臨床技術

 ^{99m}Tc -ECD 非侵襲的脳血流定量法(Brain Uptake Ratio)における入力関数の最適 ROI 設定位置の決定井上信哉¹ 甲 卓馬¹ 増永新一郎¹ 相馬 努²
高木昭浩² 細谷徹夫² 吉岡克則² 伊藤茂樹³¹ 熊本大学大学院保健学教育部² 富士フイルム RI ファーマ株式会社³ 熊本大学大学院生命科学研究部医用画像学分野

論文受付

2011 年 7 月 7 日

論文受理

2011 年 12 月 30 日

Code Nos. 310

331

332

緒 言

脳血流 single photon emission computed tomography (SPECT)は、形態的診断に加えて、画像解析によって局所の血流量を算出する定量診断が可能であり¹⁾、トレーサには N-isopropyl-p(^{123}I)iodoamphetamine(^{123}I -IMP), ^{99m}Tc -D, L-hexamethylene propyleneamine oxime (^{99m}Tc -HMPAO) および ^{99m}Tc -ethyl cysteinate dimmer (^{99m}Tc -ECD)が広く用いられている²⁻⁴⁾。

脳血流の定量解析法には、侵襲的定量法と非侵襲的定量法があり、侵襲的定量法では、持続動脈採血法および auto-radiography(ARG)法があり、非侵襲的定量法では、Graphical-plot 法、Patlak-plot 法、brain uptake ratio(BUR)法および noninvasive microsphere(NIMS)法が臨床で用いられている⁵⁻¹¹⁾。非侵襲的脳血流定量法は患者の苦痛を伴うことなく、採血時の術者の被ばくがないことから、臨床上有用な検査法である⁴⁾。

Determination of the Optimal ROI Setting Position of the Input Function for the ^{99m}Tc -ethyl Cysteinate Dimmer Brain Uptake Ratio MethodShinya Inoue,¹ Takuma Kabuto,¹ Shinichiro Masunaga,¹ Tsutomu Souma,²
Akihiro Takaki,² Tetsuo Hosoya,² Katsunori Yoshioka,² and Shigeki Ito^{3*}¹Graduate School of Health Sciences, Kumamoto University²FUJIFILM RI Pharma Co., Ltd.³Faculty of Life Sciences, Kumamoto University

Received July 7 2011; Revision accepted December 30, 2011

Code Nos. 310, 331, 332

Summary

Determination of the input function for the ^{99m}Tc -ethyl cysteinate dimmer brain uptake ratio (^{99m}Tc -ECD BUR) method as a non-invasive quantitative measurement of cerebral blood flow measurement is of critical importance in order to improve the accuracy of this method. The input functions were experimentally obtained by setting the regions of interest (ROIs) in the ascending aorta, aortic arch, and descending aorta on the 49 chest RI-angio images. rCBFs by the BUR method with 3 input functions of the 6 cases were compared with those by the ^{123}I -iodoamphetamine (IMP) continuous arterial blood sampling method in order to determine the best location for the ROI of the input function. The input function of the ascending aorta was higher than those of the aortic arch and the descending aorta. The input functions of the aortic arch and the descending aorta decreased due to the origin of the three branches of the right brachiocephalic artery, left subclavian artery, and left common carotid artery. A good correlation was found in the regional cerebral blood flow (rCBF) values between the ^{123}I -IMP continuous arterial blood sampling method and the ^{99m}Tc -ECD BUR method with the input function of the ascending aorta. Therefore, the ascending aorta is the best location for the ROI of the input function for the ^{99m}Tc -ECD BUR method.

