

개인 혈관모델의 자동생성 기법

이나영^o 김계영

송실대학교 일반대학원 컴퓨터학과

white^o@vision.ssu.ac.kr, gykim@computing.ssu.ac.kr

Automatic Generation Technique of Individual Blood Vessel Model

NaYoung Lee^o GyeYoung Kim

Dept of Computing, SoongSil University

요 약

의료영상의 3차원 모델링은 의학 연구 및 교육, 환자 치료를 위해 보다 정확한 정보를 제공 할 수 있다. 따라서 본 논문에서는 동맥경화가 발생된 위치를 정확하게 파악하고 빠르게 진단하는데 도움을 줄 수 있도록 3차원 개인 혈관모델의 자동생성 기법을 제안한다. 개인별 3차원 혈관모델을 생성하기 위하여 개인에 따라 모양이 다른 혈관조영사진에서 추출된 혈관영역을 기반으로 표준 모델을 변형 및 조정한다. 즉, 표준모델을 2차원으로 투영시킨 영상과 개인별 2차원 혈관영상에 대응되는 특징점을 추출하고 각 특징점의 이동량을 계산한 뒤 이 결과를 3차원으로 역 투영시킴으로써 변형된 새로운 혈관 모델을 생성한다. 3차원 혈관모델을 통하여 질병의 진행 및 차도를 환자들이 시각적으로 확인할 수 있으므로 높은 안정감을 주며 빠르고 정확한 진단으로 오진율을 감소시킬 것으로 기대된다.

1. 서 론

최근 의료분야에서는 환자가 고통을 느끼지 않으면서 생체내 정보를 획득할 수 있는 방법에 대한 개발이 활발히 진행되고 있으며 그 대표적인 예로 CT(Computerized Tomography), MRI(Magnetic Resonance Imaging)가 있다[1]. CT와 MRI는 조영사진에 비해 영상의 해상도가 떨어지며 고가의 촬영 장비를 사용해야한다는 단점을 가지고 있다. 이에 반해, 순환기질환에 대한 예측과 진단에 많이 사용되고 있는 혈관조영술로부터 획득된 조영사진은 비교적 높은 해상도를 가진다. 그러나 조영사진은 임상 의에게 2차원 정보만을 제공하므로 진단에 필요한 보다 풍부한 정보를 얻기 위해서는 조영사진으로부터 3차원 모델을 구성하는 방법에 대한 연구가 필요하다. 동맥경화는 최근 우리나라에서 나타나는 사망원인 중 큰 비중을 차지하는 병으로서 임상적으로 관상동맥질환, 뇌동맥질환, 폐쇄성 발초혈관질환 등으로 발병한다. 따라서 혈관조영사진을 3차원으로 모델링하여 혈관의 협착(stenosis)현상을 조사함으로써 동맥경화의 발생여부를 판단할 수 있다. 본 논문에서는 동맥경화가 발생된 위치를 정확하게 파악하고 빠르게 진단하는데 도움을 줄 수 있는 3차원 개인 혈관모델을 자동으로 생성하는 기법을 제안한다.

2. 제안하는 방법

본 논문에서는 개인에 맞는 3차원 혈관모델을 자동으로 생성하기 위하여 개인에 따라 모양이 다른 혈관조영 사진에서 추출된 혈관영역을 기반으로 표준모델을 변형 및 조정한다. 이를 위하여 표준모델을 2차원으로 투영시킨 영상과 개인의 2차원 혈관영상에 대응되는 특징점을

추출한다. 그리고 개인의 혈관영상에 맞게 표준 혈관영상을 변형하기 위하여 각 특징점의 이동량을 계산한 뒤 이 결과를 3차원으로 역 투영시킨다. 그림1은 본 논문에서 제안하는 개인 혈관모델의 생성 구조도이다.

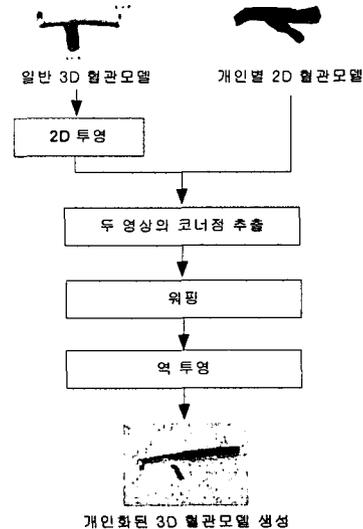


그림 1. 개인 혈관모델의 생성 구조도

2.1 3차원 표준모델 생성

개인에 따라 모양이 다른 혈관의 조영사진으로부터 3차원 표준모델을 생성한다. 이를 위하여 한국인 혈관계

에 대해 구축된 자료를 이용해서 3차원 모델의 정량화를 수행한다[3].

