CT 혈관 조영 영상에서 뼈 소거법 기반의 하지 혈관 자동 추출

(Automatic Lower Extremity Vessel Extraction based on Bone Elimination Technique in CT Angiography Images)

김 수 경 † 홍 헬 렌 ††
(Sookyung Kim) (Helen Hong)

요 약 본 논문에서는 CT 및 CT 혈관 조영 영상에서 강체 정합 및 뼈 소거법을 이용한 하지 혈관 자동 추출 방법을 제안한다. 첫째, 뼈의 부분적인 움직임을 반영하기 위하여 해부학 정보를 바탕으로 하지를 자동 구역화하고, 둘째, CT와 CTA 영상간 움직임을 산정하기 위하여 거리지도 기반의 강체 정합을 수행한다. 셋째, CTA 영상에서 복잡한 구조를 갖는 뼈를 제거하고 뼈에 인접한 혈관이 깎이는 것을 방지하기 위하여 뼈 소거법과 혈관 마스킹 기법을 제안한다. 넷째, 정합오차 및 연골 등의 잡음을 줄이기 위하여 혈관 추적 기반의 후 처리 과정을 통하여 보정한다. 제안 방법의 평가를 위해 육안 평가와 정확성 평가 그리고 수행시간을 측정하였다. 육안 평가를 위해 차감 기법, 정합 후 차감 기법, 제안 방법을 적용한 결과를 볼륨렌더링과 최대 강도 투영영상을 사용하여 비교하였다. 정확성 평가를 위해 CTA 영상과 차감 기반 기법 및 제안 방법을 적용한 결과의 밝기값 분포도를 분석하였다. 실험 결과 뼈는 제거되고 가는 혈관 및 다른 조직의 손실 없이 혈관이 정확하게 추출되었음을 볼 수 있었고, 13명의 환자 데이터 전체에 대한 전체 수행시간은 약 40초 정도로 측정되었다.

키워드 : 전산화단층영상, CT, 하지 혈관 추출, 강체 정합, 뼈 소거법, 혈관 추적

Abstract In this paper, we propose an automatic lower extremity vessel extraction based on rigid registration and bone elimination techniques in CT and CT angiography images. First, automatic partitioning of the lower extremity based on the anatomy is proposed to consider the local movement of the bone. Second, rigid registration based on distance map is performed to estimate the movement of the bone between CT and CT angiography images. Third, bone elimination and vessel masking techniques are proposed to remove bones in CT angiography image and to prevent the vessel near to bone from eroding. Fourth, post-processing based on vessel tracking is proposed to reduce the effect of misalignment and noises like a cartilage. For the evaluation of our method, we performed the visual inspection, accuracy measures and processing time. For visual inspection, the results of applying general subtraction, registered subtraction and proposed method are compared using volume rendering and maximum intensity projection. For accuracy evaluation, intensity distributions of CT angiography image, subtraction based method and proposed method are analyzed. Experimental result shows that bones are accurately eliminated and vessels are robustly extracted without the loss of other structure. The total processing time of thirteen patient datasets was 40 seconds on average.

Key words : CT Angiography, CT, Lower extremity vessel extraction, Rigid registration, Bone-elimination, Vessel

· 본 연구는 서울중소기업청 산학공동기술지원사업(Grant No. 08-C2-01-007)의 지원에 의해 수행되었습니다. 본 논문에서 사용한 CT 데이터 및 연구를 위해 조언을 주신 서울대병원 본원 영상의학과 정진욱 교수님과 윤영호 연구원께 감사의 말씀을 전합니다.

† 학생회원 : 서울여자대학교 컴퓨터학과
sookyung@swu.ac.kr
†† 정 회 원 : 서울여자대학교 미디어학부 교수
hlhong@swu.ac.kr
(Corresponding author임)

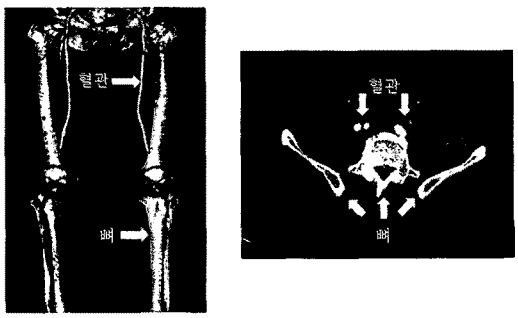
논문접수 : 2009년 7월 17일
심사완료 : 2009년 10월 5일

Copyright©2009 한국정보과학회 : 개인 목적이나 교육 목적인 경우, 이 저작물의 전체 또는 일부에 대한 복사본 혹은 디지털 사본의 제작을 허가합니다. 이 때, 사본은 상업적 수단으로 사용할 수 없으며 첫 페이지에 본 문구와 출처를 반드시 명시해야 합니다. 이 외의 목적으로 복제, 배포, 출판, 전송 등 모든 유형의 사용행위를 하는 경우에 대하여는 사전에 허가를 얻고 비용을 지불해야 합니다.

정보과학회논문지: 소프트웨어 및 응용 제36권 제12호(2009.12)

1. 서 론

하지 혈관의 동맥류, 협착증 및 폐색증과 같은 혈관 질환을 진단하고 적절한 치료 계획을 세우기 위하여 혈관이 가늘어지거나 끊기는 부위 및 석회화가 진행된 정도를 분석하는 것이 중요하다. 이를 위하여 조영된 CT 영상(CTA: Computed Tomography Angiography)에서 하지 혈관을 정확하게 추출하고 가시화 하는 기술이 필요하다[1,2]. CTA 영상은 혈관에 조영제를 투여하여 획득한 영상으로 뼈 및 여러 조직과 함께 혈관 정보를 포함하고 있어 혈관 가시화를 위해 일반적으로 사용된다[3]. 그러나 그림 1과 같이 하지 CTA 영상은 혈관 주변에 복잡하고 유사한 밝기값을 갖는 뼈 구조물이 있으므로 혈관을 정확하게 추출하는데 한계가 있다.



