

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

Hyunggue Kim[†] · Joongeun Jung^{**} · Jihyun Lee^{***} · Joonhyuk Park^{****} ·
Jisu Seo^{*****} · Hojoon Kim^{*****}

ABSTRACT

The use of anti-scatter grids in radiographic imaging has the advantage of preventing the image distortion caused by scattered radiation. However, it carries the side effect of leaving artifacts in the X-ray image. In this paper, we propose a grid line suppression technique using discrete cosine transform(DCT). In X-ray images, the grid lines have different characteristics depending on the shape of the object and the area of the image. To solve this problem, we adopt the DCT transform based on a dynamic segmentation, and propose a filter transfer function for each individual segment. An algorithm for detecting the band of grid lines in frequency domain and a band stop filter(BSF) with a filter transfer function of a combination of Kaiser window and Butterworth filter have been proposed. To solve the blocking effects, we present a method to determine the pixel values using multiple structured images. The validity of the proposed theory has been evaluated from the experimental results using 140 X-ray images.

Keywords : Radiography, Medical Image Processing, Grid Artifacts, Blocking Effect, Discrete Cosine Transform

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

김형규[†] · 정중은^{**} · 이지현^{***} · 박준혁^{****} · 서지수^{****} · 김호준^{*****}

요 약

방사선 진단에서 산란선 보정 그리드의 사용은 굴절되는 신호에 의한 영상의 왜곡을 방지할 수 있는 장점이 있는 반면, X-ray 영상에서 그리드 아티팩트를 발생시키는 부작용을 수반한다. 본 논문에서는 이산코사인변환(DCT: discrete cosine transform)을 사용하여, 그리드 라인을 개선하는 기법을 제안한다. X-ray 영상에서 그리드 라인은 피사체의 형태와 영상의 영역에 따라 서로 다른 특성을 보인다. 이러한 점을 해결하기 위하여 동적 분할 구조를 기반으로 DCT 변환을 적용하고, 개별 분할별로 적합한 필터 전달함수를 설계하였다. 세부적으로 주파수 영역 데이터에 대하여 그리드 라인의 대역을 검출하는 알고리즘을 제안하였으며, 필터 전달함수로 Kaiser 윈도우와 Butterworth 필터를 조합한 형태의 밴드 스톱 필터(BSF: band stop filter)를 구현하였다. 또한 블로킹 현상을 개선하기 위하여 다중구조의 영상으로부터 픽셀값을 결정하는 방법론을 제시하였다. 총 140개의 실제 X-ray 영상을 사용한 실험결과로부터 제안된 이론의 타당성을 실험적으로 평가하였다.

키워드 : 방사선 진단, 의료영상처리, 그리드 아티팩트, 블로킹 현상, 이산코사인변환

1. 서 론

현대의 대부분의 방사선 진단 장치에서는 산란선의 영향으로 영상의 질이 저하되는 것을 방지하기 위하여 비산란 그리드 장치가 사용되어 왔다[1-3]. 그러나 최근 이러한 그리드 장치를 사용함으로써 발생하는 부작용에 대한 연구로서, 고해상도 X-ray 진단에서 그리드 장치의 한계점에 대한 연구 [4]와 그리드 아티팩트의 형태에 대한 분석 기법[5-6] 및 하드웨어를 통해서 그리드 라인을 억제하는 방법[7]이 연구되었다. 일반적으로 그리드 장치는 X-ray 영상에서 수평 또는

※ 본 연구는 과학기술정보통신부와 정보통신기술진흥센터의 소프트웨어 중심대학지원사업(2017-0-00130)의 지원을 받아 수행되었음.
※ 이 논문은 2018년도 한국정보처리학회 추계학술발표대회에서 'X-ray 영상에서 그리드 아티팩트 개선을 위한 동적 분할 기반 DCT 기법'의 제목으로 발표된 논문을 확장한 것임.
† 비 회 원 : 제이피아이헬스케어 사업개발본부 소프트웨어팀 부장
** 준 회 원 : 제이피아이헬스케어 사업개발본부 소프트웨어팀 대리
*** 준 회 원 : 한동대학교 전산전자공학부 학사과정
**** 비 회 원 : 한동대학교 전산전자공학부 학사과정
***** 중신회원 : 한동대학교 전산전자공학부 교수
Manuscript Received : December 18, 2018
Accepted : February 22, 2019
* Corresponding Author : Hojoon Kim(hjkim@handong.edu)

