ノ ー ト

高速アダマール変換に基づくデジタルフィルタ を用いたラジオアイソトープ画像処理†

山本秀樹, 美咲隆吉, 湯本泰弘*, 桑原道義**

岡山大学工学部電気工学科 700 岡山市津島

*国立病院四国がんセンター 790 松山市堀之内

**京都大学工学部オートメーション研究施設 611 宇治市五ヶ庄

1980年9月29日 受理

Key Words: radioisotope image, digital filter, fast Hadamard transform, liver tumor

1. ま え が き

肝シンチグラムは原発性肝がんおよび転移性肝がんの診断に広く利用されている。しかしながら、ラジオアイソトープ（以下、RI と略記）イメージ装置の検出器の特性に起因するボケによって、病巣に対応する欠損は真の病巣より小さく描出される。このようなシンチグラムのボケの補正とか、計数値の統計的変動に起因する高周波雑音の除去を行って欠損を識別する手段として、最近ではもっぱら計算機による処理が用いられるようになった¹⁾。

筆者らは高速アダマール変換（以下、FHT と略記）に基づくフィルタを用いて上記の処理を行った²⁾。この方法は、画質の改善に十分役立ち、しかも高速処理が可能のため、多量の診断データの処理にはとくに適している。

2. RI 画像の画質と FHT に基づくフィルタによる画質改善

2.1 ファントム実験における RI 画像の画質

直径が 8, 10, 12, 16, 20, 25, 32, 40 mm の 8 個の円柱をもつディスクファントムに 74 MBq (2 mCi) の

^{99m}Tc -phytate を注入し、その表面が水深 50 mm の位置にくるように水中に沈める。8 個の円柱は欠損を模擬している。コリメータをファントムの表面から距離が 100 mm の位置に設定し、140 keV, 2.0×10^5 カウントの条件でシンチグラムを撮る。イメージ装置は Nuclear Chicago 社製シンチカメラ Pho 7/III を用いている。シンチグラムはミニコンピュータ内の 64×64 のマトリクス上で 256 段階に量子化され、デジタル画像データとして紙テープなどに記録される。また、外付のグラフィックディスプレイ上で Fig. 1 に示すように三次元表示される。Fig. 1 の画像からただちに直径 8 mm の欠損を識別することは困難である。

Fig. 1 Original data on a graphic display.

2.2 FHT に基づくフィルタによる画質改善

一般に、二次元アダマール変換は次式で表される。

$$[G'(u, v)] = [H(u, v)] [g'(i, j)] [H(u, v)] \dots \dots \dots (1)$$

ここで、 $g'(i, j)$ は要素 (i, j) 上の画像データ、 $[H(u, v)]$ は N 次のアダマール行列、 $G'(u, v)$ は要素

† Radioisotope Image Processing Using Digital Filters Based on the Fast Hadamard Transform. Hideki YAMAMOTO, Takayoshi MISAKI, Yasuhiro YUMOTO* and Michiyoshi KUWAHARA**: School of Engineering, Okayama University, Tsushima, Okayama-shi 700, *National Shikoku Cancer Center, Horinouchi, Matsuyama 790, **Automation Research Laboratory, Kyoto University, Gokanoshō, Uji-shi, Kyoto 611.

(u, v) 上の変換値である。その逆変換は次式で表される。

$$[g'(i, j)] = [H(u, v)][G'(u, v)][H(u, v)]/N^2 \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 N はアダマール行列の次数である。

まず、(1)式に従って $g'(i, j)$ に対して FHT をほどこし、 64×64 のアダマール領域に変換する。そこで、フィルタを用いて高周波雑音の除去とボケの補正を行う。この処理を行った後、変換値 $G'(u, v)$ を逆変換すると画質が改善される。