(a) CTA 3차원 가시화 영상 (b) CTA 단면 영상

그림 1 하지 CTA 영상

CTA 영상에서 하지 혈관을 반자동 혹은 자동으로 추출하는 기존 연구는 크게 분할 기반 기법, 영상 차감 기반 기법 그리고 제거 기반 기법으로 나눌 수 있다. 먼저, 분할 기반 기법으로 Felkel[4,5]와 Straka[6] 등은 CTA 영상에서 사용자가 정의한 시작점에서 끝점까지 Dijkstra's 알고리즘 기반의 최단 거리 산정을 통해 혈관을 추적하고 굴곡면 재구성(CPR: curved planar reformation) 기법을 사용하여 혈관을 종단면으로 구성하여 밝기값 기반의 혈관 분할을 수행하였고, 사용자의 수동 분할을 통하여 보정하였다. Boskamp[7] 등은 혈관의 중심선을 추적하고, 중심선을 기준으로 지름을 측정하여 적응적으로 영역을 확장시켜 혈관을 분할하였다. 이 때, 혈관의 중심선은 밝기값과 기울기 정보 기반의 분수령(watershed) 알고리즘과 골격추출(skeletonization) 알고리즘을 적용하여 검출한다. Eiho[8], Beck[9] 등은 영역확장 알고리즘을 이용하여 혈관을 추적하고 분할하는 기법을 제안하였다. 이 때, 영역확장 기법은 혈관이 갈라지는 분기점을 추출하고 분기 혈관의 밝기값과 두께의 상관관계를 반영하여 적응적으로 적용한다. 이와 같은 분할 기반 기법은 연결성에 의존적이므로 혈관이 가늘거나 끊기는 경우 정확하게 추출하지 못하는 한계가 있고 사용자와의 상호작용을 필요로 하는 문제점을 가진다.

영상 차감 기반 기법으로 Marksimov[10], Tomandl[11] 등은 CT와 CTA 영상의 표면 정보를 기반으로 강체 정합하고 차분 연산을 통하여 혈관을 추출하였다. Kwon [12] 등은 CT와 CTA 영상을 다중해상도와 표준 상호정보(NMI: nomalized mutual information) 기반으로 강체 정합하고 뼈와 공기 마스크 정보를 사용하여 혈관을 추출하였다. Hong[13] 등은 뼈의 경계 정보 및 3차원 거리맵 기반의 강체 정합을 수행하고 뼈와 혈관 마스킹 및 밝기값 차감을 통해 혈관을 추출하였다. 이와 같은 영상 차감 기반 기법은 뼈 정보를 제거함으로써 혈관의 손실은 최소화 하지만 뼈의 부분적인 움직임에 따라 지역적 잡음이 발생할 수 있고 차분 연산으로 인해 주변 및 혈관이 손실되는 한계점을 가진다.

제거 기반 기법으로 David G. Heath[14] 등은 분수령 알고리즘을 이용하여 뼈를 제거함으로써 혈관을 추출하였다. 이 때, 분수령 알고리즘을 위한 시작점은 사용자가 선택하도록 하였다. Lee[15] 등은 밝기값 정보 및 라플라시안 필터(Laplacian filter)를 통해 뼈와 혈관을 분리하고 연결성 정보를 이용하여 뼈를 제거하였다. 이와 같은 제거 기반 기법은 밝기 값 정보가 유사한 연골 등의 잡음을 제거하기 어렵고, 뼈와 인접한 혈관의 경우 경계를 구분하기 어려워 혈관이 깎이는 한계점을 가진다.

따라서 본 논문에서는 CT와 CTA 영상 정보를 사용하여 뼈 소거법 기반의 하지 혈관 자동 추출 기법을 제안한다. 뼈의 연결성 정보를 이용한 하지 자동 구역화를 통해 부위별 움직임을 반영하고, 거리지도 기반의 강체 정합을 통해 CT와 CTA 영상간 움직임을 견고하게 보정한다. CTA 영상에서 뼈 정보를 제거함으로써 연조직이나 근육 등 주변 정보는 유지하면서 혈관의 손실 없이 정확하게 추출한다. 또한 혈관 마스킹을 통해 뼈에 인접한 혈관의 깎임을 최소화 하고 혈관 추적 기반의 후처리 과정을 통해 정합 오차로 인한 잡음을 제거한다.

논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 뼈 소거법 기반의 하지 혈관 자동 추출 기법을 설명하고, 3장에서는 본 제안 방법을 CTA 영상에 적용한 결과를 제시하며 혈관 추출 결과에 대한 육안평가와 정확성 평가 및 수행시간 분석 결과를 제시한다. 마지막으로 4장에서 본 논문에서 제안한 뼈 소거법 기반의 하지 혈관 자동 추출 기법에 대한 결론을 맺는다.

