Japanese Society of Radiological Technology



原　著

# 低域フィルタによるRI画像の計算機処理（第2報）
# フィルタリングとサブトラクション

北海道大学医学部附属診療放射線技師学校

花　田　博　之

（論文受理　昭和56年3月5日）

(*Code No. 350, 32210*)

# COMPUTER PROCESSING OF RI IMAGES BY USE OF LOW-PASS FILTERS (II)
# FILTERINGS AND SUBTRACTIONS

By HIROYUKI HANADA

School of Radiological Technicians, School of Medicine, Hokkaido University

(Article received: Mar. 5, 1981)

## Summary

Seven low-pass digital filters which were synthesized previously by the author are applied to 64×64 matrix images of a IAEA liver phantom, which is filled with $9.25\times10^{7}$Bq (2.5mCi) $^{99m}$Tc aqueous solution, from a scintillation camera. Three matrix images are made an object of investigation and total counts of them are 30k counts, 100k counts and 600k counts respectively. First, low-pass digital filterings by convolution are performed to the matrix images and the processed images are observed about image quality. When the filter with the smallest cutoff frequency, which was called Filter A, was used, the fact was shown that almost all the informations in the processed images for three kinds of count data disappeared. Finally, subtractions between the processed image by Filter A and the processed image by another filter are performed for each count data.

The consequences of these processings are as follows: (1) The low-pass filtering is effective in improvement of image quality for 30k count image and 100k count image. However, this method does no good in 600k count image. (2) The subtraction results in a success about image restoration with the supression of noise and the reduction of blur, and this method is superior in improvement of image quality to the low-pass filtering. On the other hand the processing conditions for image restoration depend on the count level of the image.

## 1. はじめに

電子計算機の利用により，RI画像に対して低域ディジタルフィルタ（以下，低域フィルタと記述）を適用して，雑音を除去し画像を平滑化することがしばしば行われている[1)~3)]．しかし一般に低域フィルタ処理によって



NII-Electronic Library Service

Japanese Society of Radiological Technology



得られた画像は，雑音の減少だけでなくぼけによる鮮鋭度の低下ももたらすものである．本研究の第1報[4]で，遮断特性が鋭くMTF特性も良好な7つの低域フィルタの作成を報告したが，本実験ではこれらの低域フィルタをRI画像に適用して，通常の平滑化処理および処理画像間のサブトラクションを行ない，雑音の除去と鮮鋭度の上昇を両立させ画質の向上を実現させた．またシンチカメラによるRI画像では，全計数値の大小により相対的な雑音の量が異なり[5]，画質改善の条件が全計数値に依存する．本実験では全計数値の異なる3つのシンチ画像に対して，低域フィルタリングおよびサブトラクションを行なった結果，画質改善の処理条件と全計数値との間に興味ある関係を見い出したので報告する．

## 2. 装置，器具および実験方法

実験に使用したシンチカメラはNuclear Chicago社製PHO/GAMMA IIIで，平行型4000ホールコリメータを装着して，$9.25\times10^7$ Bq (2.5 mCi) の$^{99m}$Tcを満たしたIAEA肝ファントム（**Fig. 1**）をコリメータ表面から1 cmの距離に置きデータ収集した．Fig. 1に示すようにファントム内には$^{99m}$Tcの存在しない円形の欠損部（以下，cold defectと記述）が8個存在し，その直径は大きいものから順に，40 mm，32 mm，25 mm，20 mm，16mm，12.5mm，10mm，8mmである．データ収集およびデータ処理は東芝製ミニコンピュータTOSBAC-40C (64 k bytes) を用いた核医学処理システムDAP-5000Nの制御のもとに行ない，全計数値として30 k counts，100 k counts，600 k countsの3つを設定して，64×64マトリックス画像としてデータ収集した．処理した画像はDAP-5000NのCRTを一定輝度にして，ポラロイドフィルム667型を用いて記録した．なお全計数値の異なる3つの画像をフィルム上で適正濃度にするために，各全計数値に対して露出時間を調整して撮影した．また$^{99m}$Tcの一様な円盤状線源を作製して感度の一様性についての補正係数を作成し，収集したデータに一様性の補正を行なった後，各種処理を実施した．本研究で使用したフィルタリングおよびサブトラクションは，TOSBAC-40Cのアセンブラ言語を用いてプログラムを作成しDAP-5000Nの制御のもとで実行した．

