写真技術を用いたX線写真のフィルタリング

大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部

畑 川 政 勝

(論文受付 昭和51年1月20日)

(Code No. 233)

FILTERING OF RADIOGRAPHIC IMAGES WITH
PHOTOGRAPHIC TECHNIQUES

By MASAKATU HATAGAWA

Department of Radiology, Osaka City
University Hospital

(Article received: Jan. 20, 1976)

Summary

Image processing by optical filtering technique is applied for enhancement of radiologic images.

Generally, special techniques and equipment are required for this purpose.

But the photographic masking method is practical because special equipment is not required.

In this study, the masking method was investigated enhance radiologic images. The form of filters were examined and X-Ray pictures were processed by high-pass or band-pass filters.

By those processed, details of bone structure, vessels and so on were clearer and sharper then original images.

1. 結 言

X線写真に種々の周波数フィルタリングをほどこし、フィルム内にある情報を、より多く取り出して診断に役立てようとする試みは、各種行なわれてきている。その中でも写真技術における、マスキング法を用いて行なう周波数フィルタリングは、フランホーファー回析や、電子計算機による画像処理に比べ、装置が簡単である事や、操作が楽な事、及びライフサイズのまま処理できる等の利点があり、最も実用性が高いと考えられるが、X線写真の密着焼を用いてマスキングした場合のフィルターの形はほとんど研究されていない。そこで、この方法における作製可能なフィルターの形を検討すると共に、X線写真を本法で処理し、処理前の像よりも、観察しやすい

像を得ることができたので報告する。

2. マスキング法

一般にコントラストの低い原画よりポジティブ像及びネガティブ像を作製すると、

$$g_p(x, y) = 1 + \gamma_p \bar{g}(x, y) * h_p(x, y)$$

$$g_N(x, y) = 1 - \gamma_N \bar{g}(x, y) * h_N(x, y)$$

 γ_p, γ_N 各フィルムの γ h_p, h_N 像作製の際の点像分布関数

合成像は

$$i(x, y) = g_p(x, y) g_N(x, y)$$

$$\doteq 1 + \gamma_p \bar{g}(x, y) * h_p(x, y) - \gamma_N \bar{g}(x, y) * h_N(x, y)$$

そのフーリエ変換は

$$I(\mu, \nu) = \delta(\mu, \nu) + \bar{G}(\mu, \nu) [\gamma_p H_p(\mu, \nu) - \gamma_N H_N(\mu, \nu)]$$

Fig. 1. マスキングによるフィルター

この処理の OTF は

$$T(\mu, \nu) = \begin{cases} 1 & \mu = \nu = 0 \\ r_p H_p(\mu, \nu) - r_n H_n(\mu, \nu) & \mu \neq 0, \nu \neq 0 \end{cases}$$

従って r_p , r_n , H_p , H_n を適当な形にする事によって、各種のフィルター形が得られる。 $g_N(x, y)$ をマスクと呼ぶ (Fig. 1)

3. 実験及び結果

3.1 フィルム

適当なガンマのフィルムを求める為、サブトラクションフィルムをマイクロファインにて手現像したもの、自現処理したもの、及び、コダック RP/M フィルムを自現処理したものを用いた (Fig. 2).

3.2 焼付

焼付は散乱光による密着焼で行ない、ボケが必要な場合は、フィルム間に透明フィルムによるスペーサーを入した (Fig. 3).

3.3 OTF

密着焼付及び各種ボケを与えた時の OTF を、Fig. 4 に示す。

3.4 高域フィルター

Fig. 2. 特性曲線

Fig. 3. 露光方法

Fig. 4. OTF

Fig. 5. 高域フィルター バンドパスフィルター

Fig. 6. 高域フィルター

写真技術を用いたX線写真のフィルタリング (畑川)

Fig. 7. a-1 原画

Fig. 7. a-2 高域フィルター 2S

Fig. 7. a-3 高域フィルター 4S

→
Fig. 7. b-1 原画

←
Fig. 7. b-2
高域フィルター
2S

→
Fig. 7. c-1 原画

←
Fig. 7. c-2
高域フィルター
3S

Fig. 7. d-1 原画

Fig. 7. d-2 高域フィルター 3S

Fig. 7. d-3 バンドパスフィルター

Fig. 5 に示すブロック図に従って焼付処理を行なった。

この処理の OTF, $T(\mu, \nu)$ は

$T(\mu, \nu) = \{r_1 H_1(\mu, \nu) H_2(\mu, \nu) + H_3(\mu, \nu)\} r_2 H_4(\mu, \nu) r_3$ となり, $1 > r_1$, H_3 を平坦な結像系, H_2 を低域フィルター, すなわちボケを与えれば, この処理は高域フィルターとなる. この OTF を Fig. 6 に示す. グラフ中 2s, 3s, 等はマスクにボケを与える為使用したスパーサーの枚数を, 生フィルムの乳剤面より見た枚数に換算したものである.

この方法に従って X 線写真を処理したものを Fig. 7 に示す.

a は手指の写真で a-1 は原画, a-2 はスパーサー 2 枚, a-3 はスパーサー 4 枚で処理したものである. 骨稜は強調されシャープに観察される.

b は頭部で, b-1 は原画, b-2 はスパーサー 2 枚で処理したものである.

c は小腸の 2 重造影で, 蛋白漏出性胃腸症がある, c-1 が原画, c-2 はスパーサー 2 枚で処理した.

d は腎血管造影で, d-1 が原画, d-2 がスパーサー 3 枚での処理像である.