2. 뼈 소거법 기반의 하지 혈관 자동 추출

본 논문에서는 그림 2와 같이 강체 정합 및 뼈 소거

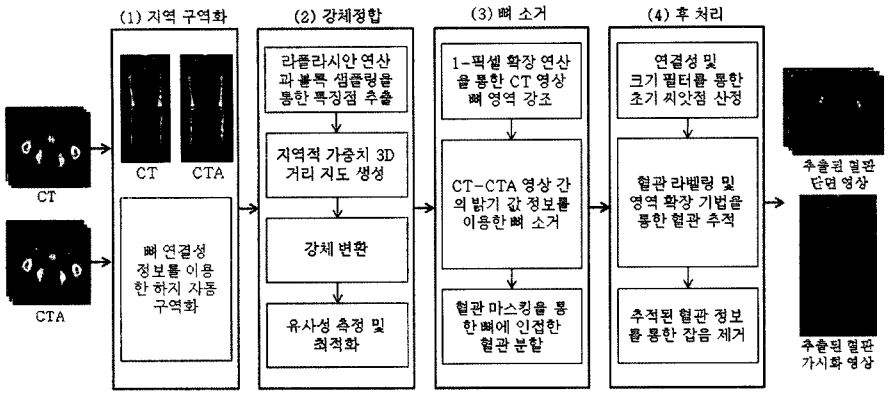


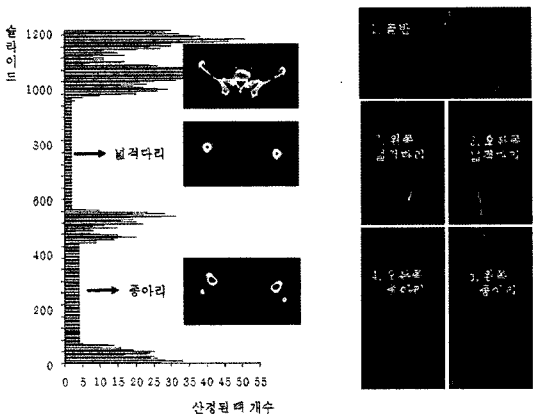
그림 2 제안 방법의 순서도

법을 이용한 하지 혈관 자동 추출 기법을 제안한다. 첫째, 하지 특성상 지역적 움직임을 반영하기 위해 뼈의 연결성 정보를 이용하여 하지를 5개 부위로 자동 구역화한다. 둘째, 시간차를 두고 획득한 CT와 CTA 영상 간 움직임을 견고하게 산정하기 위해 거리지도 기반의 강체 정합 기법을 수행한다. 셋째, CTA 영상에서 복잡한 구조를 갖는 뼈 정보를 제거하기 위해 밝기값 정보 및 혈관 마스킹을 통한 뼈 소거 기법을 제안한다. 마지막으로, 정합 오차로 발생하는 잡음을 제거하기 위하여 혈관 추적 기반의 후처리 기법을 제안한다.

2.1 구조적 움직임 보정을 위한 자동 지역 구역화

하지는 뼈를 기준으로 골반, 넓적다리, 종아리, 발목 등의 부위로 이루어져 있고 각 부위에 대하여 부분적인 움직임이 발생한다. CT와 CTA 영상간 강체 정합 시 전역적인 정합을 수행하면 각 부위의 움직임에 따른 오차가 발생하여 정확성이 떨어지므로 각 부위별 움직임을 반영할 수 있는 부위별 강체 정합이 필요하다. 따라서 본 절에서는 뼈의 연결성 정보를 이용한 자동 지역 구역화 방법을 제안한다.

먼저, 임계값 기법을 이용하여 뼈 후보군을 추출한다. 이 때, 임계값은 잡음을 포함하지 않고 완전한 연결성을 갖는 뼈를 추출하기 위해 500HU(Hounsfield unit)으로 적용한다. 추출된 뼈 후보군은 연결요소 라벨링(Connected Component Labeling) 방법을 사용하여 뼈를 하나의 단위로 그룹화하고, 크기 필터를 통해 50-픽셀 이하를 갖는 뼈의 작은 조각들은 제거하여 연결성이 큰 뼈만을 그룹화한다. 그림 3(a)는 각 슬라이스별 뼈 개수를 산정한 그래프로 크게 2개, 4개 그리고 여러 개의 뼈로 나누어지는 것을 볼 수 있다[16]. 따라서 2개의 뼈를 갖는 부위는 넓적다리, 4개의 뼈를 갖는 부위는 종아리, 그 외의 여러 개의 뼈로 구성된 부위는 골반으로 분할할 수 있다. 그림 3(b)는 5개 부위로 구역화 된 결과이다.



(a) 각 슬라이스별 뼈의 개수 (b) 하지 자동 구역화 결과

그림 3 하지 부위별 자동 분할 결과

하지를 해부학적으로 의미 있는 5개의 지역으로 자동 구역화함으로써 부위별 정합을 수행할 수 있고, 각 부위별 움직임을 반영하여 견고하게 혈관을 분할할 수 있다.

2.2 거리지도 기반 강체 정합

CT와 CTA 영상은 시간차를 두고 획득되기 때문에 환자의 움직임에 따른 영상간 차이가 발생한다. 따라서 CTA 영상에서 뼈를 제거하기 전에 CT와 CTA 영상을 정합하여 대응되는 위치를 찾는 것이 중요하다. 기존의 정합 기법으로 제곱차 거리합계(SSD: Sum of Squared Difference)방법[17]이 있으나 이상치 또는 지역적 최적값에 빠져 정확한 움직임을 산정하지 못하는 한계가 있다. 따라서 본 절에서는 뼈 부위의 모든 복셀에 대하여 유사성을 측정할 뿐 아니라 거리지도를 사용하여 최적의 위치로 정합하는 기존 제안기법을 적용한다[18].

먼저, 하지 CT-CTA 영상에서 임계값을 설정하여 뼈 영역을 추출하고, 라플라시안 연산자(Laplacian operator)를 사용하여 뼈의 경계를 특징점으로 검출한다[19]. 이

때, 영상의 특징점이 많을수록 좌표 변환에 따른 처리 시간이 길어지는 단점이 있기 때문에 블록 샘플링과 균일 샘플링을 통해 정합 시 최소로 필요로 하는 특징점만 남긴다. 추출된 각각의 특징점에 체스보드 거리지도를 기준으로 마스크를 할당하여 거리지도를 생성한다. 가중치는 식 (1)과 같이 중심이 가장 크고 중심으로부터 떨어진 거리만큼 가중치 W를 감소시켜 할당한다.

$$D_x = |M_x - C_x| \quad (1)$$
$$D_y = |M_y - C_y|$$
$$D_z = |M_z - C_z|$$
$$W = \frac{(N+1)}{2} - Max(D_x, D_y, D_z)$$

이 때, M은 계산하려는 마스크 내의 좌표이고, C는 마스크 중심좌표이다. D는 x, y, z축의 중심 좌표간의 차이를 계산한 것이다. N은 마스크 크기로 본 논문에서는 실험적으로 얻은 9로 설정한다. 그림 4(a)는 라플라시안 연산자를 적용하여 검출한 경계를 나타내며, 그림 4(b)는 (a)의 추출된 경계를 거리지도로 변환한 결과를 나타낸다.

