

뇌혈관 추출과 대화형 가시화를 위한 다중 GPU기반 영상정합 (Multi GPU Based Image Registration for Cerebrovascular Extraction and Interactive Visualization)

박 성 진 * 신 영 길 **
(Seong Jin Park) (Yeong Gil Shin)

요 약 본 논문에서는 조영전 CT와 조영후 CTA영상의 움직임 보정하기 위하여 연산에 효율적인 다중 GPU 기반 영상정합 기법을 제안한다. 제안방법은 크게 다중 GPU기반 정합과 뇌혈관 가시화의 두 단계로 구성된다. 우선, 복셀기반정합을 수행하기 위하여 GPU내부의 병렬성뿐 아니라 GPU간 병렬성도 고려함으로써 유사도값을 계산한다. 그리고 나서 CTA영상데이터에서 최적변환행렬에 의하여 변환된 CT영상데이터를 다중 GPU를 이용하여 차감하고, 차감된 결과를 GPU기반 볼륨렌더링기법을 이용하여 가시화한다. 본 논문에서 제안한 방법을 화질과 수행시간측면에서 기존방법에 대한 우수성을 나타내기 위하여 5쌍의 조영전 뇌 CT영상과 조영후 뇌 CTA영상데이터를 사용하여 비교하였다. 실험결과 제안방법은 뇌혈관이 잘 가시화되어 혈관질환을 정확히 진단할 수 있었다. 다중 GPU기반 방법은 CPU기반 방법에 비하여 11.6배, 단일 GPU기반 방법에 비하여 1.4배 빠른 결과를 보여주었다.

키워드 : 다중 GPU, 영상정합, 가시화

Abstract In this paper, we propose a computation-ally efficient multi GPU accelerated image registration

* 이 논문은 제34회 추계학술대회에서 '뇌혈관 추출과 대화형 가시화를 위한 다중 GPU기반 영상정합'의 제목으로 발표된 논문을 확장한 것임

† 학생회원 : 서울대학교 컴퓨터공학부
sjpark@vplab.snu.ac.kr

** 종신회원 : 서울대학교 컴퓨터공학부 교수
yshin@vplab.snu.ac.kr
(Corresponding author)

논문접수 : 2008년 12월 19일

심사완료 : 2009년 4월 20일

Copyright©2009 한국정보과학회 : 개인 목적이나 교육 목적일 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: 컴퓨터의 실제 및 레터 제15권 제6호(2009.6)

technique to correct the motion difference between the pre-contrast CT image and post-contrast CTA image. Our method consists of two steps: multi GPU based image registration and a cerebrovascular visualization. At first, it computes a similarity measure considering the parallelism between both GPUs as well as the parallelism inside GPU for performing the voxel-based registration. Then, it subtracts a CT image transformed by optimal transformation matrix from CTA image, and visualizes the subtracted volume using GPU based volume rendering technique. In this paper, we compare our proposed method with existing methods using 5 pairs of pre-contrast brain CT image and post-contrast brain CTA image in order to prove the superiority of our method in regard to visual quality and computational time. Experimental results show that our method well visualizes a brain vessel, so it well diagnose a vessel disease. Our multi GPU based approach is 11.6 times faster than CPU based approach and 1.4 times faster than single GPU based approach for total processing.

Key words : Multi GPU, image registration, visualization

1. 서 론

뇌 CT 혈관조영영상(CT Angiography : CTA)은 뇌 동맥류, 뇌혈착등의 진단에 유용하고 비침습적이다[1]. CTA영상으로부터 뇌혈관을 가시화하기 위하여 일반적으로 3차원 최대밝기값 투영법(Maximum Intensity Projection: MIP)이나 볼륨렌더링 방법을 사용한다. 하지만 뇌혈관 주위에 조영된 혈관보다 밝기값이 높은 두개골과 맞닿아 있는 부분이 있기 때문에 뇌혈관이 뼈에 가려져 가시화하기 어렵다. 따라서 뇌혈관만을 추출하는 기법들이 제안되고 있다. 이를 크게 두 가지로 구분할 수 있는데, CTA영상에서 뇌혈관만을 분할하는 기법과 CTA영상과 동일한 환자의 조영전 CT영상을 이용하여 뇌혈관을 추출하는 기법이다.