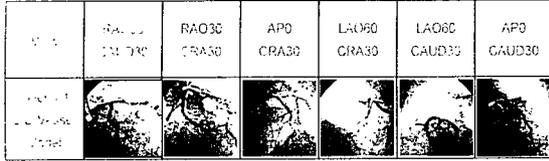


그림 2. 조영영상에 오버레이된 3차원 표준모델

그림 2는 6방향으로 회전하면서 촬영한 조영영상으로부터 생성된 3차원 표준모델을 조영영상에 오버레이 한 것을 보여준다.

2.2 KLT 알고리즘을 이용한 코너점 추출

각 개인의 6방향에서 촬영된 조영영상에서 혈관영역만 추출하여 3차원으로 모델링하기 위해 표준모델을 변형하여 생성한다. 먼저, 3차원 표준모델을 각 방향에 따라 투영시켜 2차원 영상을 획득한다. 표준모델의 2차원 영상과 개인별 혈관모델의 2차원 영상에서 대응되는 특징점을 추출하기 위해서 KLT(Kanade Lucas Tomasi) 알고리즘을 이용하여 코너점을 추출한다. KLT알고리즘은 일정한 크기의 윈도우안의 영상을 식(1)과 같이 x방향과 y방향으로 각각 미분하여 전치행렬을 식(2)와 같이 곱한다. 그리고 윈도우 W영역의 모든 행렬값을 식(3)과 같이 더한다.

$$g = \begin{bmatrix} g_x \\ g_y \end{bmatrix} = \nabla I \quad (1)$$

$$gg^T = \begin{bmatrix} g_x \\ g_y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} g_x & g_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g_x^2 & g_x g_y \\ g_x g_y & g_y^2 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$Z = \iint_W \begin{bmatrix} g_x^2 & g_x g_y \\ g_x g_y & g_y^2 \end{bmatrix} w dx \quad (3)$$

2×2 행렬 Z는 순수한 텍스처 정보를 보유하고 있어, Z의 고유값(eigenvalues)을 분석하면 W영역안의 특징을 분류할 수 있다[4]. 즉, 작은 두 개의 고유값은 윈도우 W영역에서 일정한 밝기값(intensity) 패턴을 가지고 있으며, 하나는 작고 다른 하나는 큰 고유값은 선형패턴을 가지고 있다. 그리고 두 개의 큰 고유값은 우리가 원하는 코너점으로 큰 밝기값 패턴을 가지고 있다. 따라서 본 논문에서는 두 개의 고유값 중에서 작은 고유값을 분석하여 원하는 코너점의 수를 제한하고 환경의 변화에 강건한 특징값을 추출하였다. 즉, 구해진 작은 고유값을 크기순으로 정렬하여 top리스트에서부터 8개의 특징값들을 코너점으로 사용한다.

2.3 TPS보간 함수를 이용한 모델 변형

KLT알고리즘에 의해 추출된 표준 혈관영상과 개인

별 혈관영상의 코너점 집합을 각각 $P = \{p_1, p_2, \dots, p_i\}$, $Q = \{q_1, q_2, \dots, q_i\}$ 라 하자. 개인별 혈관영상에 맞게 표준 혈관영상을 워핑(warping)하여 모델을 변형한다. 어파인(affine)모델과 보간 함수(interpolating function)를 결합한 신축적인 TPS(Thin Plate Spline)보간 함수는 회전, 이동, 확대/축소, 비틀림과 같은 다양한 변형을 기술할 수 있다. 그리고 두 영상의 제어점간의 대응관계를 찾음으로써 영상사이의 변환관계를 정의하고 이를 이용해 두 영상을 정렬하는데 많이 사용된다[2]. 또한 각 제어점의 왜곡을 정확하게 표현하여 제어점간의 최소곡률 표현을 정의한다.

식(4)는 TPS보간 함수를 나타낸다.

$$h(x) = Ax + t + \sum_{i=1}^8 W_i K(\|x - x_i\|) \quad (4)$$

식(4)에서 A와 t는 어파인 변환 파라미터 매트릭스이고 W_i 는 비선형 보간 함수 K의 가중치들이다. 그리고 함수 K는 휨 에너지(bending energy) 최소화 상태를 만족하는 방정식의 해로 $K(r) = r^2 \log(r^2)$ 이며 x_i 는 제어점으로 8개의 코너점이 된다. x, y 성분 각각에 대한 해를 구하기 위하여 변형함수 $h(x)$ 는 8개의 일치하는 코너점 쌍을 가진 두 개의 집합으로부터 식(5)와 같이 다시 정의될 수 있다.

$$x' = h_x(x, y) = a_{11}x + a_{12}y + t_x + \sum_{i=1}^8 W_{x_i} K(\|(x_i, y_i) - (x, y)\|) \quad (5)$$

$$y' = h_y(x, y) = a_{21}x + a_{22}y + t_y + \sum_{i=1}^8 W_{y_i} K(\|(x_i, y_i) - (x, y)\|)$$

식(5)에서 파라미터 $a_{11}, a_{12}, a_{21}, a_{22}, t_x, t_y$ 는 어파인 변환을 나타내고 W_{x_i}, W_{y_i} 는 x, y 각 성분에 대한 K함수의 가중치들을 나타낸다.