(a) 경계 검출 결과 (b) 마스크를 적용한 경계

그림 4 거리지도 생성 예

위와 같이 산정된 거리지도를 기반으로 식 (2)와 같이 상관관계를 측정한다. 상관관계는 CTA 영상이 CT 영상과 정렬되었을 때 유사도가 최대를 이룬다.

$$CC = \frac{1}{N_{CTA}} \sum_{i}^{N_{CTA}} M_{CTA}(F_{CTA}(i)) W_{CT}(T(F_{CTA}(i))) \quad (2)$$

이 때, N_{CTA}는 CTA 영상에서 특징점으로 추출한 경계점 개수이며, $F_{CTA}(i)$는 CTA 영상에서 추출한 경계점 중 i번째 경계점을 가리키는 좌표이다. M_{CTA}는 해당 좌표에서 CTA 영상의 경계에 설정된 크기를 나타내며 경계점은 크기를 모두 1로 설정한다. $T(F_{CTA}(i))$는 CTA 영상의 i번째 경계점이 CT 영상으로 변환했을 때 CT 영상 좌표이다. W_{CT}은 CT 영상에서 계산된 거리지도의 가중치 값이다.

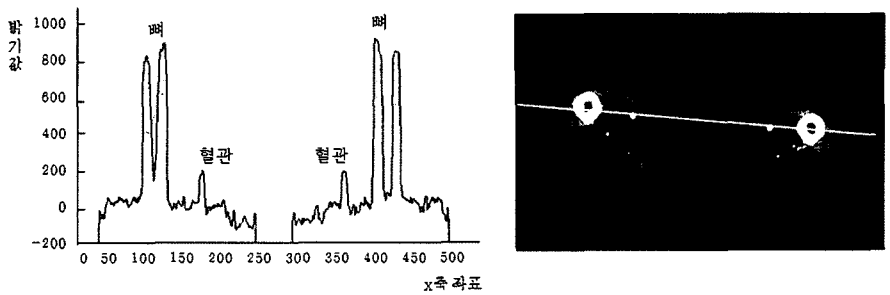
정합을 위한 변환은 회전벡터와 이동벡터 순으로 수행하며 변환 수행 시 CT 영상 격자에 정확히 변환되지 않을 경우 보간 과정이 필요하며 본 논문에서는 삼각선형 보간(trilinear interpolation)을 사용한다. 또한 최적 위치 탐색 시 파웰 기법(Powell's method)을 적용하여 빠른 시간 안에 최적의 위치로 수렴하도록 한다[20].

본 절에서는 볼륨데이터를 모두 이용하지 않고 특징점을 추출함으로써 불필요한 계산을 줄여 정합 속도를 높이고, 거리지도 기반의 정합을 수행함으로써 지역적 최적화 지점에 영향을 받지 않고 견고하게 수렴하여 CT와 CTA 영상간의 움직임을 정확하게 산정할 수 있다.

2.3 혈관 마스킹 및 뼈 소거법 기반의 혈관 추출

CTA 영상에서 혈관을 추출하기 위하여 높은 밝기값과 복잡한 구조를 갖는 뼈 정보를 제거하는 과정이 필요하다. 기존에 일반적으로 사용되던 영상 차감 기반의 방법은 연조직이나 근육 등의 주변 구조물이 모두 제거되고 조영이 약한 경우 혈관을 추출하지 못하는 한계점이 있다. 또한 강체 정합의 오류로 인하여 뼈의 경계 부위가 남거나, 뼈에 인접한 혈관의 경우 높은 밝기값을 갖는 뼈에 의해 혈관 정보가 손실되는 한계점이 있다. 따라서 본 절에서는 주변 조직이나 혈관의 손실 없이 혈관을 추출하기 위하여 혈관 마스킹과 뼈 소거법 기반의 혈관 추출 기법을 제안한다.

먼저, 정합의 오차로 인해 발생하는 뼈의 경계까지 제거하기 위하여 CT 영상에 1-픽셀 확장 연산을 적용하고 확장된 CTA 영상의 밝기값 정보를 비교하여 뼈 및 혈관을 분류한다. 그림 5(a)는 CTA 영상에서 각 조직이 갖는 밝기값 분포를 나타낸 그래프로 그림 5(b)의 축에



(a) 밝기값 분포 (b) CTA 영상의 단면

그림 5 하지 CTA 영상에서 밝기 값 분포

대한 밝기값을 측정하였다. 뼈는 500HU 이상의 밝기값 분포를 갖고, 혈관은 200HU 정도의 밝기 분포를 갖는다. 따라서 밝기값 정보를 임계 조건으로 하여 뼈와 혈관의 예상 영역을 분류할 수 있다. 본 논문에서는 실험을 통한 최적의 임계 조건을 산정하여 뼈는 500HU 이상, 혈관은 100~500HU의 임계 조건을 적용한다.

최적으로 산정된 임계 조건을 통해 뼈와 혈관의 후보군을 분류하고 뼈 후보군은 소거한다. 혈관 후보군에서 CTA 영상의 밝기값이 CT 영상의 밝기값보다 높은 경우 조영제가 투여된 혈관으로 판단하여 추출하고 그 외의 경우는 뼈로 판단하여 소거한다. 혈관 예상 영역에서 밝기값 기반의 혈관 추출은 식 (3)과 같다.

$$D_{CTA}\begin{Bmatrix} C_v & if\ 100HU < D_{CTA} < 500HU \\ C_b & if\ D_{CTA} > 500HU \end{Bmatrix} \quad (3)$$

$$C_v\begin{Bmatrix} -1024HU & , D_{CT} > 200HU \\ D_{CTA} - D_{CT} & , D_{CTA} > D_{CT} \\ 0 & , \ others \end{Bmatrix}$$

$$C_b\{-1024HU \quad , D_{CTA} > 500HU\}$$

이 때, D_{CT} 와 D_{CTA} 는 CT와 CTA 영상의 밝기값, C_v 는 혈관 후보군 C_b 는 뼈 후보군을 의미한다. CT 영상의 밝기값은 -1024~3071 범위를 갖기 때문에 뼈로 추출된 경우 최저값인 -1024를 적용하여 소거한다. 또한 혈관 후보군 중 CT 영상에서 200HU 이상의 밝기값을 가지면 뼈로 추출하여 소거하고, CTA 영상의 밝기값이 CT 영상의 밝기값보다 높은 경우 CTA 영상과 CT 영상의 차이값을 적용하여 혈관으로 추출한다.