뇌 CTA영상에서 뇌혈관만을 분할하는 기법[2,3]들은 분할된 혈관주변에 뼈가 있을 경우 뼈의 나머지 부분이 같이 분할될 수 있고, 얇은 혈관은 사라져버릴 수 있다. 이를 해결하기 위하여 동일한 환자의 조영전 CT영상을 이용하는 기법들이 제안되었다. 이는 조영전 CT영상과 CTA영상의 차이가 혈관부분에서 두드러지게 나타나기 때문에, CTA영상에서 CT영상을 차감함으로써 두 영상 간 밝기값 차이가 큰 혈관만 남긴다. 그러나 조영전후 CT를 촬영하는 과정에서 환자의 움직임이 있을 수 있기 때문에, 그 움직임을 보정하는 과정이 필요하다. 따라서 두 영상 간 움직임 보정을 위하여 많은 정합기법들이 제안되었다. 조영전후 뇌 CT영상의 특징점을 추출한

후, 이 특징점들을 정합하는 3차원 특징점 탐지기와 3차원 영상흐름 계산 알고리즘이 제안되었다[4]. 이 방법은 모든 방향에서 분산값을 비교함으로써 각 복셀위치에서의 관심영역을 찾아야하므로 3차원 특징점을 추출하는데 많은 시간이 소요된다. 따라서 조영전후 뇌 CT영상에서 두개골영역의 밝기값의 유사도를 이용하여 뼈를 제거하는 방법이 제안되었다[5]. 또한, 상호정보량(mutual information) 기반의 정합 및 보정방법이 제안되었다[6]. 제안된 정합기법들은 반복적으로 유사도값을 계산함으로써 최적유사도값을 갖는 변환벡터를 찾아내는데, 이 과정에서 많은 시간이 소요된다. 이를 해결하기 위하여 병렬처리를 이용한 기법들이 소개되고 있는데, 특히 최근에 빠르게 발전하고 있는 범용 그래픽스 하드웨어(GPU)를 이용한 기법들이 소개되고 있다.

GPU기반 영상정합기법을 적용하기 위하여 반드시 렌더링파이프라인을 고려해야 하므로, CPU로 제안된 기법을 직접 적용하기 어렵다. 따라서 렌더링파이프라인을 통한 제약을 최소화할 수 있는 단순한 방법을 적용하여 2차원 영상간 정합을 사용하였다. 두 2차원 영상을 정합하기 위하여 다양한 유사도값을 GPU로 계산하는 논문이 제안되었다[7]. 비강제정합의 경우 비선형수식을 계산하는 과정에서 강제정합에 비하여 더 많은 계산이 필요하기 때문에, GPU를 이용하여 효율적으로 비강제정합을 수행한 논문도 제안되었다[8].

본 논문은 조영전후의 뇌 CT와 CTA영상을 GPU의 병렬처리를 이용하여 정합함으로써, 기존 방법에 비하여 더 빠른 연산을 수행한다. 특히, 2개 이상의 다중 GPU를 사용함으로써 GPU내부의 병렬성뿐 아니라 GPU간 병렬성까지 고려하고자 한다.

2. GPU기반 정합 및 뇌혈관 가시화

본 논문에서 제안하는 방법은 복셀기반정합을 위하여 유사도값 계산을 GPU내에서 수행하고, 뇌혈관 가시화를 위하여 뇌혈관 추출과 가시화를 GPU내에서 동시에 수행하는 방법이다. CT영상데이터와 CTA영상데이터를 GPU의 텍스처메모리에 저장하고, 정규상호상관도(Normalized Cross Correlation: NCC)를 이용하여 CT-CTA간 영상정합을 수행한다. 정합결과로 나온 변환행렬을 적용하여 CT영상데이터를 변환하고, CTA영상데이터에서 CT영상데이터를 차감하여 뇌혈관을 추출한 후, 이를 GPU기반 볼륨렌더링 기법을 이용하여 가시화한다.

