

# Перфузионная компьютерная томография головного мозга при стеноокклюзирующих поражениях сосудов шеи: оценка вариабельности количественных результатов при использовании разного программного обеспечения для обработки первичных данных

А. В. Вишневская\*, Е. В. Кондратьев, М. Ф. Проскурина,  
М. Д. Смирнов, Г. Г. Кармазановский

ФГБУ «Институт хирургии им. А. В. Вишневского» Минздрава России, Москва

## Brain Computed Tomography Perfusion in Patients with Steno-Occlusive Disease of Brachiocephalic Arteries: Assessment of Variability Quantitative Parameters, Generated by Different Software

A. V. Vishnevskaya\*, E.V. Kondrat'ev, M. F. Proskurina,  
M. D. Smirnov, G. G. Karmazanovsky

A. V. Vishnevsky Institute of Surgery, Moscow

### Реферат

В исследовании оценивалась вариабельность результатов количественных параметров КТ-перфузии головного мозга при использовании разного программного обеспечения в группе пациентов ( $n = 72$ ) со стеноокклюзирующим поражением брахиоцефальных артерий. Исходные данные были последовательно обработаны с использованием трех разных коммерческих программных пакетов обработки (Philips «sensitive», Philips «insensitive» и General Electric), основанных на разных вариантах математической модели деконволюции. В результате было выявлено статистически значимое различие абсолютных параметров перфузии в общей группе пациентов ( $p > 0,005$ ), вычисленных при использовании разных коммерческих программных пакетов. Однако сравнительный корреляционный анализ абсолютных и относительных данных выявил статистически значимую зависимость. Полученные результаты позволяют сделать вывод, что при применении разных коммерческих программных пакетов вариабельность параметров перфузии может повлиять на достоверность оценки особенностей

\* Вишневская Анна Вадимовна, аспирант отделения лучевых методов исследования ФГБУ «Институт хирургии им. А. В. Вишневского» Минздрава России.

Адрес: 117133? г. Москва, ул. Академика Варги, д. 40, кв. 94.

Тел.: +7 (926) 129-15-59. Электронная почта: Vishnevskaya.radiolog@yandex.ru

Vishnevskaya Anna Vadymovna, Postgraduate of the Radiology Department, A.V. Vishnevsky Institute of Surgery.

Address: 40-94, ul. Akademika Varga, Moscow, 117133, Russia.

Phone number: +7 (926) 129-15-59. E-mail: Vishnevskaya.radiolog@yandex.ru

мозговой гемодинамики в клинической практике, и подчеркивают необходимость применения не только идентичных протоколов сканирования, но и идентичных программ обработки.

**Ключевые слова:** компьютерная томография, перфузия, головной мозг, хроническая ишемия, атеросклероз.

### Abstract

The aim of our study was evaluation of the variability of quantitative brain CT-perfusion values in group of patients ( $n = 72$ ) with brachiocephalic artery steno-occlusive disease using different software for data postprocessing. Initial data of CT-perfusion in the total group of patients were subsequently processed, using three different commercial software postprocessing packages (Philips «sensitive», Philips «insensitive» and General Electric). It was revealed that the average absolute value of the perfusion parameter in the general group of patients were significantly different ( $p > 0,005$ ) in case of using different commercial software packages for processing the raw data. But, a comparative correlation analysis of absolute and relative data in general group of patients showed statistically significant high correlation between the data obtained from aforesaid three software packages. As a result, we can conclude that the using of different commercial software packages, based on different versions of mathematical data postprocessing algorithm, provide a significant differences in the resulting of absolute and relative perfusion parameters, and can affect on the accuracy of the cerebral hemodynamics evaluation features in clinical practice. Such differences point to the importance of using not only the identical scanning protocols, but also identical postprocessing software.

**Key words:** Computed Tomography, Perfusion, Brain, Chronic Ischemia, Atherosclerosis.

### Актуальность

В настоящее время КТ-перфузия является наиболее широко распространенным методом оценки особенностей гемодинамических показателей головного мозга [1, 3].

С каждым годом происходит совершенствование как методов сбора и обработки данных, так и программного обеспечения. Однако, в отличие от интерфейса программ, их функции в последующих генерациях и у разных производителей могут существенно, но не столь очевидно отличаться.

В последние годы в нейрорадиологии превалирует направление не только оптимизации, но и стандартизации исследований, что особенно сложно применимо в отношении КТ-перфузии [5, 6, 9, 12, 13]. Несмотря на доказанную объективность метода [1, 3, 8], вариабельность его результатов значимо зависима от

многих факторов: соматического состояния пациента на момент исследования, фракции выброса сердца, особенностей выбора регионов интереса при оценке перфузионных карт, протоколов сканирования и, как будет показано ниже, вариантов постпроцессорной, математической обработки полученных данных [11–14].