혈관 마스킹 과정에서는 인접한 24개 픽셀에 대해 조건을 검사하여 주변 픽셀이 뼈 정보를 갖는다면 뼈에 인접한 혈관이라 판단하고 혈관이 CTA 영상의 정보를 유지하도록 마스킹 한다. 그림 6(a)는 주변을 탐색하는 과정을 나타낸 것으로 뼈에 인접한 혈관임을 알 수 있고, 그림 6(b)는 혈관 마스킹을 적용하지 않은 결과로 혈관이 깎인 것을 볼 수 있다. 그림 6(c)는 혈관 마스킹을 적용한 후의 결과로 혈관 손실을 최소화 한 결과를 볼 수 있다.

CTA 영상에서 혈관을 마스킹하고 뼈 정보를 소거하여 연조직이나 근육 등의 주변 정보를 유지하고, 뼈에 인접한 혈관도 정확하게 추출할 수 있다.

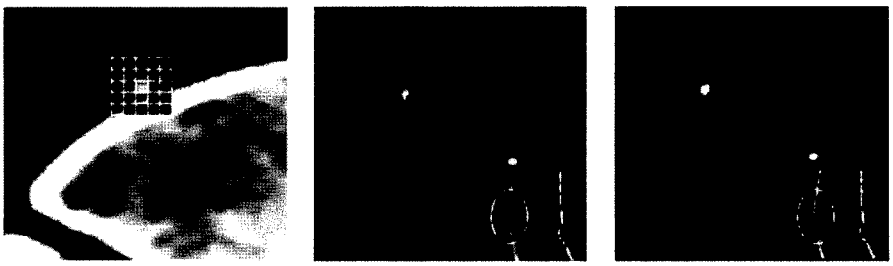
2.4 혈관 추적 기반의 후처리

강체 정합과 뼈 소거법을 적용한 후에도 정합 오차로 인해 뼈가 완전히 제거되지 못하고 잡음으로 남는 경우가 발생한다. 따라서 혈관 추출의 정확성을 높이고 효과적으로 가시화하기 위하여 잡음을 제거하는 것이 필요하다. 본 절에서는 남아있는 잡음을 제거하기 위하여 혈관 추적 기반의 후처리 기법을 제안한다.

먼저, 전 단계에서 추출된 혈관 정보를 이용하여 혈관을 추적한다. CTA 영상에서 추출된 혈관 정보를 이진화 하고, 크기 필터를 통해 가장 큰 연결성을 갖는 혈관의 중심점을 초기 씨앗점으로 산정한다. 씨앗점을 시작으로 주변 26-복셀을 탐색하여 혈관일 경우 마스킹하고 연속적으로 확장함으로써 혈관을 추적한다. 이 때, 혈관으로 마스킹 되지 않으면서 혈관과 유사하거나 높은 밝기값을 갖는 정보는 잡음으로 판단하여 제거한다. 그림 7(a)는 씨앗점을 산정하는 과정으로 이진화된 혈관에서 그룹별 픽셀의 개수를 세어 가장 큰 크기를 갖는 혈관의 중심점을 씨앗점으로 산정한다. 그림 7(b)는 영역 확장하는 과정으로 s는 씨앗점, v는 전 단계에서 추출된 혈관 정보, n은 잡음을 의미한다. 그림 7(c)는 혈관을 마스킹하고 확장하는 과정으로 마스킹 된 혈관 외의 잡음은 제거한 결과를 보여준다.

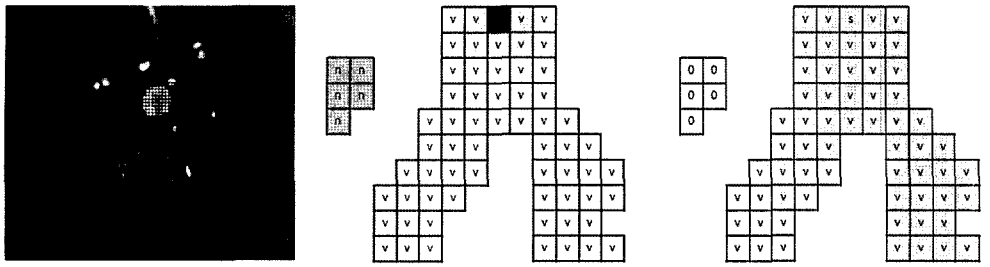
그림 8은 혈관 추적 기반의 후처리에 따른 결과로 그림 8(a)는 강체 정합과 뼈 소거법을 적용한 후의 영상이고, 그림 8(b)는 후처리 과정을 통하여 잡음이 보정된 결과이다. 표시된 영역에서 볼 수 있듯 뼈 및 연골의 잡음을 제거하여 혈관 추출의 정확성을 높인 것을 볼 수 있다.

혈관 추적을 통한 후처리 과정은 이전 단계에서 남는 잡음을 제거함으로서 혈관 추출의 정확성을 높이고, 효과적으로 혈관을 가시화할 수 있다.



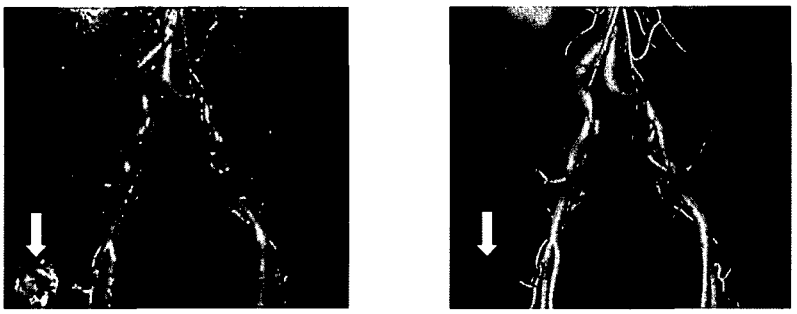
(a) 주변 탐색 과정 (b) 혈관 마스킹 적용 전 (c) 혈관 마스킹 적용 후

