체인코드를 이용한 효율적인 표면재구성 방법에 관한 연구

연세대학교 대학원 의공학과 김 영 대

체인코드를 이용한 효율적인 표면재구성 방법에 관한 연구

지도 김 동 윤 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2004년 6월 일

연세대학교 대학원

의공학과

김 영 대

김영대의 석사 학위논문을 인준함

심사위원	<u>인</u>
심사위원	<u>인</u>
심사위원	୍ରା

연세대학교 대학원

2004년 6월 일

감사의 글

가장 먼저 부족한 저와 항상 함께 해주신 주님께 감사를 드립니다. 본 논문이 나올 수 있도록 지금까지 많은 지도와 관심을 가져주시고 대학원 기간 내내 부족 한 점을 충고해주시고 바른 길로 이끌어주신 지도교수 김동윤 교수님께 깊이 감 사드립니다. 또한, 바쁘신 와중에도 귀중한 시간을 내주시어 부족한 논문을 읽어주 시고 충고해주신 조효성 교수님, 김법민 교수님께도 감사드립니다. 또한 학부 4년 과 대학원 2년의 시간동안 학업을 통해 많은 가르침을 주셨던 윤형로 교수님, 이 윤선 교수님, 이경중 교수님, 윤영로 교수님, 김영호 교수님, 신태민 교수님, 김한 성 교수님, 이철규 교수님, 김경환 교수님께 감사의 말씀을 드립니다. 그리고 학교 생활 하면서 여러 가지 도움을 주신 안종수 선생님께도 감사를 드립니다.

같은 연구실에서 항상 모범이 되어 주시고 연구실을 이끌어 주신 김동선 선배 님과 모든 일에 조언을 아끼지 않았던 신동규 선배님께 감사를 드립니다. 짧은 시 간이었지만 연구실에 처음 왔을 때 함께 해준 정진덕 선배님, 조태식, 송지웅 선배 님께도 감사를 드립니다. 항상 어려울 때나 힘들 때 의지가 되어준 동기 이경무, 정광영 선배님께도 감사를 드립니다. 또한 연구실에 있을 때 즐거운 추억을 만들 어준 김영윤, 조정진, 조성원, 이용환, 최석우에게 감사를 드리며, 함께 대학원에 들어와서 같이 공부하고 함께 생활했었던 입학동기 이상원, 금영광, 서현순, 도관 호, 정임숙, 최유나에게도 감사를 드립니다.

대학원에 대한 충고와 조언을 아낌없이 해주었던 한상돈과 서광석, 항상 힘들 때나 어려울 때 함께 해준 정인철, 김재영에게 감사를 드립니다. 대학원 시절과 학 부생활을 함께 했던 95학번 동기들 모두에게도 감사를 드립니다. 멀리 있지만 잊 지 않고 항상 힘을 주던 친구 김충수, 이상윤, 신상원, 임운용에게도 감사를 드립 니다. 또한 항상 위로와 즐거움을 주던 한울림 성가대 식구들 모두에게 감사를 드 립니다. 마지막으로 29년의 삶 동안 제게 많은 힘을 주시고 사랑으로 이끌어 주시고 보 살펴 주신 부모님과 형의 몫까지 집안일을 도맡아 한 든든한 동생 영수에게 진심 으로 감사를 드립니다.

2004년 6월

김영대 올림

그림 차례
표 차례
국문 요약
제 1 장 서 론
제 2 장 단면영상의 외곽선 검출 알고리즘4
2.1 CT데이터 특성
2.2 외곽선 추출
2.3 체인코드를 이용한 외곽선의 대표점 추출8
2.3.1 일반적인 체인코드 방법
2.3.2 체인코드를 이용한 특징점 추출 방법
2.3.3 개선된 체인코드 방법
제 3 장 표면 재구성 알고리즘
3.1 표면 재구성의 기본원리
3.1.1 표면 재구성의 흐름도
3.1.2 용어 ~~~~~ 22
3.2 표면 재구성의 종류와 특성
3.2.1 타일링 재구성 알고리즘
3.3 OpenGL을 이용한 렌더링 과정
제 4 장 결과 및 고찰
4.1 CT데이터 준비
4.2 2차원 단면 영상에서 외곽경계 추출
4.3 3차원 표면 재구성 영상의 비교
제 5 장 결론
참고 문헌
ABSTRACT
ABSTRACT ····································

그림 2.1 CT number
그림 2.2 CT데이터에 대한 윈도우화
그림 2.3 불투명도 통과 함수들 (opacity transfer function)
그림 2.4 4방향과 8방향 체인코드의 방향성 할당8
그림 2.5 경계선 추적과정9
그림 2.6 개선된 체인코드 알고리즘의 흐름도
그림 2.7 체인코드의 각도 정의
그림 2.8 체인코드와 외곽경계선 정의
그림 2.9 진행각(∠a) 정의
그림 2.10 ∠ a <45°인 경우
그림 2.11 ∠a =45°이고 C _{n-1} =C _{n+1} 인 경우
그림 2.12 ∠a =45°이고 C _{n-1} 과 C _{n+1} 이 90°씩 차이가 날 경우
그림 2.13 ∠a=-45° 이고 C _{n-1} -C _{n+1} =45°
혹은 ∠a=45° 이코 C _{n-1} -C _{n+1} =-45°인 경우15
그림 2.14 ∠a =90°이고 C _{n-1} =C _{n+1} 인 경우
그림 2.15 ∠a=-90° 이고 C _{n-1} -C _{n+1} =45°
혹은 ∠a=90° 이고 C _{n-1} -C _{n+1} =-45°인 경우16
그림 2.16 ∠a=-90° 이고 C _{n-1} -C _{n+1} =-45°
혹은 ∠a=90° 이고 C _{n-1} -C _{n+1} =45°인 경우
그림 2.17 ∠a=-90° 이고 C _{n-1} -C _{n+1} =-135°
혹은 ∠a=90° 이고 C _{n-1} -C _{n+1} =135°인 경우
그림 2.18 기본 도형과 추출된 대표점
그림 2.19 변화율이 다양한 영상에서 추출된 대표점

– ii –

그림 2.20 CT영상과 추출된 대표점
그림 3.1 일반적인 표면 재구성 방법의 흐름도
그림 3.2 3차원 재구성의 종류
그림 3.3 삼각형 타일에 의한 연결
그림 3.4 Scan conversion 알고리즘
그림 4.1 CT데이터의 픽셀당 차지하는 메모리와 gray scale로의 변환28
그림 4.2 기본도형에서 외곽좌표 추출결과
 (a) 일반 체인코드 (b) 특징점 추출방법 (c) 개선된 체인코드 그림 4.3 자유곡선에서 외곽좌표 추출결과
 (a) 일반 체인코드 (b) 특징점 추출방법 (c) 개선된 체인코드
그림 4.4 CT영상에서 외곽좌표 추출결과
 (a) 일반 체인코드 (b) 특징점 추출방법 (c) 개선된 체인코드 그림 4.5 CT영상에서 외곽좌표 추출결과의 확대영상
 (a) 일반 체인코드 (b) 특징점 추출방법 (c) 개선된 체인코드
그림 4.6 기본도형에서 타일링 방법으로 3차원 재구성한 영상의 비교
 (C) 개신된 세인코드 그림 4.7 CT영상에서 타일링 방법으로 3차원 재구성한 영상의 비교

- (b) 특징점 추출방법
- (c) 개선된 체인코드

표 차례

표	2.1	각	물질에 대한 CT번호와 선감약계수	5
표	4.1	각	알고리즘에서의 외곽경계 좌표 추출수 비교	5
표	4.2	각	알고리즘으로 추출한 좌표의 수	7
표	4.3	3え	+원 재구성에서 사용된 좌표의 수와 연산속도 비교 ···································	7

국문 요약

체인코드를 이용한 효율적인 표면 재구성 방법에 관한 연구

전산화 단층 촬영기, 핵자기공명 영상장치 등과 같은 의학 영상장비들에서 출 력되는 단면영상을 이용한 3차원으로 재구성된 의학영상은 인체질병에 대한 3차 원적인 정보를 제공할 수 있으므로 이러한 분야에 대한 연구가 많이 진행되고 있 다. 그러나 3차원 재구성 방법은 2차원 단면영상들의 많은 정보를 사용해야 하므 로 재구성의 시간과 영상의 질이라는 두 가지 측면을 모두 만족하기는 어렵다. 본 논문은 이런 문제를 해결하기 위해 체인코드를 기반으로 하여 3차원 재구성시 필 요한 대표점을 효율적이고 적응적으로 추출하기 위한 방법을 제안하였으며, 이를 이용하여 최소의 시간에 고화질의 3차원 영상 재구성을 목표로 하였다. 본 연구에 서 제안한 알고리즘은 체인코드의 외곽선의 곡률변화의 정도로부터 대표점들을 추출하도록 하였다. 본 연구에서 제안한 알고리즘을 적용한 경우 단면에서 모든 점을 사용한 방법에 비해 영상의 질은 큰 차이가 없었으나, 계산 속도는 80%정도 감소시킬 수 있었다.

