creative commons

COMMONS DEED

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

dCollection

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[UCI]I804:24011-200000265851

2017년 2월

박사학위 논문

3D 의료데이터를 이용한 가상혈관경 시스템 개발에 관한 연구

조선대학교 대학원

산업공학과

박 상 진

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

3D 의료데이터를 이용한 가상혈관경 시스템 개발에 관한 연구

A Study on the Development of a Virtual Angioscopy System using 3D Medical Data

2017년 2월 24일

조선대학교 대학원

산업공학과

박 상 진

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

3D 의료데이터를 이용한 가상혈관경 시스템 개발에 관한 연구

지도교수 박 형 준

이 논문을 공학 박사학위신청 논문으로 제출함

2016년 10월

조선대학교 대학원

산업공학과

박 상 진

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

박상진의 박사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 백 정 우 (인)

위 원 조선대학교 교수 신 종 호 (인)

위 원 조선대학교 교수 박 형 준 (인)

위 원 광주과학기술원 교수 고 광 희 (인)

위 원 난양기술대학교 교수 문 승 기 (인)

2016년 12월

조선대학교 대학원

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

목차

목차 i
그림 목차 iv
표 목차 viii
ABSTRACT ix
제 1 장 서론 1
1.1 연구 배경 1
1.2 연구 목적 및 범위 2
제 2 장 기존연구 고찰 4
2.1 가상내시경 기술 4
2.2 의료 영상을 이용한 3D 모델 생성 기술 기술 6
2.2.1 의료 영상 처리 9
2.2.2 3 차원 메쉬 모델 생성 9
2.2.3 메쉬 모델 개선 12
2.3 3D 골격 곡선 생성 기술 12
2.3.1 3D 세선화(Thinning)를 이용한 골격 모델 생성 13
2.3.2 축약을 이용한 골격 모델 생성 기술 16
제 3 장 제안된 가상혈관경 시스템 18
제 4 장 3D 혈관 모델 생성 20
제 5 장 3D 골격 곡선 생성 24

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

5.1 제안된 3D 골격 곡선 생성 방안 24
5.2 초기 3D 골격 다각형 생성 26
5.2.1 골격 복셀 모델 생성 27
5.2.2 골격 구조 분석 28
5.2.3 초기 3D 골격 다각형 생성 32
5.3 3D 골격 다각형 개선 34
5.3.1 가지 노드 점에 대한 외곽선 생성 34
5.3.2 외곽선의 유효성 검사 39
5.3.3 외곽선 중심점 계산 41
5.3.4 분기점의 위치 개선 47
5.3.5 부적합 노드 점의 위치 수정 48
5.4 혈관의 3D 골격 곡선 생성 49
5.5 분석 및 적용 50
5.5.1 적용 결과 50
5.5.2 정확도 비교 55
제 6 장 탐색 경로 결정 및 가상 카메라 운용 60
6.1 제안된 탐색 경로 결정 및 가상 카메라 운용 방안 60
6.2 외곽선 및 3D 골격곡선 생성 62
6.3 최적 탐색 경로 결정 62
6.4 가상 카메라 운용 64
6.4.1 가상 카메라 위치 결정 및 보간 65
6.4.2 가상 카메라 자세 결정 및 보간 66

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

6.4.3 립모션을 이용한 가상 카메라 제어 71
6.5 가상 카메라 운용 방안 구현 74
6.6 사용성 평가 75
제 7 장 혈관질환 의심 영역 탐색 82
7.1 제안된 혈관질환 의심 영역 탐색 방안 82
7.1.1 혈관의 협착 및 팽창 질환 82
7.1.2 협착 및 팽창 질환 의심 영역 탐색 84
7.1.2 주요 파라미터 범위 결정 87
7.2 혈관질환 의심 영역 탐색 방안 구현 92
7.3 적용 결과 93
제 8 장 결론 및 토의 100
참고문헌 103

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그림 목차

그림 1. 가상내시경 시스템 ····· 6

그림 2. 3차원 볼륨 의료 영상 예 ····· 7

그림 3. 인체 두부의 CT 영상들 ····· 8

그림 4. 인체 두부의 MRI 영상들 ····· 8

그림 5. SPET/PET 영상들 ····· 8

그림 6. 인체 두뇌에 대한 의료 영상 처리(경계 분할, 라벨링) 예 ····· 9

그림 7. 마칭큐브 기법 적용 예 ····· 11

그림 8. 2D 윤곽선 기반 삼각메쉬 생성 예제[20] ····· 12

그림 9. 데이메이션 적용 예 ····· 12

그림 10. 4 가지 템플릿 (class A, B, C and D) [37] ····· 14

그림 11. 추가된 템플릿 일부 [27] ····· 14

그림 12. 골격 모델 추출 결과 [27] ····· 15

그림 13. 골격 추출 결과 [31] ····· 15

그림 14. Skeleton curve 생성 결과 [40] ····· 17

그림 15. 혈관 골격 모델 추출 결과 [36] ····· 17

그림 16. 가상혈관경 시스템 구조 ····· 18

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그림 17. 구현된 3D 혈관 모델 생성 환경 ····· 20

그림 18. 삼각형 생성을 위한 15가지 경우 [22] ····· 21

그림 19. 인체 혈관의 복셀 모델과 메쉬 모델 생성 예제 ····· 22

그림 20. 3D 골격 곡선 생성 과정 ····· 25

그림 21. 혈관 골격 자료구조 ····· 26

그림 22. 우관상동맥의 복셀 모델로부터 생성된 골격 복셀 모델 ····· 28

그림 23. 혈관 구조 요소 ····· 29

그림 24. 후보 분기 점 ····· 29

그림 25. 선택된 후보 분기 복셀 ····· 31

그림 26. 우관상동맥의 구조 분석 결과 ····· 32

그림 27. 초기 3D 골격 다각형 생성 결과 ····· 33

그림 28. 노드 점에 수직인 평면 ····· 35

그림 29. 노드와 가까운 교점으로부터 외곽선 생성 방안 ····· 37

그림 30. 외곽선 생성 결과 ····· 38

그림 31. 유효하지 않은 외곽선 ····· 40

그림 32. 외곽선 중심점 계산 절차 ····· 41

그림 33. 노드 점에 대한 지역 좌표계 ····· 42

그림 34. 오목 다각형에 대한 중심점 계산 및 삼각형과 결과 ····· 43

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그림 35. 선택된 삼각형 내부점 계산 ····· 45

그림 36. 선택된 삼각형의 내부점 계산 예제 ····· 46

그림 37. 적합 노드에 대한 개선 결과 ····· 47

그림 38. 분기점 개선 결과 ····· 48

그림 39. 적합하지 않은 노드 점 개선 ····· 49

그림 40. 3D 골격 곡선 생성 결과 ····· 50

그림 41. 하지동맥 3D 모델에 대한 생성된 3D 골격 곡선 결과(case 1) ····· 51

그림 42. 관상동맥 3D 모델에 대한 생성된 3D 골격 곡선 결과(case 2) ····· 52

그림 43. 관상동맥 3D 모델에 대한 생성된 3D 골격 곡선 결과(case 3) ····· 53

그림 44. 관상동맥 3D 모델에 대한 생성된 3D 골격 곡선 결과(case 4) ····· 54

그림 45. 노드 점에 대한 중심 오차 계산 방안 ····· 56

그림 46. 가상혈관경 구현을 위한 개략적인 과정 ····· 61

그림 47. 최단경로 탐색 과정 ····· 63

그림 48. 최적경로 탐색 결과 예제 ····· 64

그림 49. 정의되지 않은 자세로 인한 가상 카메라의 자세 변환 예제 ····· 66

그림 50. 두 노드를 잇는 선분에서 가상 카메라의 자세 ····· 67

그림 51. 가상 카메라를 위해 자세 정의 ····· 70

그림 52. 립모션으로 측정 가능한 손 정보 ····· 72

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그림 53. 립모션의 측정 정밀도 ····· 72

그림 54. 가상 카메라 제어를 위해 손 동작들 ····· 74

그림 55. 탐색 경로 결정 및 가상 카메라 운용 테스트베드 ····· 75

그림 56. 사용성 평가를 위한 실혈관 3D 모델들 ····· 76

그림 57. 사용성 평가 설문 결과 그래프 ····· 77

그림 58. 설문 문항 Q2 응답결과에 대한 빈도 히스토그램 ····· 79

그림 59. 설문 문항 Q3 응답결과에 대한 빈도 히스토그램 ····· 79

그림 60. 혈관질환 예제 ····· 83

그림 61. 혈관질환 검사 결과 예제 ····· 84

그림 62. 협착 탐색 예제 ····· 86

그림 63. 팽창 탐색 예제 ····· 87

그림 64. 혈관질환 의심 영역 탐색 환경 ····· 93

그림 65. 하지동맥 일부에 대한 탐색결과 ····· 95

그림 66. 슬와동맥 일부에 대한 탐색 결과 ····· 96

그림 67. 총장골동맥 일부에 대한 탐색 결과 ····· 97

그림 68. 슬와동맥 일부에 대한 탐색 결과 ····· 98

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

표 목차

표 1. 외곽선에 대한 유효성 검사 결과 ····· 40

표 2. 혈관 골격 모델의 오차율(%) ····· 58

표 3. 설문지 질문 항목 ····· 76

표 4. 설문 문항 Q2, Q3 응답결과에 대한 기술통계량 ····· 78

표 5. 설문 문항 Q2 응답결과에 대한 빈도분석 결과 ····· 78

표 6. 설문 문항 Q3 응답결과에 대한 빈도분석 결과 ····· 79

표 7. 설문 문항 Q2 응답결과에 대한 정규성 검정 결과 ····· 80

표 8. 설문 문항 Q3 응답결과에 대한 정규성 검정 결과 ····· 80

표 9. 설문 문항 Q2, Q3 응답결과에 대한 Wilcoxon 검정 결과 ····· 81

표 10. 파라미터 변화에 다른 협착 영역 탐색 결과 ····· 88

표 11. 파라미터 변화에 다른 팽창 영역 탐색 결과 ····· 90

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

ABSTRACT

A Study on the Development of a Virtual Angioscopy System using 3D Medical Data

Sang-Jin Park

Advisor: Prof. Hyungjun Park, Ph.D.

Department of Industrial Engineering

Graduate School of Chosun University

The accurate diagnosis of vascular diseases, including coronary artery disease and cerebrovascular disease, requires complicated procedures that usually involve a great deal of time and cost. In an attempt to address this issue, virtual endoscopy and angioscopy based on the processing and utilization of 3D medical data have been researched and developed as one of tools required for noninvasive diagnosis in medical fields.

In this dissertation, we propose three methods that can be used as key components of a virtual angioscopy system, each of which makes good use of 3D blood vessel models generated from medical images such as Computed Tomography (CT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI). The methods include those for generating 3D curve-skeletons of human blood vessels, for determining navigation paths and operating a virtual camera to explore inside the 3D blood vessel models, and for detecting the suspicious region of vascular diseases.

For the generation of the 3D models of blood vessels, we extract specific

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

regions of interest from the medical images of human organs, express the regions as a voxel model, and construct a 3D mesh model by applying the marching cube algorithm to the voxel model.

For the generation of the 3D curve-skeletons of blood vessels, we take two main steps: the generation of initial skeleton polygons and the refinement of the skeleton polygons. In the generation of the initial skeleton polygons, we obtain a set of thinned voxels by applying a voxel thinning algorithm to the voxel model. We then identify the vascular structure by detecting the junction and end voxels and dividing the thinned voxels into a set of branches. Next, we generate the initial skeleton polygons by approximating the voxels in each branch as a polygon. When refining the skeleton polygons, we move the points of all the branches closer to the centerlines of the 3D blood vessel model. For each branch point and end point, we compute its normal contour by intersecting the 3D mesh model and a normal plane at the branch or end point concerned, and then move the point to the inner center of the normal contour. For each junction, we modify its location using the actual branch points to which it is most adjacent.

For navigation path determination and virtual camera operation, we make use of normal contours and 3D curve-skeletons. For a navigation zone specified by two points on the 3D curve-skeletons, the shortest path between the two points is computed and the positions of a virtual camera are estimated in the navigation zone. Then the positions are interpolated to ensure smooth movement of the camera along the path. In addition to keyboard and mouse input, intuitive hand gestures (determined by Leap Motion Software Development Kit (SDK)) are used as a user interface for virtual navigation of the 3D blood vessels.

For the detection of the suspicious regions of vascular disease, we divide the 3D curve-skeletons into a set of branches, and compute the areas of normal

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

contours of nodes located in each branch. By taking into account of the average area, the maximum and minimum areas, and the area difference between the adjacent normal contours, we detect and visualize the suspicious regions.

We have implemented and developed a virtual angioscopy system based on the proposed methods, and tested it using several actual data sets of human blood vessels with artificially created data sets. We expect that this virtual angioscopy system can complement the weaknesses of conventional virtual angioscopy systems, and that it can be used as one of useful tools that are required to replace current invasive vascular endoscopy systems.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 1 장 서론

1.1 연구 배경

혈관질환은 발병률이 높으나 사전 진단율이 저조하고, 정확한 진단을 위해서는 복잡한 과정이 요구된다. 이를 해결하기 위해 최근 의료분야에서는 보다 체계적이고 위험부담을 최소화할 수 있는 3D 모델 기반 진단 기술의 개발 및 적용이 활발히 진행되고 있다[1]. 이러한 3D 모델은 의료 영상 측정장비[2-4]를 통해 얻어진 의료 영상으로부터 복원하는 것으로 다양한 의료분야의 진단 및 시술 계획에 활용될 수 있다. 특히, 인체 순환기계 질환의 진단 및 치료 분야에서 혈관의 협착 및 팽창부위에 대한 정확한 위치를 파악하고, 스텐트(stent) 장착이나 우회(bypass) 수술을 대화식으로 계획하기 위해 활용될 수 있다.

그러나, 혈관의 3D 모델을 생성하고 시각화하여 진단 또는 수술계획에 활용하기까지는 상당한 시간이 소요된다. 따라서, 많은 의료분야에서는 경제적이고 위험부담이 적은 진단 방법으로 가상현실(virtual reality) 기술을 이용한 가상내시경(virtual endoscopy)이 각광을 받고 있으며, 이를 지원하기 위한 많은 연구들이 이루어지고 있다[5].

가상내시경은 환자의 의료 영상을 가상환경에서 관찰할 수 있는 3D 모델로 재구성한 후, 의사의 조작에 의해 실제 내시경과 같이 인체장기를 검사하는 방법을 말한다[6]. 이러한 가상내시경은 환자에게 고통을 전혀 주지 않을 뿐만 아니라 실제 내시경(endoscope)으로는 접근이 불가능한 심장, 혈관, 뇌혈관 등의 기관에 대한 검사 및 관찰이 가능하다. 또한, 의료 영상 데이터를 이용하여 언제나 내시경 검사가 가능하다는 장점을 가지고 있다. 그러나, 관심을 두는 3D 모델에서 가상내시경을 조작하고 질환 영역의 경로를 찾아 검사하기까지는 많은 노력과 경험이 요구되며, 조작에 따라 즉각적인 시각화가 요구된다.

이러한 단점을 보완하기 위해 일부 연구[7-18]에서는 단층 의료 영상을

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

가상카메라의 위치와 동기화하여 보이도록 하거나 미리 정해진 경로를 사용하는 방안이 제안되고 있으나, 이는 조작 및 처리속도 측면에서 근본적인 해결책이 되지 못하며, 얇고 복잡한 형태를 가지는 혈관에 적용하기에는 정확도 측면에서 한계를 가지고 있다.

가상현실을 이용하여 인체 혈관에 대한 비침습 방식의 검사/관찰 및 질환 의심 영역 탐색의 효율성을 높이기 위해서는 가상 카메라의 자연스러운 탐색 자세와 이동 경로를 제공함으로써 빠르고, 정확한 탐색을 지원해야 한다. 아울러 기하학 분석을 통해 질환 의심 영역의 탐색이 가능하고, 간편한 사용성을 제공해야 한다. 이를 위한 본 연구는 기존 가상혈관경 시스템의 단점을 보완하고, 현재 활용되고 있는 침습적 혈관내시경 방식을 대체하기 위한 유용한 도구들 중의 하나로 활용될 수 있으리라 사료된다.

1.2 연구 목적 및 범위

본 연구의 목적은 혈관 내부에 대한 간편하고 정확한 탐험이 가능하고, 협착 또는 팽창과 같은 혈관질환 의심 영역을 탐색할 수 있는 가상혈관경 시스템의 요소 기술들을 개발하는 것이다.

연구목적 달성을 위해 측정장비로부터 얻어진 의료 영상에서 혈관 내벽에 대한 3D 복셀 모델과 3D 메쉬 모델을 생성하였고, 생성된 모델들에 대한 분석을 통해 가상 카메라의 탐색 경로 및 위치/자세 결정, 그리고 혈관질환 의심 영역 탐색에 활용될 골격 곡선과 외곽선 생성 방안을 연구하였다. 또한, 용이한 가상 카메라 제어를 위한 탐색 경로 결정 방안과 가상 카메라 운용 방안을 연구하였으며, 혈관질환 탐색 및 진단에 도움을 줄 수 있는 혈관질환 의심 영역 탐색 방안을 연구하였다. 이를 바탕으로 가상혈관경 시스템을 구현하였다. 다음은 본 연구에서 수행한 주요 연구내용이다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

- 3D 골격 곡선 생성 방안
- 탐색 경로 결정 및 가상 카메라 운용 방안
- 혈관질환 의심 영역 탐색 방안

본 연구에 의해 구현된 가상혈관경 시스템은 혈관 내벽 표면과의 충돌을 방지하고 자연스러운 자세와 함께 빠르고, 정확한 탐색을 제공한다. 또한, 복원된 혈관 내벽 모델을 분석하여 협착 또는 팽창과 같은 혈관질환 의심 영역을 찾아줌으로써 영상기반 진단방법(angiogram, ivus 등)과 함께 병행하여 보다 정확하고 간편한 진단이 가능하다. 이러한 가상혈관경 시스템은 기존 가상혈관경 시스템의 단점을 보완하고, 현재 활용되고 있는 침습적 혈관내시경 방식을 대체하기 위한 유용한 도구들 중의 하나로 활용될 수 있으리라 사료된다.

논문 구성은 다음과 같다. 2장에서는 가상혈관경 시스템과 관련된 기존 연구와 함께 가상혈관경 시스템구현을 위한 요소 기술에 대해 살펴보고, 3장에서는 제안된 가상혈관경 시스템의 전체적인 구조를 설명한다. 4장에서는 기존 방안을 토대로 구현한 3D 혈관 내벽 모델 생성 환경에 대해 설명하며, 5장에서는 3D 골격 곡선 생성 방안에 대해 설명한다. 6장에서는 탐색 경로 결정 및 가상 카메라 운용 방안에 대해 설명하고, 7장에서는 협착 또는 팽창과 같은 혈관질환 의심 영역의 탐색 방안을 설명하며, 마지막으로 8장에서는 결론 및 추후 연구에 대해 언급한다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 2 장 기존연구 고찰

효과적인 검사를 위한 가상내시경 시스템을 구현하기 위해서는 측정 장비로부터 획득한 의료 영상을 기초로 3D 모델 생성, 3D 골격 곡선 생성 등 주요 필수 과정이 선행되어야 하며, 이러한 선행 과정들은 수행 방법 및 출력 결과에 따라 가상혈관경의 품질에 많은 영향을 미친다. 본 장에서는 기존의 가상내시경 기술과 함께 이를 구현을 위한 주요 요소 기술에 대해 살펴본다

2.1 가상내시경 기술

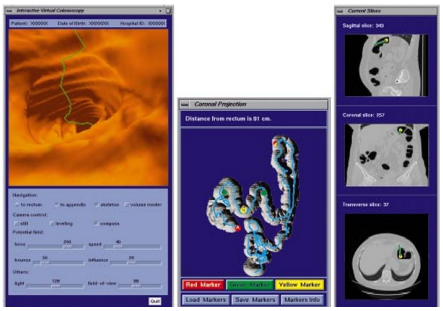
가상내시경은 소화기관(gastroenterology), 방사선과 (radiology), 일반외과 (general surgery), 신경외과 (neurosurgery)등 많은 의료 분야에서 비침습적 진료방법으로 활용 될 수 있다[5]. 이에 따라 가상내시경과 관련된 많은 연구가 진행되어 오고 있으며, 이미 상용화 되어 제품화 되었거나, 연구실 단위에서 개발을 목적으로 만들어진 가상내시경 시스템들도 있다.

FreeFlight[7]은 University of Wake Forest에서 개발되었으며, 각각의 장기를 구분한 후, 이들을 렌더링하고, 자동 또는 반자동 항행을 지원한다. 또한, 장기 내부의 중심선을 찾아 가상 카메라를 통해 해당 중심선을 이동하며 3차원 혈관 모델 내부를 탐색한다. 그러나, 정확한 중심선 탐색을 보장하지 못하며, 사용성 측면에서 단점을 가진다. Syngo는 VolumePro[8,9]를 사용하는 Siemens Medical Solutions에서 개발된 시스템으로, 실시간 렌더링을 지원한다. 2D 시각화를 기반으로 하고 있어 제약 이 많으며, 쉐이딩이 불가능 하다는 단점을 가지지만, 매우 빠른 처리속도를 제공한다. GE Corporate Research and Development에서 개발된 VESA[10]는 표면 렌더링 기반의 시스템으로 장기가 복잡하여 삼각형의 수가 많아 처리해야 할 양이 많아질 경우 단순화 알고리즘을 적용하여 빠르게 처리한다. 하지만, 단순화로 인해 화질이 저하되어 임상에서의 이용이 제한적이며, 자동항행만을 지원한다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

VoxelView/Vitea2[11]는 직접 볼륨 렌더링 기법을 이용하며, 키프레임 보간 규칙이라는 방식을 이용하여 시각화를 가속화한다. 또한, VICON[12]은 표면 렌더링 기반으로 3D 영역확장 방법을 이용하여 가상 경로를 생성하는 방식이다. 기본적으로 미리 생성된 경로를 따라 이동이 가능하며, 사용자의 개입이 가능하다. Virtual Colonoscopy[13]은 상용화된 시스템으로 볼륨 광선 투사법을 기반으로 하며, 영상의 저하 없이 고속으로 영상을 제공하고, 입력을 통해 장기의 구조 파악이 가능하다. Interactive Virtual Angioscopy[14]는 수동항행 방식을 취하며, 텍스쳐 매핑 방식을 취하고 있어 고가의 워크스테이션이 필요하다. CRS4에 의해 개발된 VIVENDI[15]는 전처리 시간 단축에 초점을 맞추었고, 관 모양의 장기만을 처리하는 VICON의 단점을 보완하였으며, 안내 항해 기능을 지원한다. VirEn[16]은 마칭큐브 기반으로 렌더링 기법을 이용하였으며, 전처리 과정에서 경로를 탐색하는 안내 항행 방식을 사용한다. 그림 1은 VICON와 Virtual Colonoscopy, Virtual angioscopy 그리고 VIVENDI 환경을 나타낸다.

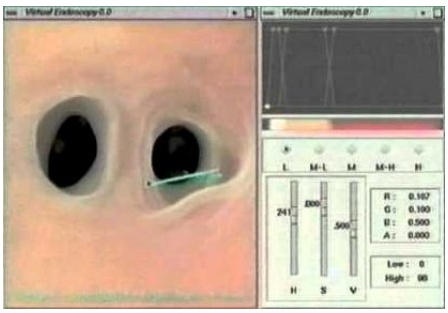


(a) VICON[12]

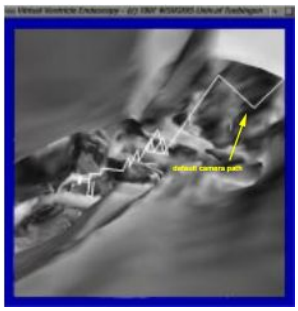
(b) Virtual Colonoscopy[13]

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



(c) Virtual angioscopy[14]



(d) VIVENDI[15]

그림 1. 가상내시경 시스템

2.2 의료 영상을 이용한 3D 모델 생성 기술 기술

최근 의료 영상 측정 장비의 발달로 인체에 대한 촬영이 가능해지면서 의료 영상 기반의 3D 시각화 및 해부학적 구조 분석 기술이 의료분야에 도입되어 의료진단 및 시술계획, 생체역학 시뮬레이션, 원격 수술 로봇, 가상 수술 시뮬레이션 등을 위해 널리 활용되고 있다. 의료 영상을 이용한 3D 모델 생성 기술은 이러한 의료 영상 데이터의 3D 시각화 및 분석의 기초가 된다.

의료분야에서는 수술 전/후의 영상을 실시간으로 촬영하여 관심 영역의 체내 장기를 3차원으로 시각화 해주는 기술이 외과적인 수술 계획 및 수술에 보편화 되었으며, 중재적(interventional) 시술 또는 영상유도수술 (image guided surgery)시에 효율적으로 사용되고 있다[19]. 이러한 3D 모델은 의료용 교육, 법의학(forensics), CAE 기반의 생체역학 시뮬레이션 등을 위한 기본 데이터로도 활용된다.

의료 영상을 이용한 신체 특정 부위의 해부학적 구조 및 장기에 대한 3D 시각화 및 3D 모델 생성을 위해서는 CT 및 MRI로부터 3D 의료 영상 획득한 다음, 노이즈 제거, 영상 개선, 영역 분할 및 추출 등의 적절한 영상처리가 선행되어야 한다. 대부분의 의료 영상은 촬영된 여러 단면의 영상들이 적층된 형태로 단순한 3차원이 아닌 3차원 볼륨 데이터로 주어진다(그림 2 참조). 이러한 볼륨 데이터는 복셀(voxel)의 3차원

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

격자로 표현되며, 각 원소를 복셀이라 부른다. 일반적으로 의료 영상 측정 장비에서 얻어지는 의료 영상은 **xy** 단면 해상도에 비해 단면간 **z** 축 해상도가 낮다.

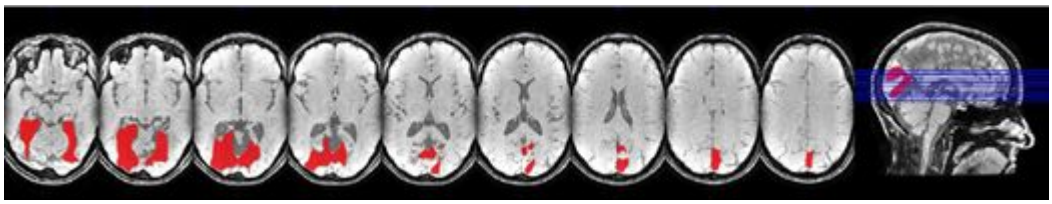


그림 2. 3차원 볼륨 의료 영상 예

[그림 출처: https://www.researchgate.net/figure/256202015_fig1_Figure-1-Axial-anatomi cal-MRI-sections-showing-the-extent-of-lesions-in-MC1-Anterior-is]

의료 영상은 여러 종류의 측정 장비로부터 얻어지는데, 이는 촬영 방법 및 목적에 따라 다양한 영상으로 획득할 수 있으며, 그림 3-5와 같이 인체 기관의 기능을 보여주는 영상과 해부학적 구조를 보여주는 영상으로 분류할 수 있다. 해부학적 구조를 보여주기 위한 영상에는 컴퓨터 단층촬영(Computerized Tomography, CT)영상, 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)등이 있으며, 인체 기관의 기능을 보여주기 위한 영상에는 단일관전자방출단층영상(Single Photon Emission Computerized Tomography, SPECT)영상, 양전자단층촬영(Positron Emission Tomography, PET)영상 등이 있다[21].

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

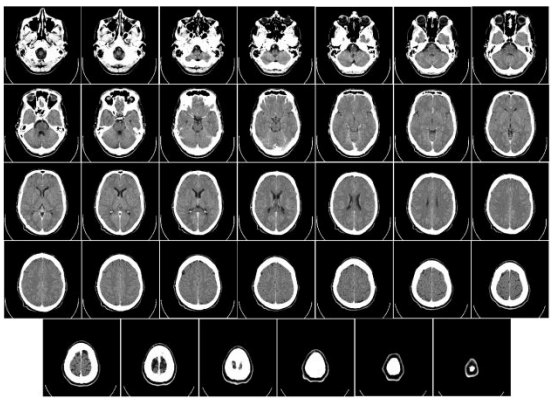


그림 3. 인체 두부의 CT 영상들
[그림 출처: https://en.wikipedia.org/ wiki/CT_scan]

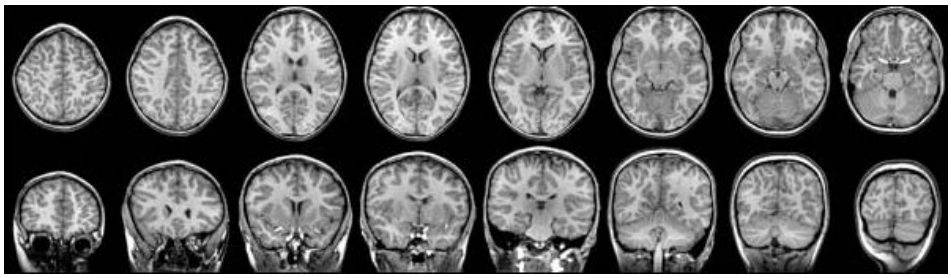


그림 4. 인체 두부의 MRI 영상들
[그림 출처: http://tnp.wayne.edu/health.php]

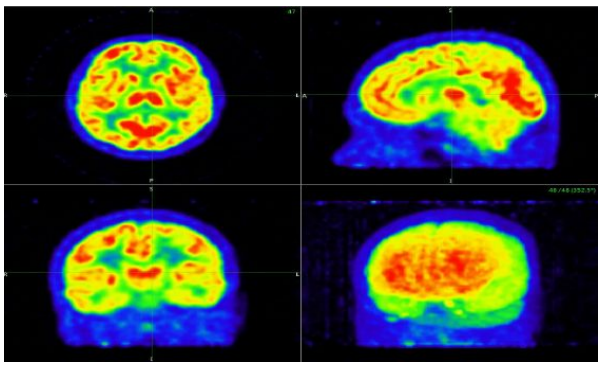


그림 5. SPET/PET 영상들
[그림 출처: https://www.researchgate.net/figure/280232744_fig1_Figure-1-PET-brain-scan images-of-the-Left-Hemisphere-Dominant-Anxious-Patient]

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2.2.1 의료 영상 처리

의료 영상 처리는 전통적인 디지털 영상 처리 기술과 밀접하게 관련되며, 기존 컴퓨터 비전(computer vision) 및 영상처리 기술들이 의료 영상 처리를 위해 주로 적용되고 있다[20]. 의료 영상 처리는 처리되는 정도에 따라 낮은 단계, 중간 단계, 높은 단계로 나눌 수 있다.

낮은 단계에서는 영상개선, 노이즈 제거(noise filtering), 표준화 (normalization), 다운샘플링(down sampling), 이진화, 보간 (interpolation) 등 영상 단위에서 정보처리가 이루어진다. 중간 단계에서는 라벨링(labeling), 그룹화(grouping), 영역 추출(region extraction), 경계 분할(boundary segmentation) 등의 분석을 통해 영상에서 기호적 표현(symbolic representation)에 대한 정보를 얻는다. 높은 단계에서는 중간 단계의 결과를 토대로 물체 인식, 영역 특성(위치, 방향, 크기) 분석등과 같은 기능적 표현(functional representation)에 대한 정보를 얻는데, 이를 흔히 패턴인식(pattern recognition) 또는 영상이해(image understanding) 과정이라고 한다[20]. 그림 6은 인체 두뇌에 대한 의료 영상 처리 예를 나타낸다.

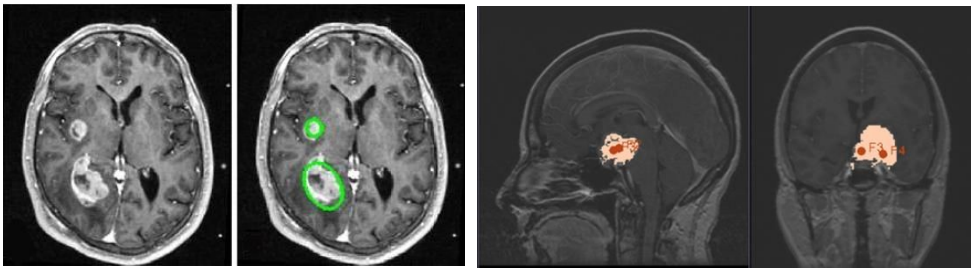


그림 6. 인체 두뇌에 대한 의료 영상 처리(경계 분할, 라벨링) 예
[그림 출처: https://www.linkedin.com/ pulse/fastest-growing-sectors-global-medical-image-market-2016-acharya, http://wiki.slicer.org/slicerWiki/index.php/File:Ressimple-region.png]

2.2.2 3차원 메쉬 모델 생성

의료 영상으로부터 3D 메쉬 모델을 생성하기 위해서는 원하는 물체 표면에 해당하는

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

삼각메쉬(triangular meshes)를 생성하는 방식이 주로 활용된다. 이러한 방식은 3D 의료 영상으로부터 삼각메쉬를 직접 생성하는 것으로 정보의 손실을 최소화할 수 있다는 장점이 있지만, 처리시간이 오래 걸린다. 대표적인 삼각메쉬 생성 방식으로는 복셀 방식과 2D 윤곽선 방식이 있다.

복셀 기반 삼각메쉬 생성 기술로는 마칭큐브 방법이 있다. 마칭큐브(Marching Cubes)는 표면을 시각화 하기 위해서 이용되는 대표적인 기법으로 1987년 Lorensen에 의해 개발되었다[22]. 이는 이진 분할(binary segmentation)을 통해 영상 내에서 관심영역에 대해 안쪽과 바깥쪽으로 구분하는데, 특정 경계 값 (Threshold value)을 이용하거나 복잡한 영상처리 기법을 주로 이용한다. 마칭큐브 기법에서 셀(cell)의 상태는 8개의 복셀에 대해 총 256가지로 표현되며, 대칭성을 고려하여 15가지 경우로 축소된다. 이를 통해 빠르게 개체 표면에 대한 삼각메쉬를 생성하며, 이를 단일값-표면(isosurface)라 한다. 또한, 기존의 마칭큐브 방식에서 표현하지 못했던 꼭지점이나 모서리와 같은 날카로운 부분을 보다 잘 표현하기 위해 제안된 확장된 마칭큐브(Extended Marching Cubes) 방식도 제안되었다[23].

생성된 삼각메쉬를 렌더링하기 위해서는 각 정점에서의 법선벡터를 추정해야 하는데, 이는 각 복셀에서의 그래디언트(gradients) 기반 법선벡터를 구한 다음, 인접한 두 복셀의 법선벡터에 대해 보간을 수행하여 정점에서의 법선벡터를 구하는 것이다. 법선벡터를 추정하기 위한 또 다른 방법으로는 각 정점을 공유하는 삼각형들의 법선벡터에 대한 평균 가중치를 해당 정점의 법선벡터로 하는 방식이 있다[20]. 그림 7은 마칭큐브 기법을 활용하여 인체 두뇌 의료 영상으로부터 복원된 3D 모델을 나타낸다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

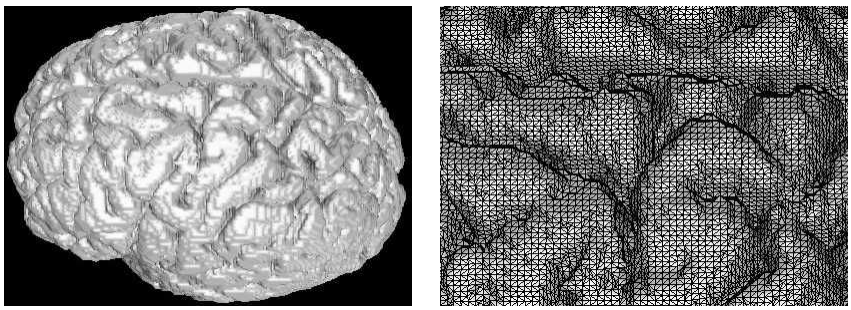


그림 7. 마칭큐브 기법 적용 예
[그림 출처: http://users.polytech.unice.fr/~lingrand/MarchingCubes/presGene.html]

그러나, 볼륨데이터를 축약(down sampling)하지 않고 마칭큐브를 적용하면 삼각메쉬를 이루는 삼각형의 수가 매우 많아져서 렌더링 및 후속 응용에 부정적인 영향을 미친다. 또한, 볼륨 데이터의 이진 분할이 정확하지 않으면 불필요한 잡음을 포함하거나 유효하지 않은 삼각메쉬가 생성될 가능성이 있다. 따라서, 삼각메쉬의 개선과정이 요구된다[24].

