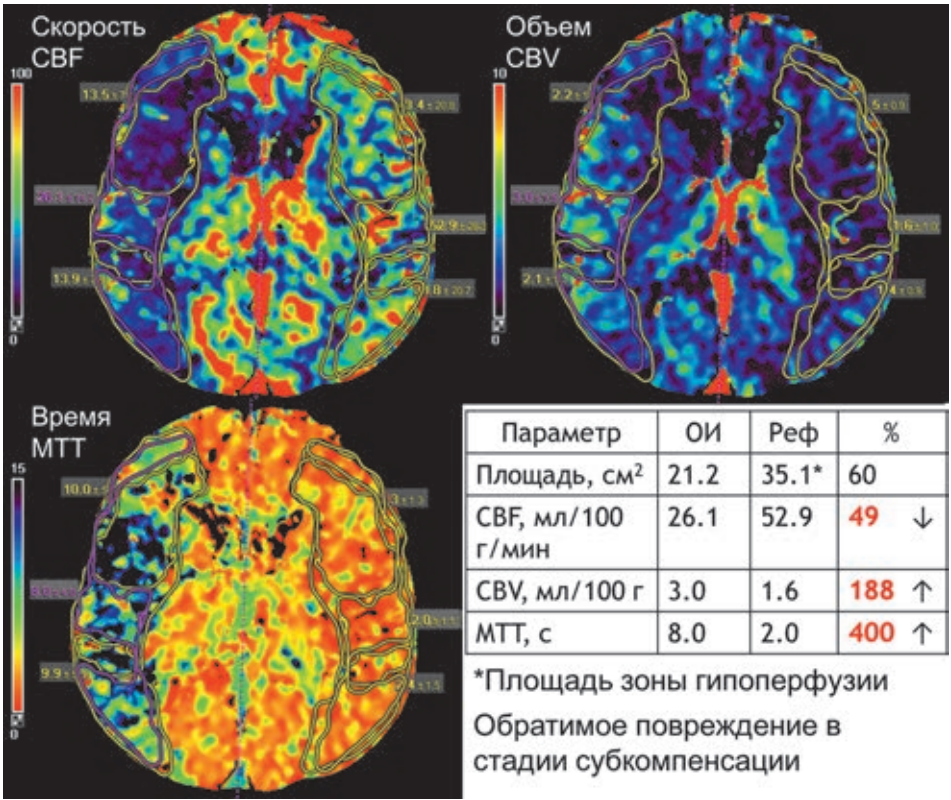


Рис. 9. Оценка клинической значимости, степени жизнеспособности и стадии перфузионных нарушений в области МТТ-CBV несоответствия. Тот же самый пациент, что и на рис. 7 и 8. Клинически значимое несоответствие — 60% площади гипоперфузии. Прогнозируется увеличение ядра до 60%, так как значения МТТ приближаются к инфарктным значениям. Действительно, через 2 суток у этого пациента произошло увеличение ядра инфаркта на 33%.

постобработки и алгоритмов деконволюции. В силу этого приведенные в статье значения перфузионных параметров возможно будут еще уточняться. Однако это ни в коей мере не должно сдерживать применение перфузии в клинической практике, ибо принцип метода и его аналогия со службой доставки, бесспорно, остаются фундаментом для понимания сути перфузионных нарушений, а надежность и вос-

