

CT영상에서 이미지 분할기법을 적용한 Blooming Artifact Reduction 비교 연구

김정훈¹ · 박지은² · 박유진² · 지인희⁴ · 이종민³ · 조진호¹

¹경북대학교 대학원 전자공학부, ²경북대학교 대학원 의용생체공학과

³경북대학교 의학전문대학원 영상의학교실, ⁴경북대학교 간호학과

Comparison of Blooming Artifact Reduction Using Image Segmentation Method in CT Image

Jung-Hun Kim¹, Ji-Eun Park², Yu-Jin Park², In-Hee Ji⁴, Jong-Min Lee³ and Jin-Ho Cho¹

¹School of Electronics Engineering, Kyungpook National University

²Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University

³Department of Radiology, School of Medicine, Kyungpook National University

⁴Department of Nursing, School of Medicine, Kyungpook National University

(Manuscript received 18 November 2017 ; revised 29 November 2017 ; accepted 29 November 2017)

Abstract: In this study, We subtracted the calcification blooming artifact from MDCT images of coronary atherosclerosis patients and verified their accuracy and usefulness. We performed coronary artery calcification stenosis phantom and a program to subtract calcification blooming artifact by applying 8 different image segmentation method (Otsu, Sobel, Prewitt, Canny, DoG, Region Growing, Gaussian+K-mean clustering, Otsu+DoG). As a result, In the coronary artery calcification stenosis phantom with the lumen region 5 mm the calcification blooming artifact was subtracted in the application of the mixture of Gaussian filtering and K- Clustering algorithm, and the value was close to the actual calcification region. These results may help to accurately diagnose coronary artery calcification stenosis.

Key words: Calcification, Blooming Artifact, Coronary artery, Sclerosis

1. 서 론

심혈관 질환(Cardiovascular Disease)은 전 세계 사망 원인 1위로 높은 증가율을 보이고 있고, 우리나라 또한 통계자료에 따르면 2013년 이후 사망 원인으로 심혈관 질환(Cardiovascular Disease)이 뇌혈관 질환(Cerebrovascular Disease)보다 증가하는 추세이다[1]. 심혈관 질환의 주된 원인으로는 관상 동맥 경화증(Coronary Sclerosis)을 들 수

있다. 관상 동맥 경화증은 관상동맥의 벽에 콜레스테롤 등이 쌓여 관상 동맥이 좁아지거나 막히는 상태를 말한다. 관상 동맥 경화증이 발병하면 관상 동맥을 통해 흐르는 혈류가 감소한다. 이로 인해 심장에 산소와 영양소를 공급하는 것이 어려워져 돌연사의 원인이 된다[2]. 그러므로 관상 동맥 경화증을 초기 진단하는 것이 매우 중요하다. 관상동맥 경화증의 진단과 치료를 위해 관상동맥 조영술(Coronary Angiography), CT(Computed Tomography) 등 다양한 방법을 이용한다. 그 중 다중 채널 컴퓨터 단층 촬영기(Multi-Detector Computed Tomography, 이하 MDCT)를 통해 관상 동맥 석회화 영역과 내강 영역을 구별 할 수 있다. 기존의 많은 연구에 의하면 MDCT를 이용한 관상 동맥 협착의 발견 예측율은 59%의 민감도와 87%의 특이도를 보고하였고, 이 중 Agatston Score 1,000점 미만인 관

Corresponding Author : Jong-Min Lee
Department of Radiology, School of Medicine, Kyungpook National University
TEL: +82-53-420-5472 / FAX: +82-53-422-2677
E-mail: jonglee@knu.ac.kr

이 논문은 2015년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2015R1A2A2A03005433).

상동맥 석회화(Coronary Artery Calcification, 이하 CAC) 수치만을 대상으로 하면 93%와 94%의 높은 민감도와 특이도를 보이므로 MDCT 영상은 석회화 협착 정도를 평가함에 있어 과대평가(Over Estimation) 하는 경향이 있다 [3]. 협착 정도를 과대평가한 대부분의 경우 심한 석회화와 연관된다. 이것은 석회화의 팽창 효과 때문이며, 석회화의 양이 많거나 밀도가 높은 경우 실제 석회화 영역보다 더 넓게 보인다. 이것을 석회화 인공 음영(Calcium Blooming Artifact) 이라고 한다. 이 석회화 인공 음영은 실제 내강을 가린다. 이러한 과대평가는 석회화의 정확한 진단이 어렵고 환자에게 불필요한 침습적 시술을 하게 된다. 따라서, 석회화 인공 음영을 제거하여 내강 영역을 정확히 측정할 수 있는 방법이 필요하다.

