

УДК 53.072.8

ВЛИЯНИЕ ИТЕРАЦИОННЫХ АЛГОРИТМОВ НА КАЧЕСТВО ИЗОБРАЖЕНИЯ И ПОЛУКОЛИЧЕСТВЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ НАКОПЛЕНИЯ РФП

Емельяненко Е.В., Тарутин И.Г., Дзюбан А.В.

РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова, Минск, Беларусь

zheka-ava@mail.ru

Исследовано влияние параметров итерационных алгоритмов реконструкции, используемых в позитронно-эмиссионной томографии, на полуколичественные показатели и качество диагностического изображения в клинических условиях. Получены функции зависимости стандартизованного показателя накопления и метаболического объема от количества итераций и подмножеств. Рассмотрены особенности влияния итерационных алгоритмов реконструкции на образования размером 6 мм. Исследованы 10 пациентов, проведено их сканирование с использованием итерационного алгоритма VPHD с включенной PSF функцией, времяпролетной технологией TOF. Проанализировано влияние указанных параметров сканирования на контраст, шум и соотношение сигнал/шум. Представлены графики зависимости полуколичественных характеристик от количества итераций и подмножеств. Произведена оценка изменения полуколичественных значений накопления радиофармацевтического препарата при варьировании диапазона итераций. Предложены методы оптимизации диагностических протоколов сканирования пациентов. Выполнена проверка полученных результатов на примере диагностического изображения.

Ключевые слова: итерация, подмножество, стандартизованный показатель накопления, шум, контраст.

ВВЕДЕНИЕ

Основным преимуществом позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ), совмещенной с компьютерной томографией, является возможность количественного определения накопления радиофармацевтического препарата (РФП). Наиболее распространенным параметром, используемым для измерения накопления РФП в исследованиях ПЭТ, является стандартизованный показатель поглощения (SUV). SUV является полуколичественным показателем нормализованной концентрации РФП на ПЭТ изображениях.

На расчеты SUV существенное влияние оказывает множество факторов, которые на первый взгляд могут казаться незначительными. Учет ограничений, связанных с интерпретацией SUV, имеет важное значение для их корректного использования [1].

В процессе описания диагностического изображения по расчетам SUV, но без учета значений реконструкционных параметров, может появиться ряд ошибок. В следствие может быть принято некорректное решение в отношении дальнейших процессов диагностики и лечения пациентов.

Большинство факторов, которые меняют SUV, влияют и на измерение концентрации РФП. Биологические факторы, такие как: уровень глюкозы в крови пациента, поглощение, время трассирующего и дыхательного движений, могут оказать существенное влияние на измерения SUV. Технологические факторы, например, параметры реконструкции, тип итерационного алгоритма, режим сбора данных также имеют немаловажное значение. Таким образом, с целью получения корректной динамической картины развития патологического процесса важно учитывать как

можно больше факторов при сканировании одного и того же пациента [2].

Интерес к использованию FDG (фтордезоксиглюкоза) PET для оценки раннего отклика на терапию увеличил значимость количественных измерений. Отклик, обнаруженный с помощью ПЭТ, может предсказать окончательную реакцию на терапию. Визуальная оценка картины распределения РФП с целью оценки первичного отклика на терапию может быть неочевидной, в то время как количественная оценка, такая как SUV, играет существенную роль в получении корректной оценки, сопровождаемой количественными данными. Клинические исследования, проведенные на сегодняшний день, показывают, что большинство опухолей, реагирующих на терапию, показывают снижение SUV на 20–40% в начале курса лечения [3–4]. Это подчеркивает необходимость учета параметров диагностического протокола.

Целью данного исследования является оценка влияния количества итераций на полуколичественные характеристики и качество диагностического ПЭТ изображения.

ФАКТОРЫ, ВЛИЯЮЩИЕ НА ПОЛУКОЛИЧЕСТВЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ И КАЧЕСТВО ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Факторы, влияющие на SUV можно разделить на две группы:

- а) биологические факторы;
- б) технические факторы, зависящие от программного обеспечения и оборудования.

К биологическим факторам относятся: экстравазация, подготовка пациента, время между сканирова-

нием и инъекцией, вес пациента, эффект частичного объема.

Подготовка пациента: определяется содержание глюкозы в плазме. Повышенное содержание глюкозы в плазме будет конкурировать с FDG (аналогом глюкозы), уменьшая поглощение (РФП) в опухоли. В конечном итоге, чрезмерное поглощение РФП скелетными мышцами, независимо от этиологии, уменьшает как доступную FDG для поглощения опухоли (уменьшение опухолевого SUV), так и потенциально скрывает повреждения внутри или рядом с этой гиперметаболической мышцей.

Время между сканированием и инъекцией: накопление ФДГ в тканях, как правило, увеличивается как в нормальных, так и в злокачественных тканях, по крайней мере, за 90 минут до начала нормального выведения (некоторые исследования предполагают, что повышение уровня поглощения может занять до 3 часов). Если два сканирования имели существенно разные временные задержки перед сканированием, сравнение SUV может быть полностью ошибочным. Следовательно, соблюдение стандартизированных протоколов визуализации имеет важное значение при ПЭТ / КТ-сканировании (что может быть невозможно, если пациент ранее сканировался в другом учреждении).

Экстравазация (процесс случайного попадания лекарственных препаратов внутривенно и/или в подкожную клетчатку в месте сосудистого доступа): экстравазированный ФДГ может вызывать ложноположительное поглощение в соседних узлах и сосудах. Кроме того, результирующее уменьшение доступного FDG для кровообращения в организме (и абсорбции в опухоли) может привести к ложноотрицательным результатам [5].