Key words: input function, blood flow dynamics, ^{99m}Tc -ethyl cysteinate dimmer (^{99m}Tc -ECD), non-invasive quantitative measurement of cerebral blood flow

*Proceeding author

非侵襲的脳血流量定量法のうち、 ^{99m}Tc -ECD を用いる BUR 法(^{99m}Tc -ECD BUR 法)は 1990 年代に Patlak plot 法の簡便法として開発された^{9, 10)}。 ^{99m}Tc -ECD BUR 法は、 ^{99m}Tc -ECD の脳内での再循環による取り込みがなく、いったん取り込まれたトレーサは長時間脳内に留まるといったマイクロスフェアモデルに基づいており、動脈血中の放射能濃度(入力関数)を ^{99m}Tc -ECD 投与直後から経時的に得られた胸部 radio isotope(RI)-angio 画像の大動脈弓部に設定した関心領域(region of interest; ROI)内の時間-放射能曲線(time-activity curve; TAC)の積分値から算出する¹²⁻¹⁴⁾。

近年、森らは、通常時の大動脈弓内の血流をシミュレーションによってモデル化した¹⁵⁾。血流は、上行大動脈において時計回りの循環流が見られ、分岐部を経て徐々に左回りの循環流が発達することが記されている¹⁵⁾。小山内らは、体外循環時の大動脈弓部の血行動態を数値シミュレーションによって再現した¹⁶⁾。大動脈の血流は、上行大動脈先端に見られる時計回りの渦、大動脈弓に見られる向きの異なる二つの渦、下行大動脈に見られる反時計回りの渦で表されている¹⁶⁾。このため、大動脈弓部では上行大動脈の渦が弓部血管壁への衝突によって、渦の向きが変わり、速度も低下する^{15, 16)}。すなわち、大動脈弓部に ROI を設定して入力関数を得ようとすれば、分岐による血流損失および渦の衝突による血流速度低下が起こり、正確かつ安定した入力関数が得られず、BUR 法によって得られた脳血流量値にも誤差が生じると推定される。更に、解析者による大動脈弓部の ROI 設定位置の違いによって、入力関数が不安定になる可能性が高い。脳血流量定量解析法は、解析者が異なっても繰り返し解析しても、同一の結果が得られることが重要であり、正確な入力関数の決定法が必要となる。

本研究の目的は、 ^{99m}Tc -ECD BUR 法における入力関数の最適 ROI 設定位置を決定することである。

1. 材料および方法

1-1 対象および使用機器

^{99m}Tc -ECD を用いて胸部 RI-angiography が施行された 49 例を対象として、血行動態力学的に異なる 3 カ所の ROI 位置における入力関数を比較した。使用装置は、ガンマカメラ装置 Millenium VG:GE 社製、GCA-901A:東芝メディカルシステムズ社製および Starcam400AC/T:GE 社製とした。いずれの装置においても、500~740 MBq の ^{99m}Tc -ECD 静脈注入と同時に、胸部 RI-angio 画像を得た。撮像体位は上行大動脈部、大動脈弓部および下行大動脈部が明瞭に識別できる左前斜位、左前斜位

(left anterior oblique; LAO)10°であった。

^{99m}Tc -ECD BUR 法および ^{123}I -IMP を用いる持続動脈採血法(^{123}I -IMP MS 法)が同病態期に施行された虚血性脳血管疾患を有する 6 例(男性 6 名)を対象として、入力関数の最適 ROI 位置を決定するために、 ^{123}I -IMP MS 法と ^{99m}Tc -ECD BUR 法の局所脳血流量値(regional cerebral blood flow; rCBF)を比較した。使用装置は、ガンマカメラ装置 Starcam400AC/T:GE 社製とした。

臨床検査に際しては、施設の倫理委員会の承認を得た後、患者からの同意を得た。

1-2 Dynamic 収集条件

マトリックスサイズは 128×128、コリメータは低エネルギー汎用型コリメータ、エネルギーウィンドウは 140 keV±10%とした。Millenium VG を使用した症例における収集データ数は 90 フレーム、収集時間は 1 秒/フレーム、ピクセルサイズは 2.21 mm であった。GCA-901A を使用した症例における収集データ数は 110 フレーム、収集時間は 1 秒/フレーム、ピクセルサイズは 4 mm であった。Starcam400AC/T を使用した症例における収集データ数は 80 フレーム、収集時間は 1 秒/フレーム、ピクセルサイズは 3.2 mm であった。