使用した低域フィルタの軸方向成分の重み g(0)，g(1)，……，g(Rm)を**Fig. 2**に，MTF曲線を**Fig. 3**に示すが，詳細は本論文の第1報[4]に報告してある．フィルタリングは軸方向成分の重みから各位置の重みを内挿法によって決定し，感度の一様性の補正がなされた画像（以後，原画像と記述）とフィルタ重みとのディスクリートなコンボルーション

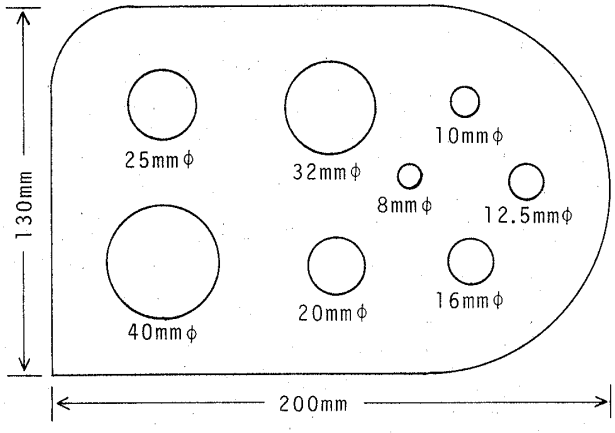



**Fig. 1.** Illustration of IAEA liver phantom. Each circle is a cold defect.

| | g(0) | g(1) | g(2) | g(3) | g(4) | g(5) | g(6) | g(7) | g(8) | g(9) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Filter A | 99 | 97 | 92 | 83 | 71 | 58 | 44 | 31 | 18 | 7 |
| Filter B | 99 | 96 | 88 | 74 | 58 | 41 | 24 | 9 | −2 | −9 |
| Filter C | 99 | 90 | 65 | 34 | 7 | −9 | −13 | | | |
| Filter D | 99 | 77 | 31 | −5 | −12 | | | | | |
| Filter E | 99 | 68 | 12 | −13 | −3 | 6 | | | | |
| Filter F | 99 | 50 | −9 | −3 | 6 | | | | | |
| Filter G | 99 | 31 | −12 | 6 | | | | | | |

**Fig. 2.** Filter weights of Filter A—Filter G.

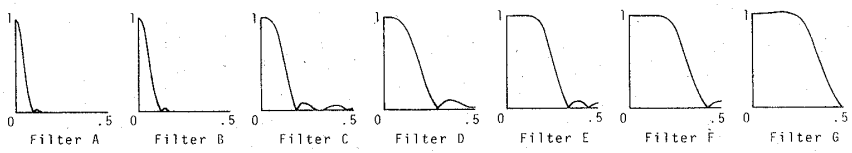



**Fig. 3.** MTF curves of Filter A—Filter G. The ordinates are the filter responses and the abscissas are the spatial frequencies (cycles/sample).