Наиболее распространенными стандартизированными показателями накопления РФП в патологическом очаге, используемые в практической деятельности, являются: средний или максимальный SUV всех вокселей (элемент объемного изображения, содержащий значение элемента растра в трёхмерном пространстве, воксели являются аналогами двумерных пикселей для трёхмерного пространства) в пределах ROI (SUVmean (среднее) и SUVmax (максимальное) , соответственно). SUVmean включает в себя информацию из нескольких вокселей, что делает его менее чувствительным к шуму изображения. Однако измеренное значение SUV будет варьироваться в зависимости от того, какие воксели включены в среднее значение. Таким образом, оно чувствительно к определению ROI и подвержено изменчивости [6]. SUVmax является самым высоким значением вокселя в пределах ROI, поэтому не зависит от определения ROI (при условии, что воксел с самой высокой концентрацией активности включен), но более чувствителен к шуму.

К факторам, зависящим от программного обеспечения и оборудования, оказывающим влияние на

SUV, относятся: особенности контурирования потенциального патологического очага; коррекция поглощения; параметры реконструкционного алгоритма (количество подмножеств и итераций); включение дополнительных функций (PSF), аксиальные фильтры, времяпролетная технология (time of flight – TOF).

Особенности контурирования. При измерении SUV вокруг области поражения рисуется область интереса (ROI). Важно убедиться, что в эту область интереса входит только поражение. Очень легко непреднамеренно включить смежные гиперметаболические структуры в область интереса (часто наблюдаемую с поражениями рядом с сердцем, мочевым пузырем, печенью или мозгом), ложно увеличивая измеренный SUV.

Коррекция поглощения. В некоторых случаях (как правило, в старых устройствах ПЭТ / КТ) коррекция ослабления изображений ПЭТ может привести к ложно повышенной метаболической активности в областях с высокой плотностью КТ (например, металлические устройства, контраст для полости рта, кальцификация). В таких случаях эти области должны просматриваться на изображениях NAC (без коррекции ослабления). Если эти области также не являются гиперметаболическими на изображениях NAC (серия изображений, реконструированная без коррекции поглощения), то их очевидное повышенное поглощение FDG на изображениях AC является артефактом [7].

Помимо всех рассматриваемых факторов, влияющих на полуколичественные показатели, значительный эффект могут оказывать *параметры итерационного алгоритма реконструкции диагностических изображений*. В данном исследовании использовался итерационный алгоритм VPHD. Как правило, пользователь использует параметры итерационного алгоритма (итерации и подмножества) для улучшения визуального восприятия диагностического изображения. Также недооценено влияние PSF функции (используемой по заявлению производителя для улучшения пространственного разрешения) и TOF (времяпролетная технология) на полуколичественные характеристики и качество изображения [8]. Исследования, выполняемые с использованием фантомов, не позволяют в полной мере выполнить качественную оценку изменения полуколичественных показателей в зависимости от параметров реконструкции. Кроме того, фантомы представляют идеальную модель, лишенную всех особенностей, рассматриваемых выше (за исключением эффекта частичного объема). Очевидно, что эффекты, вызванные изменением параметров итерационного алгоритма, будут проявляться на всех патологических очагах (или структурах фантомов, используемых для имитации патологических очагов). Однако, наибольший интерес вызывает изучение структур размером 6–8 мм, что соответствует границам пространственного разрешения ПЭТ [9].

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследования выполнялись на аппарате *DISCOVERY 710* производства компании *General Electric*. Для оценки влияния количества итераций на полуколичественные параметры и качество изображения использовались следующие параметры: диапазон итераций 1–10, количество подмножеств (количество наборов свободных проекций) – 32, размерность матрицы 192×192, CUToff (Гауссов фильтр) – 6,4 мм, Z-аксиальный фильтр – отсутствует, threshold 42% (процент из взятого объема области интереса, значение принятое в практической деятельности).

В каждом интервале итераций сохранялись указанные выше параметры, за исключением метода реконструкции и режима сбора данных: VPHD, VPHD+PSF, TOF, TOF+PSF. Где VPHD – итерационный реконструкционный алгоритм (аналог OSEM), PSF – функция, используемая для коррекции пространственного разрешения (в соответствии с заявленным производителем), TOF – регистрация части с использованием времяпролетной технологии. Таким образом выполнено 40 реконструкций 1-го исследования (4 изменяемых параметра, 10 итераций). Рассматривался вклад каждого из параметров в качественную и количественную информацию.

Рассматривались также образования, находящиеся в местах, отдаленных от физиологических очагов накопления (почки, головной мозг, мочевого пузыря, сердце т.е. органы, не являющиеся при этом патологическими очагами, но которые накапливают радиофармацевтический препарат).

В ходе исследований были получены серии ПЭТ/КТ изображений. Выполнены измерения следующих параметров:

- 1) значения максимумов объемных активностей;
- 2) значения средних объемных активностей РФП;
- 3) значения ROI (см³);
- 4) стандартное отклонение.

По полученным данным вычислялись контраст и шум. В данной работе контраст и шум вычислялись по формулам (1) и (2):

$$\text{Contrast} = \frac{\text{signal} - \text{bacg}}{\text{bacg}}, \quad (1)$$

$$\text{Noise} = \frac{\delta \text{bcg}}{\text{bacg}}, \quad (2)$$

$$\text{SNR} = \frac{\text{signal} - \text{bacg}}{\delta \text{bcg}}, \quad (3)$$

где signal – среднее значение объемной активности в интересующей области внутри очага поражения; bacg – среднее значение объемной активности в области, локализованной в однородной области за пределами очага поражения (в данном случае фон рассчитан по отношению к печени); δbcg – стандартное отклонение значений фона.