1-3 SPECT 収集条件

1-3-1 ^{123}I -IMP SPECT

^{123}I -IMP SPECT は、 ^{99m}Tc -ECD SPECT 撮像の 2 日前に実施した。低エネルギー汎用型コリメータを使用した時の検出器の空間分解能は、半値幅(full width at half maximum; FWHM)で 12 mm であった。

収集条件は、マトリックスサイズは 64×64、ピクセルサイズは 4.00 mm、コリメータは低エネルギー汎用型コリメータとし、エネルギーウィンドウは 159 keV±10%とした。収集方法は、Step&Shoot、収集角度は 360 度、Step 角度は 5.625 度/方向、投影データ数は 64 方向で、 ^{123}I -IMP(111 MBq)を静脈注入後、20 分間の SPECT スキャンを実施した。前処理フィルタは Butterworth filter、再構成フィルタは ramp filter (cut off: 0.5 cycle/cm, order: 8)とした¹⁷⁾。減弱補正は Chang 法(Attenuation coefficient: 0.12/cm, Threshold: 15%)とした¹⁸⁾。

動脈血液 0.5 ml とオクタノール液 0.5 ml を混合させ、回転数 3000 rpm で 5 分間の遠心分離を行った。Kuhl らの報告に基づいて、オクタノール抽出率は動脈血全体におけるオクタノール相の放射能割合と定義し、 ^{123}I -IMP MS 法の rCBF を求めた⁵⁾。

1-3-2 ^{99m}Tc -ECD SPECT

収集条件は、マトリックスサイズを 64×64、ピクセル

Fig. 1 Regions of interest on the chest dynamic image.

The ROIs were manually determined in ascending aorta, aortic arch, descending aorta on the chest dynamic images. Ascending aorta ①: The ROI was set at the center of region with maximum counts in ascending aorta. Aortic arch ②: The ROI was set between brachiocephalic artery and left common carotid artery. Descending aorta ③: The ROI was set at the vicinity of exit from aortic arch to descending aorta.

サイズは 4.00 mm, コリメータは高分解能ファンビーム コリメータ, エネルギーウィンドウは 140 keV $\pm$ 10%とした. 収集方法は Step&Shoot, 収集角度は 360 度, Step 角度は 5.625 度, 収集時間は 21 分(20 秒/フレーム, 64 フレーム)とした. 画像再構成法は, ordered subsets expectation maximization(OS-EM)法とした¹⁹⁾. OS-EM による画像再構成における iteration および subset は, 実験的に収束する値を決定した. Subset 数は 4, iteration 回数は 25 とした. 減弱補正は Chang 法(Attenuation coefficient: 0.09/cm, Threshold: 15%)とし, 前処理フィルタとして Butterworth filter(cut off: 0.5 cycle/cm, Order: 8)を使用した^{17, 18)}.

1-4 ROI 位置の違いによる入力関数の比較

Fig. 1 は^{99m}Tc-ECD BUR 法における入力関数決定のための胸部 RI-angio 画像の ROI 位置を示している. ROI 設定の基準は, 血管径を超えない大きさとし, ガンマカメラ装置ごとに一定とした. ガンマカメラ装置 Millenium VG における症例では半径 8.84 mm (4 pixel), GCA-901A では半径 12 mm(3 pixel), Starcam400AC/T では半径 9.6 mm(3 pixel)の ROI とした. 上行大動脈部, 大動脈弓部, 下行大動脈部の 3 種類の ROI の大きさは一定とした. 上行大動脈部では, 血管内の最も高い計数値を示す位置を中心に ROI 設定

を行い, 大動脈弓部では, 腕頭動脈と左総頸動脈の間とし, 下行大動脈部では, 弓部から下行への出口付近に ROI を設定した(Fig. 1). それぞれの TAC のピークに対し, ガンマフィッティングを行い, そのガンマ関数の積分値を算出して, それぞれの値を比較した.

