

국부 통계를 이용한 메디안 필터의 적응 영상 복원

(Adaptive Image Restoration of Median Filter Using Local Statistics)

金 南 哲*, 尹 長 鴻**, 黃 燦 植*

(Nam Chul Kim, Jang Hong Yoon and Chan Sik Hwang)

要 約

디지털 영상을 저장하거나 전송하는 경우, 흔히 BSC 잡음과 같은 임펄스 형태의 잡음으로 훼손되는 수가 있다. 이때, 메디안 필터링이 임펄스 잡음을 제거하는데 매우 효과적인 방법이지만, 필터링 후에 무시 못할 왜곡이 발생하게 된다. 그러한 왜곡을 줄이기 위하여 여러가지 알고리즘들이 제안되었으나, 대개 복원영상들의 품질이 만족스럽지 못하고 실시간 처리가 어려운 난점 등이 있다. 본 논문에서는 잡음을 효과적으로 제거할 수 있을 뿐만 아니라 경계도 잘 보존하고 왜곡도 상당히 줄일 수 있는 효과적인 필터링 방법이 제시되었다. 제시된 방법은 인간의 눈의 특성에 근거하여 국부적 통계 특성을 이용하는 메디안 필터의 적응 알고리즘이다. 이 적응 알고리즘에 의한 결과들은 비적용 필터에 비해 3 - 4 dB 까지 성능이 개선됨을 보여준다.

Abstract

When digital image signals are transmitted or stored, they may be usually degraded by impulsive noise such as BSC noise. Though median filtering is a very effective method to reduce the impulsive noise, it brings non-negligible distortion after filtering. Several algorithms have been proposed to reduce such a distortion, but their reconstructed image quality are inadequate in some cases and they have a difficulty in real-time processing. In this paper, an effective filtering algorithm which can not only reduce the noise effectively but also preserve the edges well and lessen the distortion greatly, is presented. The proposed algorithm is an adaptive algorithm of median filter using local statistics, based on the characteristics of human eyes. The adaptive algorithm results show performance improvement of up to 3-4 dB over the nonadaptive one.

I. 서 론

비디오 카메라, TV신호, 또는 사진으로 얻어지는 영상 데이터는 발생, 저장 및 전송시 흔히 여러가지 형태의 잡음과 왜곡이 일어나 원래의 영상정보를 그대로 얻어 내기가 어렵다. 이 경우 잡음이 섞인 영상을 복

원하는 데에 사용되는 필터는 크게 선형 필터와 비선형 필터로 구분할 수 있다.^[1] 지금까지는 수학적 단순성과 실시간 처리의 유리함 때문에 주로 선형 필터가 많이 사용되었으나, 선형 필터는 영상의 경계 (edge)를 뭉뚱화(blurring) 시키고 임펄스(impulse) 형태의 잡음을 제거하는데 비효율적이므로 임펄스 형태의 잡음이 섞인 영상의 복원에는 거의 사용되지 않는다. 이에 반하여 비선형 필터는 영상의 경계를 잘 보존하면서 임펄스 형태의 잡음을 잘 제거하는 특성이 있어 이러

*正會員, **準會員, 慶北大學校 電子工學科
(Dept. of Elec. Eng., Kyungpook Nat'l Univ.)
接受日字: 1987年 5月 19日

