

기관고유연구사업 결과 보고

결	과제책임자	과 장	부 장
재	정대철		

※ 협조 :

- 사업단 소속 연구직의 경우 국가암관리사업단장
- 연구(의사직), 의사직, 의학물리학직의 경우 소속 센터장

본인이 수행한 2009년도 기관고유연구사업 과제 연구결과를 붙임과 같이 보고합니다.

과제명	폐턴추출 알고리즘을 적용한 CT영상간 자동정합시스템 개발
과제책임자 (소속, 성명)	분자영상치료연구과 정 대 철
총연구비	30,000천원
총연구기간	2009년 1월 1일 ~ 2009년 12월 31일

붙임 : 기관고유연구사업 최종보고서 1부

2009년 12월 31일

과제책임자 정 대 철

기관고유연구사업 최종보고서

(과제번호 : 0910130-1)

패턴추출 알고리즘을 적용한 CT영상간 자동정합시스템 개발

Development of automatic registration system of CT
images using landmark detection algorithm

과제책임자 : 정 대 철

국 립 암 센 터

(뒷면)

(측면)

<p data-bbox="277 1200 1093 1301">1. 이 보고서는 국립암센터 기관고유연구 사업 최종보고서입니다.</p> <p data-bbox="277 1379 1093 1541">2. 이 보고서 내용을 인용할 때에는 반드시 국립암센터 연구사업 결과임을 밝혀야 합니다.</p> <p data-bbox="539 1599 836 1641">(14 pont, 고딕체)</p> <p data-bbox="639 1832 719 1910">↑ 6cm ↓</p>	<p data-bbox="1206 506 1262 629">↑ 5cm ↓</p> <p data-bbox="1206 734 1241 875">과 제 명</p> <p data-bbox="1206 1503 1241 1738">국 립 암 센 터</p> <p data-bbox="1206 1805 1262 1928">↑ 3cm ↓</p>
--	---

제 출 문

국립암센터 원장 귀하

이 보고서를 기관고유연구사업 “ 폐터추출 알고리즘을 적용한 CT영상간 자동정합시스템 개발 ” 과제의 최종보고서로 제출합니다.

2009. 12. 31

국립암센터

과 제 책 임 자 : 정 대 철

연 구 원 : 김 현 범

 " : 이 주 혁

 " : 조 유 창

 " : 오 지 용

 " : 박 상 운

 " : 강 석 범

목 차

< 요약 문 >

(한글)

(영문)

1. 연구의 최종목표
2. 연구의 내용 및 결과
3. 연구결과 고찰 및 결론
4. 연구성과 및 목표달성도
5. 연구결과의 활용계획
6. 참고문헌

< 요약 문 >

연구분야(코드)	임상연구	과제번호	0910130-1
과제명	패턴추출 알고리즘을 적용한 CT영상간 자동정합시스템 개발		
연구기간/연구비 (천원)	합계	2009년 1월 1일 ~ 2009년 12월 31일	30,000
과제책임자	성명	정대철	주민등록번호
	전화번호	031-920-1188	전자우편
색인단어	국문	추적영상, 컴퓨터단층촬영, 영상정합, 영상추출	
	영문	follow up, CT, image registration, segmentation	

◆ 연구목표

<최종목표>

1. 특정패턴 추출알고리즘을 적용 하여 초기 정합 기준점 (point registration) 설정 과정을 자동화 한 컴퓨터도움(computer assisted) 영상판독시스템을 개발한다.
2. 암 환자의 치료 후 추적영상검사의 효율적, 객관적 판독을 통해 판독의 정확도를 높일 수 있는 기술을 확보한다.

◆ 연구내용 및 방법

1. 동 연구진에 의해 2008년 연구 된 자궁경부암환자의 영상소스를 이용하여, CT영상으로 이루어진 영상 스택 (image stack)에서 영상 정합의 기준점으로 사용될 치골 결합을 찾아 내는 알고리즘을 개발한다.
2. 연구기간 중 국립 암센터의 자궁암센터에 치료 후 추적검사를 위해 내원하는 자궁경부암 환자, 자궁내막암, 난소암환자 중 추적영상검사(컴퓨터단층촬영)를 시행한 환자 군으로 대상군을 확장한다.
3. 대상환자군들의 추적영상검사중 전산화단층촬영영상 데이터를 사용, 1.에서 개발된 알고리즘을 탑재한 영상정합 판독자동화시스템을 업그레이드 한다.

