

X-ray 영상에서 그리드 아티팩트 개선을 위한 동적 분할 기반 DCT 기법

이지현, 박준혁, 서지수, 김호준
 한동대학교 전산전자공학부
 e-mail : hjkim@handong.edu

A Dynamically Segmented DCT Technique for Grid Artifact Suppression in X-ray Images

Jihyun Lee, Joonhyuk Park, Jisu Seo, Hojoon Kim
 School of Computer Science and Electrical Engineering, Handong Global University

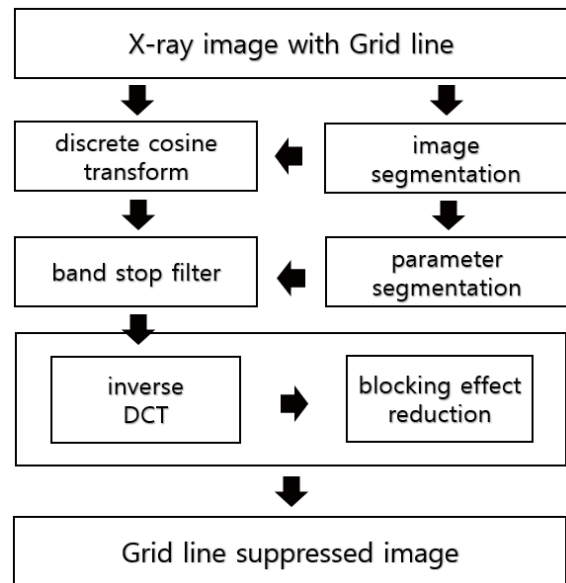
요 약

X-ray 진단에서 그리드 하드웨어의 사용은 산란선에 의한 영상의 왜곡을 보정할 수 있는 장점이 있는 반면, 반복되는 라인 형태의 그리드 아티팩트를 발생시키는 부작용을 수반한다. 본 논문에서는 이러한 그리드 라인을 제거하는 방법론으로서 이산코사인변환(DCT: discrete cosine transform)을 사용하는 기법을 제안한다. X-ray 영상에서 그리드 라인의 특성은 피사체의 형태와 영상의 영역에 따라서 다른 특성을 갖는다. 이에 본 연구에서는 동적으로 재구성되는 분할 구조를 기반으로 DCT 변환을 적용하고 개별 영역별로 필터전달함수를 최적화하는 방법을 채택하였다. 추출된 주파수 영역 데이터에 대하여 그리드 라인의 대역을 검출하는 알고리즘을 제안하였으며, 필터전달함수로 Kaiser 윈도우와 Butterworth 필터를 조합한 형태의 밴드스톱필터(BSF: band stop filter)를 구현하였다. 또한 블로킹 현상을 개선하기 위하여 다중 영상으로부터 경계선 부분의 픽셀값을 결정하는 방법론을 제안하였다. 제안된 이론에 대하여 실제 영상을 사용한 실험결과로부터 그 타당성을 평가하였다.

1. 서론

방사선 진단에서 그리드의 사용은 산란선을 보정함으로써 영상의 선명도를 개선할 수 있게 하는 반면, 미세하게 반복되는 라인 형태의 영상왜곡이 나타나는 단점을 수반한다. 기존의 연구에서 이를 해결하기 위한 소프트웨어 기술로서 신호를 파형으로 해석하여 접근하는 방법[1], 푸리에변환(FFT)을 이용한 주파수 분석 방법[2] 및 통계적 분석 방법[3] 등 다양한 방법론이 소개된 바 있다. DCT 변환은 푸리에 변환과 유사한 특성을 가지면서도 복소수가 아닌 실수 범위에서 연산결과가 표현될 수 있다는 점에서 유용한 기법으로 알려져 있다[4]. 본 연구에서는 (그림 1)과 같은 구조의 그리드 라인 개선 기법을 제안한다. 그림에 보인 바와 같이, 입력된 X-ray 영상에 대하여 그리드 라인의 방향과 픽셀값의 분포 등을 고려하여 동적으로 영역을 분할하고 각 분할 단위로 DCT 변환을 적용한다. 분할 영역별로 추출된 파라미터 데이터는 필터전달함수의 설정과 필터의 적용범위를 결정하는 과정에 반영된다. 필터링 후 역 DCT 변환을 적용한 데이터에 대하여 분할의 중첩영역 픽셀값을 선별적으로 결정하는 기법을 사용함으로써 블로킹 현상을 개선한다. DCT 변환으로 추출된 주파수 영역 데이터에 대하여 밴드스톱필터를 적용하기 위하여 그리드라인의 대역을 검출하는 알고리즘을 제안하였으며, 블로킹 현

상의 개선 기법으로서 다중 영상으로부터 영역 경계선과의 거리를 고려한 가중치를 반영하여 픽셀값을 산출하는 방법을 채택하였다.