핵심 되는 말 : 체인코드, 표면 재구성, 3차원 재구성

제 1장서 론

비침습적으로 인체 내부의 모습을 보는데 매우 효과적인 장비인 X-선 영상장 비는 2차원의 평면에 입체적인 인체를 투영시켜 영상을 얻어내므로 인체 내부의 위치에 대한 정보를 정확히 알기 어렵다. 이런 문제를 해결하기 위해 1967년 영국 의 EMI사의 수석 연구관이었던 G. Hounsfield에 의해서 전산화 단층촬영기 (computed tomography : CT)가 개발되었다. CT는 종래의 X-선 촬영기법과 computer의 결합으로 인체의 횡단면을 주사하여 단면 내에 위치한 조직에 대한 X-선의 선감약계수(Linear attenuation coefficient)를 컴퓨터가 수학적 연산방식을 이용하여 영상을 재구성시켜 보여주는 방법을 말한다. 이 때문에 기존의 평면에서 볼 수 없었던 다양한 부위를 볼 수 있게 해주어 진단학적으로의 가치를 인정받았 다[1].

그러나 CT로부터 얻어지는 2차원 영상들은 인체를 횡단면의 얇은 슬라이스로 보여주는 영상들이기 때문에 종양이나 인체 내의 다른 질병들을 판단하는 데에는 도움을 주지만, 수술 계획이나 수술 후의 예측을 지원하거나 골격의 형상이나 장 기의 형상 등 전체적인 3차원적 관찰이 필요한 진단에 대해서는 숙련된 전문가들 이 2차원적인 영상의 해석을 통해 환자의 정상과 비정상의 해부학적 구조를 3차 원으로 연관시켜 이해해야 하는 불편함이 있다. 그래서 2차원 단면 영상을 이용해 원하는 부위의 3차원 입체로 재구성하는 기술이 필요하게 되었다[2].

CT영상은 2차원 단면영상이므로 이를 연속적으로 쌓아올려서 3차원의 입체적 데이터로 재구성할 수 있다는 이론이 제시되었고, 컴퓨터 그래픽스의 발전으로 이 를 구현하는 기술이 개발되고 발전되어 왔다[3].

3차원의 입체적 영상을 2차원의 모니터화면에 보여주는 방법은 크게 2가지로 분류할 수 있다. 첫째는 3차원의 입체 데이터에서 우리가 원하는 부분을 추출 (segmentation)하고 기하학적인 모양으로 보간하여 표현하는 표면 재구성(surface rendering)방법이고, 둘째는 3차원 데이터를 전부 그 투명도와 음영 처리된 칼라에 의해 2차원 평면에 위치시키는 체적 재구성(volume rendering)방법이다.

- 1 -

표면 재구성 방법은 일반적으로 2차원 영상에서 관심영역(ROI : region of interest)을 추출해서 단면과 단면의 사이를 다각형으로 보간하여 3차원 모델로 만 든 후 음영처리(shading)를 하여 3차원 형태로 재구성 하는 방법이다[4]. 재구성하 는 방법에는 여러 가지가 있는데 그 중 초기에 연구되어 사용되는 방법으로 타일 링 재구성(tiling reconstruction) 방법이 있고[5], 입방체(cube)로 공간을 나누어 입 방체의 각 모서리의 픽셀값을 검사하고 나아가면서(marching) 적합한 3차원 객체 를 만들어 구성하는 마칭 큐브(marching cube) 방법도 많이 사용되고 있다[6]. 이런 표면 재구성 방법은 관심영역을 추출하는 방법이 까다롭고 이 작업의 결과 가 3차원 재구성에 큰 영향을 미치기 때문에 복잡한 구조의 경우에는 특별한 알 고리즘을 필요로 하는 단점이 있으나 계산량이 상대적으로 적어 실시간 재구성이 가능하고 전체적인 윤곽을 보는 데에는 용이하여 3차원 게임이나 가상내시경 (virtual endoscopy) 등 많은 면에서 활용되고 있다[7].

체적 재구성 방법은 표면 재구성에서 하는 추출과정이 없고 표면을 다각형으로 연결하는 과정도 하지 않는다. 입력되는 모든 단면 영상의 픽셀값을 3차원으로 확 대하여 복셀(voxel)로 규정하고 이를 최소의 단위로 한다. 이 복셀 하나 하나에 불 투명도(opacity)와 칼라(color)를 할당하여 그 값들을 투영(projection)하고 병합하 여 2차원 영상 평면에 입체적으로 보여준다[8]. 체적 재구성 역시 다양한 방식의 재구성 방법이 연구되고 있으나 관심영역을 추출하지 않고 입력되는 모든 데이터 를 이용하기 때문에 방대한 데이터를 처리해야 하고 연산속도가 현저히 늘어나는 단점이 있으나 표면 재구성에 비해 복잡한 장기 형태에 대한 왜곡이 없고 전처리 과정이 단순하여 해부학 교육용 프로그램, 모의시술 (surgical simulator) 등에 사 용되고 있다.

의료영상의 3차원 재구성은 선천적 기형, 외상으로 인한 골절의 범위, 만곡 및 함몰정도, 수술 후 발생된 결손부위의 모습이나 범위 등을 잘 알 수 있게 해준다 [1]. 또한 의학을 공부하는 사람들에게는 단면영상으로부터 입체적인 모델로의 공 간변환 작업을 용이하게 해주고, 임상의들에게는 진단시 병변의 모습을 예측하기 쉽게 해주며 3차원 영상을 보면서 환자와 수술 후의 결과를 예측하거나 설명해 줄 수 있어서 환자와 의사간의 의견 교환을 쉽게 하여 환자에 대한 질병의 설명

- 2 -

에 많은 도움을 줄 수 있다[9].

본 연구에서는 이런 재구성 방법 중에서 기존의 방법들보다 시스템의 영향을 적 게 받고 연산속도도 빠르면서도 3차원 재구성시 영상의 왜곡을 최소화하기 위한 방법을 개발하는 데에 목표를 두었다. 기본적인 재구성 방법은 표면 재구성을 이 용하였고, 표면 재구성시 재구성 속도를 줄이기 위해 각 단면에서 adaptive하면서 효율적으로 외곽경계점의 추출이 가능한 알고리즘을 제안하였다. 본 연구에서 개 발한 알고리즘은 기본적으로 체인코드를 이용하여 진행방향을 기억하고 진행방향 의 변화율이 큰 곳은 간격이 좁게, 변화율이 작은 곳은 간격이 넓게 대표점을 추 출하도록 조건을 추가한 개선된 체인코드 방법이다.