한 잡음이 섞인 영상의 복원에 최근 많이 사용되고 있다.^{[1]-[3]}

디지털 영상 데이터를 전송하거나 저장할 때 발생되는 임펄스는 크게 나누어 일정진폭 임펄스 잡음과 BSC (binary symmetric channel) 잡음등으로 구분할 수 있다. 일정진폭 임펄스 잡음은 일정한 크기의 잡음이 무작위(random)로 발생되는 것이고, BSC 잡음은 잡음의 발생뿐 아니라 크기의 변화도 무작위인 잡음이다. 이러한 임펄스 형태의 잡음이 섞인 영상의 복원에는 비선형 필터중 메디안 필터가 흔히 사용되며 성능도 매우 우수한 것으로 밝혀졌다.^[4,5] 또한 현재 고속 알고리즘이 개발되어 있고^[6] 하드웨어 실현이 용이해져서,^[1] 임펄스 형태의 잡음이 가산된 경우 잡음을 제거함과 동시에 경계도 잘 보존하기 위한 목적으로 널리 사용되고 있다. 그러나, 일반적으로 실제 영상신호는 메디안 필터의 근신호(root signal)가 아니기 때문에 메디안 필터링 후에 경계의 전체적인 형상은 우수하게 재현되지만 섬세한 부분들이 손상되므로 전반적으로 영상의 품질이 떨어지게 된다.^[8,9]

이러한 난점을 해결하기 위하여 지금까지 많은 연구가 이루어졌으나, 거의 모든 연구가 일정진폭 임펄스 잡음으로 훼손된 영상을 복원하는 부분이고 실제 전송 과정에서 일어나기 쉬운 BSC 잡음에 대한 연구는 찾아보기 힘들다. 전자에 해당되는 것으로 1984년 Pasion^[10] 등이 제안한 LDNF (low distortion nonlinear filter)가 대표적인 것이고 이외에 메디안 필터링을 반복해서 하는 방법등이 있으나,^[8,11] 대개가 1차원 신호에 대한 연구이며 2차원 신호에 대한 것이라도 BSC 잡음으로 훼손된 영상의 복원에 적용하기에는 여러가지 난점이 있고 메디안을 여러번 반복하여야 하므로 실시간 처리면에도 불리하다.

본 논문에서는 임펄스 잡음중 잡음의 발생뿐 아니라 크기의 변화도 무작위인 BSC 잡음에 훼손된 영상의 복원시, 비적용 필터의 경계 보존성을 더욱 개선하기 위하여 인간의 눈의 특성에 근거하여 국부 통계에 따라 적용해 가는 메디안 필터의 적용 복원 방법을 새로이 제안하고 실제영상을 대상으로 그 효율성을 확인하였다.

II. 메디안 필터

원래의 영상 $x(i, j)$ 에 임펄스성 잡음 $n(i, j)$ 가 섞인 관측신호 $y(i, j)$ 는 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$y(i, j) = x(i, j) + n(i, j) \tag{1}$$

여기서 (i, j) 는 디지털화된 화소의 위치를 나타낸다.

메디안 필터는 입력신호 $y(i, j)$ 를 중심으로 하여 $(2n$

$+1) \times (2m+1)$ 창 내에 있는 관측신호들 중에서 다음과 같이 중앙 (median)이 되는 값을 찾아내어 출력시킨다.

$$\hat{x}(i, j) = \text{med} \{y(k, l) \mid (k, l) \in W(i, j)\} \\ \triangleq \text{med } y(i, j) \tag{2}$$

여기서 $W(i, j)$ 는 (i, j) 를 중심으로 하는 $(2n+1) \times (2m+1)$ 영역을 나타낸다. 그리고 편의상 창(window) $W(i, j)$ 내의 중앙값을 간단히 $\text{med } y(i, j)$ 로 표현하기로 한다.

메디안 필터는 일정한 창 내의 중앙값을 출력시키므로 경계를 보존하면서 임펄스성 잡음을 잘 제거하는 특성이 있는데, 이러한 특성을 아래 예제 1을 통하여 선형필터인 평균필터와 비교해 봄으로써 확인하고자 한다.

예제 1

* 입력신호

0 0 4 0 0 0 0 1 2 3 4 4 4 4 0 0 0
~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~
임펄스 잡음 램프경계 스텝경계

* 평균신호

0 1.3 1.3 1.3 0 0 0.3 1 2 3 3.7 4 4 2.7 1.3 0 0
~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~
잡음몽롱화 램프경계 몽롱화 스텝경계 몽롱화

* 메디안 신호

0 0 0 0 0 0 0 1 2 3 4 4 4 4 0 0 0
~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~ ~
잡음제거 램프경계 보존 스텝경계 보존

예제 1은 창의 크기 $W(n) = 3$ 인 메디안 필터와 평균 필터를 1차원 관측신호에 적용한 결과이다. 예제 1에 나타난 바와같이 입력신호에 있던 임펄스 잡음 "4"은 평균 필터에서는 몽롱화된 반면에 메디안 필터에서는 깨끗이 제거되었고, 경계에 해당되는 부분도 평균 필터에서는 몽롱화된 반면에 메디안 필터에서는 잘 보존되었다.