いずれも処理像は原画に比べ, 血管や, 微細部分が強調され観察しやすくなっているが, 高域に広がっていると思われる各種ノイズも強調されノイズが目立った写真となっている.

3.5 バンドパスフィルター(1)

このフィルターは高域フィルターの高域を低下させることにより作製できる. すなわち $H_2(\mu, \nu)$ を低域フィルター $H_2(\mu, \nu)$ をわずかに低域フィルターとし, $r_1 < 1$ とすればバンドパスフィルターとなる. OTF を Fig. 8 に示す. この形のフィルターは前記のノイズを消去するのに効果があると思われる.

本フィルタリングによる処理像を Fig. 7 d-3 に示す.

Fig. 8. バンドパスフィルター 1

Fig. 9. バンドパスフィルター 2

高域が低下している為, ボケたように感じる部分もあるが血管は原画よりシャープに観察されている. ノイズは 3.1 の高域フィルターに比べ減少しているが, 完全にはとれていない.

3.6 バンドパスフィルター(2)

ある範囲の周波数のみをカットする目的のフィルターで, ブロック図を Fig. 9 に示す. この処理の OTF は $T(\mu, \nu) = [\{r_1 H_1(\mu, \nu) H_2(\mu, \nu) + H_3(\mu, \nu)\} r_2 H_4(\mu, \nu) + H_5(\mu, \nu)] r_3 H_6(\mu, \nu)$

$H_2(\mu, \nu)$ 低域フィルター

$H_3(\mu, \nu)$ わずかに低域フィルター

$H_1(\mu, \nu) H_4(\mu, \nu) H_5(\mu, \nu) H_6(\mu, \nu)$ 平坦

$1 < r_1$ とする

OTF を Fig. 10 に示す.

このように焼付ける操作が多くなると, フィルムベース自体によるボケが増加し, フィルターの形がなまったものとなり, ある周波数において OTF を 0 とするのはむづかしい. 利用法としては, リス目の除去等であろうが実際処理した結果ではグラフから予想されるように少しグリッドのコントラストが落ちたのみである.

3.7 フィルムの非直線性による影響

原画のダイナミックレンジが焼付フィルムの直線域より大きい場合, 濃度域全面にわたって均一な処理ができない.

Fig. 10. バンドパスフィルター 2

写真技術を用いたX線写真のフィルタリング (畑川)

Fig. 11. 濃度変化

Fig. 4のブロック図において、 $H_2(u, v)$ にボケを与えない場合の処理過程の濃度変化を Fig. 11 に示す。

クサビ状の濃度をもつ原画を処理したものであるが、処理像はかなり原画に近い濃度をもったものが再現されている。

4. 考察及び結論

X線写真の密着焼を用いたマスキング法によって処理する場合のフィルターの形を知ることができた。

X線フィルムは両面乳剤の為、焼付ける度にベースの厚さによって高域が低下する。従って完全な高域フィルターは作製不可能である、しかし撮影系の MTF を考慮した時、実質的には高域フィルターと考えられる。

又、バンドパスフィルターも、フィルターの形がなまったものとなるが作製可能である。しかし、この場合も両面乳剤の為高域でのバンドパスフィルターは不可能である。

実際処理上での注意すべき点は、原画とマスクを重ね合わせる時、像がズレると微分像を呈すること、マスクの r が、部分的にも 1 より高いとその部分が反転像となる事等である。

これらの処理の結果、微細部分は高域フィルターによって空間周波数 2～3 本/mm 附近が強調され、原画より見やすくなっている。このことは視覚系のレスポンスとも一致する。又、バンドパスフィルター 1 によって高域を低下させることによりノイズの除去を試みたが、あまり効果はなかった。

この原因は、フィルターの形がなまっていることと、ノイズの周波数、種類（加算的、乗算的）によるものと思われる。

臨床的には、一般骨部、血管造影等微細部分の診断には、高域フィルターを用いる事により観察しやすくなり有用であろう。

しかし診断には原画と比較して観察することは必要である。

終りに御指導、ご協力下さいました大阪市大工学部北浜研の方々、ならびに当院放射線科諸兄に深く感謝いたします。

(本論文の要旨は昭和50年4月5日第31回日本放射線技術学会総会及び昭和50年9月5日日本放射線医学会物理部会において発表した。)

文 献

- 1) 辻内順平, 村田和美: 光学情報処理, 朝倉書店, 1974.
- 2) 滝保夫, 青木昌治, 樋渡消二: 画像工学, コロナ社, 1973.
- 3) 小林正敏ほか: 脳血管造影写真のサブトラクション, 日放技術学会誌, 第29巻, 3号260.
- 4) 江森康文: 視覚と画像, 画像技術, Vol. 4, No. 6, 1973
- 5) 安田嘉純: 画質の主観的評価, 画像技術, Vol. 4, No. 6, 1973.
- 6) Rossman, K. et al: Optical Spatial Filtering of Radiographic Images with Binary Filters, *Radiology* 111, 433-438, (1974).