1-5 最適 ROI 設定位置の決定

^{99m}Tc-ECD BUR 法における平均脳血流量(mCBF)は, ¹²³I-IMP MS 法を基準とした換算式 $mCBF=13.2 \times (BUR)^{0.513}$ を用いて¹²⁾算出した. Lassen 補正の参照領域の設定は, 解剖学的標準化後に 3-dimensional stereotaxic ROI template(3DSRT)^{20, 21)}を使用した. Slice No.31–Slice No.40(1 slice=2 mm)を大脳基底核とし, rCBF を算出した¹⁸⁾. rCBF 算出には, statistical parametric mapping (SPM)²²⁾を用いて, 臨床 SPECT 画像を数理学的処理で解剖学的標準化し, 3DSRT を用いて, 脳梁辺縁, 中心前, 中心, 頭頂, 角回, 側頭, 後大脳, 脳梁, 周囲レンズ核, 視床, 海馬, 小脳半球の左右 24 領域の rCBF を算出した(Fig. 2)²¹⁾.

¹²³I-IMP MS 法についても 3DSRT を用いて^{99m}Tc-ECD BUR 法と同一の領域の rCBF を算出した. 上行大動脈部, 大動脈弓部および下行大動脈部の入力関数で得られた^{99m}Tc-ECD BUR 法の rCBF と¹²³I-IMP MS 法による rCBF との関係から, 最も相関の高い ROI 設定位置を

Fig. 2 Standardized ROIs using the three-dimensional stereotactic surface templates (3DSRT). ROIs were set on each side in image slice standardized using 3DSRT composed of 12 segments (anterior, precentral, central, parietal, angular, temporal, occipital, pericallosal, lenticular nucleus, thalamus, hippocampus, cerebellum).

Fig. 3 Typical case of time-activity curve.

最適 ROI 位置とした。また、平均差から 95% の一致限界を見る Bland-Altman 解析を行い、各 ROI 設定位置での違いを検討した。

2. 結果

2-1 ROI 位置の違いによる入力関数の比較

Fig. 3 は、TAC の典型例を示している。ROI 位置を

大動脈弓部、下行大動脈部とした時の TAC は、ピークが一つであったが、上行大動脈の TAC はピークを二つ有していた。Table は、Fig. 3 に使用した症例の各 ROI 位置における TAC の積分値と、上行大動脈部に対する大動脈弓部、下行大動脈部の TAC 積分値の割合を示している。上行大動脈では、ピーク値が他の大動脈弓部、下行大動脈部よりも高い値を示し、曲線形状も最も

Table Comparison of the input functions (49 cases)

	Ascending aorta ROI	Aortic arch ROI	Descending aorta ROI
Ratio (49 cases)	1	0.82±0.18	0.86±0.17

The input function was obtained by integrating the TAC curve. Values show the ratios of the input function in the aortic arch and descending aorta to that in the ascending aorta, respectively

Fig. 4 Relationship among three input functions.

先鋭であった。

Fig. 4 は、上行大動脈部、大動脈弓部および下行大動脈部での TAC 積分値の関係を示している。また、TAC 積分値から求めた直線回帰式、相関係数を示している。上行大動脈部と大動脈弓部の積分値の関係は $y=1.20x$ で表され、上行大動脈部での積分値は 20% 増加した。下行大動脈部と大動脈弓部の積分値の関係は $y=1.01x$ で表され、下行大動脈部での積分値は 1% 増加した。

2-2 最適 ROI 設定位置の決定

Fig. 5 は、 ^{99m}Tc -ECD rCBF と ^{123}I -IMP rCBF の関係を示している。上行大動脈部での値を入力関数としたときの ^{99m}Tc -ECD rCBF と ^{123}I -IMP rCBF の相関係数は、 $r=0.72$ ($p<0.001$) であった。大動脈弓部においては 0.67 ($p<0.001$) であり、下行大動脈部では 0.59 ($p<0.001$) であった。上行大動脈部での相関係数が最も高い値を示した。Bland-Altman 解析における差の標準偏差 (standard deviation; SD) は、ROI 設定位置が上行大動脈部の時に 9.6 であり、大動脈部の時は 9.9 であり、下行大動脈部の時は 9.8 であった。