(그림 1) DCT 기반 그리드 라인 개선 기법의 구조

2. DCT 기반 X-ray 영상 개선 기법

전형적인 X-ray 영상에서 그리드 라인의 형태는 일정 주기로 반복되는 패턴으로 나타난다는 점에서 DCT 변환을 활용하는 방법론을 채택하였다. 즉 주어진 신호 $x[.]$ 에 대하여 식 (1)과 같은 변환과정을 적용하여 주파수 영역 데이터 $X[k]$ 가 생성 된다.

$$\begin{aligned}
 X[k] &= \sum_{m=0}^{N-1} x[m] \cdot \cos\left(\frac{\pi}{N}\left(m + \frac{1}{2}\right) \cdot k\right) \\
 &= \sum_{m=0}^{N-1} c_{k,m} \cdot x[m]
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

식에서 N 은 입력신호의 크기이며, 계수 행렬 $c_{k,m}$ 은 식(2)와 같이 산출된다.

$$\begin{aligned}
 c_{k,m} &= \sqrt{\frac{2}{N}} \cdot \cos\left(\frac{\pi}{N}\left(m + \frac{1}{2}\right) \cdot k\right), \\
 c_{0,m} &= \sqrt{\frac{1}{N}}
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

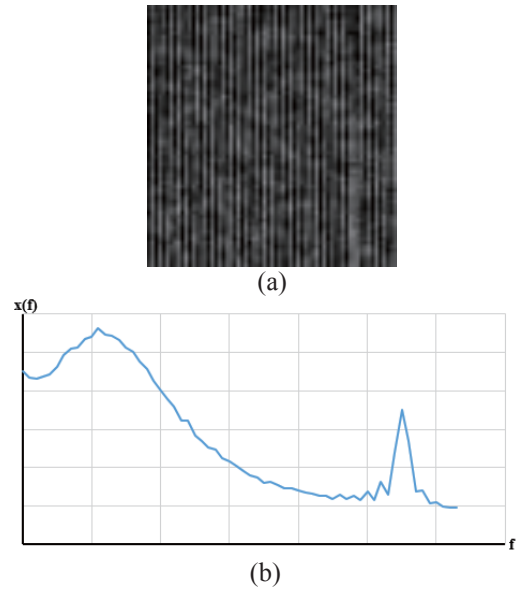
생성된 DCT 변환 데이터 X 에 대하여 다음 절에 기술한 알고리즘을 적용하여 그리드 라인에 해당하는 주파수 대역을 검출하게 된다. 검출된 영역에 대하여 BSF 필터를 적용하게 되는데 Kaiser 윈도우와 Butterworth 필터를 조합한 방식을 적용하였다. 필터링을 적용하여 수정된 데이터를 역변환 하여 영상을 생성하는 과정은 식 (4)와 같다.

$$\begin{aligned}
 x[m] &= \frac{1}{\sqrt{2N}} X[0] + \sqrt{\frac{2}{N}} \sum_{k=1}^{N-1} X[k] \cdot \cos\left(\frac{\pi}{N}\left(m + \frac{1}{2}\right) \cdot k\right) \\
 &= \sum_{k=0}^{N-1} c_{m,k} X[k]
 \end{aligned}
 \tag{3}$$

3. 영상 분할 및 필터전달함수의 설계

(그림 2)는 전형적인 그리드 라인 영상의 예와 이로부터 DCT 변환 데이터의 주파수 특성을 분석한 예를 보인 것이다.