윤곽선 기반 삼각메쉬 생성 방식은 의료 영상처리를 통해 각 단면에 존재하는 윤곽선을 추출하여 다각형으로 근사하고, 인접 단면 내 다각형들 간의 연결 관계를 고려하여 표면을 정의함으로써 삼각메쉬를 생성하는 방식으로 복셀 기반 삼각메쉬 생성에 비해 용량이 적으며, 적절한 영상처리를 통해 생성된 윤곽선들을 활용할 경우 양질의 결과를 얻을 수 있다. 그러나, 영상처리에 많은 노력과 시간이 소요될 수 있으며, 몇 가지 주요한 문제들이 존재한다[20,25]. 그림 8은 고관절의 2D 윤곽선으로부터 생성된 3D 모델을 나타낸다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

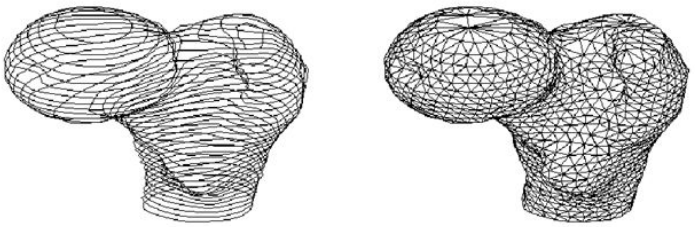


그림 8. 2D 윤곽선 기반 삼각메쉬 생성 예제[20]

2.2.3 메쉬 모델 개선

3차원 삼각메쉬 생성 기법을 적용하여 얻어진 삼각메쉬는 삼각형 수가 불필요하게 많거나, 잡음이 포함될 수 있으며, 유효하지 않은 삼각형들을 포함할 수 있다. 따라서, 삼각메쉬의 품질을 개선시키는 과정이 요구되는데, 대표적인 메쉬 개선 기법들로는 구멍 채우기, 잡음 제거, 불필요한 영역 제거, 부적절한 삼각형 처리, 리메쉥(remeshing), 데시메이션(decimation) 등이 있다. 이러한 방법들은 삼차원 측정기술 및 역공학(reverse engineering) 기술과 함께 상당한 발전을 거두었다[26]. 그림 9는 데이세이션 기법의 적용 예를 나타낸다.

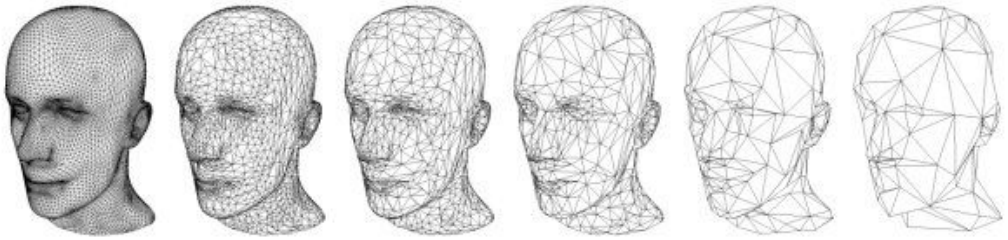


그림 9. 데이메이션 적용 예
[그림 출처: http://people.eecs.ku.edu/~miller/Courses/773/InClass/Decimation/Images. html]

2.3 3D 골격 곡선 생성 기술

3D 골격 곡선 생성은 3D database retrieval, 3D recognition, 3D pattern matching

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

등 다양한 분야에 응용이 가능한 매우 유용한 기술이다. 이러한 3D 골격 모델은 3D 기하학 공간 측면에서 medial axis로 정의 할 수 있으며, medial axis 종류로는 medial line과 medial surface가 있다. 대부분의 연구에서는 간편하고 다루기 쉬운 medial line을 선호하는 편이며[27], 이러한 골격 모델 생성에 활용되는 3D 정보로는 3D 복셀 모델과 3D 메쉬 모델이 주로 이용된다.

3D 복셀 모델은 일정한 3차원 공간에서 정의된 복셀들의 집합을 나타내며, 각 복셀은 지정된 크기의 3차원 공간의 요소로서 0 또는 1로 매핑 된다(복셀 값이 1일 경우 검정색 점(관심 물체), 0일 경우 흰색 점(배경)으로 정의). 골격 모델 생성 과정에서 관심 물체에 해당하는 검정색 점은 조건 및 상황에 따라 삭제되며, 배경에 해당하는 흰색 점은 영향을 받지 않는다. 이러한 3D 복셀 모델에서는 medial axis/surface 추출이 가능하다[28-31].

3D 메쉬 모델은 다각형들로 구성되며, 각 다각형의 모서리는 다른 인접한 다각형과 최대 1번 공유한다. 다각형이 삼각형인 경우, 삼각 메쉬 라고 한다. 3D 메쉬를 입력데이터로 이용한 몇몇 연구에서는 골격 모델을 생성하기 위해 medial surface를 얻는 방안을 제시하였으며[32-34], 최근 지속적인 연구를 통해 medial surface 단점을 보완한 curve-skeleton 추출 방안이 제시되었다[35-36].

2.3.1 3D 세선화(Thinning)를 이용한 골격 모델 생성

일반적으로 센서화는 3차원 문자인식, 지문인식에 사용되며 위상의 특성을 이용하여 대상을 의미있는 정보만으로 간소화하는 기법이다. 복셀 모델에 대한 세선화는 3D 의료 영상의 복셀 데이터로부터 복셀 데이터의 최외각에서 일정한 단위만큼 조금씩 줄여나가며 모델의 골격이 드러날 때까지 수행된다. 일반적인 순차적 세선화 방식으로 오직 단순한 점들만 제거하여 연결성을 유지할 수 있으나, 대부분의 연구에서는 정확한 골격 추출을 위해 병렬적 세선화 방식을 활용하며, 이로 인해 연결성에 대한 문제가 종종 발생하게 된다[37].

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

이를 해결하기 위해 Ma[38]는 fully 3D thinning algorithm을 제안하였으며, 이는 많은 의료 영상 처리와 3D 복원에 활용 되고 있다. 이 알고리즘은 미리 정해진 템플릿(class A, B, C and D)을 기반으로 수행되는데, 이웃하는 점이 어느 하나의 템플릿과 같을 경우 제거해나가는 방식을 취한다. 그림 10은 fully 3D thinning algorithm에서 활용하는 4가지 기본적인 템플릿을 나타낸다.

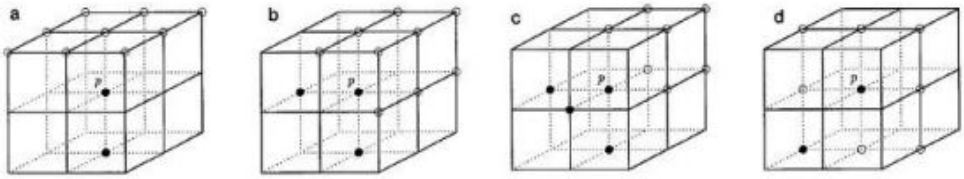


그림 10. 4 가지 템플릿 (class A, B, C and D) [37]

Wang[27]은 fully 3D thinning algorithm에서 활용한 템플릿에서 객체 또는 배경이 될 수 있는 표시되지 않은 인접한 2개의 점을 템플릿 비교에 포함하게 함으로써 세선화 과정에서 절단되는 문제를 해결할 수 있는 방안을 제시하였다. 제시된 방안은 인접한 표시되지 않은 두 점의 상태에 대한 제약이 포함된 탬플릿을 기존 템플릿에 추가하여 활용하는 것으로 그림 11에서와 같이 점 p와 인접한 표시되지 않은 두 점 $p1, p2$를 정의하고, 각 점이 객체인지, 배경인지를 확인하는 것이다. 그림 11은 추가 생성된 일부 템플릿을 나타내며, 그림 12는 fully 3D thinning algorithm과 Wang algorithm의 골격 추출 결과를 나타낸다.

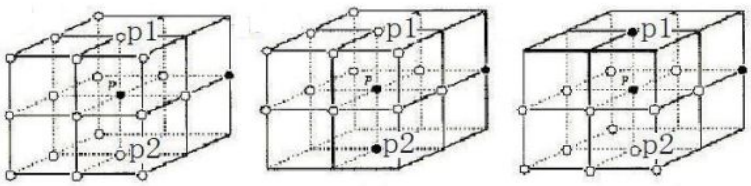
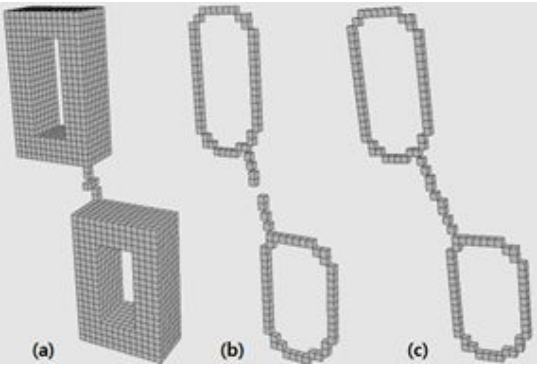


그림 11. 추가된 템플릿 일부 [27]

Collection @ chosun

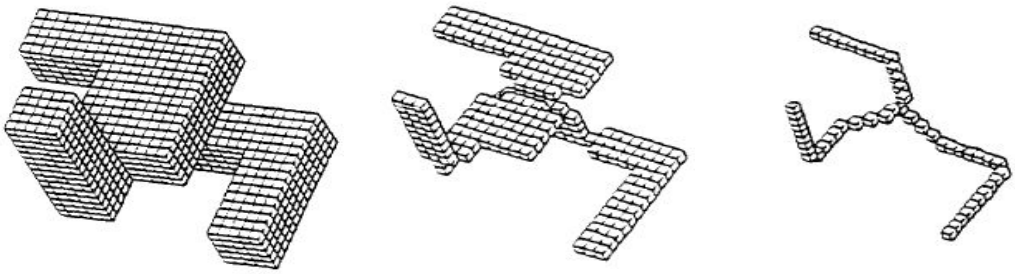
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



(a) 3D 복셀 모델; (b) Ma and Sonka's algorithm; (c) Wang algorithm

그림 12. 골격 모델 추출 결과 [27]

3D 복셀 모델로부터 골격 모델을 생성하는 또 다른 방식으로 Lee[31]는 Euler characteristic labeling을 활용하여 연결성을 고려한 방안은 제안하였다. 세선화 과정에 있어 모델에 구멍(hole)이 존재하는 경우, 표면을 분할하지 않고 인접한 점을 제거하는 것은 골격의 연결성을 유지하는데 어려움이 있으며, 배경으로부터 구멍을 구별하는 것 또한 매우 어려운 일이다[42]. 따라서, Lee는 이를 구별하고자 Euler characteristic 공식을 이용해 복셀을 라벨링함으로써 구멍에 포함되는 복셀의 경우, 이에 해당하는 복셀을 제외하고 그렇지 않은 복셀만을 인접한 점으로 고려하여 이를 복셀 세선화에 활용하였다. 그림 13은 골격 모델 추출 결과를 나타낸다.



(a) 복셀 모델 (b) medial surface (c) medial axis

그림 13. 골격 추출 결과 [31]

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2.3.2 축약을 이용한 골격 모델 생성 기술

3D 메쉬 모델에 대한 골격 모델 생성은 물체의 표면을 이루는 3차원 메쉬 모델을 축약시킨 다음, 이를 토대로 3차원 물체의 형상을 커브로 근사 하는 방식이며, 골격 모델을 curve skeleton이라고도 한다. 골격 모델은 3D 모델의 기하학적 구조와 토폴로지(topology)를 간략화하여 표현하는 1차원 구조로 되어있는데, 이들은 형상 분석, 애니메이션, 모핑(morphing), 형상 정합, 형상 복원 등 다양한 분야에서 유용하게 활용 되는 것으로 컴퓨터 그래픽스 및 시각화 분야에서 기본적인 문제로 인식되고 있다. 이로 인해 오랜 기간 동안 주목을 받아 오고 있으며, 간단하고 강건한 curve skeleton 생성을 위한 많은 연구가 진행 되고 있다[39].

Au[35]는 메쉬로 표현된 모델 공간에서 curve skeleton을 추출하는 방안을 제안하였다. 골격 추출 방안이 적용되는 입력 모델은 메쉬가 변형되면서 볼륨이 '0'에 가까워 질 때까지 반복적으로 축약되는데, 축약 과정 중에 원래 모델의 연결성(topology 및 connectivity)은 바뀌지 않는다. 이 방식은 원래의 형상을 유지하면서 안정적인 축약을 달성하기 위해 두 가지 가중치 함수(weight function)을 활용한다.

하나는 contraction term으로 Laplace operator를 기반으로 메쉬를 축약하는 위해 사용되며, 다른 하나는 attraction term으로 모델의 기하학적 정보를 활용하여 축약 동안 원래의 형태를 유지하기 위해 사용된다. 이들은 약간의 반복만으로 강건하고 노이즈(noise)에 둔감한 골격형태의 curve skeleton 생성이 가능하다. 또한, 뭉개지거나 겹쳐진 메쉬를 정리하고자 edge 병합을 수행하는 connectivity surgery operation을 적용한다. 이를 통해 1차원 구조의 curve skeleton을 얻을 수 있다. 그림 14는 Skeleton curve 생성 결과를 나타낸다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

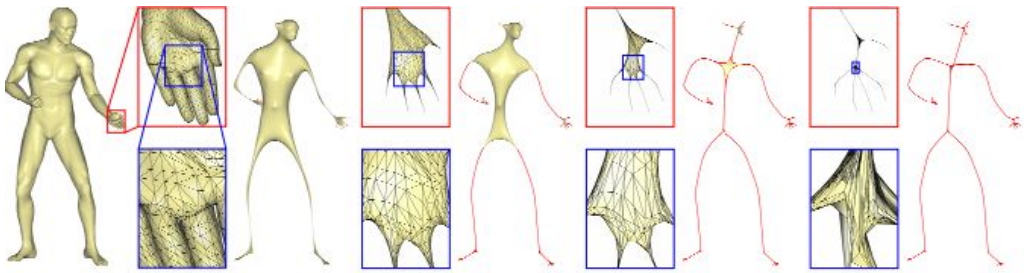


그림 14. Skeleton curve 생성 결과 [40]

Wang[36]은 혈관 모델에 초점을 맞추어 혈관 메쉬 모델로부터 curve skeleton을 추출하는 방안을 제시하였다. 입력된 혈관 메쉬 모델을 축약하는 과정에서 Au의 메쉬 축약 방식을 적용하였으며, curve skeleton 생성 과정을 간소화하고, 다양한 분기 형태를 가지는 혈관의 특성을 고려하여 분기(junction point) 탐색 및 골격을 추출할 수 있는 방안을 적용하였다. 이를 위해 세분화(subdivision)을 활용하여 축약된 메쉬를 나누고, 점 집합(point cloud)으로 변환한 다음, local PCA, point clustering, joint handling을 통해 curve skeleton을 생성하였다. 혈관 모델의 경우, 일반적으로 표면을 표현하는 메쉬가 적어 축약된 메쉬 정보를 그대로 활용할 경우 해당 분기 영역에 골격 후보 노드가 드물게 형성되며, 추출하고자 하는 골격이 혈관의 분기 중심을 벗어나는 경우가 빈번히 발생하게 된다[41,42]. 따라서, Wang은 축약된 메쉬를 더 세분화하여 보다 정확한 분기점의 추출이 가능하도록 하였다. 그림 15는 curve skeleton 생성 방안을 적용한 결과를 나타낸다.

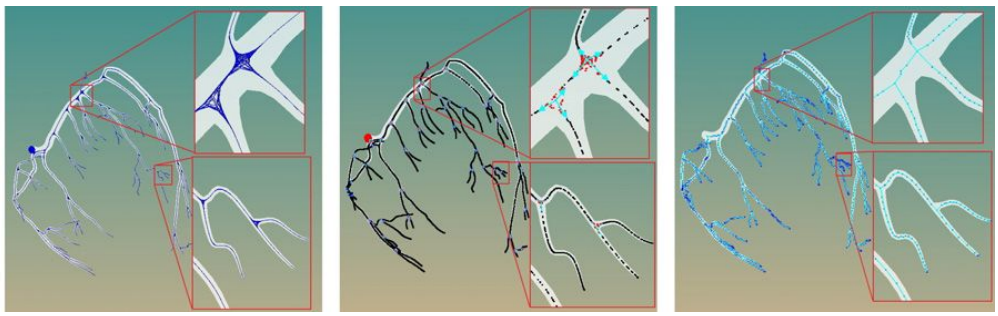


그림 15. 혈관 골격 모델 추출 결과 [36]

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 3 장 제안된 가상혈관경 시스템

그림 16은 본 논문에서 제안하는 방안들을 토대로 구현된 가상혈관경 시스템의 개략적인 구조를 나타낸다.

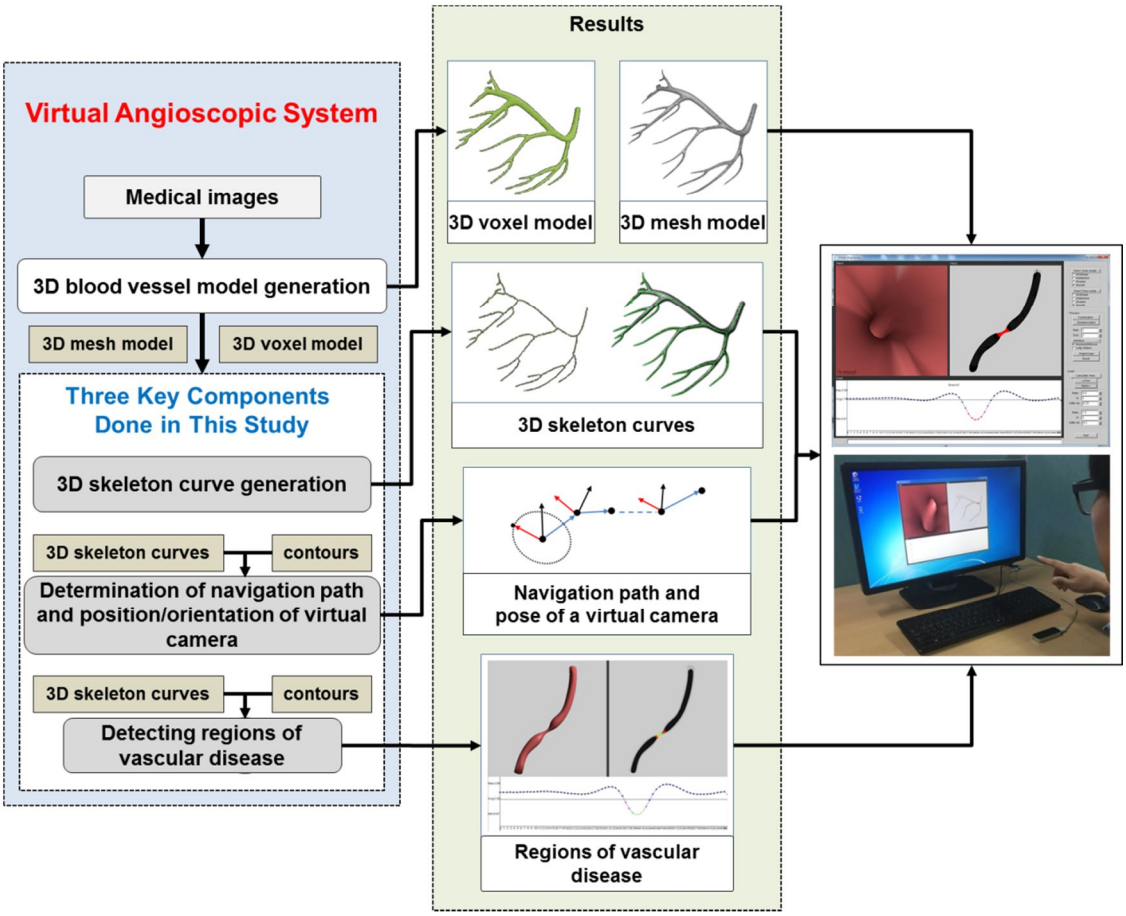


그림 16. 가상혈관경 시스템 구조

구현된 가상혈관경 시스템은 3D 혈관 모델 생성, 3D 골격 곡선 생성, 탐색 경로 결정 및 가상 카메라의 위치/자세 결정, 혈관질환(협착, 팽창) 의심 영역 탐색 과정을 수행한다. 3D 혈관 모델 생성과정에서는 의료영상을 입력으로 받아 혈관 내벽에 대한 3D 복셀 모델과 3D 메쉬 모델을 생성하며, 3D 골격 곡선 생성

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

과정에서는 생성된 3D 복셀 모델과 3D 메쉬 모델을 토대로 혈관에 대한 3D 골격 곡선과 외곽선을 생성한다. 탐색 경로 결정 및 가상 카메라의 위치/자세 결정 과정에서는 3D 골격 곡선 생성 과정을 결과물들을 토대로 가상 카메라가 탐색해야 할 경로를 결정하고, 자연스러운 시각화를 위한 위치 및 자세를 추정한다. 또한, 혈관질환 의심 영역 탐색 과정에서는 3D 골격 곡선과 외곽선을 활용하여 협착 의심 영역과 팽창 의심 영역을 탐색 결과를 그래프로 시각화한다. 사용자는 이러한 과정을 통해 각 과정의 수행 현황을 확인할 수 있으며, 입력장치(키보드/마우스, 립모션)를 사용하여 결정된 탐색 경로를 따라 가상 카메라를 제어하며 혈관 내부를 탐색할 수 있다. 또한, 질환 의심 영역 탐색 결과를 토대로 질환 위치와 상태를 빠르게 확인할 수 있다.

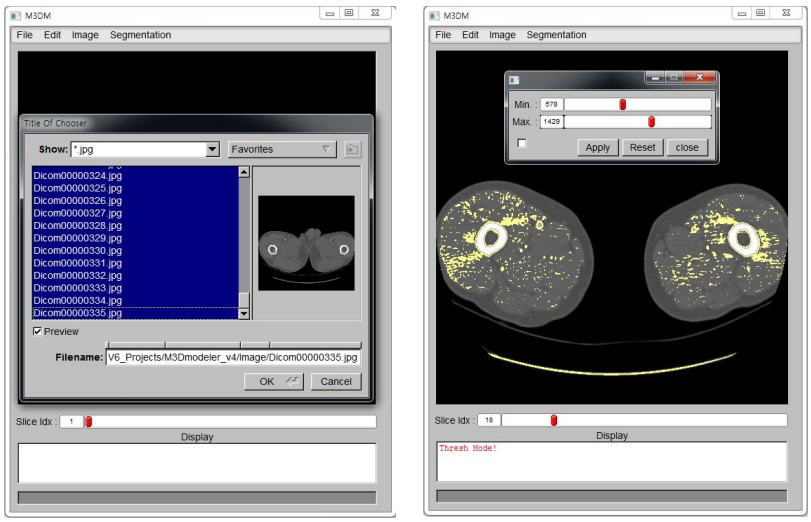
본 논문에서는 혈관 내벽의 3D 복셀 모델과 3D 메쉬 모델을 생성하기 위해 기존 3D 모델 생성 방안을 활용하였으며, 연구/개발된 기존 가상내시경 시스템을 토대로 3D 골격 곡선 생성, 탐색 경로 및 가상 카메라 위치/자세 결정, 혈관질환 의심 영역 탐색 방안을 개발하였다. 이를 통해 간편하고 정확한 탐험이 가능하고, 협착 또는 팽창과 같은 혈관질환 의심 영역을 탐색할 수 있는 가상혈관경 시스템을 구현하였다. 4장에서는 3D 혈관 모델 생성을 위해 구현된 3D 혈관 모델 생성 환경에 대해 설명하며, 5-7장에서는 제안된 가상혈관경 시스템 구현을 위해 개발된 요소 기술들에 대해 자세히 기술한다.

Collection @ chosun

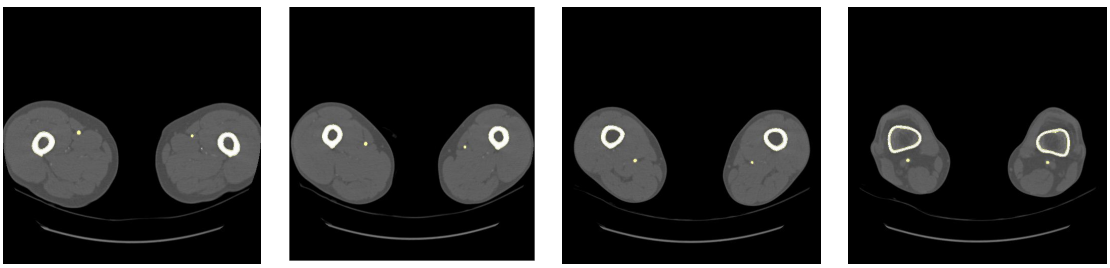
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 4 장 3D 혈관 모델 생성

제안된 가상혈관경은 의료영상으로부터 복원된 3D 혈관 모델이 활용된다. 의료영상에서 3D 모델로의 복원 방법은 많은 연구가 진행되어 왔으며[22-24], 마칭큐브와 같은 고품질의 결과를 제공하는 방식이 의료분야의 다양한 툴에서 활용되고 있다. 따라서, 본 논문에서는 가상혈관경 구축을 위한 과정의 일환으로 기존 방안을 활용하여 간단한 기능을 가지는 3D 혈관 모델을 생성 환경을 구현하였다. 그림 17은 구현된 환경을 나타낸다.



(a) 혈관 영역 추출 환경



(b) 혈관 영역 추출 예제

그림 17. 구현된 3D 혈관 모델 생성 환경

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

구현된 환경은 간편한 사용성을 위해 3D 모델 생성을 위한 기존 3D 모델 생성 방안에서 제공하는 최소한의 기능만을 포함한다. 불러오기(import) UI를 통해 볼륨 데이터로 구성된 의료 영상을 불러와서 데이터의 순서에 따라 정렬 후, 시각화한다. 그리고 마우스 이벤트 또는 스크롤바를 통해 연속되는 영상들 사이를 이동하고, 명암밝기를 제어할 수 있는 영역분할(segment) UI를 통해 원하는 밝기 영역을 추출할 수 있다. 또한, 마우스 이벤트를 활용한 편집기능을 제공해 줌으로써 확대/축소 기능과 병행하여 영역 추출 전/후 세밀한 영역분할을 가능하도록 하였다. 이를 통해 사용자는 몇 가지 간단한 과정으로 원하는 영역을 분할하여 추출할 수 있다. 영역 추출과정이 완료되면 3D 모델 생성과정이 수행된다.

3D 모델 생성 과정에서는 추출된 혈관 내벽 영역을 이진화 하여 각 픽셀에 대해 일정한 크기를 가지는 복셀들을 생성하는 복셀화 과정을 거친 후, 복셀들로 구성된 복셀 모델을 생성한다. 그런 다음, 생성된 복셀을 토대로 Lorensen[22]의 마칭큐브 방식을 활용하여 혈관 내벽의 3D 메쉬 모델을 생성한다. 마칭큐브 방식에서 복셀의 상태는 복셀 안쪽과 바깥쪽 여부에 따라 256 가지로 표현되며, 대칭성을 고려하여 15개의 인덱스로 축소된다. 이를 통해 물체 표면을 표현하는 삼각메쉬를 생성한다. 그림 18은 삼각형 생성을 위한 15가지 경우를 나타낸다.

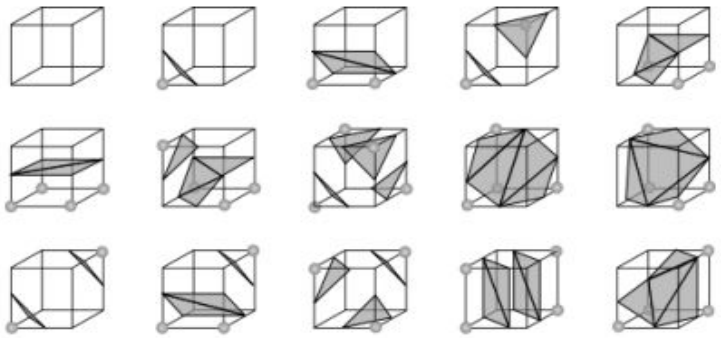


그림 18. 삼각형 생성을 위한 15가지 경우 [22]

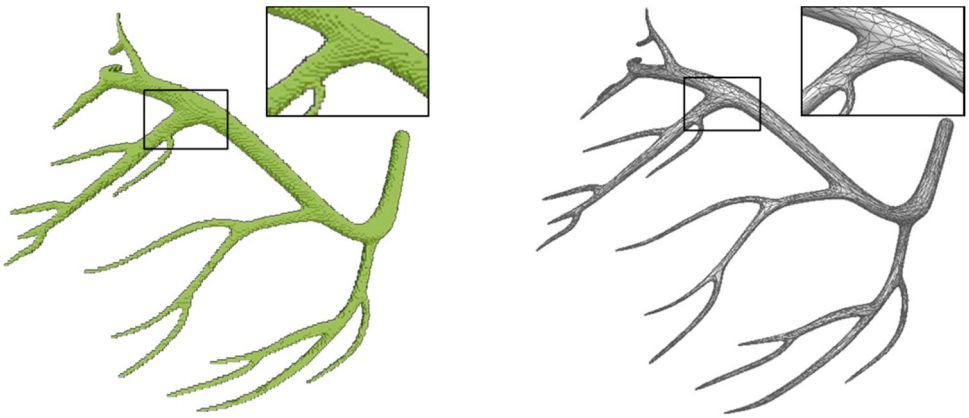
Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

물체 표면의 삼각메쉬는 15가지 인덱스와 인접 복셀들과의 비교를 통해 생성된다. 생성된 삼각메쉬의 각 정점에서의 법선벡터 추정을 위한 기본적인 방법은 식(4.1)에 의거하여 식(4.2)와 같이 각 복셀에서의 그래디언트(gradient) 기반 법선벡터 $\bar{N}(i,j,k)$ 를 구한 후, 인접한 두 복셀의 법선벡터를 보간하여 정점에서의 법선벡터를 구하는 것이다. 그림 19는 의료 영상으로부터 복원된 우관상동맥(right coronary artery)의 복셀 모델과 3D 메쉬 모델 생성 결과를 나타낸다.

$$\bar{N}(i,j,k) = \frac{\bar{N}(i,j,k)}{\left\| \bar{N}(i,j,k) \right\|} \tag{4.1}$$

$$\bar{N}(i,j,k) = \begin{pmatrix} \dfrac{F(i+1,j,k) - F(i-1,j,k)}{2\Delta x} \\ \dfrac{F(i,j+1,k) - F(i,j-1,k)}{2\Delta y} \\ \dfrac{F(i,j,k+1) - F(i,j,k-1)}{2\Delta z} \end{pmatrix} \tag{4.2}$$



(a) 복셀 모델 (b) 메쉬 모델

그림 19. 인체 혈관의 복셀 모델과 메쉬 모델 생성 예제

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

3D 메쉬 모델의 경우 자유형상의 물체로부터 삼각메쉬로 근사/표현하는 과정에서 몇 가지 오류를 내포할 수 있다[44]. 이러한 오류는 다양한 분야에서의 메쉬 모델 활용을 제한하고 있으며, 자유곡면으로 이루어진 형상을 메쉬 모델로 출력(export)하는 과정에서 발생할 가능성이 높다. 따라서, 우선적으로 CAD 시스템에 강건하고 신뢰성이 높은 메쉬 모델 출력 기능을 탑재하는 것이 요구된다.

그럼에도 불구하고 생성된 메쉬 모델에 존재하는 오류들을 수선해야 하는 경우가 발생하는데, 이를 수작업으로 수선하기 위해서는 매우 많은 시간과 노력이 소요되고, 현실적으로 불가능한 경우도 발생한다. 최근 활용되고 있는 의료 영상 소프트웨어들(Materialise Mimics [45] 등)은 메쉬 모델 출력 과정에서 이러한 오류를 줄이고자 반자동 또는 자동화된 방안을 적용하여 많은 개선이 이루어진 결과를 제공해 준다. 또한, 메쉬 모델의 효과적인 개선을 위한 많은 연구들이 진행되어왔다[44-45]. 따라서, 본 연구에서는 메쉬 모델 개선에 대한 내용은 다루지 않는다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 5 장 3D 골격 곡선 생성

본 장에서는 복셀 세선화와 다각형 내부 중심점 찾기를 이용한 인체혈관의 3D 골격 곡선 생성 방안을 제안한다. 기본 아이디어는 의료 영상으로부터 생성된 혈관 복셀 모델에 대해 3D 세선화 과정을 거쳐 초기 3D 골격 다격형을 생성하고, 3D 골격 다각형의 구성 점들에 대한 3D 메쉬 모델의 기준 외곽선들(contours)을 바탕으로 구성 점들이 외곽선 내부 중심에 위치하도록 이동시킴으로써 3D 골격 다각형을 개선시키는 것이다.