본 연구에서는 MDCT영상에서 석회화로 인한 석회화 인공 음영의 영향을 최소화하고, 실제 석회화 영역의 면적 크기를 정확히 측정할 수 있는 방법을 연구하고자 한다. 제작한 관상동맥 석회화 팬텀을 이용하여 MDCT영상을 획득하였고, 8가지의 이미지 분할기법을 적용하여 석회화 인공 음영의 영향을 최소화하였다. 석회화 영역의 실제 면적 크기를 측정하기 위해 현미경 장비를 이용하여 관상동맥 석회화 팬텀 내 석회화 영역의 면적 크기를 획득하였고, 이미지 분할기법이 적용된 MDCT영상 내 석회화 영역의 면적 크기와 비교 분석을 진행하였다. 따라서, 본 연구에서는 관상동맥 석회화 팬텀 내 석회화 영역의 실제 면적 크기와 가장 유사하게 측정하는 이미지 분할 방법을 찾는데 그 목적이 있다.

II. 관상동맥 석회화 팬텀 제작 및 MDCT, 현미경 실험

1. 관상동맥 석회화 팬텀 제작

그림 1과 같이 석회화 영역은 원기둥 형태로 제작하기 위해 3D 프린터를 이용하여 틀을 출력하였고 수산화칼슘

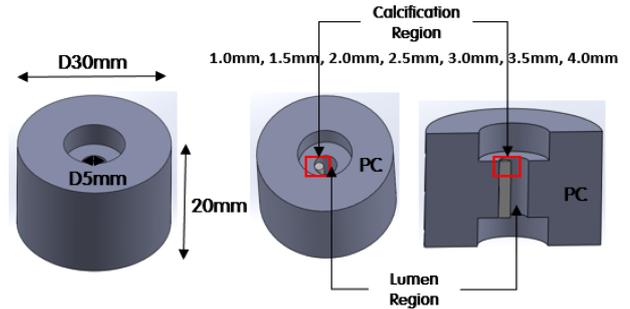


그림 1. 관상동맥 석회화 팬텀의 설계도.
Fig. 1. Design of coronary calcification phantom.

(Calcium Hydroxide, $\text{Ca}(\text{OH})_2$)과 석고를 3:7로 혼합하여 그 틀에 부어 굳혔다. 완전히 굳어진 칼슘막대를 아크릴 팬텀에 접착제를 이용하여 고정 시켰다. 내강영역은 조영제 (Central Medical Service Co., BONOREX 300INJ.)를 글리세린에 0.05:1 비율로 희석하였다. 플라스틱 통에 칼슘막대를 고정한 아크릴 팬텀을 고정시키고 조영제 희석액을 채워 넣어 관상 동맥 경화증을 모델링한 팬텀을 제작하였다.

2. MDCT를 이용한 관상동맥 석회화 팬텀 MDCT 영상 획득

제작한 관상동맥 석회화 팬텀의 MDCT영상을 획득하기 위해서 그림 2와 같이 MDCT(General Electric Co., Discovery CT750HD)를 이용하여 영상을 획득하였다. 관상동맥 석회화 팬텀의 내강 영역 5 mm, 석회화 영역 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm, 3.0 mm, 3.5 mm, 4.0 mm의 총 7개의 관상동맥 석회화 팬텀의 MDCT영상을 획득하였다. 표 1은 영상 획득 파라미터를 나타낸다. 1.25 mm의 슬라이스 두께, 120 kVp 관전압과 100 mA 관전류를 이용하여 관상동맥 석회화 팬텀을 스캔하였고, 그림 3과 같이 관상동맥 석회화 팬텀의 MDCT영상을 획득하였다.

3. 현미경을 이용한 관상동맥 석회화 팬텀의 면적 측정 실험

그림 4와 같이 관상동맥 석회화 팬텀의 실제 면적을 측정



그림 2. MDCT를 이용한 팬텀 촬영.
Fig. 2. Phantom and MDCT measurement process.

표 1. MDCT 영상의 획득 파라미터.

Table 1. Acquisition parameter of MDCT imaging.

Parameter	Value
Manufacturer	GE Medical System
Model	Discovery CT750HD
Slice Thickness	1.25 mm
kVp	120 kVp
X-ray Tube Current	100 mA

하기 위해 현미경(Microlinks Technology Co. Vitiny, UM12)을 이용하였다. 그림 5와 같이 현미경을 이용하여 0.1 mm 스케일로 관상동맥 석회화 팬텀 내 석회화 영역의 면적을 측정하여 데이터를 획득하였다.

