技術報告

N-Isopropyl-*p*-[^{123}I]-iodoamphetamine による脳 SPECT 画像の 画質改善に関する基礎的検討†

賈 少 微, 木村元政, 小田野幾雄, 酒井邦夫

新潟大学医学部放射線医学教室

951 新潟市旭町通 1

1986年 3 月 4 日 受理

Key Words: *N*-isopropyl-*p*-iodine-123-iodoamphetamine, single photon emission computed tomography, Wiener filter, Butterworth filter, cerebral blood flow

1. 緒 言

近年, ポジトロン核種および positron emission tomography (PET) の開発に伴って, 脳の核医学診断にはめざましい進歩が見られる。しかしポジトロン核種を利用するには, サイクロトロンをはじめとする高価な設備が必要なため, この検査法はまだ広く利用されるには至っていない。一方, Winchell ら¹⁾により開発された *N*-isopropyl-*p*-[^{123}I]-iodoamphetamine (以下, ^{123}I -IMP と略す) を用いると, single photon emission computed tomography (以下, SPECT と略す) によっても, 局所脳血流量 (以下, rCBF と略す) を求め得ることが Kuhl ら^{2), 3)}によって発表されて以来, ^{123}I -IMP が新しい脳イメージング用製剤として注目を集めている。

本研究では, ^{123}I -IMP の SPECT 画像について, 円柱形ファントムを用いて画質を良くするための基礎的検討を行ったので, その結果を報告する。

2. 方 法

使用したファントムは直径 23 cm, 高さ 19.2 cm のアクリル製の円柱ファントムで, 底部にサイズの異なった 7 個の円柱体が配列されている (Fig. 1)。内容積は約 6 500 ml である。このファントム内部に ^{123}I -IMP を 44.4 MBq (1.2 mCi) (6.845 kBq (0.185 μCi)/ml) 封

入した。

測定装置は, 中エネルギー用コリメータを装着した Siemens ZLC/75 Rota camera を用いた。データ処理は DEC 社 PDP 11/34 (GAMMA-11) および島津製作所 Scintipac 2400 によった。データはエネルギーピーク 159 keV, ウィンド 20% に設定し, sampling angle 6° , sampling time 60 秒, 64×64 マトリックスで収集した。

- (1) 38×50 mm, (2) 32×50 mm,
- (3) 25×50 mm, (4) 20×50 mm,
- (5) 16×50 mm, (6) 13×50 mm,
- (7) 10×50 mm.

Fig. 1 Transaxial view of the phantom cylinder.

生データを従来の 9 点 smoothing フィルタ, 雑音軽減のための低域通過形 Butterworth フィルタ, ボケを除去するための高域通過形フィルタならびにそれらの併用などによって処理したあと, Shepp & Logan フィルタを用いた重畳積分法により画像構成を行い, さらに吸収補正を行った。

Fig. 2 は 9 点 smoothing フィルタ, Butterworth フ

† Brain Imaging with Emission Computed Tomography and *N*-Isopropyl-*p*-[^{123}I]-iodoamphetamine, Technical Aspects. Shao-Wei JIA, Motomasa KIMURA, Ikuo ODANO and Kunio SAKAI: Department of Radiology, Niigata University School of Medicine, Asahimachi-dori, Niigata-shi 951.

(A) Smoothing filter, (B) Butterworth filter,
(C) Wiener filter, (D) Butterworth and Wiener filter.

Fig. 2 Characteristics of various filters.

(a) Original image (no filter), (b) smoothing filter,
(c) Butterworth filter, (d) smoothing and Butterworth filter,
(e) Wiener and Butterworth filter, (f) Wiener filter.

Fig. 3 SPECT images of the phantom processed by various filters.

フィルタ, Wiener フィルタおよび Butterworth and Wiener フィルタの特性を示す。縦軸がスペクトルの強度, 横軸が周波数である。

3. 結 果

3.1 各種フィルタによる画像の改善

各種フィルタによって処理したファントムの横断像を Fig. 3 に示す。前処理を行わず Shepp & Logan フィルタのみで処理した画像と Wiener フィルタで前処

理した画像の質はきわめて悪く, 38 mm ϕ と 32 mm ϕ の欠損像の存在はわかるが, その性状は判別できない。9 点 smoothing フィルタで前処理した画像では最小 10 mm ϕ までの欠損像が描出されているが, その形状は不規則でまだ十分な画像とはいえない。しかし Butterworth フィルタ, smoothing and Butterworth および Wiener and Butterworth フィルタを併用して前処理すると前 2 者よりも画像は改善された。いずれの画像でも最小 10 mm ϕ までの欠損像が鮮明に描出されているが, その中でも Wiener and Butterworth フィルタ併用画像が解像力, コントラストともに最もすぐれていた。