수직방향으로 반복되는 패턴형태의 아티팩트를 발생시킨다. 이는 영상의 질을 저하시킬 뿐만 아니라, 디지털 영상의 해상도 변화에 따라 나타나는 모아레(moire) 현상을 야기하여 영상의 판독을 어렵게 한다. 이러한 문제점을 개선하기 위한 소프트웨어 기술로는 딥러닝 기반의 영상 복원 기법[8-12], 신호를 파형으로 해석하여 접근하는 방법[13] 및 푸리에변환(FFT)을 이용한 주파수 분석 방법[14] 등이 소개된 바 있다. 이산코사인변환(DCT)은 푸리에변환과 유사한 특성을 가지면서도 복소수가 아닌 실수 범위에서 연산결과가 표현될 수 있다는 점에서 유용한 기법으로 알려져 있다[3].

X-ray 영상에서 그리드 라인의 간격, 방향, 형태 및 선명도는 피사체의 특성과 영상의 위치별로 서로 다른 형태로 나타난다. 이에 본 논문에서는 그리드 라인의 특성별로 동적 분할을 적용하는 DCT 변환과 밴드스톱필터(BSF)를 사용하는 그리드 라인 개선 기법을 제안한다. 이는 영역별로 서로 다른 필터전달함수를 적용할 수 있게 하여 그리드 라인의 위치에 따라 다르게 나타나는 성능의 편차를 해소할 수 있게 한다. 본 연구에서는 세부적으로 동적 분할기반 DCT 변환과 그리드 라인의 주파수 대역 검출 기법을 제안하고, BSF 필터를 적용하기 위한 필터전달함수를 구현하였다. 또한 분할의 경계선 영역에서 그리드 라인의 잔재가 발생하는 블로킹 현상을 해결하기 위한 다중구조 영상 기반의 방법론을 제안하고 구현하였다.

2. DCT 기반 X-ray 영상개선기법

비산란 그리드를 사용한 X-ray 영상은 Fig. 1A에 보인 바와 같이 반복되는 라인 형태의 아티팩트를 포함한다. 이는 피사체의 정보를 왜곡시킬 뿐만 아니라, Fig. 1B와 같이 디지털 영상으로 표현될 때, 해상도의 변화에 따라 다양한 형태로 변화하는 모아레(moire) 현상을 수반하여 의료영상의 판독을 어렵게 한다.

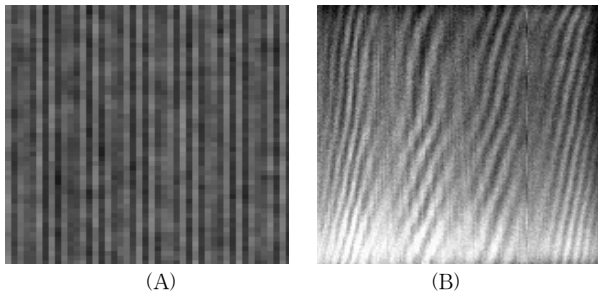


Fig. 1. Examples of Grid Artifacts in X-ray Images: (A) Grid Lines, (B) Moire Effect

Fig. 1에 보인 바와 같이 전형적인 그리드 라인은 주기성을 가진 반복패턴이므로 신호의 주파수 특성을 분석하고, 그리드 라인의 대역을 검출하여 필터링을 적용하는 방법론을 고려하였다. 본 연구에서는 DCT 기반의 주파수 분석 기법을 기반으로 그리드 라인 개선 기법을 제안한다. 제안된 기법의 수행과정을 Fig. 2에 보였다.

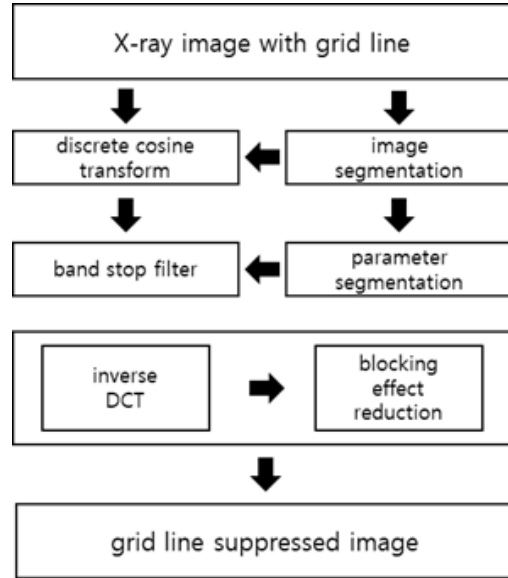


Fig. 2. The Structure of the Grid Line Suppression Technique based on DCT

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 픽셀 값을 선별적으로 결정하는 기법을 사용함으로써 블로킹 현상을 개선한다. DCT 변환으로 추출된 주파수 영역 데이터에 대하여 BSF 필터를 적용하기 위하여 그리드 라인의 대역을 검출하는 알고리즘을 제안하였으며, 블로킹 현상의 개선 기법으로는 다중 영상에서 영역 경계선과의 거리를 고려한 가중치를 반영하여 픽셀 값을 산출하는 방법을 채택하였다.