В качестве опорного органа для оценки шума использовалась печень. На аксиальной проекции был выделен контур печени и перенесен на ПЭТ изображение. Контур был перенесен на ПЭТ изображения с применением программного обеспечения с целью минимизации ошибок, связанных с нанесением контура «вручную».

Выполнена оценка изменения шума и контраста на сериях реконструированных изображений. Значения шума и контраста представлены в относительных единицах на рисунках 1 и 2.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В качестве оцениваемых параметров качества рассматривались шум (Noise), контраст (Contrast), соотношение сигнал/шум (SNR). Расчет рассматриваемых параметров качества диагностического изображения выполнен по формулам 1–3. Зависимость шума от количества итераций представлена медианными значениями (рисунок 1).

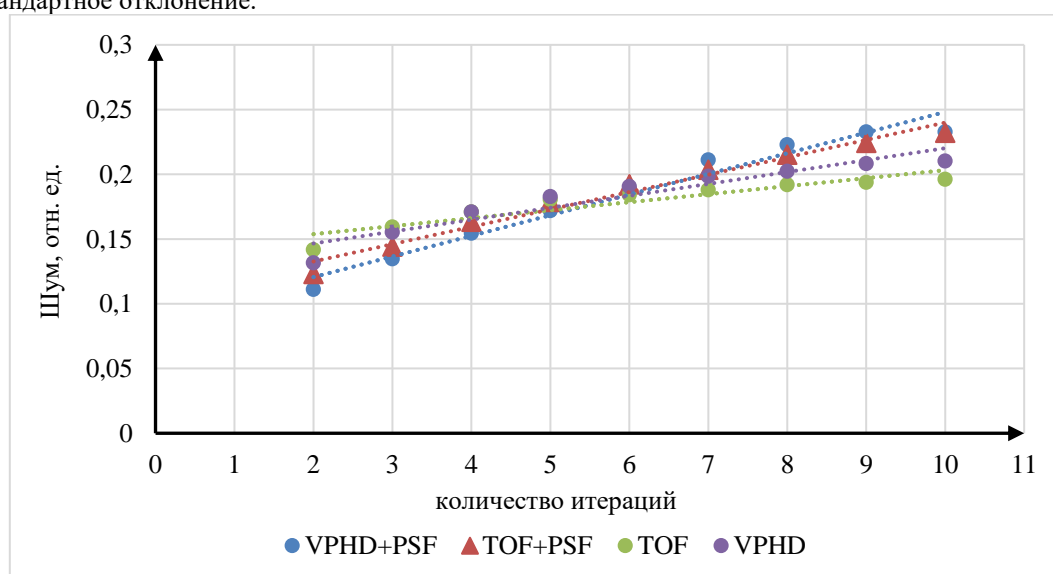


Рисунок 1. Влияние количества итераций на шум

График (рисунок 1) позволяет наглядно продемонстрировать, что зависимость шума от количества итераций описывается линейной зависимостью с высоким коэффициентом аппроксимации. В результате получены следующие зависимости шума от количества итераций и соответствующие коэффициенты аппроксимации:

1) $\text{Noise} = 0,0092 \cdot (x) + 0,1282$, (коэффициент детерминации $R^2=0,9$, VPHD);

2) $\text{Noise} = 0,0159 \cdot (x) + 0,0887$, (коэффициент детерминации $R^2=0,83$, VPHD+PSF);

3) $\text{Noise} = 0,0062 \cdot (x) + 0,1414$, (коэффициент детерминации $R^2=0,83$, TOF);

4) $\text{Noise} = 0,0134 \cdot (x) + 0,1058$, (коэффициент детерминации $R^2=0,83$, TOF+PSF).

С ростом количества итераций увеличивается вклад шумовой компоненты. Зависимость шума от количества итераций аппроксимируется линейной функцией. Зависимость – прямо пропорциональная.

В интервале итераций 1–6 наименьшим значением шума на всем промежутке характеризуются изображения, реконструированные с алгоритмом VPHD с включением PSF функции. Максимальным значениям шума на данном промежутке соответствуют изображения, реконструированные с алгоритмом VPHD без включения PSF функции.

В интервале итераций 6–10 наименьшим значением шума на всем промежутке характеризуются изображения, реконструированные с алгоритмом VPHD и применением времяпролетной технологии без включения PSF функции. Максимальным значениям шума на данном промежутке соответствуют изображения, реконструированные с алгоритмом VPHD.

Получена оценка влияния количества итераций на контраст с учетом реконструкционного алгоритма и метода сбора данных. Зависимость шума от количе-

ства итераций представлена медианными значениями (рисунок 2).

Получены следующие уравнения зависимости контраста от количества итераций:

1) $y=0,2613 \cdot \ln(x)+1,1777$ ($R^2=0,9496$, TOF+PSF);

2) $y=0,3334 \cdot \ln(x)+0,9023$ ($R^2=0,8863$, VPHD+PSF);

3) $y=0,094 \cdot \ln(x)+0,8181$ ($R^2=0,8367$, TOF);

4) $y=0,069 \cdot \ln(x)+0,7747$ ($R^2=0,7366$, VPHD).

Максимальное значение контраста достигается в случае использования метода TOF+PSF. Минимальными значениями контраста на всем рассматриваемом промежутке итераций характеризуются диагностические изображения, реконструированные с алгоритмом VPHD.