3. 실험결과

실험을 위해서 사용한 컴퓨터는 Pentium4 3GHz이고 운영체제는 마이크로소프트사의 윈도우 XP를 사용하였으며 컴파일러는 VC++6.0을 사용하였다.

그림 3은 6방향으로 회전하면서 촬영한 조영영상으로부터 3차원 표준모델을 생성한 결과를 보여준다.



(a) RAO30CAUD30 (b) RAO30CRA30 (c) AP0CRA30

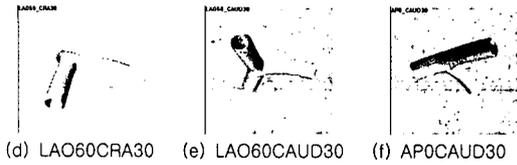


그림 3. 6방향의 3차원 표준모델 생성

개인에 따라 모양이 다른 2차원 혈관 조영영상에 맞게 표준모델을 변형하기 위하여 그림 4와같이 각 6방향에서 2차원으로 투영한다.

그림 4는 투영된 표준모델에서 추출한 코너점을 빨간색으로 표시하였다.

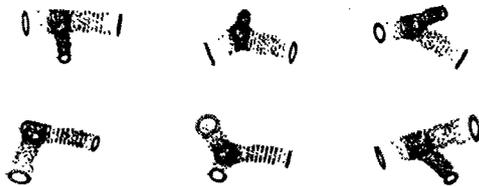


그림 4. 2차원으로 투영된 표준모델에서 코너점 추출

그림 5는 개인의 조영영상으로부터 코너점을 추출한 결과를 보여준다.



그림 5. 개인 혈관영상의 코너점 추출

개인 혈관영상에 맞게 표준모델을 변형한 결과를 그림 6에서 보여준다.



그림 6. 개인 혈관영상에 맞게 표준모델의 변형

그림 7은 그림 6에서 얻어진 변형된 2차원 표준모델을 역투영하여 개인에 맞는 3차원 혈관모델을 생성한 결과를 보여준다.

실험결과를 통하여 표준모델을 개인의 조영영상에 맞게

변형하여 개인에 맞는 혈관모델을 생성할 수 있는 것을 확인하였다.

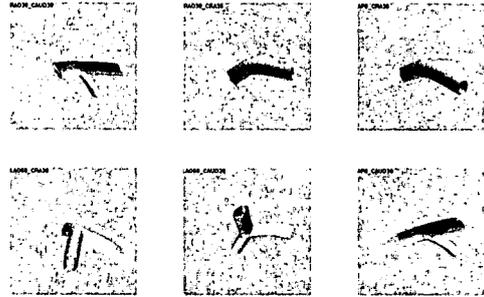


그림 7. 3차원 개인 혈관모델의 생성

4. 결론 및 향후 연구과제

본 논문에서는 동맥경화가 발생된 위치를 정확하게 파악하고 빠르게 진단하는데 도움을 줄 수 있는 3차원 개인 혈관모델을 자동으로 생성하는 기법을 제안하였다. 3차원 혈관모델을 통하여 질병의 진행 및 차도를 환자들이 시각적으로 확인할 수 있으므로 높은 안정감을 주며 빠르고 정확한 진단으로 오진율을 감소시킬 수 있을 것으로 기대된다. 정확한 진단 지원을 위하여 3차원적 구조뿐 아니라 전문 의료인들간에 환자정보 및 진단의견을 교환하는 공동 작업이 이루어져야하며, 가시화 세계에 몰입함으로써 현실감을 증강시킬 수 있는 연구가 요구되어진다.

Acknowledgement

본 연구는 과학재단 특정목적기초연구 지원으로 이루어 졌음.

참고문헌

- [1] Gassan Abdoulaev., et. al., "ViVa: The Virtual Vascular Project", IEEE Trans. on Informatin Technology in Biomedicine, vol.22 no.4, pp.34~48. 1998.
- [2] Y. Bentoutou, et. al, "An invaiant approach for image registration in digital subtraction angiography", Pattern Recognition, vol.35, pp.2853~2865, 2002.
- [3] 서상호, et. al, "동맥 경화증의 발생 및 진행에서 혈류학적 기전 확립", 1차년도 연차보고서, 2003.
- [4] Jianbo Shi, Carlo Tomasi, "Good features to track", IEEE Conference on CVPR Seattle, 1994.