본 논문의 2장에서는 관심영역을 추출하는 알고리즘을 설명하고, 3장에서는 2장 의 알고리즘으로 추출된 대표점을 사용하여 표면 재구성하는 알고리즘을 설명하 였다. 마지막으로 4장에서는 위에서 제시한 방법으로 관심영역이 추출된 영상과 3 차원으로 재구성한 영상들을 통하여 알고리즘의 수행시간과 추출된 대표점의 수 를 다른 방법들과 비교하였다.

제 2장 단면 영상의 외곽선 검출 알고리즘

본 장에서는 먼저 CT데이터의 특성에 대해 알아보고 이를 이용하여 영상을 이 진화하는 방법들을 살펴보고, 이진화 된 영상을 이용해 본 논문에서 제안한 개선 된 체인코드를 이용해 외곽선을 검출하는 알고리즘에 대해 설명한다.

2.1 CT데이터 특성

CT는 1개의 단층에만 X-ray를 focus 시켜서 측정된 선감약계수를 Back Projection시켜서 그 영상을 얻는다. 일반 X-ray영상과 달리 산란이 감소되고, 중 복된 정보가 제거되어 영상의 contrast sensitivity가 좋다[1].

CT영상은 높은 해상력(resolution)과 대조도(contrast)를 가지고 있어 조직분해 능이 뛰어난 2차원 단면영상이다. 화소의 밝기는 CT number를 사용하여 표시하 며 관심영역(ROI : region of interest)을 추출할 경우 이를 사용할 수 있다. 그림 2.1은 CT number를 보여주고 있다.



- 4 -

CT number는 각 픽셀의 선감약계수(linear attenuation coefficient)를 측정하여 이 값과 물(water)의 선감약계수를 비교하여 상대적인 값으로 표현한 것이다[10]. 즉 인체 조직 중 제일 단단한 부분인 뼈를 +1, 공기를 -1로 지정한 후 확대정수를 곱한 것이다. 이 정수는 초기에는 EMI단위라고 하였는데, 이는 스캐너의 정확성을 충분히 표시할 수 있을 만큼의 수로 정의하기 위하여 초기 EMI 장치의 확대정수 를 500으로 하였기 때문이다. 최근에는 확대정수를 1000으로 하여 이것을 Hounsfield 단위라고 하며 CT의 공통단위로 사용되고 있다.

 CT number = $K \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w}$ 식 (2.1)

 K: 확대 정수(500 또는 1,000)

 μ_t : 알지 못하는 픽셀의 선감약계수

 μ_w : 물의 선감약계수

식 (2.1)에서 보는 바와 같이 확대 정수와 상관없이 물의 CT번호는 0이고, 확 대 정수가 1,000일 때, 단단한 뼈일 경우는 +1,000의 정도를 공기는 -1,000의 정도 를 나타낸다.

Medium	CT number	Linear attenuation coefficient, cm ⁻¹
Bone	808	0.38
Water	0	0.21
Striated muscle	-48	0.20
Fat	-142	0.18
Air	-1000	0

표 2.1 각 물질에 대한 CT번호와 선감약계수

CT영상은 표 2.1에서 알 수 있듯이[11] -1,000에서 1,000정도의 값을 지니고 있 다. 그 범위 안의 특정한 범위를 보고, 그레이 스케일로 도시하기 위해 윈도우를 취하게 된다. 가령 뇌와 뇌척수액 등은 -1,000~1,000의 범위로서는 이들 구조물의 CT번호의 차가 작기 때문에 대조치가 적어 구별하기 힘들어진다. 이를 위해 특정 부분의 작은 차를 증대하여 조절할 수 있게 윈도우를 취하는 것이다. 그림 2.2와 같이 윈도우 간격(window width)을 넘어가는 값은 도시되어질 가장 큰 값으로 대 치하며 윈도우 간격 이하의 값은 가장 작은 값으로 대치한다.



그림 2.2 CT 데이터에 대한 윈도우화

CRT 위에 흑백으로 표시되는 CT number의 범위를 나타내는 것은 window width라고 한다. 이것은 영상의 농도범위인 gray scale을 표시해 주는 것으로 window width가 높은 곳은 흰색으로, 낮은 곳은 검은색으로 나타나게 된다. Window level은 window width 범위의 중앙값을 나타내는 것으로 농도범위 (density scale)를 의미한다. 윈도우 레벨과 윈도우 간격은 의료영상 소프트웨어에 서 관찰자가 원하는 대로 조절할 수 있어 원하는 부분만을 보이게 하거나 원하지 않는 부분을 제거하는 등의 작업이 가능하다.

- 6 -

2.2 외곽선 추출

이 과정은 크게 세 가지 단계로 나눌 수 있다. 첫 번째는 영상 전처리 단계로 서 노이즈를 제거하거나 필요한 영상을 향상시킨다. 두 번째는 영상에 있는 물체 들을 비슷한 특성을 지닌 것끼리 나눈다. 세 번째는 물체의 경계선을 분리한다. 이 작업에서 불필요한 나머지부분을 전부 제거하여 최종적으로 외곽선을 검출하 게 된다. 외곽선 검출에는 다양한 방법이 있으나 본 논문에서는 간단하면서도 효 과적인 문턱치(threshold)방법을 이용하였다. CT영상에서는 인체의 각 조직이나 기관이 각각 비슷한 이미지 intensity를 가지고 있다. 문턱치 방법은 데이터의 intensity가 문턱치보다 높으면 불투명도를 1을, 낮으면 0의 값을 주어 영상의 정 보를 변환시키는 방법이기 때문에 CT영상에서 관심영역을 추출하는데 많이 사용 되는 방법이다. 문턱치를 부여하는 데 있어 단순히 intensity의 고저를 판단하는 방법도 있지만 범위를 설정하거나 계단형태의 다양한 모양의 함수를 이용해서 문 턱치를 설정할 수 있다. 그림 2.3은 이러한 함수들을 보여주고 있다.



그림 2.3 불투명도 통과 함수들 (opacity transfer function)

본 논문에서 사용된 영상은 512×512의 크기이며, 각 화소는 0에서 255까지의 명암값에 의해 영상을 표현하고 있다. 본 연구에서는 각 단면 영상들에 대하여 그 림 2.3에서 보여주는 함수들 중 threshold를 이용하여 2가지의 intensity만을 가지 는 영상으로 변화시켜 사용하였다.

2.3 체인코드를 이용한 외곽선의 대표점 추출

본 절에서는 일반적인 체인코드를 이용한 방법과 개선된 체인코드를 이용한 방법을 사용하여 각 단면에서 외곽선의 대표점을 추출하기 위한 방법을 설명하고자 한다.

2.3.1 일반적인 체인코드 방법

외곽선이 추출된 각 단면영상에 대하여 영상의 intensity를 2가지만 가지도록 하는 이진화가 끝나면 체인코드를 이용하여 외곽선을 추출하게 된다. 체인코드는 앞선 단계에서 추출되어 얻어진 외곽선의 정보를 저장하고 표현하는 방식의 하나 이다. 먼저 임의의 점에서 시작하여 그림 2.4의 (a)와 같이 4방향 혹은 (b)와 같이 8방향의 주변 픽셀을 조사해 나간다. 이중에 경계를 이루는 픽셀이 하나 이상 존 재하게 되는데, 이 때 어떤 픽셀이 경계선 픽셀인가에 따라 0에서 3, 0에서 7까지 의 수치 부호를 할당한다[12]. 수치부호는 그림 2.4에서와 같다. 본 논문에서는 8방 향 체인코드를 사용하여 외곽경계를 표현하였다.