5.1 제안된 3D 골격 곡선 생성 방안

제안된 방안은 의료 영상으로부터 생성된 혈관 복셀 모델과 3D 메쉬 모델이 활용되며, 초기 골격 다각형 생성, 골격 다각형 개선의 과정으로 이루어진다. 초기 골격 다각형 생성 과정에서는 복셀 모델의 세선화 과정을 통해 복셀 형태의 골격 모델을 생성하고, 이를 탐색하여 혈관 구조(분기점, 끝점, 가지)를 분석한 다음, 각 가지에 해당하는 복셀들을 다각형으로 근사하여 초기 골격 다각형을 생성한다. 골격 다각형 개선 과정에서는 다각형 내부 중심점 찾기에 근거 하여 가지에 속한 노드점(node point)이 3D 메쉬 모델 외곽선의 중심에 위치하도록 이동시키고, 분기점 근처 노드점들을 이용하여 분기점의 위치를 수정한다. 그림 20은 본 장에서 제안하는 3차원 골격 곡선 생성 방안의 전방적인 과정을 나타낸다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

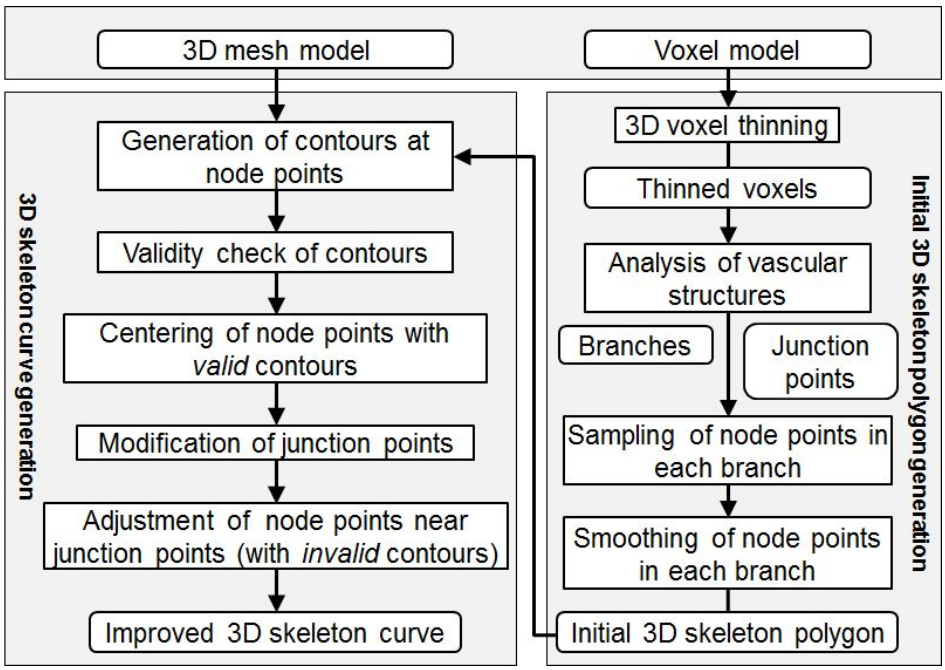


그림 20. 3D 골격 곡선 생성 과정

먼저, 3D 복셀 세선화를 통해 복셀 모델로부터 골격 복셀 모델(thinned voxels)를 얻어 혈관 골격 구조(분기점, 끝점, 가지)를 분석한 다음, 분석 결과를 토대로 노드가 포함된 각 가지에 대한 심플링(sampling) 및 평활화(smoothing) 과정을 수행하여 초기 3D 골격 다각형을 생성한다. 생성된 초기 3D 골격 다각형을 구성하는 각 노드점에서의 접선과 수직인 평면을 정의한 후, 평면에 놓이면서 해당 노드점에서 가장 가까운 3D 메쉬 모델의 외곽선(contour)를 얻는다. 다음으로 노드가 분기점 근처에 있어 부정확한 외곽선을 갖는 경우를 유효하지 않은 노드로 분류하고, 그렇지 않은 경우의 노드를 유효한 노드로 분류한다. 유효한 노드의 경우, 노드점이 외곽선 중심에 있도록 위치시키는 센터링(centering) 과정을 수행한 후, 분기점에 근접한 유효 노드 점들을 활용하여 분기점의 위치를 수정하고, 분기점 주변의 유효하지 않은 노드점들의 위치를 수정하여 3D 골격 다각형을 개선시킴으로써 최종적으로 3D 골격 곡선을 생성한다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

5.2 초기 3D 골격 다각형 생성

본 장에서는 3D 골격 곡선 생성을 위해 그림 21과 같이 혈관 골격 자료구조를 구성하고, 이들 요소들을 채워가는 방식으로 분석 및 개선과정을 수행한다.

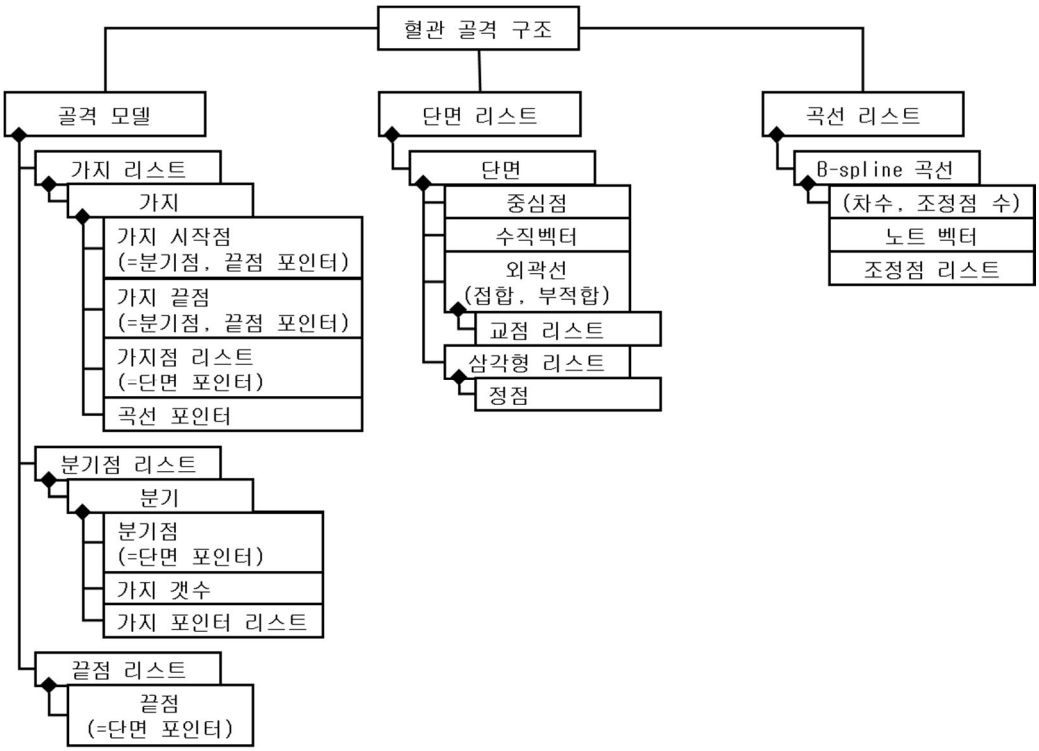


그림 21. 혈관 골격 자료구조

골격 모델은 가지 리스트, 분기 리스트, 끝점 리스트로 나누어지며, 가지 리스트는 가지들의 집합으로 혈관의 가지를 표현할 수 있는 시작점과 끝점, 그리고 이들 사이에 정의된 가지점 리스트로 구성된다. 분기 리스트는 혈관에 포함된 분기들의 집합으로 분기점, 분기와 연결된 가지 개수, 그리고 이들과의 연결성을 확인할 수 있는 가지 포인터 리스트로 구성되며, 끝점 리스트는 혈관 끝 부분을 표현하기 위한 것이다. 단면 리스트는 혈관의 단면 형태를 표현하는 것으로 메쉬 모델로부터

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

얻어진다. 이러한 단면은 각 요소(중심점, 수직벡터, 외곽선, 삼각형 리스트)로 나누어 정의된다. 여기서, 중심점은 골격 모델의 각 리스트(가지, 분기점, 끝점)의 노드 점을 의미하며, 이는 개선을 통해 혈관의 중심선에 위치하게 된다. 수직벡터는 해당 단면에 대한 3차원 공간상에서의 기울기이다. 또한, 메쉬 모델과의 교점들로 이루어진 외곽선을 가지는데, 위치에 따라 적합 노드를 가지는 외곽선과 부적합 노드를 가지는 외곽선으로 나뉜다. 이렇게 얻어진 외곽선으로부터 삼각형화를 통해 삼각형 리스트를 구성하고, 외곽선의 중심점을 찾는다. 마지막으로, 곡선 리스트는 3D 골격 곡선 생성에 활용되는 B-spline 곡선 요소인 차수와 조정점, 노트벡터, 정점 리스트로 구성된다.

5.2.1 골격 복셀 모델 생성

복셀 모델에 대한 세선화는 복셀 모델이 골격으로 드러날 때까지 복셀 모델의 최외각 영역으로부터 일정 단위만큼 복셀을 제거해나가는 방식으로 진행 되는데, 복셀 모델의 외각 복셀들에 대해 제거 가능성 검사를 수행한 후, 제거 가능 복셀들에 대해 일괄적인 제거 과정이 수행되는 것이 일반적이다. 어느 복셀도 제거되지 않은 것으로 판정될 경우, 세선화 과정이 중단되며, 남아 있는 복셀들이 골격 요소가 되어 3D 모델의 골격 복셀 모델이 된다. 골격 복셀 모델 생성을 위해 8-보조반복(8 sub-iterations)을 이용한 복셀 세선화 방식[29]을 활용하였다.

보조반복은 복셀이 제거되는 방향으로 상(U), 하(D), 북(N), 동©, 남(S) 그리고 서(W)의 조합인 8 방향(UNW, USW, USE, UNE, DNW, DSW, DSE, DNE)의 검사로 구성되며, 모든 방향에 대한 제거 조건을 만족할 경우 해당 복셀은 제거 된다. 그림 22는 그림 19(a)의 우관상동맥 복셀 모델에 대한 3D 세선화를 통해 구해진 골격 복셀 모델을 나타낸다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

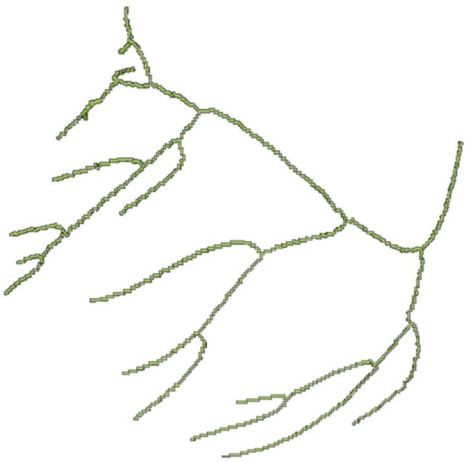


그림 22. 우관상동맥의 복셀 모델로부터 생성된 골격 복셀 모델

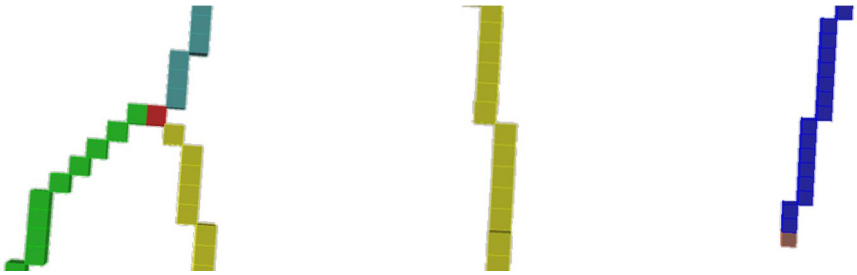
5.2.2 골격 구조 분석

인체 혈관의 형태는 복잡하지만 곡선 형태를 띄는 가지(branch)와 이들이 연결되는 분기점(junction point), 그리고 혈관의 끝을 나타내는 끝점(end point)의 조합으로 정의할 수 있으며, 이들을 통해 다양한 형태의 혈관 구조에 대한 표현이 가능하다.

3D 혈관 모델의 골격 구조 분석은 복셀 세선화로부터 얻어진 골격 복셀 모델의 탐색 및 분석을 바탕으로 이루어진다. 골격 복셀 모델에 포함된 각 복셀에 대한 26-인접 복셀들의 연결관계를 통해 인접 복셀들이 2개일 경우 해당 복셀을 가지의 내부점으로 분류하며, 1개일 경우에는 끝점으로, 3개 이상일 경우에는 다수의 가지가 연결되는 분기점으로 분류할 수 있다 (그림 23 참조). 혈관 구조 분석 과정에서는 골격 복셀 모델로부터 가지점, 분기점, 끝점을 모두 탐색하고, 이를 바탕으로 골격 복셀 모델을 가지들로 분할한다. 분할된 가지의 양끝은 분기점 또는 끝점이 되며, 가지의 내부는 26-인접 복셀 수가 2개인 복셀들로 이루어진다. 향후 개선 과정에서 가지의 내부점들은 샘플링과 평활화 과정을 거치며, 분기점, 끝점, 가지 내부 점을 보다 정확한 위치로 이동/변환된다.

Collection @ chosun

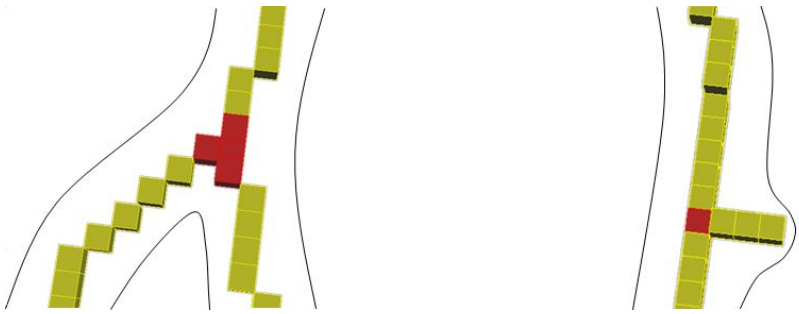
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



(a) 분기점 (b) 가지 내부 점 (c) 끝점

그림 23. 혈관 구조 요소

분기점 탐색 과정에서 복셀 간의 연결 형태에 따라 분기 발생 영역 주변에서 한 개 이상의 복셀들(그림 24(a)에서 빨간 색)이 분기점으로 탐색될 경우가 생기거나, 혈관 팽창 질환 등으로 인해 분기(그림 24(b)에서 빨간 색)가 발생하고 매우 짧은 가지가 생성되는 경우가 있다.



(a) 분기 영역에서의 후보 분기 점 (b) 질환으로 인한 후보 분기점

그림 24. 후보 분기 점

다음과 같은 과정을 통해 실제 분기점보다 많이 탐색되거나 질환(팽창)으로 인해 잘못된 분기점이 탐색되는 문제를 해결함으로써 유효한 분기점들을 결정한다.

복셀 v_i의 26-인접 복셀 수를 $n(v_i)$이라고 하자. 먼저, 골격 복셀 모델에서 각 복셀 v_i 에 대해 26-인접 복셀이 3개 이상 $(n(v_i) \geq 3)$ 인 경우, 해당 복셀을 분기 복셀

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

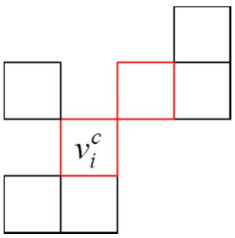
후보군(candidates of junction voxels)에 포함시킨다. 그런 다음, 후보 분기 복셀 v_i^c의 26-인접 복셀 v_k에 대해 v_i^c에서 v_k방향으로의 가지를 따라 인접 복셀들의 탐색을 수행하는데, 끝점 v_j^e또는 다른 후보 분기 복셀 v_j^c에 도착할 때까지 탐색을 반복한다. v_i^c에서 v_k방향의 가지를 따라 탐색된 복셀들의 수를 $l(v_i^c, v_k)$라고 하며, $l(v_i^c, v_k)$가 정해진 수 $l_{\min}$보다 클 경우 해당 가지가 유효하다고 판별한다. 본 장에서는 $l_{\min} = 4$로 했다. 각 후보 분기 복셀 v_i^c에 대해 탐색된 유효한 가지의 수가 26-인접 복셀 수 $n(v_i)$와 다를 경우, 해당 복셀 v_i^c를 분기 복셀 후보군에서 제외시킨다. 또한, 후보 분기 복셀에서 발생하는 가지의 복셀 수가 $l_{\min}$보다 큰 경우에만 유효한 가지로 판정함으로써 길이가 매우 짧은 가지의 발생 문제와 함께 그림 24(b)와 같이 질환(팽창)으로 인해 분기가 잘못 탐색되는 문제를 해결하였다.

이러한 과정을 거쳐 26-인접 복셀 수만큼의 가지를 갖는 분기 복셀 후보군을 생성한다. 그런 다음, 26-인접 관계로 서로 연결되어 있는 후보 분기 복셀들에 대해 정해진 규칙에 의거하여 해당 복셀들 중 1개만 분기 복셀 후보로 남기고 나머지는 분기 복셀 후보군에서 제외시킨다.

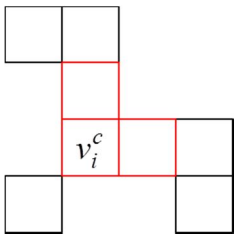
그림 25(a)에서와 같이 연결된 후보 분기 복셀들이 2개일 때, 더 많은 26-인접 복셀을 가지는 후보 분기 복셀을 유지시키고, 그림 25(b)-(c)에서와 같이 연결된 후보 분기 복셀들이 3개 이상일 때, 분기 복셀들의 평균 위치에 가장 가까운 후보 분기 복셀을 유지시킨다.

Collection @ chosun

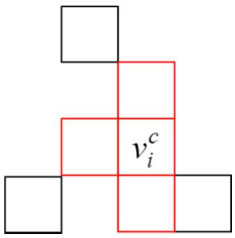
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



(a) 연결된 후보 분기 복셀들이 2개인 경우



(b) 연결된 후보 분기 복셀들이 3개인 경우



(c) 연결된 후보 분기 복셀들이 4개인 경우

그림 25. 선택된 후보 분기 복셀

최종적으로 남아있는 분기 복셀들은 분기점들이 되며 각 분기점 v_i^c 에서 발생하는 $n(v_i)$ 개수의 가지들을 탐색함으로써 혈관을 이루는 모든 가지들을 추출한다. 각 가지의 양 끝은 다른 분기점 또는 끝점이 되며, 가지의 내부 복셀은 26-인접 복셀 수가 2개인 복셀로 이루어진다. 그림 26은 제시된 골격 구조 분석 방안을 통해 추출된 가지들을 나타낸다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

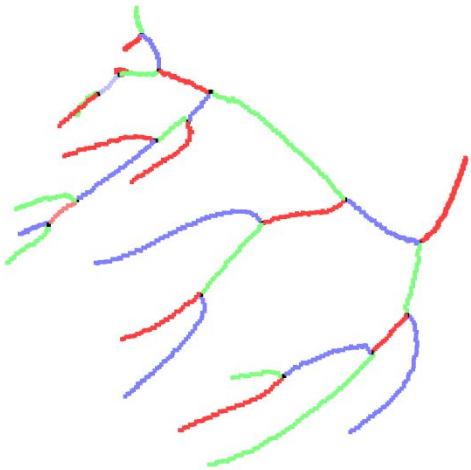


그림 26. 우관상동맥의 구조 분석 결과

5.2.3 초기 3D 골격 다각형 생성

초기 3D 골격 다각형을 생성하기 위해 골격 구조 분석을 통해 얻어진 가지들에 대해 샘플링과 평활화 과정을 수행한다.

가지 $\mathbf{B}_i$ 의 복셀들을 $v_{i,j}$ 라고 하자. 여기서, $j=1,..,n_i$ 이다. 샘플링 과정에서는 각 가지의 복셀들 중 선택된 복셀들의 중심점들을 이용하여 해당 가지를 3D 다각형으로 근사 한다. 이때 선택된 점들을 가지 $\mathbf{B}_i$ 의 노드(node) 점 $\mathbf{p}_{i,k}$ 라고 한다. 여기서, $k=1,..,m_i$ 이고, $m_i \le n_i$ 이다. 각 가지의 양 끝 복셀(분기점 또는 끝점)들은 우선 선택되고 가지 내부 복셀들 중 일부가 선택되는데, 선택된 인접 복셀들 간의 중심점 거리 $d_{\min}=\alpha\sqrt{\Delta x^2+\Delta y^2+\Delta z^2}$ 를 초과하지 않도록 한다. 여기서, Δx , Δy , Δz 는 단위 복셀의 가로, 세로, 높이를 나타낸다. 각 복셀에 대한 위치는 해당 복셀의 중심점 좌표로 한다. 본 장에서는 $\alpha=1$ 로 하였다.

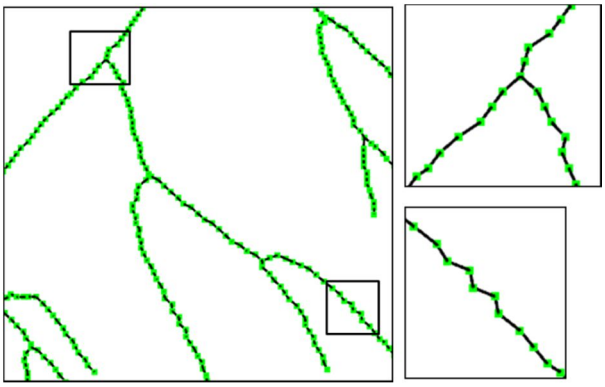
평활화 과정에서는 가지 $\mathbf{B}_i$ 의 각 노드 점 $\mathbf{p}_{i,k}^{cur}$ 을 식(5.1)에 의해 자신과 인접 노드점들의 평균점으로 대치한다.

Collection @ chosun

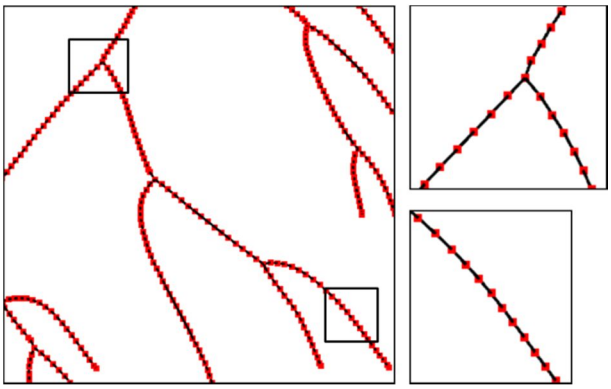
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

$$\mathbf{p}_{i,k}^{new} \Leftarrow \frac{1}{\min(m_i,k+d)-\max(1,k-d)+1} \sum_{j=\max(1,k-d)}^{j=\min(m_i,k+d)} \mathbf{p}_{i,j}^{cur} \tag{5.1}$$

본 장에서는 $d=1$ 로 하였다. 그림 27은 초기 3D 골격 다각형 생성 결과를 나타내는 것으로 (a)는 샘플링 과정을 거친 골격 다각형의 일부를 나타내고, (b)는 평활화 과정을 거친 골격 다각형의 일부를 나타낸다.



(a) 가지 노드점 샘플링 결과



(b) 가지 노드점 평활화 결과

그림 27. 초기 3D 골격 다각형 생성 결과

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

5.3 3D 골격 다각형 개선

복셀 세선화 방식에 의거하여 생성된 초기 3D 골격 다각형은 혈관 내벽의 중심선에서 벋어나 있으며, 일부 점들은 혈관 메쉬 모델 바깥 영역에 위치하는 경우도 종종 발생하므로 혈관 중심선에 위치한 골격 모델로는 부적합하다. 따라서, 혈관 메쉬 모델을 토대로 초기 3D 골격 다각형을 혈관 중심으로 이동시키는 개선 과정을 수행한다. 본 장에서 제시하는 골격 다각형 개선을 위한 기본 절차는 다음과 같다. 우선, 가지에 대한 골격 다각형의 각 노드에서의 접선벡터에 수직인 평면을 구하고, 평면과 메쉬 모델 간의 교선에 해당하는 외곽선(contour)을 구한다. 그런 다음, 유효한 외곽선을 갖는 노드 점을 해당 외곽선의 중심점으로 이동시킨다. 중심점 이동 과정을 거친 노드 점을 적합(proper) 노드 점이라고 하고, 그렇지 않은 노드 점을 부적합 노드 점이라고 한다. 분기점의 경우, 해당 분기점을 공유하는 가지들의 접합 노드 점을 토대로 분기점의 위치를 개선시킨다. 마지막으로, 분기점을 공유하는 가지들의 부적합 노드 점들의 위치는 해당 분기점과 접합 노드 점들을 토대로 조절된다.

5.3.1 가지 노드 점에 대한 외곽선 생성

가지에 대한 골격 다각형의 각 노드에서의 외곽선 생성을 위해서는 노드 접선벡터와 수직인 평면 생성, 수직 평면과 혈관 메쉬 간의 교차점 생성, 교차점 분석을 통한 외곽선 생성과정을 거친다. m 개의 노드들로 구성된 가지 $\mathbf{B}$ 의 노드 점 $\mathbf{p}_i$ 에 대한 접선벡터 생성을 위해 해당 노드를 포함하는 이웃 노드들 $\mathbf{p}_j$ 에 대해 Principal Component Analysis(PCA)[46]를 적용하여 노드 점들을 대표하는 주성분 벡터를 단위 접선벡터 $\mathbf{n}_i$ 로 정의하였다. PCA는 벡터표현의 통계적 특성을 기반으로 하는 기법으로 Karhunen-Loeve 근사법으로 부르기도 하며, 통계적으로 변화가 있는 N 차원의 k 개의 벡터를 공분산(convariance) 행렬에 의해 고유벡터(eigenvector)로

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

표현하는 분석방법이다. 이는 서로 다른 공간의 차원을 줄여 주성분 벡터로 간단히 표현하기 위해 유용하게 활용되고 있다.

여기서, $\max(1, i-d) \le j \le \min(m, i+d)$ 이고, $d=2$ 이다. 노드 점 $\mathbf{p}_i$ 를 지나고 벡터 $\mathbf{n}_i$ 에 수직인 평면 $\mathbf{f}$ 은 식(5.2)와 같이 정의 된다.

$$\mathbf{f}(x,y,z) = \mathbf{n}_i \left((x,y,z) - \mathbf{p}_i \right) = 0 \tag{5.2}$$

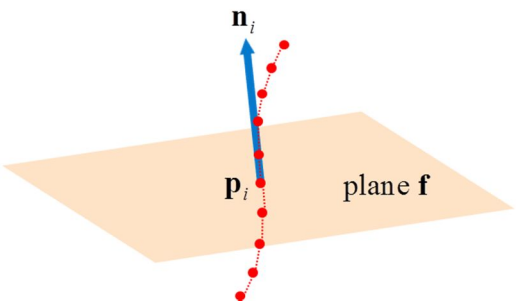


그림 28. 노드 점에 수직인 평면

메쉬 모델은 모든 면이 삼각형으로 이루어져 있으며, 삼각형은 3 개의 정점(vertex)과 3 개의 변(edge)으로 정의된다. 따라서, 메쉬 모델과 평면 간의 교차(intersection) 문제는 직선과 평면 간의 교점을 구하는 문제로 단순화된다. 두 점 $\mathbf{v}_0$ 와 $\mathbf{v}_1$ 을 지나는 직선은 $\mathbf{l}(s) = \mathbf{v}_0 + s(\mathbf{v}_1 - \mathbf{v}_0)$ 로 정의 되며, 점 $\mathbf{p}_i$ 를 지나고 벡터 $\mathbf{n}_i$ 에 수직인 평면 $\mathbf{f}$ 와 직선 $\mathbf{l}(s)$ 간의 교점에 해당하는 매개변수 $\bar{s}$ 는 식(5.3)에 의해 구해진다.

$$\bar{s} = \frac{(\mathbf{p}_i - \mathbf{v}_0)\,\mathbf{n}_i}{(\mathbf{v}_1 - \mathbf{v}_0)\,\mathbf{n}_i} \tag{5.3}$$

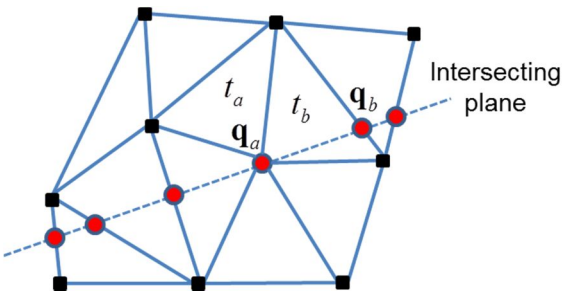
Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

여기서 $(\mathbf{v}_1 - \mathbf{v}_0)\,\mathbf{n}_i = 0$ 인 경우, 직선이 평면에 평행하거나 평면 위에 놓인 상태이다. (이 경우 $\mathbf{v}_0$ 또는 $\mathbf{v}_1$ 이 평면 상에 있으면, 직성이 평면 위에 있게 된다.) $0 \le \bar{s} \le 1$ 인 경우, $\mathbf{l}(\bar{s})$ 는 두 점 $\mathbf{v}_0$ 와 $\mathbf{v}_1$ 을 잇는 선분과 평면 간의 교점이 된다.

노드 점 $\mathbf{p}_i$ 를 지나는 평면과 메쉬 모델 간의 교점 계산 과정에서 노드 점 $\mathbf{p}_i$ 가 속한 가지 표면에서 교점들이 생성되어야 하지만, 원하지 않은 다른 가지들의 표면에서 교점들이 생성되기도 한다. 따라서, 노드 점 $\mathbf{p}_i$ 가 속한 가지 표면의 교점들을 찾고, 이들을 연결하여 외곽선(contour)을 생성하는 작업이 요구된다.

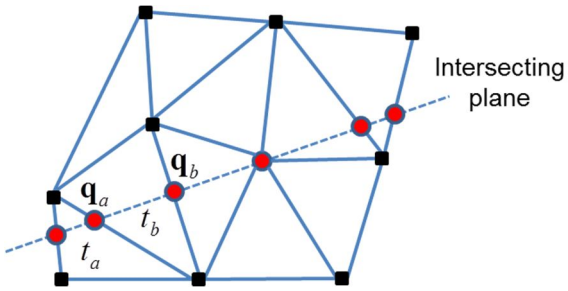
그림 29에서와 같이 교점 $\mathbf{q}_a$ 은 메쉬 모델의 삼각형 t_a 의 정점에 해당하거나 변 위에 위치한다. 이를 교점-삼각형 쌍 $(\mathbf{q}_a, t_a)$ 으로 표현하고, 교점 $\mathbf{q}_a$ 는 삼각형 t_a 에 포함됨을 의미한다. 따라서, 그림 29(a)에서와 같이 교점 $\mathbf{q}_a$ 이 삼각형 t_a 의 정점과 일치하는 경우, 해당 정점을 공유하는 인접 삼각형들 중에서 아직 선택되지 않은 교점 $\mathbf{q}_b$ 를 포함하는 삼각형 t_b 를 찾을 수 있다. 또한, 그림 29(b)와 같이 교점 $\mathbf{q}_a$ 이 삼각형 t_a 의 변 위에 위치하는 경우, 해당 변을 공유하는 인접 삼각형 t_b 에 속하는 아직 선택되지 않은 교점 $\mathbf{q}_b$ 를 찾을 수 있다. 여기서, $\mathbf{q}_a \ne \mathbf{q}_b$, $t_a \ne t_b$ 이며, $(\mathbf{q}_b, t_b)$ 은 $(\mathbf{q}_a, t_a)$ 의 후속 교점-삼각형 쌍이다.



(a) 삼각형 정점에 교점이 위치하는 경우

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



(b) 삼각형 변위에 교점이 위치하는 경우

그림 29. 노드와 가까운 교점으로부터 외곽선 생성 방안

본 장에서는 노드 점 $\mathbf{p}_i$ 에서 가장 가까운 교점 $\mathbf{q}_a$ 을 시작으로 교점이 발생한 삼각형들의 인접관계를 이용하여 이웃 교점들을 점진적으로 찾으면서 외곽선을 생성한다. 다음은 외곽선 생성 절차를 나타내다.

(1) 계산된 교점들 중에서 노드 점 $\mathbf{p}_i$과 가장 가까운 교점을 선택하여 $\mathbf{q}_1$이라고 한다. 다음으로, 교점 $\mathbf{q}_1$이 속한 메쉬 모델의 삼각형 t_1을 찾는다.

(2) 탐색된 교점 $\mathbf{q}_1$과 삼각형 t_1을 교점-삼각형 쌍 $(\mathbf{q}_a, t_a) \leftarrow (\mathbf{q}_1, t_1)$로 변환하고, $\mathbf{q}_a$ 를 리스트에 저장한다.(여기서, 리스트는 노드 점 $\mathbf{p}_i$ 가 속한 가지 표면의 외곽선의 교점 집합이다.)

(3) 교점 $\mathbf{q}_a$ 를 공유하는 인접 삼각형 $(\mathbf{q}_a, t_a)$ 에서 아직 선택되지 않은 후속 교점-삼각형 쌍 $(\mathbf{q}_b, t_b)$ 을 얻는다.

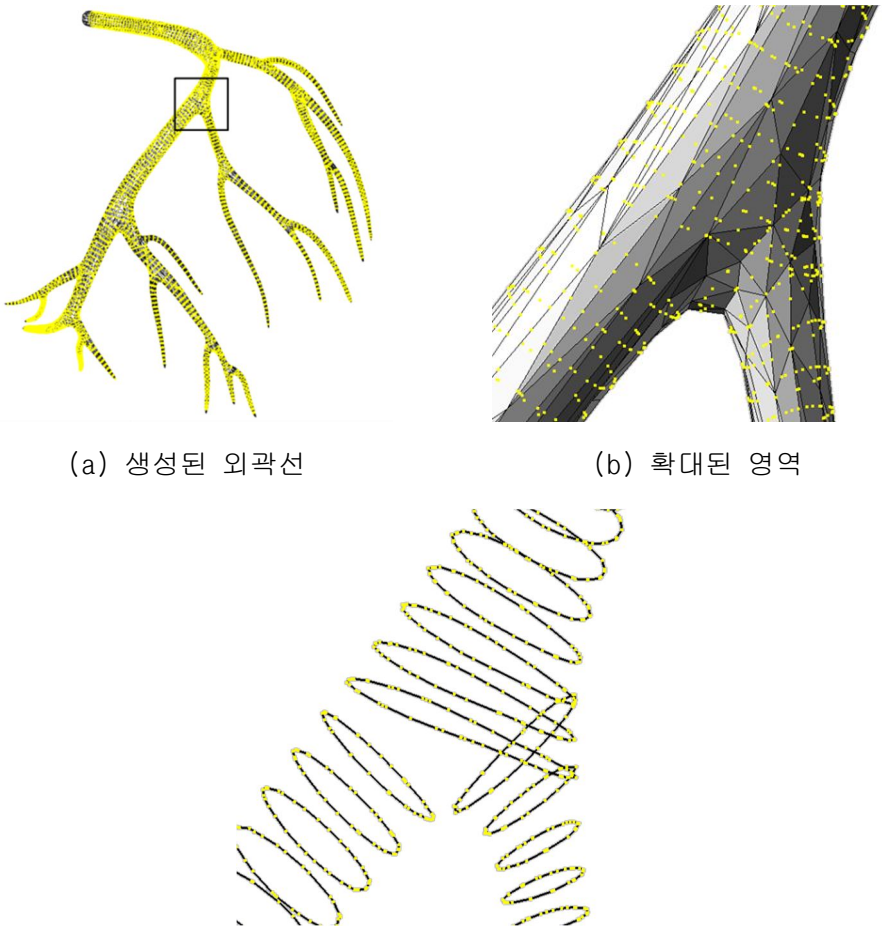
(4) 만약, $\mathbf{q}_b \neq \mathbf{q}_1$ 이면, $(\mathbf{q}_a, t_a) \leftarrow (\mathbf{q}_b, t_b)$로 하고, (2)과정으로 간다.

(5) 만약, $\mathbf{q}_b = \mathbf{q}_1$ 이면, 리스트에 저장된 순서대로 교점들을 이용하여 노드 점 $\mathbf{p}_i$ 가 속한 가지 표면의 외곽선을 생성하고 절차를 마친다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

결과로 얻어지는 외곽선은 교차 평면에 대해 시계 방향(clockwise) 또는 반시계 방향(counter clockwise)으로 정렬된 닫힌 다각형이 된다. 그림 30은 노드 점들에 대한 외곽선 생성 결과를 나타낸다.



