



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

공학석사 학위논문

극도로 낮은 저 선량 심장 CT 에서
wavelet-assisted noise disentanglement 를 이용한
CycleGAN 잡음제거 이미지 품질 평가

Evaluation of CycleGAN denoising image quality
using wavelet-assisted noise disentanglement
in extremely low-dose cardiac CT

울산대학교 대학원

의 과학과

양태성

극도로 낮은 저 선량 심장 CT 에서
wavelet-assisted noise disentanglement 를 이용한
CycleGAN 잡음제거 이미지 품질 평가

지도교수 양 동 현

이 논문을 공학석사 학위 논문으로 제출함

2022 년 08 월

울산대학교 대학원

의 과 학 과

양 태 성

양태성의 공학석사학위 논문을 인준함

심사위원	양 동 현
심사위원	구 현 정
심사위원	이 준 구



Handwritten signatures in black ink, including a signature that appears to be '양동현' and another that appears to be '이준구'.

울 산 대 학 교 대 학 원

2022 년 08 월

국문 요약

심장혈관 조영증강 CT(CCTA; Cardiac computed tomography angiography)는 다양한 심전도(ECG; Electrocardiography) R-R Interval 에서 여러 수준의 방사선량을 이용하여 연속적으로 촬영할 수 있다. R-R interval 중 일부를 선택하여 시행하는 검사 방식은 전체 방사선량은 감소하지만, 저 선량(Low dose) 구간에서 영상을 재구성하였을 때 노이즈가 발생해 이미지 품질(Quality)이 현저하게 저하된다. 이러한 이미지 품질의 저하를 해결하기 위해 저 선량 노이즈(Noise) 패턴(Pattern)을 효과적으로 학습할 수 있는 CycleGAN(Cycle Generative Adversarial Networks)기법이 개발되었는데, 이를 이용하여 얻은 극도로 낮은 저 선량 CT 영상에서는 인공물 (Artificial feature)이 나타나는 단점이 있다. 최근에는 인공물을 해결하기 위해 노이즈 풀림(Noise disentanglement)을 이용한 고성능 비지도 딥 러닝 방법(WAND; Wavelet-Assisted Noise Disentanglement)이 제안되었다. 본 연구에서는 CycleGAN 만 시행한 영상과 WAND 를 반영한 영상을 비교 평가하였다.

극도로 낮은 저 선량 CT 영상의 이미지 평가를 위해 개발 군(Develop Set) 48 명과 시험 군(Test Set) 101 명의 데이터를 선별 후 시각적 등급 분석(VGA; Visual Grading Analysis, noisiness, sharpness and structure visibility)과 신호 대 잡음 비(SNR; Signal to Noise Ratio)를 구하였다. CT 영상의 대동맥(Aorta), 우 관상동맥(RCA; Right coronary artery), 좌심실 강(LV cavity; Left ventricle cavity), 그리고 좌심실 중격(LV septum)에서 VGA 와 SNR 을 측정하였다. 추가로 VGA 에서는 3D volumetry 와 우심실(RV; Right ventricle), 좌심실(LV; Left ventricle)의 Endocardial border 를 평가하였다.

결과적으로, 제안된(Proposed) WAND 방법으로 생성된 영상의 VGA 점수가 기존의 저 선량과 CycleGAN 의 영상에 비해 우수하게 평가되었다. SNR 또한 제안된 방법을 이용한 경우 기존 저 선량과 CycleGAN 영상에 비해 훨씬 개선되었다. 임상에서도 제안된 방법을 이용하면 더 적은 방사선량으로 영상의 품질을 향상시킬 수 있을 것으로 기대한다.

중심 단어

: Wavelet transform, Low-dose CT, Visual Grading Analysis, Signal to Noise Ratio

약어

CT	Computed Tomography
CCTA	Cardiac Computed Tomography Angiography
ECG	Electrocardiography
SNR	Signal to Noise Ratio
VGA	Visual Grading Analysis
WAND	Wavelet-Assisted Noise Disentanglement
GAN	Generative Adversarial Networks
RCA	Right Coronary Artery
LV	Left Ventricle
RV	Right Ventricle
ROI	Region Of Interest

차 례

국문 요약.....	i
중심단어.....	ii
약어.....	iii
차 례.....	iv
그림 목차.....	v
표 목차.....	vi
1. 서론.....	1
2. 연구대상 및 방법.....	2
2.1. 이론.....	2
2.1.1 WAND(Wavelet-Assisted Noise Disentanglement) 란?.....	2
2.2 대상 환자 및 데이터 수집 방법.....	2
2.3. 평가방법.....	3
2.3.1.VGA (Visual Grading Analysis) 평가 방법.....	4
2.3.2 SNR (Signal to Noise Ratio) 평가 방법.....	10
3. 결과.....	11
3.1. VGA 결과.....	11
3.2. SNR 결과.....	16
4. 고찰.....	17
5. 결론.....	18
참고 문헌.....	19
영문 요약.....	21

그림 목차

그림 1. Development set 의 대동맥(Aorta) VGA 평가 기준 지표로 순서대로 1 점에서 5 점을 나타낸다.....	5
그림 2. Development set 의 우 관상동맥(RCA; Right Coronary Artery) VGA 평가 기준 지표로 순서대로 1 점에서 5 점을 나타낸다.	6
그림 3. Development set 의 좌심실 강(LV; Left Ventricle cavity) VGA 평가 기준 지표로 순서대로 1 점에서 5 점을 나타낸다.....	7
그림 4. Development set 의 좌심실 중격(LV; Left Ventricle septum) VGA 평가 기준 지표로 순서대로 1 점에서 5 점을 나타낸다.	8
그림 5. Development set 의 심내막 경계(Endocardial border) VGA 평가 기준 지표로 순서대로 1 점에서 5 점을 나타낸다.....	8
그림 6. Development set 의 3D volume VGA 평가 기준 지표로 1 점에서 5 점을 나타낸다.	9
그림 7. Aorta, RCA, LV cavity, LV septum 의 ROI circle 위치 표시	11

표 목차

표 1. Development set 과 Test set 환자 데이터	3
표 2. VGA(Visual grading analysis) 평가 점수 기준	4
표 3. Development set 에서 잡음제거 CT 이미지의 VGA 값 비교	13
표 4. Test set 에서 Low dose 와 잡음제거 CT 이미지의 VGA 값 비교	14
표 5. Test set 에서 Normal dose 와 잡음제거 CT 이미지의 VGA 값 비교	15
표 6. Development set 에서 잡음제거 CT 이미지의 SNR 과 Noise 값 비교	16
표 7. Test set 에서 Low dose 와 잡음제거 CT 이미지의 SNR 과 Noise 값 비교	17
표 8. Test set 에서 Normal dose 와 잡음제거 CT 이미지의 SNR 과 Noise 값 비교	17

1. 서론

심장 혈관 조영증강 CT(CCTA; Cardiac Computed Tomography Angiography)는 심혈관 질환을 식별하고 평가하는데 도움을 주는 유용한 검사이다.¹ 움직이는 심장에서 질병 부위를 평가하기 위해서는 다양한 심전도(ECG; Electrocardiography)의 R-R interval 을 선택하여 지속적으로 X 선을 조사하여 다중의 CT(Computed tomography) 이미지를 획득 할 수 있다. 그러나 넓은 R-R interval 에서 방사선량을 많이 사용하여 촬영하는 경우에는 환자에게 방사선 피폭으로 인한 잠재적 위험이 있다.^{1,2}

반대로 저 선량(Low dose)으로 촬영된 영상의 경우, 영상의 노이즈(Noise)로 인해 진단의 유용성이 떨어진다. 따라서 임상에서는 특정 Cardiac phase 를 선택하여 Low dose 구간과 Normal dose 를 조사하는 구간을 설정하여 영상을 획득한다.³ 하지만 이러한 촬영 방법에서 얻어진 Low dose 구간의 영상은 노이즈가 많아 사용하기 어렵다. 획득된 Low dose 영상의 노이즈를 개선하기 위해서는 영상의 재구성(Reconstruction)이 필요하다.^{4,8}