그림 6 주변 탐색을 통한 혈관 마스킹 결과



(a) 씨앗점 산정 (b) 영역확장 과정 (c) 혈관 마스킹 및 잡음 제거

그림 7 영역 확장 기법을 통한 혈관 추적 기반의 잡음 제거



(a) 강체 정합과 뼈 소거법 적용 (b) 후처리를 통한 잡음 제거

그림 8 혈관 추적 기반의 후처리 적용 결과

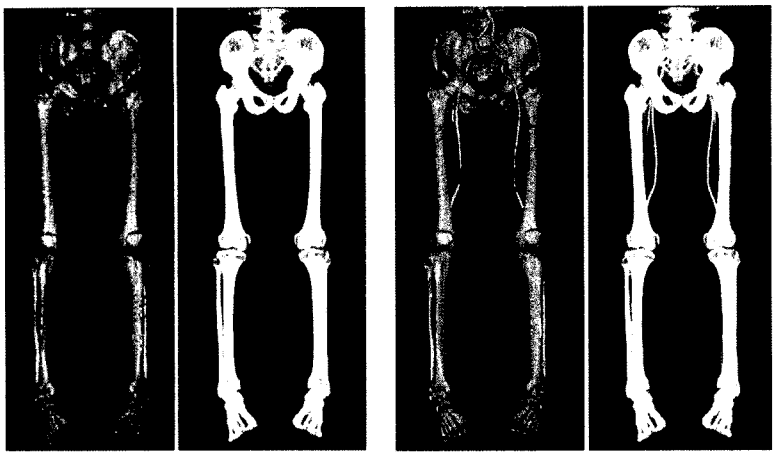
3. 실험 및 결과 분석

본 실험은 인텔 코어2듀오 6600 2.4GHz CPU와 3.0GB 메모리를 장착한 PC에서 수행하였다. 실험데이터로는 Philips Brilliance 64와 Siemens Sensation 16에서 촬영된 서로 다른 환자로부터 획득한 13개의 하지 CT와 CTA 영상을 사용하였다. CT와 CTA 영상의 크기는 512×512, 픽셀 크기는 0.68~0.93mm, 슬라이스 간격은 1.5mm이며 962~1159장을 갖는다. 각 데이터는 보정물이 존재하거나, 석회질로 인한 협착증이 있는 환자, 혈관 폐색 질환을 갖는 환자 데이터들로 이루어져 있다. 본 제안 방법의 결과 분석을 위해 추출된 혈관의 가시화를 통한 육안 평가와 밝기값 분포도 분석을 통한 정확성 평가 그리고 수행 시간을 측정하였다.

그림 9는 하지 CT 및 CTA 영상으로 볼륨렌더링(VR : Volume Rendering) 및 최대강도 투영영상(MIP : Maximum Intensity Projection)을 통해 3차원으로 가시화한 결과이다. 그림 9(a)는 CT 영상으로 뼈 및 주변 조직의 정보를 갖고 있고, 그림 9(b)는 CTA 영상으로 뼈 이외에 조영된 혈관 정보를 포함하고 있는 것을 볼 수 있다. 특히 종아리 부위의 경우 혈관이 뼈에 인접하여 존재하며, 복잡한 뼈 정보에 가려져 혈관을 판별하기 어렵다.

그림 10은 제안 방법을 적용한 하지 혈관 자동 추출 결과를 VR과 MIP로 나타낸 것으로 가는 혈관의 손실 없이 정확하게 추출되었고, 뼈가 완전히 제거되어 혈관이 효과적으로 가시화된 것을 볼 수 있다. 또한 종아리 부위와 같이 뼈와 인접하여 존재하는 혈관도 깎임 없이 정확하게 추출되었다.

그림 11은 기존 방법과 제안 방법의 혈관 추출 결과를 비교한 결과로 그림 11(a)는 CTA 영상에서 CT 영상을 차감한 영상 차감 기반 기법의 결과이다. 영상 획득 시 발생하는 환자의 움직임으로 인하여 영상을 정합하지 않고 차감하면 뼈가 완전히 제거되지 못하는 결과를 볼 수 있다. 그림 11(b)는 강체 정합 후 영상 차감한 결과로 뼈 정보는 제거되었으나 정합 오차로 인한 잡음이 발생하며 화살표로 표시된 영역과 같이 혈관이 손실된 것을 볼 수 있다. 그림 11(c)는 제안 방법을 적용한 결과로 복잡한 뼈 정보 및 잡음이 완전히 제거되었고, 가는 혈관의 손실 없이 정확하게 추출된 결과를 볼 수 있다. 또한 원으로 표시된 영역은 석회질에 의한 협착증이 발생하는 부분으로 기존 방법으로는 확인하기 어려웠으나 제안 방법을 적용한 결과에서는 석회질에 의해 깎인 형태까지 정확하게 추출함으로써 혈관 질환이 발생하는 부위 또한 식별이 가능하다.