III. 석회화 인공 음영을 최소화하기 위한 이미지 분할 기법 및 GUI 개발

관상동맥 석회화 협착에서 나타나는 석회화 인공 음영을 최소화하기 위해서 영상의 edge 기법들을 적용하였다. edge란 영상에서 픽셀 밝기가 낮은 값에서 높은 값으로, 또는 높은 값에서 낮은 값으로 급격하게 변화하는 부분을 말한다. 이를 이용하여 영상의 특징 및 영상 내에 존재하는 각 객체들의 경계를 검출 할 수 있다. 이러한 edge를 획득하기 위해 미분 방정식을 이용하여 영상에서 밝기 값이 급격하게 변하는 위치를 찾아낸다.

따라서 본 연구에서는 edge 기법들을 이용하여 관상동맥 석회화 협착에서 나타나는 석회화 인공 음영을 최소화하고, 석회화 영역과 내강 영역을 구분하기 위해 다음과 같은 기

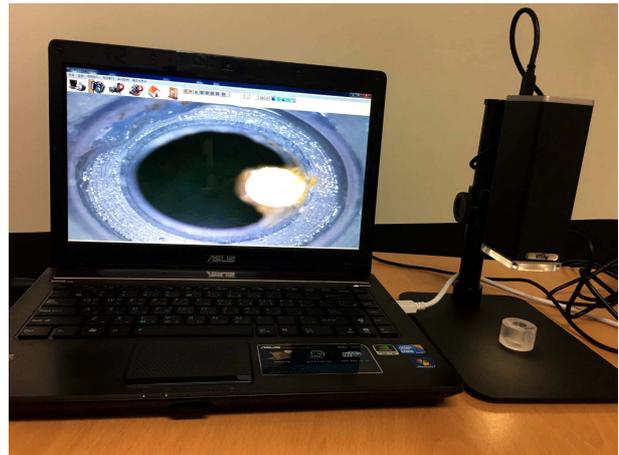


그림 4. 현미경을 이용한 석회화 영역 크기 측정.

Fig. 4. Measurement of Calcification Region size using a microscope.

법들을 적용하였다.

1. Otsu Threshold Algorithm

Otsu 알고리즘은 영상의 히스토그램을 구하고, 두 클래스를 나눌 때 유사 밝기 값을 갖는 클래스들로 분리하는 방법이다. 전체 분산은 클래스 내 분산(σ_w^2 , Within-Class Variance)과 클래스 간 분산(σ_b^2 , Between-Class Variance)의 합으로 식 (1)과 같다.

$$\sigma^2 = \sigma_w^2 + \sigma_b^2 \tag{1}$$

분산이란 분포가 퍼져있는 정도를 나타내는 척도로 분산

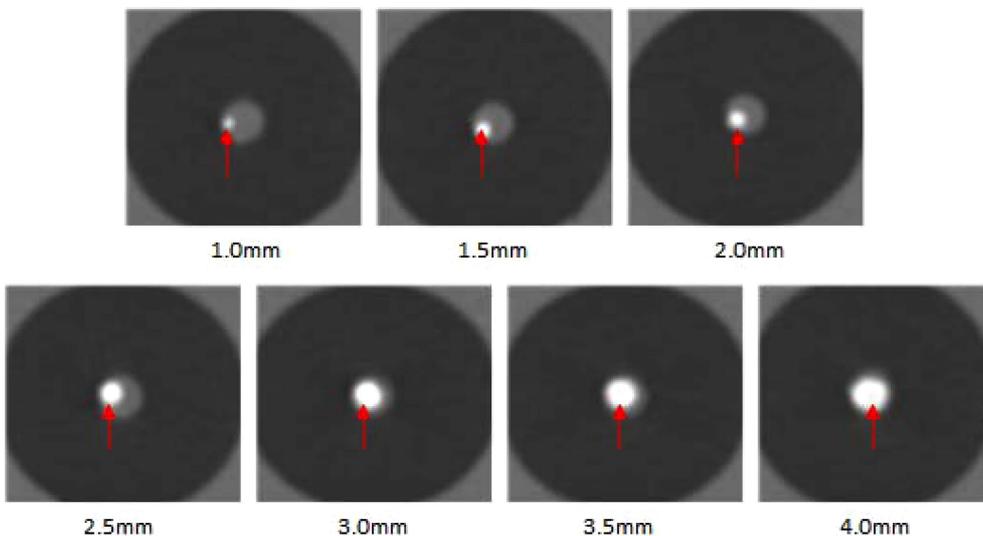


그림 3. 관상동맥 석회화 팬텀의 MDCT 영상.