현재 GAN(Generative Adversarial Networks)은 생성자(Generator)와 구분자(Discriminator)가 서로 대립하여 서로의 성능을 개선해 나가는 쪽으로 학습을 진행하는 네트워크⁹ 짝지어진 데이터가 없는 상태에서¹⁰ 비지도 학습이 가능한 도구로 의료영상의 새로운 기술과 프레임워크를 제공했다.¹¹ 그중에서도 Low dose 영상에서 Texture 와 Edge 정보를 유지하면서 노이즈를 감소시키는 데에 CycleGAN 이 우수한 효과를 나타내는 것을 발견했다.¹²

그러나 4%의 Low dose CT 영상에서 CycleGAN 은 종종 인공물(Artificial feature) 이 나타나는 단점이 있었다.¹² 따라서 본 연구는 Low dose CT 영상을 이용하여 CycleGAN 만 시행한 영상과, WAND 를 이용한 제안된 방법(Proposed method)의 영상을 비교하여 Proposed method 의 유용성을 평가하기 위해 SNR(Signal to Noise Ratio) 과 VGA(Visual Grading Analysis)를 이용한 비교 분석 및 평가를 진행하였다.

2. 연구대상 및 방법

2.1. 이론

2.1.1 WAND(Wavelet-Assisted Noise Disentanglement) 란?

WAND 는 노이즈 제거를 수행할 수 있도록 노이즈 구성요소를 대략적으로 분해하는 과정을 말한다.

Low dose CT 영상의 노이즈는 일반적으로 고주파 성분이므로 Wavelet transform 을 사용하여 영상의 고주파와 저주파 성분을 분리 후 Wavelet 변환으로 분리된 low-low, low-high, high-low, high-high 4 개의 대역을 가지고 Wavelet transform 을 계속 반복하여 고주파 Wavelet subband 영상을 얻게 되는 기법이다.

CCTA 에서 WAND 를 이용한 CycleGAN 을 적용하면 깨끗한 영상에 노이즈를 더해주거나, 노이즈 영상을 깨끗하게 할 수 있다. 노이즈 제거를 위해서는 먼저, Wavelet transform 을 이용하여 영상을 경계선이나 고주파와 같은 Wavelet subband 영상을 원본 CT 영상에서 분리한다. 여기서 분리된 성분들만 가지고 CycleGAN 학습을 통해 노이즈를 없애 주도록 학습시키면 Generator network 에 의해 잡음이 제거된다. 원본 CT 이미지에서 잡음이 있는 WAND 이미지를 제거하고 잡음이 제거된 WAND 이미지를 추가하면, 결국 잡음이 제거된 최종 CT 이미지를 얻게 된다. 여기서 얻어진 CT 이미지는 노이즈만 더 효과적으로 제거되고 노이즈 이외의 영상 속 커다란 구조물들이 변하지 않게 되는 장점이 있다.

2.2 대상 환자 및 데이터 수집 방법

CT 는 Siemens (Somatom Definition Flash, Siemens, Erlangen, Germany) 사의 2 세대 이중소스 CT 를 사용해서 얻었고 ECG 기반 관 전류 변조를 사용한 ECG-gated spiral scan 은 다중위상 R-R interval 0-90%에 적용되었다.²

Development set 은 2018 년 06 월에 총 48 명의 환자로부터 얻은 데이터로 남성 35 명, 여성 13 명이었으며, 평균 나이는 58.9 ± 7.3 세였다. R-R interval 은 0-90% 중 Diastole phase 60-80%의 Normal dose 를 사용했고, 48 개의 데이터 세트 중 43 명의 환자 데이터는 Training set 에 13482 pair 가 사용되었으며, 나머지 5 개의 데이터는 유효성 확인을 위한 Validation set 으로 1509 pair 가 사용되었다.

데이터를 평가하기 위해 추가로 확보한 Test set 은 2020 년 05 월에 총 101 명의 환자로부터 얻은 데이터로 남성 57 명, 여성 44 명이었으며, 평균 나이는 58.6 ± 8.7 세로

Development 데이터와 큰 차이는 없었다. R-R interval 의 0-90% 중 Diastole phase 60-80%는 87 명 Diastole and Systole phase 30-80%는 14 명의 환자 데이터를 사용했다.

Scan Parameter 는 Development set 에서 80 kVp 20 명, 100 kVp 15 명, 120 kVp 13 명으로 291.3 ± 41.3 mAs 이고, Test set 에서 80 kVp 21 명, 100 kVp 11 명, 120 kVp 69 명 296.7 ± 21.6 mAs 으로 진행되었다.

Group	Development (Training set=43, Validation set=5)	Test (Test set=101)
Exam period	2018.06	2020.05
Baseline characteristics	Mean \pm Std	Mean \pm Std
Age, years	58.9 \pm 7.3	58.6 \pm 8.7
Male sex	M = 74 % (n=35) F = 26 % (n=13)	M = 56 % (n=57) F = 44 % (n=44)
Body weight, (kg)	69.2 \pm 10.9	65.4 \pm 12.6
Height, (cm)	166.9 \pm 8.4	163.7 \pm 8.7
Tube potential, kVp		
80 kVp	42% (n=20)	21%(n=21)
100 kVp	31% (n=15)	11%(n=11)
120 kVp	27% (n=13)	68%(n=69)
Tube current, mAs	291.3 \pm 41.3	296.7 \pm 21.6
ECG Pulsing Window (percent of R-R interval)		
Diastolic phase (60-80%)	100 % (n=48)	86 % (n=87)
Systolic and diastolic phase (30-80%)	0 % (n=0)	14 % (n=14)
Dose length product, mGy*cm		
Diastole	257.1 \pm 163.6	267.6 \pm 88.1
Systolic and diastolic phase	-	408.2 \pm 179.5

표 1. Development set 과 Test set 환자 데이터

2.3. 평가방법

잡음제거(Denoising) 된 CT 이미지 평가는 Image noise, Attenuation 을 이용한 SNR 과 VGA 방법을 이용해 평가하였다. Development set 은 Low-dose, CycleGAN, Proposed, Normal-dose 총 네 가지 항목을 평가하였고, Test set 은 Diastole phase 와 Systole and Diastole phase 두 그룹으로 나눠 Low-dose, CycleGAN, Proposed 그리고 Normal dose, CycleGAN, Proposed 세 가지 항목을 평가하였다.

2.3.1.VGA (Visual Grading Analysis) 평가 방법

CT 이미지 품질(Image quality)의 평가는 VGA 를 사용하였다. VGA 는 주관적 의견을 정량화하는데 도움이 되는 평가 분석기법이다.¹³ 다양한 CT 영상(Low dose, CycleGAN, Proposed, Normal dose)에서 특정 해부학적 구조에 나타날 수 있는 구조적 이상과 일련의 해부학적 구조의 Noisiness, Sharpness, Structure visibility 를 평가하기 위해 실시되었고, Expert of cardiac radiologist(Department of Radiology, Cardio Vascular Imaging, Associate Professor)의 지도 아래에 평가하였다. 해부학적 구조는 Aorta, RCA, LV cavity, LV septum 으로 선정했고, 추가로 3D volume, Endocardial border 의 RV(Right ventricle) 와 LV(Left ventricle)의 영상평가를 각각 실시하였다. VGA 점수 기준은 1-5 단계로 나누어 평가하였다. (표 2)

Score	Image quality (Noisiness, Sharpness, Structure visibility, Endocardial border)
5	Excellent
4	Good
3	Fair
2	Poor
1	Very poor, non-diagnostic

표 2. VGA(Visual grading analysis) 평가 점수 기준

점수는 각 그룹에 대한 순위 비교가 아닌 독립적인 기준에서 평가되었다.