한편, 메디안 필터는 근신호(root signal)에 대해서만 왜곡을 발생시키지 않는다. 그런데, 일반적인 영상신호는 메디안 필터의 근신호가 아니므로 메디안 필터링을 수행하면 임펄스 형태의 잡음을 제거함과 동시에 경계의 전체적인 형상은 우수하게 재현되지만, 왜곡이 다소 발생되어 섬세한 부분이 손상되므로 영상의 품질이 떨어지게 된다.

III. 제안된 적응 메디안 필터

사람의 눈은 영상에 왜곡이 가해지더라도 국부 통계치들이 그대로 유지되면 그 왜곡을 거의 감지하지 못

하는 특성이 있다. 따라서 임펄스 형태의 잡음이 영상에 가산되더라도 그것이 국부 통계치를 크게 변화시키지 않는 작은 값이라면 사람의 눈은 그것을 잘 감지하지 못한다.^[10] 이러한 눈의 특성을 이용하여 다음과 같이 메디안에 의한 적응 필터링을 할 수 있다.

$$x(i, j) = \begin{cases} \text{med } y(i, j), & |y(i, j) - m_x(i, j)| > k\sigma_x(i, j) \\ y(i, j), & |y(i, j) - m_x(i, j)| \leq k\sigma_x(i, j) \end{cases} \quad (3)$$

여기서 k는 적당한 상수이고 $m_x(i, j)$, $\sigma_x^2(i, j)$ 는 각각 원화소 $x(i, j)$ 의 평균 및 분산치이다. k를 $k=1$ 로 하면 국부 분산치의 제공근을 역치(threshold value)로 하게 되는데, 실제 적용시에는 시각적 품질검사에 의 존하여 약간 조정한다. (3)식에 의하면 관측화소 $y(i, j)$ 가 화소의 평균치로부터 화소의 표준편차의 k배 이내에 존재하면 (i, j) 위치에서는 잡음이 가산되지 않은 것으로 간주하여 필터링을 하지않고 그대로 통과시킨다. 그러나 반대의 경우에는 임펄스 형태의 잡음이 가산된 것으로 판단하여 메디안 필터링을 수행하게 된다. 이러한 방법으로 필터링을 수행하면 비적용 메디안 필터링의 경우에 발생하는 신호왜곡을 크게 줄일 수 있다.

그런데, (3)식으로 주어지는 적응 메디안 필터의 효율성은 결국 원화소의 평균 $m_x(i, j)$ 및 분산치 $\sigma_x^2(i, j)$ 를 얼마나 잘 추정하는가에 따라 좌우된다. 이러한 경우, 일반적으로 화소의 평균 및 분산치를 창 $W(i, j)$ 내의 국부 평균 및 국부 분산치로 다음과 같이 추정하게 된다.^{[11][12]}

$$\begin{aligned} \hat{m}_x(i, j) &= \bar{y}(i, j) \\ &= \frac{1}{(2m+1)(2n+1)} \sum_{k=1-m}^{1+m} \sum_{l=-m}^{1+m} y(k, l) \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} \hat{\sigma}_x^2(i, j) &= v_y(i, j) - \sigma_n^2(i, j) \\ &= \frac{1}{(2m+1)(2n+1)} \sum_{k=1-m}^{1+m} \sum_{l=-m}^{1+m} \{y(k, l) - \bar{y}(i, j)\}^2 - \sigma_n^2(i, j) \end{aligned} \quad (5)$$

