www.kjcdh.org

Korean Journal of Clinical Dental Hygiene

Original Article

저주파 정보를 이용한 치아 및 두경부 탐지 능력 향상 평가

김규석[1], 정은하[2*]
[1]을지대학교 의료공학과, [2]새이치과

Evaluation for Advanced Detection Method of Tooth, Head, and Neck Structures using Low-Frequency Components

Kyuseok Kim[1], Eun-Ha Jung [2*]
[1]Department of Biomedical Engineering, Eulji University, Seongnam-si, 13135, Korea
[2] Sae-e Dental Clinic, 109-8, Songwon-ro, Jangan-gu, Suwon-si, Gyeonggi-do, 16294, Korea

[*]**Corresponding Author: 정은하,** (16294) 경기도 수원시 장안구 송원로 109-8 새이치과, Tel: (031) 255-9010, E-mail: jeunha725@gmail.com

Received: May 13, 2024
Revised: May 28, 2024
Accepted: June 05, 2024

Abstract

Objective: In dental radiography, information distorted by scatter radiation and superimposition is reflected. There is a disadvantage that the discrimination is low, especially in the case of low-contrast materials. To overcome this problem, a low-frequency component based contrast enhancement algorithm for radiographic images was established and implemented effectively. We assessed a sophisticated technique for identifying tooth, head, and neck structures using low-frequency components for dental professions. **Methods:** Based on a low-frequency component calculation using the Fourier transform and contrast enhancement model, we performed contrast enhancement using numerical phantom and intra-oral radiographic images. **Results:** The proposed method confirmed that the discrimination of internal materials with low contrast improved with simulation. The contrast-to-noise ratio of the proposed method was approximately 3.6 and 1.6 times higher than that of original and CLAHE imaging in intra-oral radiography, respectively. **Conclusion:** This study showed that the proposed approach provides a high ability to distinguish the entire dynamic range without controlling the window, and also significantly maintains the sharpness of the internal material. Increased expression in the area of tooth overlap, increased contrast of dentin, and improved detection of early caries were confirmed.

Key words: Contrast enhancement, Dental radiography, Dynamic range, Intra-oral radiography, Low-frequency component

색 인: 대비 향상, 치과 방사선, 동적 범위, 구내 방사선, 저주파 성분

Copyright © 2024 by Korean Journal of Clinical Dental Hygiene. This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0)

1. 서론

디지털 X선 영상은 비침습적으로 물체 내부를 확인할 수 있는 장점을 기반으로 현재 여러 분야에서 사용되고 있다. 1895년 뢴트겐이 X선을 발견한 이후, 기존의 X선 방사선 촬영은 의학, 산업, 재료 과학 등의 표준 진단 도구가 되었다(1-3). 특히 치의학 분야의 경우 치아우식증 및 치주질환을 포함한 두경부 질환을 탐지함에 있어 주로 활용하는 시진, 촉진 등의 검사법이 지닌 한계점을 치과용 디지털 X선 영상을 통해 비침습적으로 구강 구조물을 확인하고 진단할 수 있다는 장점이 있어 치과 검사 중 중요한 검사법 중 하나로 자리매김하였다. 그러나 3차원 정보를 2차원의 중첩 정보로 받아야 하는 시스템적 한계로 인해 작은 구조물이나 종양의 대조가 감소할 때 나타나는 한계가 있다(4). X선이 물체에 침투하면 광자 중 일부는 물체 내부 구조의 원자와 상호 작용하고 다른 광자는 비어-램버트 법칙에 따라 전송된다. 일반적으로 진단 X선 범위(< 150keV)의 물질과의 X선 상호 작용에는 1) 광전 흡수, 2) 일관된 산란 및 3) 일관되지 않은 산란(콤프턴 산란)(5)이 있다. 주로, 검출기에 전송되는 방사선은 1차 성분과 산란 성분으로 구성되며, 산란 성분은 방사선 에너지, 시야 및 물체의 두께에 따라 달라진다(6, 7). 일반적으로 디지털 방사선 영상에서는 중첩 및 산란에 의해 물체 내부의 정보에 대한 대조도 저하로 진단 정확도를 낮추는 원인이 되는데, 특히 두경부에는 다양한 구조물이 존재할 뿐 아니라 치아 및 치주조직의 경우 다양한 두께와 밀도의 구조물로 구성되어 있어 구조물간의 구분이 진단 결과에 영향을 줄 수 있어 검사 과정에서 주의를 요한다.