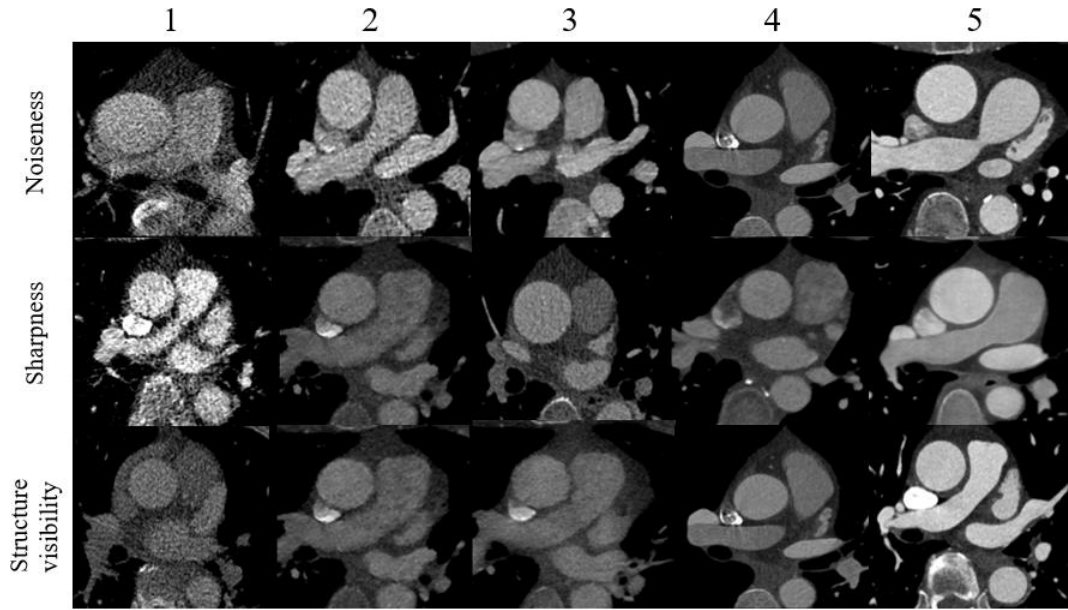


그림 1. Development set 의 대동맥(Aorta) VGA 평가 기준 지표로 순서대로 1 점에서 5 점을 나타낸다.

그림 1 은 Aorta 의 Noisiness, Sharpness, Structure visibility 의 평가 지표를 예시로 만들어 놓은 것이다.

Noisiness 는 Aorta 의 노이즈의 픽셀화 정도를 지표로 선정 후 평가하였다. 픽셀의 크기가 크고 양이 많으면서 해부학적 구조물의 경계면까지 침범하면 1 점, 픽셀의 크기가 작고 양이 많은 경우 또는 픽셀의 크기가 크고 양이 적은 경우 그러면서 해부학적 구조물의 경계면을 침범하면 2 점, 픽셀의 크기가 작고 양이 많은 경우 또는 픽셀의 크기가 크거나 양이 적은 경우 그러면서 경계면을 침범하지 않으면 3 점, 픽셀의 크기가 작으면서 양도 적고 경계면을 침범하지 않을 때 4 점, 픽셀화가 없고 선정한 해부학적 구조가 깨끗한 영상이면 5 점으로 평가하였다.

Sharpness 는 Pulmonary Artery 사이에 Ascending aorta 와 Descending Aorta 가 얼마나 선명하게 잘 표현되는지를 보고 평가하였다. Sharpness 의 기준은 해부학적 구조물의 경계면을 보고 경계면이 보이지 않으면 1 점으로 시작해 매끄러운 곡선이나 직선이 보이는 정도로 1 점에서 5 점을 나누어 평가하였다.

Structure visibility 는 주변 해부학적 구조물과 비교해서 대동맥을 얼마나 구분할 수 있는 정도를 지표로 만들어 평가하였다. 해부학적 구조물을 구분할 수 없으면 1 점, 해부학적 구조물이 구분은 가능하나 다른 해부학적 구조물과 겹쳐서 보이면 2 점, 해부학

적 구조물 구분이 가능하면서 겹쳐지지 않으나 흐릿한 정도가 심해 모양이 완전하지 않으면 3 점, 해부학적 구조물 구분에 어려움이 없으나, 경계 면이 약하게 흐릿하면 4 점, 해부학적 구조물 구분에 어려움이 없으면 5 점으로 평가하였다.

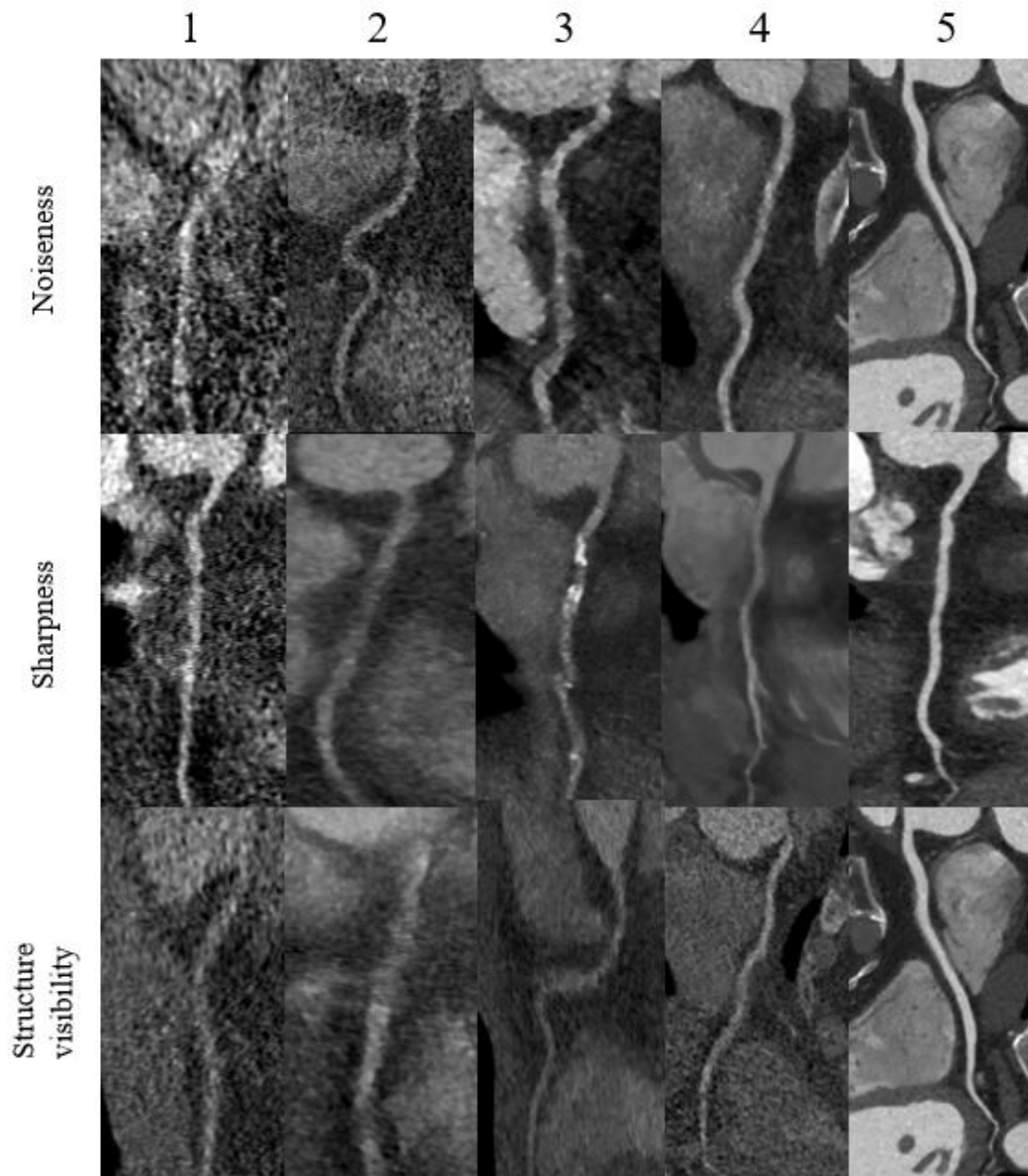


그림 2. Development set 의 우 관상동맥(RCA; Right Coronary Artery) VGA 평가 기준 지표로 순서대로 1 점에서 5 점을 나타낸다.