영상의 주파수 특성 분석 방법과 필터링 과정은 다음과 같다. 우선 영상 신호 $X[\cdot]$ 에 대하여 Equation (1)과 같은 DCT 변환과정을 적용하여 주파수 영역 데이터 $X[k]$ 를 생성한다.

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

식에서 N 은 입력신호의 크기이며, 계수 행렬 $c_{k,m}$ 은 Equation (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 적용함으로써 그리드 라인에 해당하는 주파수 대

역을 검출하게 된다. 검출된 영역에 대하여 적용한 BSF 필터는 Kaiser 윈도우와 Butterworth 필터를 조합한 방식을 채택하였다. 필터링을 적용하여 수정된 데이터를 역변환하여 영상을 생성하는 과정은 Equation (3)과 같다.

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

3. 영상 분할 및 필터전달함수의 설계

Fig. 3은 전형적인 그리드 라인 영상의 예와 이로부터 DCT 변환 데이터의 주파수 특성을 분석한 예를 보인 것이다. Fig. 3B에 보인 바와 같이 그리드 라인의 주파수 특성은 고주파 영역에서 두드러지는 형태로 나타나며, 이는 Fig. 3C에 보인 것처럼, 직교 방향의 앞쪽 2~5개 라인에서 집중적으로 나타난다. 이는 입력 영상에서 그리드 라인의 형태가 육안으로 판별할 때는 정확한 수평 방향 또는 수직 방향으로 보이나, 실제로 미세한 방향 변화가 나타남을 의미한다.

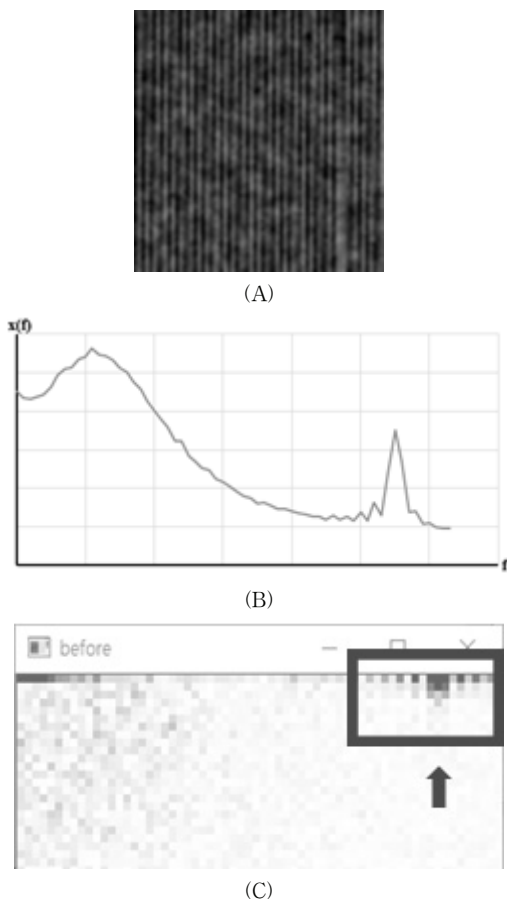


Fig. 3. Examples of the Typical Form of the Grid Lines: (A) Input Image, (B) Frequency Analysis Graph, (C) Frequency Data Distribution

또한 그리드 장치의 모델에 따라 영상의 특성과 그리드 라인의 형태가 다양하게 나타난다. Fig. 4는 3가지 그리드 장치 모델을 적용한 그리드 라인 영상의 예이다.