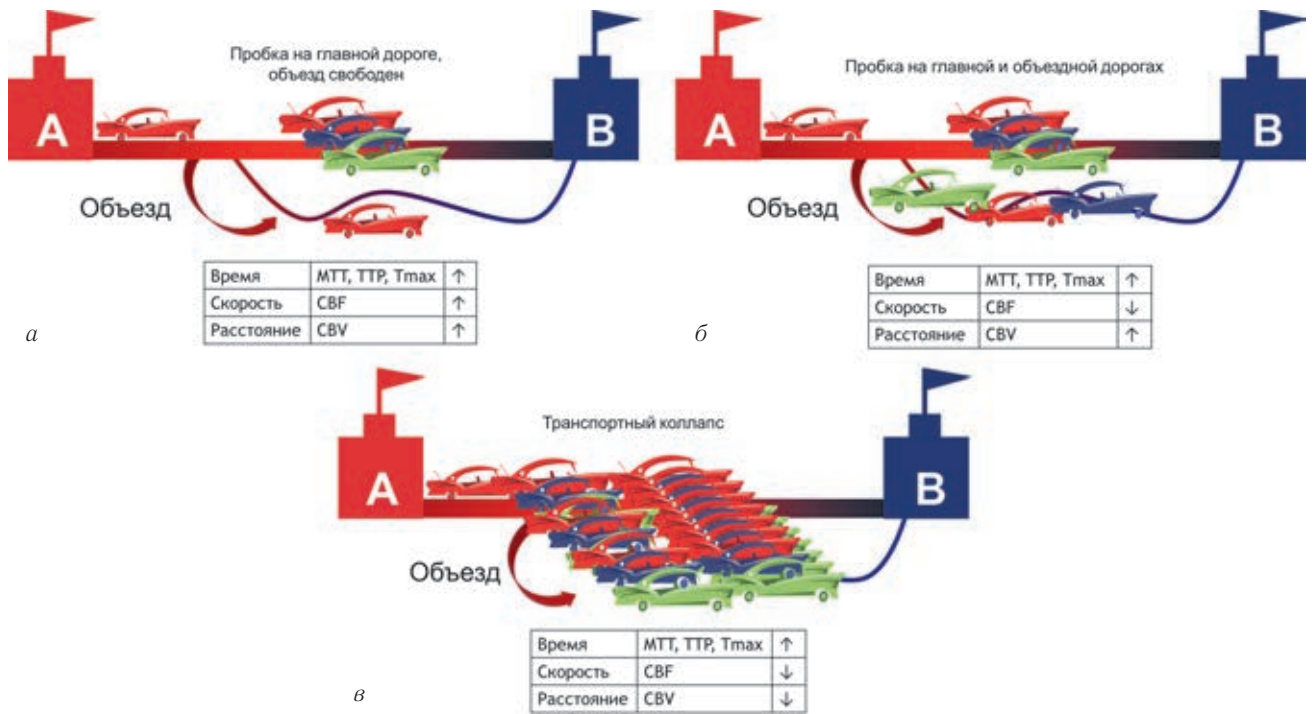


Рис. 10. Стадии перфузионных нарушений; *а* — стадия компенсации; *б* — стадия субкомпенсации; *в* — стадия декомпенсации.