치과 방사선에서 대조도를 높이기 위한 방법으로 산란 방지 그리드(8), 에어 갭 방식(9) 및 슬롯 스캔 방식(10)이 있다. 특히, 산란 방지 그리드는 일반적으로 원치 않는 X선 산란을 줄이기 위해 1차 X선의 투과 물질로 알루미늄(또는 탄소 흑연) 사이 공간과 흡수 물질로 납 스트립을 구성한다(11). 그러나 고해상도 이미지를 얻기 위해 픽셀 크기를 줄임으로써 그리드는 나이퀴스트 기준(12, 13)과 관련하여 불충분한 픽셀 해상도 조건에서 치과 방사선 영상에 그림자(shadow)를 발생시키는 문제점이 발생될 수 있다. 또한, cut-off 현상은 평행 그리드에서 가장 많이 볼 수 있는 아티팩트로 X선 경로와 납 스트립의 간격 사이의 불일치로 인해 발생한다(14). 이는 X선 이미지를 얻는 데 물결 모양의 그림자와 불균일성이 포함되어 병변 및 외부 물체 감지에 상당한 제한을 초래할 수 있기 때문에 중요한 문제가 된다(15, 16). 산란 커널을 몬테카를로 방법을 통해 사전에 확보하여 대조도를 확보하는 방법은 기본 물리적으로 산란을 제거하는 방법의 한계점을 상당수 극복하였다(17, 18). 하지만, 다양한 물체 및 두께에 대한 산란 커널 정보를 획득한다는 것은 현실적으로 불가능하기 때문에 대조도 향상에 어려움이 있다. 또한, 산란 정보에 대한 보상이 가능할 뿐 중첩에 의한 대조도 저하는 개선하기 어렵다는 한계점이 있다. 최근에는 감약 기반의 X선 영상의 한계점을 극복하기 위하여 위상차(phase contrast) 및 암시야 영상(dark field imaging)과 같은 위상 영상이 제시되고 있다(19, 20). 해당 방법은 기존 방법 대비 미세구조 및 저대조도 물질에 대한 구분력이 높다는 장점이 있으나, 정교한 시스템 제어와 임상 치과 방사선에서는 주로 쓰이지 않는 매우 작은 X선 초점 크기 및 고해상도 디텍터가 요구되는 점은 제약사항이다.

따라서 본 연구에서는 중첩 및 산란에 의해 발생되는 치과 방사선에서의 대조도 저하를 극복하기 위하여 저주파 성분 기반의 대조도 강조 알고리즘을 치과 방사선 영상에 적용하고, 미세구조에 대한 구분력 증가 및 치아 중첩 영역에 대한 표현력 증가 정도를 평가하고자 하였다.

2. 재료 및 방법

2.1. 저주파 정보를 이용한 대조도 강조 알고리즘

방사선 영상은 물체 내부를 통과하면서 감약된 정도를 반영한 계측값으로 디텍터에 도달한 방사선 정보는 주 경로로 통과하여 도착한 일차선 및 주경로가 아닌 지점에서 도달한 이차선의 합으로 표현될 수 있으며, 식 [1]과 같이 표현할 수 있다.

$$I(x,y) = f(x,y) + s(x,y) \quad [1]$$

여기서, $f(x,y)$ 및 $s(x,y)$는 직각좌표계 x, y에서 각각 일차선과 이차선을 나타내며, 이를 Koschmieder 모델에 적용하면 식 [2]와 같이 표현할 수 있다(21).