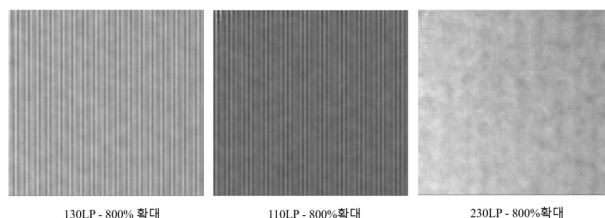


Fig. 4. A Comparison of Image Characteristics Depending on Different Grid Device Models

이와 같이 X-ray 영상에서 그리드 라인은 피사체나 영역에 따라 그 특성의 변화가 다양하게 나타난다. 이러한 변화를 고려하여 영상 왜곡을 효과적으로 개선하기 위해서는, 주파수 데이터의 필터링 과정에서 영역별로 서로 다른 필터전달 함수를 적용할 필요성이 있다. 이에 주어진 영상의 특성을 분석하여 영역을 분할하고 각 분할 별로 DCT 변환을 적용하는 방법을 채택하였다. Fig. 5는 영상 분할 결과의 예이다. 전형적인 그리드 라인의 형태는 고주파 영역의 일정 범위에서 매우 명확한 형태로 나타나는데, 이에 대한 대역 추출과정과 밴드스톱필터의 전달 함수 설계과정을 제시하였다.

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

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

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

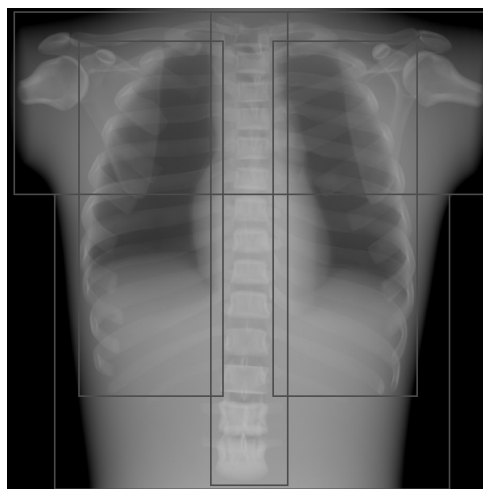


Fig. 5. An Example of Image Segmentation

이로부터 그리드 라인으로 추정되는 범위 ($R1$, $R2$)를 갖게 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 Equation (5)와 같이 이루어진다. 식에서 γ 는 점진적으로 감쇄 시켜 나가는 비율을 결정하는 매개변수로, 1.0보다 작은 상수 값이다.

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

Fig. 6은 이러한 방법을 적용하여 그리드 라인 대역을 검출한 결과와 필터링을 거쳐 수정된 값의 형태를 보인 것이다.

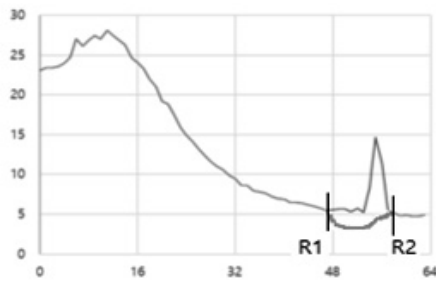


Fig. 6. An Example of the Band Stop Filtering

4. 신호 특성의 변화에 대한 문제 해결

제안된 이론을 실제 X-ray 영상에 대하여 적용할 때, 영상의 특성, 환경의 변화 요인 및 영역별 성능 편차 등의 문제점이 발생한다. 이는 주파수 특성 분석 기법을 사용할 때 공통적으로 나타나는 현상이나, 실용적 성능을 위해서는 반드시 해결해야 하는 문제이다. 따라서 본 연구에서는 총 4가지 문제를 도출하고 이에 대한 해결방안을 제시하였다. 우선 첫 번째로 Fig. 7에 보인 바와 같이 그리드 라인으로 검출되는 대역폭이 지나치게 크게 나타나는 현상이다. 이는 X-ray 영상의 영역에 따라 매우 희소하게 나타나는 현상으로 일반적인 그리드 라인과는 상이한 주파수 특성을 갖는다. 이에 대한 대안으로 주파수 영역 검출 과정에서 영역별 평균 데이터를 적용하여 추정 범위를 설정하는 방법을 채택하였다.

두 번째로는 후처리 과정으로서 블러링(blurring) 연산의 필요성에 대한 부분이다. 이는 배경 노이즈로 인한 영상의 질 저하를 개선하는 효과가 있으나, 일부 영상의 경우 피사체의 윤곽선 정보를 왜곡시킬 수 있다. Fig. 8은 블러링 과정이 필

요한 경우와 그로 인한 부작용의 가능성을 보인 영상의 예를 비교한 것이다. 이에 본 연구에서는 영상의 배경 영역에서 노이즈의 정도를 평가하고 이를 반영하여 후처리과정에서 블러링 여부 및 그 강도를 설정하는 방법을 고려하였다.

