

—原 著—

### 3 検出器型 SPECT 装置を用いた $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO 脳血流 SPECT における短時間収集の検討

廣川 竜斗<sup>1)</sup> 篠原 祐樹<sup>2)</sup> 佐藤 郁<sup>1)</sup>  
小南 衛<sup>1)</sup> 猪又 嵩斗<sup>1)</sup> 茨木 正信<sup>2)</sup>  
加藤 守<sup>1)</sup> 木下 俊文<sup>2)</sup>

1) 秋田県立循環器・脳脊髄センター放射線部

2) 秋田県立循環器・脳脊髄センター放射線医学研究部

#### Evaluation of Shortened Acquisition Times in $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO Brain Perfusion SPECT Using a Triple-detector SPECT System

Ryuto HIROKAWA<sup>1)</sup>, Yuki SHINOHARA<sup>2)</sup>, Kaoru SATO<sup>1)</sup>, Mamoru KOMINAMI<sup>1)</sup>, Takato INOMATA<sup>1)</sup>,  
Masanobu IBARAKI<sup>2)</sup>, Mamoru KATO<sup>1)</sup>, and Toshibumi KINOSHITA<sup>2)</sup>

1) Department of Radiology and Nuclear Medicine, Akita Cerebrospinal and Cardiovascular Center

2) Department of Radiology and Nuclear Medicine, Research Institute for Brain and Blood Vessels-Akita

(article received : Mar 18, 2025)

#### Summary

This study aimed to evaluate the feasibility of shortened acquisition times for  $^{99m}\text{Tc}$  brain perfusion SPECT using a triple-detector SPECT system (GCA-9300R; Canon Medical Systems, Tochigi, Japan). The standard acquisition time was set at 20 min, and comparative evaluations were conducted for shortened acquisition times of 15, 10, 5, and 2.5 min. The optimal cutoff frequency of the Butterworth filter was determined for each image with a shortened acquisition time using normalized mean square error (NMSE) analysis with a Hoffman 3D brain phantom. Using these optimized cutoff frequencies, the contrast values (%contrast) between gray and white matter were confirmed to be  $\geq 90\%$  in all image with shortened acquisition time compared to the standard image. In visual assessment of the phantom images, the shortened acquisition time images showed a visually similar uptake pattern to the standard acquisition time images. In clinical image assessment, images acquired for  $\geq 5$  minutes were considered sufficient for visual identification of clinical findings. These findings suggest that  $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO brain perfusion SPECT using a triple-detector SPECT system can provide images equivalent to those obtained with standard acquisition times, even with a significant reduction in acquisition time. This approach may be applicable to patients who have difficulty remaining still for extended periods.

**Key words:** shingle-photon emission computed tomography, cerebral blood flow, technetium 99m, triple detector gamma camera, Hoffman 3D brain phantom

#### 1. 緒 言

頭部 single-photon emission computed tomography (SPECT) は、 $^{99m}\text{Tc}$ -hexamethyl-propylene amine oxime ( $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO)、 $^{99m}\text{Tc}$ -ethyl cysteinate dimer ( $^{99m}\text{Tc}$ -ECD)、 $^{123}\text{I}$ -N-isopropyl-p-iodoamphetamine ( $^{123}\text{I}$ -IMP) などの放射性同位元素で標識された

薬剤を用いることで、低侵襲かつ簡便に脳血流を評価可能であり、脳血管障害や神経変性疾患の診断や治療方針決定において重要な役割を担う<sup>1~5)</sup>。一般的に  $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO 脳血流 SPECT の検査時間は 20分から 30分と長く、撮像中は頭部を固定した状態での静止が必要となる。そのため、治療開始までの時間的制約がある頭部急性期疾患の患

者, 長時間の安静保持が容易ではない患者に対しては, 検査の実施が困難となる。

3 検出器型 SPECT 装置である GCA-9300R (キヤノンメディカルシステムズ) は, 検出器を 120 度回転させるだけで 360 度分のデータ収集が可能のため, 従来の汎用 2 検出器型 SPECT 装置と比較すると, 同じ投与量において, より短時間で従来相当の画質が得られると考えられている<sup>6)</sup>。これまでに,  $^{99m}\text{Tc}$  を用いた 2 検出器型 SPECT 装置や半導体検出器型装置による短時間収集の検討<sup>7, 8)</sup>, また,  $^{123}\text{I}$  を用いた定量検査の短時間収集に関する報告はある<sup>9, 10)</sup>。しかし,  $^{99m}\text{Tc}$  を用いた 3 検出器型 SPECT 装置に関する短時間収集の検討報告はない。本研究では,  $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO 脳血流 SPECT における短時間収集の可能性を検討した。