그림 2는 RCA 의 평가 기준 지표를 나타낸 것으로, 순서대로 1 점부터 5 점까지 나타낸

것이다. RCA 의 Noiseness 는 Aorta 와 똑같은 방법으로 RCA 내에서 픽셀화의 정도를 보고 평가했으며, Sharpness 도 Aorta 와 마찬가지로 RCA 가 얼마나 선명하게 잘 표현 되는지를 평가하였다. Structure visibility 는 RCA 가 주변의 해부학적 구조물과 구분할 수 있는 정도를 지표로 평가했고, 영상 고유의 Artifact 는 평가항목에 포함하지 않았다.

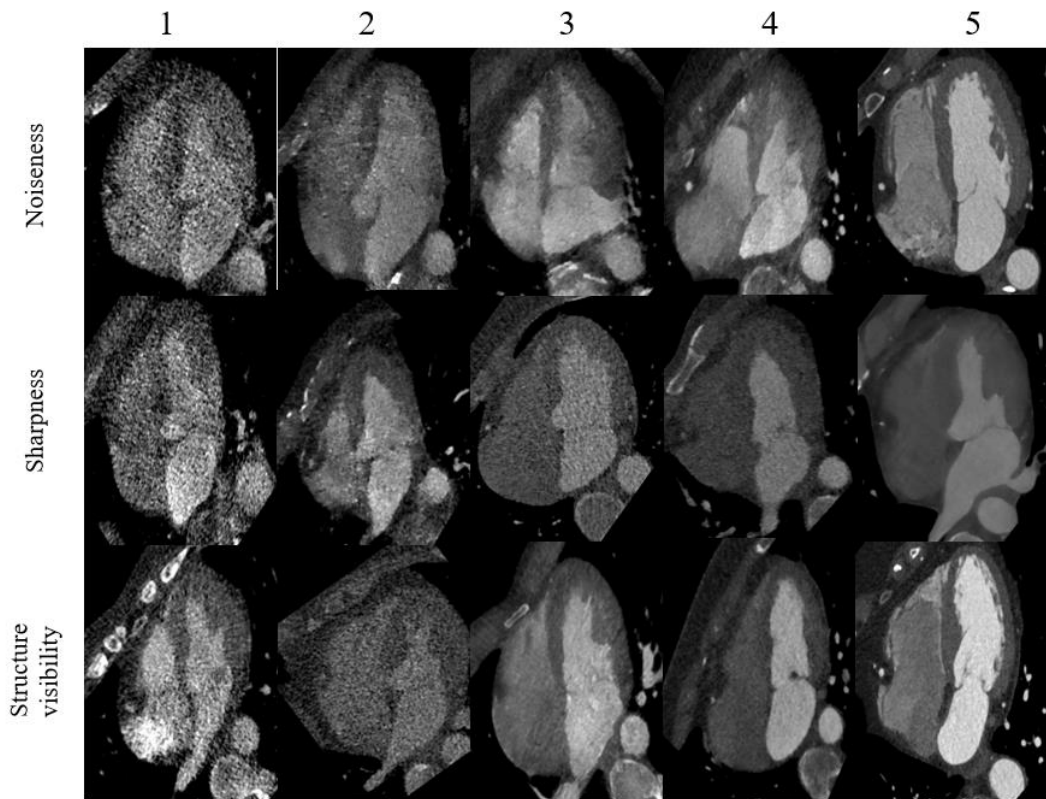


그림 3. Development set 의 좌심실 강(LV; Left Ventricle cavity) VGA 평가 기준 지표로 순서대로 1 점에서 5 점을 나타낸다.

그림 3 은 LV Cavity 의 VGA 평가 지표이며, Noiseness 와 Sharpness 는 Aorta 와 모두 같은 방법으로 평가했고 Structure visibility 는 Cavity 가 주변의 해부학적 구조물과 구분이 되는지를 평가하였다. 그림 4 는 LV septum 의 VGA 평가 지표이고 평가하는 해부학적 구조물만 Septum 이고 Cavity 와 같은 방법으로 평가하였다.

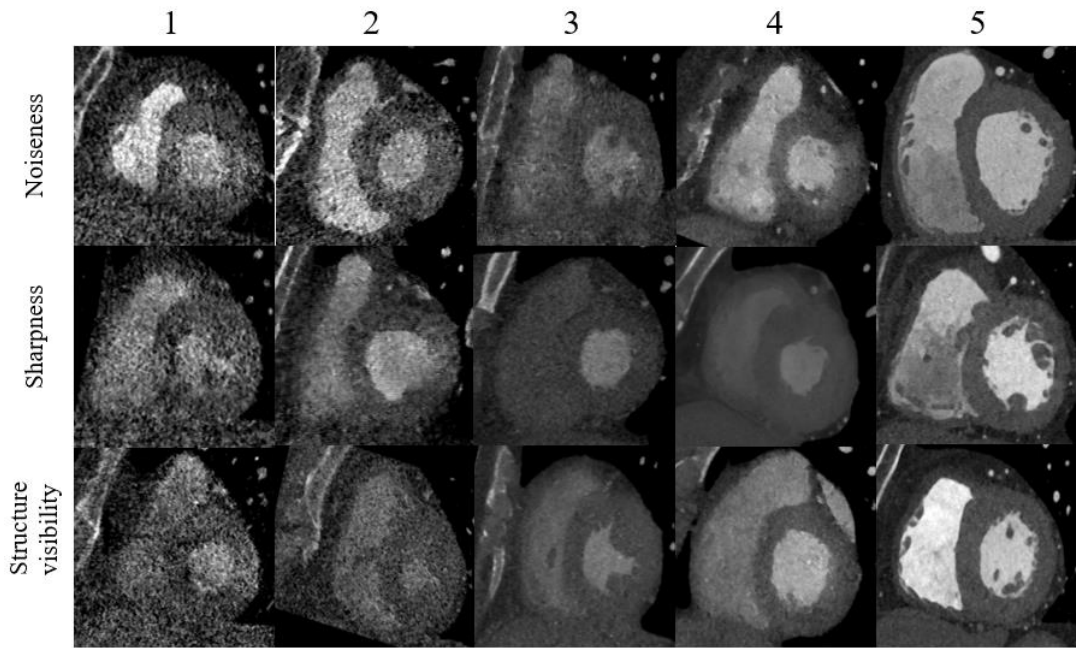


그림 4. Development set 의 좌심실 중격(LV; Left Ventricle septum) VGA 평가 기준 지표로 순서대로 1 점에서 5 점을 나타낸다.