NII-Electronic Library Service

Japanese Society of Radiological Technology



$$o(m,n)=\frac{1}{G}\sum_{k^2+l^2\leqq Rm^2}\sum i(m-k,n-l)g(k,l) \quad \cdots(1)$$

を計算することにより実行した．ここで $i\ (m, n)$ は原画像，$o\ (m, n)$ は処理画像，$g\ (k, l)$ はフィルタ重み，$G$はフィルタ重みの総和，$Rm$ はフィルタ重みの配分される最大距離，$m, n=0, 1, 2, \cdots\cdots, 63$である．

後述するようにFig. 2, Fig. 3で示したFilter Aによるフィルタリングは，全計数値の大小にかかわらず画像中の情報をほとんど消失させてしまうので，Filter Aの遮断周波数以下の成分は画像にぼけを生じさせる要因であると考えられる．本研究でのサブトラクションとは，画像からFilter Aで処理した画像の一部または全部を除去することであり，つぎの除算

$$r(m,n)=p(m,n)-\alpha\cdot q(m,n) \quad \cdots\cdots\cdots(2)$$

を実行することである．ここで $p\ (m, n)$ は原画像もしくはFilter A以外のフィルタで処理した画像，$q\ (m, n)$ はFilter Aで処理した画像，$\alpha$ は1もしくは1より小さい正の係数，$r\ (m, n)$ はサブトラクションにより得られた画像である．なお原画像を通常の9点平滑化フィルタで多数回繰返し処理して低周波画像を作成し，サブトラクションを行なう方法も発表されている[6]．

以上に記した方法により，全計数値が30k counts, 100k counts, 600k countsの3つのファントム像に，それぞれ7つの低域フィルタでフィルタリングを行ない，さらに(2)式の $\alpha$の値を種々変化させてサブトラクションを行なって処理画像を観察するとともに，処理条件と画質との関係を調べ，最良の画像を作成した．

一方，サブトラクション法を帯域フィルタ処理とみなすと，(2)式の $r\ (m, n)$ を得るためのフィルタは帯域フィルタ（band pass filter）となり，そのMTFは(3)式のように表現できる．

(帯域フィルタMTF)＝($p(m,n)$の適用フィルタMTF)$-\alpha\times$(Filter AのMTF) $\cdots\cdots\cdots(3)$

各全計数値ごとに得られた最良の画像について，その処理条件を(3)式の右辺に代入することにより，それぞれのフィルタ処理のMTFをもとめた．

## 3. 結　　果

### 3.1 全計数値30k counts画像の低域フィルタリング

30k counts画像の低域フィルタによる結果を**Fig. 4**に示す．全計数値が少ないため原画像（Nonprocessed）は統計的ゆらぎによる雑音が多く，40 mm $\phi$ cold defect