3. 考 察

非侵襲的脳血流定量法は患者の苦痛を伴うことな

く、また採血時の術者の被ばくがないことから、臨床上有用な検査法である⁴⁾。脳血流定量解析における ^{99m}Tc -ECD BUR 法は、入力関数決定のための ROI 設定による再現性の低さや定量値の変動が問題であった¹⁴⁾。われわれはこの問題を解決すべく、血流動態理論に基づいた入力関数決定のための最適 ROI 設定位置として上行大動脈部を推定した。上行大動脈部 ROI 内の TAC から求めた積分値(入力関数)は、大動脈弓部および下行大動脈部より高い値を示した。

上行大動脈部の TAC は 2 峰性であり、大動脈弓部および下行大動脈部ではいずれも 1 峰性であった。これは、上行大動脈部と肺野が重なることが原因であり、一つ目のピークは肺循環によるものであり、二つ目のピークは上行大動脈部によるものと考えられる。しかし、二つのピークには経時的な時間差が認められること、 ^{99m}Tc -ECD は肺への捕獲は無視できるため²³⁾、二つ目のピークにガンマフィッティングを行うことで、一つ目のピークと分離した入力関数を算出することができる。

胸部 RI-angio 画像の体位は、上行大動脈部、大動脈弓部および下行大動脈部が明瞭に識別できる左前斜位 (LAO 10°) とした。胸部左前斜位 25° からの胸部 RI-angio 画像のデータ収集において、大動脈弓部の同定精度の向上が確認されている²⁴⁾。今回の体位も左前斜位であり、上行大動脈部と胸骨の重なりをなくし、肋

Fig. 5 Relationship between ^{99m}Tc -ECD BUR rCBF and ^{123}I -IMP MS rCBF.

骨部に上行大動脈部を移動させることが可能である。この体位で上行大動脈部にROIを設定すれば、胸骨による光子の減弱は避けることができると考えられる。

Fig. 5に示すごとく、3種類のROI位置での ^{99m}Tc -ECD BUR法によるrCBFと ^{123}I -IMP MS法によるrCBFとの関係において、Bland-Altman解析による一致率に変化は見られなかったが、上行大動脈部での相関係数($r=0.72$)が、他のROI設定位置よりも良い値を示した。したがって、入力関数の値が最も高く、比較的良好な相関関係の得られる入力関数決定のROIの位置は上行大動脈部が最適であると考えられた。

しかしながら、上行大動脈部での ^{99m}Tc -ECD BUR法によるrCBFと ^{123}I -IMP MS法によるrCBFとの相関係数が0.8を下回り、高い相関は得られなかった。この要因は、入力関数のみならず、他の要因が大きく作用していると考えられる。第一に、 ^{99m}Tc -ECD BUR法では、全脳平均BUR値からmCBFを求めている。また、Lassen補正に用いる平均SPECT値は脳基底核から算出されており、基底核領域ROI内のSPECT値の影響を受ける。 ^{99m}Tc -ECD BUR法の原理がマイクロスフェアに基づくならば、局所のBUR値から直接rCBFを求めることが可能であると考えられる。このことから、mCBFからLassen補正によってrCBFへ換算する際の誤差要

因は削除できると考える。第二に、mCBFを求める際のLassen補正の参照領域を脳基底核としたことである。この手法はPatlak plot法開発時に行われた方法であるが、脳基底核領域の血流量は全脳血流量よりも少なくなると考えられる。このため、現行の ^{99m}Tc -ECD BUR法のrCBFは実際よりも過大評価されていると推測される。今後、これらの課題を明らかにし、BUR法を改良することで、精度の向上に繋がると考える。更に、平均BUR値からmCBFを求める際の、 ^{123}I -IMP MS法を基準とした換算式を H_2^{15}O PETなどのrCBFに基づいて再構築すれば、更にBUR法の精度は向上すると考える。すなわち、これらの点を改良して測定精度の高い新たな ^{99m}Tc -ECD BUR法を構築することが必要である。