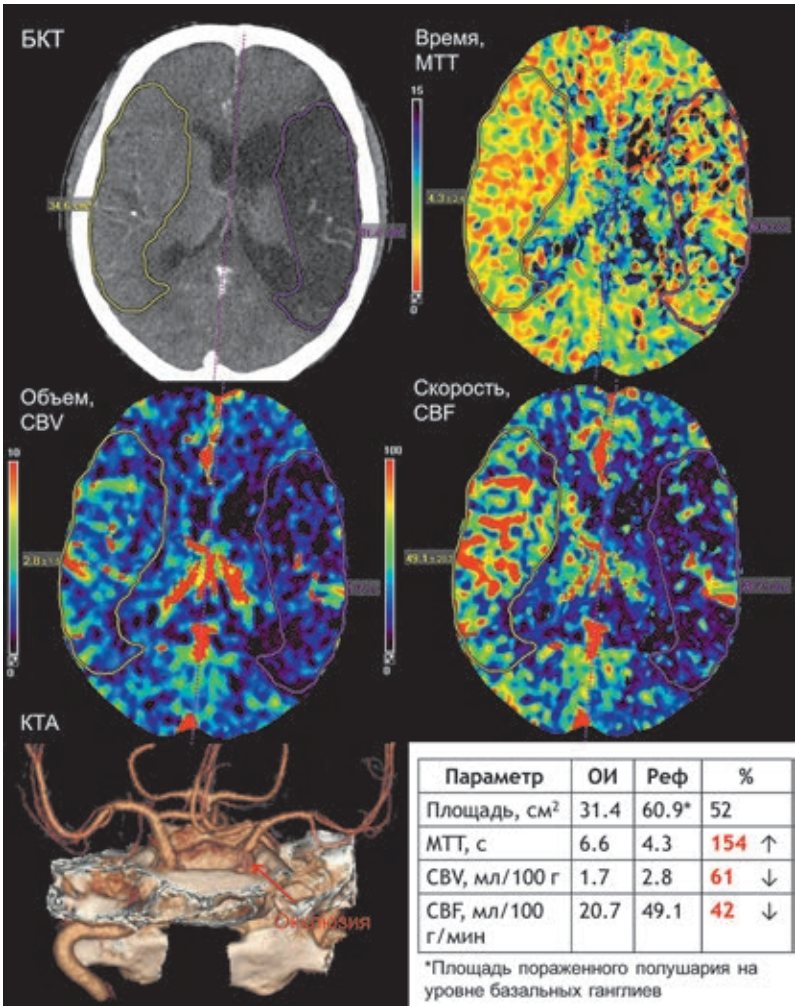


Рис. 11. Феномен люксорной перфузии. Пациент Ч., 56 лет. КТ-перфузия через 7 месяцев после атеротромботического инсульта в бассейне левой СМА, нечувствительный к задержке алгоритм деконволюции. Имитация ткани с обратимым повреждением в стадии декомпенсации вследствие реканализации и частичной реперфузии ядра инфаркта. Сохраняется окклюзия левой ВСА, но произошла полная реканализация левой СМА.

