

새로운 메디안 형태 필터에 관한 연구

울산대학교 의과대학 의공학교실

허수진

A study on the new median type filter

Soo-Jin Huh

Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, University of Ulsan

= Abstract =

The weighted median hybrid filters are proposed. These filters take weighting factors in calculating the output of subfilters of median hybrid filters. The properties of weighted median hybrid filters are analysed and compared to the conventional median filter. The results indicate that these filters preserve details of edge better than and are computationally much more efficient than conventional median filter.

1. 서론

영상처리에서 일반적으로 사용되는 필터에는 선형필터와 비선형필터가 있다. 선형필터는 신호와 잡음의 주파수대역이 크게 다른 경우에는 우수한 성능을 갖는다. 그러나 많은 상황에서 선형필터는 경계(edge)를 잘 보존하지 못하며 임펄스잡음을 완전히 제거할 수 없고 또한 많은 계산이 필요하므로 실시간 응용에는 적합치 않다. [1] 이러한 문제들을 해결하기 위해 많은 응용에 비선형필터의 하나인 메디안 필터가 사용되고 있다. 이 필터는 경계를 보존하면서 임펄스잡음을 제거하며 속도도 비교적 빨라 경계의 식별이 중요한 의학영상처리 분야, 임펄스잡음이 문제가 되는 디지털 신호처리 분야등에 이용되고 있으나 [2] 윈도우크기보다 작은 영상의 미세부분은 잘 보존할 수 없다. [3]

메디안 형태 필터의 일종인 메디안 혼성필터는 메디안 필터보다 우수하다고 발표되었다. [4] 본 연구에서는 메디안 혼성필터의 출력에 가중치를 고려한 가중 메디안 혼성필터를 제안하고 이 필터의 특성을 먼저 메디안 필터와 비교, 분석한 후, 메디안 필터, 메디안 혼성필터와 함께 실제영상에 적용하여 그 필터들의 성능들을 평가한다.

2. 필터 알고리즘

2.1 메디안 필터

메디안 필터는 급격한 변화를 보존하며 임펄스 잡음을 제거하는데 효과적인 비선형 필터링 기법으로, 알고리즘은 윈도우내의 모든 값들에서 메디안을 취하는 단순한 동작이다. 임펄스가 크거나 잡음이 지나치게 상대적으로 작을 때 선형필터보다 잡음제거 및 경계의 보존능력이 좋으나 윈도우내의 화소의 값들의 정렬에 시간이 많이 소요된다. [5]

2.2 메디안 혼성필터

두개의 부필터를 갖는 단방향필터와 내개의 부필터를 갖는 양방향필터의 두가지 기본적인 필터가 있다. 부필터의 방향표시는 그림 1과 같으며 출력은 부필터내의 화소값들의 산술평균이다. [4]

H_{bu}	H_u	H_{bc}	c	q	n	r	b
			f	c	n	b	g
H_u	$x(m, n)$	H_c	w	w	x	e	e
			h	a	s	d	j
H_{bu}	H_b	H_{bc}	a	u	s	v	d

Fig1. Subfilter directions(left).

Fig2. Various masks of weighted median hybrid filters(right).

2.2.1 단방향 메디안 혼성필터

1 레벨 단방향 필터를 1LH+(그림 2에서 부필터가 ww, ee)로 표시하며 숫자는 레벨을, (-)는 단방향함을 의미한다. 1LH-의 회전된 형태의 필터에는 R1LH-, R1LH+, R1LH*(그림2에서

2개의 부필터가 각각 aa, bb; ss, nn; cc, dd)가 있다. 기본적인 단방향필터의 알고리즘은 다음과 같다.

$$Y(m, n) = MED[Y_u(m, n), Y_b(m, n), x(m, n)] \quad (2-1)$$

2.2.2 양방향 메디안 혼성필터

1레벨 양방향필터를 1LH+(그림 2에서 부필터가 ww, ee, ss, nn)로 표시하며 숫자는 레벨, '+'는 양방향함을 의미한다. 1LH-의 회전된 형태의 필터에는 R1LH+(그림2에서 부필터가 aa, bb, cc, dd)이고, R1LH*(그림 2에서 f, g, h, j), R1LH*(그림 2에서 q, r, u, v)가 있다. 기본적인 양방향필터의 알고리즘은 다음과 같다.

$$Y(m, n) = MED[Y_n(m, n), Y_e(m, n), Y_s(m, n), Y_w(m, n), x(m, n)] \quad (2-2)$$