(a) 생성된 외곽선 (b) 확대된 영역

(c) 추출된 교차점 및 외곽선

그림 30. 외곽선 생성 결과

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

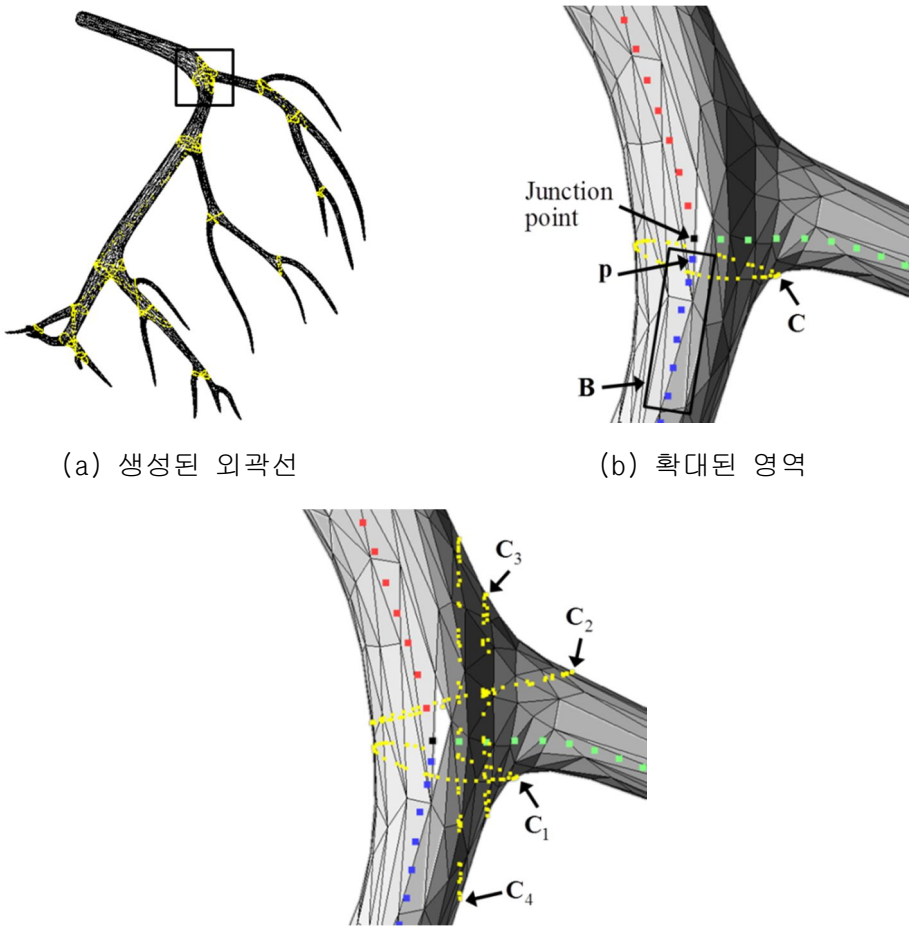
5.3.2 외곽선의 유효성 검사

앞 절에서 가지의 노드에서 분기점을 제외한 끝점과 내부 노드 점들에 대한 외곽선을 생성하였다. 이러한 외곽선은 노드 점을 가지 중심선에 위치시키기 위한 기준으로 사용된다. 그림 31(a)에서와 같이 가지의 노드 점이 2개 이상의 가지가 분기되는 분기점에 가까이 위치하는 경우, 이로부터 추출된 외곽선이 유효하지 않은 경우가 종종 발생한다. 즉, 추출된 외곽선이 노드가 속한 가지 영역뿐만 아니라 인접한 다른 가지 영역에 포함될 수 있다. 이러한 유효하지 않은 외곽선은 다수의 가지가 연결되는 분기 영역에서 주로 생성된다.

본 장에서는 외곽선 유효성 검사를 위해 외곽선을 이루는 교점들과 초기 골격 다각형의 가지 노드 점들 간의 근접성(proximity) 정보를 이용한다. 그림 31(b)에서와 같이 가지 $\mathbf{B}$의 노드 점 $\mathbf{p}$에 대한 외곽선을 $\mathbf{C}$라고 하고, $\mathbf{q}_i$를 외곽선을 구성하는 교점들이라고 하자. 그리고, 가지 $\mathbf{B}$와 동일한 분기를 공유하는 인접한 가지들을 $\mathbf{B}_j$라고 하자. 교점 $\mathbf{q}_i$가 인접 가지들 $\mathbf{B}_j$에 속하는 노드 점들보다 가지 $\mathbf{B}$에 속하는 노드 점 $\mathbf{p}$에 더욱 가깝게 위치하면, 교점 $\mathbf{q}_i$는 노드 점 $\mathbf{p}$에 적합하다라고 정의할 수 있다. 다시 말해, 노드 점 $\mathbf{p}$에 적합한 교점들이 많을수록 외곽선 $\mathbf{C}$는 가지 $\mathbf{B}$영역에 위치할 확률이 높아지는 것이다. 이를 토대로 본 장에서는 외곽선 $\mathbf{C}$의 교점들 중에서 노드 점 $\mathbf{p}$에 적합한 교점들의 비율이 70%이상이면 해당 외곽선이 유효하다고 하고, 그렇지 않을 경우, 유효하지 않은 외곽선으로 판정한다. 외곽선의 유효성 검사를 위한 기준은 실제 혈관 모델을 적용하는 실험적 경험을 통해 얻은 비율을 활용하였다. 표 1은 그림 31(c)의 외곽선($\mathbf{C}_1$ $\mathbf{C}_4$)에 대한 유효성 검사 결과를 나타낸다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



(a) 생성된 외곽선 (b) 확대된 영역

(c) 추출된 교차점 및 외곽선

그림 31. 유효하지 않은 외곽선

표 1. 외곽선에 대한 유효성 검사 결과

Contour	C_1	C_2	C_3	C_4
Ratio (%)	58.1	54.9	51.4	7.3

검사 결과 모두 유효하지 않은 외곽선으로 판정되었는데, 이는 각각의 외곽선이 해당 가지뿐만 아니라 다른 가지의 영역에 속해 있음을 의미한다. 노드 점의 외곽선이 유효한 경우 해당 노드를 적합(proper) 노드라고 하며, 그렇지 않은 경우

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

부적합(Improper) 노드라고 한다. 이후, 3D 골격 다각형 개선을 위해 적합 노드 점들을 가지 중심선에 위치하도록 개선시키고, 개선된 적합 노드 점들을 토대로 분기점과 부적합 노드 점들의 위치를 조절한다.

5.3.3 외곽선 중심점 계산

초기 3D 골격 다각형의 개선을 위해 우선적으로 유효한 교차 외곽선을 갖는 적합 노드 점을 해당 외곽선의 중심점으로 위치시키는 과정을 수행한다. 그림 32는 외곽선의 중심점을 계산하는 절차를 나타낸다.

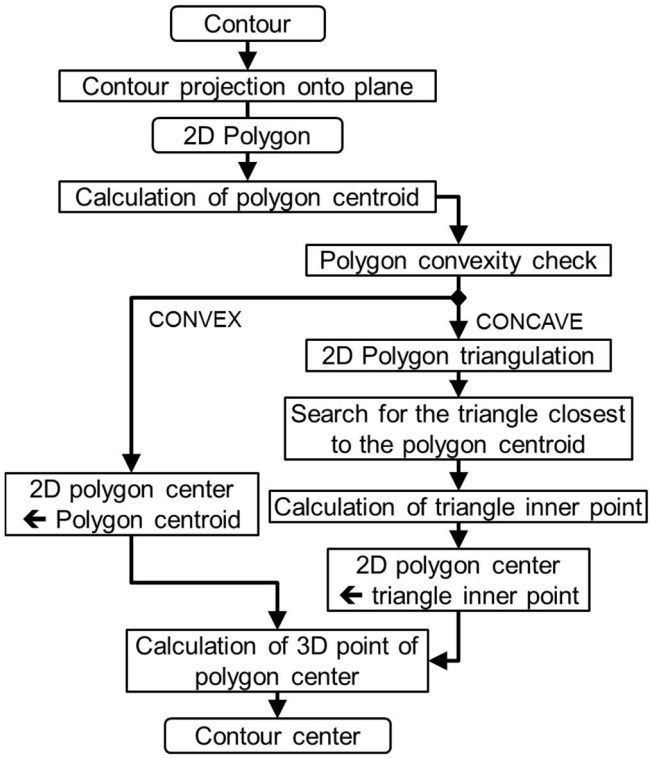


그림 32. 외곽선 중심점 계산 절차

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

혈관의 외곽선은 평면-메쉬 간 교점들로 이루어진 다각형이다. 따라서, 외곽선이 볼록한 경우, 무게 중심(centroid)이 외곽선의 중심점이 되지만, 외곽선이 오목한 경우에는 무게중심이 외곽선 밖에 위치할 수 있으므로 별도의 중심점 계산이 요구된다. 노드 점 $\mathbf{p}$에 대한 외곽선 $\mathbf{C}$의 중심점 계산을 위해 먼저 외곽선 $\mathbf{C}$에 대한 2D 다각형 $\mathbf{C}^{l}$을 구한다. 그림 33에서와 같이 외곽선을 구성하는 교점들 $\mathbf{q}_i$을 벡터 $\mathbf{n}$에 수직인 교차평면 $\mathbf{f}$ 상의 2D 점들 $\mathbf{q}_i^{l}$로 변환한다. 노드 점 $\mathbf{p}$에서 가장 먼 교점이 $\mathbf{q}_{\max}$일 때, 점 $\mathbf{p}$에서의 지역 좌표계 형성을 위한 좌표축 단위벡터는 식(5.4)와 같이 정의된다.

$$\begin{aligned} \mathbf{z} &= \mathbf{n} \\ \mathbf{x} &= (\mathbf{q}_{\max} - \mathbf{p}) / \|\mathbf{q}_{\max} - \mathbf{p}\| \\ \mathbf{y} &= \mathbf{z} \times \mathbf{x} \end{aligned} \tag{5.4}$$

$\mathbf{z}$축은 벡터 $\mathbf{n}$와 나란하고, $\mathbf{xy}$축은 평면 $\mathbf{f}$ 위에 놓인다. 이를 통해 외곽선 $\mathbf{C}$을 구성하는 교점 $\mathbf{q}_i$에 대한 지역 좌표계 상의 2D 점 $\mathbf{q}_i^{l}$은 다음과 같이 구해진다.

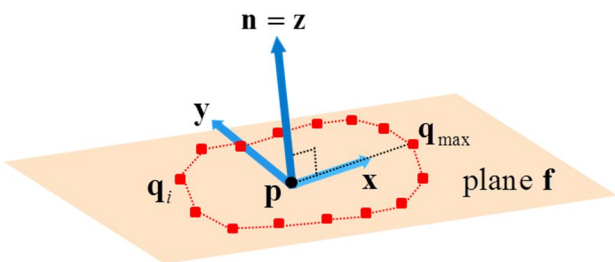


그림 33. 노드 점에 대한 지역 좌표계

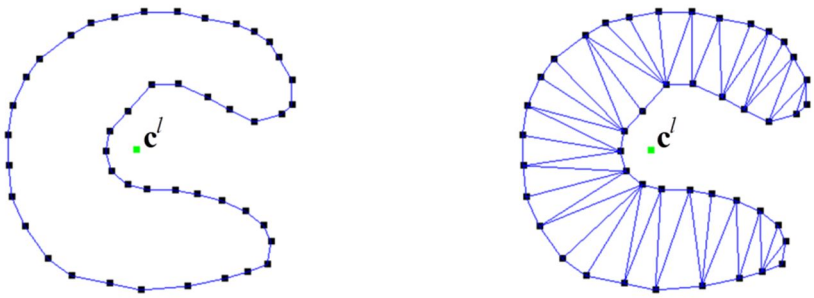
그런 다음, 식(5.5) 의거하여 2D 다각형 $\mathbf{C}^{l}$의 무게중심 $\mathbf{c}^{l} = (x_c^{l}, y_c^{l})$을 계산한다[48].

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

$$
\begin{aligned}
A &= \frac{1}{2}\sum_{i=0}^{n-1}(x_i y_{i+1} - x_{i+1} y_i) \\
x_c^l &= \frac{1}{6A}\sum_{i=0}^{n-1}(x_i + x_{i+1})(x_i y_{i+1} - x_{i+1} y_i) \\
y_c^l &= \frac{1}{6A}\sum_{i=0}^{n-1}(y_i + y_{i+1})(x_i y_{i+1} - x_{i+1} y_i)
\end{aligned}
\tag{5.5}
$$

다각형이 볼록(convex)이라면, 무게중심을 다각형 중심점 $\mathbf{m}^l = \left(x_m^l, y_m^l\right)$으로 삼는다. 즉, $\mathbf{m}^l = \mathbf{c}^l$ 으로 한다. 다각형이 오목(concave)한 경우, 그림 34(a)에서와 같이 무게중심 $\mathbf{c}^l$ 이 다각형 내부에 있지 않을 수 있다. 이를 해결하기 위해 그림 34(b)에서와 같이 다각형에 대한 삼각형화 (triangulation)을 수행하여 다각형을 삼각형들로 분할한 후, 무게중심 $\mathbf{c}^l$ 에 근접한 삼각형 한 개를 선택하고, 해당 삼각형의 내부점(inner point)을 다각형 중심점 $\mathbf{m}^l$ 으로 삼는다. 그리고 다각형 중심점 $\mathbf{m}^l$ 에 대한 3차원 점 $\mathbf{m} = \mathbf{p} + x_m^l \mathbf{x} + y_m^l \mathbf{y}$ 을 외곽선 $\mathbf{C}$ 의 중심점으로 삼는다. 다각형 삼각형화를 위해 제약된 Delaunay 삼각형화(constrained Delaunay Triangulation)을 채택하였다[49].



(a) 오목 다각형의 중심점 (b) 다각형의 삼각형화

그림 34. 오목 다각형에 대한 중심점 계산 및 삼각형과 결과

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제약된 Delaunay 삼각형화는 평면 위의 점들을 삼각형으로 분할했을 때, 모든 내각의 합이 최소가 되도록 하는 분할 방식으로 세 점의 외접원을 이용하는데, 해당 삼각형의 세 정점으로 이루어진 외접원이 다른 삼각형의 정점을 포함하지 않는 것을 원칙으로 한다. 삼각형화 과정은 다음과 같다.

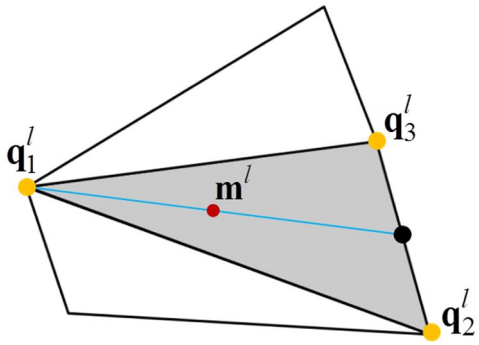
(1) 임의의 점을 기준으로 최소 길이를 지닌 변(edge) 하나를 찾아, 후보 변 집합(**CE**)에 저장한다.
(2) 저장된 새로운 변을 선택한다. 새로운 변이 없다면 절차를 끝낸다.
(3) 선택된 변의 정점들과 반시계 방향을 만족하는 정점 하나를 선택하여 임의의 삼각형을 생성한 다음, 외접원을 구한다.
(4) 반시계 방향을 만족하는 다른 점이 원 속에 포함되는지 검사하고, 포함된다면 다른 정점에 대해 (3)로 돌아가 반복한다.
(5) 포함되지 않는 다면, 생성된 삼각형의 변을 **CE**에 저장하고, (2)로 돌아가 반복한다.

Delaunay 삼각형화를 통해 분할된 삼각형들을 이용하여 무게중심이 다각형의 내부 또는 외부에 있는지, 그리고 특정 삼각형의 내부 또는 모서리 위에 있거나 꼭지점과 일치하는지를 알 수 있다. 무게중심이 특정 삼각형 내부에 존재하는 경우, 해당 삼각형이 선택된다. 무게 중심이 다각형 외부에 있거나, 삼각형의 모서리 위 또는 꼭지점에 위치할 경우, 무게중심에 가장 가까운 삼각형이 선택된다. 무게중심과 삼각형 간의 거리는 무게중심과 삼각형 꼭지점들 간의 평균거리로 정의된다.

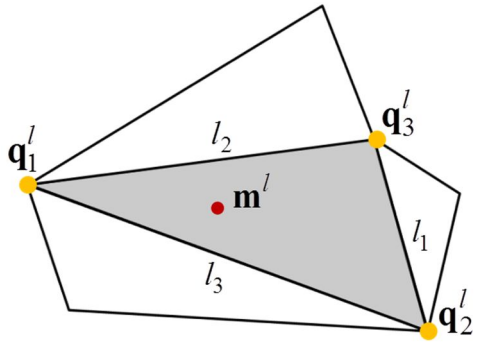
본 장에서는 선택된 삼각형의 내부점 계산을 위해 그림 35에서와 같이 삼각형의 이웃 관계를 고려한 이원적 계산 방식을 도입하였다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



(a) 인접 삼각형이 2개인 경우



(b) 인접 삼각형이 3개인 경우

그림 35. 선택된 삼각형 내부점 계산

그림 35(a)에서와 같이 선택된 삼각형과 인접한 이웃 삼각형들이 2개인 경우, 인접 삼각형이 존재하지 않은 모서리의 중심 $\left(\frac{1}{2}\left(\mathbf{q}_2^l+\mathbf{q}_3^l\right)\right)$ 과 모서리를 마주보는 꼭지점 $\left(\mathbf{q}_1^l\right)$을 잇는 선분의 중심 $\left(\mathbf{m}^l=\frac{1}{2}\mathbf{q}_1^l+\frac{1}{4}\mathbf{q}_2^l+\frac{1}{4}\mathbf{q}_3^l\right)$을 해당 삼각형의 내부점으로 정한다. 그림 35(b)에서와 같이 선택된 삼각형과 인접한 삼각형들이 3개 인 경우, 삼각형의 모서리 길이를 고려하여 꼭지점에서의 가중치를 산정하고, 식(5.6)과 같이 세 꼭지점의 가중치 합으로 삼각형의 내부점을 정한다.

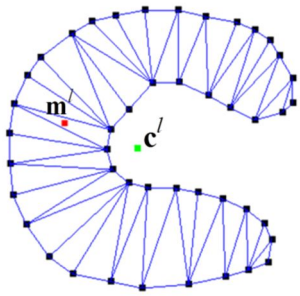
Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

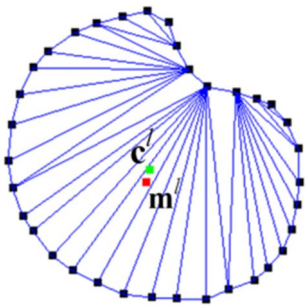
$$\mathbf{m}^l = w_1\mathbf{q}_1^l + w_2\mathbf{q}_2^l + w_1\mathbf{q}_3^l$$

$$\begin{aligned} w_1 &= \tfrac{1}{2}\left(1 - l_1/(l_1+l_2+l_3)\right) \\ w_2 &= \tfrac{1}{2}\left(1 - l_2/(l_1+l_2+l_3)\right) \\ w_3 &= \tfrac{1}{2}\left(1 - l_3/(l_1+l_2+l_3)\right) \end{aligned} \tag{5.6}$$

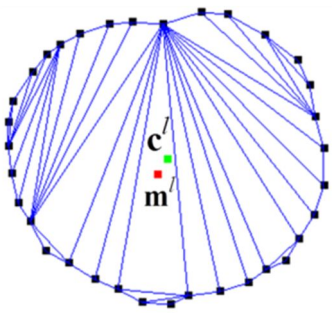
그림 36(a)는 그림 34의 오목 다각형에 대한 중심점 계산 결과로서 그림 34(a)의 삼각형 내부 점 계산 방식이 적용된 결과를 나타내며, 그림 36(b)와 (c)는 그림 35(a)와 (b)의 삼각형 내부 점 계산 방식의 적용 예를 각각 나타낸다.



(a) 그림 33에 대한 다각형 중심점 계산 결과



(b) 인접 삼각형이 2개인 경우



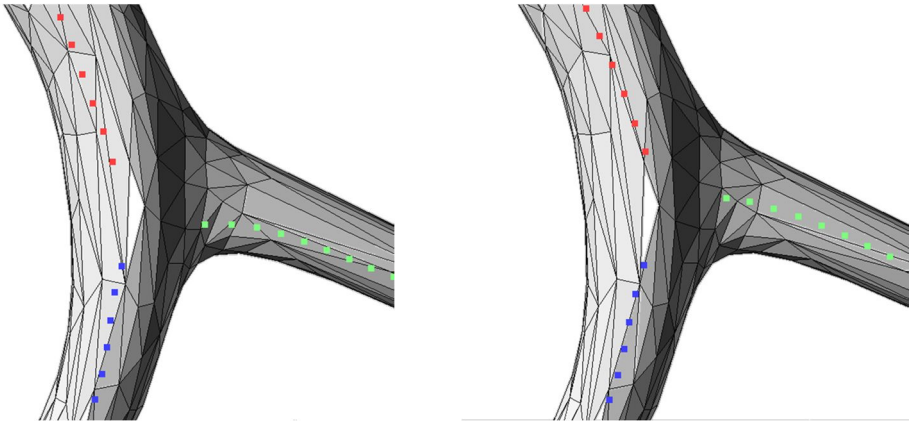
(c) 인접 삼각형이 3개인 경우

그림 36. 선택된 삼각형의 내부점 계산 예제

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

외곽선 중심점 계산에 의한 노드 점 개선은 유효한 외곽선을 갖는 적합 노드 점에 한해서만 수행되며, 그림 37은 외곽선 중심점 계산 방안을 적용한 결과로 그림 36(a)는 외곽선 중심점 계산 전의 적합 노드 점들을 나타내며, 그림 36(b)는 계산 후 개선된 적합 노드 점들을 나타낸다.



(a) 초기 적합 노드 점 (b) 개선된 노드 점

그림 37. 적합 노드에 대한 개선 결과

5.3.4 분기점의 위치 개선

앞서 골격 구조 분석을 통해 얻어진 초기 분기점은 대략적인 분기 위치를 나타낸다. 따라서, 개선이 요구되는데, 이는 개선된 적합 노드 점들을 토대로 초기 분기점의 위치를 개선할 수 있다. 먼저, 해당 분기점을 공유하는 가지들을 파악하고, 각 가지의 적합 노드 점들 중 분기점과 가장 가까운 노드를 탐색한 다음, 이들 적합 노드 점들에 대한 산술평균점을 개선된 분기점으로 하였다. 그림 38은 분기점의 위치 개선 전/후 결과를 나타내는 것으로, $\mathbf{t}^{old}$ 는 개선 전 분기점을 나타내며, $\mathbf{t}^{new}$ 는 개선 후 분기점을 나타낸다.

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

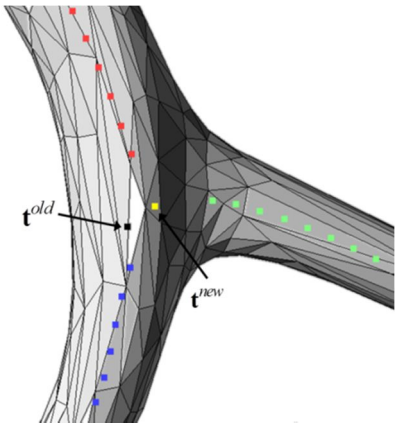


그림 38. 분기점 개선 결과

5.3.5 부적합 노드 점의 위치 수정

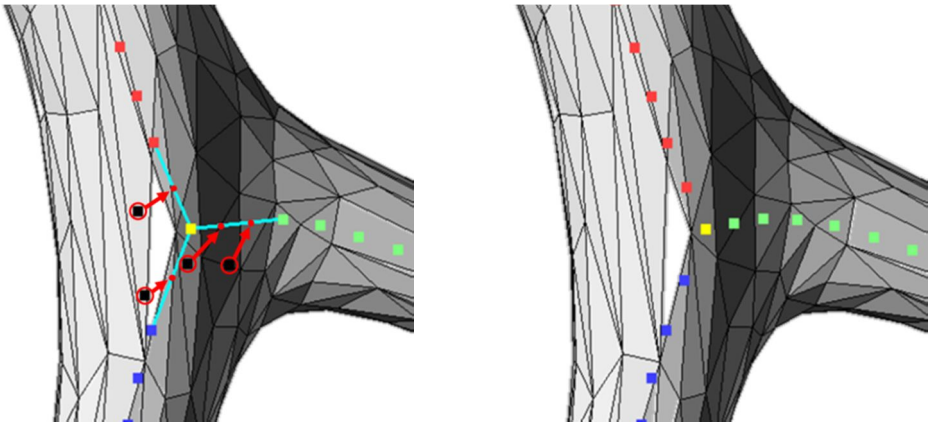
분기점 근처에는 해당 분기점을 공유하는 가지에서 유효하지 않은 외곽선들이 존재하며, 이에 따라 외곽선 생성에 활용된 부적합 노드들이 존재한다. 이러한 부적한 노드는 혈관의 중심선 근처에 위치하는 골격에 부정적이 영향을 미친다. 따라서, 본 장에서는 개선된 해당 분기점과 인접 가지의 적합 노드 점들을 토대로 부적합 노드의 위치를 수정하였다. 그림 39(a)에서와 같이 분기점을 공유하는 가지의 적합 노드 점들 중에서 분기점에서 가장 가까운 적합 노드 점을 탐색하고, 분기점과 적합 노드 점 사이에 존재하는 부적합 노드를 탐색한다. 그런 다음, 분기점과 적합 노드 점을 잇는 선분 위에 부적합 노드 점들을 투영한 다음, 해당 부적합 노드 점들에 대해 지역적으로 평활화 과정을 수행한다. 분기점을 $\mathbf{t}$ 하라고, 분기점과 적합 노드 점을 잇는 선분의 길이를 l, 그리고 이들 사이에서 탐색된 부적합 노드의 수를 $n(\mathbf{p}_i)$ 라 하면, 식(5.7)을 통해 부적한 노드 $\mathbf{p}_i$ 는 선분 위의 투영점 $\mathbf{p}'_i$ 로 대치된다.

$$\begin{aligned} \mathbf{p}'_i &= \mathbf{t} + w\mathbf{v} \\ w &= l\left(k/n(\mathbf{p}_i)+1\right) \end{aligned} \tag{5.7}$$

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

여기서, $k = 1,..,n(\mathbf{p}_i)$ 이고, w 는 분기점에서 적합한 노드 점으로의 방향 벡터이다. 평활화는 초기 골격다각형 생성에 활용된 방안을 활용하였다. 그림 39(b)는 부적합 노드 점들의 위치 개선 결과를 나타낸다.



(a) 적합하지 않은 노드 점 투영 (b) 지역 평활화 적용 결과

그림 39. 적합하지 않은 노드 점 개선

마지막으로 3D 골격 다각형에서 분기점과 끝점을 제외한 모든 노드 점들에 대해 평활화 과정을 수행함으로써 3D 골격 곡선 생성을 위한 개선된 골격 다각형을 생성한다.

5.4 혈관의 3D 골격 곡선 생성

개선된 3D 골격 다각형을 자유 곡선으로 근사함으로써 혈관의 중심을 지나는 3D 골격 곡선을 얻을 수 있다. 자유 곡선 근사를 위해 B-spline 곡선 보간 방법을 채택하였다[49]. B-spline 보간은 전체 구간을 소구간별로 나누어 저차수의 다항식으로 매끄러운 함수를 구하는 방법으로 구간별 다항식 보간법(piecewise polynomial interpolation)이라고 한다. 이는 국부적으로 급격히 변하는 함수의 거동에 우수한 근사를 제공하며, 낮은 차수의 다항식으로 표현이 가능하다는 특징이

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

있다.

개선된 골격 다각형은 혈관의 분기점과 끝점을 포함하는 가지들로 분할되어 있으므로 분할된 가지 단위의 3D 골격 다각형을 3D 자유 곡선으로 근사한 다음, 이들의 연결 관계를 활용하여 혈관의 3D 골격 곡선을 생성한다. 그림 40은 생성된 3D 골격 곡선의 일부를 나타낸다.

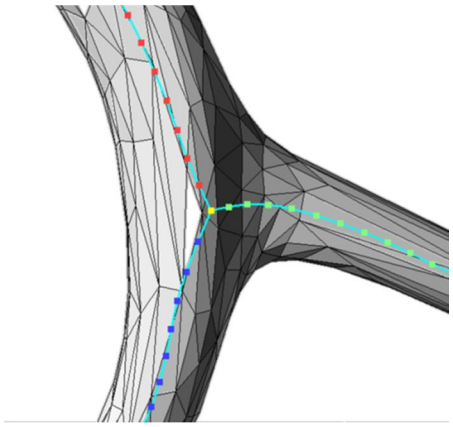


그림 40. 3D 골격 곡선 생성 결과

5.5 분석 및 적용

본 장에서는 몇 가지 혈관 데이터에 대해 제안하는 3D 골격 곡선 생성 방안과 기존 방안들을 적용하였으며, 이를 비교/분석해 봄으로써 제안된 3D 골격 곡선 생성 방안의 품질과 유효성을 확인 하였다.

5.5.1 적용 결과

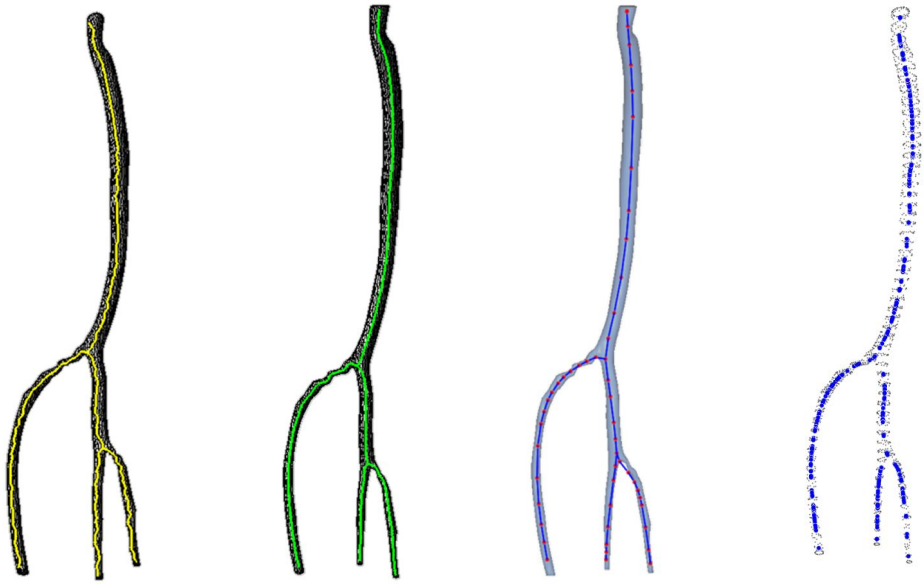
비교/분석을 위한 기본 방안으로는 Palagyi[29]의 복셀 세선화와 Au[35]의 메쉬 축약 기반 골격 곡선 생성 방안, 그리고 Huang[50]의 점 집합을 활용한 골격 생성 방안을 고려하였다. 골격 곡선 생성을 위한 혈관 3D 모델로는 하지동맥(artery of lower extremity) 한 가지 경우와 관상동맥(coronary artery) 세 가지 경우의 혈관

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

데이터를 대상으로 하였다.

그림 41-44는 4 가지 혈관 데이터에 대한 3D 골격 곡선 생성 결과를 각각 나타낸다. 각 그림의 (a)-(d)는 Palagyi[29]의 복셀 세선화 방안, 본 장에서 제안된 방안, Au[35]의 메쉬 축약 기반 방안, 그리고 Huang[50]의 점 집합을 활용한 방안을 이용한 결과를 나타낸다.

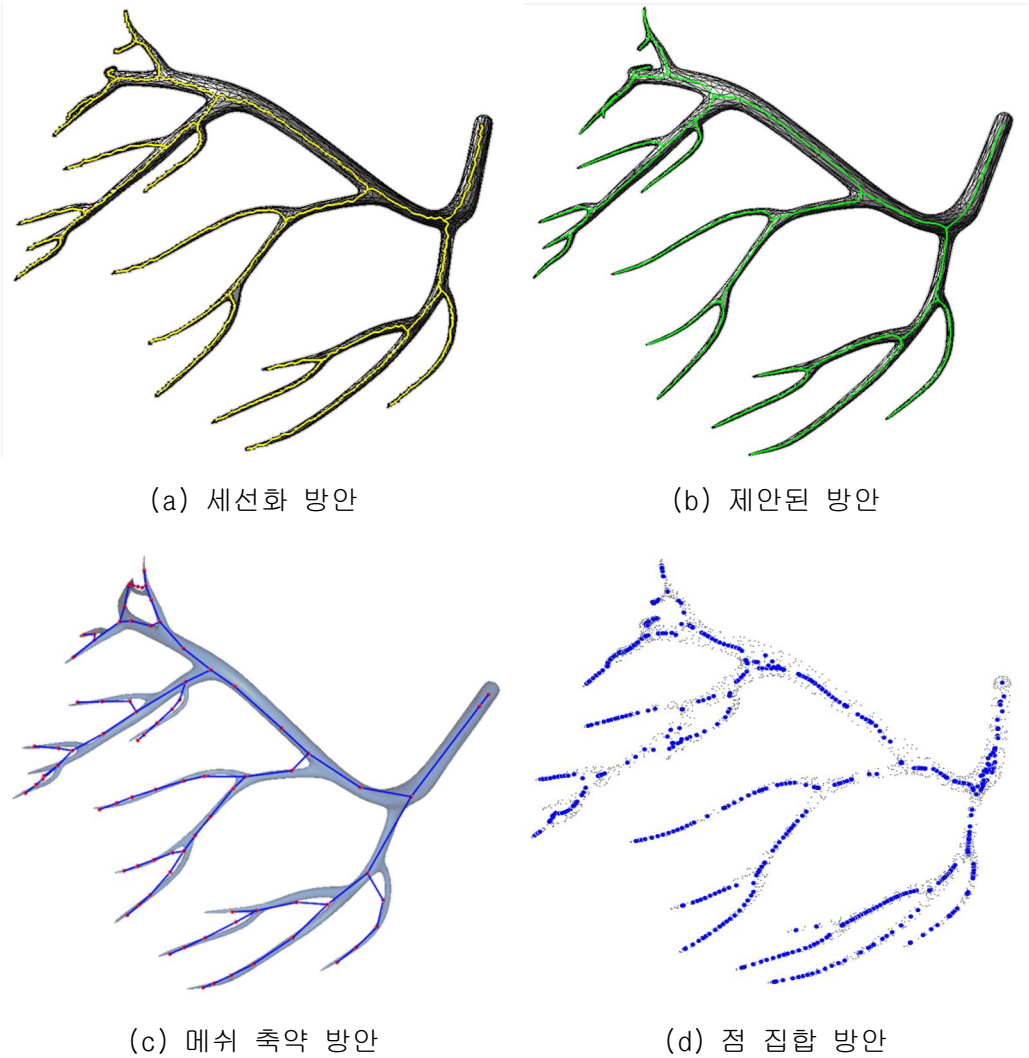


(a) 세선화 방안 (b) 제안된 방안 (c) 메쉬 축약 방안 (d) 점 집합 방안

그림 41. 하지동맥 3D 모델에 대한 생성된 3D 골격 곡선 결과(case 1)

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



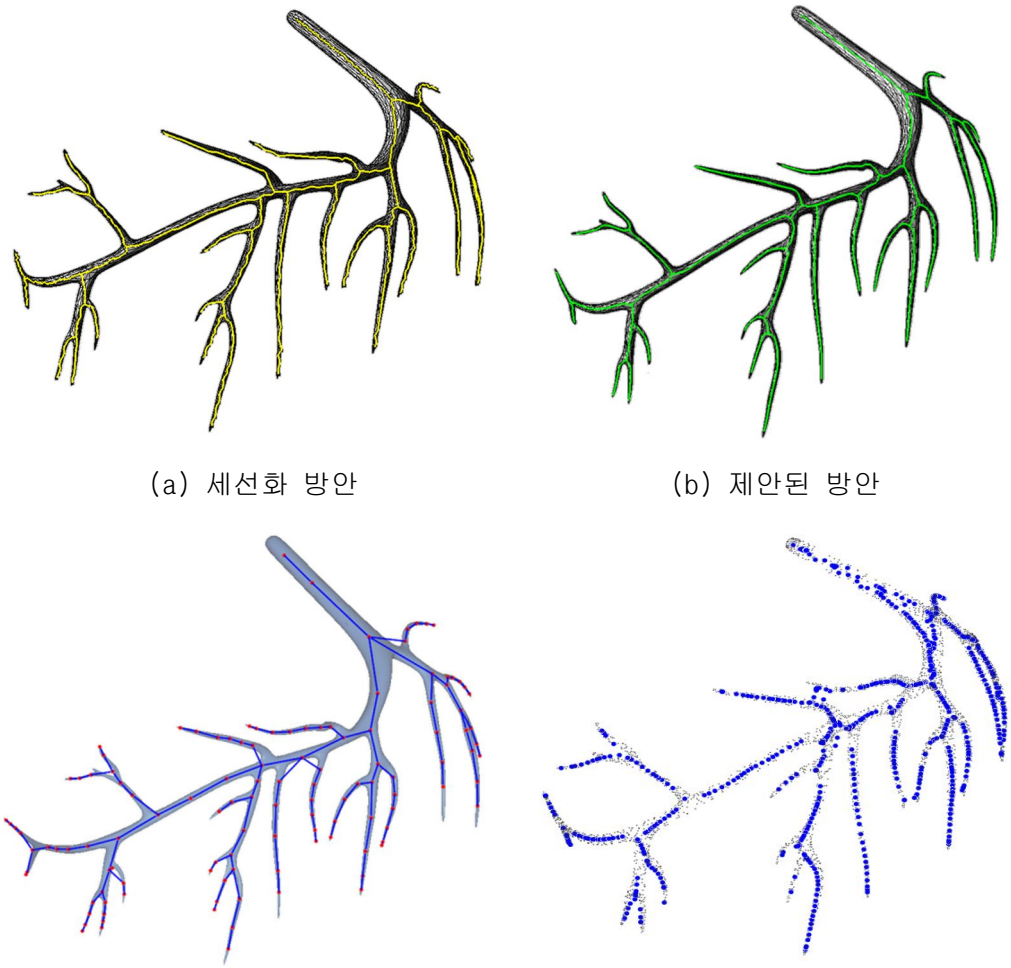
(a) 세선화 방안 (b) 제안된 방안

(c) 메쉬 축약 방안 (d) 점 집합 방안

그림 42. 관상동맥 3D 모델에 대한 생성된 3D 골격 곡선 결과(case 2)