本研究では、入力関数の決定は研究員の手動法によってROI位置の決定を行った。今回の検討した内容をプログラム化することによって、入力関数の最適ROI設定位置の自動解析プログラムが作成される。入力関数決定以外の決定も自動化できれば、解析者に依存せず、繰り返しによる結果に差が生じない全自動 ^{99m}Tc -ECD BUR法が構築できると考える。

4. 結 論

^{99m}Tc -ECD BUR法における入力関数決定のための最

適 ROI 位置は、理論的および実験的に上行大動脈部が最適である。 ^{99m}Tc -ECD BUR 法における入力関数の決定について、今回の検討内容をプログラム化することに

よって、自動解析プログラムが作成されると示唆された。今後、換算式および rCBF 算出法を再検討し、 ^{99m}Tc -ECD BUR 法の精度を高める必要がある。

参考文献

- 1) 長木昭男, 松友紀和. 脳核医学. 日放技学誌 2008; 64(11): 1426-1438.
- 2) Kanai Y, Hasegawa S, Kimura Y, et al. N-isopropyl-4-[123I] iodoamphetamine (123I-IMP) products: a difference in radiochemical purity, unmetabolized fraction, and octanol extraction fraction in arterial blood and regional brain uptake in rats. *Ann Nucl Med* 2007; 21(7): 387-391.
- 3) Matsuda H, Oba H, Terada H, et al. Quantitative assessment of cerebral blood flow using technetium-99m-hexamethylpropyleneamine oxime: Part I, Design of a mathematical model. *Ann Nucl Med* 1988; 2(1): 13-19.
- 4) Van Laere K, Dumont F, Koole M, et al. Non-invasive methods for absolute cerebral blood flow measurement using ^{99m}Tc -ECD: a study in healthy volunteers. *Eur J Nucl Med* 2001; 28(7): 862-872.
- 5) Kuhl DE, Barrio JR, Huang SC, et al. Quantifying local cerebral blood flow by N-isopropyl-p-[123I] iodoamphetamine (IMP) tomography. *J Nucl Med* 1982; 23(3): 196-203.
- 6) Iida H, Itoh H, Nakazawa M, et al. Quantitative mapping of regional cerebral blood flow using iodine-123-IMP and SPECT. *J Nucl Med* 1994; 35(12): 2019-2030.
- 7) Kaminaga T, Kunimatsu N, Chikamatsu T, et al. Validation of CBF measurement with non-invasive microsphere method (NIMS) compared with autoradiography method (ARG). *Ann Nucl Med* 2001; 15(1): 61-64.
- 8) Tomiguchi S, Tashiro K, Shiraishi S, et al. Estimation of 123I-IMP arterial blood activity from dynamic planar imaging of the chest using a graph plot method for the quantification of regional cerebral blood flow. *Ann Nucl Med* 2010; 24(5): 387-393.
- 9) Matsuda H, Tsuji S, Shuke N, et al. Noninvasive measurements of regional cerebral blood flow using technetium-99m hexamethylpropylene amine oxime. *Eur J Nucl Med* 1993; 20(5): 391-401.
- 10) Matsuda H, Yagishita A, Tsuji S, et al. A quantitative approach to technetium-99m ethyl cysteinate dimer: a comparison with technetium-99m hexamethylpropylene amine oxime. *Eur J Nucl Med* 1995; 22(7): 633-637.