그림 2.4 4방향과 8방향 체인코드의 방향성 할당 [12]

- 8 -



그림 2.5 경계선 추적 과정 [12]

예를 들어 그림 2.5와 같이 실제 경계선 추적과정을 살펴보면, 경계선을 따라 이동시 발견된 픽셀이 현재 화소 위치는 그림 2.4의 (b)와 같이 오른쪽에 존재하 면 부호 '0'이 기록되고, 우측상단에 존재하면 부호 '1'이 기록된다. 일단 부호가 기 록되면, 다음 경계선 픽셀을 찾는 작업을 계속하게 된다. 그러나 이렇게 생성된 체 인코드는 일반적으로 너무 길고, 잡음이나 불환전한 분할로 인한 교란에 민감하다. 이것을 피하기 위해 그림 2.5의 (a)와 같이 더 작은 격자를 이용하여 경계를 새로

- 9 -

표본화 한 다음에 (b)와 같이 원래의 격자에서 최단거리의 대표점으로 재정의 하는 방법을 사용한다. 이렇게 저장된 정보는 출발지점에 따라 달라지지만, 물체의 외곽경계의 이동경로를 저장할 수 있기 때문에 외곽의 형태를 재정의 하는데 효 과적으로 사용될 수 있다.

2.3.2 체인코드를 이용한 특징점 추출 방법[13]

체인코드를 이용한 특징점 추출 방법은 일반적인 체인코드를 이용하여 외곽선 을 추출할 때 이웃하는 두 픽셀의 8방향 코드 값의 차이가 4 혹은 -4인 경우, 즉 기준점과 이웃하는 두 화소가 직선을 이루는 경우에는 특징점으로 판단하지 않고 진행하는 방법이다. 이 방법에서는 8방향 체인코드로 외곽선을 추출하면서 직선으 로 진행하는 경우만 대표점으로 추출하지 않고 나머지는 모두 대표점으로 추출한 다.[13]

2.3.3 개선된 체인코드 방법

일반적인 체인코드를 이용하면 효과적으로 영상의 외곽 경계선을 얻을 수 있 다. 하지만 거의 모든 외곽경계의 픽셀을 얻어내므로 이 외곽선 대표점들 모두 사 용하여 3차원 영상으로 재구성 하게 되면 너무 많은 데이터로 인해 계산량이 많 아지고 속도 또한 현저히 늘어나게 된다. 또한 2.3.2절에서 제안한 방법[13]의 경우 알고리즘이 간단하고 일반 체인코드보다는 개선되었지만 원의 형태가 많은 인체 에 적용하였을 때는 비교적 많은 수의 대표점을 추출하였다. 이들을 개선하기 위 해서 본 논문에서는 외곽경계의 모양에 따라 적응적으로 대표점을 추출해 내는 방법을 고안하였다. 기존의 체인코드는 기준점에서 1단계를 진행하며 검색하고 해 당 픽셀의 정보를 저장하는데, 개선된 방법은 3단계까지 진행하는 경로를 저장하 고 분석하여 3단계까지 진행한 각도를 판단해 변화율이 적은 진행경로의 경우는 보다 간결하게, 변화율이 많은 진행경로의 경우는 보다 많은 정보를 저장하도록 하였다. 그림 2.6은 본 논문에서 고안된 알고리즘의 흐름도이다.



그림 2.6 개선된 체인코드 알고리즘의 흐름도



그림 2.7 체인코드의 각도 정의

본 논문에서는 기본적으로 8방향 체인코드를 사용하였다. 그림 2.7은 8방향 체인코드와 그에 따른 각도를 보여주고 있다. 이 각도는 대표점을 추출할 때 제한 조건을 판별하는 데에 사용된다.



그림 2.8 체인코드와 외곽경계선 정의

a. : n번째 외곽경계선

 C_n : $a_{n+1} \mathbb{P} a_n \mathbb{P} \to \mathbb{P} \mathbb{P}$ chain code [0°, 45°, 90°, ..., 315°]

그림 2.8은 제한 조건을 설명하기 위해 정의한 순차적인 외곽경계선의 좌표들과 경계선의 변화에 따른 체인코드를 보여주고 있다. 대표점으로 선택될지가 판단되는 기본 좌표인 a_n 으로부터 다음 경계좌표인 a_{n+1} 로 진행하는 방향을 체인코드 C_n 으로 정의한다.



그림 2.9 진행각(∠a) 정의

$$∠a=C_{n-1}-C_n$$
 식 (2.2)

∠a는 an을 중심으로 한 체인코드 Cn-1과 Cn사이의 각으로 시계방향으로 정 의한다. 이 진행각 ∠a는 외곽경계를 따라 진행하면서 대표점을 추출할 것인지를 판단하는 기준이 되며, 45°를 기준으로 45°보다 작을 때, 같을 때, 클 때의 3가지 경우로 분류되며, 세부적으로 모두 8가지의 조건을 설정하였다. 이 8가지 조건을 제외한 다른 경우에는 그대로 an을 대표점으로 추출하게 된다.

- 12 -

(1) $| \angle a | < 45^{\circ}$

if
$$C_{n-1} = C_n$$
 then skip a_n \triangleleft (2.3)
 C_{n+1} ; don't care

이 경우, 8방향 체인코드에서 ∠a⁷ ±45°보다 작은 경우는 그림 2.10과 같이 같 은 방향으로 진행하는 단 한 경우 밖에 없다. 이는 특징을 나타내지 않으므로 a_n 을 대표점으로 추출하지 않고 그대로 지나가게 된다.



그림 2.10 |∠ a| < 45°인 경우

(2) $|\angle a| = 45^{\circ}$

∠a가 ±45°인 경우에는 an을 대표점으로 추출하거나 추출하지 않는 조건을 3가 지로 설정하였다.

i) if $| \angle a | = 45^{\circ}$ and $C_{n-1} = C_{n+1}$ then skip a_n (2.4)

이 경우, |∠a|=45° 이고 $C_{n-1} = C_{n+1}$ 이므로 그림 2.11과 같이 진행하는데, 이때는 진행방향이 일정하다고 판단하여 a_n 을 대표점으로 추출하지 않고 다음 단 계로 넘어가게 된다.



그림 2.11 |∠a|=45°이고 C_{n-1}=C_{n+1}인 경우

- 13 -

if
$$\angle a = -45^{\circ}$$
 and $C_{n-1} - C_{n+1} = -90^{\circ}$
or $\angle a = 45^{\circ}$ and $C_{n-1} - C_{n+1} = 90^{\circ}$
ii) then skip a_n , select a_{n+1} (2.5)

그림 2.12와 같이 |∠a|=45°이고 C_{n-1}과 C_{n+1}이 90°씩 차이가 날 경우에는 대표점을 추출할 만큼의 변화가 있다고 판단하여 a_{n+1}을 대표점으로 추출하였다. 이는 a_n을 대표점으로 추출할 때 보다 전체적인 변화의 모습을 보여주는데 효과 적이라고 판단했기 때문이다.



그림 2.12 |∠a|=45°이고 C_{n-1}과 C_{n+1}이 90°씩 차이가 날 경우

if
$$\angle a = -45^{\circ}$$
 and $C_{n-1} - C_{n+1} = 45^{\circ}$
or $\angle a = 45^{\circ}$ and $C_{n-1} - C_{n+1} = -45^{\circ}$
iii) then skip a_n \triangle (2.6)

그림 2.13과 같이 진행하는 경우에는 전체적인 진행방향이 (1)의 경우와 흡사하 다고 판단하여 a_n 을 대표점으로 추출하지 않고 지나가게 된다.



∠a=-45° 이고 C_{n-1}-C_{n+1}=45° 그림 2.13 혹은 ∠a=45° 이고 C_{n-1}-C_{n+1}=-45°인 경우

(3) $| \angle a | > 45^{\circ}$

이 경우에는 대표점을 추출하거나 추출하지 않는 조건을 4가지로 설정하였다.

i) if $| \angle a | = 90^{\circ}$ and $C_{n-1} = C_{n+1}$ then skip a_n (2.7)

이 경우는 식 (2.4)와 같은 진행방향으로 판단되어 대표점을 추출하지 않고 지 나가게 된다.



그림 2.14 |∠d=90° 이고 C_{n-1}=C_{n+1}인 경우

if
$$\angle a = -90^{\circ}$$
 and $C_{n-1} - C_{n+1} = 45^{\circ}$
or $\angle a = 90^{\circ}$ and $C_{n-1} - C_{n+1} = -45^{\circ}$
ii) then skip a_n \triangleq (2.8)

그림 2.15와 같은 경우에는 한 픽셀만이 외곽으로 진행하였다가 원래의 진행방 향으로 돌아왔으므로 체인코드가 노이즈에 대해 반응한 경우이다. 따라서 대표점 을 추출하지 않고 지나가게 된다.