$$I(x,y) = t(x,y)f(x,y) + \big(1 - t(x,y)\big)A,\ \ t(x,y) = \exp\left(-\int \mu(x,y,z)dl\right) \quad [2]$$

여기서, $t(x,y)$는 방사선 경로 I에서 대조도를 복원하기 위해 사용되는 저주파 성분, A는 이차선의 강도이다. 실제 t와 A는 식 [3]과 같이 계산할 수 있다.

$$t(x,y) = \mathcal{F}^{-1}\left(\mathcal{F}_{LF}\left(median_{\Omega_p}\big(I(x,y)\big)\right)\right), A(x,y) = median_{\Omega_p}(I(x,y)) \quad [3]$$

여기서, Ω_p는 median filter의 마스크 사이즈이며, 본 연구에서는 경험적으로 41 × 41 크기를 설정하였다(22). 본 연구에서는 기존 연구에서 영감을 받아 저주파 성분을 도출하는 방법에 있어 푸리에 변환을 통한 저주파수 추출 방식으로 $t(x,y)$를 획득하였으며, F_{LF}는 푸리에 변환 후 저주파에 해당하는 영역을 추출함을 나타낸다. 본 연구에서는 전체 주파수의 1/4 영역을 추출하였다. 이는 본 연구에서 사용된 방사선 영상 및 촬영조건에 의존적인 사항으로 다른 영상에 적용 시 변경될 수 있다. 최종적으로 대조도가 개선된 영상은 식 [4]과 같이 정리될 수 있다.

$$f(x,y) = \frac{I(x,y) - \big(1 - t(x,y)\big)A}{t(x,y)} \quad [4]$$

이와 같은 과정을 통해, 낮은 대조도 물질이 중첩되어 있던 영역을 제거하여 높은 대조도의 내부 물질 영상을 획득하는 과정을 제안하였다.

2.2. 재료 및 방사선 영상 획득 방법

Figure 1은 시뮬레이션을 수행하기 위해 사용한 modified Shepp-Logan 수학적 팬텀 및 단층 구조 영상이다. 사용된 팬텀은 500 × 500 × 500 (voxels) 크기로 하여 사용하였다. 이차원 치과용 방사선 영상을 생성하기 위해 Geant4 Application

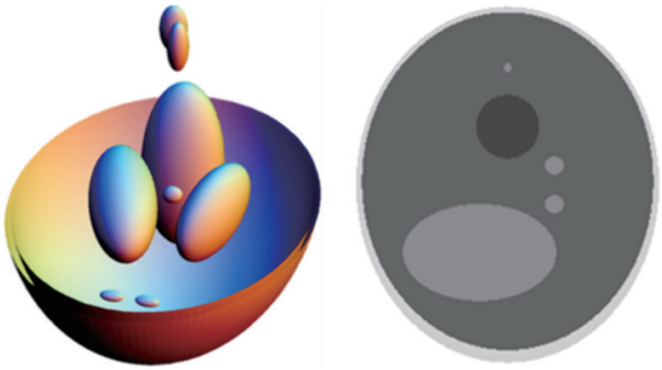


Figure 1. Three-dimensional (3D) numerical phantom used in the simulation: the modified Shepp-Logan phantom in which the original intensity value of the ellipsoid was slightly adjusted to yield a better contrast in the proposed image.

for Tomographic Emission (GATE) 전산모사 시뮬레이션(OpenGATE collaboration)을 통해 가상의 영상을 생성하였다(23). 전산모사는 실제 물리실험에서 나타나는 현상을 수치적으로 표현하는 시뮬레이션 방법으로 Geometry and tracking (GEANT) 프로그램은 방사선 입자들이 매질 속을 통과하면서 발생되는 물리현상을 몬테카를로 방법으로 모사하는 시뮬레이션 중 한 가지로서 1974년 경 개발되어 현재 고에너지물리, 우주과학, 산업응용, 방사선기술, 그리고 의학영역에서 활발히 사용되고 있다. 방사선 조사조건은 70 kVp, 2 mAs, 초점크기는 0.2 mm으로 치과 방사선 영상 획득 조건과 유사하게 설정하였으며 광자량은 약 10^{15}개를 조사하였다. 방사선원부터 수학적 팬텀까지의 거리는 100 cm, 수학적팬텀부터 디텍터까지의 거리는 30 cm로 설정하였다. 영상시스템의 검출기 크기는 100 ㎛ × 100 ㎛인 flat-panel detector 형식으로 구성하였다.