X-ray 영상에서 그리드 라인은 피사체의 특성이나 영역에 따라 미세한 방향의 변화가 나타난다. 이러한 변화를 고려하여 영상 왜곡을 효과적으로 개선하기 위해서는, 주파수 데이터의 필터링 과정에서 영역별로 서로 다른 필터전달함수를 적용할 필요성이 있다. 이에 주어진 영상의 특성을 분석하여 영역을 분할하고 각 분할 별로 DCT 변환을 적용하였다. (그림 3)은 영상 분할 결과의 예이다. (그림 2)의 (b)에 보인 바와 같이 전형적인 그리드 라인의 형태는 고주파 영역의 일정 범위에서 매우 명확한 형태로 나타나는데, 이에 대한 대역 추출과정과 밴드스톱필터의 전달 함수 설계과정을 제시하였다.



(그림 2) 전형적인 그리드 라인 형태의 예: (a) 예시 영상, (b) 해당 영상의 주파수 특성 분석 그래프

그리드 라인의 주파수 대역을 검출하기 위하여 임의의 값 k 에서 데이터의 변동량을 식(4)와 같이 $D(k)$ 로 정의하였다. 다시 말해서 해당 위치의 데이터 값에 대상 범위 시작점 L 로부터 $(k-1)$ 까지의 누적 평균 값을 뺀 값으로 산출된다.

$$D(k) = |Dct(k)| - \frac{1}{k-L} \cdot \sum_{i=L}^k |Dct(i)|
 \tag{4}$$

이 때 대상 영역의 하한(lower bound) L 은 고주파 영역의 피크 값에 대한 일정 상수의 비율을 파라미터로 설정하고 그에 도달하는 최초 값을 의미한다.



(그림 3) 영상 분할 결과의 예

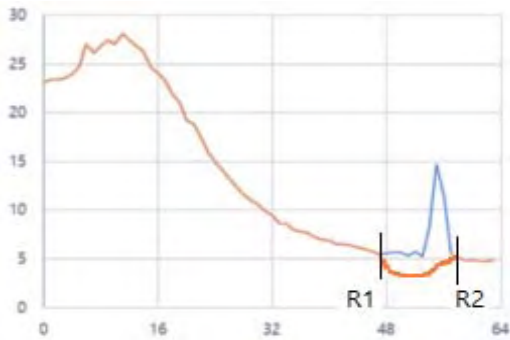
이로부터 그리드 라인으로 추정되는 범위 (R1, R2) 를 찾게 되는데 이는 다음과 같이 결정한다.

- R1 값의 결정: D(k) 값이 임계치 M 보다 커지는 최초의 k 값을 R1 으로 결정한다.
- R2 값의 결정: Dct(R1) 보다 같거나 큰 마지막 위치를 R2 로 결정한다.

이러한 방법으로 R1 과 R2 가 결정되면 (R1, R2) 범위의 DCT 데이터 값을 조정하게 되는데 이는 식 (5)와 같이 이루어 진다. 식에서 γ 는 점진적으로 감소 시켜 나가는 비율을 결정하는 매개변수로, 1.0 보다 작은 상수 값이다.

$$Dct(i) = \begin{cases} sign(Dct(i)) \cdot \frac{1}{i-L} \cdot \sum_{j=L}^i |Dct(j)| & \text{if } (i = R1) \\ sign(Dct(i)) \cdot \gamma \cdot Dct(i-1) & \text{if } (R1 < i \leq R2) \\ Dct(i) & \text{otherwise} \end{cases} \quad (5)$$

(그림 4)는 이러한 방법을 적용하여 영역을 검출한 결과와 필터링을 적용하여 수정된 값의 형태를 보인 것이다.



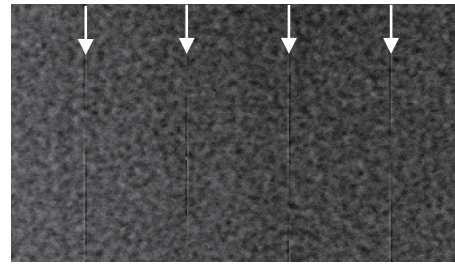
(그림 4) BSF 필터링을 적용한 결과(예)

4. 블로킹 현상의 개선 기법

영상을 영역별로 구분하여 DCT 변환을 적용했을 때의 장점으로는 분할별로 최적화된 필터전달함수를 적용할 수 있다는 점이 있다. 반면, (그림 5)에 보인 것처럼 영역의 경계선 부분에 일정량의 왜곡이 나타나는 이른바 블로킹 현상(blocking effect)을 수반한다.