--

◆ 연구성과

-정량적 성과

구분	달성치/목표치 ¹⁾	달성도(%)
SCI 논문 편수	1/1	
IF 합	2.4/2	
기타 성과		

1) 총연구기간내 목표 연구성과로 기 제출한 값

-정성적 성과

1. CT영상스택에서 영상 정합의 기준점을 찾아내는 알고리즘을 개발.
2. 자궁경부암환자, 자궁내막암, 난소암환자 암치료 후 추적검사영상데이터로 개발알고리즘을 탑재한 영상정합 판독자동화시스템을 업그레이드.
3. 여성생식기암환자의 치료후 추적검사의 객관적 판독을 통해 판독의 정확도 제고.
4. 여성생식기암 환자의 진료 및 치료방향 결정에 객관적이고 신뢰도 높은 판정기준을 제시.

◆ 참여연구원
(최종연도 참여인원)

성 명

조유창, 오지용, 김현범,
박상윤, 이주혁, 강석범

주민등록번호

※ 요약문의 총분량은 2page 이내로 제한함

Project Summary

Title of Project	Development of automatic registration system of CT images using landmark detection algorithm.
Key Words	follow up, CT, image registration, segmentation
Project Leader	Jung Dae Chul
Associated Company	
<p>Objective:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. To develop a method(algorithm) of finding the landmark in a stack consisting of axial CT images for automatic image registration in CAD by using pattern analysis technique. 2. To develop automatic reading system using image registration of follow-up imaging after cancer-therapy in patient with Gynecological cancer, <p>Methods:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. To develop a algorithm of finding the SP in a stack consisting of axial CT images for automatic image registration in CAD by using pattern analysis technique. <ol style="list-style-type: none"> 1) image source: Among patients underwent (non)operative treatment for cervical cancer in our institution patients who underwent pelvic protocol CT during follow up in 2008. 2. We developed automatic image registration system using developed detection method (1.) of follow-up imaging after cancer-therapy in patient with Gynecological cancer including cervical cancer, endometrial cancer, and ovarian cancer in 2009. 3. Upgrading automatic reading system. <p>Result:</p> <p>No. of SCI paper : 1 Sum of Impact factors : 2,395</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Develop automatic image registration system using developed detection method (1.) of follow-up imaging after cancer-therapy in patient with Gynecological cancer 2. improve the accuracy of interpretation of follow up imaging in patient with Gynecological cancer 	

※ 연구목표, 연구방법, 연구성과를 영문으로 요약하여 2쪽이내의 분량으로 작성

1. 연구의 최종목표

- 영상분할과 특정패턴 추출알고리즘을 적용 하여 초기 정합 기준점 (point registration) 설정 과정을 자동화 한 컴퓨터도움(computer assisted) 영상판독시스템을 개발한다.
- 암 환자의 치료 후 추적영상검사의 효율적, 객관적 판독을 통해 판독의 정확도를 높일 수 있는 기술을 확보한다.

2. 연구의 내용 및 결과

1. 랜드마크 패턴추출 알고리즘 개발.

영상 정합 기술은 시간의 차이나 시점의 차이 등으로 인해 다르게 나타나는 같은 대상의 서로 다른 두 영상을 겹치는 기술로, 이를 CT 영상에 적용하기 위해서는 각 영상에서의 해부학적으로 동일한 부분, 즉 기준점의 위치 정보가 필수적이다. 자궁경부암 추적검사에 사용되는 CT 영상의 기준점으로 후복막 영역의 신체 부분들이 사용될 수는 있지만, 대부분이 높은 운동성을 보이기 때문에 기준점으로 선택하기에 부적합하다. 그러나 치골 결합 (symphysis pubis, SP)은 운동성이 거의 없고 또한 주변 장기들과의 대조도가 높아 패턴 인식 기술로 비교적 정확하게 그 위치를 찾아낼 수 있다.

본 과제에서는 여러 장의 CT영상으로 이루어진 영상 스택 (image stack)에서 영상 정합 기술의 기준점으로 사용될 치골 결합의 위치를 찾는 알고리즘을 개발하고자 하였다.