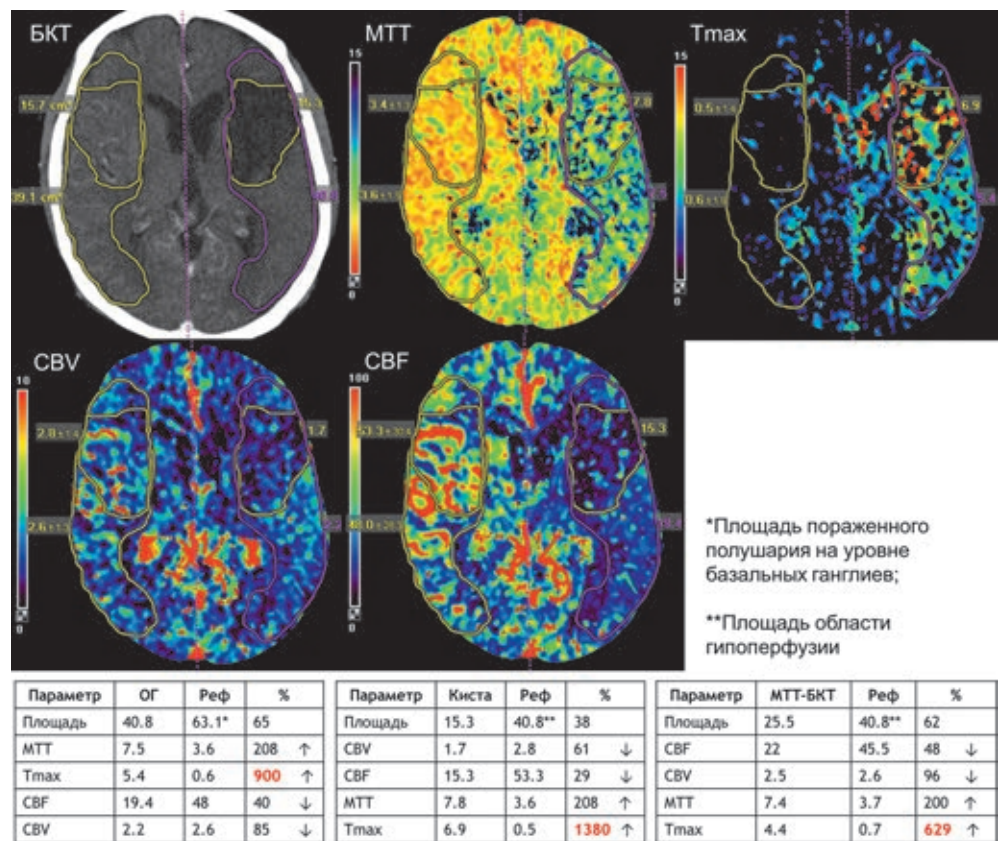


Рис. 12. Феномен люксорной перфузии с МТТ-БКТ несоответствием. Пациент Т., 63 г. КТ-перфузия через 3 месяца после повторного ишемического инсульта в бассейне левой СМА, нечувствительный к задержке алгоритм деконволюции. По данным ультразвукового исследования — окклюзия ВСА и значимый стеноз СМА слева. Проблемы в макроциркуляции, подтвержденные также сверхвысокими значениями Tmax, привели к микроциркуляторным нарушениям — область гипоперфузии (ОГ) по картам МТТ занимает 65% площади левого полушария. Постинсультная киста находится в состоянии люксорной перфузии, имитирует ткань с необратимым повреждением в стадии декомпенсации, что указывает на частичную реперфузию и риск развития ГТ. Несмотря на уже сформировавшуюся кисту, обнаружено клинически значимое МТТ-БКТ несоответствие — 62%, которое находится в состоянии обратимого повреждения на границе между субкомпенсацией и декомпенсацией. Таким образом, у этого пациента высока вероятность развития рецидива инсульта в бассейне левой СМА.

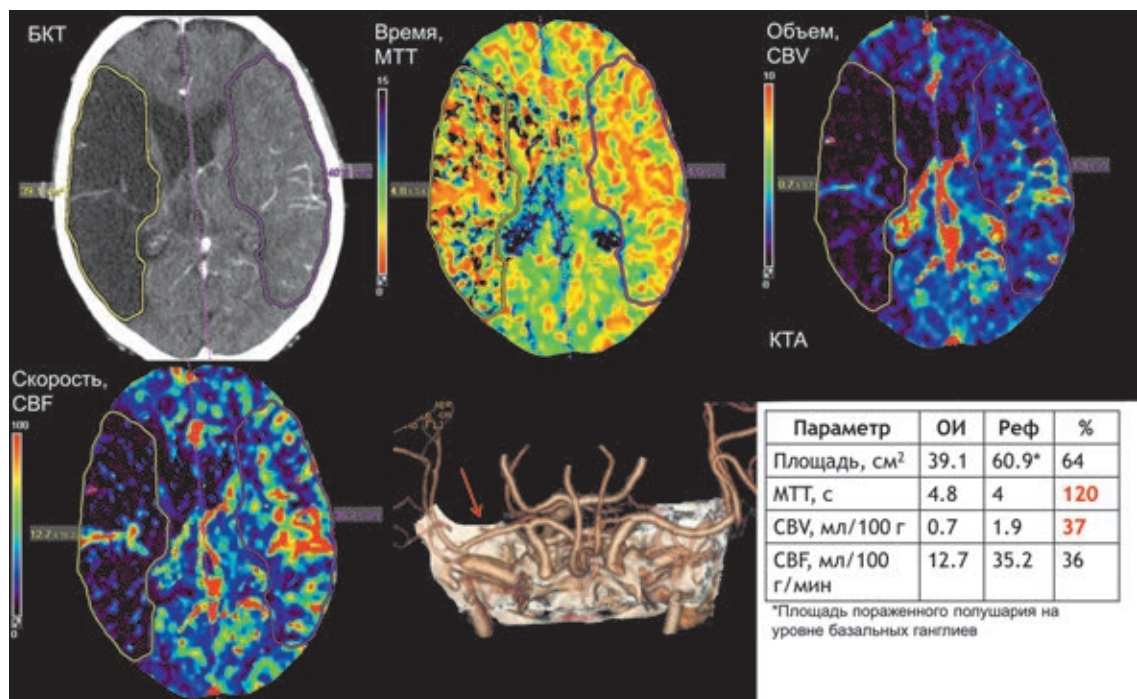


Рис. 13. Феномен временно-объемной диссоциации: реканализация без реперфузии. Пациент А., 57 лет. КТ-перфузия через 4 года после кардиоэмболического инсульта в бассейне правой СМА, нечувствительный к задержке алгоритм деконволюции. Спонтанная реканализация правой СМА (стрелка).

Типичные проблемы и способы их устранения при проведении перфузионных исследований