2.2.3 다중레벨 메디안 혼성필터

필터링 방향의 영향을 줄이기 위해 다중레벨 메디안연산이 사용된다. p 레벨에서는 2개의 부필터 블록들이 있고 각 필터 블록은 단방향은 2개, 양방향은 4개의 부필터를 갖는다. 이 부필터들의 출력과 윈도우의 중심화소와의 3점 또는 5점 메디안이 부필터 블록의 출력이 된다. 2 레벨 단방향필터(2LH-)와 양방향필터(2LH+)의 알고리즘은 다음과 같다.

$$Y_{2LH-}(m, n) = MED[Y_{1LH-}(m, n), Y_{R1LH-}(m, n), x(m, n)] \quad (2-3)$$

$$Y_{2LH+}(m, n) = MED[Y_{1LH+}(m, n), Y_{R1LH+}(m, n), x(m, n)] \quad (2-4)$$

여러 종류의 메디안 혼성필터의 성능평가에서 1LH+, 2LH+ 필터가 좋은 성능을 갖는다. [4]

2.3 가중 메디안 혼성필터

메디안 혼성필터의 경계 보존성능을 향상시키기 위하여 가중 메디안 혼성필터를 제안한다. 이 필터의 알고리즘은 메디안 혼성필터와 동일하나 부필터의 화소값들에 식(2-7)과 같이 가중치를 가한 후, 출력을 계산한다. 중심화소에 인접한 화소에 높은 가중치를 가함으로써 영상의 미세부분이 더 잘 보존되도록 하며, 필터의 출력은 윈도우내의 중심화소를 포함하여 메디안을 취하는 것이므로 경계의 급격한 감쇠가 일어나지 않는다. 이 필터에서의 부필터의 출력은 다음과 같이 정의한다.

$$Y_i = \sum_{i=1}^K W_i X_i \quad (2-5)$$

W_i : 가중계수(weighting factor)

$2/(K+1)$: 윈도우의 중심화소에 인접한 부필터의 화소계수

$1/(K+1)$: 그 이외의 부필터의 화소 계수

X_i : 부필터 내의 화소들

Y_i : 부필터의 출력 K : 부필터의 길이

3. 가중 메디안 혼성필터와 메디안 필터의 비교

7종류의 가중 메디안 혼성필터(W1LH-, W1LH+, W1LH*, W2LH-, W2LH+, W3LH-, W3LH+)와 메디안 필터(MF)를 비교한다.

3.1 계산 효율성

p 레벨 단방향필터에서는 $2 \cdot 2^{p-1}$ 개의 부필터가 있으며 전체의 메디안 트리에서 3점 메디안을 구하는 것이다. p 레벨 단방향 필터의 전체 연산횟수는 덧셈 $2 \cdot 2^{p-1} \cdot (K-1)$ 회, 곱셈(나눗셈) $2 \cdot 2^p$ 회, 비교, 교환 $3 \cdot 2^{p-3}$ 회이다. p 레벨 양방향필터에는 $4 \cdot 2^{p-1}$ 개의 부필터가 있다. 최하위 레벨에서는 5점 메디안을 취하고 그 상위 레벨부터는 3점 메디안을 구하는 것이다. 전체 연산횟수는 덧셈 $4 \cdot 2^{p-1} \cdot (K-1)$ 회, 곱셈(나눗셈) $2 \cdot 2^{p+1}$ 회, 비교, 교환 $13 \cdot 2^{p-3}$ 회이다. $(2K+1) \times (2K+1)$ 크기의 메디안 필터는 quick sort 알고리즘을 사용하면 비교, 교환 연산 횟수는 $2(2K+1)^2 \log(2K+1)$ 번이다. [6] [7] 가중 메디안 혼성필터에서

는 덧셈의 횟수만이 윈도우 크기에 관련되고 있다. 메디안 필터는 non recursive quick sort 알고리즘을 사용하였다. 5x5 윈도우에 대해 각 알고리즘에서 소요되는 상대시간은 다음과 같다. 가장 메디안 혼성필터들이 MF보다 빠르게 수행된다.
 W1LH+: 1.00 W1LH: 1.85 WR1LH+: 1.85 W2LH+: 1.95
 W2LH+: 3.66 W3LH+: 3.98 W3LH+: 7.43 MF : 9.27