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



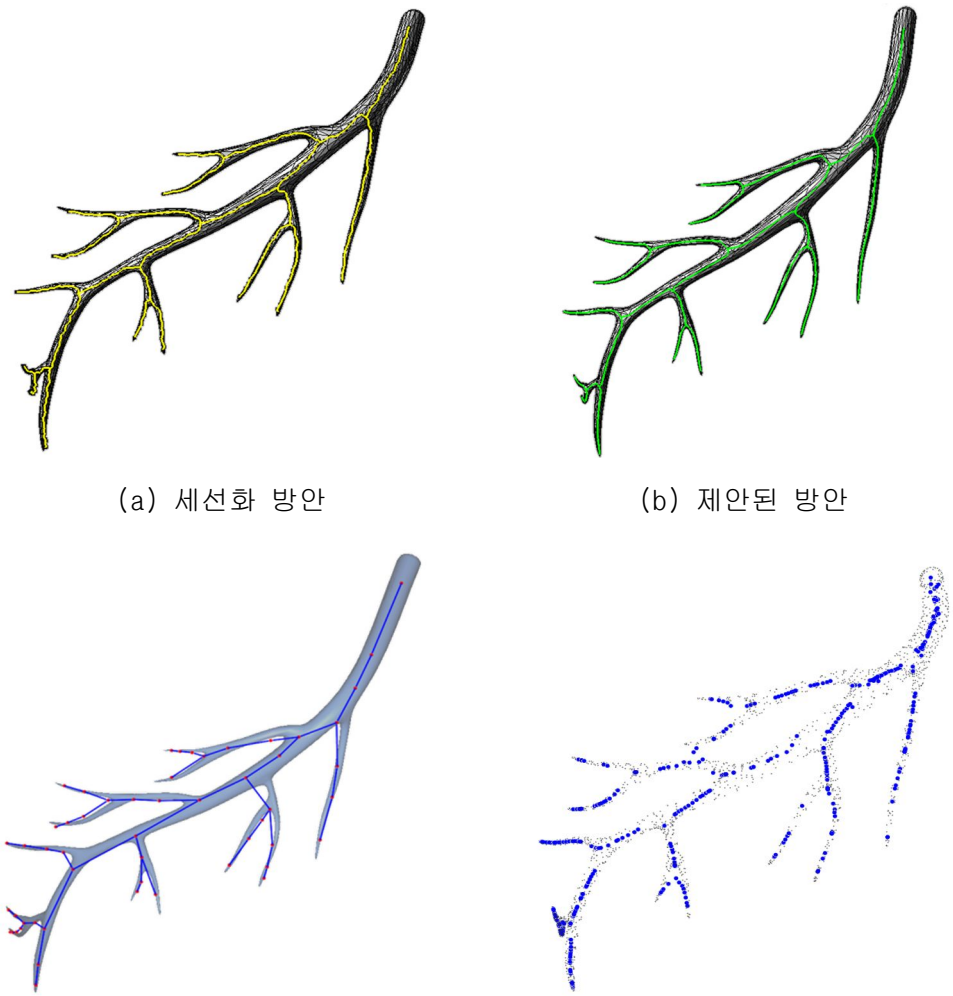
(a) 세선화 방안 (b) 제안된 방안

(c) 메쉬 축약 방안 (d) 점 집합 방안

그림 43. 관상동맥 3D 모델에 대한 생성된 3D 골격 곡선 결과(case 3)

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



(a) 세선화 방안 (b) 제안된 방안

(c) 메쉬 축약 방안 (d) 점 집합 방안

그림 44. 관상동맥 3D 모델에 대한 생성된 3D 골격 곡선 결과(case 4)

복셀 세선화 방안을 통해 생성된 골격 모델의 경우, 혈관에 대한 대략적인 골격 표현이 가능하지만, 가지 노드 점들(분기점, 끝점, 가지 내부점)중 대부분이 혈관 중심선에 있지 않음을 알 수 있다. 메쉬 축약 기반의 골격 모델 생성 방안의 경우, 형태가 간단한 혈관 모델에 대해서는 복셀 세선화 방안과 비슷한 성능의 골격 표현이 가능한 반면, 혈관의 형태가 복잡해짐에 따라 혈관 중심선과 큰 차이를 보이는 골격 모델이 생성됨을 알 수 있다. 점 집합 기반 골격 생성 방안은 복셀 세선화 방안과

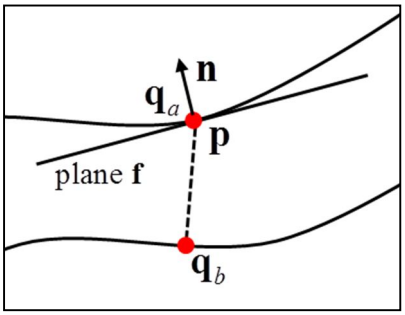
Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

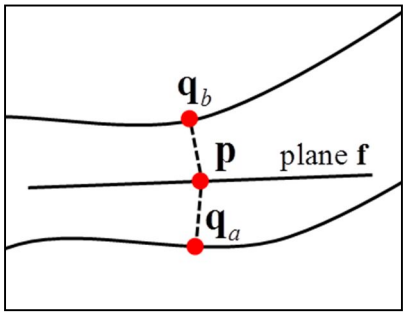
메쉬 축약 기반에 비해 비교적 정확한 골격 모델을 생성하지만, 노드 점들의 분포가 균일하지 않고, 서로 다른 가지들이 가까이 위치하는 영역에서 생성된 골격 노드 점들이 부정확하게 위치함을 확인 할 수 있다. 세 가지 기존 방안들 모두 얇은 관 모양의 가지들이 복잡하게 연결되어 있는 3D 인체 혈관에 대한 골격 모델 생성에는 적합하지 않음을 알 수 있다. 반면, 본 장에서 제안하는 혈관 골격 곡선 생성 방안의 경우, 기존 방안들에 비해 보다 정확한 골격 모델을 생성함을 확인할 수 있다.

5.5.2 정확도 비교

제안된 방안과 함께 Palagyi[29]과 Huang[50]의 기존 방안에 의해 생성된 3D 골격 모델에 대한 정확도를 계산하여 정량적인 비교를 하였다. 3D 골격 모델에 대한 정확도 계산을 위해 3D 골격 모델의 각 노드 점과 골격 모델 생성에 활용된 메쉬 모델 외벽 간의 거리 정보를 활용하였다. 그림 44는 메쉬 모델에서의 골격 노드 위치에 따른 중심점 오차(centering error)계산 방안을 나타내는 것으로, 그림 45(a)-(b)는 가지 내부 점과 끝점에서의 오차를, 그림 45(c)는 분기점에서의 오차에 대한 계산을 각각 나타낸다.



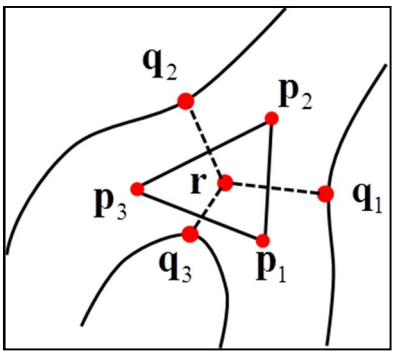
(a) 3D 모델 외벽에 위치하는 노드



(b) 3D 모델 내부에 위치하는 노드

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



(c) 분기 영역에 위치하는 노드

그림 45. 노드 점에 대한 중심 오차 계산 방안

3D 메쉬 모델은 삼각형들로 구성되므로 골격 노드와 3D 메쉬 모델의 특정 영역 외벽 간의 거리는 골격 노드와 특정 영역에 포함되는 삼각형들과의 최단 거리 계산 문제로 단순화 된다. 점 $\mathbf{p}$에 대한 삼각형 평면 위로의 투영점 $\mathbf{p}'$이 삼각형 내부에 존재하면, 평면 투영 거리가 점과 삼각형 간의 거리가 된다. 그렇지 않으면, 점 $\mathbf{p}$ 에 대한 삼각형 선분 위로의 최소 투영거리가 점과 삼각형 간의 거리가 된다.

골격 노드가 가지 내부점 또는 끝점에 해당하는 경우, 메쉬 모델에서의 골격 노드에 대한 위치를 확인한 후, 중심 오차 계산이 이루어진다. 먼저, 골격 노드 $\mathbf{p}$에서 가장 가까운 메쉬 모델 삼각형의 투영점 $\mathbf{q}_a$ 를 찾고, 두 점 사이의 거리 $\mathbf{d}_1 = \|\mathbf{q}_a - \mathbf{p}\|$ 를 구한다. $\mathbf{d}_1 = 0$ 인 경우, 골격 노드는 메쉬 모델의 외벽에 위치하게 되고, $\mathbf{d}_1 > 0$ 이고 $\mathbf{n}\,(\mathbf{q}_a - \mathbf{p}) > 0$ 인 경우, 내부에 위치하며, $\mathbf{d}_1 > 0$ 이고 $\mathbf{n}\,(\mathbf{q}_a - \mathbf{p}) < 0$ 인 경우, 외부에 위치하게 된다. 여기서, $\mathbf{n}$ 은 투영점 $\mathbf{q}_a$ 이 포함된 삼각형의 법선벡터이다.

골격 노드의 위치가 메쉬 모델 외벽 또는 내부에 위치하는 경우, 그림 45(a)-(b)에서와 같이 벡터 $\mathbf{n}$ 또는 벡터 $(\mathbf{q}_a - \mathbf{p})$ 에 수직인 평면 $\mathbf{f}$ 을 각각 정의하고, 평면의 법선벡터 반대 방향에 있는 삼각형들 중에서 최단거리 투영 점 $\mathbf{q}_b$ 를 찾아서 거리 $\mathbf{d}_2 = \|\mathbf{q}_b - \mathbf{p}\|$ 를 계산한다. 만약, $\mathbf{d}_1 = \mathbf{d}_2$ 이면, 골격 노드 $\mathbf{p}$ 는 메쉬 모델의

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

중심에 위치한다고 할 수 있다. 따라서, 중심 오차 $\mathbf{e}$는 식(5.8)에 의해 구해진다.

$$\mathbf{e} = \left|\mathbf{d}_2 - \mathbf{d}_1\right| \Big/ \max\left(\mathbf{d}_1, \mathbf{d}_2\right) \tag{5.8}$$

골격 노드의 위치가 메쉬 모델 외부에 위치하는 경우, 혈관 밖을 벗어났으므로 중심 오차 계산에 상관없이 최대 오차($\mathbf{e} = 1$)를 가진다.

그림 45(c)에서와 같이 골격 노드가 분기점에 해당하는 경우에는 해당 분기점을 공유하는 $\mathbf{n}$개의 가지 개수만큼의 투영점을 찾아 중심 오차를 계산한다. 분기점에 해당하는 골격 노드를 $\mathbf{r}$이라 할 때, $\mathbf{r}$을 공유하는 가지로부터 가장 가까이 위치하는 가지 내부점 $\mathbf{p}_k$ ($k = 1,..,n$)을 찾은 후, 연속한 가지 내부점들로 구성된 각 선분에 수직인 벡터를 식(5.9)와 같이 추정한다.

$$\begin{aligned} \mathbf{n}_k &= \left(\mathbf{p}_k - \mathbf{r}\right) \times \left(\mathbf{p}_{(k+1)\%n} - \mathbf{r}\right) \\ \mathbf{t}_k &= \left(\mathbf{p}_{(k+1)\%n} - \mathbf{p}_k\right) \times \mathbf{n}_k \end{aligned} \tag{5.9}$$

그런 다음, 벡터 $\mathbf{t}_k$에 수직이고 점 $\frac{1}{2}(\mathbf{p}_k + \mathbf{p}_{(k+1)\%n})$를 지나는 평면의 법선벡터 방향에 있는 삼각형들 중 최단거리 투영점 $\mathbf{q}_k$를 찾아서 거리 $\mathbf{d}_k = \left\|\mathbf{q}_k - \mathbf{r}\right\|$를 계산한다. 분기점 $\mathbf{r}$에서의 중심 오차 $\mathbf{e}$를 식(5.10)에 의해 구한다.

$$\mathbf{e} = \left|\max_k \mathbf{d}_k - \min_k \mathbf{d}_k\right| \Big/ \max_k \mathbf{d}_k \tag{5.10}$$

중심 오차 $\mathbf{e}$는 0~1 사이의 값을 가지며, 0 에 가까울수록 노드 점이 중심선에 가까이 위치함을 의미한다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

표 2는 그림 41-44의 4가지 혈관 모델에 대해 세 방안에 의해 구해진 골격 모델에 대한 오차율을 나타낸다. 표 2에서 Min, Max, Avg, Std는 골격 모델 노드점들의 중심 오차의 최소, 최대, 평균 그리고 표준편차를 각각 나타낸다. M1은 하지동맥 일부 데이터이며, M2-M4는 관상동맥 데이터를 나타낸다.

표 2. 혈관 골격 모델의 오차율(%)

		M1	M2	M3	M4
Palagyi[9]	Min	1	0	0	0
	Max	100	100	100	100
	Avg	40	52	47	50
	Std	±21	±32	±29	±30
Huang[14]	Min	0	0	0	0
	Max	100	100	100	100
	Avg	13	29	32	37
	Std	±14	±29	±32	±32
The proposed	Min	0	0	0	0
	Max	34	85	79	64
	Avg	7	7	6	7
	Std	±6	±9	±7	±7

실험 결과를 통해 복셀 세선화 방안(Palagyi[29])과 점 집합을 활용한 방안(Huang[50])은 혈관 모델의 복잡도에 따라 평균 오차율의 증가와 함께 높은 표준편차를 나타내는 반면, 본 장에서 제안하는 방안은 혈관 모델의 복잡도에 상관없이 비교적 낮은 오차율을 보임을 알 수 있다.

복셀 세선화 방안의 경우, 평균 오차율이 40%~50%로 가장 높게 나타나는데, 이는 메쉬 모델 또는 복셀 모델의 중심선을 고려하지 않고 복셀 간의 인접관계만을 고려하여 골격을 생성하기 때문인 것으로 사료된다. 점 집합을 활용한 방안은 입력되는 혈관 모델에서 특징점들을 찾고, 특징점들의 관계를 토대로 골격 모델 생성 과정을 수행하는데, M1과 같이 비교적 간단한 형태의 혈관에 대해서는 13%의 낮은

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

오차율을 보이나, 혈관 형태가 복잡해 질수록 평균 오차율이 최대 37%까지 증가하며, 높은 표준편차를 보였다. 이는 골격 생성 과정에서 입력모델의 중심선을 고려하지 않을 뿐만 아니라 L_1-median [50]을 통해 미리 샘플링된 특징점만을 활용함으로써 서로 다른 가지의 특징점들이 하나의 가지로 모이는 현상 때문인 것으로 사료된다. 반면, 본 논문에서 제안하는 3D 골격 곡선 생성 방안은 혈관의 복잡도에 상관없이 일정한 오차율을 보임을 알 수 있다.

본 장의 골격 곡선 생성 방안은 복잡한 기기학적 계산인 아닌 간단한 방법으로 혈관의 중심을 표현하는 골격 곡선을 생성하는 것으로 처리속도 측면에서 이점을 가지며, 혈관 모델의 외곽선 정보를 활용하여 중심을 추정하고, 이를 골격 곡선 생성에 활용함으로써 보다 정확한 혈관 중심 표현이 가능하다. 이는 의료분야에서 혈관에 대한 진단 및 시술 계획과 교육 등에도 활용이 가능하다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 6 장 탐색 경로 결정 및 가상 카메라 운용

효과적인 가상내시경(virtual endoscopy) 구현을 위해서는 3D 인체장기 모델 내부에서의 정확한 이동 경로 계산과 자연스러운 관측 자세/위치 추정이 요구된다. 본 장에서는 3D 혈관(blood vessels) 모델로부터 추출된 외곽선(contours) 및 골격 곡선(skeleton curves)을 활용한 가상혈관경의 탐색 경로 결정 및 가상 카메라 운용 방안을 제안한다.

6.1 제안된 탐색 경로 결정 및 가상 카메라 운용 방안

제안된 방안은 골격 곡선 생성, 최단거리(shortest distance) 기반 최적경로 계산, 그리고 3D 혈관 내부에서의 관측 자세 및 위치 추적 과정으로 이루어 진다. 골격 곡선 생성 과정은 4장의 3D 골격 곡선 생성 방안을 따르며, 이를 통해 3D 메쉬 모델로부터 혈관에 대한 골격 곡선과 외곽선을 생성한다. 최적경로 생성 과정에서는 골격 곡선을 이용하여 원하는 탐색구간의 최적경로를 생성한다. 관측 자세 및 위치 추정 과정에서는 외곽선과 골격 곡선을 토대로 탐색 구간에 포함된 각 노드에서의 자세를 추정한 다음, 노드의 위치 및 자세 보간을 토대로 가상내시경의 자연스러운 관측 자세 및 위치를 얻는다. 또한, 립모션(Leap Motion)[51]을 이용하여 사용자의 손 동작을 통해 가상 카메라를 제어함으로써 보다 용이한 조작을 제공하며, 효과적인 탐색을 지원한다. 그림 46은 3D 골격 곡선을 이용한 가상혈관 탐색 방안의 개략적인 과정을 나타낸다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

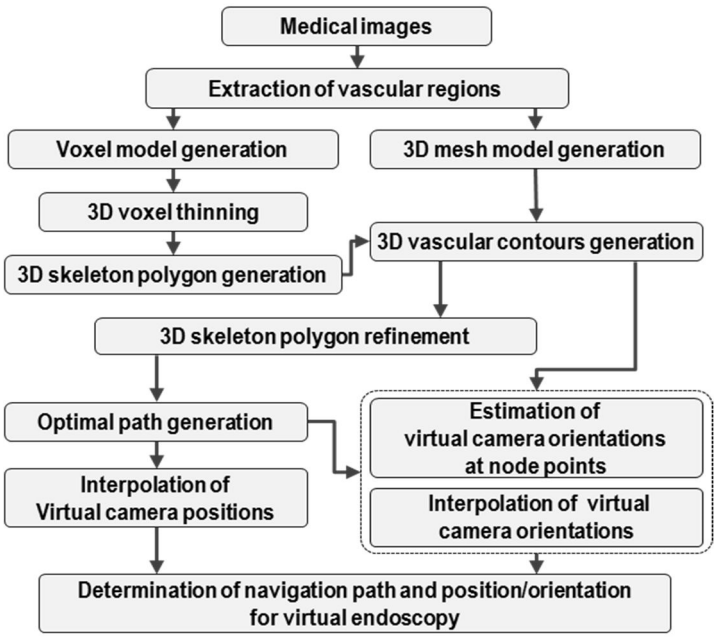


그림 46. 가상혈관경 구현을 위한 개략적인 과정

3D skeleton polygon refinement 과정까지는 4장의 3D 골격곡선 생성 방안을 따른다. 골격 곡선이 생성되면 사용자의 입력에 따라 혈관에서 원하는 탐색 구간에 대한 최적 경로를 생성하고, 최적 경로에 포함된 각 노드에서의 가상 카메라에 대한 자세를 추정한다. 그런 다음, 가상 카메라 위치들에 대한 선형 보간과 자세들에 대한 쿼터니언(quaternion) 보간을 수행함으로써 혈관 내부를 간편하고 정확하게 탐색할 수 있는 가상 카메라의 관측 자세 및 위치를 결정한다. 이를 토대로 사용자는 키보드/마우스와 립모션을 가상 카메라를 제어하기 위한 인터페이스로 이용함으로써 보다 용이한 조작으로 효과적인 탐색이 가능하다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

6.2 외곽선 및 3D 골격곡선 생성

의료 영상에서 혈관 영역을 추출하여 혈관에 대한 복셀 모델과 3D 메쉬 모델을 생성한다. 다음으로, 복셀 세선화을 적용하여 복셀 모델에 대한 골격 복셀 모델을 생성하고, 이를 분석하여 골격 구조(분기점, 끝점, 가지점)를 파악한 다음, 분석 결과를 토대로 골격 복셀 모델을 가지들로 분할한다. 가지의 양끝은 분기점 또는 끝점이 되며, 가지의 내부는 26-인접 복셀 수가 2이상인 복셀들로 이루어진다. 분할된 가지들에 대해 샘플링과 평활화 과정을 거쳐서 초기 3D 골격 다각형을 생성한다.

그런 다음, 생성된 초기 3D 골격 다각형을 구성하는 각 노드(분기점 제외)에서의 접선과 수직인 평면을 정의한 후, 평면과 3D 메쉬 모델 간의 교차 외곽선들 중 해당 노드 점에서 가장 가까운 외곽선을 얻은 다음, 이를 각 노드에 대한 외곽선으로 정의한다. 이렇게 찾아진 외곽선을 활용하여 유효한 노드와 유효하지 않은 노드로 분류한다. 유효한 노드의 경우, 해당 외곽선에 대한 삼각화를 이용하여 혈관 중심선에 가깝도록 노드 위치를 개선하고, 분기점 및 유효하지 않은 노드의 경우, 주변의 유효한 노드들을 활용하여 노드 위치를 수정한다. 이를 통해 혈관의 각 가지에 대한 3D 골격 곡선을 생성한다. 자세한 내용은 4장의 3D 골격 곡선 생성 방안을 참조 바란다.

6.3 최적 탐색 경로 결정

3D 인체장기 모델의 단순 시각화 기능만을 이용하여 혈관(또는 장기) 내부를 수동적으로 탐색하고, 환부를 확인하기까지는 많은 노력과 경험이 요구된다. 따라서, 혈관(또는 장기) 내부에 대한 자동화된 탐색 및 항행(navigation) 방안이 요구된다.

이를 위해 최적경로 탐색에 활용되는 Dijkstra 알고리즘[52]을 바탕으로 3D 골격 곡선상의 지정된 시작 위치에서 원하는 최종 위치까지 충돌 없이 연속적으로

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

이어지는 최적 경로를 생성하고, 이를 가상 카메라의 항행 경로로 이용함으로써 보다 편리하고 효과적으로 혈관 내부를 탐색하는 방안을 개발하였다.

Dijkstra 알고리즘은 출발점과 도착점 사이의 최단 경로(shortest path) 문제를 푸는 것으로, 그림 47과 같이 꼭지점 집합과 이들을 잇는 변 집합으로 이루어진 가중 그래프(weighted graph)생성하여 경유하는 꼭지점을 잇는 변의 합이 최소가 되는 경로는 찾는 방법이다. Dijkstra 알고리즘 간단하면서도 비교적 적용이 쉽고 경로 탐색을 위한 빠른 처리 속도를 제공하기 때문에 이를 채택하여 활용하였다.

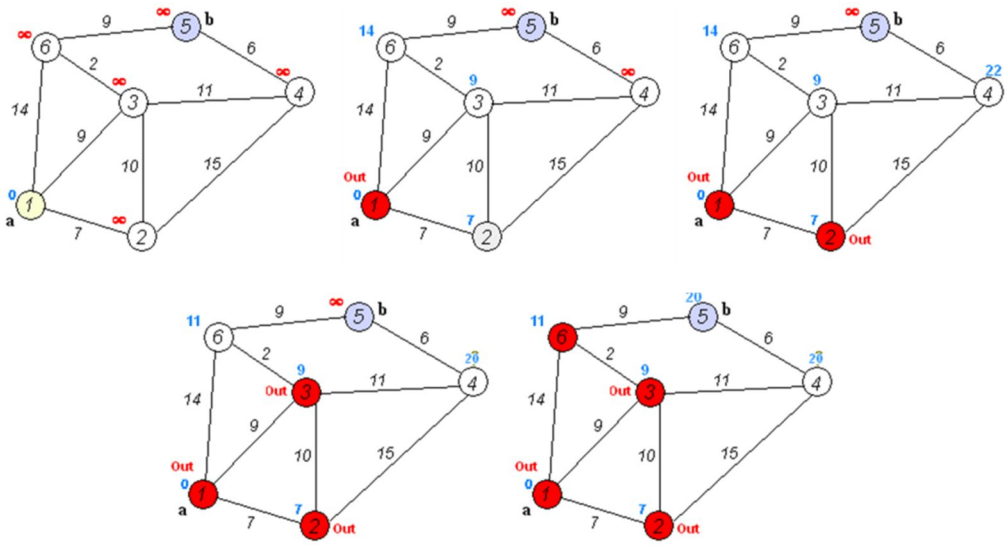


그림 47. 최단경로 탐색 과정
[그림 출처: https://en.wikipedia.org/wiki/Dijkstra%27s_algorithm]

먼저 혈관 모델로부터 생성된 골격 곡선 상에 있는 두 지점(시작 위치, 최종 위치) 간의 최단 경로 생성을 위해 가중 그래프 생성이 선행되어야 한다. 이를 위해, 분석된 혈관 구조로부터 꼭지점(가지점을 제외한 분기점, 끝점으로 구성) 집합을 결정하고, 이들을 잇는 골격 곡선을 이용하여 거리로 표현된 변 집합을 결정한 함으로써 가중 그래프를 생성한다. 그런 다음, Dijkstra 알고리즘을 적용하여 지정된

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

두 지점(분기점 또는 끝점)을 잇는 최단 경로를 결정한다. 결정된 최단 경로는 초기 꼭지점에서 최종 꼭지점까지의 최단거리를 가지는 꼭지점들의 서열(sequence)로 정의된다.

다음으로, 최단 경로의 꼭지점 서열을 토대로 골격 다각형들의 노드들 중에서 가상카메라가 지나야 할 노드들의 서열을 생성하여 탐색을 위한 최적 경로로 정의하고, 이를 혈관 내부 탐색을 위한 가상 카메라의 탐색 경로로 활용한다. 그림 48은 사용자가 지정한 초기 위치와 최종 위치에 대한 우관상동맥 내부 탐색용 최적 경로 생성 결과 예제를 나타낸다.

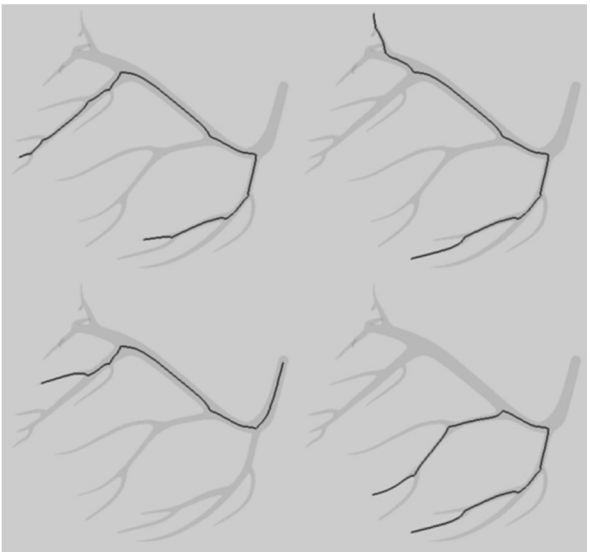


그림 48. 최적경로 탐색 결과 예제

6.4 가상 카메라 운용

가상내시경 시스템에서 가상 카메라는 적절한 탐색 경로를 따라 이동하면서 장기 내벽과 충돌하지 않고, 내부를 자연스럽게 이동해야 하며, 관심 영역에 대한 효과적인 탐색을 위한 용이한 제어가 가능해야 한다. 특히, 복잡한 형태를 가지는 혈관의 경우 환부의 경로를 찾고 검사하는 것이 쉽지 않기 때문에 조작에 따른

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

정확한 가상 카메라의 위치와 자세에 대한 결정 및 보간이 요구된다. 이를 위해 본 장에서는 3D 혈관 모델로부터 생성된 외곽선과 3D 골격 곡선 정보를 활용하여 가상 카메라의 위치와 자세에 대한 결정 및 보간을 수행한다.

가상 카메라는 혈관 모델이 정의 및 생성된 전역 직교 좌표계에서 정의되며, 점 $\mathbf{p}$ 에서 자세 $\{\mathbf{v}_x, \mathbf{v}_y, \mathbf{v}_z\}$ 로 위치한 가상 카메라는 카메라 초점이 $\mathbf{p}$ 에 있고, 벡터 $\mathbf{v}_x$ 는 가상 카메라의 좌측 방향(left side vector)을, $\mathbf{v}_y$ 축은 가상 카메라의 상부 방향(up vector)을, 그리고 $\mathbf{v}_z$ 축은 가상 카메라가 바라보는 방향(forward vector)을 가리킨다.

6.4.1 가상 카메라 위치 결정 및 보간

탐색 경로 상에서의 가상 카메라 위치는 3D 골격 다각형으로부터 간단한 선현보간을 통해 추정할 수 있다. 골격 다각형들로부터 노드들의 서열로 이루어진 탐색 경로는 시각 노드와 끝 노드를 포함하는 $n+1$ 개의 노드들로 구성되어 있으며, 이러한 노드들은 그림 47에서와 같이 혈관 중심선에 가깝게 위치하고 있어 가상 카메라의 위치 결정에 중요한 역할을 한다. 그러나, 3D 골격 다각형 생성/개선 과정을 통해 생성된 노드들은 일정한 간격으로 형성되어 있기 때문에 인접 노드들 사이에서 가상 카메라의 적절한 위치 결정이 요구된다. 이는 인접 노드 사이의 간단한 선형 보간을 통해 추정할 수 있다. $\mathbf{p}_i$ ($i = 0, \cdots, n$)가 탐색 경로 상에 놓인 노드 점들을 나타낼 때, 식(6.1)과 같이 $\mathbf{p}_i$ 와 인접 노드 $\mathbf{p}_{i+1}$ 에 대한 선형 보간을 통해 탐색 경로 상의 가상 카메라 위치를 결정할 수 있다.

$$\mathbf{p}_i(t) = lerp(\mathbf{p}_i, \mathbf{p}_{i+1}; t) = (1-t)\mathbf{p}_i + t\mathbf{p}_{i+1} \tag{6.1}$$

여기서, $0 \le t \le 1$ 이다. 이와 같은 선형 보간을 통해 가상 카메라는 혈관 내벽과의 충돌 없이 노드들 사이를 이동할 수 있게 된다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

6.4.2 가상 카메라 자세 결정 및 보간

가상 카메라는 위치 보간을 통해 골격 다각형의 노드들 사이를 이동하게 되는데, 가상 카메라 자세에 대한 정의가 이루어 지지 않을 경우, 이동하는 동안 그림 49에서와 같이 의도치 않는 급격한 시점 변화가 발생하게 되고 결과적으로 가상혈관 탐색에 있어 자연스럽지 못한 시각화를 제공하게 된다.

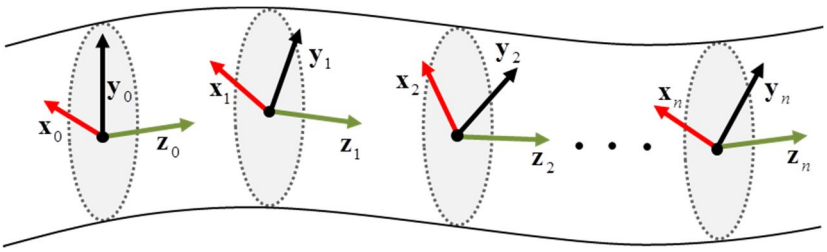


그림 49. 정의되지 않은 자세로 인한 가상 카메라의 자세 변환 예제

이를 위해 자세 보정 과정과 쿼터니언 기반 보간[53] 과정을 수행하여 카메라의 자세를 결정하고 보간함으로써 인접한 노드들 사이에서 자연스러운 자세 변환이 이루어지도록 하였다.

그림 50은 인접한 두 노드를 잇는 선분에서의 가상 카메라 자세 결정에 대한 도식을 나타내는 것으로, 먼저 초기 위치에서 가상 카메라의 자세를 결정하고, 이를 다음 자세 결정에 활용하는 방식을 취한다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

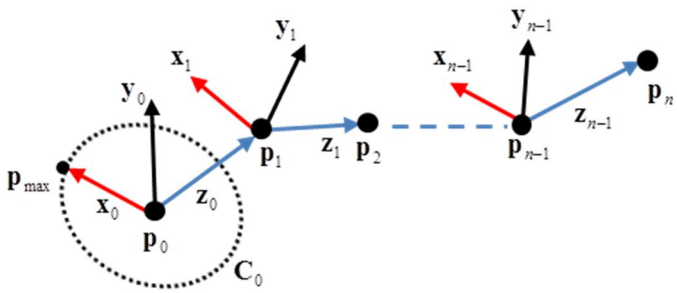


그림 50. 두 노드를 잇는 선분에서 가상 카메라의 자세

첫 번째 선분에 대한 가상 카메라 자세 $\{\mathbf{x}_0, \mathbf{y}_0, \mathbf{z}_0\}$는 초기 노드 위치 $\mathbf{p}_0$와 외곽선 $\mathbf{C}_0$을 활용하여 식(6.2)와 같이 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} \mathbf{z}_0 &= (\mathbf{p}_1 - \mathbf{p}_0)/\|\mathbf{p}_1 - \mathbf{p}_0\| \\ \mathbf{x}_0 &= (\mathbf{p}_{max} - \mathbf{p}_0)/\|\mathbf{p}_{max} - \mathbf{p}_0\| \\ \mathbf{y}_0 &= \mathbf{z}_0 \times \mathbf{x}_0 \end{aligned} \tag{6.2}$$

여기서, 외곽선 $\mathbf{C}_0$는 위치 $\mathbf{p}_0$에서의 외곽선을 나타내며, $\mathbf{p}_{max}$는 위치 $\mathbf{p}_0$에서 외곽선 $\mathbf{C}_0$를 구성하는 교점들 중 가장 먼 교점을 나타낸다. $\mathbf{C}_0$는 $\mathbf{p}_0$에서 의 접선과 수직한 평면과 3D 메쉬 모델 간의 교차점들로 이루어져 있으며, $\mathbf{p}_0$에서의 접선은 $\mathbf{p}_0$와 인접한 노드들을 대표하는 주성분 벡터로 정의된다. 평면은 이를 통해 정의할 수 있다[54]. 자세한 내용은 4.3.1 가지 노드 점에 대한 외곽선 생성을 참조 바란다.

초기 위치에서 가상 카메라에 대한 자세가 결정되면, 이후 노드 위치 $\mathbf{p}_i$와 $\mathbf{p}_{i+1}$를 잇는 선분에 대한 가상 카메라 자세 $\{\mathbf{x}_i, \mathbf{y}_i, \mathbf{z}_i\}$는 자세 $\{\mathbf{x}_{i-1}, \mathbf{y}_{i-1}, \mathbf{z}_{i-1}\}$의 $\mathbf{y}_{i-1}$ 벡터를 이용하여 식(6.3)과 같이 결정한다.

$$\begin{aligned} \mathbf{z}_i &= (\mathbf{p}_{i+1} - \mathbf{p}_i)/\|\mathbf{p}_{i+1} - \mathbf{p}_i\| \\ \mathbf{x}_i &= \mathbf{y}_{i-1} \times \mathbf{z}_i \\ \mathbf{y}_i &= \mathbf{z}_i \times \mathbf{x}_i \end{aligned} \tag{6.3}$$

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

여기서, $i=1,\cdots,n-1$이다.