Этап исследования	Проблема	Способ устранения
«Киносъемка»	Двигательные артефакты	Применение фиксаторов головы и тела. Медикаментозная седация
	Слишком позднее или раннее появление КВ в артериях мозга	Инъекция КВ в локтевую вену правой руки. Коррекция времени задержки сканирования при установке канюли дистальнее или проксимальнее локтевого сгиба. Провести КТА перед КТ-перфузией для учета времени появления КВ в артериях мозга. Время сканирования должно быть не менее 60 с
	Отсутствие КВ в артериях мозга	Проверить наличие канюли в вене, ее проходимость и работоспособность инжектора перед началом исследования
	Не запускается программа сканирования	Проверить настройки сканера и калибровку трубки на выбранной толщине срезов, вольтаже и фокусе
	Плохое качество исходных сканов	Проверить настройки сканера и инжектора. Сканировать в EPI T2*-GRE режиме, включить модуль подавления артефактов. Увеличить время ротации гентри или силу тока в трубке. Использовать КВ с большей концентрацией йода или релаксивностью. Выбрать область сканирования, свободную от металлических или парамагнитных артефактов
Расчет показателей	Кривые интенсивности сигнала с референтных сосудов искажены	Проверить наличие двигательных артефактов и устранить их программно. Проверить правильность выбора референтных сосудов. Неправильно установлено время задержки сканирования
	Перфузионные карты с множеством артефактов	Проверить наличие двигательных артефактов и правильность выбора референтных сосудов. Изменить настройки «кость-воздух». Изменить цветовую схему и настройки окна перфузионных карт. Переключиться на другой алгоритм деконволюции или использовать карты ТТР
Анализ данных	Перфузионные показатели выглядят «бессмысленно»	Правильно выбрать референтную область. Проверить наличие феномена люксорной перфузии. Избегать наложения областей интереса на кости черепа и желудочки мозга. Программно исключить из перфузионных карт пиксели крупных сосудов. Переключиться на другой алгоритм деконволюции. Проверить правильность выполнения протокола исследования на предыдущих этапах. Согласовать с данными других модальностей и клинической картиной

требованность методики в условиях острого инсульта была показана в многочисленных клинических исследованиях [39, 40, 51].

Необходимо еще раз подчеркнуть важность мультимодальной визуализации при цереброваскулярной патологии, позволяющей в полной мере оценить 4 «П»: паренхиму мозга, проходимость сосудов,

пенумбру и проницаемость гематоэнцефалического барьера [52]. И, наконец, правильное и своевременное установление диагноза и прогнозирование развития осложнений немыслимо без тесного сотрудничества между врачами-неврологами, нейрохирургами и лучевыми диагностами как членами единой мультидисциплинарной бригады.

ЛИТЕРАТУРА

1. Cha S. Perfusion MR imaging: basic principles and clinical applications // Magn. Reson Imaging Clin. N. Am.— 2003.— Vol. 11(3).— P. 403–413.
2. Alsop D. C., Detre J. A., Golay X. et al. Recommended implementation of arterial spin-labeled perfusion MRI for clinical applications: A consensus of the ISMRM perfusion study group and the European consortium for ASL in dementia // Magn. Reson. Med.— 2015.— Vol. 73.— P. 102–116.
3. Olivot J. M., Mlynash M., Zaharchuk G. et al. Perfusion MRI (Tmax and MTT) correlation with xenon CT cerebral blood flow in