## 2. 方 法

### 2-1. 使用機器, ファントム, および核種

SPECT 装置は 3 検出器型 SPECT 装置 (GCA-9300R; キヤノンメディカルシステムズ, 栃木) を使用した。ファントムは Hoffman 3D brain phantom (Data Spectrum Corporation, State of North Carolina) を用い, 核種は  $^{99m}\text{Tc}$  を使用した。

### 2-2. ファントム作成, 測定

ファントムは, 約 6 mm 厚の亚克力製プレート計 19 枚を積み重ねた構造であり, 放射性溶液を封入することで脳血流量の薬剤集積分布が模擬される。各プレートは, 脳実質の横断面の形状を模擬した約 1.5 mm 厚の薄層 4 枚で作成されている。模擬白質部分は, 6 mm 厚全てに放射性溶液が入る模擬灰白質の 25% である 1.5 mm 厚の溶液量となる。したがって, 模擬灰白質と模擬白質の溶液比が 4:1 となるように設計された全脳の薬剤集積が表現される<sup>11, 12)</sup>。

$^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO の初回循環摂取率は 70 ~ 90 % で投与量の約 5 ~ 5.8% が脳へ取り込まれる<sup>13, 14)</sup>。 $^{99m}\text{Tc}$  溶液は人体に 600 MBq を投与すると想定した。そのうち脳内に投与量の 5.5% が取り込まれると仮定して 33 MBq (28 kBq/ml) を封入した。測定誤差を減らす目的で, 同じ条件で 3 回ファントムを作成および撮像を行った。以後の検証は 3 回分の撮像データを使用して, その平均値を求めて検討した。

### 2-3. 撮像条件

コリメータは高分解能ファンビームコリメータを使用し, エネルギーウィンドウ 141 keV  $\pm$  10%, サブエネルギーウィンドウを低エネルギー側に 7 %, マトリックスサイズ 128  $\times$  128 (ピクセルサイズ: 1.72  $\times$  1.72 mm), 拡大率 1.0 倍, 収集角度は 4 度 (90 ステップ), 回転半径 132 mm の円軌道にて, 1 回転 2 分 30 秒の 360° 連続反復回転収集 (1 検出器あたり 120° 回転) を 72 回転 (3 時間) 行った<sup>15)</sup>。この 3 時間収集データのうち, 収集開始時点を起点として 2 分 30 秒, 5 分, 10 分, 15 分, 20 分, および 3 時間に相当する収集データを順次加算することで, 各画像を作成した。

### 2-4. 再構成条件

画像再構成には, Filtered back projection (FBP) 法を用いた (再構成フィルタ: Ramp)。3 時間以外 (2 分 30 秒, 5 分, 10 分, 15 分, 20 分) に対しては, ノイズ低減のための前処理フィルタとして Butterworth フィルタを適用した (次数: 4)。遮断周波数は 0.2 cycle/cm から 0.9 cycle/cm まで 0.05 cycle/cm ずつ変化させ, 次節で述べるように収集時間ごとに最適な遮断周波数を決定する。

全データ (2 分 30 秒, 5 分, 10 分, 15 分, 20 分, 3 時間) に対して減弱補正は逐次近似を使用した Iterative-Chang 法を使用し, 減弱係数は 0.110/cm, 減弱マップの大きさはファントムの外径である 20.8 cm  $\times$  20.8 cm とした。散乱補正は Triple energy window (TEW) 法を使用した。