В многочисленных работах по анализу и сравнительной оценке количественных результатов КТ-перфузии превалируют данные исследования пациентов с острым нарушением мозгового кровообращения (ОНМК). Это объясняется основной задачей КТ-перфузии – отбором пациентов с ОНМК для тромболизиса и ревазуляризации. Но, несмотря на большое количество научных исследований, остается много нерешенных вопросов о критериях и особенностях

применения метода КТ-перфузии в других сферах, а также использования современных программ первичной обработки данных [6, 7, 10, 11].

В частности, не менее важно адекватное использование метода в динамической оценке особенностей перфузии при хронической ишемии, которая является одним из самых значимых факторов риска в развитии ОНМК. При атеросклеротическом поражении сосудов шеи изменение кровообращения может потребовать многолетнего наблюдения и повторных исследований показателей перфузии головного мозга [2, 4].

В связи с этим остро возникает проблема воспроизводимости результатов абсолютных и относительных показателей перфузии при обследовании пациентов в динамике, а также, учитывая современные тенденции развития технологий КТ-диагностики, проблема обследования пациентов в разных диагностических центрах и проведении масштабных мультицентровых исследований.

**Цель:** оценка вариабельности результатов количественных и качественных параметров КТ-перфузии при использовании разного программного обеспечения в группе пациентов со стенооокклюзирующим поражением брахиоцефальных артерий.

## Материалы и методы

В исследование включены 62 пациента (46 мужчин и 16 женщин) с различной стенооокклюзирующей патологией сосудов шеи, прошедших обследование и лечение на базе ФГБУ «Институт хирургии им. А. В. Вишневского» Минздрава России (далее — Институт хирургии им. А. В. Вишневского).

По клиническим показаниям всем пациентам было выполнено комплекс-

ное обследование головного мозга ( $n = 72$ ), включающее нативное КТ-исследование и КТ-перфузию. Девяти пациентам выполнено 2 обследования в динамике, до и после проведенного хирургического лечения, в том числе 1 из них — 2 контрольных исследования в течение года.

КТ-исследования проводились на 64-срезовом томографе (Brilliance 64, Philips Healthcare, Cleveland, OH) или 256-срезовом томографе (Brilliance iCT, Philips Medical Systems Nederland BV).

Нативное КТ-исследование головного мозга было проведено перед каждой КТ-перфузией по стандартным протоколам для исключения острых ишемических и геморрагических изменений и выбора оптимального уровня последующего сканирования.

Всего проведено 72 КТ-перфузионных исследования:

- 15 (20,8 %) исследований выполнено на 64-срезовом томографе с использованием стандартного протокола сканирования (напряжение 80 кВ, сила тока 120 мАс) и стандартного алгоритма шумоподавления (FBP);
- 57 (79,2 %) исследований выполнено на 256-срезовом томографе с использованием постпроцессорного алгоритма гибридной итеративной реконструкции шумоподавления (iDose5).

Из них в 24 (42,1 %) случаях исследование выполнено по стандартному, рекомендованному производителями сканеров, протоколу (напряжение 80 кВ, сила тока 150 мАс), в 21 (36,8 %) исследование выполнено по рекомендованному низкодозовому протоколу (напряжение 80 кВ, сила тока 100 мАс) и в 12 (21,1 %)

по предложенному нами низкодозовому протоколу (напряжение 80 кВ, сила тока 50 мАс). Болюсное контрастное усиление выполнялось стандартно и включало последовательное введение 40 мл неионного йодсодержащего контрастного препарата (350–370 мг/мл) и 30–40 мл физиологического раствора со скоростью 4 мл/с.

Исследование характера поражения магистральных сосудов шеи включало оценку проходимости брахиоцефального ствола, общих сонных артерий и внутренних сонных артерий с помощью КТ-ангиографии.

#### **Характеристика программных пакетов обработки первичных данных КТ-перфузии**

Оценка полученных первичных данных КТ-перфузионных исследований была проведена одним врачом с использованием 3 коммерческих программных пакетов анализа, основанных на разных вариантах единой математической модели деконволюции.

В качестве первого, базового пакета была использована программа Brain Perfusion (Philips Medical Systems), основанная на стандартном варианте метода деконволюции, не учитывающем возможную задержку времени «прихода» контрастного препарата в единицу ткани головного мозга (time sensitive deconvolution TSD) [7, 10, 11].

Вторым пакетом обработки также являлась программа Brain Perfusion (Philips Medical Systems), однако использующая более современный вариант алгоритма деконволюции, учитывающий возможное время задержки контрастного препарата и независимый от него (time insensitive deconvolution TID) [7, 11].

Третьим пакетом для сравнительной обработки данных была выбрана ком-

мерческая программа другого производителя, также одна из наиболее современных на настоящий момент. Программа CT Perfusion 4D (General Electric) основана на варианте алгоритма деконволюции с усовершенствованным расчетом времени задержки поступления контрастного препарата (block-circulant singular value decomposition – bSVD) [10].