2.1 GPU를 이용한 복셀기반정합

본 논문에서 제안하는 방법은 2개 이상의 다중 GPU를 이용하여 2단계의 병렬성을 적용함으로써 복셀기반정합을 효율적으로 수행한다. 제안하는 정합방법은 그림 1과 같다.

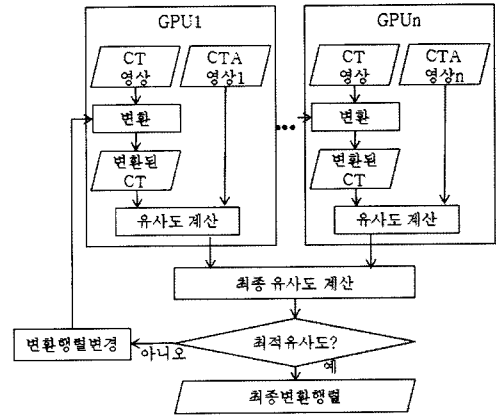


그림 1 GPU를 이용한 복셀기반정합 기법 구현단계

2.1.1 영상데이터 저장

다중 GPU에서 효율적으로 정합을 수행하기 위하여 영상데이터를 그림 2와 같이 각 GPU에 나누어 저장한다. CTA영상데이터는 Z축을 기준으로 GPU개수만큼 나누어 GPU의 텍스처메모리에 저장한다. 한편, 정합과정에서 변환행렬에 따라 CT영상데이터를 변환하는데, 각 부분영상을 독립적으로 변환하여 변환된 CT영상데이터를 생성하면, 부분영상들의 경계부분에서 영상의 정보를 잃어버리는 문제가 발생한다. 예를 들어, Z축 이동 변환이 있다면 인접한 다른 GPU내에 저장되어있는 부분영상을 참조하여 변환영상을 생성해야하는데, 직접적인 GPU간 통신은 불가능하다. 이를 해결하기 위하여 CT영상데이터는 나누지 않고, 전체영상을 모든 GPU에 저장한다.

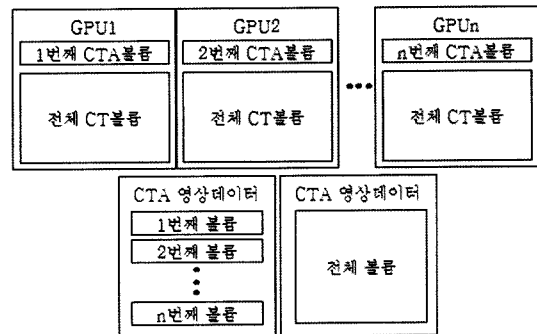


그림 2 효율적인 다중 GPU기반 연산을 위한 영상데이터의 저장방법

2.1.2 유사도값 계산

CT와 CTA영상의 유사도를 측정하기 위하여 다중 GPU를 이용하여 식 (1)로 얻어지는 NCC값을 계산한다.

$$NCC = \frac{\sum_i (A(i) - \bar{A})(B(i) - \bar{B})}{\left\{ \sum_i (A(i) - \bar{A})^2 \sum_i (B(i) - \bar{B})^2 \right\}^{\frac{1}{2}}}, \quad (1)$$

$$\forall i \in A \cap B$$

$A(i)$ 는 i 위치의 CTA영상의 밝기값, $B(i)$ 는 변환행렬을 이용하여 변환된 i 위치의 CT영상의 밝기값을 나타내고, \bar{A} 는 CTA영상의 평균 밝기값, \bar{B} 는 CT영상의 평균 밝기값을 나타낸다. NCC값은 우선 각 영상의 평균 밝기값을 계산한 후, 두 영상의 공분산값을 각 영상의 분산값의 곱의 제곱근으로 나누어 계산한다.