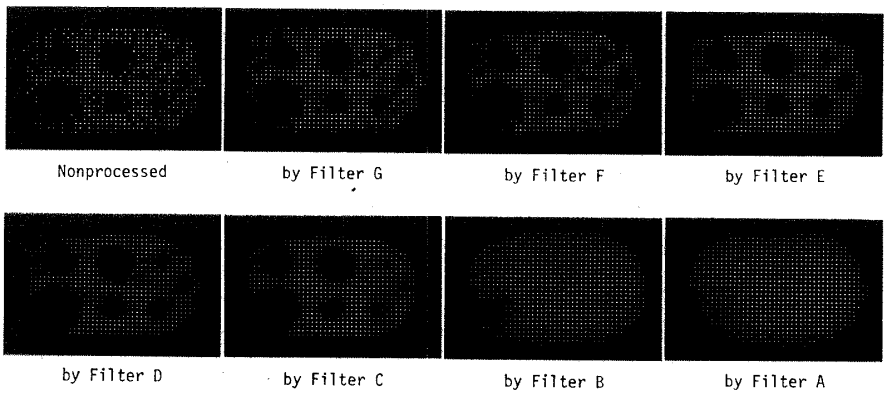



**Fig. 4.** Filtered images for 30k count data.

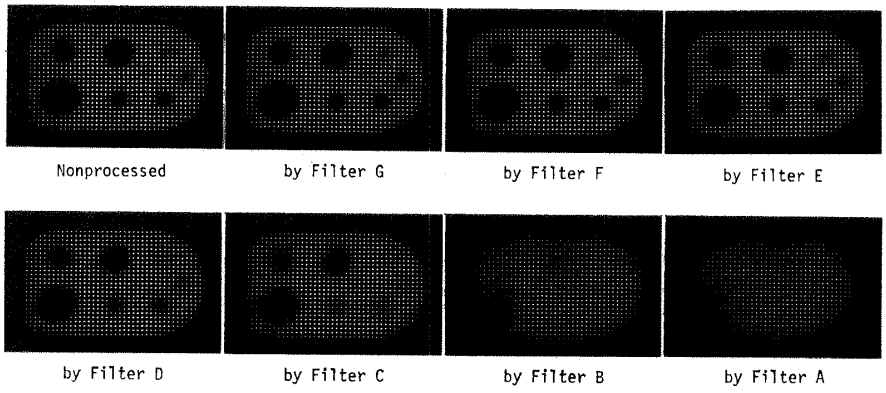



**Fig. 5.** Filtered images for 100k count data.



NII-Electronic Library Service

Japanese Society of Radiological Technology



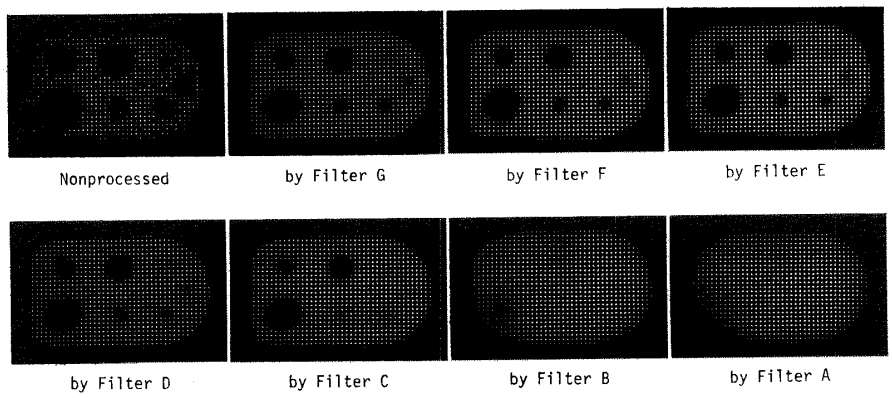



**Fig. 6.** Filtered images for 600k count data.

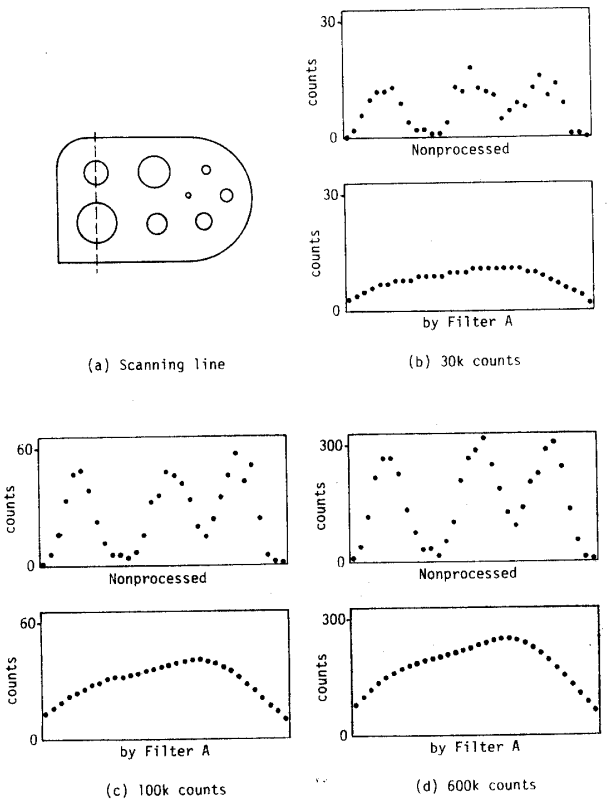



**Fig. 7.** Comparisons of counts between the nonprocessed image and the processed image by Filter A.

でさえもその形状が円形から大きくずれており，さらに10 mm$\phi$以下のcold defectはその存在さえ定かでない．フィルタ処理の結果は，その遮断周波数の減少とともに雑音の減少とぼけの増大が並行して進むという一般的傾向を示す．特にFilter Aによる画像では，原画像に含まれていた情報はほとんど消失してしまう．この事実を画像中の特定の直線にそう計数値変化で示したのが**Fig. 7**である．同図において(a)は画像中の直線の位置を，(b)は計数値変化を示すが，これより40 mm$\phi$と25 mm$\phi$のcold defectに対応する2つの谷が明らかに消滅していることが確められる．ファントムを忠実に再現する程度で画質改善を考えることにすれば，Filter Dによる画像がもっとも良い結果をあたえるが，いずれのcold defectの大きさもファントムと比較するといくぶん拡大されて描出されている．

### 3.2　全計数値100 k counts画像の低域フィルタリング

100 k counts画像の低域フィルタによる結果を**Fig. 5**に示す．原画像は30 k counts画像と比較して雑音が少なく，10 mm$\phi$ cold defectまで識別可能であるが，最小の8 mm$\phi$ cold defectは雑音の中に埋没して識別不可能である．フィルタ処理の結果は30 k countsの場合と同様，遮断周波数の減少とともに雑音の減少とぼけの増大が並行して進み，Filter Aによる処理ではcold defectの情報がほとんど消失してしまう．Fig. 7(c)にFilter Aによる計数値変化を示す．処理後の画質については，もっとも遮断周波数の大きいFilter Gですでに大幅な向上が認められるが，原画像でわずかに存在した10 mm$\phi$ cold defectが平滑化のため識別困難となる．