#### **Постпроцессорная обработка данных КТ-перфузии**

Использование разных программных пакетов для оценки данных в общей группе из 72 исследований было последовательным и разделенным во времени. Выбор регионов интереса (ROI) для приносящей артерии (aROI) и выносящей вены (vROI) был фиксированным, с ручным расположением ROI в передней мозговой артерии и верхнем сагиттальном синусе, соответственно для стандартизации вычислений при повторной обработке исходных данных, а также ввиду невозможности, в большинстве случаев, выбрать aROI в средней мозговой артерии на стороне, без значимого стеноокклюзирующего поражения сосудов шеи [9, 13].

Выбор ROI в тканях головного мозга на одном, идентичном, уровне был также стандартизирован и основан на использовании данных модифицированной шкалы оценки размеров острой ишемии ASPECTS [1].

Размеры регионов интереса (10 ROI в каждом исследовании) были одинаковы в контралатеральных полушариях и располагались симметрично в сером веществе коры: ROI 1, 2 – в областях кровоснабжения задней мозговой артерии (Р – по ASPECTS), ROI 3, 8 – в зонах кровообращения средней мозговой

артерии (M1-M6 по ASPECTS, в зависимости от выбранного уровня сканирования), ROI 9, 10 — в областях кровоснабжения передней мозговой артерии (A по ASPECTS). Оценка основных количественных параметров проводилась по построенным с помощью 3 разных программных пакетов КТ-перфузионным картам. Оценивались объем мозгового кровотока (CBV), скорость мозгового кровотока (CBF), время транзита крови (MTT) и время достижения пика контрастирования (TTP). Для сравнительной визуальной оценки разных карт перфузии была выбрана идентичная цветовая шкала.

### **Статистический анализ**

Абсолютные и относительные данные параметров перфузии в общей группе и в малых группах, вычисленные с помощью 3 разных программных пакетов обработки, сравнивались с использованием Т-теста для связанных и независимых выборок. Наличие взаимосвязи между результатами, полученными с помощью разных программных пакетов обработки, оценивалось с помощью корреляционного анализа. Статистическая значимость подтверждалась при  $p < 0,05$ .

### **Результаты и их обсуждение**

#### **КТ-исследование патологии сосудов шеи и их интракраниальных сегментов**

В 12 (16,7 %) случаях КТ-перфузия головного мозга была выполнена по клиническим показаниям пациентам, у которых в дальнейшем, при КТ-ангиографии, не было выявлено значимой стенозирующей патологии магистральных артерий шеи. В 24 (33,3 %) случаях КТ-перфузия была выполнена пациентам с односторонним стенозирующим поражением артерий шеи (сте-

пень стеноза 70–95 %), в 13 (18,1 %) случаях — при двустороннем стенозирующем поражении (степень стеноза 70–95 %), в 14 (19,4 %) случаях при наличии односторонней хронической окклюзии одной из магистральных артерий шеи, без значимой патологии контралатеральных сосудов (отсутствие стенозов более 50 %), в 9 (12,5 %) случаях — при наличии односторонней окклюзии артерии шеи и значимом атеросклеротическом поражении сосудов на контралатеральной стороне (вплоть до субокклюзии). Учитывая вышеперечисленное, из общей группы исследований было сформировано 5 малых групп, в зависимости от особенностей поражения артерий шеи.

#### **Оценка абсолютных и относительных показателей КТ-перфузии**

Для статистического анализа, по данным 10 выбранных ROI дополнительно, математически высчитывали средние показатели параметров перфузии для головного мозга в целом. Относительные параметры перфузии определяли в виде процентной разницы показателей между правым и левым полушариями головного мозга. Вышеперечисленные показатели представлены в табл. 1.

Статистический анализ проводился с использованием вышеописанных показателей в общей группе пациентов и отдельно в малых группах.

При использовании рангового дисперсионного анализа для парных сравнений двух и более связанных выборок выявлено, что средние показатели перфузии в общей группе исследований ( $n = 72$ ), полученные с использованием разного коммерческого программного обеспечения, статистически значимо отличаются друг от друга ( $p < 0,05$ ).

Таблица 1

**Вычисленные средние абсолютные и относительные величины показателей перфузии  
по картам СВУ, СВФ, МТТ, ТТР, в малых группах**