Также, стоит отметить, что в случаях, когда PSF функция не используется (VPHD, TOF) после 6-ти итераций последующее увеличение контраста в среднем будет составлять ~0,4–0,5%. Максимальный рост контраста достигается между 2-мя и 3-мя итерациями (~12%).

Исходя из численных данных и визуального исследования диаграмм можно сделать вывод, что определяющий вклад в качество получаемого изображения несет реконструкционный алгоритм и методика получения первичных данных.

Учитывая, что повышение контраста при увеличении количества итераций, сказывается на повышении уровня шума, применение метода времени пролета (с/без функции PSF) позволяет использовать меньшее количество итераций по отношению к изображениям, реконструируемым на сканере не поддерживающих времяпролетную методику. Данный аспект необходимо учитывать при использовании идентичных диагностических протоколов.

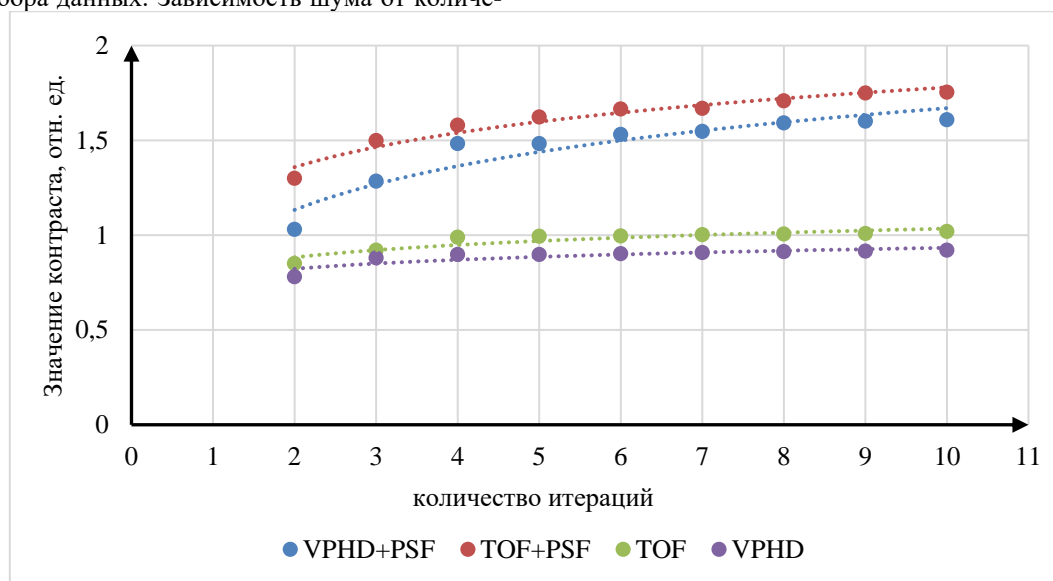


Рисунок 2. Влияние количества итераций на контраст

ВЛИЯНИЕ ИТЕРАЦИОННЫХ АЛГОРИТМОВ НА КАЧЕСТВО ИЗОБРАЖЕНИЯ И ПОЛУКОЛИЧЕСТВЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ НАКОПЛЕНИЯ РФП

Представленные изображения (рисунки 3 и 4) позволяют визуально оценить разницу в качестве диагностических ПЭТ изображений при значительном увеличении количества итераций.

Диагностическое изображение на рисунке 4 характеризуется как повышенным уровнем контраста, так и уровнем шума, однако очаги накопления РФП приобрели более четкие контуры.

Для анализа влияния количества итераций на значения SNK выполнен расчет SNR (по формуле 3) и построен график зависимости (рисунок 5), где представлена зависимость SNR от количества итераций на примере единичного очага накопления РФП. Аналогичные результаты были получены для каждого рассматриваемого очага у разных пациентов (рас-

смотрено более 10 очагов).

Оптимальными методами реконструкции, демонстрирующими максимальные значения на всем рассматриваемом промежутке итераций, являются VPHD+PSF и TOF+PSF. После 6 итераций графики переходят в устойчивое плато, что свидетельствует о сведении к минимуму эффективности более 6 итераций. Т.к. в качестве фоновых значений использовались SUV печени (которая является физиологическим очагом накопления РФП, а, следовательно, имеет высокий уровень шума) часть значений SNR находится в отрицательной области. Данный пример является показательным для визуализации патологий малого размера (менее 6 мм) в области печени.