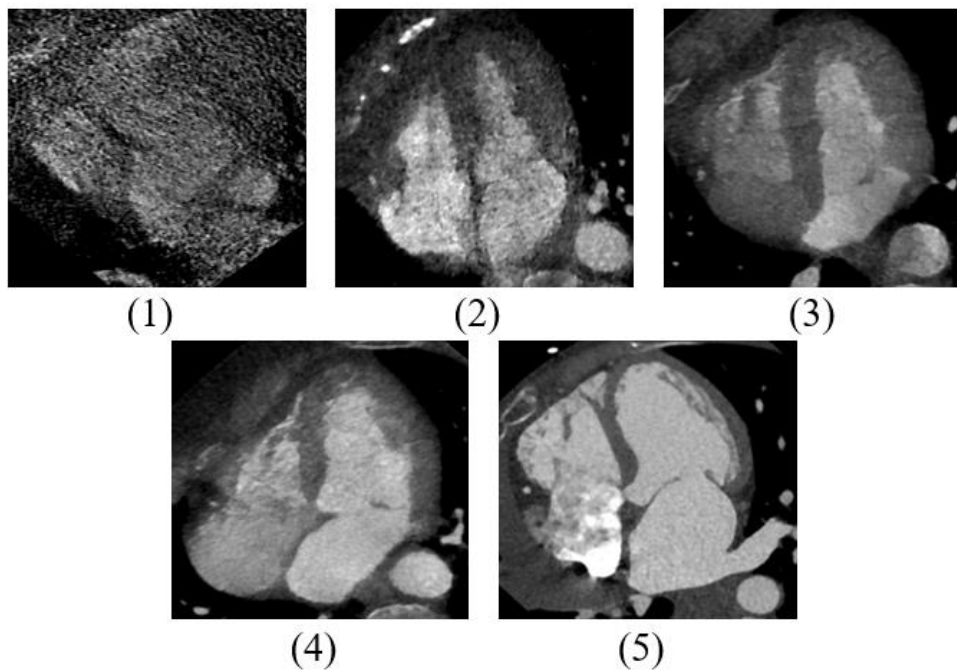


그림 5. Development set 의 심내막 경계(Endocardial border) VGA 평가 기준 지표로 순서대로 1 점에서 5 점을 나타낸다.

Endocardial border 는 RV 와 LV 를 각각 따로 평가하였고, Endocardial border 가 영상에서 얼마나 보이는지를 0-100%로 기준을 나눈 뒤 평가하였다. 그림 5 에서 보는 것과 같이 Endocardial border 가 보이지 않으면 1 점, border 의 흐릿한 현상 때문에 0-30%만 보이면 2 점, 전체적인 border 가 보이거나 흐릿한 현상 때문에 30-60%만 보일 땐 3 점, border 의 구분이 가능하나 흐릿한 현상이 나타나 60-90%만 보일 땐 4 점, border 에 흐릿한 현상이 없고 모두 잘 보이면 5 점으로 평가하였다.

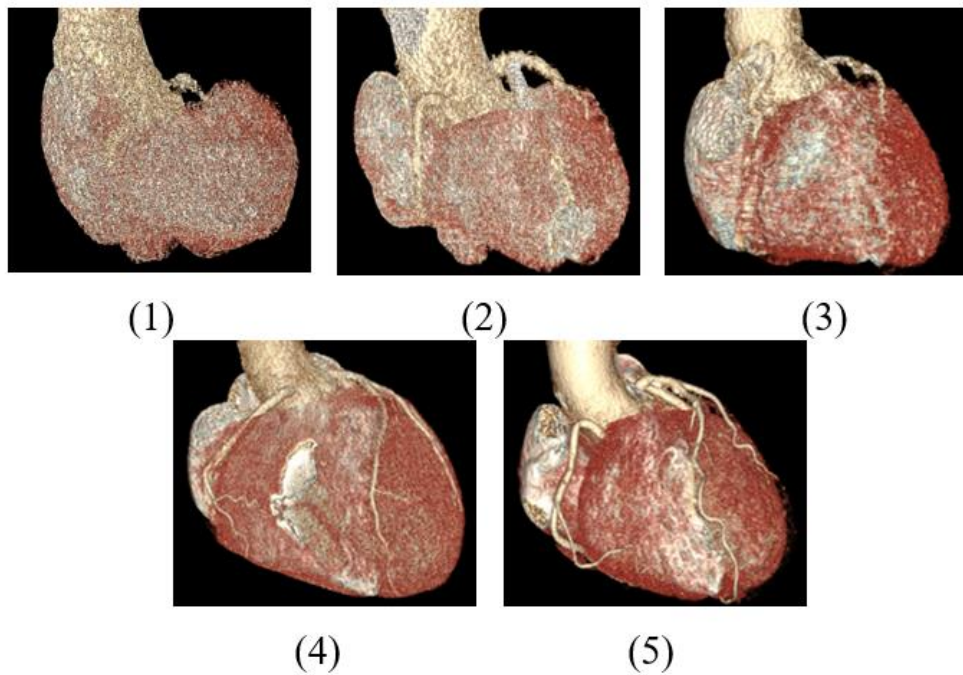


그림 6. Development set 의 3D volume VGA 평가 기준 지표로 1 점에서 5 점을 나타낸다.

3D volume 은 Aorta 의 노이즈 정도와 선명함, RCA 의 노이즈와 선명함, 심장의 전체모양, 각각의 해부학적 구조물을 구분할 수 있는지 그리고 평가 지표와 얼마나 유사한지를 보면서 영상 전체를 종합적으로 평가하였다.

모든 평가 지표는 Low dose, CycleGAN, Proposed, Normal dose 의 영상으로 이루어져 있으며, 독립된 지표를 만들어서 평가하였다. 영상 평가는 평가지표를 참고하여 진행했으며, 단면 영상이 아닌 전체 영상을 보고 평가하였다.

Test set 은 Development set 과 평가 방법은 동일 했으나, Diastolic phase(Low dose, CycleGAN, Proposed)와 Systolic and Diastolic phase(Normal dose, CycleGAN, Proposed) 를 나눠 평가하였다.

2.3.2 SNR (Signal to Noise Ratio) 평가 방법

CT 영상의 SNR 평가는 소프트웨어 Syngovia (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany)를 이용하였고 소프트웨어 프로그램의 기능인 ROI(Region Of Interest) circle 을 이용해 Aorta, RCA, LV cavity, LV septum 의 Image noise 값과 Attenuation 값을 측정 하였다. ¹⁴

그림 7 은 선정된 해부학적 구조의 ROI 위치를 표시한 영상이다. 그림 7 의 ROI 크기는 해부학적 구조마다 일정하게 통일 후 측정하였고, Image noise 값과 Attenuation 값을 측정 후 SNR 값을 구하였다.

$$SNR = (ROI SI_{Avg} - Background SI_{Avg}) / ROI SD$$

ROI 의 위치 Aortic root, Proximal RCA, LV cavity 와 LV septum 은 그림 7 과 같이 해부학적 위치에 ROI 를 두었다. ROI 의 크기는 다른 구조와 겹치지 않고 각 구조에 알맞게 설정되었다.