그러나, 결정된 자세들의 경우, 노드 간 간격이 큰 경로에서의 가상 카메라에 대한 자세 보간에는 활용이 가능하나, 노드 간 간격이 매우 좁을 경우 자세 보간을 수행하더라도 가상 카메라의 시점이 흔들리는 문제가 종종 발생하기 때문에 이를 개선하는 과정이 요구된다.

이를 해결하기 위해 앞서 결정된 자세들과 쿼터니언 연산을 이용하여 최적경로에 포함된 모든 노드에서의 가상 카메라에 대한 자세 개선 과정을 수행하여 노드 간 간격에 따른 영향을 최소화 하였다. 기본 아이디어는 인접 노드들의 가상 카메라에 대한 자세를 토대로 쿼터니언 연산을 통해 해당 노드에서의 자세를 다시 결정해주는 것이다.

쿼터니언은 3차원 그래픽에서 회전 표현에 활용되는 것으로 4개의 값 (x,y,z,w) 으로 이루어진 복소수 공간 벡터로 구성되어 있으며, 연산속도가 빠르고, 짐벌락(gimbal loack) 현상과 같은 오류를 최소화 할 수 있어 실제 회전의 표현에 가장 효과적인 방법이다[58]. 이러한 이유로 애니메이션 등과 같은 물체의 회전변환이 요구되는 분야에서 쿼터니언을 활용한 본간이 주로 활용된다.

본 장에서는 쿼터니언 연산을 위해 $[\mathbf{q}_0]$ 를 $(0,0,0,1)$ 로 정의하고, $[\mathbf{q}_i]$ ($i=1,\cdots,n-1$)를 자세 { $\mathbf{x}_0,\mathbf{y}_0,\mathbf{z}_0$ }로부터 자세 { $\mathbf{x}_i,\mathbf{y}_i,\mathbf{z}_i$ }로의 회전변환을 나타내는 3×3 행렬 $\mathbf{R}_i^0$의 쿼터니언 벡터로 정의한다. 회전변환 행렬 $\mathbf{R}_i^0$에 해당하는 쿼터니언 벡터 $[\mathbf{q}_i]$를 구하는 것은 간단하며, 그 반대의 경우도 마찬가지이다[58]. 회전변환 행렬 $\mathbf{R}_i^0$ 과 해당 쿼터니언 벡터 $[\mathbf{q}_i]$ 간의 변환을 위해 식(6.4)와 같은 표현을 이용한다.

$$\begin{aligned}[\mathbf{q}_i] &= quat_from_mat(\mathbf{R}_i^0) \\ \mathbf{R}_i^0 &= mat_from_quat([\mathbf{q}_i])\end{aligned} \tag{6.4}$$

Collection @ chosun

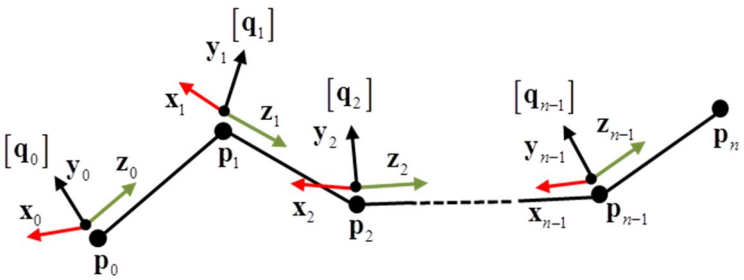
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

각 노드 위치 $\mathbf{p}_i$ 에서의 가상 카메라 자세 개선을 위한 단위 쿼터니언 $[\mathbf{q}'_j]$ 는 식(6.5), 식(6.6)과 같이 결정할 수 있다.

$$[\mathbf{q}'_j] = \begin{cases} [\mathbf{q}_0],\ j=0 \\ slerp([\mathbf{q}_{j-1}],[\mathbf{q}_j];0.5),\ j=1,..,n-1 \\ [\mathbf{q}_{n-1}],\ j=n \end{cases} \tag{6.5}$$

$$slerp([\mathbf{q}_a],[\mathbf{q}_b];t) = \frac{[\mathbf{q}_a]\sin(1-t\Omega)+[\mathbf{q}_b]\sin(t\Omega)}{\sin\Omega} \tag{6.6}$$

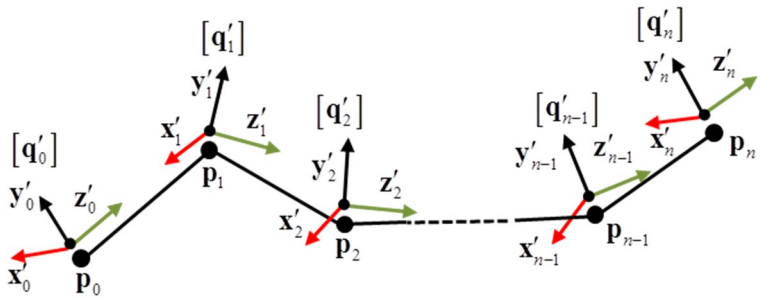
결정된 각 노드에서의 개선된 자세는 급격한 시점 변화를 최소화 할 수 있는 자세가 된다. 그림 51(a)는 점 $\mathbf{p}_i$ ($i=0,\cdots,n-1$)에서의 초기 단위 쿼터니언 벡터 $[\mathbf{q}_i]$ 를 나타내고, 그림 51(b)는 $[\mathbf{q}_i]$ 를 이용하여 얻어진 노드 점 $\mathbf{p}_i$ ($i=0,\cdots,n$)에 대한 최종 단위 쿼터니언 벡터 $[\mathbf{q}'_j]$ 을 나타낸다.



(a) 각 노드에서의 초기 쿼터니언

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



(b)각 노드에서의 개선된 새로운 쿼터니언

그림 51. 가상 카메라를 위해 자세 정의

이렇게 결정된 각 노드에서의 최종 단위 쿼터니언 벡터 $[\mathbf{q}'_j]$ 는 가상 카메라의 자연스러운 변환을 위한 보간에 활용된다. 노드 위치 $\mathbf{p}_j$ 와 $\mathbf{p}_{j+1}$ 를 잇는 선분에 대한 t 시점에서의 가상 카메라 자세 $[\mathbf{q}_j(t)]$ 는 식(6.7)과 같이 구할 수 있다.

$$[\mathbf{q}_j(t)] = slerp([\mathbf{q}'_j],[\mathbf{q}'_{j+1}];t) \tag{6.7}$$

여기서 $j = 0,\cdots,n-1$ 이다.

이는 t 시점에서의 자세 $\{\mathbf{x}_j(t),\mathbf{y}_j(t),\mathbf{z}_j(t)\}$ 로의 회전변환을 나타내므로 쿼터니언 벡터 $[\mathbf{q}_j(t)]$ 에 대한 회전변환 행렬 $\mathbf{R}^0_j(t)$ 을 구한 후, 이 행렬에 초기 자세 벡터 $\{\mathbf{x}_0,\mathbf{y}_0,\mathbf{z}_0\}$ 를 곱하여 t 시점에서의 자세 벡터 $\{\mathbf{x}_j(t),\mathbf{y}_j(t),\mathbf{z}_j(t)\}$ 를 얻을 수 있다. 이는 식(6.8)과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} &\mathbf{R}^0_j(t) = quat_to_rot_mat([\mathbf{q}_j(t)]) \\ &\left[(\mathbf{x}_j(t))^T \quad (\mathbf{y}_j(t))^T \quad (\mathbf{z}_j(t))^T\right] = \mathbf{R}^0_j(t)\left[(\mathbf{x}_0)^T \quad (\mathbf{y}_0)^T \quad (\mathbf{z}_0)^T\right] \end{aligned} \tag{6.8}$$

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

여기서, $\mathbf{v}^T$는 벡터 $\mathbf{v}$에 대한 전치(transpose) 벡터를 나타낸다. 이렇게 얻어진 t 시점에서의 가상 카메라 자세 벡터 $\{\mathbf{x}_j(t),\mathbf{y}_j(t),\mathbf{z}_j(t)\}$는 혈관 모델이 정의 및 생성된 전역 직교 좌표계에서 표현된 자세 벡터가 된다.

또한, 본 장에서는 내부 탐색 과정 중 가상 카메라의 시점에 해당하는 $\mathbf{z}$축 방향을 사용자 입력에 의해 세부적으로 조정할 수 있도록 하였다. 즉, 사용자로부터 회전하고자 하는 방향으로 드래그 이벤트가 발생하여 현재 가상 카메라 자세의 $\mathbf{xy}$ 평면 위에 벡터 $\mathbf{v}$를 생성하여 가상 카메라의 $\mathbf{z}$축이 벡터 $\mathbf{v}$를 향하도록 가상 카메라의 자세를 갱신한다. 이를 통해 가상혈관 내부를 보다 자세하게 탐색할 수 있도록 하였다.

6.4.3 립모션을 이용한 가상 카메라 제어

현재 연구/개발된 대부분의 가상내시경 시스템들은 주로 일반적인 인터페이스인 키보드/마우스를 통해 가상 카메라를 제어한다[6-5,55-58]. 그러나, 이러한 인터페이스의 활용은 시스템과의 상호작용이 제한적이며, 구축 공간 측면에서 단점을 가지고 있다. 이를 해결하기 위해 립모션으로부터 감지된 사용자의 손동작을 활용하여 가상 카메라를 제어할 수 있도록 하였다.

립모션은 80x30x12㎜의 작은 크기에 비해 넓은 측정 범위를 가지며, 적외선 센서 기반의 정밀한 동작 인식 센서가 내장되어 있어 미세한 손 가락의 움직임을 포함한 다양한 손 동작뿐만 아니라 펜과 같은 도구들의 정확한 인식이 가능하다. 그림 52는 립모션으로 측정 가능한 손 정보를 나타내며, 그림 53은 측정 정밀도를 나타낸다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

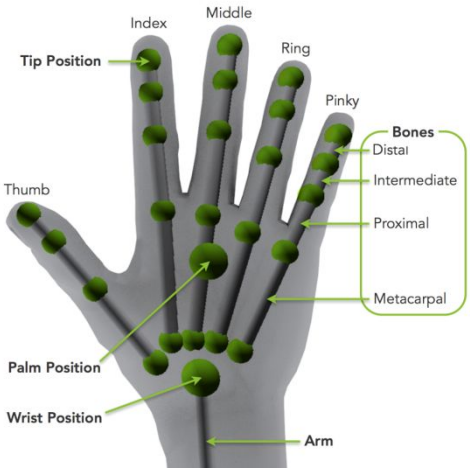


그림 52. 립모션으로 측정 가능한 손 정보
[그림 출처: http://blog.leapmotion.com/getting-started-leap-motion-sdk/]

그림 53. 립모션의 측정 정밀도
[그림 출처: http:// http://heiswed.tistory.com/entry/Leap-Motion-%EC%86%8C%EA%B0%9C]

이를 통해 터치스크린 방식과 같은 편리한 조작(클릭, 드래그, 줌 인/아웃 등)및 섬세한 조작을 통하여 다양한 자유로운 상호작용이 가능하며, 게임 디자이너는 물론 의료, 건축, 기계 등 동작인식 관련 시스템 분야에 유용하게 활용될 수 있을 뿐만 아니라 HMD(head Mounted Display)와 같은 가장현실 체험장비와의 조합을 통해 몰입감를 향상시킬 수 있다는 장점을 가지고 있다.

그러나, 현재까지 제공되는 립모션 SDK[59]기능은 이동이 포함된 손동작의 경우, 인식률 측면에서 정확도가 떨어진다는 단점을 가지고 있다. 이를 고려하여 본

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

장에서는 비교적 인식률이 높은 손가락 감지 방식을 활용하여 립모션의 인식범위 내에서 간단한 손가락 움직임을 통해 가상 카메라를 제어할 수 있도록 하였다. 그림 53는 립모션을 활용한 가상혈관에서의 편리한 탐색을 위해 가상 카메라 제어(이동, 정지, 회전)에 활용되는 몇 가지 손 동작을 나타낸다.

립모션에서는 그림 69에서와 같이 엄지손가락을 시작으로 Thumb, Index, Middle, Ring, Pinky로 구분하여 감지하며(그림 52 참조), 그림 54(a)-(b)와 같은 손 동작(Thumb, Thumb and Index)이 감지되는 경우 가상 카메라는 3D 골격다각형과 외곽선을 토대로 결정된 각 노드의 위치 및 자세 정보 $\mathbf{p}_i(t)$와 $[\mathbf{q}_j(t)]$를 토대로 최적 경로를 따라 이동하게 되고, 그림 54(c)와 같은 손 동작(index)이 감지되면 가상 카메라는 회전 가능 상태가 된다. 회전 가능 상태에서는 손가락 끝의 움직임을 추적하여 방향벡터 $\mathbf{v}$를 획득하고, 현 시점의 가상 카메라의 $\mathbf{z}$축을 방향벡터 $\mathbf{v}$ 로 회전시킨다. 또한, 그림 54(d) 손 동작과 같이 어떠한 손가락도 감지되지 않으면 가상 카메라가 이동하는 경우에는 이동을 멈추고, 가상 카메라의 $\mathbf{z}$ 축이 회전된 경우에는 초기 자세로 복귀하게 된다.

(a) 이동(앞)을 위한 손동작

(b) 이동(뒤)을 위한 손동작

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

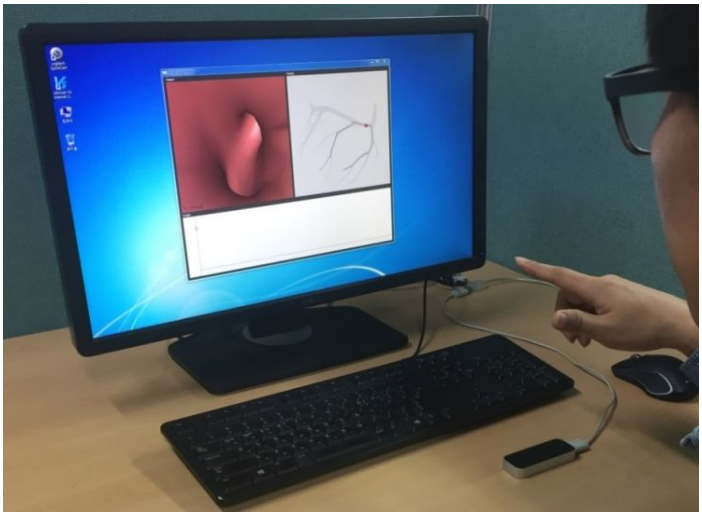
(c) 회전을 위한 손동작

(d) 정지/ 자세 초기화를 위한 손동작

그림 54. 가상 카메라 제어를 위해 손 동작들

6.5 가상 카메라 운용 방안 구현

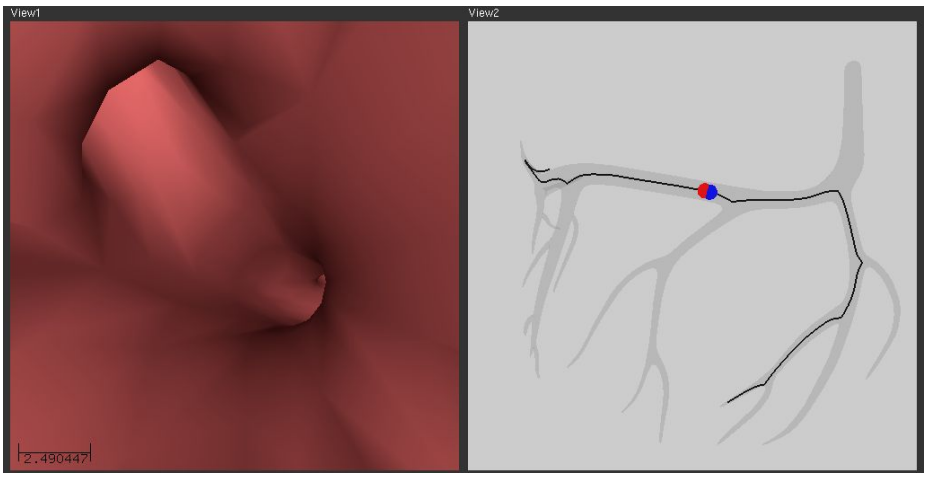
본 절에서는 Windows 기반의 C++와 OpenGL[60]라이브러리, 립모션 SDK를 활용하여 탐색 경로 결정 및 가상 카메라 운용 방안이 적용된 가상혈관경 테스트베드를 구현하였으며, 이를 실제 인체혈관 모델에 적용하였다. 그림 55는 구현된 테스트베드를 나타낸다.



(a) 테스트베드의 사용 환경

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



(b) 테스트베드의 구현 환경

그림 55. 구현된 가상카메라 운용 방안 테스트베드

구현된 방안에서는 탐색을 원하는 구간에 대한 최적 경로를 생성하고, 최적 경로에서 가상 카메라의 위치와 자세를 토대로 혈관 모델 내부 및 현재 위치에서의 혈관 지름을 시각화한다. 또한, 혈관 모델에서 현재 관측 위치(빨간색)와 가상 카메라가 바라보는 시점(파란색)을 시각화함으로써 효과적인 탐색을 지원한다.

가상 카메라는 결정된 관측 위치 및 자세를 토대로 움직이며, 사용자는 자동 항행 기능으로 혈관 내부를 탐험하거나 인터페이스(키보드와 마우스, 립모션)를 통해 가상 카메라의 이동을 제어하거나 시점을 회전하여 혈관 내부를 상세하게 탐색할 수 있다. 사용자는 혈관 내부를 탐색하는 동안 탐색 위치와 혈관의 크기 정보를 용이하게 확인함으로써 현재 위치하고 있는 영역이 협착 또는 팽창 질환인지를 보다 효과적으로 판단할 수 있다.

6.6 사용성 평가

본 장에서는 구현된 테스트베드의 유용을 검증하고, 가상 카메라 조작을 위한 키보드/마우스와 립모션 인터페이스의 비교를 위해 기초적인 사용성 평가를

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

수행하였다. 사용성 평가를 위해 그림 56과 같이 2가지 심혈관 모델을 활용하였으며, 피실험자는 각 혈관 모델에 대해 미리 정해진 경로에서 키보드/마우스 그리고 립모션을 각각 사용하여 가상카메라를 제어하며 혈관 내부를 탐색하도록 하였다.

그림 56. 사용성 평가를 위한 실혈관 3D 모델들

평가를 위해 피실험자는 가상환경 시스템에 익숙하지 않은 21명의 대학생들을 대상으로 하였고, 각 피실험자에게 각각의 인터페이스를 이용하여 가상혈관경 테스트베드를 체험하게 한 후, 5점 척도(1점: 전혀 그렇지 않다, 2점: 그렇지 않다, 3점: 보통이다, 4점: 그렇다, 5점: 매우 그렇다)로 구성된 설문지를 작성하도록 하였다. 표 3은 설문지 질문 항목을 나타내며, 그림 57은 설문 결과에 대한 평균값 도표를 나타낸다.

표 3. 설문지 질문 항목

Q1	구현된 시스템이 유익하다고 생각되는가?
Q2	인터페이스가 의도대로 작동되는가?
	(a) Keyboard & Mouse
	(b) Leap Motion
Q3	인터페이스의 사용이 편안한가?
	(a) Keyboard & Mouse
	(b) Leap Motion

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

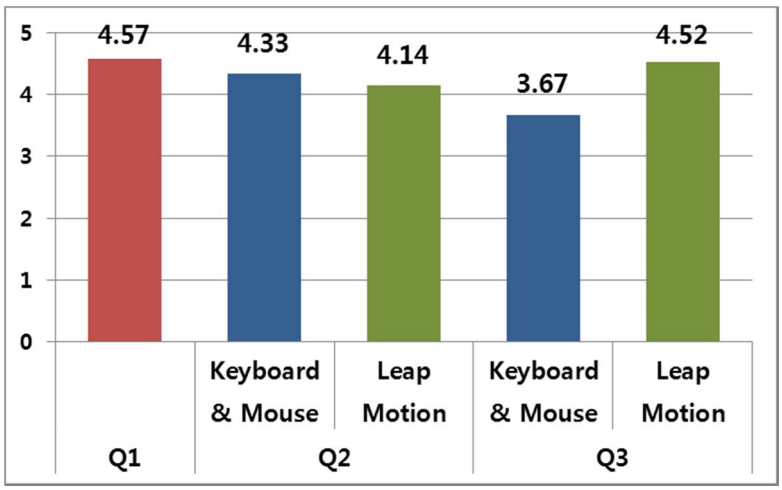


그림 57. 사용성 평가 설문 결과 그래프

테스트베드의 전반적인 유익성과 관련된 문항Q1 의 경우, 4.57점으로 테스트베드가 혈관 내부 탐색에 유익하다는 결과가 나왔다. 가상 카메라 조작을 위한 인터페이스의 전반적인 성능과 관련된 문항Q2 에 대해서는 키보드/마우스 및 립모션을 사용하는 경우 립모션 이용 방식이 약간 낮은 점수를 얻었으나 모두 4점 이상의 점수를 나타내어 가상 카메라 조작을 위한 두 방식의 성능이 비슷하게 좋다는 결과가 나왔다. 인터페이스 사용의 편안함과 관련된 문항 Q3 에 대해서는 키보드와 마우스를 사용하는 방식보다는 립모션을 사용하여 가상 카메라를 제어하는 방식이 더 높은 점수를 얻었다. 이는 립모션의 경우 손의 자유로운 움직임으로 가상 카메라를 제어할 수 있는 반면, 키보드/마우스를 사용하는 경우 분리된 두 장치를 사용해야 하는 불편함과 가상 카메라 시점을 제어하는 마우스의 이동범위에 제약이 있다는 점에 기인된다.

또한, 본 장에서는 혈관 내부 탐색을 위한 인터페이스의 유의성의 확인하기 위해 설문 문항별(Q2, Q3) 키보드/마우스와 립모션에 대한 응답결과에 대해 SPSS(IBM SPSS statistics 23)[61]를 활용하여 t-검정을 실시하였다. t-검정은 표본의 정규성 만족

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

여부와 성격(독립표본, 대응표본)에 따라 이원적(모수검정, 비모수검정)으로 적용되어야 한다[63]. 표본의 정규성 만족 여부를 확인하기 위해 응답결과에 대한 정규성 검정을 실시하였다. 정규성 검정은 데이터의 빈도를 분석하거나 Kolmogorov-Smimov(K-S)와 Shapiro-Wilk(S-W) 통계법을 활용할 수 있다. 표 4은 설문 문항 Q2, Q3 응답결과 값에 대한 기술통계량을 나타내며, 표 5와 그림 58은 설문 문항 Q2 응답결과에 대한 빈도분석 결과를 나타내고, 표 6과 그림 59는 설문 문항 Q3 응답결과에 대한 빈도분석 결과를 나타낸다.

표 4. 설문 문항 Q2, Q3 응답결과에 대한 기술통계량

	N	Keyboard / Mouse		Leap Motion	
		Average	Variation	Average	Variation
Q2	21	4.33	0.53	4.14	0.33
Q3		3.76	0.99	4.52	0.26

표 5. 설문 문항 Q2 응답결과에 대한 빈도분석 결과

		Keyboroard / Mouse	Leap Motion
N	유효	21	21
	결측	21	21
왜도		-0.631	0.036
왜도의 표준오차		0.501	0.501

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

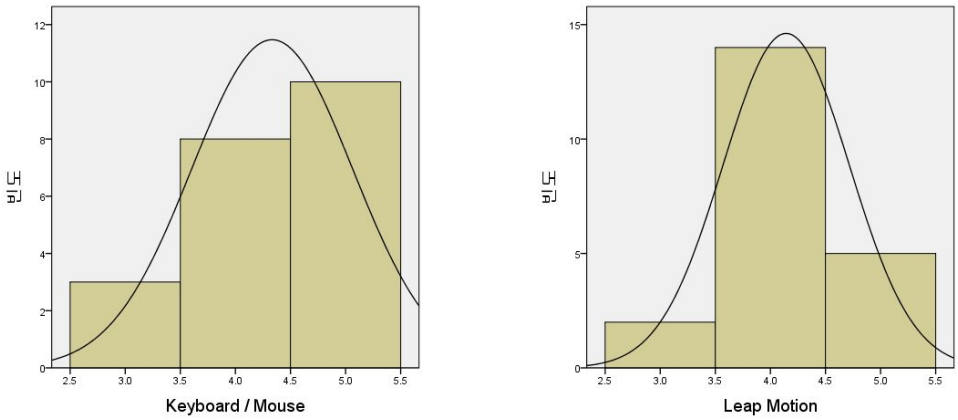


그림 58. 설문 문항 Q2 응답결과에 대한 빈도 히스토그램

표 6. 설문 문항 Q3 응답결과에 대한 빈도분석 결과

		Keyboroard / Mouse	Leap Motion
N	유효	21	21
	결측	21	21
왜도		-0.144	-0.103
왜도의 표준오차		0.501	0.501

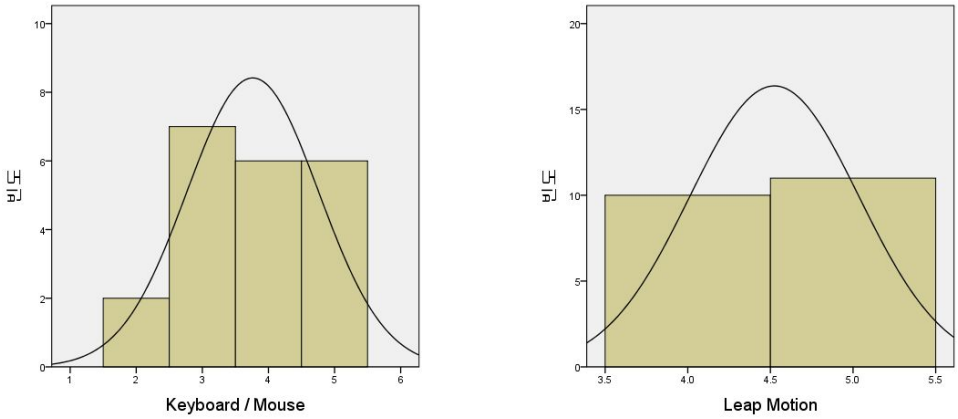


그림 59. 설문 문항 Q3 응답결과에 대한 빈도 히스토그램

빈도분석에서 정규성 만족 여부확인은 표 5-6의 왜도 값을 통해 확일 할 수 있다. 왜도란 분포가 기울어진 방향과 그 기울어진 정도를 나타내는 척도로 왜도 값이 0에

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

가까울수록 정규분포에 근사함을 의미하며, 이를 통해 대략적인 정규성 만족 여부를 확인할 수 있다. 빈도 분석 결과 설문 문항 Q2 에서 키보드/마우스와 설문 문항 Q3 에서 키보드/마우스, 그리고 립모션 인터페이스는 왜도 계산 값이 각각 -0.631, -0.144, -0.103으로 정규성을 만족하지 못함을 알 수 있으나, Q2의 립모션 인터페이스는 0.036으로 정규성 만족 여부를 판단하기 어려운 왜도 값을 나타내었다. 따라서, 정확한 정규성 검증을 위해 Kolmogorov-Smimov(K-S)와 Shapiro-Wilk(S-W) 통계법 기반의 정규성 검정을 적용하였으며, 표 7-8은 유의수준 5%의 정규성 검정 결과에 대한 유의확률(p-value)을 나타낸다.

표 7. 설문 문항 Q2 응답결과에 대한 정규성 검정 결과

	Keyboard / Mouse	Leap Motion
Kolmogorov-Smirnov	0.00	0.00
Shapiro-Wilk	0.00	0.00

표 8. 설문 문항 Q3 응답결과에 대한 정규성 검정 결과

	Keyboard / Mouse	Leap Motion
Kolmogorov-Smirnov	0.02	0.00
Shapiro-Wilk	0.01	0.00

두 방법의 유의확률 중 하나라도 유의수준보다 클 경우 정규성을 만족 한다고 할 수 있는데[62], 정규성 검정 결과, 설문 문항 Q2, Q3 응답결과에 대한 유의확률이 모두 유의수준 0.05보다 작아서 정규분포를 만족하지 않는다는 것으로 나왔다.

사용성 평가의 응답결과는 동일한 집단으로부터 얻어진 대응표본에 해당하고, 정규분포를 따르지 않으므로 설문 문항별(Q2, Q3) 키보드/마우스와 립모션 인터페이스에 대한 검정은 t-검정의 비모수 검정 방법인 Wilcoxon 검정을 적용하였다[62]. 표 9는 설문 문항 Q2, Q3에 대한 유의수준 5%의 Wilcoxon 검정 결과에 따른 유의확률을 각각 나타낸다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

표 9. 설문 문항 Q2, Q3 응답결과에 대한 Wilcoxon 검정 결과

	Q2	Q3
p-value	0.285	0.012

가상 카메라 조작을 위한 인터페이스의 전반적인 성능과 관련된 문항Q2 에 대한 t-검정 결과, 유의확률 0.285이 유의수준 0.05 보다 크게 나왔는데, 이는 키보드/마우스와 립모션 인터페이스에 대한 Q2 문항의 설문 결과 값의 평균이 통계적으로 차이가 없음을 의미한다. 반면, 인터페이스 사용의 편안함과 관련된 문항 Q3에 대한 t-검정 결과, 유의확률 0.012가 유의수준 0.05 보다 작게 나왔는데, 이는 키보드/마우스와 립모션 인터페이스에 대한 Q3 문항의 설문 결과 값의 평균이 통계적으로 차이가 있음을 의미한다. 즉, 통계적 관점에서 립모션을 사용하는 것이 키보드/마우스를 사용하는 것보다 편안하다는 것을 의미한다. 따라서, 혈관 내부 탐색용 가상 카메라 조작을 위한 인터페이스로서 립모션이 키보드/마우스보다 적합하다고 말할 수 있다.

제안된 탐색 경로 결정 및 가상 카메라 운용 방안은 혈관 모델에서 원하는 탐색구간의 최적경로를 생성하고, 최적경로 상에 있는 노드들에서의 가상 카메라에 대한 위치와 자세를 결정한 다음, 위치 보간과 쿼터니언 기반 자세 보간을 적절하게 활용하여 생성된 최적 탐색 경로를 바탕으로 혈관 내부의 간편하고 정확한 탐색 기능을 지원한다. 또한, 키보드/마우스와 립모션 인터페이스를 통해 간단한 조작으로 혈관 내부를 검사할 수 있다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 7 장 혈관질환 의심 영역 탐색

혈관질환은 발병률이 높으나 사전 진단율이 저조하고, 정확한 진단을 위해서는 복잡한 과정이 요구된다. 이를 해결하기 위해 최근 의료분야에서는 보다 체계적이고 위험부담을 최소화할 수 있는 3D 모델 기반 진단 기술의 개발 및 적용이 활발히 진행되고 있다. 본 장에서는 3차원 혈관 모델로부터 얻어진 골격 다각형과 외곽선을 활용하여 대표적 혈관질환 의심 영역인 협착과 팽창 영역의 탐색 방안을 제안한다.

7.1 제안된 혈관질환 의심 영역 탐색 방안

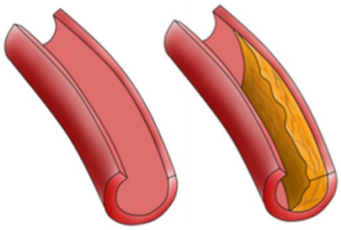
제안된 방안에서는 4장의 골격 곡선 생성 방안을 통해 생성된 골격 곡선의 노드들과 3D 메쉬 모델로부터 얻은 각 노드에 대한 외곽선이 활용된다. 기본 아이디어는 혈관 모델로부터 생성된 골격 곡선을 가지 단위로 분할한 후, 분할된 가지에 속하는 각 노드의 외곽선에 대한 면적을 계산한다. 다음으로 계산된 면적들을 활용하여 해당 가지의 평균 면적, 최대/최소 면적, 인접 노드들 간의 면적 차이를 고려하여 혈관질환 의심 영역을 탐색하고 이를 시각화하는 것이다.

7.1.1 혈관의 협착 및 팽창 질환

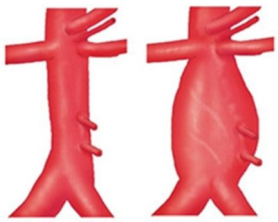
혈관질환은 고혈압, 동맥 경화, 당뇨 등의 선행질환과 흡연, 스트레스 등 환경적인 요인 또는 유전적인 요인에 의해 주로 발생한다. 이는 발병률이 높으나 조기 진단율이 저조하고, 정확한 진단을 위해서는 복잡한 과정이 요구되며, 이에 따른 의료비용이 발생하게 된다[63-66]. 대표적인 혈관질환으로 혈관이 좁아지는 협착과 넓어지는 팽창이 있으며, 이러한 질환은 심장에서 혈액을 내보내는 동맥에서 주로 발생할 수 있다[63-64]. 그림 60은 협착과 팽창에 해당하는 혈관질환의 예제를 나타낸다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



혈관 협착



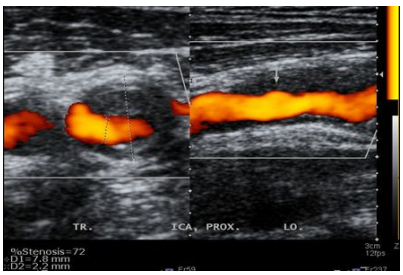
혈관 팽창

그림 60. 혈관질환 예제
[그림 출처: http://blog.naver.com/PostView.nhn?blogId=heartwellclinic&logNo=220594614022&parentCategoryNo=&categoryNo=52&viewDate=&isShowPopularPosts=true&from=search, http://m.health.chosun.com/svc/news_view.html?contid=2015052802408]

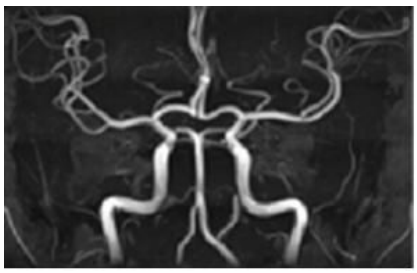
이러한 혈관질환을 검사하기 위한 방법으로는 혈관 초음파, 혈관 조영술, CT혈관 조영술 검사가 주로 사용되는데[2-4,21], 혈관 초음파 검사는 혈관에 초음파를 보내 반사되어 오는 초음파를 분석하여 영상으로 재구성하고 이를 시각화함으로써 혈관을 구성하고 있는 모든 구조물의 구조와 기능을 평가할 수 있는 비침습적인 검사 방법으로 혈관질환의 구조, 기능, 혈류역학적인 정보 등을 쉽게 반복적으로 진단할 수 있다. 혈관 조영술은 조영제를 사용하여 방사선(X-선)으로부터 얻어지는 영상을 통해 혈관을 상태를 확인한다. 카테터(catheter)를 검사하고자 혈관에 위치 시킨 후, 일정한 양의 조영제를 지속적으로 주입하여 방사선 영상을 얻음으로써 실시간으로 혈관 내 조영제를 통해 혈류의 흐름으로부터 질환의 위치 및 진행 정도를 확인할 수 있으며, 검사와 함께 시술이 가능하다는 장점이 있다. CT혈관 조영술은 혈관 조영술과 유사하게 조영제를 주사하여 혈관에 대한 CT영상을 얻는 비침습적 검사 방법으로 혈관 조영술에서와 같이 혈류흐름은 확인할 수 없으나, 인체 전체에 대한 혈관 영상 획득이 가능하며, 획득한 영상의 보정을 통해 3D 모델로 재구성할 수 있다는 장점이 있다. 그림 61은 혈관 초음파, 혈관 조형술, CT혈관 조형술을 통해 얻어진 혈관 영상 예제을 나타낸다.