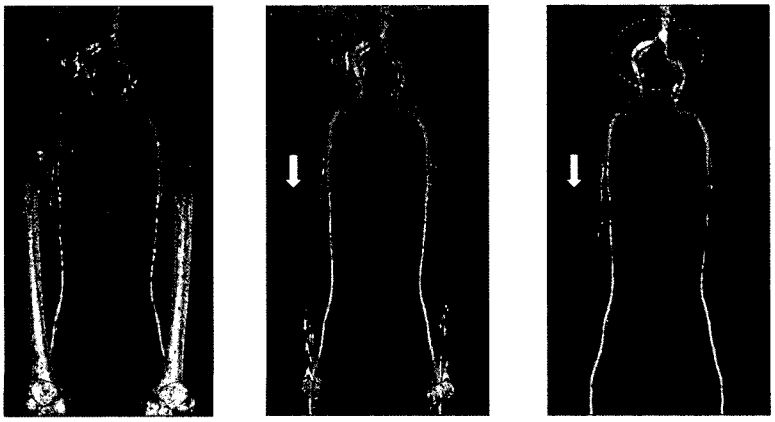


(a) CT 볼륨렌더링 및 최대강도 투영 영상 (b) CTA 볼륨렌더링 및 최대강도 투영 영상

그림 9 하지 CT 및 CTA 영상

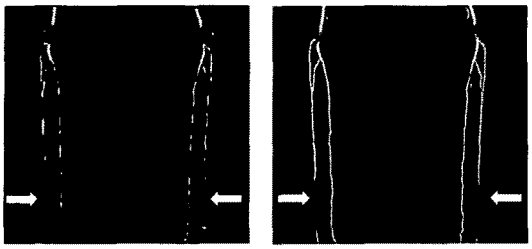
(a) 실험데이터 1 (b) 실험데이터 2

그림 10 하지 혈관 추출 결과



(a) 영상 차감 기반 기법 (b) 정합 후 영상 차감 기법 (c) 제안 방법

그림 11 실험데이터 3에 기존 방법 및 제안 방법을 적용한 결과 비교



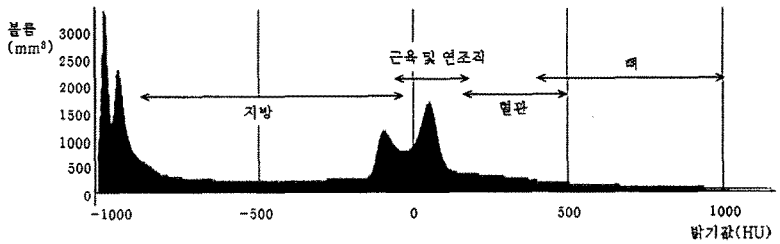
(a) 정합 후 영상 차감 기법 (b) 제안 방법

그림 12 실험데이터 2의 종아리 부위에서 기존 방법 및 제안 방법 적용 결과

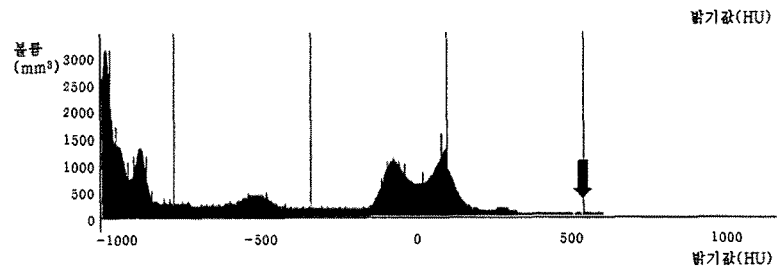
그림 12는 뼈에 인접한 혈관 추출의 정확성을 보기 위하여 혈관이 뼈 주위에 존재하는 특징을 갖는 종아리 부위에 기존 방법 및 제안 방법을 적용한 결과이다. 그림 12(a)는 정합 후 영상 차감하는 기존 방법을 적용한 결과로 화살표로 표시된 영역과 같이 뼈에 인접한 혈관의 경우 정합의 오차로 인해 혈관 일부가 손실된 것을 볼 수 있다. 그림 12(b)는 제안 방법을 적용한 결과로 혈관 마스킹 기법에 의해 뼈에 인접한 혈관도 손실 없이 정확하게 추출되었다.

혈관 추출의 정확성을 평가를 위하여 CTA 영상과 기존 방법 및 제안 방법을 적용하여 추출된 혈관의 밝기값 분포를 비교한다. 그림 13(a)는 CTA 영상의 밝기값 분포를 나타내고, 그림 13(b)는 영상 차감 기법 기반 방법을 적용한 결과의 밝기값 분포이다. CTA 영상과 비교해 볼 때 주변 조직의 밝기값이 손실되거나 뭉침이 발생하고 전체적인 밝기값이 낮아진 경향을 볼 수 있다. 또한, 화살표로 표시된 부분처럼 뼈 잡음이 제거되지 못하고 남아 있는 것을 볼 수 있다. 그림 13(c)는 제안 방법을 적용한 결과로 CTA 영상의 밝기값 분포와 유사하면서 높은 밝기값을 갖는 뼈 정보가 제거된 것을 볼 수 있다.

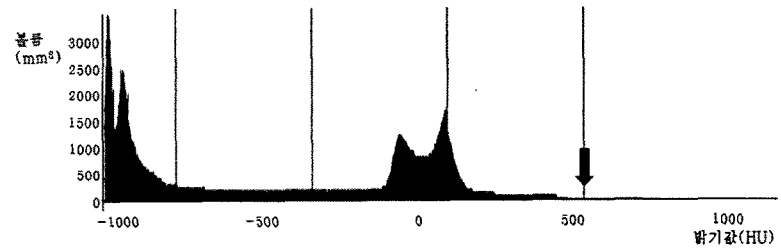
그림 14는 제안 방법의 자동 지역 구역화 단계, 거리 지도 기반의 강체 정합 단계, 혈관 마스킹 및 뼈 소거법



(a) CTA 영상의 밝기값 분포



(b) 영상 차감 기법의 혈관 추출 결과



(c) 제안 방법의 혈관 추출 결과

그림 13 실험데이터 11의 혈관 추출 결과 밝기값 분포 비교

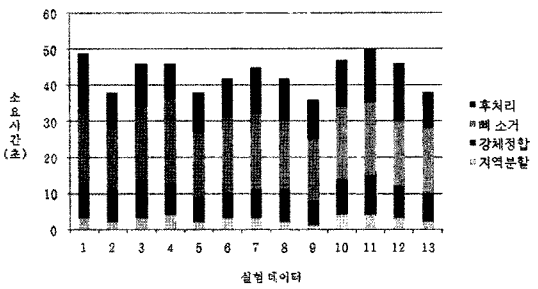


그림 14 제안 방법의 수행시간 측정 결과

을 통한 혈관 추출 단계 그리고 혈관 추적을 통한 후처리 단계로 구분하여 수행시간을 측정한 결과이다. 제안 방법은 약 1100장의 볼륨에서 평균 40초의 수행시간이 걸렸다.