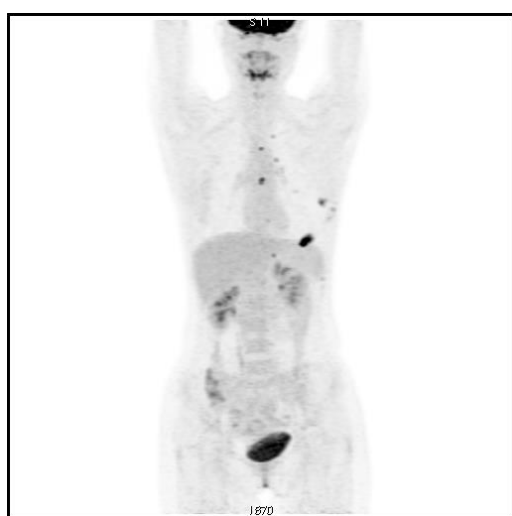


Рисунок 3. Трехмерное изображение пациента, 2 итерации



Рисунок 4. Трехмерное изображение пациента, 10 итераций

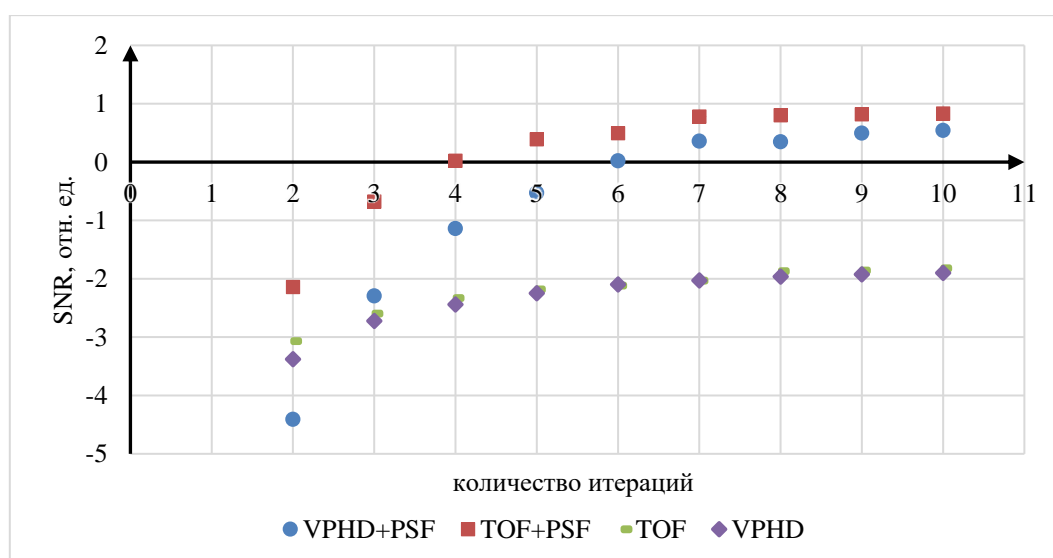


Рисунок 5. Влияние количества итераций на SNR с учетом метода реконструкции

ВЛИЯНИЕ КОЛИЧЕСТВА ИТЕРАЦИЙ НА ПОЛУКОЛИЧЕСТВЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ

Выполнена оценка влияния количества итераций в диапазоне от 1 до 10 на значения SUV_{max}, SUV_{mean}, объем ROI.

Анализ влияния количества итераций на SUV_{max} и SUV_{mean} показал, что данные величины логарифмически возрастают при увеличении числа итераций. Было проанализировано 20 патологических очагов размерами 6-8мм (измерение выполнено на серии КТ изображений). Вычислено процентное изменение стандартизированных показателей накопления РФП при изменении диапазона итераций. На рисунках 6 и 7 изображены графики функциональной зависимости изменения (между итерациями) SUV_{max} и SUV_{mean} в зависимости от числа итераций с учетом дополнительного включения PSF функции и времяпролетной технологии. Графики демонстрируют монотонное убывание процентного соотношения стандартизованного показателя накопления при последовательном увеличении количества итераций. Увеличение количества итераций приводит к росту SUV, однако с каждой итерацией процентное соотношение дельты (увеличения между соседними диапазонами) будет уменьшаться.

Для получения функциональных зависимостей использован следующий метод расчета:

- 1) выбраны очаги накопления размерами 6-8 мм (максимальные длины диагоналей)
- 2) вычислено изменение SUV при последовательном изменении числа итераций начиная с двух (2-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10) для каждого очага;
- 3) для каждой пары итераций рассчитано медианное значение;
- 4) каждая приведенная пара в п. 2 соответствует точке на графиках (рисунки 6 и 7).

Получены следующие уравнения зависимости изменения SUV_{max} (при последовательном изменении числа итераций) от числа итераций с соответствующими коэффициентами аппроксимации:

- 1) $y=19,512 \cdot x^{-1,254}$ ($R^2=0,9823$, VPHD + PSF);
- 2) $y=14,447 \cdot x^{-1,575}$ ($R^2=0,9823$, TOF+PSF);
- 3) $y=1,7655 \cdot x^{-1,255}$ ($R^2=0,8752$, TOF);
- 4) $y=4,5036 \cdot x^{-1,255}$ ($R^2=0,9933$, VPHD).

Высокое значение коэффициентов аппроксимации является показателем высокой достоверности подобранной аппроксимирующей функции.

Максимальное колебание SUV отмечается в диапазоне 2-3-4 итерации для итерационного алгоритма VPHD с включенной PSF функцией. В диапазоне 6-10 итераций колебания SUV_{max} составляют менее 1%.

Аналогично получены результаты для SUV_{mean} (рисунок 7).

В результате получены следующие уравнения зависимости колебания SUV_{mean} (при последовательном изменении числа итераций) от числа итераций с соответствующими коэффициентами аппроксимации:

- 1) $y=36,852 \cdot x^{-1,962}$ ($R^2=0,9333$, VPHD + PSF);
- 2) $y=18,931 \cdot x^{-1,916}$ ($R^2=0,9217$, TOF+PSF);
- 3) $y=4,085 \cdot x^{-1,146}$ ($R^2=0,6093$, VPHD);
- 4) $y=2,6023 \cdot x^{-1,64}$ ($R^2=0,915$, TOF).

Для проверки полученных результатов (влияния количества итераций на значение SUV_{max}) был выбран пациент с множественными поражениями лимфатических узлов. Выполнены реконструкции диагностических изображений (выбранного пациента) в интервале от 2 до 6 итераций. Использовалась описанная выше методика «снятия данных». Выбраны трудно детектируемые очаги размерами 6×8 мм и 6×7 мм.