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



혈관초음파 영상



CT혈관 조영술

혈관 조영술

그림 61. 혈관질환 검사 결과 예제
[그림 출처: http://sev.iseverance.com/dept_clinic/department/endocrinology_metabolism/faq/view.asp?con_no=9129, http://blog.naver.com/PostView.nhn?blogId=00631&logNo=70028094099&parentCategoryNo=&categoryNo=67&viewDate=&isShowPopularPosts=true&from=search, http://blog.daum.net/sangsunyaksoo/650]

그러나, 이러한 검사 방법들은 2차원 영상으로 정보를 제공하거나 단순한 3차원 모델 만을 제공하기 때문에 검사를 위한 정보가 부족하여 정확한 진단이 어려울 뿐만 아니라 분석능력에 따른 신뢰도의 차이로 인해 검사자에 매우 의존적인 단점을 가지고 있다.

7.1.2 협착 및 팽창 질환 의심 영역 탐색

본 논문에서는 협착 및 팽창에 해당하는 혈관질환 의심 영역 탐색을 위해 몇 가지 파라미터 (parameters)를 활용한 휴리스틱 (heuristic) 탐색 방법을 적용하였다. 혈관질환은 여러 가지 이유로 인해 관 모양을 띄는 혈관의 외형이 변형되는 것으로 5장의 골격 곡선 생성 과정에서 얻은 외곽선으로부터 질환으로 인해 변형된 혈관의

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

외형 정보를 확인할 수 있다. 이를 토대로 다음과 같이 협착과 팽창을 구분하여 혈관질환을 탐색할 수 있는 휴리스틱 탐색 방법을 정의하고 활용하였다. 3D 골격 곡선을 이루는 노드 $\mathbf{p}_i$ ($0 \le i \le n$)는 인접한 노드 간의 외곽선 면적 차이에 의해 협착 노드 또는 팽창 노드가 될 수 있다. 혈관의 협착 및 팽창 질환과 관련된 의심 영역 탐색은 다음과 같은 과정을 거친다.

(1) 모든 노드 $\mathbf{p}_i$ 에 대한 외곽선의 면적 $A(\mathbf{p}_i)$ 을 계산한다.

(2) 면적 $A(\mathbf{p}_i)$ 이 허용오차 A_{st} 보다 작은 경우, $\mathbf{p}_i$ 를 협착 질환 후보 노드 리스트에 저장하고, A_{an} 보다 큰 경우 팽창 질환 후보 노드 리스트에 저장한다.

여기서, $A_{st} = \alpha_{st} \times A_{avg}$ 및 $A_{an} = \alpha_{an} \times A_{avg}$ 이고, A_{avg} 는 혈관 가지에 포함된 노드들의 외곽선 평균 면적을 의미한다.

(3) 협착 질환 후보 노드 리스트에 포함된 노드 $\mathbf{p}_i$ 에 대해 식(7.1)을 만족하는 $\mathbf{p}_i$ 를 제거한다.

$$\left| A(\mathbf{p}_{\max}) - A(\mathbf{p}_i) \right| \le D_{st} \tag{7.1}$$

여기서, $\mathbf{p}_{\max}$ 는 노드 $\mathbf{p}_i$ 와 인접한 노드들 $\mathbf{p}_j$ ($i-d \le j \le i+d$)중 가장 큰 면적을 가지는 노드를 나타내고, $D_{st} = \left| A_{\max} - A_{\min} \right| \times \delta_{st}$ 이다. 그리고, $A_{\max}$ 와 $A_{\min}$ 은 각각 혈관 가지에 포함된 노드들의 외곽선 최대, 최소 면적을 의미한다.

(4) 팽창질환 후보 노드 리스트에 포함된 노드 $\mathbf{p}_i$ 에 대해 식(7.2)를 만족하는 $\mathbf{p}_i$ 를 제거한다.

$$\left| A(\mathbf{p}_i) - A(\mathbf{p}_{\min}) \right| \le D_{an} \tag{7.2}$$

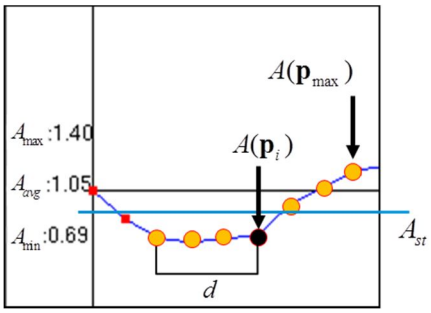
여기서, $\mathbf{p}_{\min}$ 은 노드 $\mathbf{p}_i$ 와 인접한 노드들 $\mathbf{p}_j$ ($i-d \le j \le i+d$)중 가장 작은 면적을

Collection @ chosun

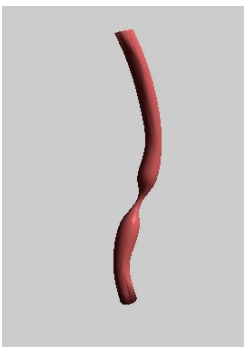
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

가지는 노드를 나타내고, $D_{an} = \left| A_{\max} - A_{\min} \right| \times \delta_{an}$ 이다.

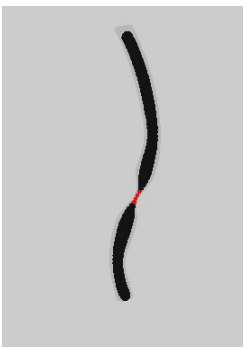
위 절차에서 α_{st} 와 α_{an} 는 평균 면적 대비 협착/팽창률을 의미하는 것으로 각각 $0 < \alpha_{st} \le 1.0$ 이고, $\alpha_{an} > 1.0$ 이다. 그리고 δ_{st} 와 δ_{an} 는 면적 차이에 따른 분류를 위한 허용 면적 차이로 각각 $\delta_{st} < 1.0$ 이고, $\delta_{an} < 1.0$ 이다. (그림 62(a), 63(a) 참조). 그림 62는 $\alpha = 0.8,\ \Delta n = 2,\ \delta = 0.25$ 활용한 협착 탐색 예제를 나타내며, 그림 63은 $\alpha = 0.9,\ \Delta n = 3,\ \delta = 0.2$ 을 활용한 팽창 탐색 예제를 나타낸다.



(a) 협착 탐색 방안



(b)입력 모델

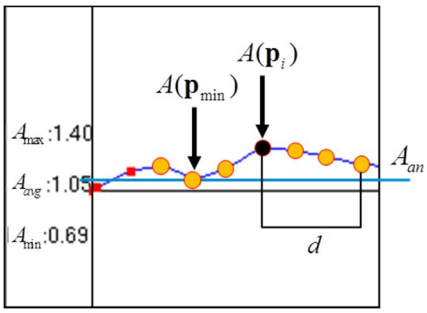


(c)탐색 결과

그림 62. 협착 탐색 예제

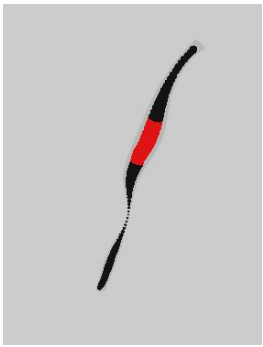
Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



(a) 팽창 탐색 방안

(b)입력 모델



(c)탐색 결과

그림 63. 팽창 탐색 예제

이러한 혈관질환 탐색을 위한 휴리스틱 탐색 방법은 활용되는 파라미터들이 탐색 결과에 많은 영향을 미치며, 혈관질환의 의심 영역을 찾기 위해서는 반복적인 파라미터 조절 과정이 요구된다. 따라서, 적절한 파라미터의 범위 결정이 요구된다.

7.1.2 주요 파라미터 범위 결정

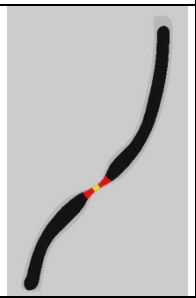
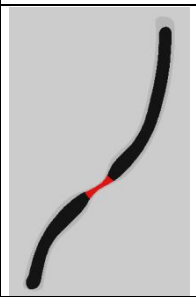
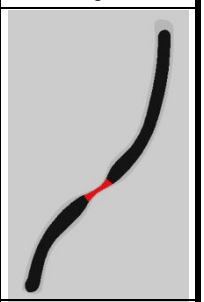
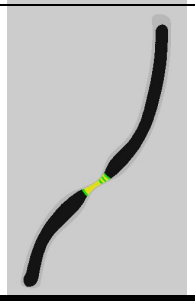
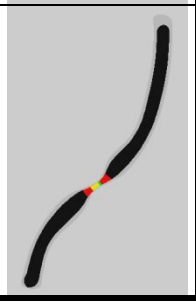
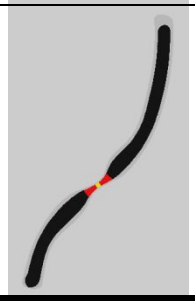
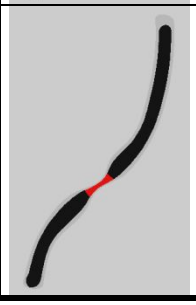
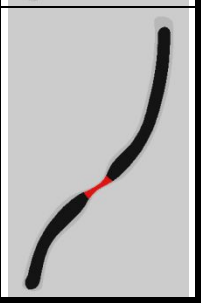
그림 59(a), 60(a)에서와 같이 평균 면적 대비 협착/팽창률 α는 사용자가 요구하는 질환 정도의 구간을 결정해 주는 요소로 적절한 범위 결정이 요구되지 않으나, 후보 노드의 주변 인접 노드 수 Δn와 허용 면적 차이 δ는 인접 노드 면적 비교와 밀접한 관련이 있는 파라미터로 효과적인 혈관질환 의심 영역 탐색을 위해서는 적절한 범위 결정이 요구된다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

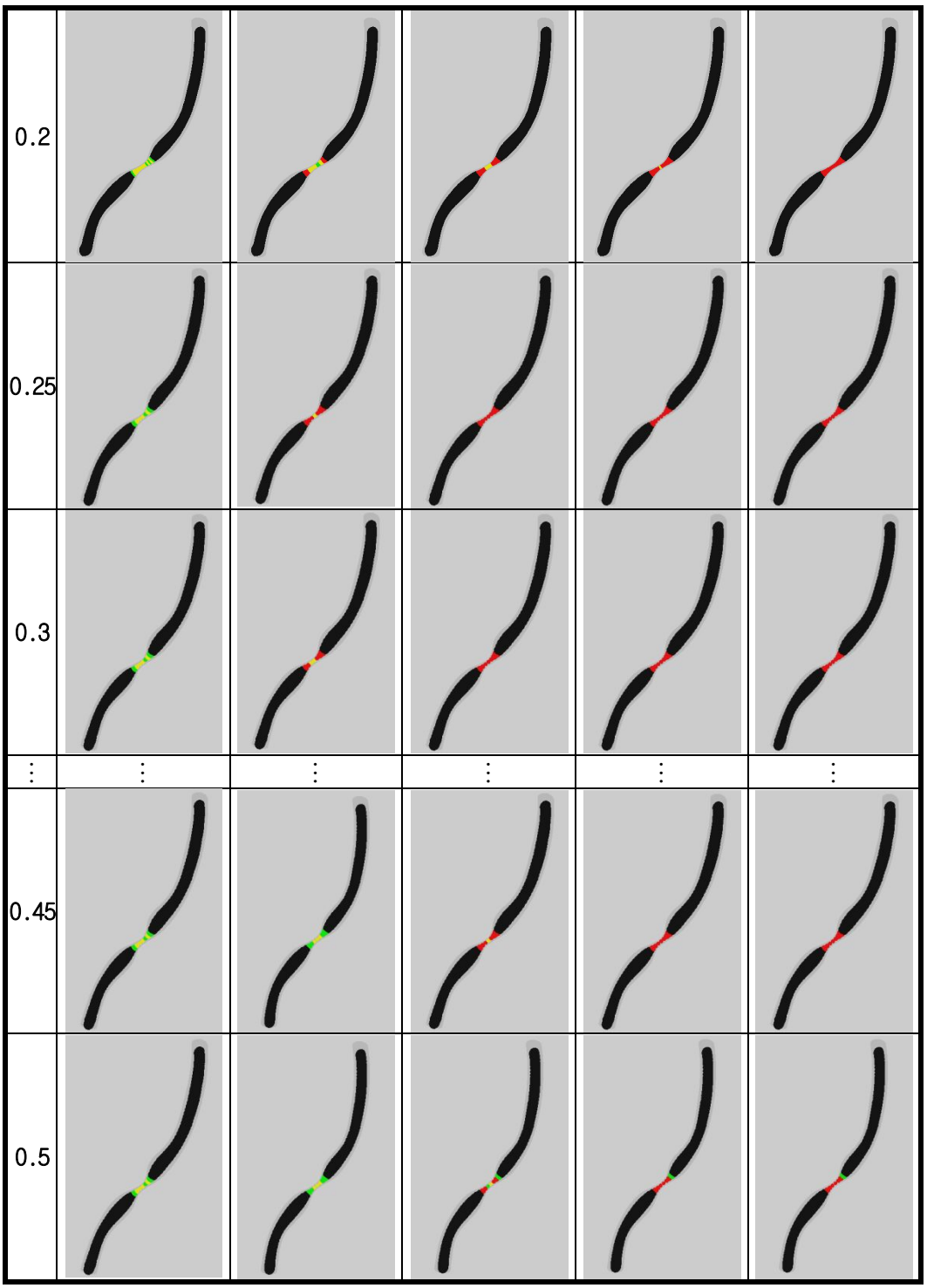
각 파라미터의 적절한 범위 확인을 위해 Δn 을 1~5개까지의 인접 노드로 범위를 설정하고, δ 은 0.1~0.5 까지의 범위로 설정한 한 후, 혈관 질환이 포함된 가상 혈관 모델에 대해 Δn 는 1단위씩 δ 는 0.05단위씩 증가 시켜가며 각 파라미터의 변화에 따른 혈관질환 의심 영역의 탐색 결과를 확인하였다. 표 10-11은 그림 62-63의 혈관 모델에 대한 파리미터 변화에 따른 탐색 결과를 나타내는 것으로 녹색 구간은 혈관질환 의심 영역 탐색과정 (2)에 의해 탐색된 질환 의심 후보 노드에 대한 영역을 나타내며, 노란색 구간은 후보 노드와 주변 인접 노드 수 Δn 으로부터 탐색된 최소/최대 면적 영역을 나타낸다. 그리고 빨간색 구간은 탐색과정 (3)에 의해 탐색된 혈관질환 의심 노드 영역을 나타낸다.

표 10. 파라미터 변화에 다른 협착 영역 탐색 결과

	1	2	3	4	5
0.1					
0.15					

Collection @ chosun

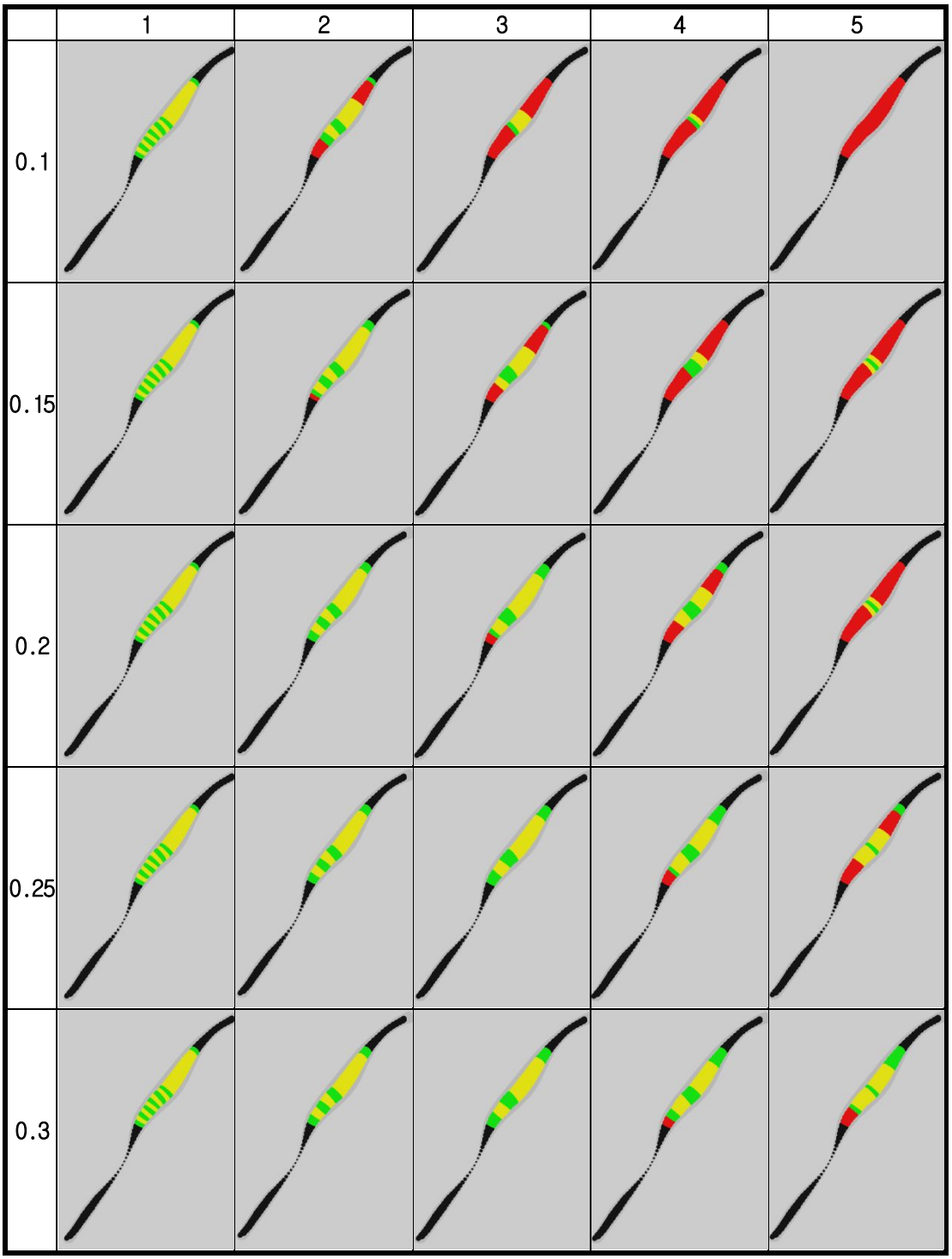
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



Collection @ chosun

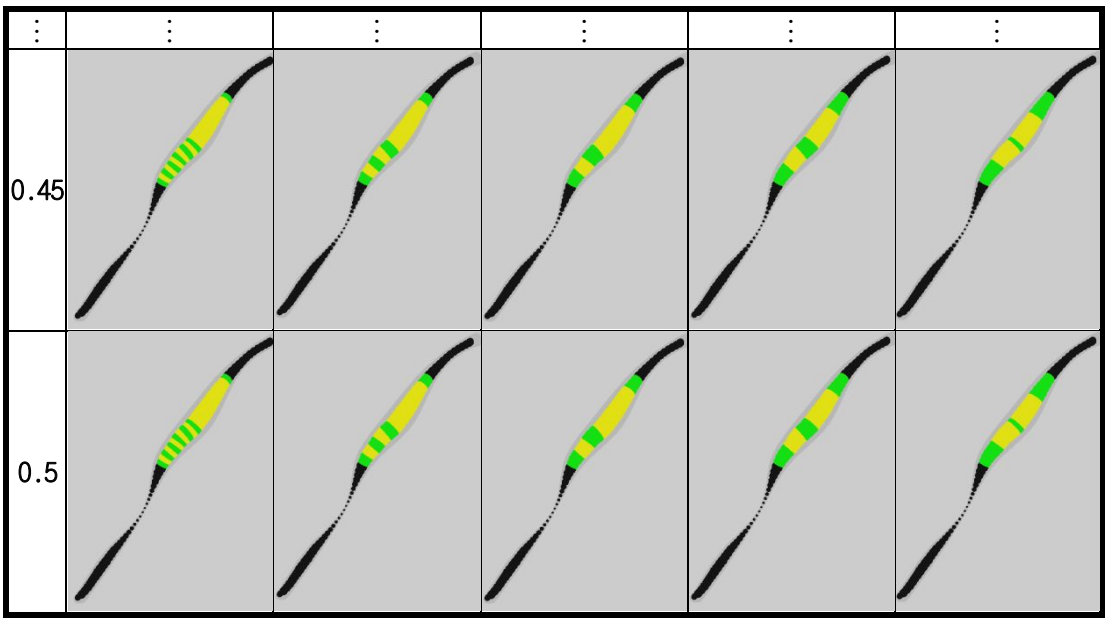
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

표 11. 파라미터 변화에 다른 팽창 영역 탐색 결과



Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



확인 결과 협착 또는 팽창 영역을 탐색하기 위한 파라미터인 주변 인접 노드 수 Δn와 허용 면적 차이 δ는 영역 탐색에 있어 반비례적인 영향을 미치는 것을 알 수 있는데, Δn가 증가함에 따라 질환 의심 노드가 포함된 영역이 정확하게 탐색되는 반면, δ가 증가함에 따라 노드가 포함된 영역이 줄어들게 됨을 확인하였다. 또한, 협착 영역과 팽창 영역을 탐색하기 위한 범위에 차이가 있음을 알 수 있다. 이는 협착 질환을 탐색하기 위한 범위와 팽창 질환을 탐색하기 위한 범위를 다르게 적용해야 하며, 각 질환에 맞는 파라미터 Δn와 δ의 적절한 범위 결정이 요구됨을 의미한다.

표 10에서와 같이 협착 질환 의심 영역은 주변 인접 노드 수 Δn와 허용 면적 차이 δ가 각각 2~5와 0.1~0.25 범위를 가질 때 대체적으로 정확히 찾아지는 것을 알 수 있으며, Δn이 커질수록 더 큰 δ범위를 적용할 수 있음을 알 수 있다. 표 11의 팽창 질환 의심 영역 또한 협착 질환 의심 영역에서와 같이 Δn이 커질수록 더 큰 δ범위의 적용이 가능함을 알 수 있으나 Δn와 δ가 각각 3~5와 0.1~0.2로 좁은 범위에서 탐색됨을 알 수 있다. 이는 좁은 영역을 가지는 협착 질환과는 달리 팽창 질환의

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

경우 범위가 넓고, 이로 인해 노드 면적 간의 차이가 크지 않기 때문으로 사료된다.

결과적으로 협착 질환과 팽창 질환은 파라미터 Δn 와 δ 의 범위가 각각 2~5와 0.1~0.25일 때와 3~5와 0.1~0.2 일 때 탐색될 가능성이 높음을 알 수 있다. 그러나, 이렇게 도출된 파마리터 범위는 상황에 따라 다양한 크기의 영역을 가지는 혈관 질환에 대한 정확한 탐색을 보장하지 못하는 경우가 발생할 수 있다. 따라서, 질환 영역이 파라미터 범위를 벗어나더라도 혈관질환 의심 영역 탐색과정 (2)에 의해 탐색된 질환 의심 후보 노드 영역(녹색 구간)과 후보 노드 중에서 최소 또는 최대 면적을 가지는 노드 영역(노락색 구간)을 통해 질환 의심 가능 영역을 표현해줌으로써 질환 의심 영역을 인지할 수 있도록 하였다(표 10-11 참조).

7.2 혈관질환 의심 영역 탐색 방안 구현

본 장에서는 혈관질환 의심 영역 탐색을 위해 몇 가지 파라미터를 활용한 휴리스틱 탐색 방법을 적용하였으며, 이를 5장에서 구현된 가상 카메라 운용 방안 테스트베드에 추가/접목하였다.

혈관질환 의심 영역 탐색 방안은 그림 64의 하단과 같이 분석 결과를 최대, 최소, 평균 범위를 가지는 면적 그래프로 생성하여 시각화하며, 탐색된 질환 영역의 위치를 혈관 모델과 함께 시각화 한다. 사용자는 혈관질환 의심 영역 탐색 시 파라미터(α, Δn, δ)를 입력하여 협착 또는 팽창 에 해당하는 질환 의심 영역을 확인할 수 있다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

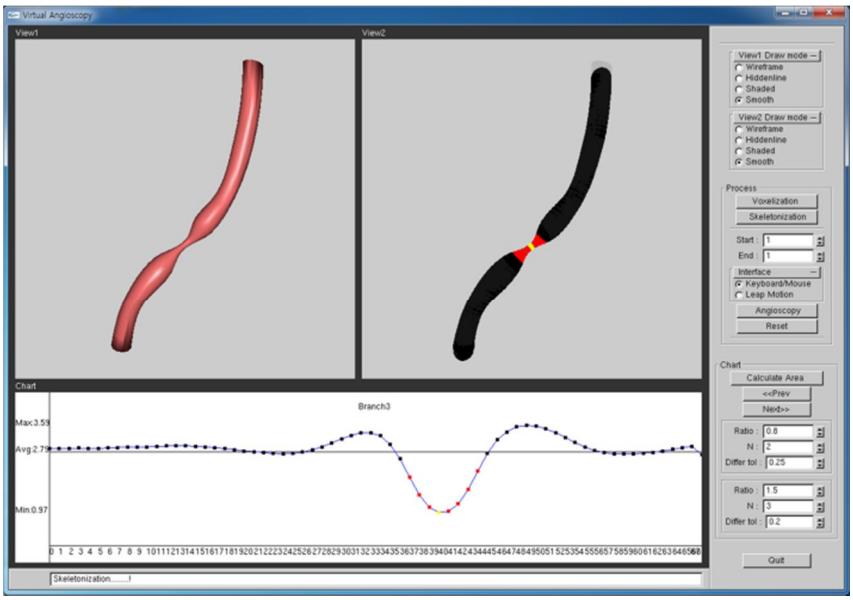


그림 64. 혈관질환 의심 영역 탐색 환경

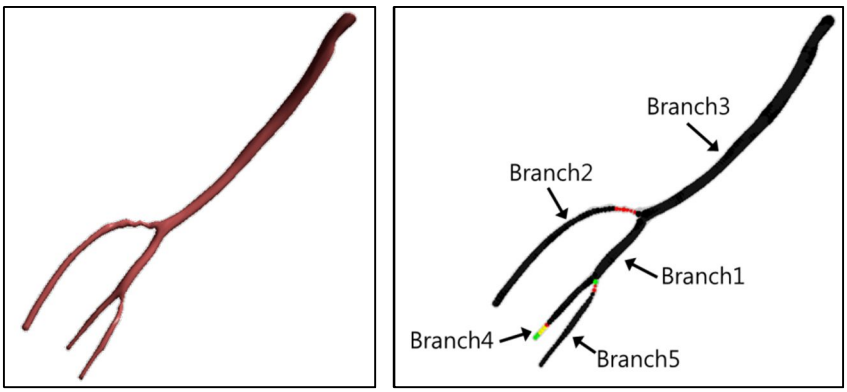
시각화된 탐색 결과를 통해 질환 영역을 다양한 각도에서 확인할 수 있으며, 면적 그래프를 토대로 협착 또는 팽창 질환의 진행 정도를 확인할 수 있다. 이러한 의심 영역 탐색 환경은 효과적인 혈관질환 영역 탐색에 도움을 줄 수 있다.

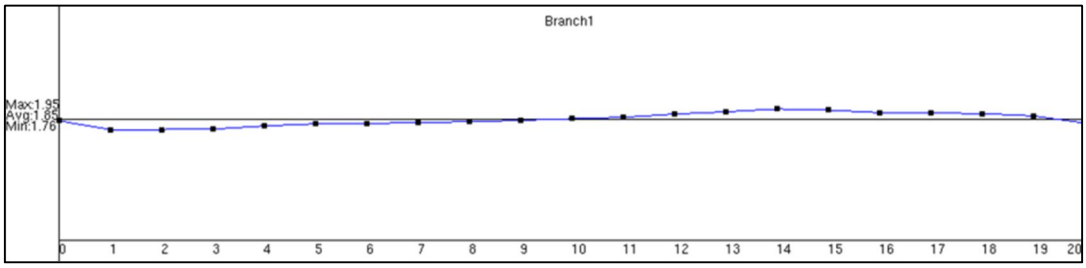
7.3 적용 결과

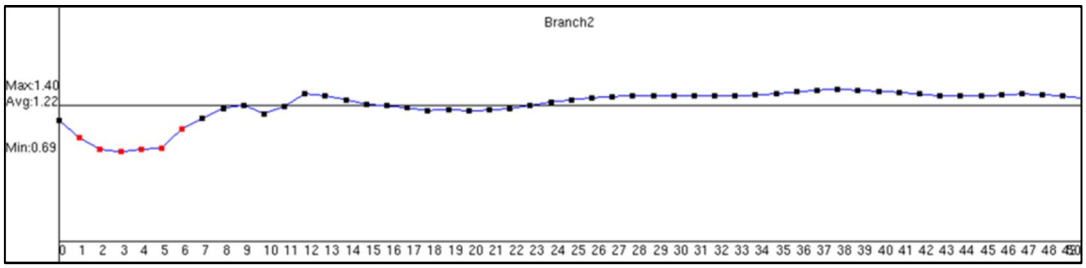
제안된 혈관질환 의심 영역 탐색 방안의 유용성을 확인하기 위해 CT혈관조영술을 통해 얻은 실제 의료 영상을 토대로 복원된 몇 가지 혈관 모델을 적용하였다. 그림 65-68는 적용 결과를 나타내는 것으로 그림 64는 협착 질환이 있는 하지동맥(종아리부위) 일부에 대한 탐색 결과를 나타내며, 그림 65는 협착질환이 있는 슬와동맥 일부 (무릎부위)에 대한 탐색 결과를 나타내다. 그리고 그림 66-67은 협착과 팽창질환이 있는 2 가지 경우로 총장골동맥(골반부위) 일부와 슬와동맥 일부(무릎부위)에 대한 탐색 결과를 나타낸다.

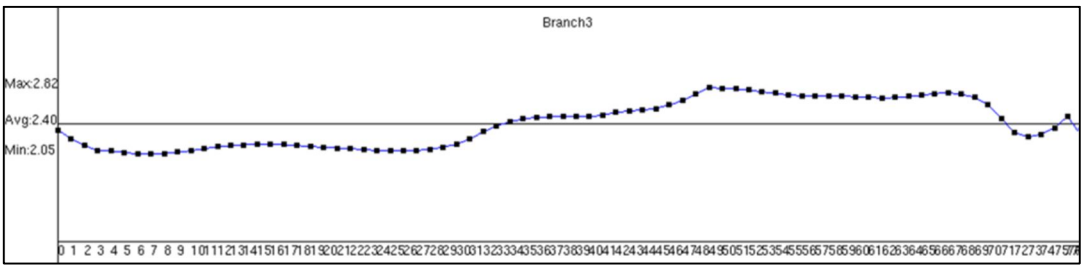
Collection @ chosun

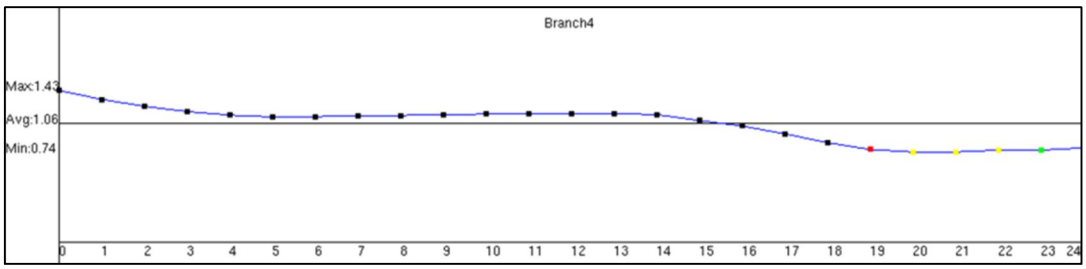
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY











Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

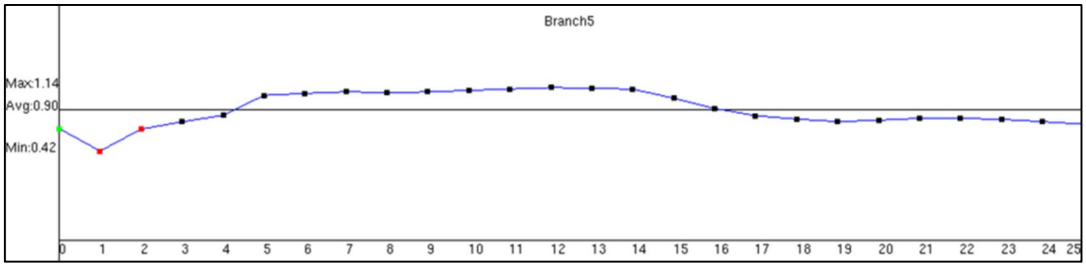
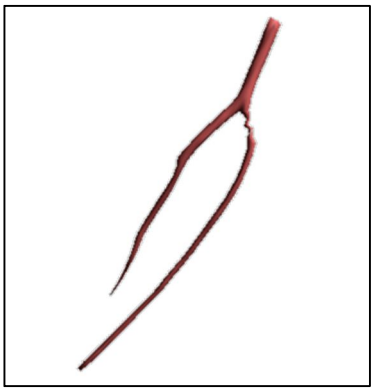
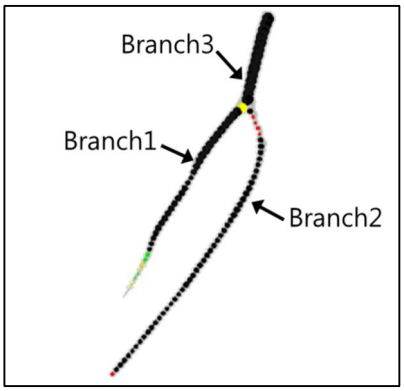
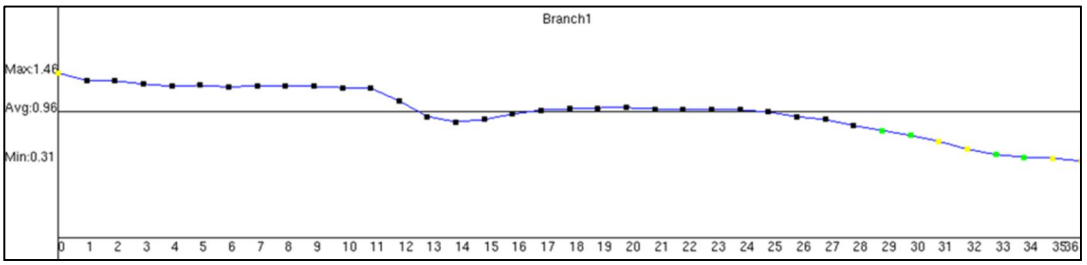
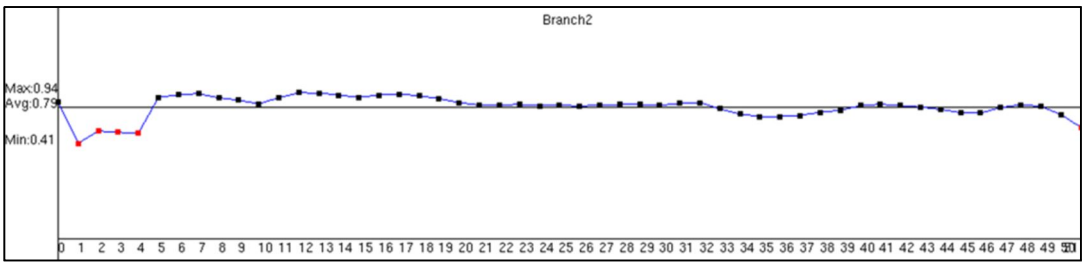


그림 65. 하지동맥 일부에 대한 탐색결과
(협착: $\alpha = 0.8,\ \Delta n = 2,\ \delta = 0.25$)









Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

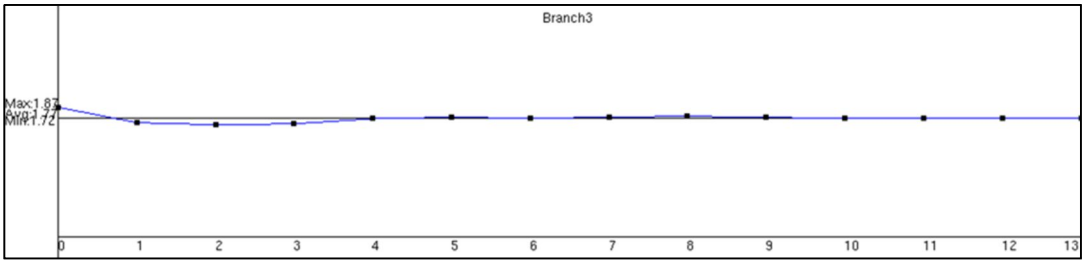
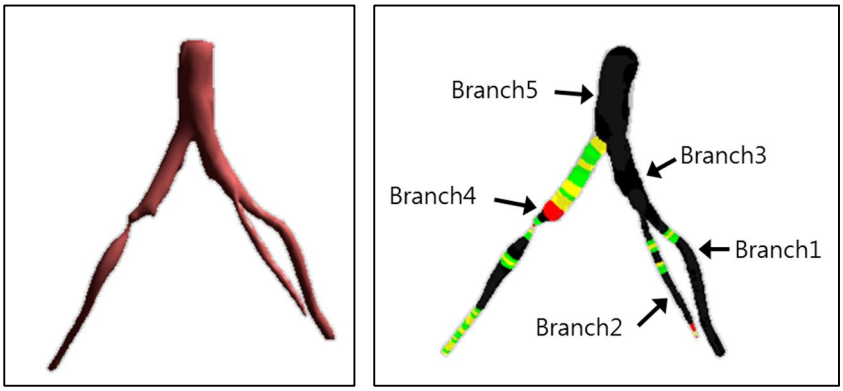
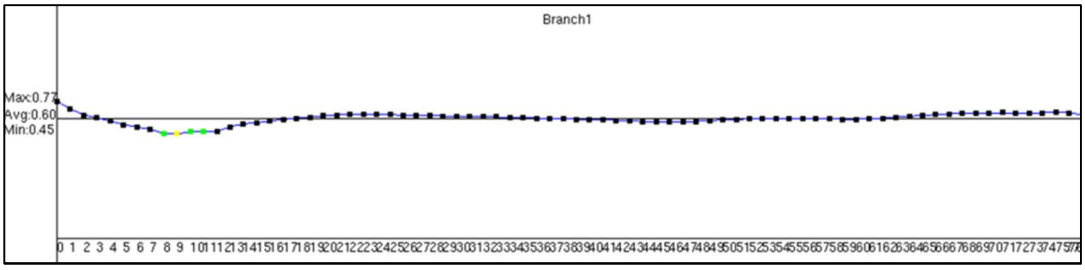
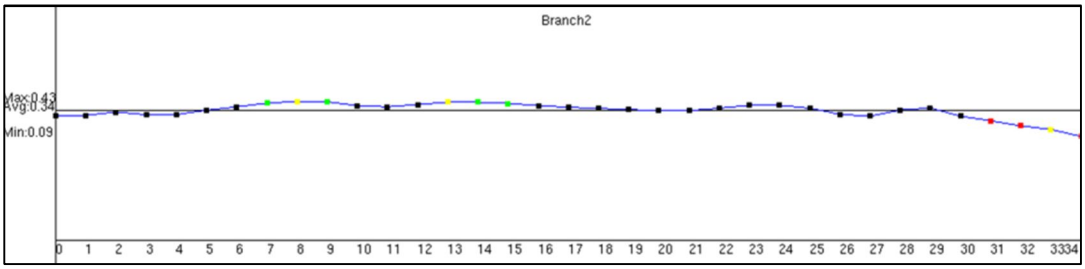


그림 66. 슬와동맥 일부에 대한 탐색 결과
(협착: $\alpha = 0.8,\ \Delta n = 2,\ \delta = 0.25$).







Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

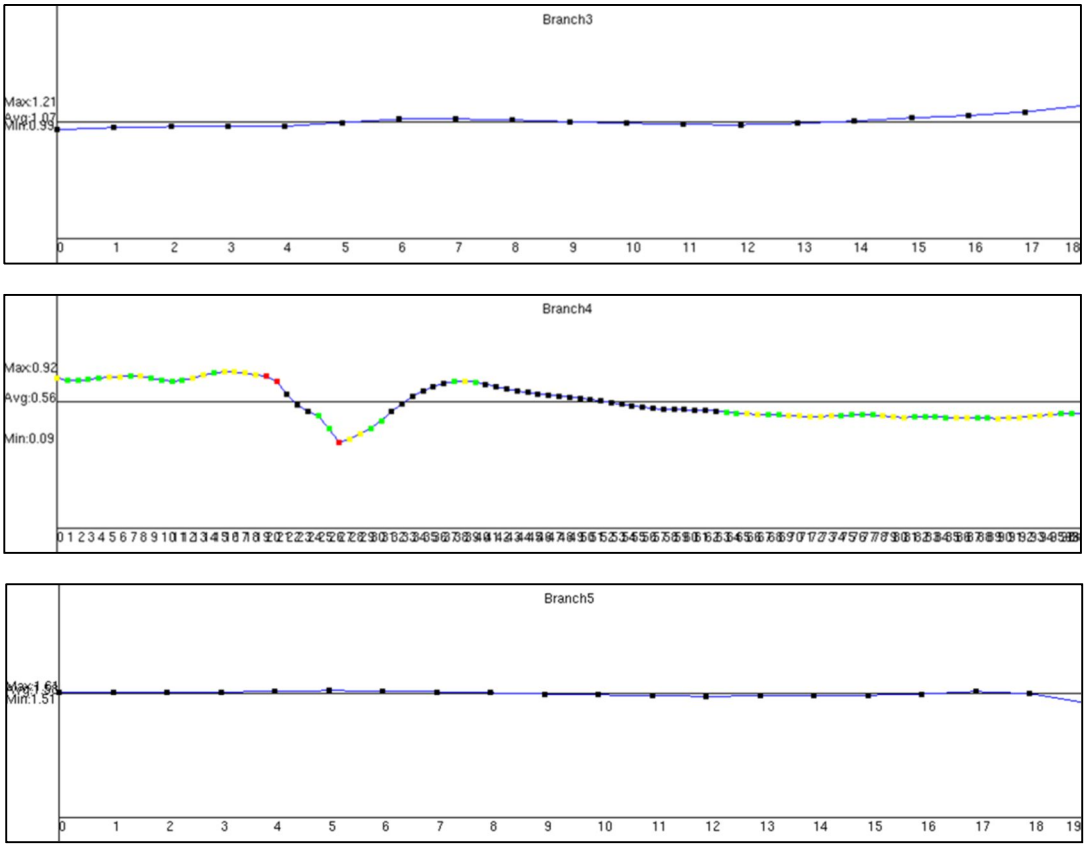
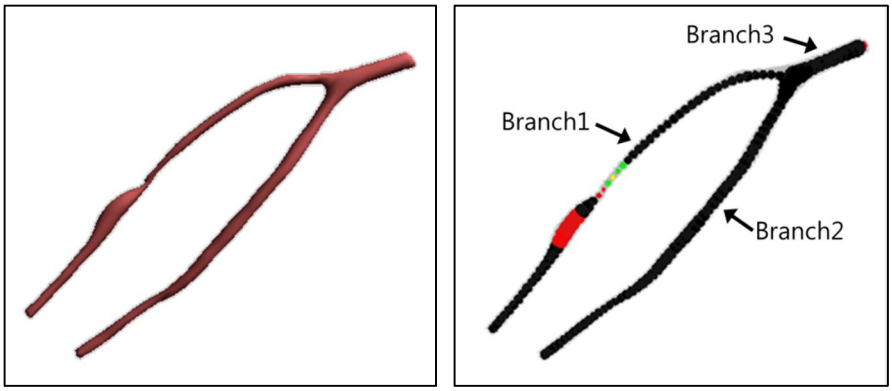


그림 67. 총장골동맥 일부에 대한 탐색 결과
(협착: $\alpha = 0.8,\ \Delta n = 2,\ \delta = 0.25$, 팽창: $\alpha = 1.5,\ \Delta n = 3,\ \delta = 0.2$)



Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

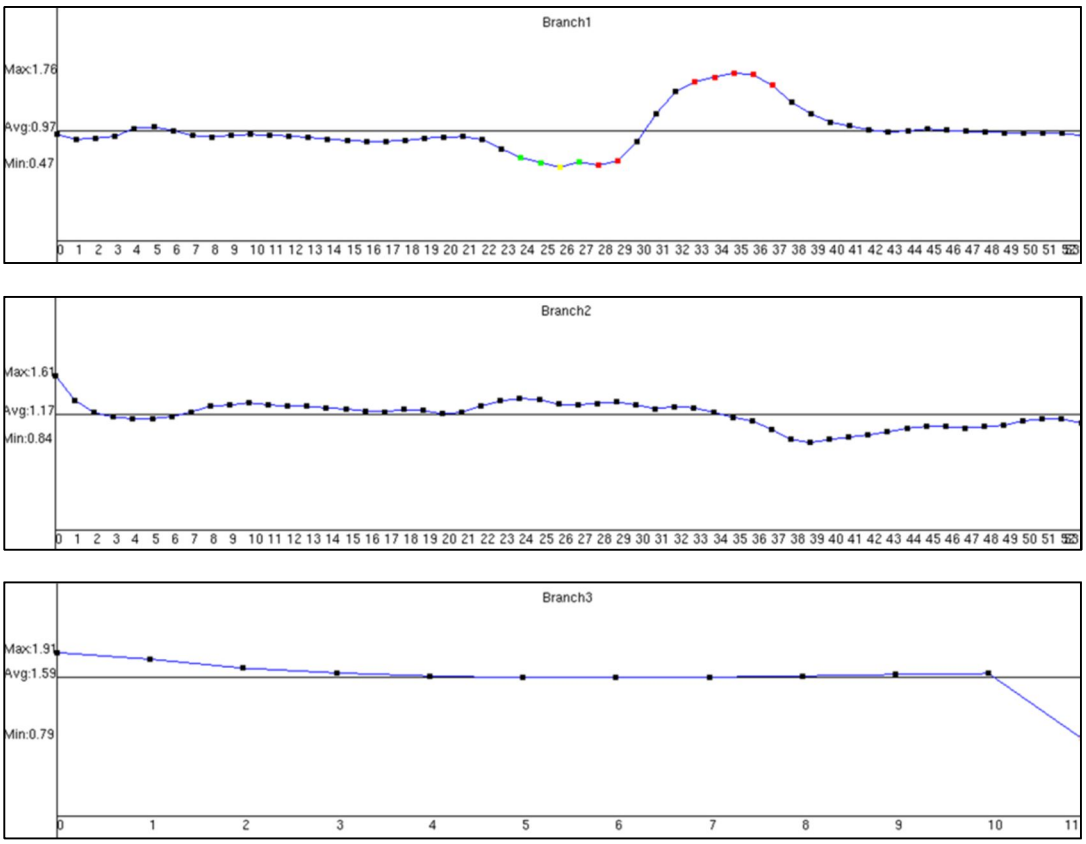


그림 68. 슬와동맥 일부에 대한 탐색 결과
(협착: $\alpha = 0.8,\ \Delta n = 2,\ \delta = 0.25$, 팽창: $\alpha = 1.5,\ \Delta n = 3,\ \delta = 0.2$)

협착 및 팽창질환이 포함된 몇 가지 혈관의 적용 결과 그림 65-68에서와 같이 탐색을 위한 파라미터 주변 인접 노드 수 Δn 와 허용 면적 차이 δ 의 경우 협착 영역과 팽창 영역 탐색을 위해 서로 다른 범위 값이 요구되지만, 동일한 질환 의심 영역 탐색에서는 다양한 형태의 혈관 모델에 대해 동일한 범위 값을 활용하여 탐색이 가능함을 확인할 수 있다. 이를 통해 제안된 방안이 혈관질환(협착, 팽창) 의심 영역에 대한 탐색에 유용하게 활용될 수 있음을 확인하였다.

제안된 혈관질환 의심 영역 탐색 방안은 3D 혈관 모델을 이루는 가지 단위의 각 단면에 대한 외형 정보를 토대로 단면 면적들간의 차이를 활용하여 혈관의 대표 질환인 협착과 팽창에 해당하는 영역을 빠르게 찾고 이를 시각화 해줌으로써 가상

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

카메라를 이용하여 모든 가지 내부를 탐색하는 번거러움을 겪지 않고, 빠르게 혈관질환 의심 영역의 위치와 상태를 확인할 수 있다.

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 8 장 결론 및 토의

혈관질환에 대한 정확한 진단을 위해서는 많은 시간과 비용이 수반되는 복잡한 과정이 요구된다. 이를 해결하기 위해 많은 의료분야에서는 경제적이고 위험부담이 적은 진단 방법으로 가상현실기술을 이용한 가상내시경이 중요한 이슈가 되고 있다. 가상내시경은 환자에게 고통을 전혀 주지 않을 뿐만 아니라 실제 내시경으로는 접근이 불가능한 심장, 혈관, 뇌혈관 등의 기관에 대한 검사 및 관찰이 가능하다 장점을 가지는 반면, 관심을 두는 3D 모델에서 가상내시경을 조작하고 질환영역의 경로를 찾아 검사하기까지는 많은 노력과 경험이 요구되며, 조작에 따라 즉각적인 시각화가 요구된다.

본 논문에서는 가상 카메라의 조작이 용이하면서 빠르고 정확한 탐험 및 혈관질환(협착, 팽창) 의심 영역의 탐색이 가능한 가상혈관경 시스템을 구현하였으며, 이를 위해 3D 골격 곡선 생성 방안과 탐색 경로 결정 및 가상 카메라 운용 방안, 그리고 혈관질환 의심 영역 탐색 방안을 제안하였다.

제안된 3D 골격 곡선 생성 방안은 복잡한 기하학적 계산이 아닌 간단한 방법으로 혈관의 중심을 표현하는 골격 곡선을 생성하는 것으로 처리속도 측면에서 이점을 가지며, 복셀 세선화와 혈관 모델의 외곽선 기반 다각형 내부 중심점 찾기를 활용하여 중심을 추정함으로써 보다 정확한 혈관 중심 표현이 가능한 3D 골격 곡선을 생성하였다. 제안된 탐색 경로 결정 및 가상 카메라 운용 방안에서는 생성된 골격 곡선을 토대로 원하는 탐색구간의 최적경로를 생성한 다음, 최적경로 상에 있는 노드들에서의 가상 카메라에 대한 위치와 자세를 결정하고, 위치 보간 및 쿼터니언 기반 자세 보간을 적절하게 활용함으로써 혈관 내부의 간편하고 정확한 탐색을 지원하도록 하였다. 또한, 키보드/마우스와 립모션 인터페이스를 통해 간단한

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

조작으로 혈관 내부를 검사할 수 있는 가상혈관경 테스트베드를 구현하여 기초적인 사용성 평가를 수행하였다. 이를 통해 제안된 방안의 유용성과 함께 립모션의 활용 가능성을 확인하였다. 혈관질환 의심 영역 탐색 방안에서는 생성된 3D 골격 곡선과 외곽선 정보를 활용하여 각 노드들의 외곽선에 대한 면적을 계산하고, 혈관질환 의심 영역을 탐색을 위해 면적을 고려한 간단한 휴리스틱 탐색 방법을 정의하여 이를 몇 가지 실제 혈관 모델에 적용함으로써 혈관질환 영역 탐색 지원을 위한 요소기술로의 유용성을 확인할 수 있었다. 이러한 가상혈관경 시스템은 기존 가상혈관경 시스템의 단점을 보완하고, 현재 활용되고 있는 침습적 혈관내시경 방식을 대체하기 위한 유용한 도구들 중의 하나로 활용될 수 있으리라 사료된다.

본 연구의 장점은 다음과 같이 요약할 수 있다.

- 의료분야에서 순환기계질환과 관련된 혈관에 대한 진단 및 시술 계획, 수술의 빠른 진행을 위한 요소기술로 활용될 수 있으며, 교육 및 해석, 시뮬레이션에도 활용이 가능하다.

- Leap Motion을 활용한 간단한 조작을 통해 혈관 내부를 탐험할 수 있으며, 질환 의심 영역을 탐색해 줌으로써 모든 혈관의 내부를 탐험해야 하는 기존 가상 내시경/혈관경의 번거러움을 해소하였다.

- 3D 골격 곡선을 토대로 혈관의 정확한 영역(가지 및 분기영역) 분할이 가능하므로, 분할된 영역의 자유곡면 근사를 통해 육면체(hexahedron) 기반의 CAE 해석용의 고품질 혈관 모델을 생성할 수 있다.

그러나, 본 연구에서는 몇 가지 한계점을 가지고 있다. 3D 골격 곡선 생성과정에서

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

의료데이터로부터 복원된 혈관 복셀 모델에 대해 복셀 세선화를 적용하여 복셀 골격 모델을 생성하고, 이를 토대로 3D 골격 곡선을 생성하는데, 이는 최초 수행되는 복셀 세선화의 결과에 많은 영향을 받으며, 구현된 가상혈관경의 경우 혈관 내부 탐색을 위한 최소한의 기능과 정보만을 제공하고 있어 상황에 따라 다양한 조작이 요구되는 사용자와의 상호작용 측면에서 제약을 가지고 있다. 그리고 혈관질환 의심 영역 탐색을 위해 몇 가지 파라미터를 활용하는 휴리스틱 탐색 방법을 정의하고 이를 적용하였다. 그러나 정확한 질환 의심 영역 탐색을 위해서는 파라미터 조절을 위한 사용자의 개입이 필요하다는 한계가 있다.

따라서, 추후 연구는 다음과 같이 요약된다.

- 복셀 세선화 과정에서 발생할 수 있는 복셀들 간의 절단 및 구멍을 검출/개선 방안을 적용함으로써 다양한 형태의 3차원 모델에서도 안정적인 복셀 골격 모델을 생성할 수 있는 방안 개발이 요구된다.

- 가상혈관경이 적용 가능한 분야의 전문가와의 협업을 통한 요구사항 수집 및 적용 시나리오 모색을 하고, 사용자 친화적인 기능의 개선 및 추가가 요구되며, 효과적인 가상현실 인터페이스 장치의 조합 또는 적용하는 방안의 개발이 요구된다.

- 다양한 형태의 혈관 질환을 탐색할 수 있는 강건하고 자동화된 혈관질환 탐색 방안이 요구된다.

dCollection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

참고문헌

1. Lee, J. K., Kim, Y. M. and Kim, D. Y., 2013, Segmentation and Visualization of Human Anatomy using Medical Imagery, Korea institute of electronic communication sciences, 8(1), pp.191-197.

2. Klug, H. P. and Alexander, L.E., 1954, X-ray Diffraction procedures, New York: Wiley.

3. Brenner, D. J. and Hall, E. J., 2007, Computed tomography-an increasing source of radiation exposure, New England Journal of Medicine, 357(22), pp. 2277-2284.

4. Edelman, R. R. and Warach, S., 1993, Magnetic resonance imaging, New England Journal of Medicine, 328(10), pp. 708-716.

5. Bartz, D., 2005, Virtual Endoscopy in Research and Clinical Practice, Computer Graphics Forum, 24(1), pp. 111-126.

6. Ferlitsch, A., Glauninger, P., Gupper, A., Schillinger, M., Gangl, A. and Schoefl, R., 2002, Evaluation of a virtual endoscopy simulator for training gastrointestinal endoscopy, Endoscopy, 34(9), pp. 698-702.

7. Variyam, E. P., 1997, Practical Flexible Sigmoidoscopy, Gastrointestinal Endoscopy, 45(3), pp. 339-340.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

8. Pfister, H., Hardenbergh, J., knittel, J., Lauer, H. and Seiler, L., 1999, The VolumePro real-time ray-casting system, In Proceedings of the 26th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, pp. 251-260.

9. 임석현, 신병석, 2004, 볼륨프로 하드웨어를 이용한 효율적인 투시투영 방법, 정보과학회논문지, 31(3-4), pp. 195-203.

10. Lorensen, W., Jolesz, F. and Kikinis, R., 1995, The exploration of cross-sectional data with a virtual endoscope, Interactive Technology and the New Medical Paradigm for Health Care, pp. 221-230.

11. Rubin, G. D., Beaulieu, C. F., Argiro, V., Ringl, H., Norbash, A. M., Feller, J. F. and Napel, S., 1996, Perspective volume rendering of CT and MR images: applications for endoscopic imaging, Radiology, 199(2), pp. 321-330.

12. Hong, L., Muraki, S., Kaufman, A., Bartz, D. and He, T., 1997, Virtual voyage: Interactive navigation in the human colon, In Proceedings of the 24th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, Los Angeles, USA, August 5-7, pp. 27-34.

13. http://www.viatronix.com/ct-colonography.asp.

14. Gobbetti, E., Pili, P., Zorcolo, A. and Tuveri, M., 1998, Interactive virtual angioscopy, In Proceedings of the Visualization, IEEE, pp. 435-438.

15. Bartz, D. and Skalej, M., 1999, VIVENDI-A virtual endoscopy system for virtual medicine, In Data Visualization, pp.155-166.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

16. Vilanova, A., Konig, A. and Groller, E., 1999, VirEn: A virtual endoscopy system, Machine Graphics and Vision, 8(3), pp. 469-487.

17. Bartz, D., 1996, Prototyping a virtual colonoscopy system, Master's thesis, Dept, of Computer Science, University of Erlangen-Numberg.

18. http://www.infinitt.com.

19. Lee, J.K., Kim, Y.N. and Kim, D.Y., 2013, Segmentation and Visualization of Human Anatomy using Medical Imagery, 8(10, pp.191-197.

20. 박형준, 2007, 의료영상을 이용한 3차원 형상 모델 생성, 한국 CAD/CAM 학회 학회지, 13(1), pp. 36-47.

21. Suetens, P., 2009, Fundamentals of medical imaging, Cambridge university press.

22. Lorensen, W. E. and Cline, H.E., 1987, Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm, In ACM siggraph computer graphics, 21(4), pp. 163-169.

23. Kobbelt, L. P., Botsch, M., Schwanecke, U. and Seidel, H. P., 2001, Feature sensitive surface extraction from volume data, In Proceesings fo the 28th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, pp. 57-66.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

24. 나경태, 채영호, 2010, 튜얼 컨투어링 방법을 적용한 직관적인 공간 조각 인터페이스, HCI, pp. 391-393.

25. Meyers, D., Skinner, S. and Sloan, D., 1992, Surfaces from contours, ACM Transactions On Graphics (TOG), 11(3), pp. 228-258.

26. Varady, T., Martin, R. R. and Cox, J., 1997, Reverse engineering of geometric models-an introduction, Computer-Aided Design, 29(4), pp. 255-268.

27. Wang, T. and Basu, A., 2004, An Improved fully parallel 3D thinning algorithm, A paper of Comp. Sci. Dept. of Alberta University, Canada.

28. Bergefors, G., Nystrom, I. and Di Baja, G. S., 1999, Computing skeletons in three dimensions, Pattern recognition, 32(7), 1225-1236.

29. Palagyi, K. and Kuba, A., 1998, A 3D-6-subiteration algorithm for extracting medial lines, Pattern Recognition Letters, 19(7), pp. 613-627.

30. Lohou, C. and Bertrand, G., 2004, A 3D 12-subiteration thinning algorithm based on P-simple points, Discrete applied mathematics, 139(1), 171-195.

31. Lee, T. C. Kashyap, R. L. and Chu, C. N., 1994, Building skeleton models via 3-D medial surface axis thinning algorithms, CVGIP: Graphical Models and Image Processing, 56(6), pp. 462-478.

32. Leymarie, F. F. and Kimia, B. B., 2003, Computation of the shock scaffold

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

for unorganized point clouds in 3D, 2003, Proceedings of the 2003 IEEE computer society conference on Computer vision and pattern recognition, Madison, Wisconsin, June 18-20, pp. 821-827.

33. Foskey, M., Lin, M. C. and Manocha, D, 2003, Efficient computation of a simplified medial axis, Journal of Computing and Information Science in Engineering, 3(4), pp. 274-284.

34. Dey, T. K. and Zhao, W., 2004, Approximating the medial axis from the voronoi diagram with a convergence guarantee, Algorithmica, 38(1), 179-200.

35. Au, O. K. C., Tai, C. L., Chu, H. K., Cohen-Or, D. and Lee, T. Y., 2008, Skeleton extraction by mesh contraction, In ACM Transactions on Graphics, 27(3), pp. 1-10.

36. Wang, S., Wu, J., Wei, M. and Ma, X., 2012, Robust curve skeleton extraction for vascular structures, Graphical Models, 74(4) pp. 109-120.

37. 김아미, 송주환, 2010, 복셀 세선화와 구조 그래프를 이용한 3차원 모델 검색, 한국정보기술학회 논문지, 8(7), pp. 59-64.

38. Ma, C. M. and Sonka, M., 1996, A fully parallel 3D thinning algorithm and its application, Computer vision and image understanding, 64(3), pp. 420-433.

39. Cornea, N. D., Silver, D. and Min, P., 2007, Curve-Skeleton properties, application, and algorithms, IEEE Transactions on Visualization & Computer Graphics, 13(3), pp. 530-548.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

40. Garland, M. and Heckbert, P. S., 1997, Surface simplification using quadric error metrics, In Proceedings of the 24th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, pp.209-216.

41. Lee, I. K., 2000, Curve reconstruction from unorganized points, Computer aided geometric design, 17(2), 161-177.

42. Tagliasacchi, A., Zhang, H. and Cohen-Or, D., 2009, Curve Skeleton extraction from incomplete point cloud, In ACM Transactions on Graphics, 28(3), pp. 1-9.

43. Wesarg, S. and Firle, E., 2004, Segmentation of vessels: the corkscrew algorithm, proceedings SIPE Medical Imaging, International Society for Optics and Photonics, pp. 1609-1620.

44. 박형준, 2005, 실제 세계에서의 STL 출력, 한국CAD/CAM학회 학회지, 11(3), pp. 6-11.

45. http://biomedical.materialise.com/mimics.

46. Wold, S., Esbensen, K. and Geladi, P., 1987, Principal component analysis, Chemometrics and intelligent laboratory systems, 2(1-3), pp. 37-52.

47. https://en.wikipedia.org/wiki/Centroid.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

48. Chew, L. P., 1989, Constrained Delaunay triangulations, Algorithmica, 4(1-4), pp. 97-108.

49. Park, H. J. and Lee, J. H., 2006, B-spline Curve Approximation Based on Adaptive Selection of Dominant Points, Transactions of the Society of CAD/CAM Engineers, 11(1), pp. 1-10.

50. Huang, H., Wu, S., Cohen-Or, D., Gong, M., Zhang, H., Li, G. and Chen, B., 2003, L1-Medial Skeleton of Point Cloud, ACM Transactions on Graphics, 32(4), pp. 1-8.

51. Leap Motion, https://www.leapmotion.com/.

52. Thomas H. et al., 2001, Introduction to Algorithms, Second Edition, MIT Press and McGraw-Hill, pp. 595-601.

53. Kremer, V. E., 2008, Quaternions and SLERP, In University of Saarbrucken, Department for Computer Science Seminar Character Animation.

54. Park, S. J. and Park, H., 2015, Generation of 3D Skeleton Curve of Human Blood Vessels Using Voxel Thinning, Proceedings of the Society of CAD/CAM Engineers Conference, Pyungchang, Korea, February 4-6, pp.852 - 855.

55. Kim, D. Y. and Park, J. W., 2003, Virtual Angioscopy for Diagnosis of Carotid Artery Stenosis, Journal of KISS: Software and Application, 30(9/10), pp.821-828.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

56. Youn, E. et al., 2000, Optimal Path Planning in Virtual Endoscopy System, Journal of the Korean Society of Picture Archiving and Communications System, 21(6), pp.675-621

57. Deschamps. T. and Cohen, L.D., 2001, Fast extraction of minimal paths in 3D images and applications to virtual endoscopy, Medical images analysis, 5(4), pp.281-299

58. Ferlitsch, A., Glauninger, P., Gupper, A., Schillinger, M., Haefner, M., Gangl, A. and Schoefl, R., 2002, Evaluation of a virtual endoscopy simulater for training in gastrointestinal endoscopy, Endoscopy, 34(09), pp. 698-702.

59. Leap Motion SDK, https://developer.leapmotion.com/documentation/csharp/devguide/Leap_SDK_Overview.html.

60. OpenGL, https://www.opengl.org/.

61. http://www.ibm.com/analytics/us/en/technology/spss/.

62. 16.Kerr, A. W., Hall, H. K. and Kozub, S. A., 2002, Doing Statistics with SPSS, SAGE Publications Ltd.

63. 3. Clarke, R., Daly, L., Robinson, K., Naughten, E., Cahalane, S., Fowler, B. and Graham, I, 1991, Hyperhomocysteinemia: an independent risk factor for vascular disease, New England Journal of Medicine, 324(17), pp. 1149-1155.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

64. Shepherd, J., et al., 2002, Pravastatin in elderly individuals at risk of vascular disease (PROSPER): a randomised controlled trial, The Lancet, 360(9346), pp.1623-1630.

65. Ishii, T., Asuwa, N., Masuda, S. and Ishikawa Y., 1998, The effects of a myocardial bridge on coronary atherosclerosis and ischaemia, Journal of pathology, 185(1), pp.4-9.

66. Molyneux, A., et al., 2005, International subarachnoid aneurysm trial (ISAT) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: a randomised comparison of effects on survival, dependency, seizures, rebleeding, subgroups, and aneurysm occlusion, 366(9488), pp.809-817.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

감사의 글

어느 새 박사과정을 마치고 학위논문을 완성하게 되었습니다. 대학원 생활을 하는 동안 저에게 도움을 주신 분들이 많습니다. 미흡하지만 학위논문을 마치면서 도움을 주신 분들께 감사의 말씀을 전합니다.

먼저, 석·박사 과정 동안 많은 가르침과 깊은 배려를 아끼지 않으시며 저의 부족한 면을 채울 수 있도록 이끌어 주신 박 형준 교수님께 깊은 감사를 드립니다. 그리고 논문심사를 맡아 완성되기까지 깊은 관심과 조언으로 힘이 되어주신 백 정우 교수님, 신 종호 교수님, 광주과학기술원의 고 광희 교수님, 난양기술대학교의 문 승기 교수님께 감사드리며, 학위논문을 위해 자료를 제공해 주신 양산부산대학교병원의 김 정수 교수님께도 감사드립니다. 또한, 학문적 가르침으로 도움을 주신 김 종래 교수님, 김 규태 교수님께도 감사의 말씀을 전합니다.

대학원 생활동안 연구실에서 동거동락하며 같은 분야를 고민하고 연구하는 대학원생으로써 박사과정을 무사히 마칠 수 있도록 많은 도움을 준 정 호균, 김 준성, 김 승길, 손 은진에게 고마움을 전하며, 바쁜 사회생활 중에도 후배인 저를 위해 시간을 내어 많은 격려와 도움을 아끼지 않았던 문 희철 박사님, 박 형욱 박사님께도 정말 고맙다는 말을 전합니다. 이 외 도움을 주신 모든 분들께 감사드리며, 이들이 있어 대학원 생활이 즐거웠고 또 무사히 마무리 할 수 있었습니다. 각자의 분야에서 건승하기를 바랍니다.

끝으로 변함없는 사랑으로 언제나 저를 믿어주시는 아버지, 먼 곳에서 아들의 성공을 응원하고 계실 어머니께 깊이 감사 드리며, 어려움에 굴하지 않고 바른길로 갈 수 있도록 많은 관심과 조언을 준 누님들, 매형들께 고마움을 전합니다. 가족의 사랑과 믿음이 있었기에 여기까지 올 수 있었습니다. 다시 한번 깊은 애정과 고마움을 전합니다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

이력서

성　　명: 박 상 진

생년월일: 1985년 2월 11일

출 생 지: 해남

주　　소: 전라남도 해남군 황산면 고천암로 817

학력

2000 - 2003: 금성고등학교

2003 - 2010: 조선대학교 산업공학과(학사)

2010 - 2011: 조선대학교 산업공학과(석사)

(논문명: 치아 영상 처리와 신경망을 이용한 신원확인)

2012 - 2017: 조선대학교 산업공학과(박사)

연구목록

[1] Hyungjun Park, Ho-Kyun Jung and Sang-Jin Park, "Tangible AR Interaction based on Fingertip Touch using Small-sized Non-square Markers", Journal of Computational Design and Engineering, Vol.1,No4, pp.289-297, 2014 [Presented at the 2013 Asian Conference on Design & Digital Engineering(ACDDE), 2013].

[2] Hyungjun Park, Sang-Jin Park and Ho-Kyun Jung, "Note on Tangible

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Interaction using Paper Models for AR-Based Design Evaluation", Journal of Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing(JAMDSM), Vol.7,No.5, pp.827-835, 2013 [Presented at the 2012 Asian Conference on Design&Digital Engineering(ACDDE), 2012].

[3] Sang-Jin Park, Ho-Kyun Jung and Hyungjun Park, "Tangible AR Interaction using Fingertip on the Tracking of Colored Dots", Proceedings of 2014 Asian Conference on Design&Digital Engineering(ACDDE), October 31-November 2, 2014, Jinan, China [Presented at the Conference on Society for Computational Design and Engineering(SCDE), 2014].

[4] 박형욱, 박상진, 박형준, “표준 치아 크기 및 배열 정보를 이용한 다중 치아 임플란트 식립계획 방안”, 한국 CDE학회 논문집, 20(4), pp.348-356, 2015 (학술대회 발표: 한국 CDE학회 학술발표회, 2013).

[5] 박상진, 박형준, “증강현실 환경에서 손 가림 해결을 위한 피부 색상 정보 획득”, 한국 CDE학회 논문집, 19(2), pp.111-118, 2014 (학술대회 발표: 한국 CDE학회 학술발표회, 2013).

[6] 박상진, 박형준, “치아 윤곽선 정보를 이용한 신경회로망 기반 신원 확인 방안”, 한국 CDE학회 논문집, 18(4), pp.275-283, 2013 (학술대회 발표: 한국 CDE학회 학술발표회, 2011-2012).

[7] 박상진, 정호균, 박형준, “감각형 증강현실 기반 상호작용 대안들의 비교”, 한국 CDE학회 눈문집, 17(6), pp.417-425, 2012 (학술대회 발표: 한국 CDE학회 학술 발표회, 2011).

[8] 박상진, 박형준, “3차원 골격곡선을 이용한 가상혈관 탐색 방안”, 한국 CDE학회 부문연합학술대회, 2016 [학술대회 발표: 한국 CDE학회 학술발표회, 2016].

[9] 박상진, 박형욱, 이상민, 박형준, “복셀 세선화를 이용한 인체혈관의 3차원 골격 곡선 생성 방안”, 한국 CDE학회 학술발표회, 2015.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[10] 박상진, 박형준, “증강현실 기반 3D 과학데이터 시각화 시스템을 위한 감각형 사용자 인터페이스”, 한국 CDE학회 학술발표회, 2014.

[11] 문희철, 박상진, 박형준, “휴대용 전자제품 가상시작을 위한 종이모델을 이용한 감각형 증강현실 상호작용 방안”, 한국 CDE학회 학술발표회, 2012

[12] 박형욱, 박철우, 박상진, 김명수, 박형준, “3D 모델 기반 기하처리를 이용한 치아 임플란트 식립 계획 수립 및 유한요소분석”, 한국 CDE학회 학술발표회, 2012.

[13] 박형욱, 박상진, 김명수, 박형준, “3D 모델 기반 기하처리를 이용한 치아 임플란트 식립 계획 방안”, 한국 CDE학회 학술발표회, 2011.

Collection @ chosun