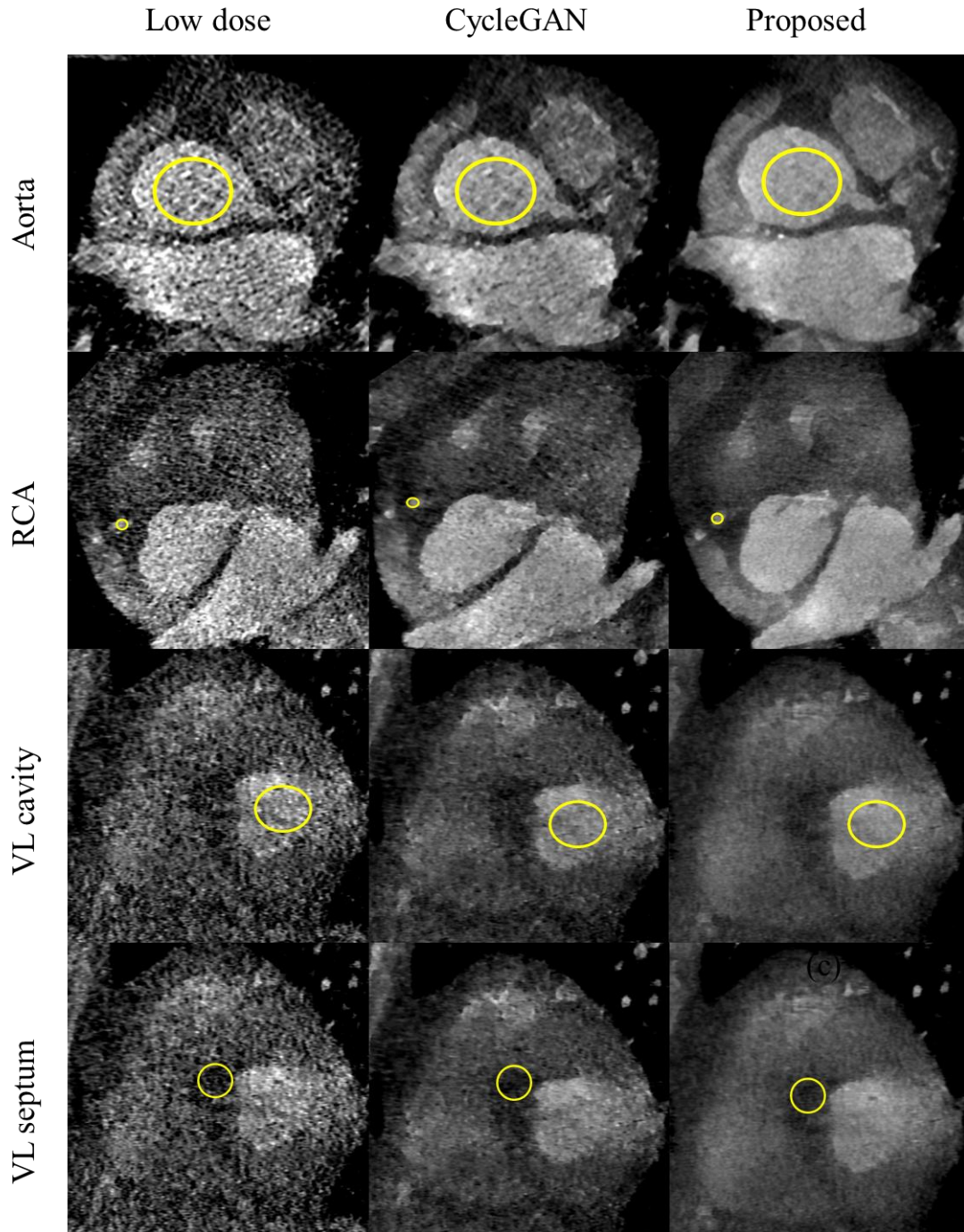


그림 7. Aorta, RCA, LV cavity, LV septum 의 ROI circle 위치 표시

3. 결과

3.1. VGA 결과

표 3 은 Development set 의 Low-dose, CycleGAN, Proposed, Normal-dose 를 해부학적 구조에 대한 VGA 의 평균 점수 비교를 표로 나타낸 것이다. VGA 의 Noisiness, Sharpness,

Structure visibility, Endocardial border 는 Low-dose 부터 Proposed 까지 점차 증가하지만 Normal dose 보단 낮은 점수로 나타난다. 이는 Artificial structure 를 만들지 않기 위해 노이즈 성분만을 제거하는데 초점을 맞추고 있기 때문이다.

표 4 는 Test set 의 전체 영상 101 개중 Low dose 영상 87 개의 VGA 평균 점수 비교를 나타낸 것이다. Development set 과 마찬가지로 Low dose 부터 Proposed 까지 VGA 의 점수가 기존 CT 보다 큰 폭으로 증가하는 것을 볼 수 있다. Proposed 는 CycleGAN 보다 평균 0.5 이상의 높은 점수를 나타내고 있는데, 이는 기존 CycleGAN 보다 잡음제거 성능이 더 높음을 나타낸다.

표 5 는 나머지 14 개 Normal dose 의 VGA 평균 점수 비교를 나타낸 것이다. Normal dose 는 Low dose 와는 달리 VGA 점수가 평균 4 점대를 나타내고 있고, CycleGAN, Proposed 순서로 낮은 쪽으로 모든 부분에서 점차 증가하고 있다. 이는 잡음제거 네트워크에 Normal dose CT 영상이 입력되어도 Identity loss 역할로 인해 출력된 영상의 품질이 저하되지 않는다는 것을 의미한다.

전반적으로 VGA 점수는 Low dose, CycleGAN, Proposed 순서대로 높아지는 걸 알 수 있고, 이를 통해 CycleGAN 보다 Proposed 의 잡음제거 성능이 더 우수한 것을 나타내고 있다.

Criteria	Structure	Low-dose	CycleGAN	Proposed	Normal-dose
Noisiness	Aorta	1.50 ± 0.65	2.50 ± 0.65	3.48 ± 0.65	4.85 ± 0.36
	RCA	1.69 ± 0.85	2.69 ± 0.69	3.27 ± 0.79	4.94 ± 0.24
	LV cavity	1.38 ± 0.73	2.40 ± 0.82	3.42 ± 0.79	4.81 ± 0.39
	LV septum	1.42 ± 0.74	2.48 ± 0.87	3.42 ± 0.79	4.83 ± 0.38
	Volumetry	1.48 ± 0.71	2.42 ± 0.77	3.21 ± 0.77	4.92 ± 0.28
Sharpness	Aorta	1.27 ± 0.49	2.04 ± 0.77	3.00 ± 0.77	4.96 ± 0.29
	RCA	1.81 ± 0.79	2.19 ± 0.67	2.56 ± 0.68	4.52 ± 0.54
	LV cavity	1.40 ± 0.68	2.10 ± 0.90	2.77 ± 1.15	4.90 ± 0.31
	LV septum	1.44 ± 0.68	2.13 ± 0.94	2.83 ± 1.21	4.94 ± 0.24
	Volumetry	1.60 ± 0.79	2.29 ± 0.80	2.71 ± 0.77	4.96 ± 0.20
Structure visibility	Aorta	1.52 ± 0.71	2.31 ± 0.88	3.31 ± 0.93	5.00 ± 0.00
	RCA	1.71 ± 0.85	2.25 ± 0.79	2.79 ± 0.97	5.00 ± 0.00
	LV cavity	1.44 ± 0.71	2.21 ± 0.94	3.02 ± 1.28	5.00 ± 0.00
	LV septum	1.44 ± 0.71	2.19 ± 0.94	2.96 ± 1.27	5.00 ± 0.00
	Volumetry	1.85 ± 0.77	2.25 ± 0.81	2.96 ± 1.07	5.00 ± 0.00
Endocardial RV border	RV	1.42 ± 0.68	2.02 ± 0.89	2.92 ± 1.25	4.97 ± 0.14
	LV	1.69 ± 0.75	2.19 ± 0.91	2.90 ± 1.24	5.00 ± 0.00