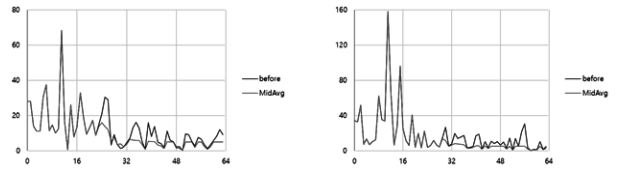


Fig. 7. Examples of Erroneous Frequency Range Detection

세 번째 고려사항은 피사체의 윤곽선 영역에서 그리드 라인의 잔재가 남는 현상으로, 이에 대한 예를 Fig. 9에 보였다. 이러한 문제는 입력 영상에서 피사체의 영역을 추출하고 경계선 영역을 별도로 처리하는 과정을 통하여 개선하도록 하였다.

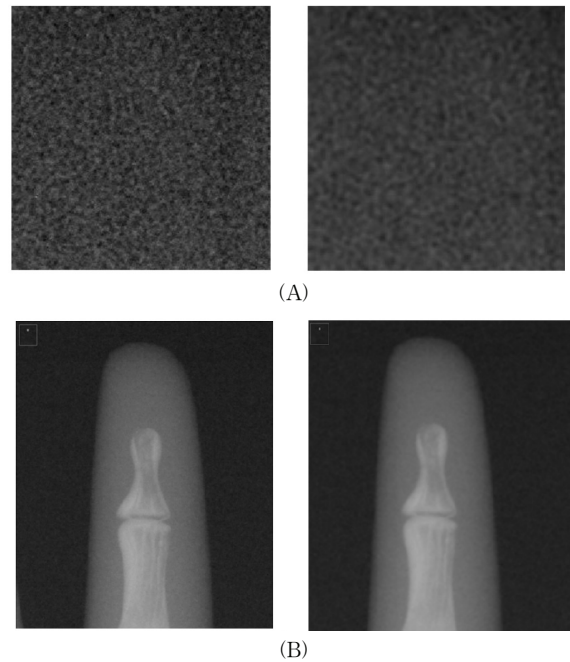


Fig. 8. Examples of the Blurring Operation Results

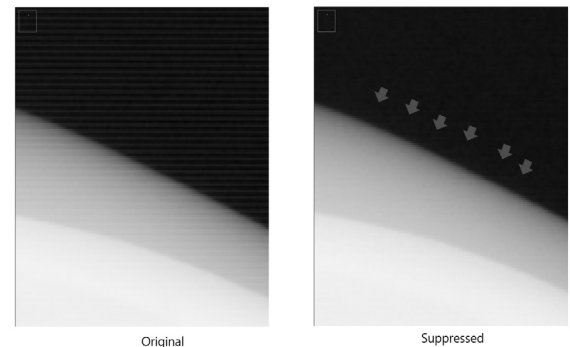


Fig. 9. Remnants of Grid Lines Appearing at the Boundary of the Object

네 번째는 분할의 경계선 영역에서 나타나는 왜곡 현상이다. 이는 분할 기반의 주파수 분석 기법에서 나타나는 블로킹 현상으로, 이에 대한 해결 방법을 다음 절에 기술하였다.

5. 블로킹현상의 개선 기법

영상을 영역별로 구분하여 DCT 변환을 적용했을 때의 장점으로는 분할별로 최적화된 필터전달함수를 적용할 수 있다는 점이 있다. 반면, Fig. 10에 보인 것처럼 영역의 경계선 부분에 일정량의 왜곡이 나타나는 이른바 블로킹 현상(blocking effect)을 수반한다.

본 연구에서는 이를 해결하기 위하여 DCT 변환 과정에서 분할 간의 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 Equation (6)과 같다.