### 2-5. 最適遮断周波数の決定

当院の臨床収集時間に合わせ, 標準時間画像には 20 分間のデータを使用した。遮断周波数を変化させた標準時間画像および短時間画像 (2 分 30 秒, 5 分, 10 分, 15 分) のそれぞれに対し, 適した遮断周波数を求めるために normalized mean square error (NMSE) 法による解析を行った。画像解析には, Prominence processor Version 3.1 (日本放射線技術学会: 核医学部会) を使用した。Prominence processor は核医学画像処理技術の教育啓発を推進することを目的に開発されたソフトウェアである<sup>16)</sup>。NMSE 法は基準となる長時間画像と比較画像の画素値の差の二乗平均を, 長時間画像の画素値の二乗平均で正規化して算出し, 両画像の類似度を求める方法である<sup>17)</sup>。基準

とする画像の収集時間が2時間以上でNMSEの値は安定し、有意な低下は見られなくなる<sup>18)</sup>。このことから、本研究における長時間画像の収集時間は十分な情報を含んでいると判断し3時間とした。比較画像は標準時間画像および各短時間画像を使用し、基底核レベルの画像にて、式1)より算出されるNMSEの値の変化から評価を行った。NMSEの値が最も小さい時、長時間画像と類似していると判断し、その時の遮断周波数を最適遮断周波数とした。

$$NMSE = \frac{\sum_{x=0}^{x=n-1} \sum_{y=0}^{y=m-1} (f(x,y) - g(x,y))^2}{\sum_{x=0}^{x=n-1} \sum_{y=0}^{y=m-1} f(x,y)^2} \quad \dots 1)$$

$f(x,y)$  : reference image

$g(x,y)$  : target image

$n$  : x方向のピクセル数

$m$  : y方向のピクセル数

## 2-6. %contrast

長時間画像と最適遮断周波数を使用した標準時間画像および各短時間画像に対して、模擬灰

白質と模擬白質のそれぞれ4カ所に関心領域 (region of interest : ROI) を設定し、式2)より%contrastを算出した。%contrastは算出した値が100%に近いほど、長時間画像に類似したコントラストを有すると評価できる。今回は90%以上をボトムラインとした<sup>11)</sup>。ROIの位置およびROIを設定するスライス位置はFig. 1に示す基底核レベルとし、%contrastを算出して平均値を求めた。

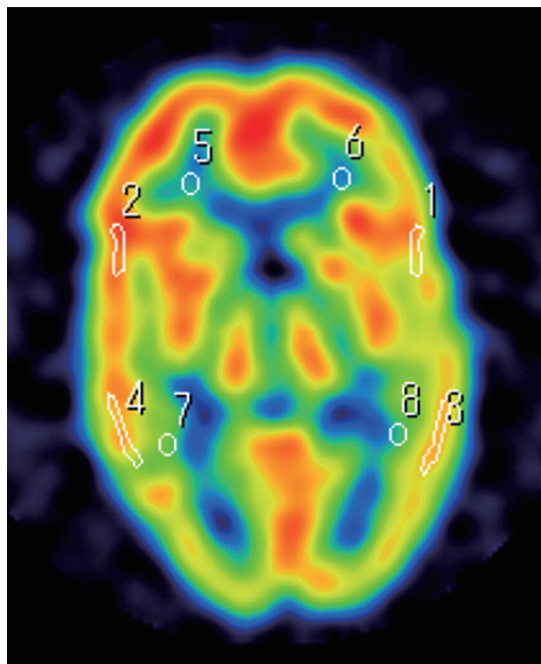
$$\%contrast = \frac{GM/WM}{GM_{3h}/WM_{3h}} \times 100 [\%] \quad \dots 2)$$

GM : 比較画像に対する模擬灰白質部分のROI平均値

GM<sub>3h</sub> : 基準画像に対する模擬灰白質部分のROI平均値

WM : 比較画像に対する模擬白質部分のROI平均値

WM<sub>3h</sub> : 基準画像に対する模擬白質部分のROI平均値



Basal ganglia level

**Fig. 1** ROI placement on the standard time image (20 min). Four ROIs were placed on each of simulated gray matter and white matter areas in a slice at the basal ganglia level. For the simulated white matter regions, ROIs were positioned to avoid including the bonded surface between the acrylic materials.