- stroke patients. *Neurology*.— 2009.— Vol. 72(13).— P. 1140–1145.
4. Yonas H., Pindzola R. P., Johnson D. W. Xenon/computed tomography cerebral blood flow and its use in clinical management // *Neurosurg. Clin. N. Am.*— 1996.— Vol. 7 (4).— P. 605–616.
5. Takahashi S., Tanizaki Y., Kimura H. et al. Comparison of cerebral blood flow data obtained by computed tomography (CT) perfusion with that obtained by xenon CT using 320-row CT // *J. Stroke Cerebrovasc. Dis.*— 2015.— Vol. 24 (3).— P. 635–641.
6. Wintermark M., Thiran J. P., Maeder P. et al. Simultaneous measurement of regional cerebral blood flow by perfusion CT and stable xenon CT: a validation study // *Am. J. Neuroradiol.*— 2001.— Vol. 22 (5).— P. 905–914.
7. ACR-ASNR-SPR practice parameter for the performance of computed tomography (CT) perfusion in neuroradiologic imaging.— 2014.— P. 1–10.
8. ACR-ASNR-SPR practice parameter for the performance of intracranial magnetic resonance perfusion imaging.— 2014.— P. 1–8.
9. Hoeffner E. G., Case I., Jain R. et al. Cerebral perfusion CT: technique and clinical applications. *Radiology*.— 200.— Vol. 231 (3).— P. 632–644.
10. Wintermark M., Sincic R., Sridhar D. et al. Cerebral perfusion CT: technique and clinical applications // *J. Neuroradiol.*— 2008.— Vol. 35 (5).— P. 253–260.
11. Østergaard L. Principles of cerebral perfusion imaging by bolus tracking // *J. Magn. Reson. Imaging*.— 2005.— Vol. 22(6).— P. 710–717.
12. Essig M., Shiroishi M. S., Nguyen T. B. et al. Perfusion MRI: the five most frequently asked technical questions // *Am. J. Roentgenol.*— 2013.— Vol. 200 (1).— P. 24–34.
13. O'Connor J. P., Tofts P. S., Miles K. A. et al. Dynamic contrast-enhanced imaging techniques: CT and MRI // *Br. J. Radiol.*— 2011.— Vol. 84 Spec № 2.— S. 112–120.
14. Joint Committee for the Procedure Guidelines for CT/MR Perfusion Imaging. Procedure Guidelines for CT/MR Perfusion Imaging 2006 // *JCR-JSMRM-ASIST-Japan*.— 2006.— P. 1–29.
15. Rohrer M., Bauer H., Mintorovitch J. et al. Comparison of magnetic properties of MRI contrast media solutions at different magnetic field strengths // *Invest. Radiol.*— 2005.— Vol. 40.— P. 715–724.
16. Roberts H. C., Roberts T. P., Smith W. S. et al. Multisection dynamic CT perfusion for acute cerebral ischemia: the «toggling-table» technique // *Am. J. Neuroradiol.*— 2001.— Vol. 22(6).— P. 1077–1080.
17. Youn S. W., Kim J. H., Weon Y. C. et al. Perfusion CT of the brain using 40-mm-wide detector and toggling table technique for initial imaging of acute stroke // *Am. J. Roentgenol.*— 2008.— Vol. 191 (3).— P. W120–126.
18. Claise B., Gabrillargues J., Chabert E. et al. Advanced Neuroimaging with Computed Tomography Scanning. Theory and Applications of CT Imaging and Analysis / ed. by N. Homma // *InTech*.— 2011.— Vol. 213–232.
19. de Lucas E. M., Sánchez E., Gutiérrez A. et al. CT protocol for acute stroke: tips and tricks for general radiologists // *Radiographics*.— 2008.— Vol. 28(6).— P. 1673–1687.
20. Liebeskind D. S., Alexandrov A. V. Advanced multimodal CT/MRI approaches to hyperacute stroke diagnosis, treatment, and monitoring // *Ann. N. Y. Acad. Sci.*— 2012.— Vol. 1268.— P. 1–7.
21. Chavhan G. B., Babyn P. S., Thomas B. et al. Principles, techniques, and applications of T2*-based MR imaging and its special applications // *Radiographics*.— 2009.— Vol. 29 (5).— P. 1433–1449.
22. Roberts H. C., Roberts T. P., Brasch R. C. et al. Quantitative measurement of microvascular permeability in human brain tumors achieved using dynamic contrast-enhanced MR imaging: correlation with histologic grade // *Am. J. Neuroradiol.*— 2000.— Vol. 21 (5).— P. 891–899.
23. Jain R., Ellika S. K., Scarpace L. et al. Quantitative estimation of permeability surface-area product in astroglial brain tumors using perfusion CT and correlation with histopathologic grade // *Am. J. Neuroradiol.*— 2008.— Vol. 29 (4).— P. 694–700.
24. Nguyen G. T., Coulthard A., Wong A. et al. Measurement of blood-brain barrier permeability in acute ischemic stroke using standard first-pass perfusion CT data // *Neuroimage Clin.*— 2013.— Vol. 22, № 2.— P. 658–662.
25. Lupo J. M., Cha S., Chang S. M. et al. Dynamic susceptibility-weighted perfusion imaging of high-grade gliomas: characterization of spatial heterogeneity // *Am. J. Neuroradiol.*— 2005.— Vol. 26 (6).— P. 1446–1454.
26. Saunders D. E. MR spectroscopy in stroke // *Brit. Med. Bull.*— 2000.— Vol. 56 (2).— P. 334–345.
27. Leclercq D., Trunet S., Bertrand A. et al. Cerebral tumor or pseudotumor? // *Diagn. Interv. Imaging*.— 2014.— Vol. 95(10).— P. 906–916.
28. Bivard A., Levi C., Spratt N. et al. Perfusion CT in acute stroke: a comprehensive analysis of infarct and penumbra. *Radiology*.— 2013.— Vol. 267 (2).— P. 543–550.
29. Abels B., Villablanca J. P., Tomand B. F. et al. Acute stroke: a comparison of different CT perfusion algorithms and validation of ischemic lesions by follow-up imaging // *Eur. Radiol.*— 2012.— Vol. 22 (12).— P. 2559–2567.
30. Patil V., Johnson G. An improved model for describing the contrast bolus in perfusion MRI // *Med. Phys.*— 2011.— Vol. 38 (12).— P. 6380–6383.
31. Calamante F., Christensen S., Desmond P. M. et al. The physiological significance of the time-to-maximum (Tmax) parameter in perfusion MRI // *Stroke*.— 2010.— Vol. 41 (6).— P. 1169–1174.
32. Lui Y. W., Tang E. R., Allmendinger A. M. et al. Evaluation of CT perfusion in the setting of cerebral ischemia: patterns and pitfalls // *Am. J. Neuroradiol.*— 2010.— Vol. 31 (9).— P. 1552–1563.
33. Kudo K., Terae S., Katoh C. et al. Quantitative cerebral blood flow measurement with dynamic perfusion CT using the vascular-pixel elimination method: comparison with H2(15)O positron emission tomography // *Am. J. Neuroradiol.*— 2003.— Vol. 24 (3).— P. 419–426.
34. Wintermark M., Flanders A. E., Velthuis B. et al. Perfusion-CT assessment of infarct core and penumbra: receiver operating characteristic curve analysis in 130 patients suspected of acute hemispheric stroke. *Stroke*.— 2006.— Vol. 37 (4).— P. 979–985.
35. Schaefer P. W., Roccatagliata L., Ledezma C. et al. First-pass quantitative CT perfusion identifies thresholds for salvageable penumbra in acute stroke patients treated with intra-arterial therapy // *Am. J. Neuroradiol.*— 2006.— Vol. 27 (1).— P. 20–25.
36. Engelter S. T., Provenzale J. M., Petrella J. R. et al. Use of exponential diffusion imaging to determine the age of ischemic infarcts // *J. Neuroimaging*.— 2001.— Vol. 11 (2).— P. 141–147.