1) 영상의학과 전문의1 의 SP의 위치 결정 방법

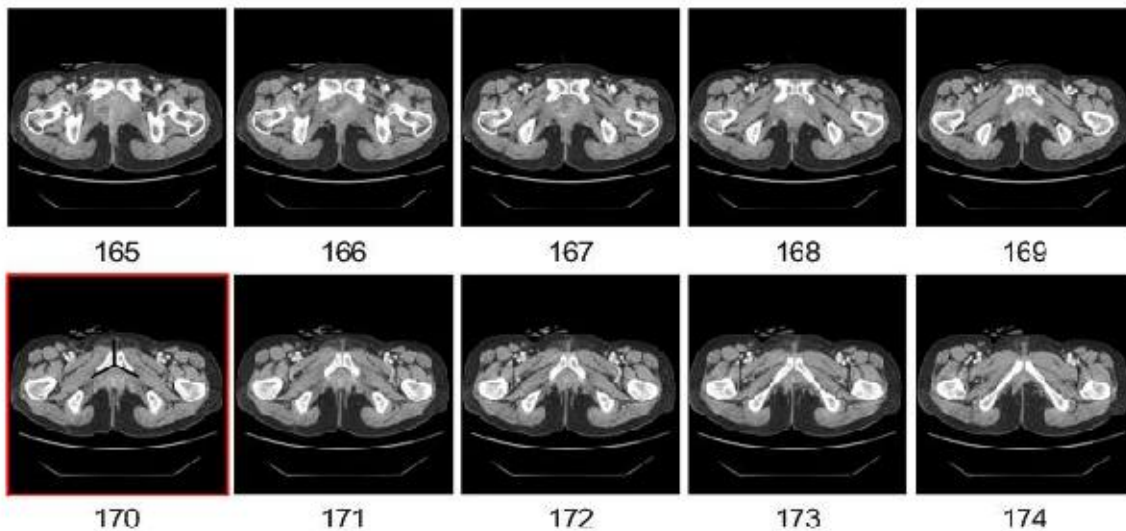


그림 1. SP-level의 결정과 SP-level에서의 SP의 위치

영상의학과 전문의는 여러 장의 CT영상 중에서 SP-level에 해당하는 영상을 선택한 뒤에 그 영상에서 SP의 위치를 결정한다. 먼저 SP-level 영상은 치골 결합이 나타나는 영상들의 level 값 중,

최대값과 최소값의 평균 level에 해당하는 영상으로 선택된다. 이런 과정은 그림 1에 나타나 있는데, SP의 구조가 165번 영상에서 174번 영상에 걸쳐서 보이고 있으므로, SP-level 영상은 170의 level에 해당하는 영상으로 결정된다. 영상의학과 전문의는 이렇게 선택된 SP-level 영상에서 결합선의 뒤쪽 끝부분을 SP의 위치로 결정한다. 그 위치는 SP-level 영상(170)에 나타난 것처럼 치골 결합 구조의 결합선과 아래쪽 경계들이 그리는 세 개의 가상 직선(virtual line)들의 교점과 같다.

2) 치골결합(SP) 검출기

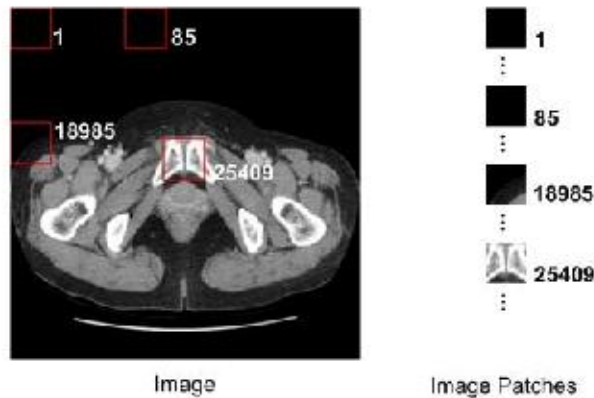


그림 2. CT영상과 영상 조각

개발된 치골결합 검출기는 여러 장의 CT영상으로 이루어진 영상 스택을 입력받아 SP-level에 해당하는 영상과 그 영상에서 SP의 위치를 출력한다. 검출기의 출력은 영상의학과 전문의에 의해 결정된 위치와 동일하게 찾는 것을 목표로 한다.

이를 위해서 모든 CT영상에서 정사각형 모양의 영상 조각(image patch)을 얻는데 각 영상 조각은 영상내의 특정 기준점을 중심으로 31x31 크기의 주변 영역을 의미한다(그림 2). 이런 영상 조각에 SP의 독특한 구조가 포함되어 있는지를 판별하는 것이 본 검출기의 기본 과정이다. 앞으로 SP구조를 가진 영상 조각을 SP-patch, 그렇지 않으면 non-SP-patch로 지칭한다.

컴퓨터 비전 분야의 얼굴 검출 문제에서 쓰이는 Viola와 Jones의 문제해결법을 이용한 얼굴 검출기[1]와 비슷한 구조를 가진 치골 결합 검출기는 SP-patch들만이 가지는 정보를 추가적으로 이용하여 보다 효율적인 치골 결합 검출기를 설계한다. 그림 3은 본 연구에서 제안하는 치골 결합 검출기의 개략적인 구조를 보여주고 있다. 그림에서와 같이 영상 스택에 속한 각 CT영상들의 가능한 모든 영상 조각들은 각 분류 단계를 거치면서 SP구조를 포함하고 있지 않다고 판별되면 버려지고, 그렇지 않으면 추가적인 분류 작업을 거치게 된다. 이러한 연속적인 구조를 통해 마지막엔 SP-patch들만 남겨지게 되고 최종적으로 그 조각들을 이용해서 SP-level 영상을 선택하고 그 영상에서의 SP의 위치를 결정한다.