3.2 시험영상에 대한 실험

선의 보존성을 조사하기 위한 시험영상은 폭이 각각 1, 2인 2가지 링이다. 이 영상은 식 (3-1)으로 만들어지며 44x44 화소중에 5x5 윈도우를 갖는 7 종류의 가장 메디안 혼성필터와 MF를 사용하여 처리한 결과를 검토한다.

$$f(x, y) = 25 \quad \text{if } 37-w \leq \sqrt{x^2 + y^2} < 37 \quad (3-1)$$

$$5 \quad \text{otherwise}$$

$f(x, y)$: 영상의 화소값 w : 링의 폭

3.2.1 시험영상에 대한 필터링 결과의 분석

$w=1, 2$ 인 링을 필터링한 것이 그림 3이다. $w=2$ 인 링은 W3LH-, W3LH+를 제외한 모든 필터들이 링을 변형시킨다. W1LH+에서는 부필터에 평행한 경계들이 보존되고 있음을 알 수 있다. 이러한 현상은 WR1LH+, W1LH+에서도 볼 수 있다. W3LH+, W3LH-는 부필터들이 8개의 방향을 가지므로 링을 변형시키지 않는다. W2LH-가 W2LH+보다 링을 더 잘 보존한다. 링의 폭이 윈도우의 반보다 작으므로 MF는 링을 보존할 수 없다. $w=1$ 인 링은 1 레벨 및 2 레벨 필터는 부필터에 평행인 링의 일부분만을 보존한다. 3 레벨 필터는 링을 거의 그대로 보존하며 MF는 링을 완전히 제거한다.

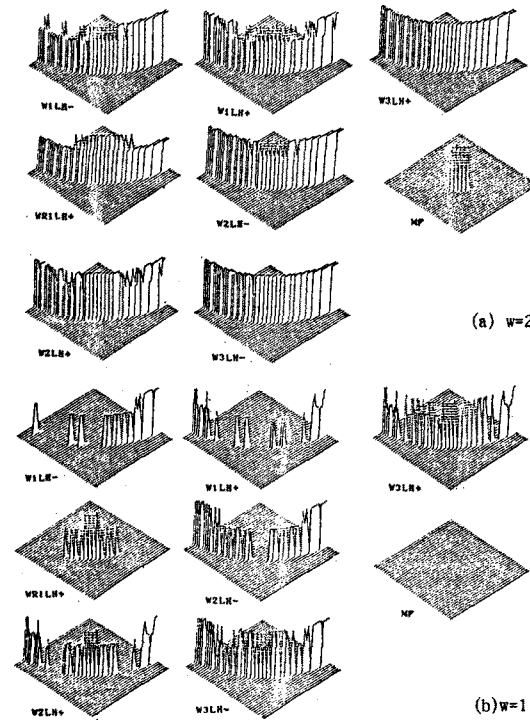


Fig. 3. Ring. (a) $w=2$, (b) $w=1$, filtered once with various filters.

높은 레벨의 필터가 미세부분을 잘 보존하며 단방향 필터의 경계보존 능력은 대응되는 양방향 필터보다 좋으며 모든 필터들의 선보존 성능은 MF보다 좋다.

3.3 잡음제거 및 경계보존 성능

스텝, 1 화소폭의 선 등 2개의 시험영상(그림 4)에 평균이 0 이고 분산이 1인 백색 가우스 잡음을 가하고 5x5 윈도우를 갖는 7 종류의 가장 메디안 혼성필터와 메디안 필터들을 적용하여 그 특성을 분석한다. 필터링된 시험영상들은 통계적 특성이 동일한 부영역(subregion)들로 나누어진다.

0 0 0 0 2 2 2 2	0 0 0 0 2 0 0 0 0
0 0 0 0 2 2 2 2	0 0 0 0 2 0 0 0 0

(a) 1 2 3 4 5 6 (b) 1 2 3 4 5 6 7
 Fig. 4. Means of input distributions.
 a) edge. b) one pixel wide line.