실험을 수행하기 위해 사용한 사용된 hand-held 방식의 치과용 X-ray 장비 및 dental X-ray sensor이다. X-ray 발생장치는 Rextar (Poskom Co., Ltd. Goyang, Korea)의 장비를 사용하였으며, 관전압은 70 kV, 관전류는 2 mA, 유효초점크기는 0.4 mm, filteration은 1.5 mmAl, battery는 11.1 V Li polymer를 사용하였다. Digital sensor는 CMOS type으로 크기는 1.14 × 1.52 × 0.19 inch, 유효 pitch array는 686 × 944 pixels, dynamic range는 4096, USB cable의 길이는 3 m이다. 본 연구에서 사용된 구내 영상은 후향적 방법으로 획득하였으며, OO 대학교 기관생명윤리위원회의 (면제)승인을 받아 수행하였다(IRB No. 1041849-201908-BM-119-01).

2.3. 정량적 분석

정량적 평가를 위해 프로파일과 대조도 대 잡음비(contrast-to-noise ratio, CNR)을 계산하였다. 여기서 CNR는 방사선영상에서 물체 또는 특징과 배경 소음의 구별 가능성을 평가하는 데 일반적으로 사용되며, 식 [5]와 같이 정의할 수 있다(24).

$$CNR = \frac{|\mu_T - \mu_B|}{\sqrt{\sigma_T{}^2 + \sigma_B{}^2}} \quad [5]$$

여기서, $\mu_{T,B}$와 $\sigma_{T,B}$는 각각 관심영역과 배경영역의 평균값 및 표준편차값을 나타낸다. 일반적으로, CNR 값이 높을수록 노이즈 특성을 고려할 때 이미지에서 개체를 식별하는 것이 더 쉽다는 것을 의미한다.

3. 연구결과

3.1. 시뮬레이션 결과

Figure 2은 전산모사 프로그램을 이용하여 획득한 modified Sheep-Logan 팬텀의 투영영상(original)과 저주파 정보를 이용한 대조도 개선(proposed)을 수행한 영상이다. 일반적으로 방사선 영상을 관찰 시 log 변환을 하여 진단하는 것이 일반적이지만, 시뮬레이션에서는 수치에 대한 정량적인 평가를 위해 원본 획득데이터에서 대조도 개선을 수행하였다.

Figure 3는 정량적 평가를 위해 프로파일을 획득한 결과이다. 여러 내부 물체에 대한 구분력인 일반 투영영상에 비해 개선된 것을 확인할 수 있으며, 노란색 화살표로 표시된 영역의 경우 내부의 주변 물질과 낮은 대조도 차이가 났던 부분을 구별이 가능할 정도로 대조도가 개선됨을 관찰하였다. 이를 통해 조사하고자 하는 대조도 개선 방법이 미세 구조에 대한 구분력을 향상시킬 수 있음을 확인하였다.

3.2. 실험 결과

Figure 4는 구내 및 두개골 투영 영상(original)과 제안하는 방법을 통해 영상의 대조도(proposed)를 개선한 결과이다. CLAHE는 대조도 개선 알고리즘을 잘 알려진 히스토그램 평활화방법을 적용한 영상이다(25). Figure 4A의 proposed 영상은 CLAHE 및 original 영상 대비 치아 중첩 영역에 대한 표현력 및 상아질(B영역) 대비 치수(T영역)에 대한 대조도가 증가됨