37. Forkert N. D., Kaesemann P., Treszl A. et al. Comparison of 10 TTP and Tmax estimation techniques for MR perfusion-diffusion mismatch quantification in acute stroke // Am. J. Neuroradiol. — 2013. — Vol. 34 (9). — P. 1697–1703.
38. Singer O. C., Humpich M. C., Fiehler J. et al. Risk for symptomatic intracerebral hemorrhage after thrombolysis assessed by diffusion-weighted magnetic resonance imaging // Ann. Neurol. — 2008. — Vol. 63 (1). — P. 52–60.
39. Hacke W., Albers G., Al-Rawi Y. et al. The Desmoteplase in Acute Ischemic Stroke Trial (DIAS): a phase II MRI-based 9-hour window acute stroke thrombolysis trial with intravenous desmoteplase // Stroke. — 2005. — Vol. 36 (1). — P. 66–73.
40. Nagakane Y., Christensen S., Brekenfeld C. et al. EPITHET: Positive Result After Reanalysis Using Baseline Diffusion-Weighted Imaging/Perfusion-Weighted Imaging Co-Registration // Stroke. — 2011. — Vol. 42 (1). — P. 59–64.
41. Chen F., Ni Y. C. Magnetic resonance diffusion-perfusion mismatch in acute ischemic stroke: An update // World J Radiol. — 2012. — Vol. 4 (3). — P. 63–74.
42. Powers W. J. Cerebral hemodynamics in ischemic cerebrovascular disease // Ann. Neurol. — 1991. — Vol. 29 (3). — P. 231–240.
43. Tsvigoulis G., Alexandrov A. V. Cerebral hemodynamics in acute stroke: pathophysiology and clinical implications // J. Vasc. Interv. Neurol. — 2008. — Vol. 1 (3). — P. 65–69.
44. Gasparotti R., Grassi M., Mardighian D. et al. Perfusion CT in patients with acute ischemic stroke treated with intra-arterial thrombolysis: predictive value of infarct core size on clinical outcome // Am. J. Neuroradiol. — 2009. — Vol. 30 (4). — P. 722–727.
45. Best A. C., Acosta N. R., Fraser J. E. et al. Recognizing false ischemic penumbras in CT brain perfusion studies // Radiographics. — 2012. — Vol. 32 (4). — P. 1179–1196.
46. Sharma V. K., Teoh H. L., Paliwal P. R. et al. Reversed Robin Hood syndrome in a patient with luxury perfusion after acute ischemic stroke // Circulation. — 2011. — Vol. 123 (7). — P. e243–244.
47. Suh H. I., Lee S. W., Eom Y. I. et al. A case of delayed neurological recovery with luxury perfusion and a high intracranial arterial calcification burden // J. Stroke. — 2014. — Vol. 16 (1). — P. 51–53.
48. Morelli N., Morelli J., Rota E. et al. CT perfusion mismatch in subacute stroke: oligemia or luxury perfusion? Response to persistent benign oligemia causes ct perfusion mismatch in patients with intracranial large artery occlusive disease during subacute stroke // CNS Neurosci Ther. — 2013. — Vol. 19 (11). — P. 914–915.
49. Marchal G., Young A. R., Baron J. C. Early postischemic hyperperfusion: pathophysiologic insights from positron emission tomography // J. Cereb. Blood Flow Metab. — 1999. — Vol. 19 (5). — P. 467–482.
50. Li J. J., Chen X. Y., Soo Y. et al. Persistent benign oligemia causes CT perfusion mismatch in patients with intracranial large artery occlusive disease during subacute stroke // CNS Neurosci Ther. — 2013. — Vol. 19 (8). — P. 635–637.
51. Van Seeters T., Biessels G. J., van der Schaaf I. C. et al. Prediction of outcome in patients with suspected acute ischaemic stroke with CT perfusion and CT angiography: the Dutch acute stroke trial (DUST) study protocol // BMC Neurol. — 2014. — Vol. 14. — P. 37.
52. Hoffmann A., Zhu G., Wintermark M. Advanced neuroimaging in stroke patients: prediction of tissue fate and hemorrhagic transformation // Expert Rev. Cardiovasc Ther. — 2012. — Vol. 10 (4). — P. 515–524.