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

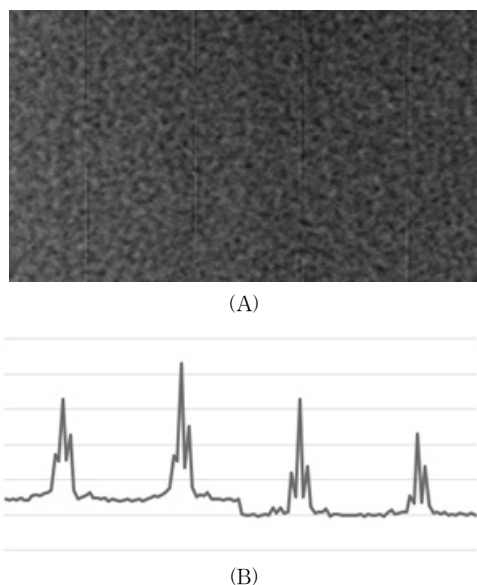


Fig. 10. An Example of the Blocking Effect

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

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

일반적으로 그리드 라인은 수평 또는 수직방향 중 한 방

향으로만 나타나므로 위와 같이 두 개의 영상으로부터 가중치를 반영하는 방법을 적용하여 해결할 수 있다. 그러나 두 방향을 모두 고려해야 할 경우, 상하 방향 및 좌우 방향을 고려한 3개의 영상을 사용하여 동일한 알고리즘을 적용할 수 있다.

6. 실험결과 및 고찰

앞 절에서 제안된 이론을 실제 X-ray 영상에 적용하여 실험하고 그 결과를 고찰하였다. 실험은 그리드 장치의 3가지 모델에 대하여 총 140개 데이터를 사용하였다. 입력 영상의 종류는 피사체를 포함하지 않는 영상과 인체 모형 피사체를 사용한 영상을 유형별로 분류하여 적용하였다. 현재의 실험은 일반적인 영상 파일 형식을 이론적 타당성 분석 중심으로 고찰하였으나, 향후 의료영상 응용분야의 실용성을 위하여 의료영상저장전송시스템(PACS)과 DICOM 등 의료영상 표준 형식을 고려하여 확장할 예정이다.

Fig. 11은 본 연구에서 제안한 동적 분할 기반 DCT 기법을 적용한 결과를 보인 것이다. 결과 영상에서 그리드 라인의 제거 결과를 확인할 수 있으며, 모아레(moire) 현상으로 인한 영상 왜곡 또한 개선된 것을 볼 수 있다.

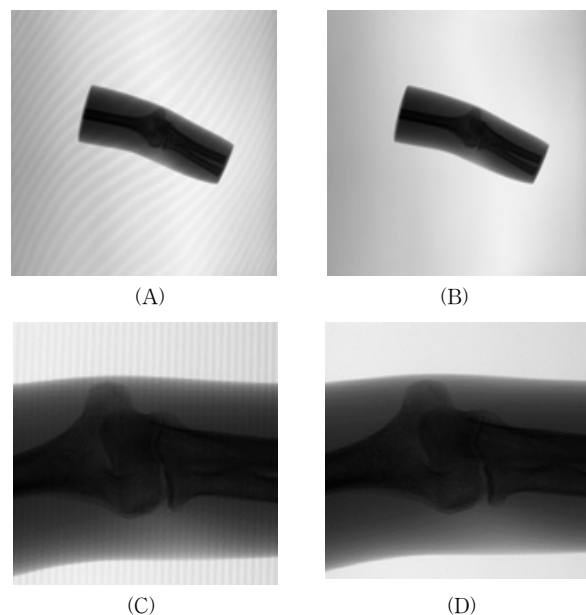


Fig. 11. A Comparison Between Images Before and After Applying the Proposed Dynamically Segmented DCT Technique: (A), (C) Input Images, (B), (D), Result Images

Fig. 12는 영상 분할을 적용하기 전과 후의 필터링 결과를 비교하여 보인 것이다. Fig. 12A에서 볼 수 있듯이, 영상을 분할하지 않을 경우 그리드 라인의 방향과 피사체의 특성이 고려되지 않으므로 영상 왜곡이 잔재하게 된다. 한편, 영상 특성에 따라 이를 분할한 후 필터전달함수를 개별 최적화하

여 적용한 결과, 해당 부분의 그리드 라인 왜곡이 현저히 감소하였다.

한편, 이와 같이 분할 구조에 기반하여 DCT 변환을 적용할 경우 분할의 경계선 부분에 왜곡이 나타나는 블로킹 현상이 관찰된다. Fig. 13A는 분할 별 필터링 기법을 적용한 후의 결과 영상을 나타낸 것으로, 영역 경계선 부근에서 그리드 라인이 제거되지 않음이 관찰된다. 이에 앞 절에서 기술한 블로킹 현상 개선 기법을 적용한 결과 Fig. 13B와 같이 왜곡이 제거됨을 보인다.