## 2-7. 視覚評価 (ファントム)

最適遮断周波数を用いた標準時間画像と各短時間画像との視覚評価を行った。これらの画像は、前述の撮像および再構成条件に基づいて得られたものである。また、いずれも同一条件下で作成されたデータであり、比較対象としての一貫性が保たれている。臨床条件に合わせ、前交連 (anterior commissure : AC) ー後交連 (posterior commissure : PC) ラインを基準線として、スライス厚 : 5.16 mm, ピクセルサイズ : 1.72 mm とした。尾状核, 被殻, 視床などの灰白質構造に加えて白質や脳室も含まれるため, 集積と構造物のコントラストを効率的に評価できると考え, 比較するスライス位置は基底核レベルとした。使用機器は processing console for GCA-9300R (V2.2SP0001) を用いた。評価時の表示条件として, 画面左側に標準時間画像を固定表示し, 右側に比較対象の各短時間画像を表示した。全ての画像のスケールリングは 100% で表示し条件を統一した。評価内容は, 灰白質と白質および左右の半球のコントラストについて, 3 段階で評価した。評価基準は, 3 点 : 同等, 2 点 : どちらとも言えない, 1 点 : 悪い, とした。判定は核医学専門技師 3 名が評価の違いに影響されないよう個別に実施した。各画像について 3 名の平均点を算出し, 2 点以上と評価された短時間画像では, 視覚的に標準画像と類似した集積パターンが確認できたと判断した。これは, 3 点は左右差や局所的な集積パターンが十分に視認できるレベルであり, 1 点はカウント不足やコントラスト低下により集積の判別が困難であると考えた。2 点は明確ではないが, 一定の集積情報が視覚的に確認できるレベルとして 2 点以上をカットオフとした。なお, 全ての評価者に対して, 本研究の趣旨と評価手順を事前に説明し, 同意を得た。

## 2-8. 視覚評価 (臨床画像)

2024 年 1 月から 2024 年 3 月までの期間に  $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO 脳血流 SPECT を受けた, 脳血管障害およびその疑いのある患者 6 名 (男性 4 名, 女性 2 名, 年齢 49 ~ 86 歳, 平均 70 歳) である。このうち 2 名は期間内に 2 回の  $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO 脳血流 SPECT を行っており, 合計 8 症例を対象とした。また, 通常の撮像時間は 20 分であるが, 1 名は

静止保持困難のため 12 分 30 秒で検査を終了している。本研究は当院の倫理委員会の承認を得ている (承認番号 : 第 23-5 号)。

2 分 30 秒, 5 分, 10 分, 15 分, 20 分の各データに対して FBP 法による画像再構成を行った。使用機器, 表示条件, 再構成条件は「2-7 視覚評価 (ファントム)」と同一とした。ただし, 減弱補正に用いる減弱マップは自動輪郭抽出で取得し, バックグランドスレッショルドは 12% とした。

通常時間画像 (20 分) (1 名のみ 12 分 30 秒) と, 各短時間画像 (2 分 30 秒, 5 分, 10 分, 15 分) を比較した。評価内容は, 大脳皮質白質, 被殻, 視床, 尾状核における集積の左右差やコントラスト, 形状の把握ならびに脳血管障害における異常集積パターンの視認性について, 核医学専門医 1 名と核医学専門技師 1 名の 2 名の合議のもと, 視覚評価を行った。視覚評価時は, 評価者に対して患者の背景情報を提供せず, ブラインド化した状態で評価を行った。また, 画像はランダムな順序で提示した。評価基準は 3 点 : 同等, 2 点 : どちらとも言えない, 1 点 : 悪い, とし, 2 点以上を臨床所見の視覚的把握可能レベルとした。評価者の同意およびカットオフの設定は「2-7 視覚評価 (ファントム)」と同様である。