Fig. 3. MDCT imaging of coronary artery calcification phantom.

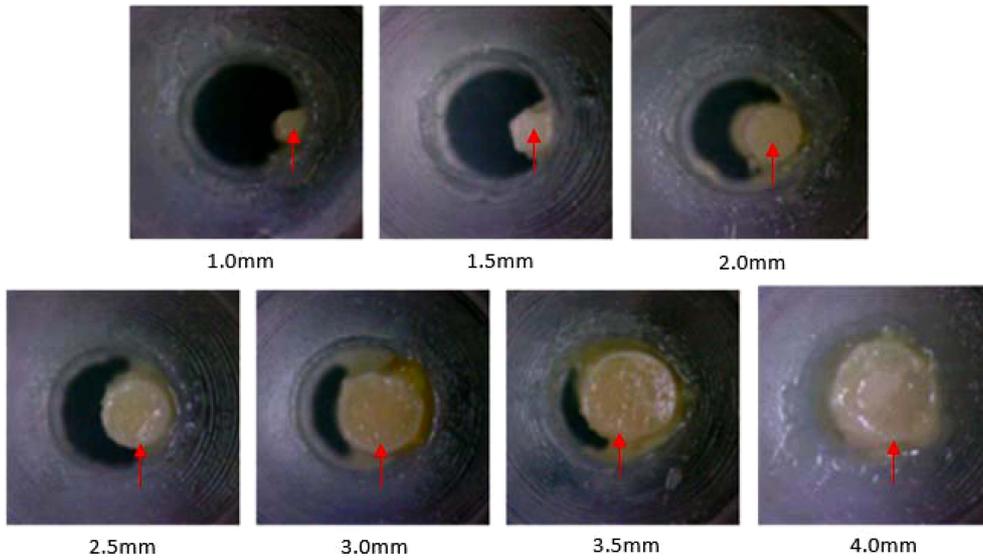


그림 5. 관상동맥 석회화 팬텀의 현미경 영상.
 Fig. 5. Microscope images of coronary artery calcification phantom.

이 클수록 분포도는 전체적으로 보았을 때 완만해질 것이고 분산이 작을수록 어느 한 점 주변에 몰리게 나타날 것이다. 즉 좋은 임계값을 구하기 위해 클래스 간 분산의 최댓값을 구하고 그 때의 임계 값(Threshold)을 선택한다[4].

2. Sobel Algorithm

Sobel edge는 3×3 [pixel] 크기의 마스크를 사용하여 영상을 추출하는 기법이다. 영상에서 3×3 [pixel] 마스크에 대한 중심 픽셀(x, y)을 기준으로 x축 방향과, y축 방향의 벡터 성분을 가지게 된다. x축, y축의 픽셀 값의 연산을 통해 edge 영상을 획득할 수 있다. Sobel edge는 수직, 수평뿐만 아니라 대각선 edge도 추출하고 잡음에 강한 편이다[5].

3. Prewitt Algorithm

Prewitt edge는 Sobel Algorithm과 같이 3×3 [pixel] 크기의 마스크를 사용하여 영상을 추출하는 기법이다. Sobel Mask에 비해 밝기 변화에 대한 비중을 적게 준 관계로 edge가 덜 부각된다. 하지만 대각선 방향 edge보다 수직, 수평 방향 edge에 더 민감하게 반응하며 수행 속도가 다소 빠른 장점이 있다[6].

4. K-mean Clustering Algorithm

Clustering을 이용한 영상 분할은 패턴 공간에 주어진 유한개의 패턴들이 서로 가깝게 모여서 무리를 이루고 있을 때, 이 무리를 이루고 있는 패턴집합간의 유사성이나 근접성을 이용하여 유사한 패턴을 모아주는 처리로 영역 분할에 이용되고 있다. 임의의 Cluster를 중심으로 소속정도를 목

적합수가 최소가 될 때 까지 반복하며 Clustering을 수행한다. 이웃화소들의 평균, 분산 값 등의 정보를 이용하여 Cluster를 형성하고, 영상 내 각 영역들에 Cluster의 레이블을 할당하여 영역을 분할한다[7].

5. Canny Algorithm

Gaussian smoothing과 1차 미분 연산자의 조합으로 일반적으로 edge 검출기는 잡음에 매우 민감한 특성을 가지고 있다. 따라서 잡음으로 인해 잘못된 edge를 계산하는 것을 방지하기 위해 개발된 알고리즘이 Canny edge 이다.