여기서 $v_y(i, j)$ 는 관측화소 $y(i, j)$ 의 국부 분산치이며 $\sigma_n^2(i, j)$ 는 가산잡음 $n(i, j)$ 의 국부 분산치이다. (4)식에서는 잡음의 평균이 0이라고 가정하여 원화소의 국부 평균을 관측화소의 국부 평균으로 대치한 것이다.^{[11][12]} 그런데 (5)식에서 화소의 분산치를 추정하기 위해서는 잡음의 분산이 알려져야 하는데, BSC 잡음과 같은 임펄스성 잡음의 경우에는 잡음이 발생하지 않은 화소가 많고 발생하더라도 크기가 일정치 않음으로 인하여, 매 화소마다 잡음의 분산을 추정하는데 어려움이 있다. 따라서 본 논문에서는 $\hat{\sigma}_x^2(i, j)$ 를 (5)식과 같이 추정하지

않고 다음과 같이 관측화소의 분산치를 순환적으로 평활화하는 방식으로 추정하였다.

$$\hat{\sigma}_x^2(i, j) = c_0 v_y(i, j) + c_1 \hat{\sigma}_x^2(i-1, j) + c_2 \hat{\sigma}_x^2(i-2, j) \quad (6)$$

여기서 c_i 는 $\sum c_i = 1$ 이 되는 하중상수 들이다. 임펄스 잡음의 국부적 발생특성은 동일하지 않기 때문에 3×3 창 내에 큰 임펄스가 존재할 경우, 현재 관측화소의 분산치가 그 주변의 관측화소의 분산치들에 비해 상당히 크게 추정될 수 있다. 따라서, (6)식과 같이 순환적으로 현재 화소의 분산치를 추정하면, 잡음이 분산치 추정에 미치는 영향을 줄여 보다 안정된 필터링을 행할 수 있다.

IV. 시뮬레이션 결과 및 고찰

본 논문에서는 제안된 적응 메디안 필터의 성능을 조사하기 위하여 임펄스 형태의 BSC 잡음이 가산된 8 bit의 256×256 화소로 이루어진 GIRL 영상과 CRONKITE 영상에 대하여 컴퓨터 시뮬레이션을 행하였다.

비적용 메디안 필터와의 성능 비교를 하기 위해 객관적 검사인 SNR 이득을 측정하고 복원영상들의 품질을 눈으로 비교하는 주관점사도 함께 하였다. 객관적 성능 검사의 척도로 사용되는 SNR 이득은 다음과 같이 정의된다.^[15]

$$\text{SNR gain} = 10 \log_{10} \frac{\text{noise variance of noisy image}}{\text{error variance of filtered image}}$$

또한 (3), (4), (6)식으로 이루어지는 적응 메디안 필터의 경우 여러가지 영상에 대한 주관적 품질검사 결과 $k=1.0$ 으로 하였고 c_i 들은 $c_0=c_1=c_2=1/3$ 로 선택하였으며, 비적용 메디안 필터와 적응 메디안 필터에서 창의 크기는 3×3 으로 하였다.

여러가지 BSC 잡음의 발생확률에 따른 SNR이득을 비교하기 위하여 GIRL 영상과 CRONKITE 영상의 BSC 잡음 발생의 비트오율(bit-error probability)이 $p_b=0.0005, 0.001, 0.005, 0.01$ 일 경우에 대하여 3×3 창의 비적용 메디안 필터와 제안된 적응 메디안 필터로써 처리한 결과는 표 1 및 표 2에서 나타난 바와 같다. 여기서 제안된 적응 메디안 필터는 기존의 비적용 메디안 필터에 비해 SNR 이득면에서 GIRL에 대해서는 비트오율이 0.01이하, CRONKITE 영상에 대해서는 비트오율이 0.005 이하일 경우 성능이 3dB 이상으로 크게 개선되었다.