## 3. 結 果

### 3-1. 最適遮断周波数の決定

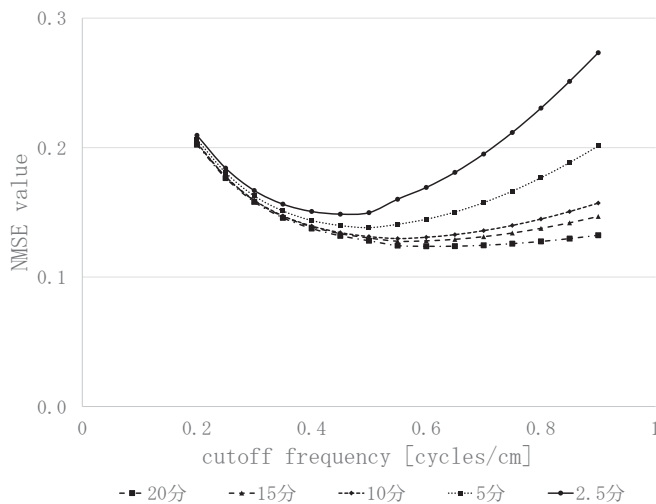
2-5 で得た遮断周波数を変化させた各収集時間における NMSE 値を縦軸, 周波数を横軸にプロットしたグラフを Fig. 2 に示す。最適遮断周波数は NMSE の値が最小となる周波数であり, 2 分 30 秒では 0.45 cycle/cm, 5 分では 0.50 cycle/cm, 10 分では 0.55 cycle/cm, 15 分では 0.55 cycle/cm, 20 分では 0.65 cycle/cm となった。2 分 30 秒と 20 分の画像では, 最適遮断周波数の値の差は 0.20 cycles/cm となった。最適遮断周波数の基準画像と比較画像を Fig. 3 に示す。

### 3-2. %contrast

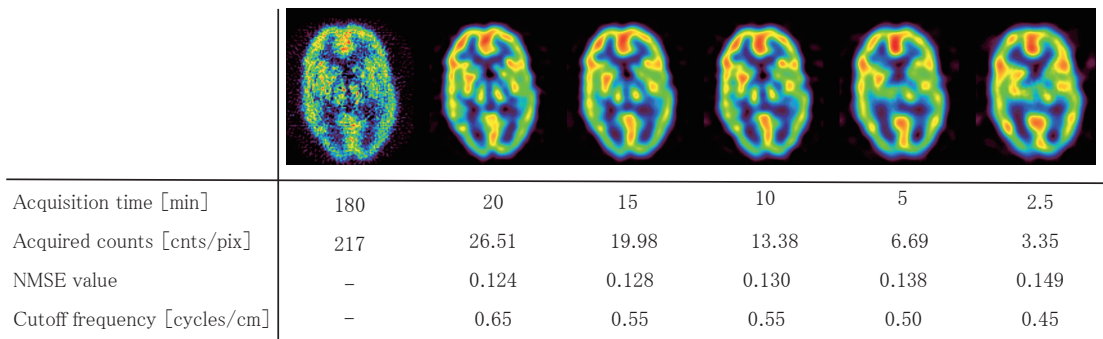
2-6 で得た最適遮断周波数を用いた各収集時間の画像の %contrast は, 20 分で 100%, 15 分で 98.5%, 10 分で 103.5%, 5 分で 91.8%, 2 分 30 秒では 93.0% となり, 設定したボトムラインである 90% 以上を満たした。

## 3-3. 視覚評価（ファントム）

評価者 3 名の 3 回の平均点は、15分と 10分で 3 点、2-7 で得た視覚評価の結果を **Table 1** に示す。5 分で 2.6 点、2 分 30 秒では 2 点となった。



**Fig. 2 Butterworth filter cutoff frequencies and NMSE values for the standard time image (20 min) and images acquired at shortened acquisition times.**



**Fig. 3. Long time images, and standard time image (20 min) and images acquired at shortened acquisition times using optimal cutoff frequency values.**

**Table 1 Mean visual evaluation score by acquisition time in phantom images (three repeated assessments)**

読影者	時間 (分)			
	15	10	5	2.5
A	3.0	3.0	3.0	3.0
B	3.0	3.0	2.7	1.7
C	3.0	3.0	2.0	1.3
平均	3.0	3.0	2.6	2.0

※読影者 A, B, C による各スコアは、収集時間（15分、10分、5分、2.5分）ごとに、同一のファントム画像を 3 回繰り返し評価した結果の平均値である。



## 3-4. 視覚評価 (臨床画像)

2-8で得た臨床画像の視覚評価の結果を **Table 2** に示す。15分, 10分の評価は全てで3点となり, 5分では2点となった。2分30秒では2点と1点が半数となった。代表症例を **Fig. 4** に示す。