Группы пациентов	Программные пакеты	Средние значения						Процентная разница				
		СВУ, мл/мин	СВФ, мл/100г/мин	МТТ, с	ТТР, с	СВУ, %	СВФ, %	МТТ, %	ТТР, %			
1 (n = 12)	TSD	4,71 ± 0,68	58,3 ± 7,89	5,3 ± 0,48	23,0 ± 4,01	-0,903 ± 8,11	-2,94 ± 11,69	0,20 ± 8,57	-0,46 ± 2,90			
	TID	4,12 ± 1,03	53,07 ± 23,1	4,77 ± 1,96	19,56 ± 4,28	-5,32 ± 12,63	-7,94 ± 8,54	1,11 ± 7,46	0,15 ± 1,99			
	bSVD	2,81 ± 0,71	29,19 ± 7,17	7,24 ± 1,28	12,38 ± 1,85	0,50 ± 1,48	2,27 ± 10,3	0,01 ± 1,11	-0,29 ± 2,08			
2 (n = 24)	TSD	5,32 ± 0,70	62,65 ± 18,78	6,25 ± 1,94	23,0 ± 5,50	1,07 ± 7,34	4,47 ± 15,00	-4,40 ± 13,88	-0,94 ± 3,12			
	TID	5,04 ± 0,71	63,39 ± 11,92	4,62 ± 1,52	17,22 ± 2,95	0,45 ± 5,94	1,84 ± 13,23	-7,54 ± 14,73	-2,03 ± 4,66			
	bSVD	3,66 ± 0,69	35,31 ± 10,15	7,87 ± 1,77	12,93 ± 2,40	-0,10 ± 1,39	2,65 ± 10,93	-0,51 ± 2,18	-1,20 ± 4,08			
3 (n = 13)	TSD	5,24 ± 0,65	61,53 ± 7,78	5,79 ± 10,85	24,7 ± 3,18	1,46 ± 5,86	-6,94 ± 26,58	6,67 ± 19,17	0,68 ± 4,65			
	TID	4,93 ± 1,01	60,90 ± 17,25	4,33 ± 1,54	17,75 ± 1,54	-0,11 ± 7,41	-3,89 ± 11,18	4,69 ± 20,45	2,34 ± 8,09			
	bSVD	3,46 ± 0,66	32,68 ± 10,27	7,93 ± 1,64	12,23 ± 2,41	-0,07 ± 1,30	-4,40 ± 12,61	1,84 ± 4,33	2,20 ± 6,18			
4 (n = 14)	TSD	5,79 ± 0,98	61,35 ± 10,21	6,65 ± 1,20	24,77 ± 3,41	2,18 ± 12,06	22,39 ± 26,05	-20,21 ± 28,90	-5,14 ± 10,13			
	TID	5,25 ± 0,93	56,78 ± 17,61	5,06 ± 1,79	18,19 ± 3,59	1,10 ± 11,41	11,86 ± 25,45	-19,64 ± 25,06	-8,20 ± 11,60			
	bSVD	4,03 ± 0,88	36,40 ± 8,51	8,43 ± 2,11	13,05 ± 1,29	0,49 ± 3,31	16,92 ± 20,66	-2,51 ± 4,37	-6,75 ± 10,13			
5 (n = 9)	TSD	5,76 ± 0,86	65,84 ± 13,33	6,34 ± 0,75	25,45 ± 1,96	-1,73 ± 9,55	7,44 ± 23,50	-7,92 ± 27,05	-1,89 ± 5,16			
	TID	5,26 ± 0,64	55,18 ± 13,16	5,26 ± 1,23	17,57 ± 3,11	0,80 ± 9,80	3,70 ± 18,09	-12,27 ± 22,12	-3,62 ± 9,25			
	bSVD	4,01 ± 0,58	34,77 ± 4,64	8,44 ± 1,40	14,42 ± 1,48	0,09 ± 1,30	12,00 ± 17,54	-2,15 ± 3,33	-3,07 ± 7,18			

При анализе средних показателей межполушарной разницы перфузии были получены аналогичные данные, однако при парном сравнении средних величин относительные показатели перфузии, полученные с помощью программных пакетов Philips и General Electric, в основном значимо не отличались друг от друга ( $p < 0,05$ ).

В то же время корреляционный анализ в общей группе ( $n = 72$ ) показал статистически значимую ( $p < 0,05$ ), сильную ( $R^2 = 0,422 - 0,924$ ) взаимосвязь между средними – абсолютными показателями перфузии, вычисленными с помощью TSD, TID, bSVD, что наглядно представлено в табл. 2.

Аналогичные результаты были получены при оценке корреляции относительных параметров межполушарной разницы перфузии ( $p < 0,01$ ), с наличием сильной корреляции ( $R^2 = 0,401 - 0,924$ ) и представлены в табл. 3.

В малых группах пациентов результаты статистического анализа были более противоречивы, с наличием отдельных парных сравнений, где статистически значимой корреляции выявлено не было. Было отмечено, что корреляция относительных показателей перфузии в малых группах выше, чем

абсолютных показателей. Также прослеживалась тенденция к более сильной корреляции абсолютных и относительных параметров в группах с большим количеством наблюдений. Как в общей, так и в отдельных группах не было выявлено систематической, значимой корреляции между абсолютными и относительными показателями перфузии при использовании для статистического анализа данных отдельных ROI. Выявлены лишь случайным образом распределенные парные корреляции.