### 3.3　全計数値600 k counts画像の低域フィルタリング

600 k counts画像の低域フィルタによる結果を**Fig. 6**に示す．全計数値が前二者と比較して大きいため，原画像の統計的ゆらぎによる雑音は少なく，各cold defectの形状もほぼ円形に再現されているが，最小の8 mm$\phi$ cold defectは周囲のhotな部分の“侵食”で識別困難である．フィルタ処理の結果はFilter G, Filter F, Filter Eの順にわずかずつぼけの程度が増大していくが，画像の質的変化は観察されない．Filter Dからぼけの程度が大きくなり，Filter Aではcold defectの情報はほとんど消失してしまう．Fig. 7(d)に情報消失の状況を処理前



NII-Electronic Library Service

Japanese Society of Radiological Technology



後の計数値変化で示した．なお 30 k counts および 100 k counts の場合と異なり，原画像そのものが雑音の少ない画像のため，低域フィルタリングによる画質改善はどのフィルタについても認められない．

### 3.4 係数 $\alpha$ の変化と画像との関係

以上の実験結果により Filter A による処理画像を，画像情報に寄与しない低周波成分と考えることができる．本研究のサブトラクション法は，(2)式の $q(m, n)$ を Filter A による処理画像に固定するものであり，結果に影響をあたえる残りの因子は $p(m, n)$ に適用されたフィルタの種類と係数 $\alpha$ の値の2つである．全計数値 600 k counts の画像に対して，$p(m, n)$ を Filter F による処理画像とし，$\alpha$ の値を1から0.4まで0.1の間隔で変化させたときの $\gamma(m, n)$ を **Fig. 8**に示す．$\alpha=1$ では cold defect の大きさは過大であり，特に 16 mm $\phi$ 以下の4つはたがいに重なりあってしまい区別さえできない．$\alpha$ を小さくしていくとしだいにファントムに近い画像となり（$\alpha=0.7$ および $\alpha=0.6$），さらに小さくしていくと序々に Filter F による処理画像そのもの（$\alpha=0$）に近づいていく．他のフィルタによる処理画像 $p(m, n)$ について行なった実験結果からも，$\alpha$ の変化に対してはこれと類似した傾向を示す．以上の事実から特定のフィルタによる処理画像 $p(m, n)$ に対して，もっともよくファントムを再現する $\alpha$の値が存在する．Fig. 8 の場合，その $\alpha$の値は0.6と0.7の間に存在するであろう．