그림 2.15 ∠a=-90° 이고 C_{n-1}-C_{n+1}=45° 혹은 ∠a=90° 이고 C_{n-1}-C_{n+1}=-45° 인경우

if
$$\angle a = -90^{\circ}$$
 and $C_{n-1} - C_{n+1} = -45^{\circ}$
or $\angle a = 90^{\circ}$ and $C_{n-1} - C_{n+1} = 45^{\circ}$
iii) then skip a_n \triangleleft (2.9)

이 경우는 전체적인 진행방향이 45° 혹은 -45°를 향해 나아가고 있으므로 a_n 을 대표점으로 추출하지 않고 다음 단계로 진행하게 된다.



그림 2.16 ∠a=-90° 이고 C_{n-1}-C_{n+1}=-45° 혹은 ∠a=90° 이고 C_{n-1}-C_{n+1}=45° 인경우

if
$$\angle a = -90^{\circ}$$
 and $C_{n-1} - C_{n+1} = -135^{\circ}$
or $\angle a = 90^{\circ}$ and $C_{n-1} - C_{n+1} = 135^{\circ}$
iv) then skip a_n , select a_{n+1} \triangleleft (2.10)

그림 2.17과 같은 경우는 경계선이 내부로 들어왔다가 외부로 나가거나 외부로 돌출되었다가 들어가는 형태의 경우이다. 이 경우에는 a_n 은 선택하지 않고 a_{n+1} 을 대표점으로 선택하여 전체적인 형태는 유지하면서 추출되는 대표점의 수를 줄 이도록 하였다.



그림 2.17 ∠a=-90° 이고 C_{n-1}-C_{n+1}=-135° 혹은 ∠a=90° 이고 C_{n-1}-C_{n+1}=135°인 경우

 $v^{)}$ else select a_n

위의 8가지 조건을 만족하지 않는 경우는 기존의 체인코드 방식 그대로 적용하여 대표점을 추출하였다.

여기에 추가적으로 필요한 것은 진행각이 변하지 않은 상태로 계속 진행될 경 우 대표점이 추출되지 않아 3차원 영상으로 재구성할 때 어려운 점이 나타날 수 있으므로, 대표점이 추출되지 않고 지나가는 경우가 일정한 단계이상 지속될 경우 정해진 한계점에서 강제로 대표점을 추출하는 거리제한 요소를 추가하였는데, 이 는 변화율이 적은 부분도 3차원 재구성시 부드러운 연결을 위해서이다.

그림 2.18은 간단한 도형을 가지고 알고리즘을 적용하여 대표점을 추출한 영상 의 모습을 비교한 것이다.



그림 2.18 기본 도형과 추출된 대표점

그림 2.18을 살펴보면 모든 변에서는 변화율이 없으므로 거의 일정하게 대표점 이 추출된 것을 알 수 있다. 즉, 거리제한 만큼의 간격으로 대표점이 추출됨을 볼 수 있다. 그림 2.18영상의 전체 외곽경계의 좌표수는 925개이고 선택된 대표점의 수는 259개였다. 거리제한은 5로 설정하였다.

그림 2.19는 변화율이 다양한 영상에 대해 추출 알고리즘을 적용한 그립이다. 자세히 살펴보면, 변화율이 많은 곳이 적은 곳보다 상대적으로 대표점이 많이 추 출되었음을 알 수 있다. 그림 2.19영상의 전체 외곽경계의 좌표수는 1,112개이고 선택된 대표점의 수는 239개였다. 거리제한은 5로 설정하였다.

- 19 -



그림 2.19 변화율이 다양한 영상에서 추출된 대표점

그림 2.20은 실제 CT영상과 이를 가지고 개선된 알고리즘을 적용하여 대표점 을 추출한 영상의 모습을 비교한 것이다. 전체 외곽경계의 좌표수는 1,340개이고 선택된 대표점의 수는 253개였고, 거리제한은 5로 설정하였다.



그림 2.20 CT영상과 추출된 대표점

제 3장 표면 재구성 알고리즘

3.1 표면 재구성의 기본원리

3.1.1 표면 재구성의 흐름도

표면 재구성은 크게 3가지 단계로 이루어지게 된다. 첫 번째 단계는 전처리 단 계로서 CT나 MRI와 같은 영상장비에서 디지털로 얻어지는 2차원 단면 영상에서 관심영역(ROI : region of interest)을 설정하여 추출(segmentation)하는 것이고, 두 번째 단계는 추출된 정보를 직선으로 선형 보간한 후, 각 단면과 단면사이를 여러 가지 알고리즘을 이용해 면이 되도록 연결하는 것이며, 세 번째 단계는 이 면에 색을 입혀 음영처리(shading)를 해주어 2차원의 스크린에 투영함으로 써 입체적인 영상을 얻는 방법이다.



그림 3.1 일반적인 표면 재구성 방법의 흐름도

3.1.2 용어

CT나 MRI와 같은 디지털 의료 영상 기기에서 얻어지는 영상들은 영상의 정보 를 포함하며 영상을 구성하는 최소단위의 집합으로 이루어져 있다. 이를 픽셀 (pixel : picture element)이라고 한다. 이 픽셀들이 모든 디지털 영상의 기본 단위 이다. 렌더링(rendering)은 2차원 영상들의 정보들을 이용하여 선과 면을 생성하 고, 그 면에 색을 입혀 3차원의 입체로 공간에 도시하는 모든 과정이다. 즉, 컴퓨 터가 모델로부터 이미지를 생성하는 과정을 뜻한다. 선과 면을 생성할 때 추출된 좌표점들을 선형 보간으로 연결하여 가는 철사로 만든 물체처럼 보이게 한 기법 을 와이어프레임(wireframe)이라고 한다. 일반적으로 3차원으로 도시할 때 먼저 와이어프레임 모델로 그린 후 면에 색을 입히고 음영(shading)효과를 넣어 입체적 인 모습으로 보이게 한다. 폴리곤은 다각형이란 뜻이다. 3차원 재구성에서 사용할 때는 2차원적인 면적뿐 아니라 3차원적인 부피가 있는 다각형을 의미한다. 이러한 다각형을 기본단위로 사용하여 각 단면을 입체적으로 연결하여 3차원 영상을 구 현한다.

3차원 재구성으로 얻어진 영상은 필요에 따라 여러 가지 방향의 단면을 관찰하는데 사용된다. 이 때 몸을 좌우 대칭으로 나누는 면은 정중면이라고 하며, 이 정중면에 평행한 면을 시상면(sagittal plane)이라고 한다. 정중면에 직각인 수직면은 관상면(coronal plane)이라고 하고 이는 전두면(frontal plane)이라고 불리기도 한다. 전중면과 관상면에 직각인 면은 평행면(transverse plane)이라고 하는데 이는 CT나 MRI와 같은 의학영상장비에서 출력되는 기본영상의 면과 평행하다.

3.2 표면 재구성의 종류와 특성

3차원 재구성은 처리해야 할 데이터가 많기 때문에 영상의 질, 속도, 계산량 등 을 고려하여 다양한 재구성 방식이 제안되었다. 그림 3.2는 3차원 재구성의 다양 한 방법들을 보여주고 있다. 본 논문에서는 표면 재구성을 이용하여 외곽경계의 대표점 추출 알고리즘을 구현해 보았다.

- 22 -



그림 3.2 3차원 재구성의 종류

표면 재구성은 원 영상이 가진 모든 데이터를 사용하지 않고 관심영역(ROI : region of interest)을 설정하여 이로부터 각 단면을 추출(segmentation)한 후에 이 를 3차원으로 재구성하는 방법이다. 따라서 관심영역을 추출하기 위해서는 문턱치 (threshold)가 필요하고 이를 결정하기 위해 각 조직에 대한 정보가 필요하게 된 다.