### Обсуждение полученных данных

Для получения количественных характеристик перфузии тканей был разработан ряд методов анализа зависимости концентрации контрастного вещества (КВ) от времени, одним из которых является метод обратной свертки, или деконволюции, разработанный L. Axel в 1983 г. [1, 3]. Этот метод основан на принципе центрального объема и отражает наиболее «правильный» характер прохождения КВ через микроциркуляторное русло, максимально приближенный к реальности [1, 3]. Более современной модификацией метода деконволюции является метод сингулярной декомпозиции (Singular Value Decomposition –

Таблица 2

### Результаты парного корреляционного анализа средних значений абсолютных величин CBV, CBF, МТТ и ТТР для головного мозга в целом

Корреляция абсолютных средних величин	CBV, мл/100 г	CBF, мл/100 г/мин	МТТ, с	ТТР, с
TSD / TID	0,784**	0,754**	0,874**	0,890**
TSD / bSVD	0,422**	0,625**	0,868**	0,871**
TID / bSVD	0,401**	0,516**	0,869**	0,924**

Примечание: \* – корреляция значима на уровне 0,05; \*\* – корреляция значима на уровне 0,01.

Таблица 3

**Результаты парного корреляционного анализа процентной разницы средних значений абсолютных величин CBV, CBF, МТТ и ТТР, математически вычисленной между двумя полушариями головного мозга**

Корреляция абсолютных средних величин	CBV, мл/100г	CBF, мл/100г/мин	МТТ, с	ТТР, с
TSD / TID	0,794**	0,235*	0,285*	0,448**
TSD / bSVD	0,725**	0,235*	0,497**	0,663**
TID / bSVD	0,770**	0,449**	0,379**	0,448**

*Примечание:* \* — корреляция значима на уровне 0,05; \*\* — корреляция значима на уровне 0,01.

SVD), суть которого сводится к попытке математического определения причины шумов, мешающих достоверному расчету данных, и их исключения. Благодаря такому усовершенствованию расчетов SVD в настоящее время является наиболее широко используемым методом, заложенным в основу многих коммерческих программных пакетов для построения перфузионных карт [1, 3].

Однако реальная скорость движения контрастного вещества по сосудистому руслу может быть также существенно снижена за счет хронического стенозирующего поражения артерий или за счет острой или хронической их окклюзии, что существенно повлияет на величины рассчитанных показателей перфузии головного мозга [2, 4, 13].

На настоящий момент существуют два основных варианта алгоритма деконволюции, принципиально отличающихся друг от друга [11]. Первый — более старый, не учитывающий возможное снижение скорости кровотока и соответственно «задержку прихода» контрастного препарата в единицу объема ткани головного мозга (Time Sensitive Deconvolution — TSD). При применении этого «зависимого» метода деконволю-

ции возможны ошибки расчета параметров перфузии, с завышением среднего времени транзита крови (МТТ) и снижением скорости кровотока (CBF) в тех тканях, где наблюдается такая «задержка прихода» [7, 10, 11]. Во втором, более современном принципе математической обработки (Time Insensitive Deconvolution — TID), используется усовершенствованный алгоритм расчета задержки поступления контрастного вещества в микроциркуляторное русло головного мозга, что позволяет существенно повысить точность определения абсолютных значений МТТ и CBF [7, 10, 11]. Аналогичные различия в математических принципах расчета наблюдаются при использовании SVD-метода.

Исследование, проведенное А. Bivard [7], было выполнено в большой группе пациентов с ОНМК при использовании коммерческих программных пакетов обработки данных разных производителей, в том числе Philips и General Electric, учитывающих и не учитывающих время задержки контрастного препарата. Была выявлена практически полная идентичность результатов применения разных алгоритмов постпроцессорной обработки для оценки размеров ОНМК,



но только при условии коррекции референсных значений для определения зон ядра и пенумбры.

Такая коррекция была необходима ввиду значимого различия в вычисленных значениях абсолютных показателей параметров перфузии. Однако в аналогичной, более ранней, работе К. Kudo [10] в группе пациентов из 10 человек было продемонстрировано, что при использовании метода TSD размер выявляемой зоны пенумбры был значимо больше, чем при использовании TID, и общие размеры зоны ОНМК хуже коррелировали с результатами МРТ.

Существенным отличием нашего исследования от выполненных ранее было то, что параметры церебральной перфузии оценивались при хроническом стеноокклюзирующем поражении брахиоцефальных артерий. Неоднородность общей группы с последующим выделением малых групп была обусловлена вариабельностью изменений сосудов при хроническом атеросклеротическом поражении.

В исследовании при анализе данных в группах с малой выборкой выявлено отсутствие корреляции абсолютных показателей параметров перфузии (CBV, CBF, MTT, TTP), при вычислении данных с помощью 3 разных вариантов программных пакетов математической обработки. Однако была выявлена статистически значимая ( $p < 0,01$ ), сильная корреляция распределения абсолютных параметров перфузии в общей группе исследований ( $n = 72$ ).