그림 3은 치골 결합 검출기의 연속적인 판별 과정은 크게 3가지 정보를 이용하는 것을 보여준다. 우선, 영상조각들의 위치와 밝기 정보를 이용하여 많은 영상 조각들이 버려지고 위치 및 밝기 조건을 만족하는 영상 조각들은 SP 구조의 독특한 생김새를 이용하여 설계된 분류기를 거치면서 추

가적으로 제거된다. 이 과정에서도 버려지지 않은 non-SP-patch들은 치골 결합 구조의 기하학적인 조건을 통해 제거되고, 최종적으로 SP-patch들만 남게 되어 SP-level 영상의 선택과 SP의 위치 결정에 이용된다.

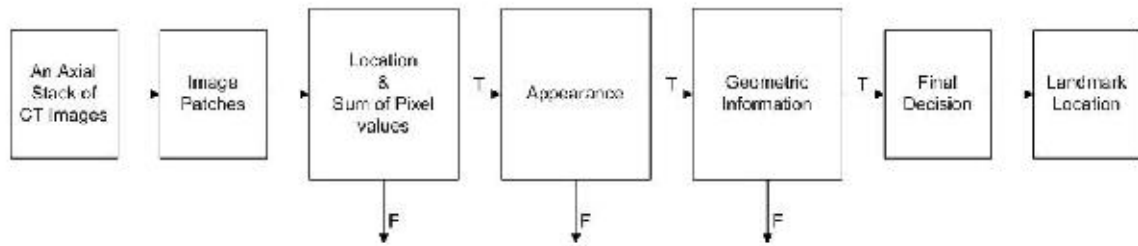


그림 3. 치골 결합 검출기의 개략적인 구조

1. 위치와 밝기 정보

영상 조각들의 위치와 밝기를 이용하여 SP를 포함하지 않는 조각, 즉 non-SP-patch들을 제거하기 위해 SP-patch들의 기준점의 위치와 그 조각들에 포함된 pixel intensity 값들의 합을 조사하였다. 그 결과 그림 4와 같은 그래프를 얻을 수 있었다.

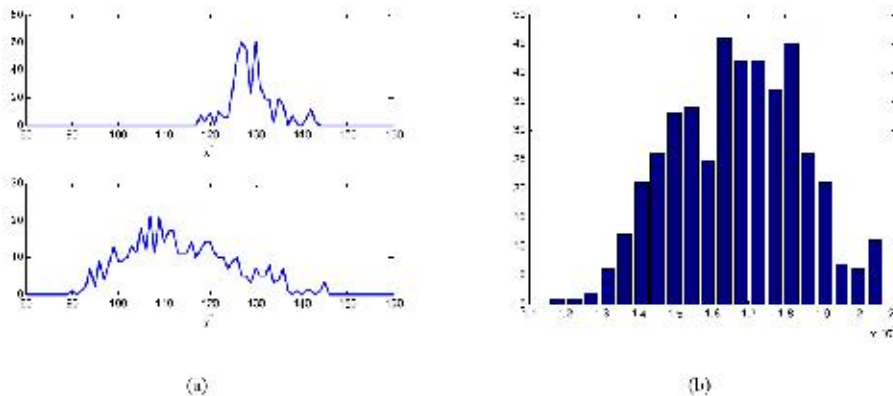


그림 4. SP-patch들의 기준점들의 위치(a)와 pixel intensity 값들의 합(b)의 분포

그림 4의 분포들을 통해 (x_r, y_r) 을 기준점으로 가지는 임의의 영상 조각 $IP(x_r, y_r)$ 이 SP-patch가 되기 위한 필요조건이 다음과 같이 만들어졌다.

$$\begin{aligned}
 111 &\leq x_r \leq 149 \\
 70 &\leq y_r \leq 159 \\
 100,000 &\leq I(IP(x_r, y_r)) \leq 230,000
 \end{aligned}$$

위 식에서 $I(IP(x_r, y_r))$ 은 영상 조각 $IP(x_r, y_r)$ 에 포함된 pixel intensity 값들의 합을 의미한다.

그림 5는 이 조건에 의해 많은 영상 조각들이 제거되는 것을 보여주고 있는데, 각각의 영상에서 위치 및 밝기 조건을 만족하는 영상 조각들의 기준점이 검은 점으로 표현되었다. 특히, 세 번째

영상과 네 번째 영상에 존재하는 모든 영상 조각이 non-SP-patch로 판별되는 것은 주목할 만하다. 하지만 두 번째 영상에서 많은 non-SP-patch들이 위치 조건과 밝기 조건을 만족하는 것을 관찰할 수 있다.