3.2.1 타일링 재구성 알고리즘 (Tiling Reconstruction) [14]

전처리 과정에서 얻은 외곽경계의 대표점들로부터 이웃하는 대표점들을 삼각형 으로 타일링(tiling)하여 표면을 보간 함으로써 면을 생성하는 기법이다. 삼각형을 사용하는 이유는 삼각형의 구조가 표면을 나타내는데 가장 간단하고 많이 사용되 기 때문이다[15]. 이 알고리즘을 사용하기 위해서는 반드시 우리가 얻은 외곽경계 의 대표점들이 닫힌 단일폐곡선을 이루어야 한다.

전처리 과정에서 추출된 외곽경계 대표점들 중 이웃하는 두 단면으로 예를 들 었을 때, 상위 단면의 대표점들을 [P(i) : i = 1, ..., N]이라 하고 하위 단면의 대표점들을 [Q(j) : j = 1, ..., M]이라 하고 처음 두 점 P(s), Q(t)가 선으로 연결되었다고 가정한다. 삼각형 구조를 만들기 위해 다음 대표점을 선택할 때에는 P(s)와 Q(t+1) 혹은 P(s+1)와 Q(t)를 선택해야 할 것이다. 이런 식으로 이웃하는 대표점들을 선택해가며 삼각형의 면을 생성해 나간다. 그림 3.3은 이 방법을 설명 해 주고 있다.

- 23 -



그림 3.3 삼각형 타일에 의한 연결

우선 각 대표점들 중 처음으로 연결되는 대표점의 쌍을 정해야 한다. U가 상위 단면의 중심이라고 하고, L이 하위단면의 중심이라고 하면, 식 (3.1)과 같은 벡터 를 정의한다.

$$A(i) = UP(i) \text{ for } i = 1, ..., N$$

$$B(j) = LQ(j) \text{ for } j = 1, ..., M$$

$$(3.1)$$

연결될 첫 번째 데이터 쌍은 식 (3.2)와 같이 p의 값을 찾음으로써 결정된다.

$$A(i) \cdot B(p) \ge A(i) \cdot B(j) \text{ for } j = 1, \dots, M \quad (3.2)$$

P(s)와 Q(t)가 결정되면 P(s)와 Q(t+1)를 연결할지, 혹은 P(s+1)과 Q(t)를 연결 할지 결정해야 한다. 결정하는 방법은 식 (3.3)과 같다.

- 24 -

if
$$A(s) \cdot B(t+1) \ge A(s+1) \cdot B(t)$$

connect $P(s)$ and $Q(t+1)$
else
connect $P(s+1)$ and $Q(t)$
(3.3)

이런 삼각형의 타일링 과정은 상위 단면과 하위 단면에 있는 모든 대표점들이 적어도 하나의 서로 다른 단면에 있는 데이터와 연결될 때까지 계속된다.

3.3 OpenGL을 이용한 렌더링 과정

OpenGL은 컴퓨터 그래픽의 대표적 회사인 실리콘 그래픽스(SGI)사가 1992년 에 발표한 3차원 그래픽 라이브러리로서 이식이 쉽고 고품질의 그래픽 처리와 빠 른 처리 속도를 보여준다. 또한 플랫폼에 독립적이므로 윈도우즈(windows)나 유 닉스(UNIX)같은 대부분의 운영체제에서 사용이 가능하다. 본 논문에서는 Microsoft사에서 제공하는 OpenGL 1.1 라이브러리를 사용하였다. 이 라이브러리 는 약 200개의 명령으로 이루어져 있고 이런 명령들은 OpenGL에 의해 구현되는 물체인 객체를 정의하고 이 객체의 동작을 나타내는데 사용된다.

OpenGL은 장면을 묘사하거나 장면이 어떻게 그려질 지를 나타내기 보다는 특 정한 효과나 장면을 나타내기 위해 일련의 단계 혹은 절차를 나열한 절차형 (procedural) 인터페이스이다. 다음과 같은 절차에 의해 화면에 3차원 영상을 그려 주게 된다.

1. 좌표와 방향을 가진 가상의 3차원 공간을 만든다.

2. 프리미티브라고 일컬어지는 점, 선, 다각형, 이미지 그리고 비트맵들로부터 모형을 만든다.

3. 만들어진 물체를 미리 정의한 가상의 공간에 배치하고 우리가 이 물체를 보 는 시점(view point)을 선택한다. 4. 모든 객체의 색을 계산한다. 이 때 OpenGL에서 제공하는 빛과 물체 표면에 대한 함수들에 의해 외적인 조건들을 정의해 주면 이로 인해 발생되는 빛과 색이 우리가 보는 시점에서 느낄 수 있는 빛과 색으로 계산하여 적용한다.

5. 물체의 위치정보와 색정보를 2차원 픽셀에 뿌려준다. 이를 레스터화 (rasterization)라고 한다.

물체를 우리가 볼 수 있도록 가시화하는데 있어서 가장 중요한 부분은 네 번째 에 있는 빛과 물체 표면의 함수를 정의하는 것이다. 이것을 정의하는 다양한 알고 리즘들을 OpenGL 라이브러리에서 제공하고 있다. 본 논문에서는 색과 빛의 계산 은 여러 함수들 중에서 Phong reflection model[16]을 사용하였고, 음영처리 (shading)방법은 Gouraud shading방법을 사용하였다.

그림 3.4는 Gouraud shading에서 사용하는 scan conversion algorithm을 보여 준다. 이것은 데이터 구조에서 좌표들로부터 만들어진 다각형 변들의 위치를 평가 하는 방법이다. 식 (3.4)는 각 scan line에 해당하는 위치의 픽셀 강도를 계산하기 위한 방법을 보여준다.



그림 3.4 Scan conversion 알고리즘

$$\begin{split} I_{a} &= \frac{1}{y_{1} - y_{2}} \left(I_{1} \left(y_{s} - y_{2} \right) + I_{2} \left(y_{1} - y_{s} \right) \right) \\ I_{b} &= \frac{1}{y_{1} - y_{4}} \left(I_{1} \left(y_{s} - y_{4} \right) + I_{4} \left(y_{1} - y_{s} \right) \right) \\ I_{s} &= \frac{1}{x_{b} - x_{a}} \left(I_{a} \left(x_{b} - x_{s} \right) + I_{b} \left(x_{s} - x_{a} \right) \right) \end{split}$$
(3.4)

제 4장 결과 및 고찰

4.1 CT데이터 준비

CT에서 얻어지는 영상데이터는 의료영상 표준규약인 DICOM 3.0을 따른다. 일 반적으로 256*256이나 512*512의 크기를 가지고, 픽셀의 intensity는 CT number 에 대응하기 때문에 -1000에서 1000까지의 값을 가진다. 이 값은 1byte의 최대저 장 크기(0-255)를 넘기 때문에 2byte를 할당하여 영상의 정보를 저장한다. 파일로 저장할 때는 -1000에서 1000을 0에서 2000으로 변환한다. 2byte는 16bit지만 일반 적으로 12bit를 사용하여 0에서 4095까지를 저장 공간으로 한다.