Такие разные результаты корреляционного анализа параметров в группах с большим и малым количеством пациентов можно объяснить высокой вариабельностью показателей перфузии в нормальном сером веществе головного

мозга [1, 6, 9, 12], до настоящего времени не позволяющей создать единые общепринятые стандарты нормальных значений.

Также существенную роль, преимущественно проявляющуюся в малых выборках, могла играть вариабельность результатов перфузии при повторном исследовании одних и тех же пациентов с использованием разных станций обработки данных.

Так, в исследовании Z. Serafin [9] одним и тем же диагностом повторно оценивались параметры перфузии головного мозга у пациентов с хроническим стеноокклюзирующим поражением сосудов шеи, и коэффициент вариабельности достигал 32,5 %.

Стоит отметить, что в вышеописанной работе вариабельность абсолютных показателей перфузии была выше, чем относительных. Также задачей исследователей был выбор лишь одного, большого по размеру, стандартного региона интереса, с автоматически заданной площадью, в то время как в нашем исследовании расчеты проводились по 10 ROI.

Выбор большего количества ROI был обусловлен попыткой максимально полно оценить особенности гемодинамики при различной стеноокклюзирующей патологии сосудов шеи.

Последующее математическое вычисление среднего значения показателей перфузии для головного мозга в целом было попыткой уменьшить вариабельность данных при повторных их оценках, так как в других исследованиях воспроизводимость результатов была выше, при выборе ROI с большей площадью [9, 12, 13].

Относительные показатели межполушарной разницы перфузии (%) отража-

ют наличие хронического перфузионного дефицита, являющегося фактором риска для возникновения как ОНМК, так и осложнений при оперативном лечении. Статистический анализ этих данных был схож с приведенными нами ранее результатами при сравнении абсолютных показателей и отражал статистически значимую, сильную корреляцию распределения относительных параметров перфузии в общей группе исследований ( $n = 72$ ) и менее выраженную корреляцию в малых группах. Однако при сравнении относительных показателей перфузии еще более четко прослеживалась зависимость выраженности корреляции относительных параметров перфузии и количества пациентов в группах.

Стоит также отметить, что в нашем исследовании приносящей артерией во всех случаях была выбрана передняя мозговая артерия, скорость кровотока в которой наиболее равномерна, даже при наличии односторонних стенозов и окклюзий брахиоцефальных артерий, что может объяснить высокую корреляцию значений при использовании *time sensitive* и *time insensitive* алгоритмов [14].

В работе А. Bivard [7] также не выявлялось значимых различий между параметрами перфузии, полученными с помощью алгоритмов деконволюции *time sensitive* и *time insensitive*, принадлежащих одному производителю программного обеспечения, поскольку ROI приносящей артерии стандартно выбирался на контралатеральной, по отношению к окклюзии, стороне.

## Выводы

1. При применении разных программных пакетов обработки данных КТ-

перфузии головного мозга абсолютные значения параметров перфузии будут значимо отличаться, а относительные показатели (межполушарная разница перфузии) будут преимущественно сходны.

2. Корректность применения всех выбранных программ и их схожесть в оценке особенностей мозговой гемодинамики при хроническом стеноокклюзирующем поражении сосудов шеи можно подтвердить сильной корреляцией между полученными абсолютными и относительными данными.
3. При планировании длительного обследования пациентов в динамике и при мультицентровых исследованиях необходимо выбирать не только идентичные программы сканирования, но и идентичные программы обработки данных.
4. Для сравнительной оценки данных в клинической практике в каждом конкретном случае должны быть сохранены в системах ПАКС, РИС не только построенные перфузионные карты, но и первичные данные, позволяющие пересмотреть результаты с использованием одного и того же программного обеспечения.

## Список литературы

1. Корниенко В. Н., Пронин И. Н., Пьяных О. С., Фадеева Л. М. Исследование тканевой перфузии головного мозга методом компьютерной томографии // Мед. визуализация. 2007. № 2. С. 70–81.
2. Липовецкий Б. М., Катаева Г. В. Дифференцированная оценка регионарной перфузии мозга у больных с цереброваскулярным заболеванием в сопоставлении с дальнейшим течением // Мед. визуализация. 2012. № 4. С. 91–95.