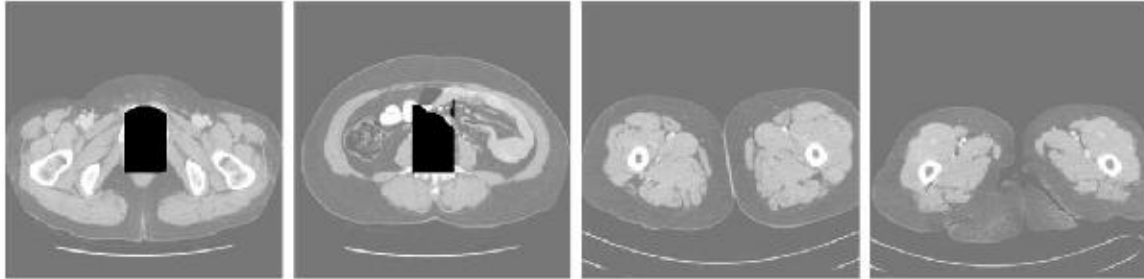


그림 5. 위치 조건과 밝기 조건을 만족하는 영상 조각들의 기준점

2. 치골 결합의 모양 (Appearance of SP)



그림 6. SP-patch와 non-SP-patch의 비교

SP에서만 볼 수 있는 특별한 생김새는 SP-patch들과 non-SP-patch들을 비교한 그림 6을 통해 확인 가능하다. SP 모양을 이용한 분류기를 그림 7과 같은 구조로 설계하였다. 그림에서 알 수 있듯이 분류기에는 서로 다른 종류의 두 가지 특징(feature)들이 사용되었는데 각 특징을 사용한 내부 분류기들은 서로 연속적인 형태로 연결되어 있다.

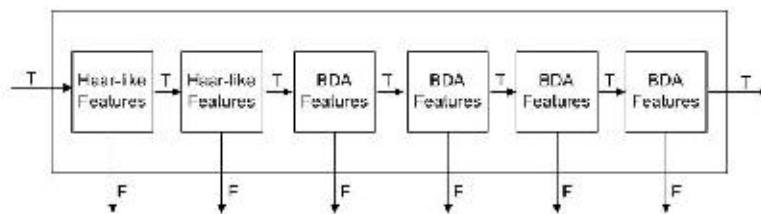


그림 7. SP 모양을 이용한 분류기의 구조

1) Haar-like 특징



그림 8. Haar-like 특징의 네 가지 형태

앞서 언급한 Viola-Jones 얼굴 검출기에서 사용된 이 특징은 기본적으로 영상 조각의 내부에 특징 위치 및 크기 그리고 형태를 가지는 사각형 모양을 가진다. 다양한 형태의 사각형으로 설계가 가능하지만 본 분류기에서는 사용된 Haar-like 특징은 그림 8에 보이는 네 가지의 형태만 갖도록 하였다. 이런 형태와 위치, 그리고 크기에 따라 다양하게 만들어지는 Haar-like 특징은 임의의 영상 조각에 대해 고유의 특징값 (feature value)을 가지게 되는데 그 특징값은 각 특징의 흰 영역과 검은 영역에 포함된 영상 조각의 pixel 값들의 합의 차를 의미한다. 그리고 그 특징값은 미리 정해진 어떤 임계값(threshold)과 비교하여 임의의 영상 조각이 SP-patch인지 아닌지를 판별하게 된다. 이러한 동작을 식으로 표현하면 다음과 같다.

$$h(IP, f, p, \theta_H) = \begin{cases} 1 & \text{if } pf(IP) > p\theta_H \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

즉, Haar-like 특징 f 에 의해 만들어지는 분류기 h 는 그 특징의 영상 조각 IP 에 대한 특징값 $f(IP)$ 를 θ_H 와 비교하여 IP 를 SP-patch 혹은 non-SP-patch로 판별한다. 이 식에서 p 는 SP-patch와 non-SP-patch들의 특징값의 분포에 따라 1 혹은 -1의 값을 갖게 된다. Viola와 Jones는 Adaboost 학습 알고리즘[2]을 통해 Haar-like 특징을 잘 선택하여 좋은 성능의 분류기를 설계하였다. 또한 Haar-like 특징값의 빠른 계산을 위해 적분 영상(Integral Image)[1]이라는 방법도 도입하여 실시간 응용분야에도 적용 가능한 얼굴검출기를 제안하였다.