4. 결 론

본 논문에서는 CT 및 조영 된 CT 영상에서 하지 혈관을 추출하는 방법을 제안하였다. 자동 지역 구역화를 통해 뼈의 부분적인 움직임에도 견고하게 혈관을 추출할 수 있었고, 거리지도 기반의 강체 정합을 통하여 CT와 CTA 영상간 움직임을 정확하고 빠르게 산정하였다. CTA 영상에서 뼈 소거법을 사용하여 복잡한 구조물인 뼈를 제거함으로써 주변 조직의 손실 없이 가는 혈관까지 정확하게 추출할 수 있었고, 혈관 마스킹을 통해 뼈에 인접한 혈관의 깎임 없이 정확하게 추출하였다. 또한, 혈관 추적 기반의 후 처리 과정을 통해 정합 오차로 인해 발생하는 잡음을 보정함으로서 혈관 추출의 정확성을 높였다. 제안 방법의 정확성 평가를 위해 육안 평가 및 밝기값 분포도를 분석한 결과 복잡한 뼈 정보를 효과적으로 제거 하였고, 가는 혈관 및 다른 조직의 손실 없이 뼈에 인접한 혈관의 경우에도 정확하게 추출하였다. 전체 수행시간은 약 40초로 혈관을 빠르게 추출하였다. 이 때, 발목 하단 부위와 같이 조영이 약하고 혈관이 가는 경우 혈관 추출에 한계가 있고, 발가락의 부분적인 움직임으로 인한 잡음이 남는다. 발목 하단 부위는 추후 혈관 마스킹 및 연결 요소 라벨링을 통한 뼈 제거법과 혈관 보간법을 적용하여 개선 하고자 한다. 본 제안 방법을 통해 추출된 혈관은 볼륨렌더링 및 최대 강도 투영 영상을 통하여 가시화됨으로서 동맥류, 협착증, 폐색 등의 동맥 질환을 판별하고 수술 계획을 세우는데 효과적으로 활용될 수 있으며, 하지 뿐 아니라 다른 기관의 혈관을 추출하는데 응용될 수 있다.

참 고 문 헌

[1] P. Poletti, A. Rosset, D. Didier, P. Bachmann et al., "Subtraction CT Angiography of the Lower Limbs: A New Technique for the Evaluation of Acute Arterial Occlusion," *American Journal of Radiology*, vol.183, pp.1445-1448, 2004.

[2] G.D. Rubin, M.D. Dake, S.A. Napel, "Three-dimensional Spiral CT Angiography of the Abdomen: Initial Clinical Experience," *RSNA* 1993, vol.186, pp.147-152, 1993.

[3] Geoffrey D. Rubin, Dominik Fleischmann, "CT angiography of the lower extremities," *Applied Radiology Journal*, vol.33, no.7, pp.48-58, 2004.

[4] P. Felkel, R. Wegenkittl, "Vessel Tracking in Peripheral CTA Datasets an Overview," *Spring Conference on Computer Graphics (SCCG)*, 2001.

[5] P.Felkel, "Segmentation of vessel in peripheral CTA Datasets," *VRVis Center Technical Report TR-VRVis-2000-2008*, Dec, 2000.

[6] M. Straka, M. Cervenansky, A. L. Cruz, A. Köchl, M. Sramek, M. E. Gröller, and D. Fleischmann, "The VesselGlyph:Focus&Context Visualization in CT-Angiography," *In Proceedings of IEEE Visualization 2004*, pp.385-392, 2004.

[7] T. Boskamp, D. Rinck, B. Kummerlen, "New Vessle Analysis Tool for Morphometric Quantification and Visualization of Vessels in CT and MR Imaging Data Sets," *Radio Graphics*, vol.24 pp.287-297, 2004.

[8] S. Eiho, H. Sekiguchi, N. Sugimoto, T. Hanakawa, S.Urayama "Branch-Based Region Growing Method for Blood Vessel Segmentation," *ISPRS '04*, pp.796-801, 2004.

[9] T. Beck, C. Biermann, D. Fritz, R. Dillmann, "Robust model-based centerline extraction of vessels in CTA data," *Proc. of SPIE*, vol.7259, 2009.

[10] D. Maksimov, F. Finkel, T. Dietz, S. Diehl, C. Düber, P. Rebholz, J. Hesser, R.Manner, "An Interactive Application for Removal of Bone Information in CT-Angiography," *Proc. of the 17th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems(CBMS'04)*, p.396, 2004.

[11] B.F. Tomandl, T. Hammen, E. Klotz, H. Ditt, B. Stemper, M. Lell, "Evaluation of an improved technique for lumen path definition and lumen segmentation of atherosclerotic vessel in CT angiography," *European Radiology*, vol.17, no.7, pp.1738-1745, 2007.

[12] S.M. Kwon, T.S.Kim, T.Kim, J.B.Ra., "Novel digital subtracton CT angiography based on 3D registration and refinement," *Proc. of SPIE Medical Image: Image Processing*, 2004.

[13] H. Hong, H. Lee, S.Yeong-Gil, "Cerebral vessel visualization by patient motion correction in three-dimensional CT angiography," *Proc. of SPIE*, vol.5744, pp.529-537, 2005.

[14] D.G. Heath, H.K. Hahn, P.T. Johnson, E.K. Fishman, "Automated Multidetector Row CT Dataset

Segmentation with an Interactive Watershed Transform (IWT) Algorithm," *Journal of Digital Imaging*, 2007.

[15] Y.Lee, D.Y. Tsai, S.Inomata, R.Yokoyama, T.Hara, H.Fujita, M.Kanematsu, T.Iwama, and H.Hoshi, "An Automated Bone Removal Technique for Extraction of Cerebral Vessels from Head CT Angiography," Biomedical Engineering, 2005.

[16] F.H. Netter, MD, "Atlas of Human Anatomy," pp. 485-580, *Elsevier*, 2006.

[17] S. Drisisa, S. Srivastavab, D. Seghersb, W. Coudyzera, "Subtraction CT angiography using non-rigid registration: The impact of similarity measure and image pre-processing," *Computer Assisted Radiology and Surgery(CARS '05)*, vol.1281, pp. 328-333, 2005.

[18] H. Hong, H. Lee, S.Yeong-Gil, "Cerebral vessel visualization by patient motion correctionin three-dimensional CT angiography," *Proceedings of the SPIE*, vol.5744, pp.529-537, 2005.

[19] N. Wang, J. Tang, Y. Zheng, R. Dong, "An Algorithm for Point Correspondences Based on Laplacian Spectra of Graphs," *International Conference on Computational Intelligence and Security*, vol.1, pp.684-689, 2006.

[20] Snyman J. A., "Practical Mathematical Optimization (An Introduction To Basic Optimization Theory and Classical And New Gradient-Based Algorithms)," *Springer Verlag*, p.38, 2006.

김 수 경
정보과학회논문지 : 소프트웨어 및 응용
제 36 권 제 11 호 참조

홍 헬 렌
정보과학회논문지 : 소프트웨어 및 응용
제 36 권 제 11 호 참조