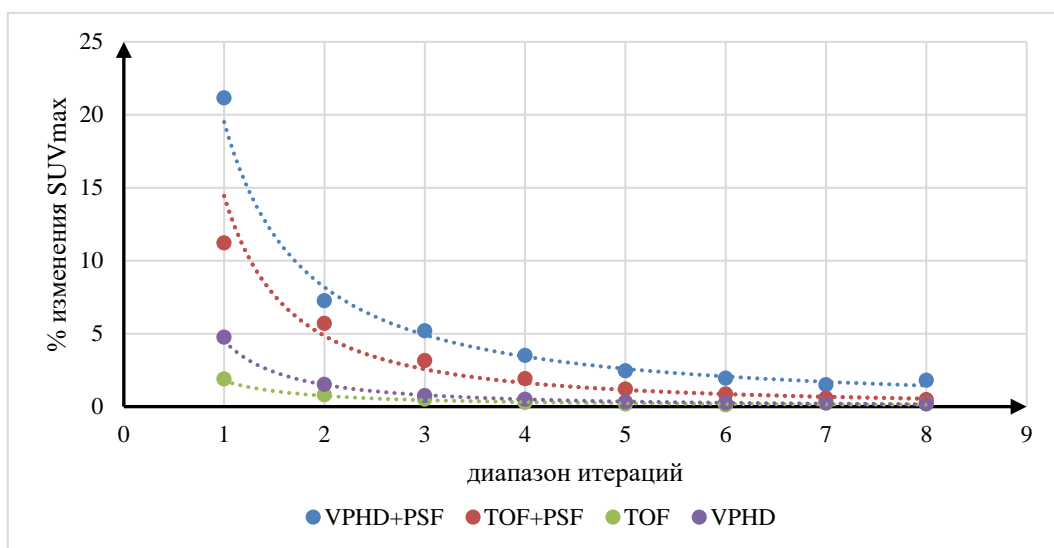


Рисунок 6. Изменение SUV_{max} в зависимости от числа итераций

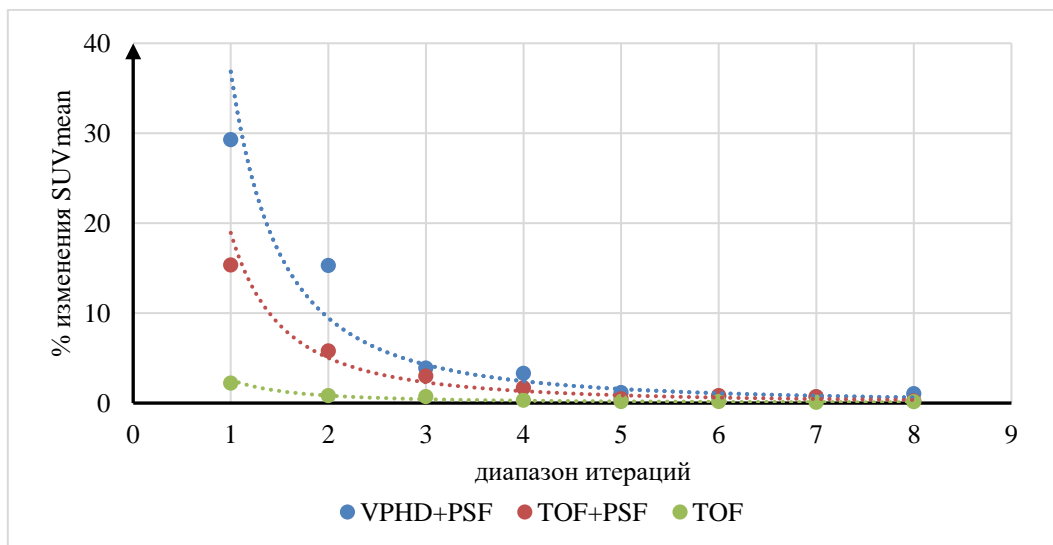


Рисунок 7. Изменение SUV_{mean} в зависимости от числа итераций

В таблице представлены результаты расчета изменения SUV_{max} в зависимости от перехода между количеством итераций (в столбцах «Очаг 1» и «Очаг 2») внесена разница (%) измеренных на диагностических изображениях значений SUV_{max} , в столбце «Расчетное значение (по функциям)» внесены результаты расчета изменения SUV_{max} , полученные с использованием представленных выше функциональных зависимостей).

Таблица. Оценка соответствия

Итерации	Метод реконструкции	Очаг 1	Очаг 2	Расчетное значение (по функциям)
2–3	VPHD PSF ON	16,69	21,33	19,51
3–4	VPHD PSF ON	8,48	9,62	8,29
4–5	VPHD PSF ON	5,46	5,26	5,03
5–6	VPHD PSF ON	3,92	3,39	3,53
2–3	TOF PSF ON	10,03	8,32	18,93
3–4	TOF PSF ON	5,51	4,30	5,02
4–5	TOF PSF ON	3,70	2,99	2,31
5–6	TOF PSF ON	2,73	2,30	2,30
2–3	TOF PSF OFF	3,57	3,11	4,11
3–4	TOF PSF OFF	1,95	1,67	1,31
4–5	TOF PSF OFF	1,18	1,01	0,68
5–6	TOF PSF OFF	0,83	0,71	0,43
2–3	VPHD PSF OF	4,88	8,36	4,09
3–4	VPHD PSF OF	2,26	2,70	1,85
4–5	VPHD PSF OF	1,43	1,20	1,16
5–6	VPHD PSF OF	1,09	0,74	0,83

Полученные функциональные зависимости и данные об изменении SUV (%) позволяют предсказать изменение SUV при увеличении числа итераций, что может быть полезно при повторном сканировании пациента с целью оценки динамики.