### 3.5 サブトラクションによる画質改善の条件決定

最大の画質改善の得られる画像を以下の手順で選択する．

$p(m, n)$ を原画像もしくはフィルタ（Filter A を除く）で処理した画像として，$\alpha$ を0.01間隔で種々変化さ

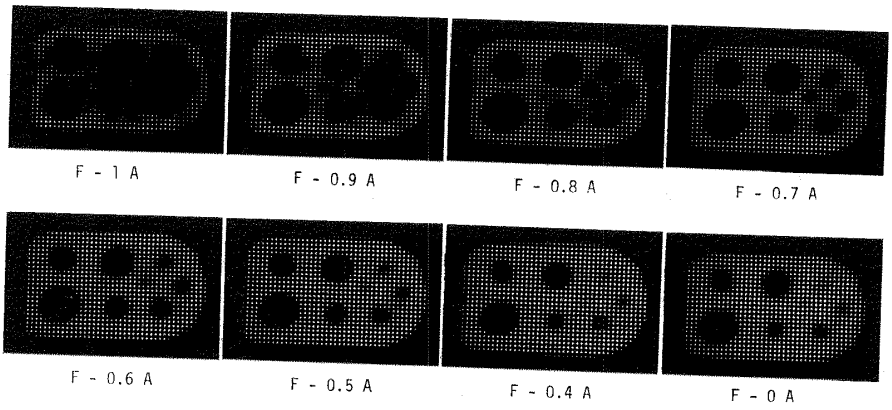



**Fig. 8.** Subtraction images for 600k count data by variation of $\alpha$ in "F-$\alpha$A", where F and A represent the images obtained by using Filter F and Filter A respectively.

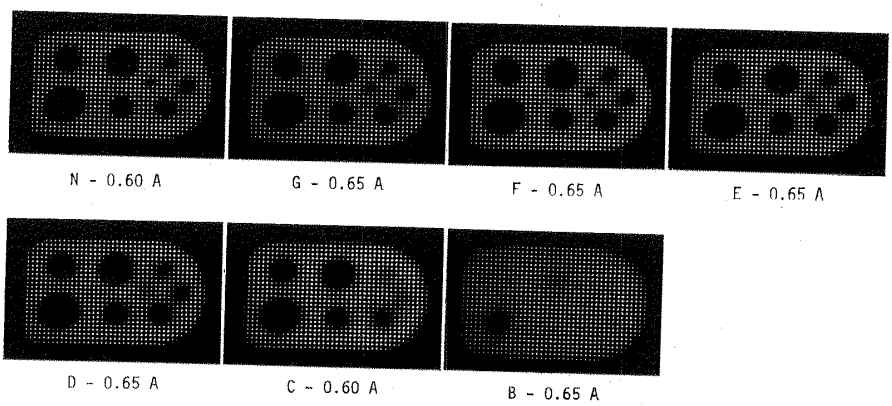



**Fig. 9.** Subtraction images for 600k count data processed by the optimum condition at each specified p(m, n). N represents the nonprocessed image. A represents the processed image by Filter A, B represents the processed image by Filter B, and so on.