먼저 Gaussian 필터링을 통하여 영상을 부드럽게 하고 Sobel edge를 사용하여 기울기 벡터의 크기를 계산한다. 기울기의 크기가 최댓값인 것만을 남기고 나머지는 0으로 억제하고 연결된 edge를 얻기 위하여 두 개의 임계값을 사용한다. 높은 임계값을 사용하여 기울기 방향에서 낮은 임계값이 나올 때까지 추적하여 edge를 연결하는 히스테리시스 임계 값 방식을 사용한다[8].

6. Dog(Difference of Gaussian) Algorithm

Gaussian 함수는 영상을 흐리게 하는 함수로써, edge를 검출 한다. Gaussian 수식은 식 (2)와 같이 정의되어 있다.

$$G_{\sigma}(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad \text{식 (2)}$$

각 Gaussian의 분산 값을 다르게 하여 그 차이를 이용해 경계선을 추출하는 기법이다. 마스크 3×3 [pixel]을 중첩시킨 영상은 마스크 5×5 [pixel]를 중첩시킨 영상보다 좀

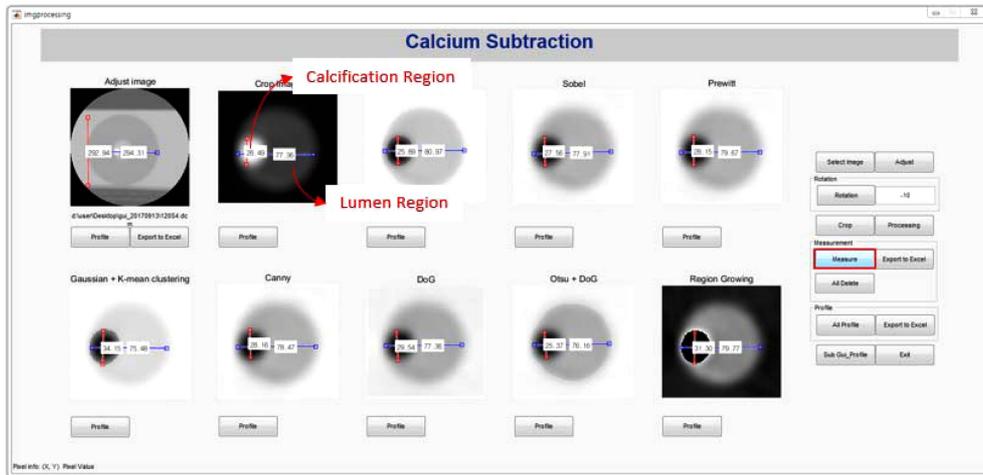


그림 6. 관상동맥 석회화 팬텀의 MDCT 영상에서 석회화 영역 크기 측정.

Fig. 6. Measurement of Calcification region size in MDCT images of coronary artery calcification phantom.

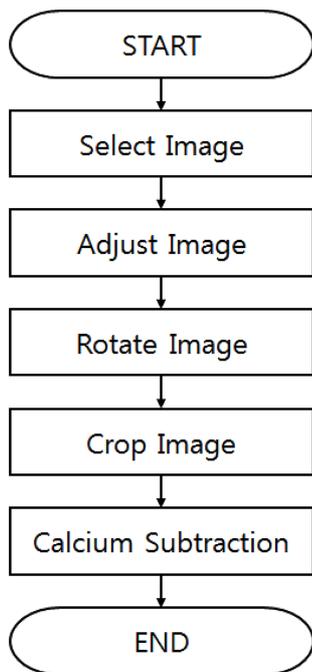


그림 7. 석회화 인공 음영 제거 프로그램 순서도.

Fig. 7. Flowchart of program to subtraction calcification blooming artifact.

더 edge가 선명하기 때문에 이 둘의 중첩 결과에서 차 영상을 구하여 edge 영상을 획득하는 기법이다[9].

7. Region Growing Algorithm

Region Growing을 이용한 영상 분할은 화소값 간의 유사도를 계산하여 영역 분할을 수행한다. 먼저 Seed 화소의 좌표를 설정한 후 인접 화소값의 유사도를 계산하고 인접 화소값이 Seed 화소값에 속하는지를 판단한다. 즉, 두 화소

값의 차가 절대적인 임계값 안에 속하면 같은 영역으로 확장하고 임계값보다 크면 확장을 멈추고 분할을 한다[10].