표 3. Development set 에서 잡음제거 CT 이미지의 VGA 값 비교

Criteria	Structure	Low-dose	CycleGAN	Proposed
Noisiness	Aorta	1.63 ± 0.85	3.41 ± 0.66	3.97 ± 0.52
	RCA	1.69 ± 0.62	3.18 ± 0.56	3.71 ± 0.53
	LV cavity	1.81 ± 0.67	3.25 ± 0.55	3.79 ± 0.57
	LV septum	1.79 ± 0.66	3.23 ± 0.56	3.78 ± 0.58
	Volumetry	1.46 ± 0.59	3.03 ± 0.64	3.52 ± 0.63
Sharpness	Aorta	1.57 ± 0.81	2.85 ± 0.74	3.71 ± 0.65
	RCA	1.54 ± 0.63	2.60 ± 0.64	3.25 ± 0.58
	LV cavity	1.74 ± 0.60	2.80 ± 0.71	3.49 ± 0.70
	LV septum	1.58 ± 0.61	2.86 ± 0.70	3.47 ± 0.70
	Volumetry	1.51 ± 0.59	2.52 ± 0.71	3.10 ± 0.84
Structure visibility	Aorta	1.75 ± 0.79	3.10 ± 0.79	4.02 ± 0.78
	RCA	1.74 ± 0.64	2.91 ± 0.64	3.50 ± 0.75
	LV cavity	1.89 ± 0.71	3.05 ± 0.65	3.78 ± 0.84
	LV septum	1.61 ± 0.66	2.87 ± 0.70	3.47 ± 0.85
	Volumetry	1.72 ± 0.59	2.82 ± 0.71	3.48 ± 0.85
Endocardial border	RV	1.48 ± 0.59	2.44 ± 0.77	3.15 ± 0.88
	LV	1.76 ± 0.61	3.03 ± 0.66	3.67 ± 0.74

표 4. Test set 에서 Low dose 와 잡음제거 CT 이미지의 VGA 값 비교

Criteria	Structure	Normal-dose	CycleGAN	Proposed
Noisiness	Aorta	4.64 ± 0.63	4.93 ± 0.27	4.93 ± 0.27
	RCA	4.43 ± 0.51	4.79 ± 0.43	4.86 ± 0.36
	LV cavity	4.50 ± 0.65	4.93 ± 0.27	4.93 ± 0.27
	LV septum	4.57 ± 0.65	4.93 ± 0.27	4.93 ± 0.27
	Volumetry	4.93 ± 0.27	4.93 ± 0.27	5.00 ± 0.00
Sharpness	Aorta	4.64 ± 0.50	4.79 ± 0.43	4.93 ± 0.27
	RCA	3.93 ± 0.47	4.07 ± 0.27	4.29 ± 0.47
	LV cavity	4.36 ± 0.63	4.79 ± 0.43	4.93 ± 0.27
	LV septum	4.50 ± 0.65	4.79 ± 0.43	4.93 ± 0.27
	Volumetry	4.71 ± 0.61	4.79 ± 0.43	4.93 ± 0.27
Structure visibility	Aorta	4.79 ± 0.43	5.00 ± 0.00	5.00 ± 0.00
	RCA	4.14 ± 0.66	4.71 ± 0.47	4.93 ± 0.27
	LV cavity	4.71 ± 0.47	4.86 ± 0.36	5.00 ± 0.00
	LV septum	4.71 ± 0.47	4.93 ± 0.27	5.00 ± 0.00
	Volumetry	4.86 ± 0.36	4.79 ± 0.58	4.86 ± 0.53
Endocardial border	RV	4.36 ± 0.50	4.71 ± 0.47	5.00 ± 0.00
	LV	4.57 ± 0.51	4.93 ± 0.27	5.00 ± 0.00

표 5. Test set 에서 Normal dose 와 잡음제거 CT 이미지의 VGA 값 비교

3.2. SNR 결과

Development data 에서 Low-dose, CycleGAN, Proposed, Normal-dose 영상의 SNR 과 Noise 값을 Aorta, RCA, LV cavity, LV septum 에서 평가하였다. (표 6) 네 부위 모두에서 Low-dose, CycleGAN, Proposed 순서대로 SNR 의 값이 증가하고, 평균 Noise 의 값도 순서대로 감소하면서 노이즈를 효과적으로 제거하는 것을 확인할 수 있다.

표 7 과 표 8 은 Test set 의 전체 영상 101 개 중 Low-dose 영상 87 개와 Normal dose 영상 14 개의 SNR 을 표로 나타낸 것이다. 표 8 의 RCA 를 제외한 다른 해부학적 구조들은 원래의 SNR 에 비해 상당히 증가하고 Noise 또한 상당히 감소하는 것을 알 수 있다.

표 8 의 RCA 경우 기존 CT 에 비해 Proposed 의 SNR 값 증가의 폭은 낮았다. 그러나 표 5 의 VGA 점수를 비교하면 RCA 의 SNR 은 약간 감소하지만 화질은 향상하였다. 전반적으로 Proposed method 의 SNR 은 Low dose 와 CycleGAN 보다 평균적으로 높고, Noise 또한 감소된 것을 알 수 있다.

Structure	Evaluation	Low-dose	CycleGAN	Proposed	Normal-dose
Aorta	SNR	3.36±1.27	5.84±2.25	8.2±3.01	15.63±4.11
	Noise	174.83±36.89	93.29±21.77	68.92±20.28	39.31±9.98
RCA	SNR	5.97±3.38	7.66±4.05	12.04±6.32	20.88±8.71
	Noise	114.5±45.6	74.56±34.97	49±20.23	33.88±13.71
LV cavity	SNR	2.77±1.39	5.15±2.52	7.83±3.05	14.44±3.06
	Noise	176.13±35.78	86.65±18.83	58.92±12.64	45.63±9.67
LV septum	SNR	0.82±0.51	1.19±0.94	2.7±1.33	3.27±0.7
	Noise	163.15±45.68	76.88±20.21	52.4±11.76	40.56±9.27

표 6. Development set 에서 잡음제거 CT 이미지의 SNR 과 Noise 값 비교

Structure	Evaluation	Low-dose	CycleGAN	Proposed
Aorta	SNR	4.61±1.92	7.68±3.34	9.17±2.83
	Noise	93.43±20.9	49.3±10.48	41.94±10.37
RCA	SNR	8.12±4.89	9.92±6.52	9.9±8.32
	Noise	58.61±23.41	27.36±12.46	36.67±18.97
LV cavity	SNR	4.2±1.64	7.2±3.09	9.34±3.54
	Noise	98.21±17.65	51.32±9.86	43.67±10.4
LV septum	SNR	1.02±0.41	0.64±0.52	2.59±1.2
	Noise	92.83±23.72	45.05±9.32	43.24±8.58

표 7. Test set 에서 Low dose 와 잡음제거 CT 이미지의 SNR 과 Noise 값 비교

Structure	Evaluation	Normal-dose	CycleGAN	Proposed
Aorta	SNR	14.72±5.19	17.33±7.62	15.55±7.04
	Noise	31.93±14.61	23.36±8.94	27.86±7.37
RCA	SNR	16.23±5.42	10.92±5.77	11.94±4.55
	Noise	29.57±14.35	20.21±14.53	31.43±13.65
LV cavity	SNR	13.61±4.94	19.1±7.88	24.09±9.88
	Noise	34.57±13.92	20.21±6.73	20±8.84
LV septum	SNR	3.35±1.08	0.89±1.47	6.1±2.24
	Noise	32.57±16.87	19.36±6.83	19.57±8.26

표 8. Test set 에서 Normal dose 와 잡음제거 CT 이미지의 SNR 과 Noise 값 비교

4. 고찰

기존의 CycleGAN 방식은 저 선량으로 촬영된 CCTA 영상의 잡음제거에 효과가 있다고 밝혀져 있다¹². 그러나 4%의 극도로 낮은 Low dose CT의 경우 기존 잡음제거 방식이 노이즈를 충분히 제거하지 못하고, Artificial feature 가 발생하거나 정상 구조물이 보이지 않게 되는 현상이 있다. 따라서 본 연구는 CycleGAN 한계점을 발전시킨 WAND 를 이용한 CycleGAN 으로 영상을 처리하여 기존의 방식으로 처리된 영상들과 비교하여 VGA 와 SNR 을 평가함으로써 새로운 방법의 효용성을 보여준 연구이다.