フィルタ操作の第1段階として、一つのしきい値 P_1 ($P_1 > 0$) を選定し、変換値の絶対値 $|G'(u, v)|$ が P_1 より大きいか、それに等しい値をもつものを検出するために、第64行 ($u=64$) に沿って左に探索する。さらに、第63行、第62行と順に上記の操作を繰返し、検出された各行の要素を一つずつ結ぶ。

第2段階として、いま一つのしきい値 P_2 ($P_2 > P_1$) を選定し、 $|G'(u, v)|$ が P_2 より大きいか、それに等しい値をもつ要素を第1段階と同じように探索して検出された各行の要素を一つずつ結ぶ。このような2段階の操作でアダマール領域は3分割されるので、三つの領域のデータにそれぞれ重みをつける。多量の高周波

雑音を含む領域のデータに対しては重み0をつけて雑音を除去し、信号成分を主体としている領域のデータに対しては1以上の重みをつけて信号を強調する。このように重み付けしたデータを逆変換すると、雑音が

Fig. 3 An example of filter.

Fig. 4 Comparison of various processing results.

Fig. 2 Algorithm of a digital filter based on the fast Hadamard transform.

Fig. 5 Corrected data by filter and 9 points smoothing.

Fig. 6 Clinical example.

除去されボケが補正される。

$P_1=e^8$, $P_2=e^{10}$, 重み1.2のフィルタの操作を自動的に行うアルゴリズムをFig. 2に示す。Fig. 3にフィルタの一例を示す。

Fig. 3に示したフィルタによる処理結果に9点平滑化を追加した結果と9点平滑化のみを行った結果を比較したものがFig. 4である。この図を見ると、Fig. 3のフィルタによる処理結果に9点平滑化を追加することによって、9点平滑化だけの場合よりも信号強調が行われることが分かる。

Fig. 5はFig. 3のフィルタによる処理結果に9点平滑化を追加した結果をグラフィックディスプレイ上に三次元表示したものである。これを見ると、Fig. 1の画像よりも画質が改善され、欠損が一層識別しやすくなっている。

FHTに基づくフィルタおよび高速フーリエ変換に基づくフィルタのそれぞれについて同程度の画質改善を行うのに計算時間、記憶容量を比較したところ、前者が計算時間(CPU時間)で約1/9, 記憶容量で約1/2であった。FHTに基づくフィルタによる処理法は計算時間が短いので多量のデータを処理する場合に好都合である。

3. 臨床例

症例: 肝硬変 A' 兼肝細胞ガン (前面像)

Fig. 6 (a), (b)はそれぞれ処理前の画像データ並びにフィルタで $P_1=e^8$, $P_2=e^{10}$, 重み1.2による処理結果に9点平滑化を追加した処理後の画像データである。Fig. 6 (b)では矢印で示すように肝右葉に2個の単発性

の欠損があらわれている。これに対して腹腔鏡検査の結果、肝右葉の上下側の欠損は肝腫瘍であり、また肝右葉の内外側の欠損は肝硬変であった。この結果から、両者がよく符合していることが分かる。

4. むすび

この報告では、計算機プログラムで自動操作のできるFHTに基づくフィルタを開発し、それを用いてシンチグラムに含まれる高周波雑音の除去とボケの補正を行った。ここで結論をまとめるとつぎのとおりである。

- (1) FHTに基づくフィルタによって、実用上十分な画質改善が行われる。
- (2) 計算時間および記憶容量について有利であり、多量のデータ処理に好都合である。
- (3) ここで挙げた症例でも分かるように、臨床診断に十分利用できる。

文 献

- 1) IAEA Co-ordinated Research Programme on the Intercomparison of Computer-assisted Scintigraphic Techniques, Progress Report, Medical Radioisotope Scintigraphy 1972 (Proc. Symp. Monte Carlo, 1972) 1, p. 727, IAEA, Vienna, (1973)
- 2) M. Kuwahara, H. Yamamoto and T. Misaki: An RI Image Processing System Using a Conversational Language, 2nd USA-JAPAN Computer Conference Proceedings, p.226 (1975)