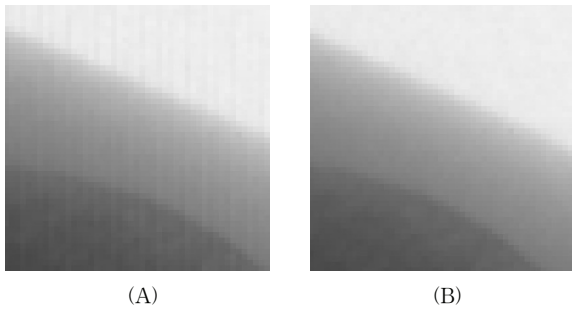


Fig. 12. Grid Line Suppression Results

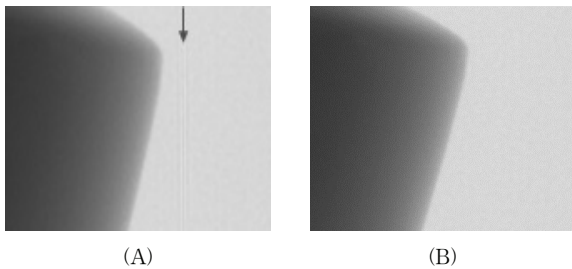


Fig. 13. A Result of the Blocking Effect Reduction Method: (A) Input Image, (B) Result Image

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.

Fig. 14는 제안된 방법을 인체모형 피사체의 X-ray 영상에 적용한 결과를 보인 것이다. Fig. 14A에 보인 바와 같이 그리드를 사용하지 않은 영상은 그리드 라인을 포함하지 않는다. 반면 그리드 영상 Fig. 14B는 흉부 상단에 그리드 라인이 나타남을 알 수 있다. 실험 결과 Fig. 14C에 보인 바와 같이 대부분의 그리드 라인이 제거된 결과를 확인할 수 있다.

7. 결 론

비산란 그리드 장치를 사용한 X-ray 영상은 피사체의 특성, 디텍터 하드웨어, 진단 환경 등 여러가지 요인에 따라 다양한 형태의 아티팩트를 수반한다. 그리드 라인은 일정 방향으로 주기성을 갖는 반복 패턴이라는 점에서 DCT를 사용한 주파수 분석 기법을 적용하고, 이에 따른 부수적인 방법론을 제안하였다. 분할 구조를 기반으로 한 DCT 변환으로부터 그리드 라인에 해당하는 주파수 대역을 추정하여 BSF 필터를 적용하는 기법은 영상에서 영역별 특성을 반영하는 필터진달함수의 설정이 가능하므로 그리드 라인을 효과적으로 개선한다. 영상의 특성에 따라 그리드 라인으로 인한 주파수 특성은 매우 다양하게 나타나는데, 이에 필터링 적용 대역을 효과적으로 검출하는 알고리즘을 제안하였다. 실용적인 성능을 위해서 대상 데이터의 특성에 따라 발생하는 문제점과 개선 방안을 도출하고 해결 방안을 제시하였다. 검출 대역폭의 특이한 변화요인, 경계선 영역의 누락현상, 블러링 연산의 선별적 적용기법을 제시하였다. 또한 DCT 기법의 단점인 블로킹 현상은 분할의 경계선 영역에서 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.

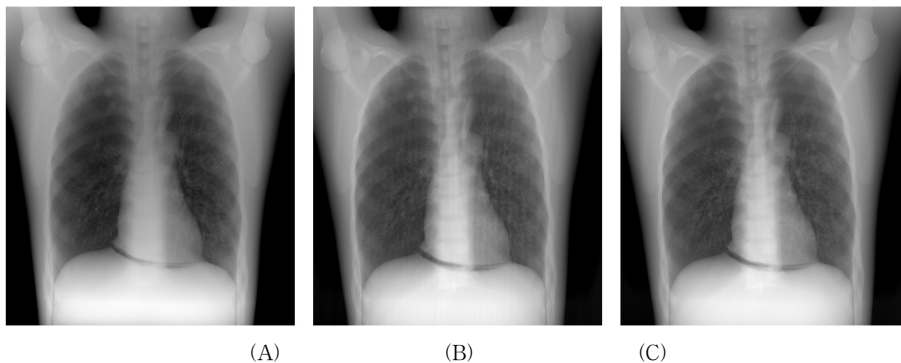


Fig. 14. Experimental Result on a Phantom Image: (A) Non-Grid Image, (B) Grid Image, (C) Grid Line Suppressed Image

References

[1] R. Rana, A. Jain, A. Shankar, D. R. Bednarek, and S. Rudin, "Scatter estimation and removal of anti-scatter grid-line artifacts from anthropomorphic head phantoms images taken with a high resolution image detector," *Proceedings SPIE, Medical Imaging* 2016.