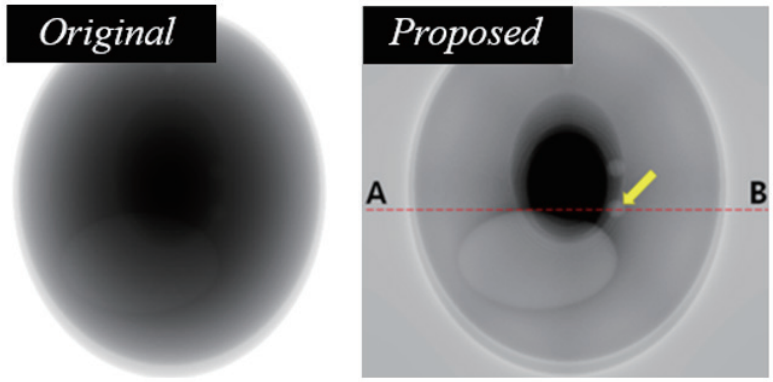


Figure 2. Virtual projection (original) and contrast enhanced image (proposed) of the modified Shepp-Logan phantom.

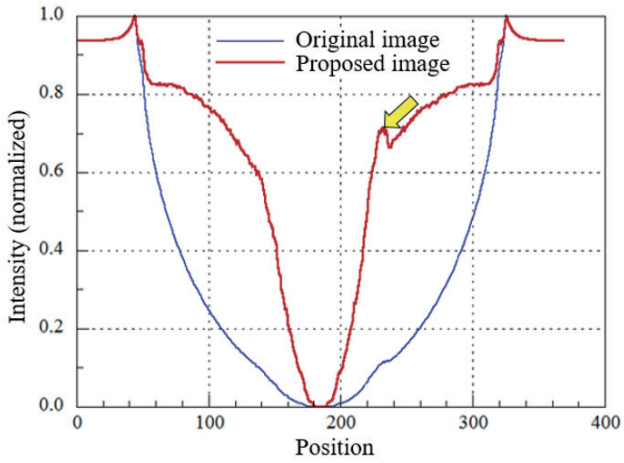


Figure 3. Intensity profiles measured along dotted line segments A and B shown in Figure 2. The small ellipsoid inside the phantom indicated by the arrow in Figure 2 is clearly discernible in the proposed image.

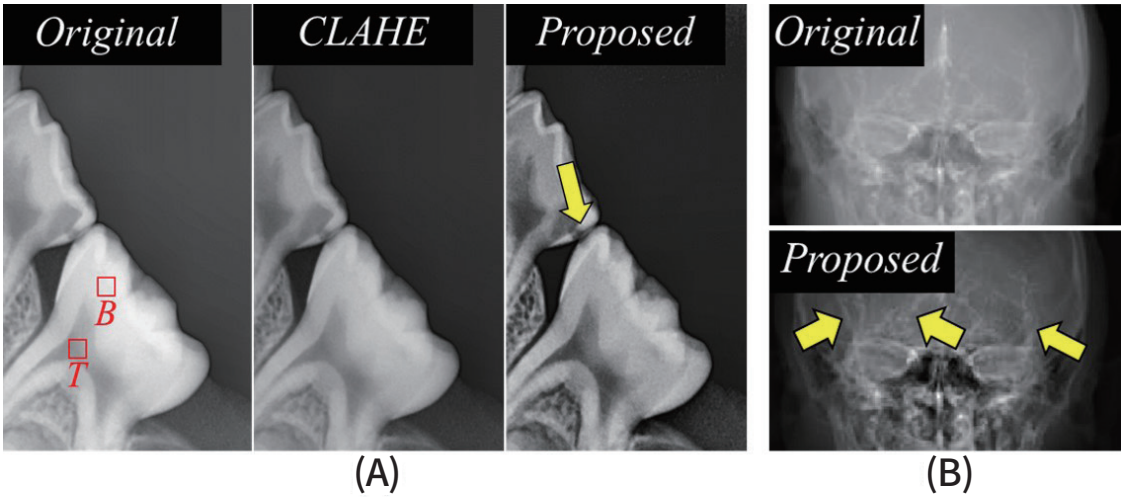


Figure 4. Intra-oral (A) and skull (B) projections with contrast medium- and contrast-enhanced image.