NII-Electronic Library Service

Japanese Society of Radiological Technology



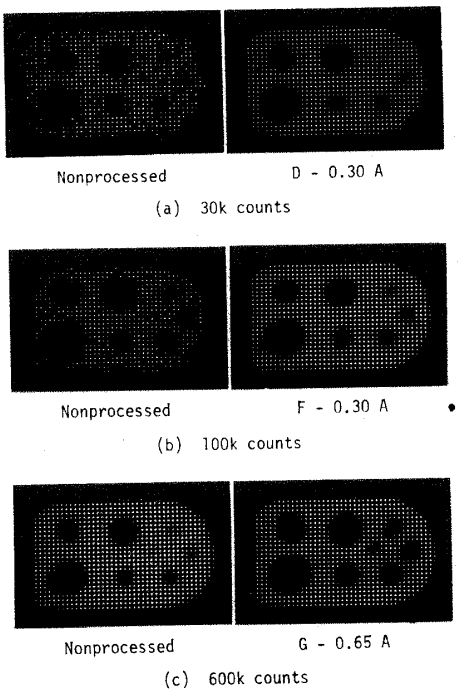



**Fig. 10.** Comparisons between the nonprocessed image and the subtraction image processed by the optimum conditions.

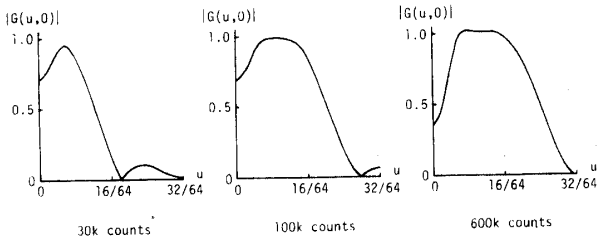



**Fig. 11.** MTF curves constructed by the optimum conditions for 30k count, 100k count and 600k count data.

せると，3.4で記したように各 $p$ $(m, n)$ について最良の画像を選びだすことができる．600 k counts 画像についての結果を **Fig. 9** に示す．これら一連の画像から，各 cold defect の描出の仕方および hot な部分の雑音の程度を考慮して，もっともよくファントムを再現しているものを選ぶと，G-0.65 A である．以上に述べてきた手順を 30 k counts, 100 k counts についても適用して，最終的に一つだけ画像を選ぶことにし，原画像との対比で示したのが **Fig. 10** である．また(3)式と Fig. 10 に示した画像の処理条件とから，帯域フィルタ処理としての MTF がもとめられる．その MTF 曲線を **Fig. 11** に示す．

## 4. 考　　察

### 4.1 低域フィルタによる処理効果

30 k counts 画像については，雑音の除去とぼけの抑制という相反する条件をバランス良く充たすフィルタは Filter D である (Fig. 4)．100 k counts 画像については，最大の遮断周波数を有する Filter G がもっとも良い結果をあたえる (Fig. 5)．600 k counts 画像については，フィルタによる画質向上は認められない (Fig. 6)．これらの事実から全計数値の小さい画像ほど高周波成分が相対的に多くなり，雑音付加という形で画質劣化の原因になっていることが考えられる．このことは 600 k counts 画像では，Filter E による処理でも原画像と比較して大きな変化は認められず，高周波成分が画質劣化にほとんど影響をあたえていないという事実と符合する (Fig. 6)．

### 4.2 サブトラクションによる処理効果

Fig. 10に示したサブトラクションによる処理結果と，Fig. 4, Fig. 5, Fig. 6 に示した低域フィルタによる処理結果とを比較すると，どの全計数値についてもファントム像の再現性に関して前者の方がすぐれている．低域フィルタの画像処理における欠点は，鮮鋭度低下をもたらすぼけが直流成分を含む低周波側に存在するため，原理的にぼけを除去できないことである．本研究のサブトラクション法は，核種の異なるシンチグラム間で行われる通常の方法[7][8]と違い，Filter A による処理画像を他のフィルタによる処理画像から差引くものであり，帯域フィルタによる処理と本質的に同一である．帯域フィルタもしくは帯域強調フィルタ (band enhancement filter) による処理は，雑音とぼけの除去を同時に実現させることで知られている[9]~[12]．しかしシステム特性の予備知識を前提としない帯域フィルタ設計では，その空間周波数特性を決める際，低域側，通過域，高域側のそれぞれの領域での特性の選択，およびそれらの組合せの多様さのため大きな困難がともなう．本研究はこの意味では帯域フィルタ設計の合理的な手順を示したものである．