본 연구에서는 이를 해결하기 위하여 DCT 변환 과정에서 분할간의 중첩영역을 두어 이중 구조의 영상을 생성하고, 이로부터 경계선 위치의 픽셀값을 결정하는 방법론을 제안하였다. 다시 말해서, 중첩된 영역에서 두 개의 복원 영상 X^1 과 X^2 를 통합하여 최종 영상 X 를 생성하게 되는데 그 과정은 식(6)과 같다.

$$X(i, j) = h(i, j) \cdot X^1(i, j) + (1 - h(i, j)) \cdot X^2(i, j) \quad (6)$$



(a)



(b)

(그림 5) 블로킹 현상이 나타난 영상의 예: (a) 예시 영상, (b) 해당 영상의 픽셀값 변동량 분석 그래프

즉 위치 (i, j) 의 픽셀값은 두 영상의 분할 경계선까지의 거리에 상대적으로 비례하여 가중치를 반영하는 형식으로 결정한다. 식 (6)에서 $h(i, j)$ 는 해당 위치에서 영상 X^1 의 분할 경계선을 고려하는 가중치 비율로서 식 (7)과 같이 산출된다.

$$h(i, j) = \frac{\min(\min(i, N-i), \min(j, N-j))}{\min(\min(i, N-i), \min(j, N-j)) + \min(|\frac{N}{2}-i|, |\frac{N}{2}-j|)} \quad (7)$$

5. 실험 결과 및 고찰

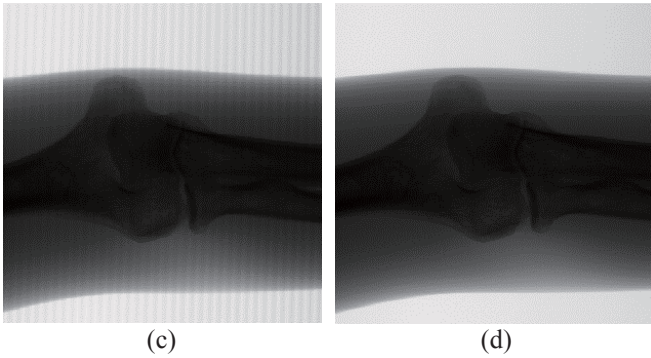
앞 절에서 제안된 이론을 실제 X-ray 영상에 적용하여 실험하고 그 결과를 고찰하였다. (그림 6)은 본 연구에서 제안한 동적 분할 기반 DCT 기법을 적용한 결과를 보인 것이다. 결과 영상에서 그리드 라인의 제거 결과가 관찰 가능하며, 모아레(moire) 효과로 인한 영상 왜곡이 개선된 것을 볼 수 있다.



(a)

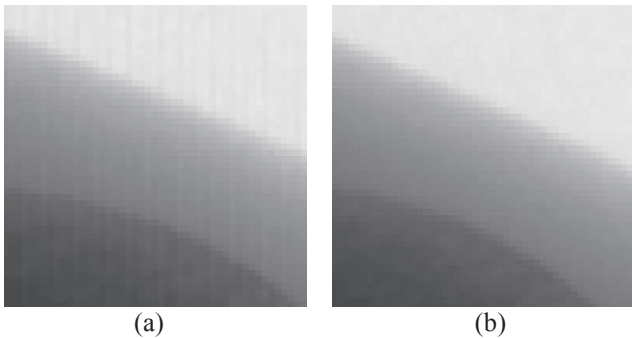


(b)

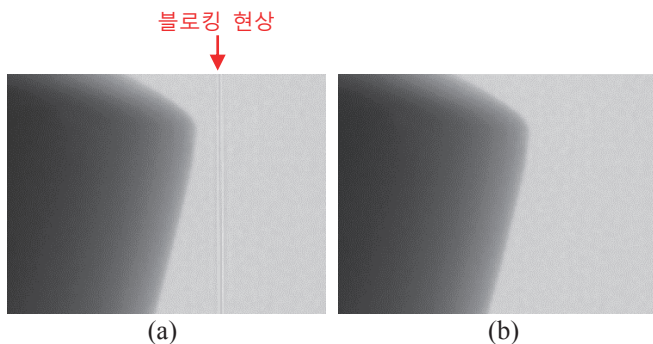


(그림 6) 동적 분할 기반 DCT 기법 적용 전후 비교: (a), (c) 입력 영상, (b), (d) 결과 영상

(그림 7)은 영상 분할을 적용하기 전과 후의 필터링 결과를 비교하여 보인 것이다. (그림 7)의 (a)에서 볼 수 있듯이, 영상을 분할하지 않을 경우 그리드 라인의 방향과 피사체의 특성이 고려되지 않음으로 인하여 영상 왜곡이 잔재하게 된다. 한편, 영상 특성에 따라 이를 분할한 후 필터전달함수를 개별 최적화하여 적용한 결과, 해당 부분의 그리드 라인 왜곡이 현저히 감소하였다.