을 확인하였다. 또한, 노란색 화살표에서 보듯이 미세 우식에 대한 판독이 더 용이함을 확인하였다. Figure 4A의 박스 B와 T 영역을 바탕으로 CNR을 측정한 결과 original, CLAHE, proposed 영상의 경우 각각 3.58, 8.15, 그리고 12.89로 계산되었다. Figure 4B의 skull 투영영상 및 대조도 개선 결과를 보았을 때도, 조영제가 주입된 혈관이 original projection에 비해 주변 조직과의 대조도가 상당히 향상됨을 정성적으로 확인할 수 있었다.

4. 고안

본 연구에서는 치과 방사선 대조도 저하 극복을 위하여 저주파 성분 기반의 대조도 강조 알고리즘을 치과 방사선 영상에 적용함으로써 치아의 미세구조에 대한 구분력 증가 및 치아 중첩 영역에 대한 표현력 증가 정도를 평가하고자 하였다. 연구 결과, 저주파 정보 기반의 대조도 개선 방법은 방사선 영상에서 전체적인 화질 개선을 통해 저대조도 물질에 대한 구분력 향상이 가능함을 확인하였다(Figure 2, 3). 이는 선행연구 결과와 비교해 보았을 때 유사한 경향성을 보였으며(21, 22, 25), 이는 조사한 알고리즘이 대조도 개선 목적에 맞게 구현되었음을 알 수 있었다. 또한, 구강 방사선 촬영 영상을 기반으로 한 평가에서는 치아 중첩 영역 대해 일반 방사선 및 CLAHE를 적용한 대조도 개선 영상과 비교하였을 때 original, CLAHE, proposed 영상은 각각 3.58, 8.15, 12.89로 계산되었으며 좀 더 명확한 구분력을 가짐을 육안으로 확인할 수 있었다(Figure 4). 이는 정량적으로도 저주파 정보 기반 대조도 개선이 치과 방사선 영상의 임상적 진단 및 혈관 추출과 같은 의료데이터 정제작업에 도움이 될 수 있음을 나타낸다. 즉, 치아의 대부분을 구성하는 고대조도 물질인 상아질과 혈관과 신경 등이 분포하는 치수 사이에 대조도 차이가 극대화 되어 치아우식증 및 근관치료 등을 수행할 때 의료진에게 좀 더 명확한 정보 제공의 가능성을 확인하였다. 임상현장에서 치과 방사선 영상이 가진 제한점 중 하나는 치아 경조직의 미세한 변화 탐지가 어렵다는 점이다. 본 연구결과를 바탕으로 초기우식과 같은 치아 경조직에 미세한 변화에 대한 판독 향상은 computer-aided diagnosis (CAD) 또는 딥러닝 기반 치아우식과 같은 진단 보조 알고리즘에 검출 성능을 향상시킬 수 있는 전처리 방법으로 사용될 수 있다면, 초기우식의 탐지율을 높이고 비외과적인 처치를 수행하는데 효과적일 것이다(26).

제안한 방법과 관련하여 향상된 영상 화질 개선 효과를 확인하였으나, 몇 가지 제약사항이 있다. 먼저 방사선 영상에는 노이즈가 포함되어 있으며 저주파 성분을 기반으로 역연산을 수행하는 과정이 동반되기 때문에, 노이즈 증폭에 문제가 발생될 수 있다. 선행연구에서도 저주파 성분에 해당하는 산란선을 제거하는 경우 기존 영상의 변화량이 증가하며 노이즈가 증폭되는 문제점이 발생되고 이는 영상의 화질을 저하시키는 중요한 원인으로 제시되었다(27). 따라서, 노이즈 증폭 레벨을 고려하여 대조도 개선을 수행하는 방법을 고안하거나, 증폭된 노이즈에 대한 제거 과정을 통해 전체적인 영상 화질을 향상시키는 것에 대한 추가 연구가 필요하다고 사료된다. 두 번째로, 저주파 성분을 추출할 때 범주를 정량화 하는 작업이 필요하다. 본 연구에서 저주파 성분 추출 시 경험적인 과정으로 전체 주파수의 1/4 영역을 선정하여 저주파수 성분을 제작하였다. 하지만, 영상의 종류에 따라 1/4 영역에도 저주파 정보만이 아닌 고주파 정보에 해당하는 윤곽정보들이 들어가 있을 수 있게 때문에, 추출 영역을 정량화 하는 작업이 필요할 것으로 생각된다. 예를 들어 wavelet transform 기반의 sub-band에 대한 영상처리를 통해 정교한 영상 개선 작업을 수행할 수 있음을 선행연구를 통해 소개되었기 때문에 이와 같은 점을 응용하여 제안하는 알고리즘의 한계점을 극복할 수 있을 것으로 판단된다(28).