8. GUI 개발 및 면적 측정 방법

그림 6과 같이 관상동맥 석회화 팬텀의 MDCT 영상에서 석회화 영역의 면적 크기를 알아보기 위해서 MATLAB (Mathworks Co., MATLAB R2016b)의 GUI(Graphical User Interface)를 이용하여 프로그램을 개발하였다. 관상동맥 석회화 팬텀의 MDCT 영상에 총 8가지의 이미지 분할 기법을 적용하여 석회화 인공 음영을 최소화하고, 석회화 영역의 면적 크기를 자동으로 측정해주는 프로그램을 개발하였다. 그림 7은 이미지 분할 기법을 적용하여 석회화 인공 음영을 최소화하는 MATLAB GUI 프로그램의 순서도를 나타낸다. 먼저 관상동맥 석회화 팬텀의 MDCT 영상을 선택하여 불러온다. MDCT 영상은 CT 스캔으로 얻은 영상으로 픽셀 값이 -1,024 HU에서 +3,071 HU의 범위에 해당한다. 불러온 영상은 일반적인 데이터 범위인 0 HU에서 +4,000 HU의 값을 가진다. 데이터 처리를 위해 필요에 따라 영상을 회전시키고, 관심 있는 영역으로 자른다. 그리고 총 8가지의 이미지 분할 기법들을 적용하여 관상동맥 석회화 MDCT영상에서 나타나는 석회화 인공 음영 효과를 최소화하고, 석회화 영역의 크기를 측정하였다.

IV. 분석방법

1. Intraclass Correlation Coefficient(ICC) 통계 분석

본 연구에서는 관상동맥 석회화 협착 팬텀을 이용하여 현미경에서 측정된 석회화 영역의 면적 크기와 이미지 분할을 적용하여 석회화 인공 음영 효과가 최소화된 MDCT 영상

표 2. 5 mm Phantom의 석회화 면적의 현미경 및 8가지 방법 측정.

Table 2. 5 mm phantom calcification diameter microscope and 8 methods measurement.

단위 : [mm]

Method \ Phantom	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
Microscope	0.934601	1.583099	2.95639	4.339218	6.122589	7.705688	9.19342
Otsu	1.638793	2.374087	3.676471	5.055748	7.384179	8.929258	11.421088
Sobel	1.929546	2.441369	3.621203	4.938005	6.889177	8.205978	12.624952
Prewitt	2.066513	2.602364	4.255575	5.118224	6.992503	9.032584	12.276528
Gaussian+K-mean Clustering	1.151000	1.742991	3.015667	4.486255	6.237985	7.857555	9.669358
Canny	1.434544	2.386101	3.176663	4.543925	7.088620	9.330546	11.759900
DoG	1.179835	2.148212	3.784602	5.017301	6.903595	8.157920	10.940504
Otsu+DoG	1.151000	2.085736	3.726932	6.540754	7.910419	9.037389	12.478374
Region Growing	2.011246	3.409746	6.391772	9.654940	12.250096	13.201653	16.510477

표 3. 현미경 데이터와 8가지 이미지 분할 기법의 ICC 통계 분석.

Table 3. Statistical analysis of microscopic data and 8 image segmentation techniques

Method	Microscope	Otsu	Sobel	Prewitt	Gaussian+K-Mean Clustering	Cnnay	DoG	Otsu+DoG	Region Growing
ICC	1.000	0.993	0.977	0.986	1.000	0.985	0.995	0.977	0.925
95% CI	1.000~1.000	0.960~0.999	0.867~0.996	0.921~0.998	0.997~1.000	0.912~0.997	0.969~0.999	0.869~0.996	0.564~0.987

300

에서 석회화 영역의 면적 크기를 비교하기 위해 SPSS20 통계 프로그램을 이용하여 급내 상관 계수(Intraclass Correlation Coefficient, 이하 ICC)를 실시하였고, 신뢰 구간 (Confidence Interval, CI)은 95%로 설정하였다. ICC는 동일한 양을 측정하는데 각 측정치간의 일치 정도를 평가하기 위해 이용되는 통계 방법으로 관상동맥 석회화 팬텀의 실제 석회화 영역 면적 크기와 석회화 인공 음영 효과가 최소화 된 석회화 영역 면적 크기를 비교하기 위해 ICC 통계 분석 방법을 사용하였다[11].

V. 연구 결과 및 고찰

그림 3은 MDCT를 이용하여 획득한 내강 5 mm 관상동맥 석회화 팬텀의 MDCT 영상이고, 첫 번째 줄 왼쪽부터 석회화 영역 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm, 3.0 mm, 3.5 mm, 4.0 mm의 직경 크기를 나타낸다. 그림 4의 현미경 장비를 이용하여 관상동맥 석회화 팬텀 내 석회화 영역의 면적 크기를 측정하였고, 그림 5는 현미경에서 획득한 관상동맥 석회화 팬텀의 현미경 영상을 나타낸다. 그림 6은 본 연구에서 개발 된 프로그램이며, 8가지 이미지 분할 기법을 적용하여 MDCT에서 나타나는 석회화 인공 음영을 최소화시키고, 석회화 영역의 면적 크기를 측정한다. 표 1은 관상동맥 석회화 팬텀 내 석회화 영역의 현미경 측정 데이터와 이미지 분할 기법이 적용된 MDCT영상에서의 석회화 영역

면적 크기를 나타낸다.