3. Семенов С. Е., Хромов А. А., Портнов Ю. М., Нестеровский А. В. Исследование перфузии при нарушениях церебрального кровообращения. Ч. I (История, основные постулаты и методы изучения): Обзор // Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний. 2016. № 1. С. 95–102.
4. Соколова Л. П. Перфузия и кровоснабжение головного мозга при додементных когнитивных расстройствах различного генеза // Радиология — практика. 2011. № 5. С. 51–57.
5. Kondratyev E., Karmazanovsky G. Low radiation dose 256-MDCT angiography of the carotid arteries: effect of hybrid iterative reconstruction technique on noise, artifacts, and image quality // Eur. J. Radiol. 2013. V. 82. № 12. P. 2233–2239.
6. Bennink E., Riordan A. J., Horsch A. D. et al. Fast nonlinear regression method for CT brain perfusion analysis // J. Cereb. Blood Flow Metab. 2013. № 33. P. 1743–1751.
7. Bivard A., Levi C., Spratt N., Parsons M. Perfusion CT in acute stroke: a comprehensive analysis of infarct and penumbra // Radiology. 2013. V. 267. № 2. P. 543–550.
8. Eicker S., Turowski B., Heiroth H. J., Steiger H. J., Hänggi D. A comparative study of perfusion CT and <sup>99m</sup>Tc-HMPAO SPECT measurement to assess cerebrovascular reserve capacity in patients with internal carotid artery occlusion // Eur. J. Med. Res. 2011. № 16. V. 484–490.
9. Serafin Z., Kotarsky M., Karolkiewicz M. et al. Reproducibility of dynamic computed tomography brain perfusion measurements in patients with significant carotid artery stenosis // Acta Radiologica. 2009. V. 50. № 2. P. 226–232.
10. Kudo K., Sasaki M., Yamada K. et al. Differences in CT perfusion maps generated by different commercial software: quantitative analysis by using identical source data of acute stroke patients // Radiology. 2010. № 254. P. 200–209.
11. Man F., Patrie J. T., Xin W. et al. Delay-sensitive and delay-insensitive deconvolution perfusion CT: similar ischemic core and penumbra volumes if appropriate threshold selected for each // Neuroradiol. 2015. V. 57. № 6. P. 573–581.
12. Sanelli P. C., Nicola G., Tsiouris A. J. et al. Reproducibility of postprocessing of quantitative CT perfusion maps // AJR. 2007. № 188. P. 213–218.
13. Turk A. S., Grayev A., Rowley H. A., Field A. S., Turski P., Pulfer K. Variability of clinical CT perfusion measurements in patients with carotid stenosis // Neuroradiol. 2007. № 49. P. 955–961.
14. Bennik E., Oosterbroek J., Horsch A. D. et al. Influence of thin slice reconstruction on CT brain perfusion analysis // PLoS One. 2015. V. 10. № 9. P. 1–14.

## References

1. Kornienko V. N., Pronin I. N., Pyanykh O. S., Fadeeva L. M. Study of brain perfusion, using CT. Med. Vis. 2007. No. 2. P. 70–81 (in Russian).
2. Lipovetsky B. M., Kataeva G. V. Differentiated evaluation of regional cerebral perfusion in patients with cerebrovascular disease compared with the further passage. Med. Vis. 2012. No. 4. P. 91–95 (in Russian).
3. Semenov S. E., Khromov A. A., Portnov Yu. M., Nesterovsky A. V. Perfusion study in disorders of cerebral circulation. Part I (history, basic postulates and research methods). Overview. Complex problems cardiovascular diseases. 2016. No. 1. P. 95–102 (in Russian).
4. Sokolova L. P. Perfusion and cerebral blood flow during cognitive dysfunction

- tnyh disorders of various origins. Radiologiya – praktika. 2011. No. 5. P. 51–57 (in Russian).
5. *Kondratyev E., Karmazanovsky G.* Low radiation dose 256-MDCT angiography of the carotid arteries: effect of hybrid iterative reconstruction technique on noise, artifacts, and image quality. Eur. J. Radiol. 2013. V. 82. No. 12. P. 2233–2239.
  6. *Bennink E., Riordan A. J., Horsch A. D. et al.* Fast nonlinear regression method for CT brain perfusion analysis. J. Cereb. Blood Flow Metab. 2013. No. 33. P. 1743–1751.
  7. *Bivard A., Levi C., Spratt N., Parsons M.* Perfusion CT in acute stroke: a comprehensive analysis of infarct and penumbra. Radiology. 2013. V. 267. No. 2. P. 543–550.
  8. *Eicker S., Turowski B., Heiroth H. J., Steiger H. J., Hänggi D.* A comparative study of perfusion CT and <sup>99m</sup>Tc-HMPAO SPECT measurement to assess cerebrovascular reserve capacity in patients with internal carotid artery occlusion. Eur. J. Med. Res. 2011. No. 16. V. 484–490.
  9. *Serefin Z., Kotarsky M., Karolkiewicz M. et al.* Reproducibility of dynamic computed tomography brain perfusion measurements in patients with significant carotid artery stenosis. Acta Radiologica. 2009. V. 50. No. 2. P. 226–232.
  10. *Kudo K., Sasaki M., Yamada K. et al.* Differences in CT perfusion maps generated by different commercial software: quantitative analysis by using identical source data of acute stroke patients. Radiology. 2010. No. 254. P. 200–209.
  11. *Man F., Patrie J. T., Xin W. et al.* Delay-sensitive and delay-insensitive deconvolution perfusion CT: similar ischemic core and penumbra volumes if appropriate threshold selected for each. Neuroradiol. 2015. V. 57. No. 6. P. 573–581.
  12. *Sanelli P. C., Nicola G., Tsiouris A. J. et al.* Reproducibility of postprocessing of quantitative CT perfusion maps. AJR. 2007. No. 188. P. 213–218.
  13. *Turk A. S., Grayev A., Rowley H. A., Field A. S., Turski P., Pulfer K.* Variability of clinical CT perfusion measurements in patients with carotid stenosis. Neuroradiol. 2007. No. 49. P. 955–961.
  14. *Bennik E., Oosterbroek J., Horsch A. D. et al.* Influence of thin slice reconstruction on CT brain perfusion analysis. PLoS One. 2015. V. 10. No. 9. P. 1–14.