ファントム像をもっとも良く再現するフィルタ処理の MTF は，本実験では全計数値ごとに異なる特性を示している．Fig. 11 を観察すると，600 k counts 画像に適用されたフィルタの遮断周波数は，30 k counts 画像のそれより高域側にあること，除去される低周波成分の量は前者のフィルタが後者のそれより多いこと，100 k counts 画像に適用されたフィルタの MTF は両者の中間の特性をもつことが認められる．

## 5. ま　と　め

本論文の第1報[4]で報告した低域ディジタルフィルタ



NII-Electronic Library Service

Japanese Society of Radiological Technology



をシンチ画像に適用して次の結論を得た．

（i） 低域フィルタリングにおいて，30k counts画像に対してはFilter D，100k counts画像に対してはFilter Gが有効であった．600k counts画像では画質改善が認められなかった．

（ii） 全計数値の大小にかかわらず，Filter Aによる処理で画像情報が消失した．

（iii） 本研究のサブトラクション法は，いずれの画像に対してもファントム像の再現性において低域フィルタリングよりすぐれていた．

（Ⅳ） システム特性の情報を必要としない帯域フィルタの設計手順を示した．得られたフィルタのMTFは，適用する画像の全計数値の違いにより異なった特性を示した．

なお臨床データへ適用した場合の医師の評価を含む研究は，今後の課題として残されている．

稿を終えるにあたり，計算機プログラムの指導をしてくださった北海道大学医学部入江五朗教授，および実験にあたって種々の御援助をたまわった医学部附属病院放射線部RI診断部門の鈴木幸太郎氏，勝浦秀則氏，表英彦氏に感謝いたします．

## 文　献

1) 向井孝夫：電子計算機によるRIイメージ処理に関する研究，日本医放会誌，**35**(10)，868-882，(1975).
2) 矢野今朝人，滝沢正臣，他：ミニコンによるRI画像の補正と強調，日放技学誌，**31**(4)，333-342，(1975).
3) 松尾導昌：Digital filteringによるRI画像computer processingの研究，日本医放会誌，**36**(2)，159-177，(1976).
4) 花田博之：低域フィルタによるRI画像の計算機処理（第1報），日放技学誌，**37**(4)，421-426，(1981).
5) 松本政典：Gamma camera imageの適正撮影法，日放技学誌，**35**(1)，72-75，(1979).
6) Pizer, S. M. and Todd-Pokropek, A. E.: Improvement of scintigrams by computer processing, Seminars Nucl. Med., **8**(2), 125-146, (1978).
7) Scretting, A.: An iterative computer algorithm for optimization of radionuclide subtraction studies, Phys. Med. Biol., **20**(4), 578-592, (1975).
8) 春日敏夫，中西文子，他：膵のfunctional imaging処理，日本医放会誌，**36**(8)，729-736，(1976).
9) Tanaka, E. and Iinuma, T. A.: Approaches to optimal data processing in radioisotope imaging, Phys. Med. Biol., **15**(4), 683-694, (1970).
10) Gooden, D. S. and Farmer, C. H.: Two-dimensional filtering for image enhancement in nuclear medicine, Proc. two dimensional digital signal process conf. (Columbia), 2.2.1-2.2.15, (1971).
11) Brown, D. W., Kirch, D. L., et al.: Computer processing of scans using Fourier and other transformations, J. Nucl. Med., **12**(6), 287-291, (1971).
12) Boardman, A. K.: Constrained optimisation and its application to scintigraphy, Phys. Med. Biol., **24**(2), 363-371, (1979).



NII-Electronic Library Service