관상동맥 석회화 팬텀의 실제 석회화 영역 면적 크기와 석회화 인공 음영 효과가 최소화 된 석회화 영역 면적 크기를 비교하기 위해 ICC 통계 분석 방법을 사용하였다. 표 2는 관상동맥 석회화 팬텀의 ICC 통계 결과를 나타낸다. ICC 통계 분석 결과 Region Growing 이미지 분할 기법을 적용하였을 때, 관상동맥 석회화 팬텀의 실측 데이터와 비교하여 2배 이상의 면적 값을 측정하였으며, 0.564~0.987 (95% IC)의 가장 낮은 일치도를 나타내었다. Sobel 이미지 분할 기법을 적용하였을 때, 0.867~0.996 (95% IC)의 일치도를 나타내었고, Otsu와 DoG를 혼합하여 적용하였을 때, 0.869~0.996 (95% IC)의 일치도를 나타내었다. Canny 이미지 분할 기법을 적용하였을 때, 0.912~0.997 (95% IC)의 일치도를 나타내었고, Prewitt 이미지 분할 기법을 적용하였을 때, 0.921~0.998 (95% IC)의 일치도를 나타내었다. Otsu 이미지 분할 기법을 적용하였을 때, 0.960~0.999 (95% IC)의 일치도를 나타내었고, DoG 이미지 분할 기법을 적용하였을 때 0.969~0.999 (95% IC)의 일치도를 나타내었다. Gaussian과 K-Mean Clustering을 혼합하여 적용하였을 때 0.997~1.000 (95% IC)의 가장 높은 일치도를 나타내었으며, 관상동맥 석회화 팬텀의 현미경 실측 크기와 가장 근접한 면적 크기로 측정하였다.

본 연구에서는 관상동맥 경화증 환자의 MDCT영상에서 나타나는 석회화 인공 음영의 효과를 최소화하고, 석회화 영

역의 면적을 측정하기 위해 Otsu, Sobel, Prewitt, Gaussian+K-Mean Clustering, Canny, DoG(Difference of Gaussian), Otsu+DoG, Region Growing의 총 8가지 이미지 분할 기법을 적용하였다. 이주원(2011) 등은 퍼지 알고리즘(Fuzzy Algorithm)을 이용하여 관상동맥의 협착부위를 검출하는 연구를 진행하였다. 제안한 알고리즘은 퍼지 알고리즘을 이용하여 협착이 관찰되는 혈관의 분기점과 끝점부위를 검출하는 방법으로 구성되어 있다. 알고리즘을 평가하기 위해 다양한 혈관조영영상을 사용하였으며 그 결과 분기점 및 끝점에 대한 검출율이 89.6%와 85%의 성능을 나타내었지만, 환자마다의 다양한 혈관구조로 인해 혈관의 구조 및 병변의 위치에 대한 전문적인 지식이 필요하며, 영상대비에 따른 검출 성능에 영향을 미친다고 보고하였다 [12]. Zhonghua Sun (2015) 등의 연구에서는 관상동맥 내 석회화로 인한 석회화 인공 음영의 영향을 줄이기 위해 Image J(National Institutes of Health, USA, ImageJ v1.49b)에서 기본으로 제공하는 Sharpening filter와 Smoothing filter를 적용하였고, 각 filter의 가중치를 다양하게 하여 관상동맥 내 내강 영역의 시각화 및 직경을 측정하였다. 석회화 인공 음영을 최소화하여 내강 영역의 시각화를 향상시켰지만, 고 밀도의 석회화로 인한 석회 인공 음영 효과 분석 및 평가에 대한 추가 연구가 필요할 것이라 보고하였다[13]. 이와 같이 관상동맥 경화증 환자의 MDCT 영상에서 나타나는 석회화 인공 음영 효과를 최소화 시키기 위한 많은 연구가 진행 중에 있으며, 실제 관상동맥 석회화의 크기를 정확하게 측정하기 위해 후속연구가 시도되어야 할 것으로 사료된다.