5. 결론

본 연구는 저주파 영상정보를 이용하여 대조도를 개선하는 알고리즘의 유용성을 치과용 디지털 방사선 영상에서 증명하였고, 기여 사항은 다음과 같다.

1. 저대조도 물질 및 중첩과 산란에 의해 저하된 영상 화질을 동일 window에서 세밀한 구분까지 구분 가능하도록 대조도를 향상시켰다.

2. 구내 영상에서 치아 중첩 영역의 표현력 증가, 상아질의 대조도 증가, 미세 우식 판독이 가능함을 확인하였다.
3. 기존 시스템의 변경 없이 영상 시스템에 쉽게 적용 가능함을 검증하였다.

Acknowledgements

본 연구성과물은 2023년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(RS-2023-00239193)

Author contributions

Conceptualization, Investigation, Data curation, Formal analysis, Writing—original draft and Funding acquisition: KS Kim. Conceptualization, Supervision, and Writing—review & editing: EH Jung.

References

1. Bushberg JT, Seibert JA, Leiholdt Jr EM, Bonne JM. The essential physics of medical imaging. 3rd edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins;2011:3-17.
2. Flower MA. Webb's physics of medical imaging. 2nd edition. Florida; CRC Press;2012:1-12.
3. Bushong SC. Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection. 10th edition. Amsterdam; Elsevier Health Sciences;2013:7-10.
4. Burgess AE, Jacobson FL, Judy PF. Human observer detection experiments with mammograms and power-law noise. Med Phys 2001;28(4):419-437. 10.1118/1.1355308.
5. Attix FH. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, Chapter 7: Gamma- and x-ray interactions in matter. Weinheim:WILEY-VCH;1986:124-159. 10.1002/9783527617135.ch7
6. Smith SW, Kruger RA. A signal processing model of diagnostic x-ray scatter. Med Phys 1986;13(6):831-835. 10.1118/1.595806.
7. Boone JM, Lindfors KK, Cooper III VN, Seibert JA. Scatter/primary in mammography: comprehensive results. Med Phys 2000;27(10):2408-2416. 10.1118/1.1312812.
8. Van Metter RL, Trauernicht DP, Steklenski DJ. Performance characteristics of a flexible antiscatter grid used in computed radiography. Proceedings Volume 1896, Medical Imaging 1993: Physics of Medical Imaging 1993;278-287. 10.1117/12.154600.
9. Sorenson JA, Floch J. Scatter rejection by air gaps: an empirical model. Med Phys 1985;12(3):308-316. 10.1118/1.595690.
10. Liu X, Shaw CC, Lai CJ, Altunbas MC, Chen L, Han T, et al. Scatter rejection and low-contrast performance of a slot-scan digital chest radiography system with electronic aft-collimation: a chest phantom study. Med Phys 2008;35(6):2391-2402. 10.1118/1.2921132.
11. Chan HP, Doi K. Investigation of the performance of antiscatter grids: monte carlo simulation studies. Phys Med Biol 1982;27(6):785-803. 10.1088/0031-9155/27/6/002.
12. Lin CY, Lee WJ, Chen SJ, Tsai CH, Lee JH, Chang CH, et al. A study of grid artifacts formation and elimination in computed radiographic images. J Digit Imaging 2006;19(4):351-361. 10.1007/s10278-006-0630-8.
13. Kim DS, Lee SG. Grid artifact reduction in radiography with arctan(1/2)-degree rotated grid. 2010 IEEE International Conference on Image Processing, 2010;1957-1960. 10.1109/ICIP.2010.5653163.
14. Pasciak AS, Jones AK. Nondestructive measurement of the grid ratio using a single image. Med Phys 2009;36(10):4720-4725. 10.1118/1.3191245.