NCC값을 계산하기 위하여 GPU에서 평균, 분산, 공분산값을 계산한다. 기존 2차원 기반 GPU를 이용한 영상정합 방법에서는 2차원 영상을 뮤텍연산을 적용하여 평균을 계산하였다. 이를 확장시켜 3차원에 적용하면, 각 슬라이스영상에 뮤텍연산을 적용하여 각 평균값을 계산한 후, 각 슬라이스영상의 평균값들의 평균을 계산하여 최종 평균값을 계산한다. 하지만 이 경우 각 슬라이스별로 뮤텍연산을 수행하고, 그 값을 CPU로 읽어오는 과정을 거치므로 슬라이스 개수만큼 뮤텍연산을 수행하고, CPU로 읽어오기 때문에 비효율적이다. 따라서 본 논문에서는 그림 3과 같이 전체영상을 GPU기반으로 블렌딩하여 2차원 평균영상을 생성한 후, 이에 뮤텍연산을 적용하여 평균값을 계산한다. 이 방법은 기존의 방법과 동일한 결과를 산출하며, 기존의 방법에 비하여 GPU의 렌더링패스를 줄일 수 있고, 그래픽 파이프라인을 좀 더 효율적으로 사용할 수 있기 때문에 평균값 구하는 연산에 적절하다[9]. 각 영상의 평균값을 이용하고, 블렌딩과 뮤텍연산을 적용하여, 3차원 분산분류과 2차원 분산영상, 최종 분산값을 차례대로 계산한다. NCC값을 계산하는 마지막 단계로, 변환행렬에 의하여 변환된 CT와 CTA 영상데이터의 공분산을 계산한다. 평균값과 분산값을 계산한 것과 같은 방법으로 3차원 공분산분류영상과 2차원 공분산영상, 최종 공분산값을 블렌딩과 뮤텍연산을 적용하여 계산한다.

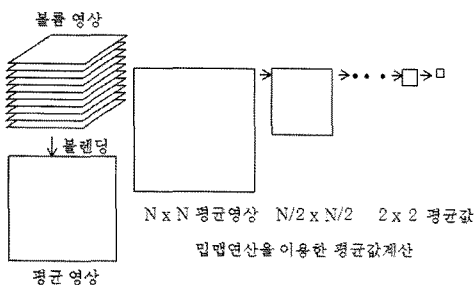


그림 3 영상의 평균값 계산방법

2.1.3 최적변환행렬 계산

정합의 마지막 단계인 NCC값을 최적화하는 최적변환행렬은 파렛의 최적화기법을 이용하여 계산한다. CT와 CTA영상은 동일한 환자에 대한 영상이고, 시간차이가 없으므로, 두 영상간에는 3개의 이동변환과 3개의 회전변환이 있는 6자유도의 강체변환이라고 가정할 수 있다. 이 6개의 벡터를 각각 최적화하여 최적 변환벡터를 찾는다. 6개의 벡터 간 최적화 순서는 x축 이동변환, y축 이동변환, z축 회전변환, x축 회전변환, y축 회전변환, z축 이동변환의 순으로 한다[10].

2.2 GPU기반 뇌혈관 추출 및 가시화

본 논문에서 제안하는 방법은 그림 4와 같이 뇌혈관 추출을 위하여 CTA영상데이터에서 최적변환행렬에 의하여 변환된 CT영상데이터를 차감함으로써 뇌혈관을 추출하는데, 차감과정에서 2개 이상의 다중 GPU를 이용한다. 또한, 추출된 뇌혈관 데이터를 가시화하기 위하여 GPU를 이용한다.