각 부영역에서 필터링된 시험영상과 잡음이 더해진 원래의 영상사이에서 출력평균, 실효오차(root mean square error, 이하 rms 오차라고 함)를 계산한다. 각 파라메타들은 2000회 측정 후 구한다. f 를 잡음이 없는 영상이라 하고 h 를 부가잡음 n 이 더해진 영상이라고 하면 각 부영역 i 에서 rms오차와 평균(mean)은 다음과 같이 정의된다.

$$rms\ ei = 1/L \sqrt{\sum [\theta h(x, y) - f(x, y)]^2} \quad (3-2)$$

$$(x, y) \in i$$

$\{\theta\}$: 필터 연산자 (filter operator)

$L = 2000$: 표준화 값 (normalizing factor)

$$Mea = 1/L \sum \theta h(x, y) \quad (3-3)$$

$$(x, y) \in i$$

입력과 출력분포를 비교함으로써 필터가 영상의 미세부분을 얼마나 잘 보존하는지 알 수 있고, rms오차는 경계의 보존과 잡음제거에 대한 정도를 알 수 있다. 그림 5가 각각 스텝 및 1 화소폭의 선의 출력분포에 대한 극부평균, rms오차이다

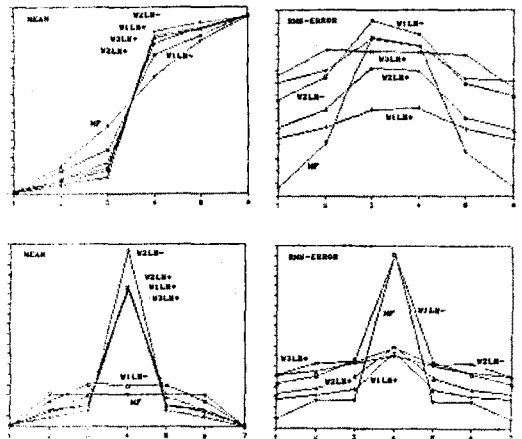


Fig. 5. Mean & rms-error of 7 filters as the function of the position of the center pixel of the window crossing the step(upper), one pixel wide line(low).

3.3.1 스텝(step) 경계의 보존에 대한 실험 및 검토

W2LH-가 스텝을 가장 잘 보존하고 있으며 W1LH-는 부필터의 방향때문에 스텝경계를 변형시키며, MF는 경계의 보존성능이 가장 나쁘다. 다른 필터들은 스텝을 잘 보존한다. 스텝에서 MF의 rms오차는 화소값이 일정한(점1.6) 영역에서 보다 3 배 크게 된다. 이것은 경계의 근처에서 MF의 출력분산값이 작더라도 큰 편차(bias)오차 때문에 전체의 rms오차는 높다는 것을 보여준다. W1LH+, W2LH-, W1LH-의 rms오차는 경계부근에서 증가하나 MF의 rms오차보다 작다.

3.3.2 선의 보존에 대한 실험 및 검토

1 화소폭의 선에서 양방향필터인 W1LH+, W2LH+, W3LH+가 그 레벨에 관계없이 비슷하게 동작한다. W1LH-는 부필터의 방향때문에 MF와 마찬가지로 선을 보존할 수 없다. W2LH-가 가장 성능이 좋으며 W1LH-의 부필터의 방향을 선에 평행하게 만들면 성능은 훨씬 좋아진다. 즉 양방향필터보다는 단방향필터가 좋음을 알 수 있다. MF는 점4의 위치에서 rms오차가 가장 크다. 1LH-는 부필터의 방향 때문에 rms오차가 나쁘며 나머지 필터들의 성능은 비슷하다.

이상의 7종류의 가장 메디안 혼성필터의 경계의 보존과 잡음제거에 대한 성능평가에서 수평, 수직경계가 많은 영상에는 W1LH+필터가 우수하고, 여러 방향 경계가 많은 영상에는 W2LH+필터가 좋은 성능을 갖으며 이들은 MF보다 성능이 좋다.

4. 실제 영상에서의 비교 평가

가중 메디안 혼성필터의 실제영상에서의 처리성능을 조사하기 위해 백색 가우스 잡음에 손상된 8비트의 256x256 GIRL 영상, NOAA 영상에 대해 MF, 메디안 혼성필터 (1LH+, 2LH+), 가중 메디안 혼성필터 (W1LH+, W2LH+)를 사용하여 필터링한다.

4.1 처리시간

5 x 5 윈도우를 갖는 필터에서 소요되는 상대시간은 다음과 같고 메디안 혼성필터의 처리속도가 MF보다는 5배 빠르다. 1LH+: 1.00 2LH+: 2.03 W1LH+: 1.01 W2LH+: 2.05 MF: 4.95

4.2 신호 대 잡음 이득

재판적 성능검사의 척도로 사용되는 신호 대 잡음(이하 SNR 이라함) 이득은 다음과 같이 정의된다. 여기서 σ_n^2 , σ_s^2 은 각각 원영상 전체의 분산과 잡음의 분산이고 σ^2 은 국부 평균 자승오차(local mean square error)이다.