- 11) 宮崎吉春, 絹谷清剛, 橋本正明, 他. ^{99m}Tc -ECD による脳血流指標 - brain uptake ratio - の算出. 核医学 1997; 34: 49-52.
- 12) 宮崎吉春, 水田吉彦, 本田勝敏, 他. ^{99m}Tc -ECD の Brain Uptake Ratio を用いた, 新しい非侵襲的局所脳血流量測定法の考案. 核医学 1999; 36: 113-120.
- 13) 宮崎吉春. 脳血流 SPECT の臨床的な問題点 - 核医学技術者の立場から -. 日放技学誌 1998; 54(4): 534-536.
- 14) 小田島智. 非侵襲的局所脳血流量測定 BUR 法における大動脈弓部 ROI 設定位置の再現性向上の工夫とガンマフィッティングの自動化. 日放技学誌 2003; 59(12): 1561-1567.
- 15) Mori D, Yamaguchi T. Computational fluid dynamics modeling and analysis of the effect of 3-d distortion of the human aortic arch. *Comput Methods Biomech Biomed Eng* 2002; 5 (3): 249-260.
- 16) 小山内聡史, 稲村隆夫, 柳岡秀樹, 他. 体外循環時における大動脈弓内流れの数値シミュレーション. 脈管学 2008; 48 (3): 313-318.
- 17) 高木昭浩, 吉岡克則, 寺岡悟見, 他. ^{99m}Tc -ECD を用いた, 脳血流量定量自動解析ツールの開発と臨床例での検証. 日放技学誌 2006; 62(5): 729-733.
- 18) Chang LT. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* 1978; 25(1): 638-643.
- 19) Hudson HM, Larkin R. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imaging* 1994; 13(4): 601-609.
- 20) Takeuchi R, Yonekura Y, Matsuda H, et al. Usefulness of a three-dimensional stereotaxic ROI template on anatomically standardised ^{99m}Tc -ECD SPET. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2002; 29(3): 331-341.
- 21) Takeuchi R, Matsuda H, Yoshioka K, et al. Cerebral blood flow SPET in transient global amnesia with automated ROI analysis by 3DSRT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2004; 31(4): 578-589.
- 22) 村上 剛. 解剖学的標準化を応用した脳核医学の新しい解析法. 日放技学誌 2001; 57(8): 913-919.
- 23) Vallabhajosula S, Zimmerman RE, Picard M, et al. Technetium-99m ECD: a new brain imaging agent: in vivo kinetics and biodistribution studies in normal human subjects. *J Nucl Med* 1989; 30(5): 599-604.
- 24) 高木昭浩, 岡田和弘, 浦田譲治, 他. Patlak Plot 法を用いた脳血流測定のための技術的検討 - Radionuclide Angiography のデータ収集時におけるガンマカメラの Positioning の工夫 -. 核医学 1999; 36: 139-144.

図表の説明

Fig. 1 胸部画像における ROI 位置

胸部 dynamic 画像上の上行大動脈部，大動脈弓部，下行大動脈部それぞれに ROI を設定した。

上行大動脈部：血管内の最も高い計数値を示す位置を中心とした

大動脈弓部：腕頭動脈と左総頸動脈の間とした

下行大動脈部：弓部から下行への出口付近とした

Fig. 2 3DSRT を用いた標準関心領域

標準化スライス画像に対して 3DSRT を用いて，脳梁辺縁，中心前，中心，頭頂，角回，側頭，後大脳，脳梁，周囲レンズ核，視床，海馬，小脳半球の左右 24 領域の ROI を設定した。

Fig. 3 時間放射能曲線の典型例

Fig. 4 入力関数の関係

Fig. 5 ^{99m}Tc -ECD BUR 法の rCBF 値と ^{123}I -IMPMS 法の rCBF 値の関係

Table 入力関数の比較(49 症例)

入力関数は，TAC の積分により得られた。各値は，上行大動脈部に対する大動脈弓部，下行大動脈部の TAC 積分値の割合を示している。

問合せ先

〒 862-0976 熊本市九品寺 4-24-1

熊本大学大学院生命科学研究部医用画像学分野 伊藤茂樹