SUV_{max} наиболее удобно измерять, окружая поражение мишени 3D ROI (область интереса), стара-

ясь не включать посторонние области высокой активности, например, такие, как мочевой пузырь. В случае использования 2D ROI, контурирование целесообразно выполнять на нескольких осевых срезах, чтобы определить самую высокую активность в пределах области интереса.

В настоящее время показатель SUV_{max} используется чаще всего, потому что он менее зависим от наблюдателя и является наиболее воспроизводимым по сравнению с показателем SUV_{mean} . Однако использование обоих позволит дать наиболее точную оценку динамики процесса.

Анализ динамики метаболического объема показал, что при увеличении числа итераций метаболический объем патологического очага будет уменьшаться. Данная зависимость с наибольшим коэффициентом аппроксимации описывается степенной функцией. В качестве примера приведены изменения одного метаболического очага в зависимости от количества используемого числа итераций (рисунок 8) для каждого из рассматриваемых случаев реконструкции.

Значительные колебания (спад) метаболического объема характерны в диапазоне 2–4 итераций (в частности переход с 2 на 3 итерации) для методов VPHD и VPHD+PSF.

Нецелесообразно использование итерационного алгоритма VPHD без включения PSF функции. В данном случае метаболический объем патологического очага варьируется от 1,2 см³ до 1,4 см³, что свидетельствует о некорректном автоматическом сегментировании.

Исходя из полученных значений и анализа зависимости метаболического объема от количества итераций (рисунок 8), можно сделать вывод, что для каждого из рассмотренных случаев реконструкции характерно значительное изменение метаболического объема в интервале от 2 до 6 итерации, последующее увеличение количества итераций приводит к незна-

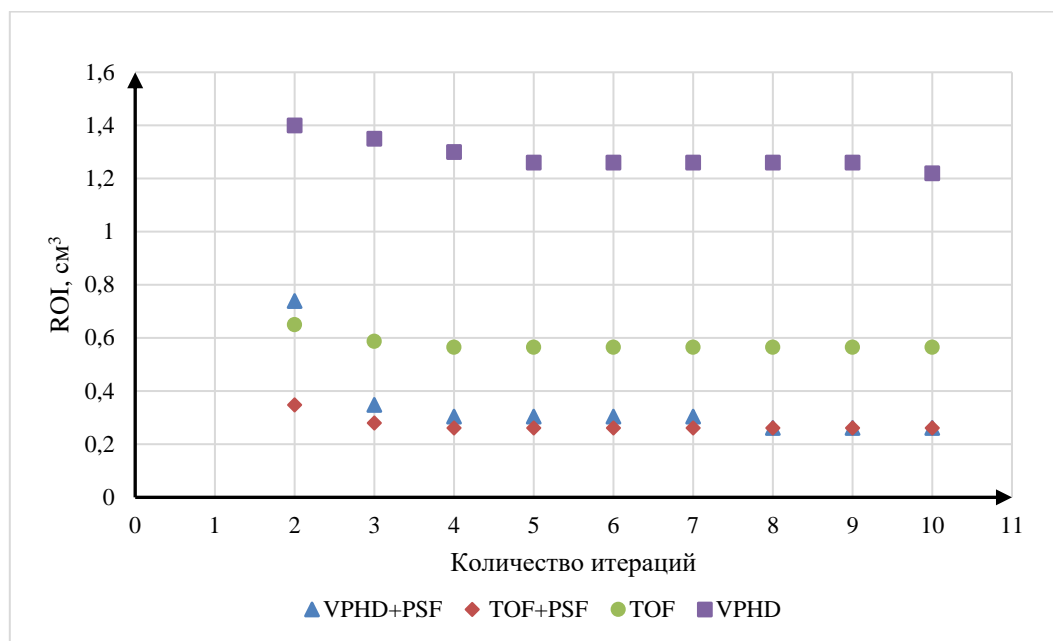


Рисунок 8. Зависимость метаболического объема от количества итераций

чительному уменьшению метаболического объема (1–5%). Разница метаболического объема между VPHD и остальными рассматриваемыми методами реконструкции на каждой итерации составляет более 50%.

Отмечается влияние PSF функции на метаболический объем (уменьшение) и формирования более четкого контура патологического очага.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Различия в значениях SUV_{max}, вероятно, были обусловлены шумом, который увеличивался с увеличением количества итеративных обновлений, а также повышением разрешения и восстановления высокочастотных характеристик (т. е. неоднородности опухоли) с большим числом итераций. Учитывая продолжающиеся с итерациями изменения SUV, следует проявлять осторожность при выборе количества итераций для оценки отклика патологии на проведенную терапию.

В клинических условиях наиболее целесообразно использовать диапазон от 2 до 6 итераций. Продолжая увеличивать количество итераций после 6-ти, SNR выходит на устойчивое плато, шум продолжает

расти быстрее, чем контраст. При этом значения контраста также постепенно выходят на плато и с каждой итерацией изменяются на несколько процентов.

Общими закономерностями влияния количества итераций на количественные значения SUV и качества изображения являются:

- увеличение стандартизированного показателя накопления с уменьшением дельты при переходе от итерации к итерации,
- уменьшением метаболического объема, возрастанием контраста, сопровождающегося линейным ростом шума,
- изменение соотношения сигнал/шум (очага накопления РФП).