$$SNR \text{ gain} = 10 \log_{10} (\text{output SNR}/\text{input SNR}) \quad (4-1)$$

$$= 10 \log_{10} \left[\frac{(\sigma_n^2 / \sigma_s^2)}{(\sigma^2 / \sigma_n^2)} \right] \quad (4-2)$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{256 \times 256} \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} [\theta(h(i, j)) - f(i, j)]^2$$

입력 SNR에 따른 이득을 비교하기 위하여 "GIRL"과 "NOAA" 두 시험영상의 입력 SNR이 15db, 10db, 5db인 경우에 대하여 5x5 윈도우로 3종의 메디안 형태 필터로서 처리한 결과는 표 1, 2와 같다. 가중 메디안 혼성필터가 메디안 혼성필터보다도 성능이 개선되며 특히 입력 SNR이 작을수록 성능이 개선된다. 잡음이 클수록 메디안 필터가 성능이 좋아짐을 알 수 있다.

Table 1. Performances of 3 kinds of filters for "GIRL" image.

SNR gain	메디안혼성필터		가중메디안혼성필터		메디안 필터
	1LH+	2LH+	W1LH+	W2LH+	
15db	0.68	1.55	1.27	1.93	0.12
10db	3.46	3.59	3.75	3.76	4.12
5db	5.34	4.97	5.38	4.99	6.07

Table 2. Performances of 3 kinds of filters for "NOAA" image.

SNR gain	메디안혼성필터		가중메디안혼성필터		메디안 필터
	1LH+	2LH+	W1LH+	W2LH+	
15db	0.96	1.71	1.54	2.12	0.93
10db	3.82	3.93	4.09	4.08	3.12
5db	5.49	5.02	5.48	5.06	5.13

4.3 출력 영상

주판검사를 하기 위해 입력 SNR이 10db일때의 "GIRL"영상을 5x5 윈도우의 메디안 혼성필터(2LH+), 가중 메디안 혼성필터(W2LH+), 메디안 필터로 처리하여 재생영상을 출력시킨 결과가 그림 6이다. 그림 6의 (a)는 잡음으로 손상된 영상이며 (b), (c), (d)는 각각 메디안 혼성필터(2LH+), 가중 메디안 혼성필터(W2LH+), MF로 처리한 결과이다. MF는 잡음을 잘 제거하여 전체적으로 깨끗해 보이지만 경계(모자의 장식, 속눈썹 등)의 보존이 나빠져 영상이 뭉뚱화되었음을 알 수 있다. 메디안 혼성필터, 가중 메디안 혼성필터는 경계를 잘 보존하나 잡음제거에서는 가중 메디안혼성필터가 우수함을 알 수 있다.



(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 6 (a) image corrupted by additive white Gaussian noise, images filtered once with (b) 2LH+, (c) W2LH+, (d) MF.

5. 결 론

본 연구에서는 가장치를 고려한 가중 메디안 혼성필터를 제안하고, 그 성질을 먼저 메디안 필터와 비교 분석한 후, 기존의 메디안 혼성필터, 메디안 필터와 함께 실제영상에 적용하여 그 성능을 비교, 평가하였다. 그 결과, 경계의 보존성 및 잡음제거에서 가중 메디안 혼성필터가 우수함을 알 수 있다. 가중 메디안 혼성필터는 알고리즘이 간단하고, 처리속도가 빠르므로 잡음이 섞인 의학영상을 복원하는데 매우 효율적인 것으로 판단된다.

참고문헌

1. Ataman E., Aatre V. K., and Wong K. M.: Some statistical properties of median filter. IEEE Trans. ASSP- 29, 1981: 1073-1075.
2. Nodes T. A and Gallagher N. C., Jr.: Median filters: Some Modifications and their properties. IEEE Trans. ASSP-30, 1982: 739-746.
3. Pratt W. K.: Digital Image Processing, New York, Wiley, 1978, 307-342.
4. Nieminen A., Heinonen P. and Neuvo Y.: A New class of detail preserving filters for image processing. IEEE Trans. PAMI-9, 1987: 74-90.
5. P. K. Sinha and Q. H. Hong: An improved Median Filter, IEEE Trans. on Med. Img., vol 9, No 3, 1990; 345-346.
6. Wirth N.: Algorithm + Data Structure=Programs, New Jersey, Prentice Hall Inc., 1976: 76-87.
7. E. Horowitz and Sahni S.: Fundamentals of Computer Algorithms, Computerscience Press Inc., 1978; 121-127.