(그림 7) 영상 개선 실험 결과 비교: (a) 분할 미적용 영상, (b) 분할 적용 영상



(그림 8) 블로킹 현상 개선 기법 적용 전후 비교: (a) 적용 전 영상, (b) 적용 후 영상

한편, 이와 같이 분할 구조에 기반하여 DCT 변환을 적용할 경우 분할의 경계선 부분에 왜곡이 나타나는 블로킹 현상이 관찰된다. (그림 8)의 (a)는 분할 별 필터링 기법을 적용한 후의 결과 영상을 나타낸 것으

로, 영역 경계선 부근에서 그리드 라인이 제거되지 않음이 관찰된다. 이에 앞 절에서 기술한 블로킹 현상 개선 기법을 적용한 결과 (그림 8)의 (b)와 같이 그리드 라인 왜곡이 제거됨을 보인다.

이러한 블로킹 현상 개선 기법은 DCT 변환 기반 영상 개선 소프트웨어에서 하나의 후처리 과정으로 고려될 수 있다. 이 과정에서 그리드 라인의 방향이 수평 또는 수직 방향인 경우를 분리하여 고려할 수 있다.

6. 결론

X-ray 영상은 피사체의 특성, 디텍터 하드웨어, 진단 환경 등 여러 가지 요인에 따라 다양한 형태의 그리드 아티팩트를 수반한다. 분할 구조를 기반으로 한 DCT 변환으로부터 그리드 라인에 해당하는 주파수 대역을 추정하여 BSF 필터를 적용하는 기법은 영상에서 영역별 특성을 반영하는 필터전달함수의 설정이 가능하여 그리드 라인을 효과적으로 개선할 수 있게 한다. 영상의 특성에 따라 그리드 라인으로 인한 주파수 특성은 매우 다양하게 나타나는데, 이에 필터링을 적용하는 대역을 효과적으로 검출하는 알고리즘을 제안하였다. DCT 기법의 단점인 블로킹 현상은 분할의 경계선에서 발생하는데, 본 연구에서는 분할 구조를 설정할 때 일정량의 중첩영역을 두어 이중구조의 영상을 생성하고 이로부터 블로킹 현상으로 인한 영상의 왜곡을 보정하는 방법론을 제안하였다. 이러한 기법은 X-ray 영상에서 산란선을 제거하는 그리드 하드웨어의 유용성을 증대시키고, 나아가 영상의 질을 개선함으로써 방사선 진단의 신뢰도를 제고할 수 있을 것으로 기대된다.

※ 본 연구는 과학기술정보통신부와 정보통신기술진흥센터의 소프트웨어중심대학지원사업 (2017-0-00130)의 지원을 받아 수행되었음.

참고문헌

- [1] David M. Gauntt and Gary T. Barnes, "A novel technique to suppress grid line artifacts," *Medical Physics*, Vol.33, No.6, pp.1654-1667, 2006.
- [2] Chih-Yang Lin, Wen-Jeng Lee, Shyh-jye Chen, Ching-Hwa Tsai, Jei-Han Lee, Chia-Hung Chang, and Yu-Tai Ching, "A Study of Grid Artifacts Formation and Elimination in Computed Radiographic Images," *Journal of Digital Imaging*, Vol.19, No.4, pp.351-361, 2006.
- [3] Igor Belykh, "Grid artifacts suppression in computed radiographic images," *International Journal of Biomedical and Biological Engineering*, Vol.8, No.8, pp.1402-1405, 2014.
- [4] Frederic Sur and Michel Grediac, "automated removal of quasiperiodic noise using frequency domain statistics," *Journal of Electronic Imaging*, Vol.24, No.1, pp.013003-1~19, 2015.