[2] R. Rana, D. R. Bednarek, and S. Rudin, "Grid-line artifact minimization for high resolution detectors using iterative residual scatter corrections," *Medical Physics.*, Vol.42, No.6, pp.3695, 2015.

[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] V. Singh, A. Jain, D. R. Bednarek, and S. Rudin, "Limitations of anti-scatter grids when used with high resolution image detectors," *Proceeding of SPIE, Medical Imaging*. 2014.

[5] D. M. Gauntt, G. T. Barnes, "Grid line artifact formation: A comprehensive theory," *Medical physics.*, Vol.33, No.6, pp.1668-1677, 2006.

[6] 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.

[7] R. Rana, V. Singh, A. Jain, D.R. Bednarek and S. Rudin, "Anti-scatter grid Artifact elimination for high resolution x-ray imaging CMOS detectors," *Proc. of SPIE, Medical Imaging* 2015.

[8] Yulun Zhang, Yapeng Tian, Yu Kong, Bineng Zhong, and Yun Fu. "Residual Dense Network for Image Restoration." arXiv preprint arXiv:1812.10477, 2018.

[9] Y. Chen and T. Pock, "Trainable nonlinear reaction diffusion: A flexible framework for fast and effective image restoration," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol.39, No.6. pp.1256-1272, 2017.

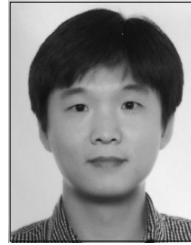
[10] K. Zhang, W. Zuo, Y. Chen, D. Meng, and L. Zhang, "Beyond a gaussian denoiser: Residual learning of deep CNN for image denoising," *IEEE Transaction of Image Processing*, Vol.26, No.7, pp.3142-3155, 2017.

[11] Pengju Liu, Hongzhi Zhang, Kai Zhang, Liang Lin, and Wangmeng Zuo., "Multi-level Wavelet-CNN for Image Restoration." arXiv preprint arXiv:1805.07071v2 [cs.CV], 2018.

[12] Kazi Nazmul Haque, Mohammad Abu Yousuf, and Rajib Rana. "Image denoising and restoration with CNN-LSTM Encoder Decoder with Direct Attention." arXiv preprint arXiv:1801.05141v1 [stat.ML], 2018.

[13] 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.

[14] Frederic Sur and Michel Grediac, "automated removal of quasiperiodic moise using frequency domain statistics," *Journal of Electronic Imaging*, Vol.24, No.1, pp.013003-1~19, 2015.



김형규

<https://orcid.org/0000-0002-6657-2429>

e-mail : kimhk@jpi.co.kr

2002년 순천대학교 전자공학과(학사)

2008년 제이피아이헬스케어 연구소 입사

2019년~현 재 제이피아이헬스케어

사업개발본부 소프트웨어팀 부장

관심분야 : PACS Software & Medical Imaging



정중은

<https://orcid.org/0000-0003-1038-4442>

e-mail : jungje@jpi.co.kr

2013년 한동대학교 전산전자공학부(학사)

2015년 한동대학교 정보통신공학과(석사)

2015년 제이피아이헬스케어 연구소

2019년~현 재 제이피아이헬스케어

사업개발본부 소프트웨어팀 대리

관심분야 : Computer Vision & Medical Image Processing



이지현

<https://orcid.org/0000-0002-8695-1901>

e-mail : jihyunlee1027@gmail.com

2017년~현 재 한동대학교

전산전자공학부 학사과정

관심분야 : Deep Learning for Image

Processing



박준혁

<https://orcid.org/0000-0002-6246-0200>

e-mail : walter1023@daum.net

2015년~현 재 한동대학교

전산전자공학부 학사과정

관심분야 : Medical Image Processing



서 지 수

<https://orcid.org/0000-0001-5341-925X>
e-mail : 21500341@handong.edu
2017년~현 재 한동대학교
전산전자공학부 학사과정
관심분야: Image Processing & Machine Learning



김 호 준

<https://orcid.org/0000-0002-8951-8441>
e-mail : hjkim@handong.edu
1995년 KAIST 전산학과(공학박사)
1987년~1991년 한국원자력연구소 연구원
2003년, 2010년 미국 캘리포니아주립대
방문교수
1996년~현 재 한동대학교 전산전자공학부 교수
관심분야: 컴퓨터비전 & 인공지능 & 의료영상처리 & 패턴인식