그림 9는 그림 7에 나타난 구조에서 처음 두 개의 내부 분류기에서 사용되는 Haar-like 특징들을 보여주고 있다. 그림에서처럼 첫 내부 분류기와 두 번째 내부 분류기에는 Haar-like 특징이 각각 3개와 8개가 사용되었다. 또한 각 분류기에서 선택된 Haar-like 특징들이 평균 영상 위에 표현되었는데 이를 통해 SP-patch들과 선택된 특징들의 관계를 간접적으로 알 수 있다.

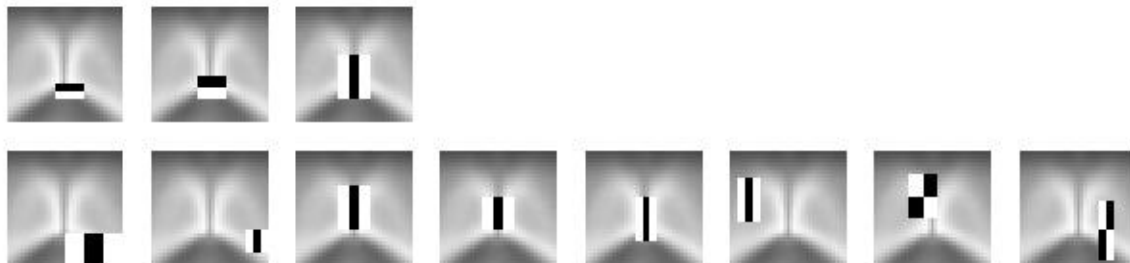


그림 9. 첫 번째 분류기와 두 번째 분류기에서 선택된 Haar-like 특징들

2) Biased Discriminant Analysis (BDA) 특징

BDA는 positive 패턴들은 서로 잘 모이게 되고, negative 패턴들은 모여진 positive 패턴들로부터 되도록 멀리 떨어지게 하는 부분 공간(subspace)을 찾는 패턴 분류 알고리즘이다[3]. 모든 영상 조각을 BDA를 통해 찾아진 부분 공간에 투영(projection)시키면 각 영상 조각의 BDA 특징을 얻게 된다. 그리고 각 BDA 특징과 positive 패턴들의 평균 패턴의 BDA 특징사이의 거리를 통해 positive와 negative를 분류하게 된다. 그림 10은 positive 패턴들과 negative 패턴들이 positive 평균 패턴으로부터 떨어진 거리들의 5차원의 BDA 부분공간에서의 BDA특징들로 계산된 분포를 보여주고 있다. 그림에서 알 수 있듯이 BDA 부분공간에서는 positive 패턴들은 그들의 평균으로부터 멀지 않은 거리에 모여 있고 negative 패턴들은 상대적으로 그 평균으로부터 멀리 떨어져 있는 것을 알 수 있다. 따라서 임의의 패턴과 positive들의 평균 패턴 사이의 거리를 적절하게 설정된 임계값과 비교하여 그 패턴이 positive인지 negative인지를 판별할 수 있게 된다.

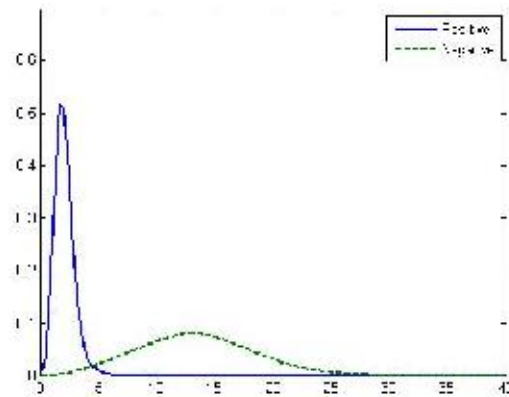


그림 10. BDA를 이용한 분류

3) SP의 모양을 이용하는 분류기의 결과

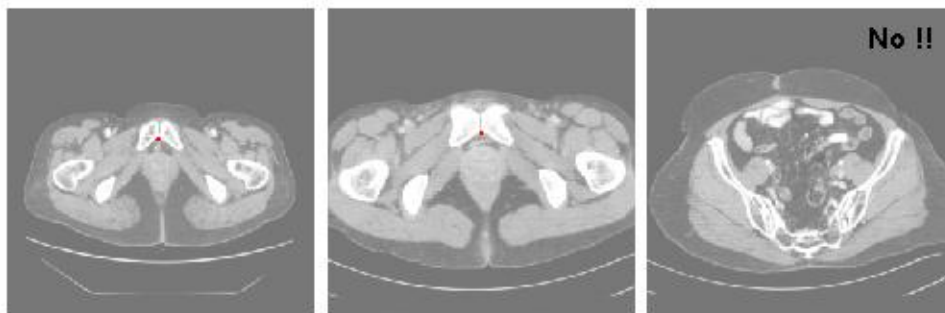


그림 11. SP 모양의 이용한 분류기의 적절한 결과 예

이러한 원리로 동작하는 Haar-like 특징과 BDA 특징을 이용한 내부 분류기를 그림 7과 같은 구조로 연결하여 영상 조각들의 위치와 밝기 정보만으로 제거할 수 없었던 non-SP-patch들을 효과적으로 분류할 수 있었다. 그 결과는 그림 11을 통해 확인할 수 있다. 처음 두 개의 영상을 통해서 분류기를 통과한 영상 조각들의 기준점은 영상의학과 전문의가 선택하는 SP의 위치와 거의 같