При использовании сканеров, не поддерживающих технологию TOF (с идентичной системой кристаллов - BGO), необходимо учитывать повышенное значение шума по умолчанию, по отношению к изображениям, полученным с TOF+PSF.

Оптимальным вариантом является использование PSF функции (как с алгоритмом VPHD, так и в случае применения времяпролетной технологии) для коррекции пространственного разрешения, повышения контраста и редуцирования шума.

ЛИТЕРАТУРА

1. Recent developments in time-of-flight PET / S. Vandenberghe [et al.] // EJNMMI Phys. – 2016. – Vol. 3, № 1. – P. 3.
2. Iterative reconstruction algorithms in nuclear medicine / S. Vandenberghe [et al.] // Computerized Medical Imaging and Graphics. – 2001. – Vol. 25, № 2. – P. 105–111.
3. Quantification, improvement, and harmonization of small lesion detection with state-of-the-art PET / C.S. van der Vos [et al.] // Eur J Nucl Med Mol Imaging. – 2017. – Vol. 44, № S1. – P. 4–16.
4. Comparison among Reconstruction Algorithms for Quantitative Analysis of ¹¹C-Acetate Cardiac PET Imaging / X. Shi [et al.] // Contrast Media & Molecular Imaging. – 2018. – Vol. 2018 – P. 1–10.
5. Standard OSEM vs. regularized PET image reconstruction: qualitative and quantitative comparison using phantom data and various clinical radiopharmaceuticals / J. Lantos [et al.] – P. 9.

- Benefit of Time-of-Flight in PET: Experimental and Clinical Results / J.S. Karp [et al.] // Journal of Nuclear Medicine. – 2008. – Vol. 49, № 3. – P. 462–470.
- Feasibility of state of the art PET/CT systems performance harmonisation / A. Kaalep [et al.] // Eur J Nucl Med Mol Imaging. – 2018. – Vol. 45, № 8. – P. 1344–1361.
- Alessio, A.M. Improved quantitation for PET/CT image reconstruction with system modeling and anatomical priors / A.M. Alessio, P.E. Kinahan // Med Phys. – 2006. – Vol. 33, № 11. – P. 4095–4103.
- Optimization of PET/CT image quality using the GE “Sharp IR” point-spread function reconstruction algorithm / N.J. Vennart [et al.] // Nuclear Medicine Communications. – 2017. – Vol. 38, № 6. – P. 471–479.

ИТЕРАЦИЯЛЫҚ АЛГОРИТМДЕРДІҢ КЕСКІН САПАСЫНА ЖӘНЕ РФП ЖИНАҚТАЛУЫНЫҢ ЖАРТЫЛАЙ САНДЫҚ СИПАТТАМАЛАРЫНА ӘСЕРІ

Е.В. Емельяненко, И.Г. Тарутин, А.В. Дзюбан

*Н. Н. Александров атындағы Республикалық онкология және медициналық радиология
ғылыми-практикалық орталығы, Минск, Беларусь*

Позитронды эмиссиялық томографияда қолданылатын итерациялық реконструкция алгоритмдері параметрлерінің клиникалық жағдайда жартылай сандық көрсеткіштерге және диагностикалық кескіннің сапасына әсері зерттелді. Стандартталған жинақтау көрсеткіші мен метаболикалық көлемнің итерациялар мен ішкі жиындар санына тәуелділік функциялары алынды. Итерациялық реконструкция алгоритмдерінің өлшемі 6 мм болатын пайда болған түзілімдерге әсер ету ерекшеліктері қарастырылады. 10 емделуші тексерілді, оларды сканерлеу PSF функциясы қосылған VPHD итерациялық алгоритмін қолдана отырып, TOF уақыттық технологиясы арқылы жүргізілді. Көрсетілген сканерлеу параметрлерінің контрастқа, шуға және сигнал/шу қатынасына әсері талданады. Жартылай сандық сипаттамалардың итерациялар мен ішкі жиындар санына тәуелділік кестелері ұсынылған. Итерация диапазонын түрлендіру кезінде радиофармацевтикалық препараттың жинақталуының жартылай сандық мәндерінің өзгеруіне баға берілді. Емделушілерді сканерлеудің диагностикалық хаттамаларын оңтайландыру әдістері ұсынылған. Алынған нәтижелерге диагностикалық кескін үлгісінде тексеру жүргізілді.

Кілт сөздер: итерация, ішкі жиындар, стандартталған жинақтау көрсеткіші, шу, контраст.

INFLUENCE OF ITERATIVE ALGORITHMS ON IMAGE QUALITY AND SEMI-QUANTITATIVE CHARACTERISTICS OF RADIOPHARMACEUTICAL

E. Emelyanenko, I. Tarutin, A. Dzyuban

N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus, Minsk, Belarus

The influence of parameters of iterative reconstruction algorithms used in positron emission tomography on semi-quantitative indicators and the quality of a diagnostic image in a clinical setting is investigated. The functions of the dependence of the standardized accumulation index and metabolic volume on the number of iterations are obtained. Peculiarities of the influence of iterative reconstruction algorithms on formations with a size of 6–8 mm are considered. We examined 10 patients scanned using the iterative VPHD algorithm with the PSF function turned on, time-of-flight TOF technology using the PSF function. The influence of the indicated scanning parameters on contrast, noise, and signal-to-noise ratio is analyzed. Graphs of the dependence of semi-quantitative characteristics on the number of iterations and subsets are presented. The change in semi-quantitative values was estimated by varying the range of iterations and subsets. Methods for optimizing diagnostic protocols for scanning patients are proposed.

Keywords: iteration, subset, standardized accumulation index, noise, contrast.