15. Wang J, Huang HK. Film digitization aliasing artifacts caused by grid line patterns. IEEE Trans Med Imaging 1994;13(2):375-385. 10.1109/42.293930.
16. Gauntt DM, Barnes GT. Grid line artifact formation: a comprehensive theory. Med Phys 2006;33(6):1668-1677. 10.1118/1.2184444.
17. Ducote JL, Molloi S. Scatter correction in digital mammography based on image deconvolution. Phys Med Biol 2010;55(5):1295-1309. 10.1088/0031-9155/55/5/003.
18. Maier J, Eulig E, Voth T, Knaup M, Kuntz J, Sawall S, et al. Real‐time scatter estimation for medical CT using the deep scatter estimation: method and robustness analysis with respect to different anatomies, dose levels, tube voltages, and data truncation. Med Phys 2019;46(1):238-249. 10.1002/mp.13274.
19. Endrizzi M, Diemoz PC, Millard TP, Jones L, Speller RD, Robinson IK, et al. Hard x-ray dark-field imaging with incoherent sample illumination. Appl Phys Lett 2014;104(2):024106. 10.1063/1.4861855.
20. Wen HH, Benett EE, Kopace R, Stein AF, Pai V. Single-shot x-ray differential phase-contrast and diffraction imaging using two-dimensional transmission gratings. Opt Lett 2010;35(12):1932-1934. 10.1364/OL.35.001932.
21. Kim K, Kang S, Cho H, Kang W, Seo C, Park C, et al. A model-based radiography restoration method based on simple scatter-degradation scheme for improving image visibility. Opt Lasers Eng 2018;101:60-66. 10.1016/j.optlaseng.2017.09.022.
22. Kim K, Kang S, Kim W, Park C, Lee D, Cho H, et al. A new software scheme for scatter correction based on a simple radiographic scattering model. Med Biol Eng Comput 2019;57(2):489-503. 10.1007/s11517-018-1893-1.
23. Jan S, Santin G, Strul D, Staelens S, Assié K, Autret D, et al. GATE - Geant4 application for tomographic emission: a simulation toolkit for PET and SPECT. Phys Med Biol 2004;49(19):4543–4561. 10.1088/0031-9155/49/19/007.
24. Koutalonis M, Delis H, Spyrou G, Costaridou L, Tzanakos G, Panayiotakis G. Contrast-to-noise ratio in magnification mammography: a monte carlo study. Phys Med Biol 2007;52(11):3185-3199. 10.1088/0031-9155/52/11/017.
25. Mehdizadeh M, Tafti KT, Soltani P. Evaluation of histogram equalization and contrast limited adaptive histogram equalization effect on image quality and fractal dimensions of digital periapical radiographs. Oral Radiol 2023;39(2):418-424. 10.1007/s11282-022-00654-7.
26. Lee S, Oh SI, Jo J, Kang S, Shin Y, Park JW. Deep learning for early dental caries detection in bitewing radiographs. Sci Rep 2021;11(1):16807. 10.1038/s41598-021-96368-7.
27. Zhu L, Wang J, Xing L. Noise suppression in scatter correction for cone-beam CT. Med Phys 2009;36(3):741-752. 10.1118/1.3063001.
28. Wang M, Tian Z, Gui W, Zhang X, Wang W. Low-light image enhancement based on nonsubsampled shearlet transform. IEEE Access. 2020;8:63162-63174. 10.1109/ACCESS.2020.2983457.