## 4. 考 察

本研究では, 3 検出器型 SPECT 装置を使用した  $^{99m}\text{Tc}$  脳血流 SPECT における, 短時間画像の妥当性について検討した。GCA-9300R では, 1 回転ごとのデータを格納することが可能である。このため, 1 回転あたり 2 分30秒の収集データを抜き出し, 加算することが可能であり, 2 分30秒, 5 分, 10 分, 15 分, 20 分画像を作成して検討を行った。3 つの検出器を各120度収集することで, 検出器が対向にある 2 検出器型装置と異なり, 検出効率が 1.5 倍である。また, 高分解能ファンビームコリメータを使用することでパラレルホールコリメータより感度および空間分解能が向上することが知られているため<sup>19)</sup>, 短時間収集の有用性について検討する意義があると考ええる。

ファントムを用いた物理評価において, NMSE 法と %contrast を指標とした。各比較画像の遮

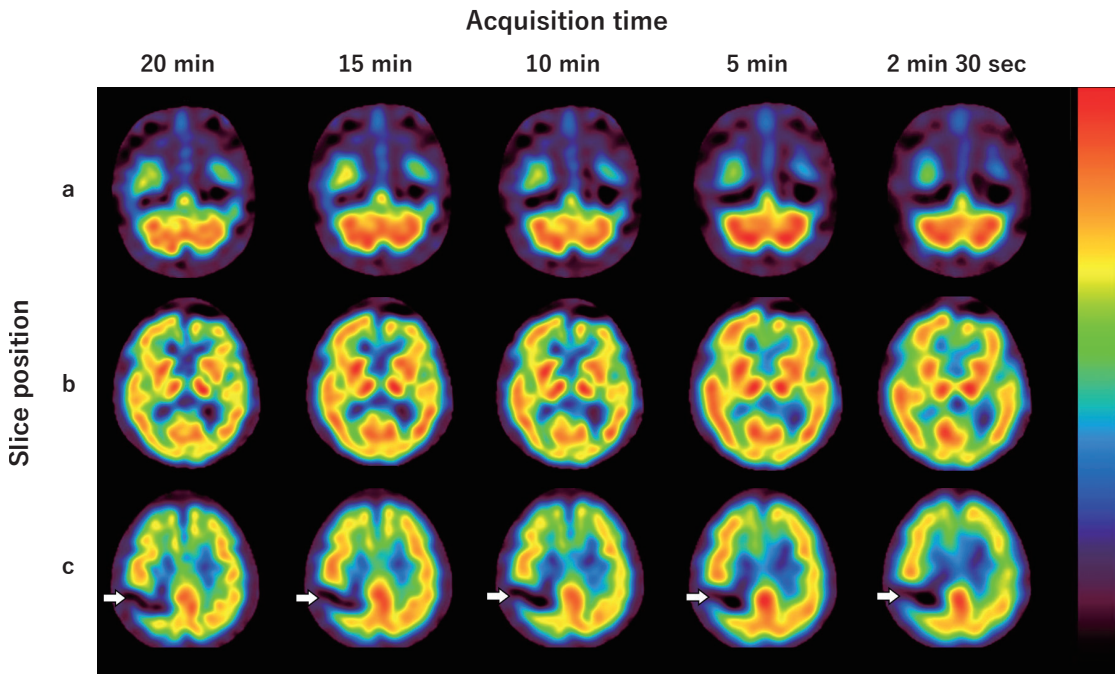
断周波数を 0.90 cycle/cm から低くすると, ある遮断周波数 (最適遮断周波数) で NMSE の値は最小値となり, さらに遮断周波数を低くすると NMSE の値は高くなった。これは, Butterworth フィルタの遮断周波数を低くすることで除去できるノイズ成分の割合は増加するが, 信号成分が多い周波数の部分まで遮断周波数を低くすると, 画質が大きく劣化することが知られており, 杉林らの報告と矛盾しない結果である<sup>18)</sup>。また, 収集されるカウント数に応じて最適な遮断周波数が変化することがわかる。

%contrast では, 各短時間画像でボトムライン以上を保つことができた。核医学検査において高画質の画像を作成するためには, ノイズに影響されないように十分なカウントを得ることが重要である。短時間収集では, 収集されるカウント数は減少してノイズ成分の割合が多い画像となる。しかし, 通常の収集時間と比較すると収集カウント数が劣る 5 分や 2 分30秒の短時間画像の %contrast が 90% 以上を保つことができた。これは最適遮断周波数の役割が大きいと考える。これら物理評価の知見より, 短時間画像の臨床活用を可能にするには, 少ないカウント数を Butterworth

Table 2 Patients' characteristics and results.