그림 4.1 CT데이터의 픽셀당 차지하는 메모리와 gray scale로의 변환[17]

그림 4.1은 일반적인 CT데이터의 픽셀 intensity를 저장하는 메모리와 이를

8bit인 256 gray scale로 변환하는 것을 보여주고 있다. 본 논문에서는 512*512의 크기에 12bit의 intensity를 갖는 머리의 CT영상을 사용하였고, 영상의 intensity는 PC에서 일반적으로 사용하는 256색의 gray scale로 변환하여 사용하였다.

$$o = -\frac{255 \times i}{m}$$

 $\diamond i$ (4.1)
 $o =$ output color
 $i =$ input color
 $m =$ maximum source color

식 (4.1)은 12bit데이터를 8bit데이터로 변환하는 식이다. 이 때 주의할 점은 분 모의 소스영상의 최대 intensity값이다. 12bit의 최대값은 4095이므로 일반적으로 분모에 4095를 그대로 대입하여 계산하기 쉬우나 실제로 소스영상 각각에서의 최 대 intensity값은 4095가 아닌 경우가 대부분이고 실제 영상의 intensity를 히스토 그램으로 분석해 보면 2000이상의 intensity를 갖는 값은 상당히 적은 분포를 가져 이를 고려하지 않으면 전체적인 히스토그램의 분포가 흐트러지고 전체 영상이 흐 려지게 된다[17]. 따라서 식 (4.1)과 같이 분모의 최대값은 각 영상에 따라 다르게 대입하여 소스 영상이 갖는 최대의 intensity값을 넣어 계산하는 것이 바람직하다.

4.2 2차원 단면 영상에서 외곽경계 추출

앞에서 소개한 방법으로 12bit의 영상을 8bit로 변환한 영상을 가지고 본 논문 에서 고안한 외곽 경계 추출 알고리즘을 이용해 외곽 경계를 추출해 보았다.

그림 4.2는 기본도형에서 일반 체인코드와 2.3.2절에서 소개된 특징점 추출방법 [13] 및 본 연구에서 제안한 개선된 체인코드로 대표점을 추출한 것을 비교한 것 이고, 그림 4.3은 자유곡선 영상에서 세 가지의 방법으로 대표점을 추출한 것을 비 교한 것이다.

(a) 일반 체인코드

(b) 특징점 추출방법

(c) 개선된 체인코드

그림 4.2 기본도형에서 외곽좌표 추출결과

- (a) 일반 체인코드
- (b) 특징점 추출방법
- (c) 개선된 체인코드

(a) 일반 체인코드

(b) 특징점 추출방법

(c) 개선된 체인코드

그림 4.3 자유곡선에서 외곽좌표 추출결과

- (a) 일반 체인코드
- (b) 특징점 추출방법
- (c) 개선된 체인코드

(a) 일반 체인코드

(b) 특징점 추출방법

(c) 개선된 체인코드

그림 4.4 CT영상에서 외곽좌표 추출결과

- (a) 일반 체인코드
- (b) 특징점 추출방법
- (c) 개선된 체인코드

⁽a) 일반 체인코드

(b) 특징점 추출방법

(c) 개선된 체인코드

그림 4.5 CT영상에서 외곽좌표 추출결과의 확대영상

- (a) 일반 체인코드
- (b) 특징점 추출방법
- (c) 개선된 체인코드

그림 4.2는 기본도형에서 일반 체인코드와 특징점 추출방법, 개선된 체인코드로 대표점을 추출한 것을 비교한 것이다. 기본도형은 직선으로 이루어져 있어 특징점 추출방법으로 외곽좌표를 추출한다면 그림 4.2의 (b)와 같이 밑변의 직선부분은 전혀 대표점이 추출되지 않게 되고 옆의 변들처럼 8방향 체인코드에서 직선으로 판단하지 못하는 비스듬한 직선의 경우는 오히려 많은 양의 좌표가 추출되는 것 을 알 수 있다. 개선된 체인코드에서는 변화가 없는 옆의 변들에서 특징점 추출방 법보다 적은 대표점을 추출한 것을 알 수 있다. 그림 4.3은 자유곡선 영상에서 세 가지 방법으로 대표점을 추출한 것을 비교한 것이다. 이 영상에서는 특징점 추출 방법의 경우 520개의 대표점이 추출되었고, 균일하지 못하게 대표점을 추출한 반 면 개선된 체인코드의 방법으로 추출한 대표점들은 239개로 더 적은 수를 추출하 였지만 더 균일하게 분포하였고 변화율이 많은 곳은 비교적 많이, 변화율이 적은 곳은 비교적 적게 대표점을 추출한 것을 알 수 있다. 그림 4.4는 CT영상에서 세 가지 방법으로 대표점을 추출한 것을 비교한 것이고, 그림 4.5는 영상에서 변화율 이 다양한 귀 부분을 확대해서 비교한 그림이다. 확대해서 살펴보아도 특징점 추 출방법은 같은 방향으로 진행된 것만을 제거하였기 때문에 그림 4.5에서와 같이 변화율은 적지만 체인코드로는 같은 방향이 아니라고 판단되는 경우를 효과적으 로 추출하지 못하였고, 개선된 체인코드의 경우 변화율이 많은 곳에서는 많은 좌 표를, 변화율이 적은 곳에서는 적은 좌표를 추출한 것을 알 수 있다.

표 4.1은 각 알고리즘으로 추출된 외곽경계 좌표의 수를 비교한 것이다. 표에서 나타난 결과에서도 개선된 체인코드를 이용한 외곽경계를 추출한 좌표의 수가 체 인코드에 비해 80% 감소되었고 특징점 추출방법에 비해 50% 감소되었다. 개선된 체인코드에서는 대표점 추출시 각도변화가 적은 곳은 3차원 재구성시 부드러운 표면을 얻기 위해 5번 이상 대표점을 선택하지 않은 경우에 5번째 점을 강제적으 로 대표점으로 선택하였다.

- 34 -

추출된 좌표수	체인코드	특징점 추출방법	개선된 체인코드
기본도형	925	437	259
자유곡선	1112	520	239
CT 영상	1331	711	253

표 4.1 각 알고리즘에서의 외곽경계 좌표 추출수 비교

4.3 3차원 표면 재구성 영상의 비교

본 논문에서 고안된 알고리즘으로 추출된 좌표를 이용하여 3차원으로 재구성하 였다.

(a) 일반 체인코드

(b) 특징점 추출방법

(c) 개선된 체인코드

그림 4.6 기본도형에서 타일링 방법으로 3차원 재구성한 영상의 비교 (a) 일반 체인코드 (b) 특징점 추출방법 (c) 개선된 체인코드

(a) 일반 체인코드

(b) 특징점 추출방법

(c) 개선된 체인코드

그림 4.7 CT영상에서 타일링 방법으로 3차원 재구성한 영상의 비교 (a) 일반 체인코드 (b) 특징점 추출방법 (c) 개선된 체인코드 그림 4.6은 기본도형에서 추출한 외곽 좌표를 타일링 방법으로 3차원 재구성 하 였을 때 영상들의 비교이고, 그림 4.7은 CT영상에서 추출한 외곽 좌표를 타일링 방법으로 3차원 재구성 하였을 때 영상들의 비교이다. 두 영상의 자세한 비교를 위해 삼각형의 폴리곤들이 잘 보이도록 smoothing을 하지 않았다. 그림 4.7을 살 펴보면 모든 외곽좌표를 사용한 영상이 가장 부드러운 영상을 보여주고 있다. 같 은 방향만을 제거한 특징점 추출방법이나 개선된 알고리즘을 이용해 3차원 재구 성한 영상은 육안으로 보기에 큰 차이를 보이지 않지만, 윗단면과 아랫단면의 추 출된 대표점의 수가 크게 다른 뒤통수 부분에서는 약간의 노이즈가 발생하였다. 표 4.2는 3차원으로 재구성한 영상의 일부에 대한 각 알고리즘에서의 대표점 추출 수를 비교한 것이고, 표 4.3은 기본 도형과 CT영상을 3차원 재구성 하였을 때의 사용된 좌표의 수와 연산속도를 비교한 것이다.