은 사실을 알 수 있고, 세 번째 영상을 통해 SP가 없는 영상에서의 영상 조각들은 모두 제거되는 것을 확인할 수 있다. 하지만, 몇 개의 영상에서는 소수의 영상 조각들이 여전히 존재하고 있는 것을 발견하였다. 그림 12가 그 영상을 보여주고 있는데, 이렇게 남아있는 non-SP-patch들은 원하지 않는 SP-level 영상이 선택되게 만들기 때문에 반드시 제거해야한다. 이를 위해 다음 단계에서는 SP가 가지는 기하학적 구조를 이용하게 된다.

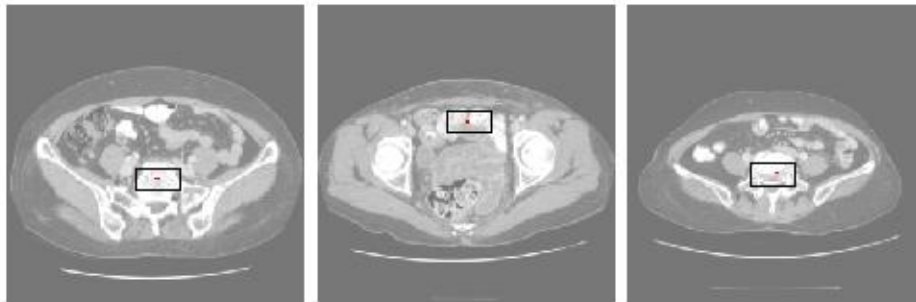


그림 12. SP 모양의 이용한 분류기의 잘못된 결과 예

3. 기하학적 조건

기하학적 조건은 지금까지 남아있는 영상 조각들 사이의 상호 관계를 이용하게 된다. SP는 3차원으로 이루어지는 관절이기 때문에 SP-patch들은 영상 스택의 공간에서 특정부분에 서로 모여 있게 된다. 이 점을 이용하면 다른 영상 조각들과 떨어져있는 영상 조각들을 쉽게 제거할 수 있는 것이다. 그러기 위해서 SP-patch들이 어떻게 모여 있는지에 대해 통계적으로 분석하였다.

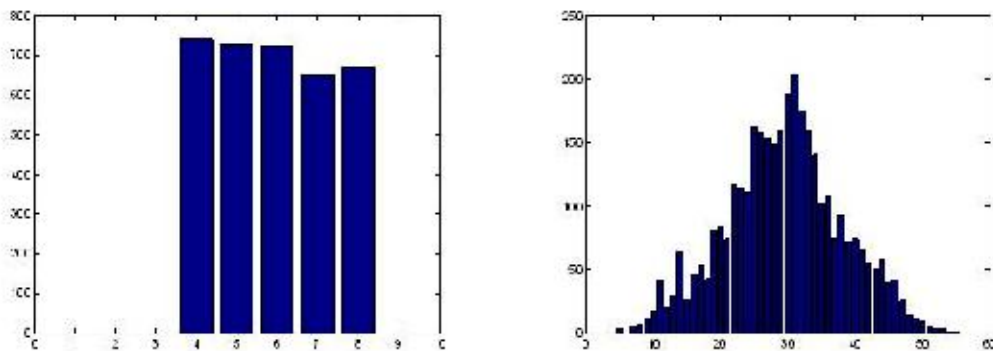


그림 13. 남아있는 SP-patch들의 통계적 분포

그림 13 왼쪽의 분포도를 통해 각 SP-patch들은 기준으로 위와 아래 8장의 CT영상 중에서 최소한 4개의 영상에도 다른 SP-patch들이 나타나고 있는 것을 확인할 수 있었다. 다음으로 각 SP-patch들의 기준점과 다른 SP-patch들의 기준점들의 거리를 조사하여 각각의 SP-patch들을 중심으로 거리 4이내에는 최소 5개의 다른 SP-patch들이 존재하는 것을 알 수 있었다. 이 분포는 SP-patch들은 영상 스택이 만드는 3차원의 공간의 어느 한 곳에 모여 있다는 사실을 보여준다.