Patient no.	Clinical diagnosis	Age (y)	Sex	Exam no.	Tracer ( $^{99m}\text{Tc}$ -)	Injected dose (MBq)	SPECT findings	Diagnostic ability of short acquisition protocol (min)			
								15	10	5	2.5
1	State after left CEA	86	M	1	HMPAO	731	Mild hypoperfusion in the left MCA territory	3	3	2	2
2	SAH due to ruptured VAD, day 10 (state after IA infusion of fasudil hydrochloride and PTA for vasospasm)	49	M	2	HMPAO	780	Delayed cerebral ischemia due to vasospasm after SAH	N/A*	3	2	1
3	Postoperative state of ruptured cerebral AN, day 6	69	F	3	HMPAO	470	Negative	3	3	2	1
	Postoperative state of ruptured cerebral AN, day 12			4	HMPAO	783	Negative	3	3	2	1
4	Symptomatic epilepsy	83	F	5	HMPAO	730	Perfusion defect at old infarction	3	3	2	2
5	Postoperative state of ruptured cerebral AN, day 7	62	M	6	HMPAO	654	Negative	3	3	2	2
	Postoperative state of ruptured cerebral AN, day 14			7	HMPAO	654	Negative	3	3	2	2
6	Left MCA occlusion	69	M	8	HMPAO	671	Mild hypoperfusion in the left MCA territory	3	3	2	1

Abbreviations: M, male; F, female; CEA, carotid endarterectomy; SAH, subarachnoid hemorrhage; VAD, vertebral artery dissection; IA, intra-arterial; PTA, percutaneous transluminal angioplasty; AN, aneurysm; MCA, middle cerebral artery; N/A\*, not applicable.



**Fig. 4** A woman in her 80's with right hemiplegia and generalized convulsions (height 151 cm, weight 46 kg). Brain perfusion SPECT was performed using 730 MBq of  $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO for suspected symptomatic epilepsy. The standard time image (20 min) and reconstructed images with shortened acquisition times (15 min, 10 min, 5 min, and 2 min 30 s) are shown. The top, middle, and bottom rows are at the levels of the cerebellum (a), basal ganglia (b), and semi-elliptical centrum (c), respectively. Image contrast of normal anatomical structures such as the cerebellar cortex, basal ganglia, hypothalamus, cerebral cortex, and cerebral white matter in images with shortened acquisition times is almost the same as in the standard time image. A perfusion defect of the right parietal lobe due to chronic cerebral infarction (arrows in c) can be seen even in images with shortened acquisition times (c,  $\rightarrow$ ).

フィルタの最適遮断周波数を使用して補うことが必要と考える。

ファントムおよび臨床画像の視覚評価において、通常の撮像時間である20分と比較すると、15分、10分は同等であり、5分はやや劣るものの許容範囲内であった。2分30秒のファントム画像は概ね許容範囲と判断されたが、2分30秒の臨床画像では画質の劣るものもあった。短時間収集になるほど画質が低下する要因として、収集カウント数の減少やノイズ成分による影響があり、今回の視覚評価において、ファントムと臨床画像は同様の傾向が得られた。また、2分30秒の臨床画像では、基底核や視床への集積の境界を同定することが困難であった。これは、短時間収集によるカウント不足に加え、1回転分のデータのみで再構成を行っていることから、他の短時間画像と比較

して収集時間が極端に短い。このため、撮像中に患者固有の体動が生じた場合には、その影響が集積の不均一性として画像全体に顕在化しやすく、画像の解釈に注意を要する。

本研究のlimitationとして、使用薬剤としては $^{99m}\text{Tc}$ 製剤のみで再構成法としてはFBP法のみを検討であること、臨床検討における症例数が少なく、視覚評価のみであることが挙げられる。また、症例数が限られているためROC解析を実施していないが、診断能を客観的に評価するには統計的解析が望ましい。今後、症例数を蓄積した上で、検証を行う必要がある。一方、短時間収集は静止保持が困難な認知症や術後の患者における身体的・精神的負担の軽減、急性期脳梗塞や一過性脳虚血発作の迅速な脳血流評価、さらに発作時のてんかん患者における体動アーチファクトの軽減