	일반 체인코드	특징점 추출방법	개선된 체인코드
영상1	1299	715	231
영상2	1301	710	233
영상3	1294	677	225
영상4	1296	655	233
영상5	1295	651	239
영상6	1299	644	240
영상7	1306	672	245
영상8	1353	685	283
영상9	1277	656	243
영상10	1340	711	253
영상11	1319	690	264

표 4.2 각 알고리즘으로 추출한 좌표의 수

	기본도형		CT영상	
	추출된 좌표수	연산속도	추출된 좌표수	연산속도
체인코드	4625	5ms	14379	2.1s
특징점 추출방법	2185	2ms	7466	1.1s
개선된 체인코드	1295	1ms	2689	0.4s

표 4.3 3차원 재구성에서 사용된 좌표의 수와 연산속도 비교

제 5장 결 론

3차원 재구성에서 표면 재구성을 이용하기 위해서는 먼저 2차원 단면영상에서 관심영역의 외곽경계를 얻어내는 것이 중요하다. 일반적인 체인코드는 외곽경계를 얻는데 효과적이지만 거의 모든 외곽경계의 픽셀을 얻어내기 때문에 이 정보를 모두 이용하여 3차원으로 재구성하면 계산량이 많아지고 연산속도도 많이 걸리게 된다. 본 논문에서는 기존의 체인코드를 개선하여 보다 효율적으로 CT의 2차원 단면 영상을 3차원으로 표면 재구성 하는 방법에 대해 연구하였다.

제안된 알고리즘은 모든 외곽경계의 좌표를 대표점으로 선택하는 체인코드와는 달리 몇 가지 조건을 설정하여 진행방향의 변화율이 적은 곳은 추출된 대표점의 수가 적게, 변화율이 큰 곳은 추출된 대표점의 수를 많게 하는 것을 기본 전제로 하고, 선택될지 여부를 결정하기 위하여 각점에서 뒤의 체인코드 1개와 앞의 체인 코드 2개를 비교하여 경계선의 변화율을 판단하여 이로부터 대표점으로 선택할지 여부를 결정하게 된다. 또한 연속적으로 변화가 적을 경우 대표점이 선택되지 않 아 3차원 재구성시 표면이 거칠어지는 것을 방지하기 위해 대표점간의 거리제한 을 두었다.

위 알고리즘을 이용하여 각 단면에서 추출된 대표점을 일반 체인코드로 추출한 방법, 특징점 추출방법과 비교해 보았다. 전체 외곽경계의 좌표수 보다 80% 감소 시킬 수 있었고, 특징점 추출방법보다는 50% 감소시킬 수 있었다. 또한 변화율이 다양한 곳을 확대하여 비교해 본 결과 변화율이 큰 곳에서 보다 많은 수의 대표 점을 추출하였고, 변화율이 작은 곳에서는 보다 적은 수의 대표점을 추출하였다. 추출한 대표점을 이용해 tiling기법을 이용해 3차원 재구성을 하여 영상을 비교해 보았다. 육안으로 보기에 모든 좌표를 이용한 것과 별다른 차이를 보이지 않으며 계산 속도는 개선되었다.

참고 문헌

- [1] 박희곤 편저, "CT영상학", 청구문화사, 1977
- [2] Michael Rhodes, "Computer Graphics in Medicine", IEEE Computer Graphics & Applications, pp.20–23, 1990
- [3] Ulf Tiede, Karl Heinz Hoehne, Michael Bomans, Andreas Pommert, Martin Riemer, and Gunar Wiebecke, "Investigation of Medical 3D-Rendering Algorithms", IEEE Computer Graphics & Applications, pp.41–53, 1990
- [4] Jayaram K. Udupa, "Three-dimensional Visualization and Analysis Methodologies : A Current Perspective". Imaging & Therapeutic Technology, pp.783-806, 1999
- [5] Edward Angel, "Interactive Computer Graphics, A top-down approach with OpenGL", Addison Wesley, 1997
- [6] William E. Lorensen and Harvey E. Cline, "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm", Computer Graphics, pp.163–169, 1987
- [7] Ramin Shahi, Rhea Tombropoulos, Robert P. Grzeszczuk, "Clinical Applications of Three-Dimensional Rendering of Medical Data Sets", Proceeding of The IEEE, vol.86, No.3, 1998
- [8] Arie E. Kaufman, Lisa M. Sobierajski, "Continuum Volume Display", pp.171–202, CRC Press
- [9] 정환, 이완, 김문찬, "디지털 의료영상학", 정문각
- [10] 김영일 외 9명, "진단영상기기학", 신광출판사, 1996
- [11] K. Kirk Shung, Michael B. Smith, Benjamin M. W. Tsui, "Principles of Medical Imaging", Academic Press, pp.51–54, 1992
- [12] Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, "Digital Image Processing", Prentice Hall, 2002

- [13] 구자일, "CT단면 영상의 삼차원 재구성에 관한 연구", 전자공학회논문집, 2003
- [14] 권의철, "Delaunay triangulation을 이용한 3차원 의료영상 재구성에 관한 연 구", 연세대학교 석사학위논문, 1998
- [15] Larry T. Cook, Samuel J. Dewyer III, "A Three-Dimensional Display System for Diagnostic Imaging Applications", IEEE Computer Graphics & Applications, pp.13–19, 1983
- [16] Alan Watt, "3D Computer Graphics", Addison Wesley, 1993
- [17] 박순만, "CT영상 볼륨 재구성에서의 Classification 자동화에 관한 연구". 연세대학교 석사학위논문, 1999
- [18] Frank Y. Shin, Wai-Tak Wong, "A one-pass algorithm for local symmetry of contours from chain codes", Pattern Recognition, pp.1203-1210, 1999
- [19] Richard O. Duda, Peter E. Hart, David G. Stork, "Pattern Classification", Wiley-Interscience, 2001
- [20] Jayaram K. Udupa, Gabor T. Herman, "3D Imaging in Medicine", CRC Press, 2000
- [21] Barthold Lichtenbelt, Randy Crane, and Shaz Naqvi, "Introduction to Volume rendering", Prentice Hall, 1998
- [22] Ernesto Bribiesca, "Scanning-curves representation for the coverage of surfaces using chain coding", Computers & Graphics, pp.123-132, 2003
- [23] Z. Chen, I.-P. Chen, "A simple recursive method for converting a chain code into a quadtree with a lookup table", Image and Vision Computing, pp.413-426, 2001
- [24] A. Bandera, C. Urdiales, F. Arrebola, F. Sandoval, "2D object recognition based on curvature functions obtained from local histograms of the contour chain code", Pattern Recognition Letters, pp.49–55, 1999
- [25] OpenGL Version 1.2.

http://www.opengl.org/Developers/Version1.2/html/opengl12.html.

- [26] Mark Segal, Kurt Akeley, "The Design of the OpenGL Graphice Interface". Silicon Graphics System, 1994
- [27] http:// www.opengl.org
- [28] P. J. Green, R. Sibson, "Computing Dirichlet tessellations in the plane", The Computer Journal, pp.168–173, 1977
- [29] D. F. Watson, "Computing the n-dimensional Delaunay tessellation with application of Voronoi Polytopes", The Computer Journal, Vol.24, No.2, 1981
- [30] Marc Levoy, "Display of surfaces from volume Data", IEEE Computer Graphics & Applications, pp.29–37, 1988
- [31] Paulo Nunes, Ferran Marques, Fernando Pereira, Antoni Gasull, "A contour-based approach to binary shape coding using a multiple grid chain code", Signal Processing: Image Communication, pp.585–599, 2000

ABSTRACT

A Study on the efficient surface rendering using a chain-code

Kim, Young-Dae Dept. of Biomedical Engineering The Graduate School Yonsei University

Three dimensional medical image reconstruction methods using two dimensional slice images from medical imaging modalities like a Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging, etc. provides three dimensional information of human diseases, so many studies of this area are in progress. However, it is not easy to be satisfied with both quality of three dimensional reconstructed image and fast reconstruction time. To overcome these difficulties, in this study, we present the adaptive methods using a chain code to select boundary points efficiently. By selecting optimal boundary points in each slice, we could minimize the three dimensional reconstruction with high visual quality. The proposed algorithm has selected feature points, which have high degree of curvature directional variation, from the chain code. For the reconstructed three dimensional image, the proposed algorithm showed a comparable visual quality to the method which used all points from the chain code but used 80% less computing time.

Key words : chain code, three dimensional rendering, surface rendering