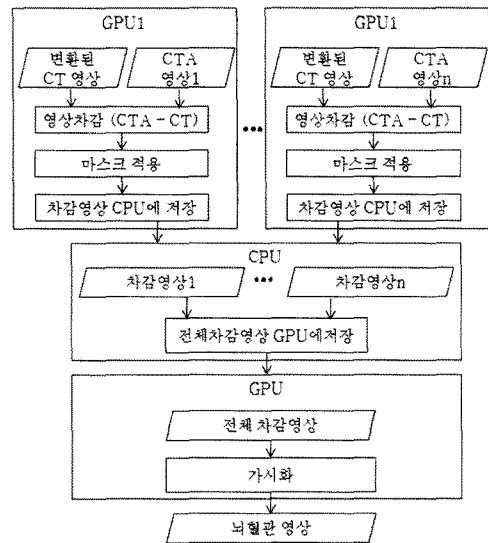


그림 4 GPU기반 뇌혈관 추출 및 가시화 기법 구현단계

2.2.1 GPU기반 뇌혈관 추출

각 GPU에 저장되어있는 부분 CTA영상데이터를 기준으로 CT영상데이터를 변환시킨 후, 두 영상간 차감영상을 생성하여 CPU에 저장한다. 정합결과가 좋더라도 두 영상간 단순 차감영상은 약간의 정합에러에 의해서도 원하지 않는 부분이 나타나게 된다. 이를 해결하기 위하여 차감영상에 마스킹을 적용한다. 두 영상의 차감영상을 생성한 후 이를 CPU로 읽어오는 과정에서 GPU의 제약 때문에 차감결과를 3차원텍스처에 직접 저장한 후 CPU로 읽어오는 것이 비효율적이다. 따라서

슬라이스별로 GPU의 2차원텍스처에 저장했다가 이를 CPU로 읽어온다. 이때, 슬라이스 개수만큼 텍스처저장과 CPU로 읽어오는 과정이 필요하므로, 이를 효율적으로 수행하기 위하여 저장되는 2차원텍스처의 4채널을 모두 사용하여 텍스처저장과 CPU로 읽어오는 과정에 소요되는 연산을 1/4로 감소시킨다. 그림 5는 차감영상을 CPU에 저장하는 과정을 보여준다.

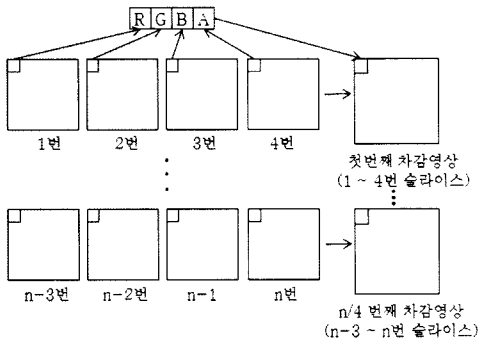


그림 5 차감영상을 효율적으로 CPU에 저장하는 과정

2.2.2 GPU기반 뇌혈관 가지화

CPU에 저장된 뇌혈관 데이터를 GPU의 텍스처메모리에 저장하여 가지화를 수행한다. 뇌혈관 가지화는 GPU기반 광선추적법을 적용한다[11]. 가지화는 블룸렌더링과 MIP 두 가지로 가지화한다.

3. 실험결과

본 논문에서 실험은 Intel Core2 Quad CPU 2.4GHz 와 6.0GB 주메모리를 장착한 PC에서 수행하였다. 그래픽 하드웨어는 2개의 GPU가 장착되어있는 Geforce 9800 GX2를 사용하였고, 각 GPU의 메모리는 512MB로 총 1GB의 하드웨어 메모리를 사용하였다. 실험을 위한 데이터는 표 1과 같이 환자 5명의 조영전후의 CT와 CTA영상데이터를 사용하였다.

본 실험에서 제안방법의 정합 및 차감 결과를 평가하기 위해 가지화된 결과에 대하여 육안평가를 수행하였고, 정합과정과 차감과정에 대하여 수행시간 평가를 수행하였다. 그림 6은 조영전후 영상들의 정합전 차감결과