### Сведения об авторах

**Вишневская Анна Вадимовна**, аспирант отдела лучевых методов диагностики и лечения ФГБУ «Институт хирургии им. А. В. Вишневского» Минздрава России.  
Адрес: 117133, г. Москва, ул. Академика Варги, д. 40, кв. 94.  
Тел.: +7 (926) 129-15-59. Электронная почта: Vishnevskaya.ani@yandex.ru

**Vishnevskaya Anna Vadimovna**, Postgraduate of Department of Radiological Methods of Diagnosis and Treatment of A. V. Vishnevsky Institute of Surgery, Ministry of Healthcare of Russia.  
Address: 40-94, ul. Academica Varga, Moscow, 117133, Russia.  
Phone number: +7 (926) 129-15-59. E-mail: Vishnevskaya.ani@yandex.ru

**Кондратьев Евгений Валерьевич**, кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник отдела лучевых методов диагностики и лечения ФГБУ «Институт хирургии им. А. В. Вишневского» Минздрава России.  
Адрес: 117997, г. Москва, ул. Большая Серпуховская, д. 27.  
Тел.: +7 (926) 764-39-86. Электронная почта: Evgenykondratiev@gmail.com

**Kondrat'ev Evgeny Valerevich**, Ph. D. Med., Researcher in of Department of Radiological Methods of Diagnosis and Treatment of A. V. Vishnevsky Institute of Surgery, Ministry of Healthcare of Russia.  
Address: 27, ul. Bolshaya Serpuhovskaya, Moscow, 117997, Russia.  
Phone number: +7 (926) 764-39-86. E-mail: Evgenykondratiev@gmail.com

**Проскурина Марина Федоровна**, кандидат медицинских наук, медицинский советник отдела КТ, GE Healthcare Russia&CIS.

Адрес: 123317, г. Москва, Пресненская наб. д. 10, блок С, 12-й эт.  
Тел. : +7 (495) 739-69-31. Электронная почта: Marina.Proskurina@ge.com

**Proskurina Marina Fedorovna**, Ph. D. Med., Clinical Lider CT, «GE Healthcare Russia&CIS».  
Address: 10 C, nab. Presnenskaya, 12th floor, Moscow, 123317, Russia.  
Phone number: +7 (495) 739-69-31. E-mail: Marina.Proskurina@ge.com

**Смирнов Максим Дмитриевич**, кандидат медицинских наук, старший специалист по клиническому применению МСКТ компании ООО «Филипс».  
Адрес: 123022, г. Москва, ул. Сергея Макеева, д. 13.  
Тел. : +7 (916) 651-43-44. Электронная почта: Maxim.Smirnov@philips.com

**Smirnov Maksim Dmitrievich**, Ph. D. Med., Senior Clinical Application Specialist MDCT, «PHILIPS».  
Address: 13, ul. Sergeya Makeeva, Moscow, 123022, Russia.  
Phone number: +7 (916) 651-43-44. E-mail: Maxim.Smirnov@philips.com

**Кармазановский Григорий Григорьевич**, доктор медицинских наук, профессор, заведующий отделом лучевых методов диагностики и лечения ФГБУ «Институт хирургии им. А. В. Вишневского» Минздрава России.  
Адрес: 117997, г. Москва, ул. Большая Серпуховская, д. 27.  
Тел. : +7 (916) 118-50-37. Электронная почта: Karmazanovsky@yandex.ru

**Karmazanovsky Grigory Grigorevich**, M. D. Med., Professor, Head of Department of Radiological Methods of Diagnosis and Treatment of A. V. Vishnevsky Institute of Surgery, Ministry of Healthcare of Russia.  
Address: 27, ul. Bolshaya Serpuhovskaya, Moscow, 117997, Russia.  
Phone number: +7 (916) 118-50-37. E-mail: Karmazanovsky@yandex.ru

**Финансирование исследования и конфликт интересов.**

*Исследование не финансировалось какими-либо источниками. Авторы заявляют, что данная работа, ее тема, предмет и содержание не затрагивают конкурирующих интересов.*