VGA 는 구체적인 분석을 위해 Noiseness, Sharpness, Structure visibility 를 평가 기준으로 나누고, 분석하기 좋은 각 해부학적 구조를 선정한 다음 Low dose, CycleGAN, Proposed, Normal dose 를 각각 평가하였다. VGA 의 점수는 1 에서 5 점으로 점수가 높

을수록 양질의 영상을 의미한다.(표 2) Low dose CT 의 VGA 결과는 대부분 1~2 점으로 CycleGAN, Proposed method, Normal dose 의 순서로 VGA 는 증가한다. Proposed 의 평균 점수는 Low dose 에 비해 평균 2 점 정도 증가하였다.

SNR 은 Low dose, CycleGAN, Proposed method 의 순서대로 높아진다. 그러나 VGA 와 SNR 비교에서 여전히 Normal dose 의 영상보다 성능이 좋지 못한 것은 본 연구의 한계점이다. Proposed 된 알고리즘을 적용하면 저 선량 영상에서도 심장의 기능과 분석을 수행할 수 있다. 심근 벽의 경계를 명확하게 볼 수 있어 심근 벽 비후 평가(Myocardial wall thickening evaluation), 비대성심근증 환자의 좌심실 유출로 인한 폐색(Left ventricular outflow tract obstruction for patients with hypertrophic cardiomyopathy) 등의 다양한 기능적 영상 분석이 가능하다.^{15,16} 본 연구의 결과가 장래에 연구되고 더 발전된다면 환자의 피폭은 더욱 줄어들면서 양질의 영상을 얻는 게 가능할 것으로 생각된다.

5. 결론

본 논문에서는 CCTA 의 극도로 낮은 Low dose 영상의 Wavelet 을 이용한 새로운 잡음 제거 네트워크인 WAND 기법에 대해서 간략한 설명과 더 나아가 기존 CycleGAN 에 비해 Proposed method 의 기술적 향상을 확인하였다. 149 명의 환자로부터 얻은 데이터로 VGA, SNR 분석을 수행하였으며 새로운 기법을 통해 Noiseness 의 감소와 Sharpness, Structure visibility 부분에서 CycleGAN 의 한계를 극복했다. Proposed 방법은 Low-dose 영상을 획득함에 있어 적은 방사선량으로 환자와 의료진에게 도움을 줄 뿐만 아니라 영상의 품질을 향상시켜 임상적 도움을 줄 수 있다.

참고 문헌

- 1 Hulten, E. A., Carbonaro, S., Petrillo, S. P., Mitchell, J. D. & Villines, T. C. Prognostic value of cardiac computed tomography angiography: a systematic review and meta-analysis. *J Am Coll Cardiol* **57**, 1237-1247, doi:10.1016/j.jacc.2010.10.011 (2011).
- 2 Hamilton-Craig, C. R. *et al.* Coronary CT radiation dose reduction strategies at an Australian Tertiary Care Center - improvements in radiation exposure through an evidence-based approach. *J Med Radiat Sci* **67**, 25-33, doi:10.1002/jmrs.358 (2020).
- 3 Shen, J. *et al.* Prospective ECG-triggered coronary CT angiography: clinical value of noise-based tube current reduction method with iterative reconstruction. *PLoS One* **8**, e65025, doi:10.1371/journal.pone.0065025 (2013).
- 4 M, B., D, K. & WA, K. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)* **28**, doi:10.1016/j.ejmp.2012.01.003 (2012).
- 5 J, L. *et al.* Adaptive statistical iterative reconstruction: assessment of image noise and image quality in coronary CT angiography. *AJR. American journal of roentgenology* **195**, doi:10.2214/AJR.10.4285 (2010).
- 6 Funama, Y. *et al.* Combination of a low-tube-voltage technique with hybrid iterative reconstruction (iDose) algorithm at coronary computed tomographic angiography. *J Comput Assist Tomogr* **35**, 480-485, doi:10.1097/RCT.0b013e31821fee94 (2011).
- 7 M, R. *et al.* Evaluation of heavily calcified vessels with coronary CT angiography: comparison of iterative and filtered back projection image reconstruction. *Radiology* **260**, doi:10.1148/radiol.11103574 (2011).
- 8 Chen, H. *et al.* Low-Dose CT with a Residual Encoder-Decoder Convolutional Neural Network (RED-CNN). doi:10.48550/arXiv.1702.00288 (2017).
- 9 Goodfellow, I. J. *et al.* in *Proceedings of the 27th International Conference on Neural Information Processing Systems - Volume 2* 2672–2680 (MIT Press, Montreal, Canada, 2014).
- 10 Zhu, J.-Y., Park, T., Isola, P. & Efros, A. A. Unpaired Image-to-Image Translation

- using Cycle-Consistent Adversarial Networks. doi:10.48550/arXiv.1703.10593 (2017).
- 11 Gong, M., Chen, S., Chen, Q., Zeng, Y. & Zhang, Y. Generative Adversarial Networks in Medical Image Processing. *Curr Pharm Des* **27**, 1856-1868, doi:10.2174/1381612826666201125110710 (2021).
- 12 Kang, E., Koo, H. J., Yang, D. H., Seo, J. B. & Ye, J. C. Cycle-consistent adversarial denoising network for multiphase coronary CT angiography. *Med Phys* **46**, 550-562, doi:10.1002/mp.13284 (2019).
- 13 Zarb, F., McEntee, M. F. & Rainford, L. Visual grading characteristics and ordinal regression analysis during optimisation of CT head examinations. *Insights Imaging* **6**, 393-401, doi:10.1007/s13244-014-0374-9 (2015).
- 14 Bodelle, B. *et al.* Dose and image quality of high-pitch dual source computed tomography for the evaluation of cervical lymph node status - comparison to regular 128-slice single source computed tomography. *Eur J Radiol* **82**, e281-285, doi:10.1016/j.ejrad.2013.01.003 (2013).
- 15 Song, Y. *et al.* Geometric predictors of left ventricular outflow tract obstruction in patients with hypertrophic cardiomyopathy: a 3D computed tomography analysis. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* **19**, 1149-1156, doi:10.1093/ehjci/jex234 (2018).
- 16 Koo, H. J. *et al.* Automated Segmentation of Left Ventricular Myocardium on Cardiac Computed Tomography Using Deep Learning. *Korean J Radiol* **21**, 660-669, doi:10.3348/kjr.2019.0378 (2020).

영문 요약

Cardiac computed tomography angiography(CCTA) can be taken continuously with various levels of radiation at various electrocardiography(ECG) R-R intervals. The method of selecting a part of the R-R interval reduces the total radiation dose, but when the image is reconstructed in the low dose section, noise is generated and the image quality has significantly decreased. CycleGAN(Cycle Generative Adversarial Networks) technology has been developed that can effectively learn low-dose noise patterns to solve the deterioration of image quality. There is a disadvantage that artificial features appear in dose CT images. Recently to solve artificial features, a high-performance unsupervised deep learning method(WAND; Wavelet-Assisted Noise Disentanglement) using noise disentanglement has been proposed. In this study, we compared and evaluated the images that were implemented only with CycleGAN-based and the images that used WAND.

After scanning the data of 48 Develop Set and 101 Test Set for image evaluation of extremely low-dose CT images, Visual Grade Analysis(VGA) and Signal-to-Noise Ratio(SNR) were evaluated. VGA and SNR were evaluated in the Aorta, Right coronary artery(RCA), Left ventricle cavity, and Left ventricle septum on CT images. In addition, 3D volumetry and endocardial border of the Right ventricle and Left ventricle were evaluated in VGA. As a result, the VGA score of the images showed great performance by the Proposed method was evaluated better than the existing low-dose and CycleGAN-based images. SNR was also significantly improved compared to existing low dose and CycleGAN-based images when using the Proposed method. It is expected that the quality of images can be improved with reduced radiation dose by using the Proposed method in clinical.