各種フィルタによる 38 mm ϕ 欠損のプロファイルカーブを Fig. 4 に示す。解像力の定量的評価のために, FWHM とプロファイルカーブの谷の深さ (欠損像の深さ) を求めた (Fig. 5)。FWHM の最も小さいのは smoothing and

Butterworth フィルタ処理画像 (16 画素) で, つぎが Wiener and Butterworth フィルタ処理画像 (17 画素) であるが, 後者は前者よりも谷が深くコントラストが良いことがわかる。

Fig. 6 は, 同様のフィルタ処理をして得られた成人男子の ^{123}I -IMP イメージである。他の画像に比較して Wiener and Butterworth フィルタ処理を行った画像が, 両側大脳皮質と基底核へのラジオアイソトープ (RI) 集積を最も明瞭かつ鮮明に描出していると思われる。

3.2 横断像の吸収補正⁴⁾

Fig. 7 は ^{123}I -IMP を充填した円筒型ファントムの SPECT による横断像のプロファイルカーブである。上段左は, 吸収補正をしない場合 ($\mu=0$) で中心部のカウントが辺縁に比べて低下している。上段右は $\mu=0.04$ の場合。下段左は $\mu=0.09$ の画像で中心部と辺縁部の差はなくなりほぼ均一の画像が得られる。下段右は $\mu=0.2$ の場合で, 吸収補正のしすぎのために中心部のカウントが辺縁に比較して高くなっている。したがって吸収補正をする場合の吸収係数は $\mu=0.09$ が最も良いと思われる。

4. 考 察

SPECT によって得られる画像はカウンターの統計学的な変動やノイズのために、画質がきわめて悪く、いくつかのフィルタ処理を必要とすることがよく知られている^{5),6)}。われわれは ^{123}I -IMP による脳の SPECT 像の最適処理方法を求めるために、種々のフィルタを用いてファントムを撮像した。

使用したフィルタは9点 smoothing フィルタ、ノイズ軽減のための低域通過形の Butterworth フィルタおよびボケを除くための高域通過形 Wiener フィルタで、さらに smoothing and Butterworth フィルタおよび Wiener and Butterworth フィルタを使用して前処理を

Fig. 4 Profile curve of the defect measuring 38mm diameter.

行い、画像の改善を検討した。

その結果、Wiener and Butterworth フィルタ処理をした画像が最もすぐれており、解像力・コントラストともに向上した。また、成人における ^{123}I -IMP 脳 SPECT 像でも画質の改善が得られ、深部の構造や灰白質と白質の境界が明瞭となった。

Fig. 5 FWHM and contrast (depth of the defect) of various filters.

(a) Original image (no filter), (b) smoothing filter, (c) Butterworth filter, (d) smoothing and Butterworth filter, (e) Wiener and Butterworth filter, (f) Wiener filter.

Fig. 6 SPECT images of human brain processed by various filters.

(a) $\mu=0$, (b) $\mu=0.04$, (c) $\mu=0.09$, (d) $\mu=0.2$.
 Fig. 7 Profile curve of the cylinder phantom corrected by various absorption coefficients.

^{123}I -IMP 画像の吸収補正については、通常Sorensonの補正法が用いられている。われわれのファントム撮像での検討では、吸収補正をしない場合には中心部で27%のカウンタ低下がみられ、吸収係数 $\mu=0.09$ での補正が最適との結果が得られた。

5. ま と め

^{123}I -IMP の SPECT イメージ作成に関して、smoothing フィルタ、Butterworth フィルタおよび Wiener フィルタなどの画像処理フィルタの性能を比較検討し、つぎの結果が得られた。

- (1) SPECT の前処理として、Wiener フィルタと Butterworth フィルタを併用するのが、解像力も良く、コントラストも最良であった。
- (2) 吸収補正はぜひ必要であり、吸収係数は $\mu=0.09$ が最良であった。

研究に協力して頂いた笠原敏文技師、野口栄一技

師、大滝広雄技師および杉柳 勇主任技師に厚くお礼申し上げます。

また、 ^{123}I -IMPをご提供頂いた日本メジフィジックス社に深謝致します。

文 献

- 1) Winchell, H.S., Horst, W.D., Braun, L. et al.: *J. Nucl. Med.*, **21**, 947-952 (1980)
- 2) Kuhl, D.E., Wu, J.L., Lin, T.H. et al.: *ibid.*, **22**, 16 (1981)
- 3) Kuhl, D.E., Barrio, J.R., Haung, S.C. et al.: *ibid.*, **23**, 196-203 (1982)
- 4) 藤田 透, 向井孝雄: 日放技学誌, **39**, 476-484 (1983)
- 5) 和辻秀信, 細羽 実, 伴 隆一: 島津評論, **42**, 79-87 (1985)
- 6) 福喜多博義: 日放技学誌, **41**, 1118-1126 (1985)