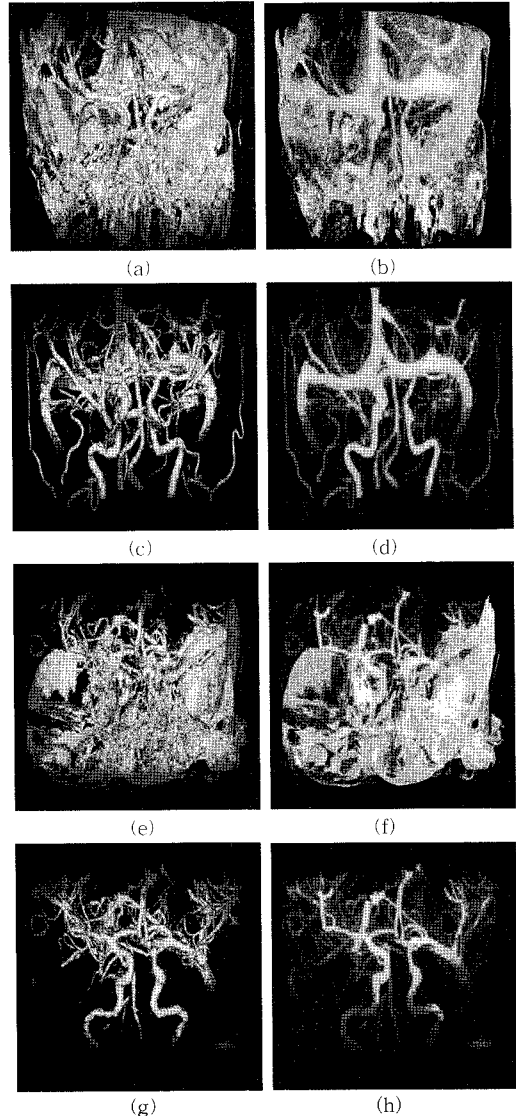


그림 6 조영전후 영상들의 정합전 차감결과와 정합후 차감결과를 가지화 (a)(e)는 정합전 차감영상을 블룸렌더링으로 가지화, (b)(f)는 정합전 차감영상을 MIP로 가지화, (c)(g)는 정합후 차감영상을 블룸렌더링으로 가지화, (d)(h)는 정합후 차감영상을 MIP로 가지화

와 정합후 차감결과를 블룸렌더링과 MIP를 사용하여 가지화한 결과이다.

다중 GPU를 이용한 영상정합 및 차감기법의 성능평가를 위하여 다해상도 기법을 적용한 CPU기반 기법 [12], 단일 GPU기반 기법과 계산시간을 비교하였다. 표 2는 다중 GPU를 이용한 제안방법과 단일 GPU기반 방법, CPU기반 방법의 수행시간을 비교한 것이다. 수행시

표 1 실험데이터

영상	영상크기	슬라이스 수	픽셀크기	슬라이스간격
1	512 × 512	220	0.34 × 0.34	0.3
2	512 × 512	204	0.31 × 0.31	0.3
3	512 × 512	200	0.25 × 0.25	0.3
4	512 × 512	200	0.29 × 0.29	0.3
5	512 × 512	220	0.32 × 0.32	0.3

표 2 영상정합 및 차감기법 구현방법에 따른 수행시간 비교 (단위 : 초)

방법	영상	정합	차감	총수행시간	평균
다중 GPU	1	3.737	0.871	4.607	4.417 ±0.204
	2	3.373	0.829	4.202	
	3	3.581	0.862	4.443	
	4	3.352	0.862	4.214	
	5	3.756	0.865	4.621	
단일 GPU	1	5.292	0.958	6.250	6.286 ±0.199
	2	5.389	0.875	6.264	
	3	5.115	0.871	5.986	
	4	5.487	0.947	6.434	
	5	5.552	0.946	6.498	
CPU	1	35.12	19.412	54.532	51.297 ±2.953
	2	32.214	15.625	47.839	
	3	35.011	17.953	52.964	
	4	31.985	16.511	48.496	
	5	36.152	16.501	52.653	

간 비교를 위하여 각 방법에 대하여 정합과정에 소요되는 시간과 차감과정에 소요되는 시간으로 나누어 측정하고, 총 수행시간을 측정하였다.

제안방법이 CPU기반 방법에 비하여 정합과정에서 9.6배, 차감과정에서 20배, 총 수행과정은 11.6배 정도 빠른 속도를 보여주었다. 한편, 다중 GPU기반 방법과 단일 GPU기반 방법의 수행시간을 비교한 결과 다중 GPU를 사용한 결과가 단일 GPU기반 방법에 비하여 정합과정에서 1.5배, 차감과정에서 1.07배, 총 수행과정은 1.4배 정도 빠른 속도를 보여주었다. 다중 GPU를 사용하는 경우 연산결과를 CPU에 저장하는 부분은 독립적으로 수행하기 어렵기 때문에, CPU에 저장하는 부분이 많을 때 다중 GPU를 사용함으로써 얻는 이득이 별로 크지 않았다. 단일 GPU를 사용하는 경우에 비하여 CPU에 저장하는 부분이 별로 없는 정합과정의 경우 50%정도의 향상이 있었지만, CPU에 저장하는 부분이 많은 차감과정의 경우 7%정도의 향상만이 있었다.