と焦点診断の精度向上に寄与する可能性がある。これらを踏まえた包括的な検討によって、短時間収集による脳血流 SPECT の臨床応用の幅が広がることが期待される。

## 5. 結 論

$^{99m}\text{Tc}$  脳血流 SPECT におけるファントムと臨床画像の物理評価と視覚評価より、臨床の撮像時間より大幅な短時間収集の実用可能性を検討した。短時間収集の実現には、最適遮断周波数の設定および装置特性の活用により、3 検出器型 SPECT 装置を用いた短時間収集の実用性が示唆された。

## 引用文献 (references)

- 1) ASIST-Japan 実践ガイドライン策定委員会. 急性期脳梗塞画像診断実践ガイドライン 2007. 南江堂, 東京, 2007; pp63-70.
- 2) 小笠原邦昭. 脳 SPECT の脳卒中への応用の歴史と今後. 脳卒中 2008; **30**: 825-828.
- 3) 金田秀一, 竹村直治, 吉村 良. 脳血流 SPECT の黒田分類による頸動脈ステント留置術後の過灌流発生予知に関する検討. 日放技学誌 2015; **71**: 208-215.
- 4) Fukuma K, Kajimoto K, Tanaka T, et al. Visualizing prolonged hyperperfusion in post-stroke epilepsy using postictal subtraction SPECT. J Cereb Blood Flow Metab. 2021; **41**: 146-156.
- 5) Imokawa T, Yokoyama K, Takahashi K, et al. Brain perfusion SPECT in dementia: what radiologists should know. Jpn J Radiol. 2024; **42**: 1215-1230.
- 6) 本村信篤. 3 検出器型 SPECT 装置 GCA-9300R の紹介. 核医学分科会誌 2014; **69**: 32-40.
- 7) 中舎幸司, 井元 晃, 西村圭弘, 他. 急性期脳梗塞患者への適用を目指した Phantom 研究による脳血流 SPECT の短時間収集の試み. 鈴鹿医療科学大学紀要 2018; **25**: 49-57.
- 8) Bordonne M, Chawkil MB, Marie PY, et al. High-quality brain perfusion SPECT images may be achieved with a high-speed recording using 360° CZT camera. EJNMMI Physics 2020; **7**: 65.
- 9) 難波宏樹, 柳沢正道, 戸川貴史, 他. 超早期 SPECT 像とマイクロスフェア法を用いた  $^{123}\text{I}$ -IMP による定量的脳血流測定. 核医学 1997; **34**: 1027-1031.
- 10) 矢田俊介, 吉岡隆二, 増田卓実, 他. 3 検出器型ガンマカメラを用いた QSPECT Dual-Table ARG 法の検査時間短縮の検討. 島根県中病医誌 2016; **42**: 9-14.
- 11) 山永隆史, 長谷川聖二, 井元 晃, 他. 脳血流 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 1.0. 核医学技術 2017; **37**: 505-516.
- 12) 山永隆史. 標準化 脳検証チーム—実際の解析方法と今後のアプローチ—. 核医学技術 2019; **39**: 113-117.
- 13) 絹谷清剛, 若林大志. 新核医学テキスト. 中外医学社. 2023; 2: 49.
- 14) 三輪建太, 小野口昌久, 片渕哲郎, 他. 新核医学技術学総論 [臨床編]. 日本核医学技術学会: 編. 2022; 2: 55.
- 15) 増田安彦, 長木昭男, 川渕安寿, 他. 臨床に役立つ基準画像の収集・処理・表示出力のポイント. 核医学技術 2008; **28**: 13-66.
- 16) 公益社団法人日本放射線技術学会 核医学部会 <http://nm.jsrt.or.jp/blog.html>
- 17) 日本核医学技術学会: 編. 核医学画像処理. 2010; 11: 20.
- 18) 杉林慶一, 菅 豊, 林 万寿夫. 脳血流 SPECT 画像における前処理フィルタの最適遮断周波数の検討—物理的評価と視覚評価の比較—. 核医学技術 2002; **22**: 137-143.
- 19) 尾川浩一. 核医学技術の基礎「ガンマカメラにおけるコリメータの基礎」. 臨床核医学 2014; **47**: 9-12.