앞서 조사한 SNR 이득과 함께 주관점사를 하기 위하여 BSC 잡음 발생의 비트오율이 $p_b=0.01$ 인 경우 GIRL 영상에 대한 복원영상들을 비교하면 그림 1과 같다. 그림 1(c)에서 보는 바와같이 비적용 메디안 필터에 의하여 처리된 것은 경계가 다소 손상되어 원영상에 비해 약간 몽롱화 되어 있음을 알 수 있다. 반면

표 1. GIRL 영상에 대한 비적용 및 적응 메디안 필터의 성능비교

Table 1. Performance Comparison of the Non-adaptive and the Adaptive Median Filter for GIRL.
($k=1.0, c_0=c_1=c_2=1/3$)

SNR gain [dB] / bit-error probability	non-adaptive	adaptive
0.0005	-3.2	-0.3
0.001	-0.4	2.6
0.005	6.2	9.7
0.01	9.0	12.6

표 2. CRONKITE 영상에 대한 비적용 및 적응 메디안 필터의 성능비교

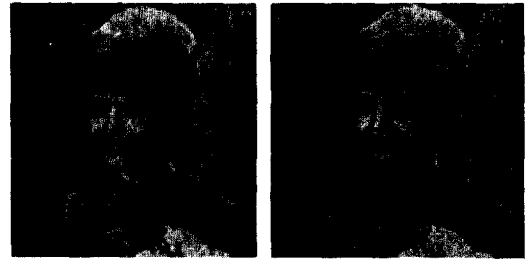
Table 2. Performance Comparison of the Non-adaptive and the Adaptive Median Filter for CRONKITE.
($k=1.0, c_0=c_1=c_2=1/3$)

SNR gain [dB] / bit-error probability	non-adaptive	adaptive
0.0005	6.1	11.7
0.001	8.9	14.5
0.005	14.8	17.4
0.01	16.4	17.4

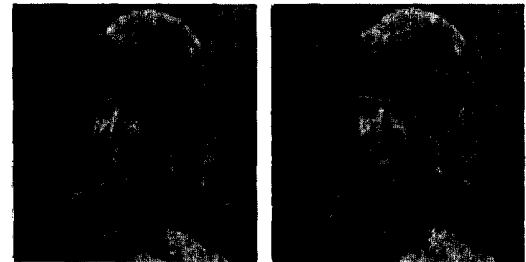
에 그림 1 (d)의 제안된 적응 메디안 필터에 의한 결과는 보다 원영상에 가깝고 경계의 뭉롱화 현상이 많이 줄어들었다. 이와같은 차이점은 그림 2의 오차영상과 그에 대한 히스토그램을 보면 더욱 명확해진다. 그림 2(a)는 비적용 메디안 필터에 의한 복원영상과 원영상과의 오차영상으로서 경계의 윤곽이 뚜렷하다. 그러나 제안된 적응 메디안 필터에 의하여 복원된 영상과 원영상과의 오차로 구성된 그림 2(b)는 경계의 윤곽이 대단히 희미하다. 뿐만 아니라 히스토그램에 있어서도, 오차가 없을 때의 값 128을 기준으로 하여 오른편 분포를 비교하여 봄으로써 제안된 적응 메디안 필터의 우수성을 확인할 수 있다. 또한 CRONKITE 영상에 대해서도 이와 유사한 결과들을 얻었다.

V. 결 론

본 논문에서는 임펄스 잡음중 실제 전송 과정에서 발생할 수 있는 BSC 잡음으로 훼손된 영상을 복원할



(a) Original Image (b) BSC-noisy Image



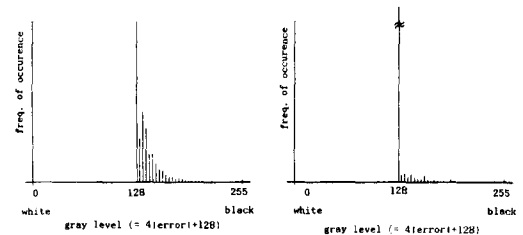
(c) Non-adaptive Median (d) Adaptive Median

그림 1. GIRL의 원영상, 잡음영상($p_b=0.01$) 및 복원 영상

Fig. 1. Original, Noisy ($p_b=0.01$) and Restored Images for GIRL.