Поступила в редакцию: 7.07.2015 г.

Контакт: Михаил Николаевич Калинин, ninilak@gmail.com

Сведения об авторах:

Михаил Николаевич Калинин — врач-невролог, аспирант, Казанский ГМУ Минздрава России, кафедра неврологии и нейрохирургии ФПК и ППС, 420012, Казань, ул. Бутлерова д. 49; тел.: +7 917 295-97-70, ninilak@gmail.com;
 Мурат Масгутович Ибатуллин — д-р мед. наук, профессор, Казанский ГМУ Минздрава России, кафедра неврологии и нейрохирургии ФПК и ППС, 420012, Казань, ул. Бутлерова д. 49; e-mail: murat.ibatullin@mail.ru;
 Аделя Тафкилевна Курадо — врач-радиолог, ГАУЗ «Межрегиональный клинко-диагностический центр» МЗ РТ, отделение лучевых методов диагностики, 420101, Казань, ул. Карбышева, д. 12а; тел.: +7 843 291-10-24;
 Дина Рустемовна Хасанова — д-р мед. наук, профессор, Казанский ГМУ Минздрава России, кафедра неврологии и нейрохирургии ФПК и ППС, 420012, Казань, ул. Бутлерова д. 49; e-mail: dhasanova@mail.ru;
 Лилия Маратовна Яушева — врач-невролог, аспирант, Казанский ГМУ Минздрава России, кафедра неврологии и нейрохирургии ФПК и ППС, 420012, Казань, ул. Бутлерова д. 49; e-mail: liliya.yausheva@kazansmu.com;
 Ильнур Шавкатович Рахимов — к.м.н., доцент, Елабужский институт (филиал) ФГАОУ ВПО КФУ, кафедра биологии и экологии, 423604, Республика Татарстан, Елабуга, ул. Казанская, д. 89; e-mail: ilnur.rakhimov@gmail.com.

Открыта подписка на 1-е полугодие 2016 года.

Подписные индексы:

Агентство «Роспечать» 57991

ООО «Агентство „Книга-Сервис”» 42177