VI. 결 론

본 논문에서는 MDCT영상에서 석회화로 인한 석회화 인공 음영의 영향을 최소화하고, 실제 석회화 영역의 면적 크기를 정확히 측정할 수 있는 방법을 비교 분석하였다. 제작한 관상동맥 석회화 팬텀을 이용하여 MDCT영상을 획득하였고, 8가지의 이미지 분할기법을 적용하여 석회화 인공 음영의 영향을 최소화하였다. 석회화 영역의 실제 면적 크기를 측정하기 위해 현미경 장비를 이용하여 관상동맥 석회화 팬텀 내 석회화 영역의 면적 크기를 획득하였고, 이미지 분할기법이 적용된 MDCT영상 내 석회화 영역의 면적 크기와 비교 분석을 진행하였다. 그 결과 Gaussian과 K-Mean Clustering을 혼합하여 적용하였을 때 0.997~1.000(95% IC)의 가장 높은 일치도를 나타내었으며, 관상동맥 석회화 팬텀의 현미경 실측 크기와 가장 근접한 면적 크기로 측정하였다. 본 연구의 향후 발전을 위해 석회 제거 기법에 대한 계속적인 연구가 필요하며, 또한 실제 관상동맥 경화증

환자의 MDCT영상 분석을 통해 높은 재현성과 정확성을 가지는 프로그램으로 발전이 필요하다.

참고문헌

- [1] The Cause of Death Statistics in 2015 (2016), Statistics Korea (distributed Sep. 27, 2016)
- [2] J.H. Lim and T.K. Kwon, "Effects of Luteolin on IL-1 β -Induced MCP1 Protein Expression," *Journal of Life Science*, vol. 19, no. 4, pp. 514-519, 2009.
- [3] S. H. Lee, *Coronary artery stenosis and calcification levels according to the lifestyle of health screening examinee*, Gachon University Master's Thesis, 2015.
- [4] Z.X. Li and S.W. Kim, "A Multi-thresholding Approach Improved with Otsu's Method," *The Institute of Electronics Engineers of Korea - Computer and Information*, vol. 45, no. 5, pp. 29-37, 2006.
- [5] D.S. Han, M.W. Jeong, and H.S. Kim, "A Study on Image Rotation Correction of Real Time Using ACB Algorithm Based on Sobel Edge," *Journal of Korean Institute of Information Technology*, vol. 13, no. 6, pp. 1-6, 2015.
- [6] K.S. Hee, N.S. Byung, and L.H. Jin, "An Improved Area Edge Detection for Real-time Image Processing," *Korean Society of Computer and Information*, vol. 14, no. 1, pp. 99-106, 2009.
- [7] S.M. Lee, H.J. Kim, T.H. Lee, and S.R. Yoon, "Clustering-based Automated SNR Analysis for Medical Images," *Proceeding of the Summer Conference The Institute of Electronics and Information Engineers*, pp. 1301-1304, 2013.
- [8] L.J. Koo, I.S. Jung, S.W. Choi, H.B. Park, and G.N. Wang, "Practical application of Morphology and Canny method for automatic segmentation of ROI(Region Of Interests) in breast ultrasound image," *Proceeding of the Fall Conference Korean Institute of Industrial Engineers*, pp. 1250-1255, 2007.
- [9] M.Y. Sung and K.K. Kim, "Comparison of LoG and DoG for 3D Reconstruction in Haptic System," *Journal of Korea Multimedia Society*, vol. 15, no. 6, pp. 711-721, 2012.
- [10] S.E. Oh, S.K. Kang, M.H. Chang, and J.A. Park, "Automatic Organ Segmentation of the Abdominal CT Images using Gray-level Information and Region Growing," *Journal of Korean Institute of Information Technology*, vol. 12, no. 1, pp. 147-154, 2014.
- [11] J.Y. Kim, S.C. Yeo and S.M. Lee, "A Theoretical and Empirical Comparison between Intraclass Correlation and Generalizability," *THE KOREAN JOURNAL OF PSYCHOLOGY: GENERAL*, vol. 28, no. 3, pp. 659-686, 2009.
- [12] J.W. Lee, S.H. Kim, J.H. Kim, H.W. Lee, W.G. Jung and G.K. Lee, "Detection of coronary artery stenosis using Fuzzy algorithm," *Journal of the Korea Institute of Information and Communication Engineering*, vol. 15, no. 9, pp. 2013-2018, 2011.
- [13] Zhonghua. Sun, Curtise K. C. Ng, "High calcium scores in coronary CT angiography: effects of image postprocessing on visualization and measurement of coronary lumen diameter," *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, vol. 5, pp. 110-116, 2015.