(a) Non-adaptive Median (b) Adaptive Median



(c) Histogram for (a) (d) Histogram for (b)

그림 2. 그림 1의 복원영상에 대한 오차영상 및 오차영상의 히스토그램들

Fig. 2. Error Images and Their Histograms (amplification=4, bias=128) for the Restored Images Shown in Fig. 1.

때, 자주 사용되는 메디안 필터의 경계 보존성을 더욱 개선하기 위하여 국부통계에 따라 적응하는 적응 메디안 필터를 새로이 제안하고 그 성능을 비교 검토하였다. 이 적응방식은 사람의 눈이 국부 통계치와 정합되는 잡음을 잘 감지하지 못한다는 사실에 입각하여, 매 화소마다 일정한 창 내의 화소들로부터 국부 평균과 국부 분산치를 순환적으로 추정하여 이들을 기준으로 메디안 필터링의 가부를 결정한다.

GIRL 영상과 CRONKITE 영상을 대상으로 실험한 결과, 제안된 적응 메디안 필터가 비적응 메디안 필터보다 각각 비트오율이 0.01이하, 0.005 이하일 경우 3dB 이상 SNR 이득면에서 우수한 성능을 나타냈고, BSC 잡음 발생의 비트오율이 0.01인 GIRL 영상인 경우에 대해 영상의 품질면에서도 우수함을 확인하였다.

参 考 文 献

- [1] R.M. Hodgson, et al., "Properties, implementations and applications of rank filters," *Image and Vision Computing*, vol. 3 pp. 3-14, Feb. 1985.
- [2] Y.H. Lee, et al., "Generalized median filtering and related nonlinear filtering techniques," *IEEE Trans. on Acoust., Speech, Signal Processing*, vol. ASSP-33, pp. 672-683, June 1985.
- [3] I. Pitas, et al., "Nonlinear mean filters in image processing," *IEEE Trans. on Acoust., Speech, Signal Processing*, vol. ASSP-34, pp. 573-584, June 1986.
- [4] C.A. Pomalaza-Raez, et al., "An adaptive nonlinear edge preserving filter," *IEEE Trans. on Acoust., Speech, Signal Processing*, vol. ASSP-32, pp. 571-576, June 1984.
- [5] 김남철, 정성환, "각종 잡음에 대한 영상 복원 필터들의 성능비교," 전자공학회 논문지 제24권 3호, 1987년.
- [6] T.S. Huang, G.J. Yang, "A fast two-dimensional median filtering algorithm," *IEEE Trans. on Acoust., Speech, Signal Processing*, vol. ASSP-27, pp. 13-18, Feb. 1979.
- [7] T.A. Nodes, N.C. Gallagher, Jr., "Median filters: some modifications and their properties," *IEEE Trans. on Acoust., Speech, Signal Processing*, vol. ASSP-30, pp. 739-746, Oct. 1982.
- [8] 고광식, "반복 스레쉬홀드 계산에 의한 저왜곡 메디안 필터," 경북대학교 전자기술 연구지 제13권, pp. 47-52, 1984.
- [9] F. Pasián, A. Crise, "Restorations of signals degraded by impulse noise by means of a low-distortion nonlinear filter," *Signal Processing* 6, pp. 67-76, 1984.
- [10] E.J. Delp, O.R. Mitchell, "Image Compression block truncation coding," *IEEE Trans. on Commun.*, vol. COM-27, pp. 1335-1341, 1979.
- [11] P. Chan, J.S. Lim, "One-dimensional processing for adaptive image restoration," *IEEE Trans. on Acoust., Speech, Signal Processing*, vol. ASSP-33, pp. 117-126, 1985.
- [12] D.T. Kung, A.A. Sawchuck, "Adaptive noise smoothing filter for image with signal-dependent noise," *IEEE Trans. on Patt. Anall. Mach. Intell.*, vol. PAMI-7, pp. 165-177, 1985.
- [13] 엄진섭, 강철호, 이정환, "메디안 필터의 조합을 이용한 비선형 스무딩 알고리즘," 전자공학회지 제20권 6호, pp. 75-80, 1983.