4. 결론

본 논문에서는 고속으로 뇌혈관 추출 및 가시화를 위하여 조영전후 영상들을 GPU기반으로 정합 및 차감방법을 제안했다. 다중 GPU를 사용하여 GPU내부의 병렬성과 GPU간 병렬성을 모두 이용하여 정합 및 차감을 수행하였다. 실험결과 뇌혈관을 정확하게 추출하였고, 추출된 혈관을 잘 가시화하였다. 또한, 다중 GPU기반 방법은 단일 GPU기반 방법에 비하여 1.4배 빨랐고, CPU기반 방법에 비하여 11.6배 빨랐다. 앞으로 GPU기반 분할기법을 더하여 GPU를 이용한 특징점 기반정합이 가능하도록 할 예정이다.

참고 문헌

- [1] Jayaraman, M., Mayo-Smith, W., and Doberstein, C., "Intracranial Aneurysm of the Anterior Inferior Cerebellar Artery Revealed by Multi-Detector CT Angiography," *AJNR Am J Neuro-radiol*, Vol.24, pp. 1338-1340, 2003.
- [2] Yan, C., Hirano, S., and Hata, Y., "Extraction of blood vessel in CT angiography image aided by fuzzy logic," *Proc. of ICSP 2000*, pp. 926-929, 2000.
- [3] Abrahams, J., Saha, P., Hurst, R., LeRoux, P., and Udupa, J., "Three-dimensional bone-free rendering of the cerebral circulation by use of computed tomographic angiography and fuzzy connectedness," *Neurosurgery*, Vol.51, pp. 264-269, 2002.
- [4] Yeung, M., Yeo, B., Liou, S., and Banihashemi, A., "Three-dimensional image registration for spiral CT angiography," *Proc. of Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 423-429, 1994.
- [5] Venema, H., Hulsmans, F., and Heeten, G., "CT angiography of the circle of willis and intracranial internal carotid arteries: maximum intensity projection with matched mask bone elimination-feasibility study," *Radiology*, Vol.218, pp. 893-898, 2001.
- [6] Kwon, S., Kim, Y., Kim, T., and Ra, J., "Digital subtraction CT angiography based on efficient 3D registration and refinement," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol.28, pp. 391-400, 2004.
- [7] Chisu, R., "Techniques for Accelerating Intensity-based Rigid Image Registration," PhD thesis, Technische Universität München, München, Germany, 2005.
- [8] Soza, G., Bauer, M., Hastreiter, P., Nimsky, Ch., and Greiner, G., "Non-Rigid Registration with Use of Hardware-Based 3D B'ezier Functions," *MICCAI 2002*, pp. 549-556, 2002.
- [9] Köhn, A., Drexler, J., Ritter, F., König, M., and Peitgen, M., "GPU accelerated image registration in two and three dimensions," *Bildverarbeitung Für die Medizin 2006*, Vol.3, pp. 261-265, 2006.
- [10] Maes, F., Collignon, A., Vandermeulen, D., Marchal, G., and Suetens, P., "Multimodality image registration by maximization of mutual information," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, Vol.16, pp. 187-198, 1997.
- [11] Kruger, J., and Westermann, R., "Acceleration techniques for GPU-based volume rendering," In *Proceedings of IEEE Visualization '03*, 2003.
- [12] Studholme, C., Hill, D., and Hawkes, D., "Automated three-dimensional registration of magnetic resonance and positron emission tomography brain images by multiresolution optimization of voxel similarity measures," *Medical Physics*, Vol.24, No.1, pp. 25-35, 1997.