그림 14는 이렇게 SP-patch들의 통계적인 상호 위치 관계를 이용하여 앞 단계에서 버려지지 않는 non-SP-patch들이 제거되는 것을 보여준다. 이 그림을 통해 비교적 다른 기준점들과 비교적 멀리 떨어져있는 기준점들에 해당하는 영상 조각들이 제거되는 것을 확인할 수 있다. 간단한 clustering 알고리즘을 적용한 뒤, 가장 많은 기준점을 포함하는 cluster에 속한 영상 조각을 제외하고 나머지 모든 영상 조각을 제거하면 최종적으로 SP-patch들만 남기게 할 수 있다. 이런 과정은 그림 15에 나타나 있다.

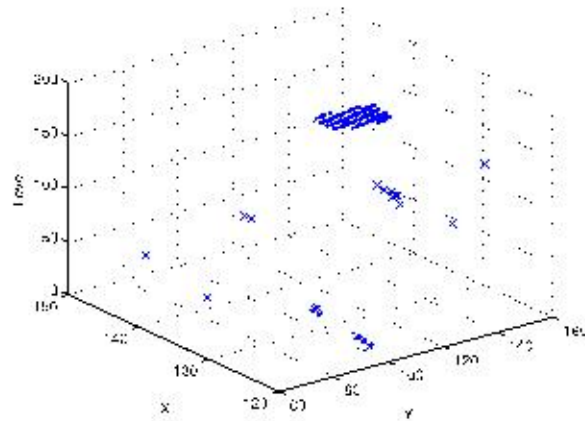


그림 14 기하학적 구조를 이용한 non-SP-patch의 제거

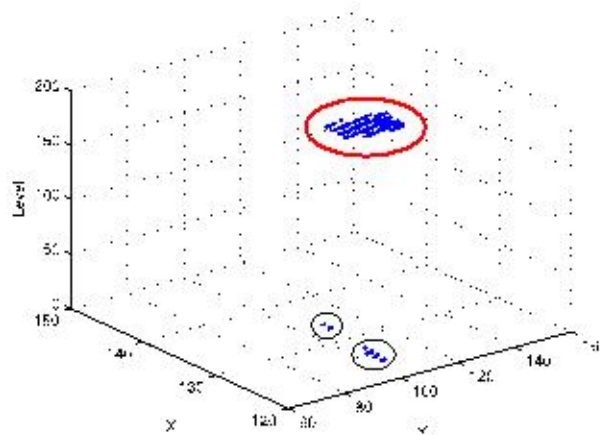


그림 15. Clustering에 의한 마지막 제거

3) SP 위치 결정

지금까지 남아있는 영상 조각들의 level에 해당하는 영상들을 SP가 나타나는 영상으로 간주한다면, 영상의학과 전문의의 방법을 적용하여 SP-level 영상을 결정할 수 있다. 그림 16이 그런 과정을 보여주고 있다.

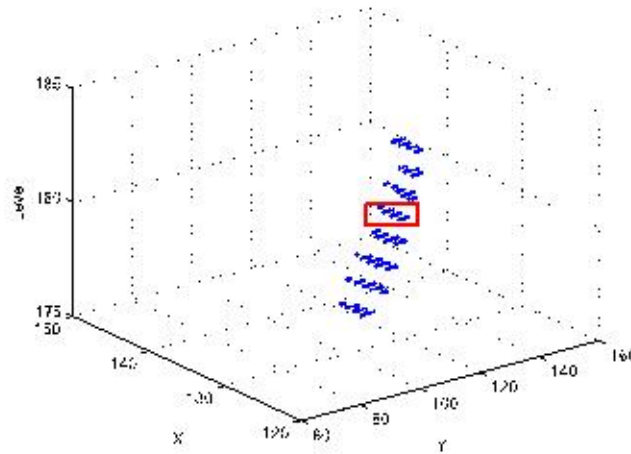


그림 16 SP-level 영상의 결정

이런 과정을 통해 SP-level 영상이 결정되고 난 뒤, 최종적인 SP의 위치는 그 영상에 남아있는 영상 조각들의 기준점들의 평균 위치로 결정한다.

4) 결과

설계된 SP 검출기의 성능을 판단하기 위해 검출기 설계에는 사용하지 않은 47개의 영상 스택에 대한 결과를 확인해보았다. 그림 17에서 알 수 있듯이 설계된 SP 검출기는 SP의 위치를 정확하게 찾고 있다. 더구나, 그림 17의 4개의 영상 짝(image pair)은 다른 시기에 촬영된 같은 환자의 CT 영상이다. 그 짝들에 대한 검출기의 결과는 해부학적으로 거의 같은 위치를 찾고 있는 것을 알 수 있다. 따라서 본 검출기의 결과는 영상 정합 기술의 기준으로 활용될 수 있다는 결론을 얻을 수 있다.

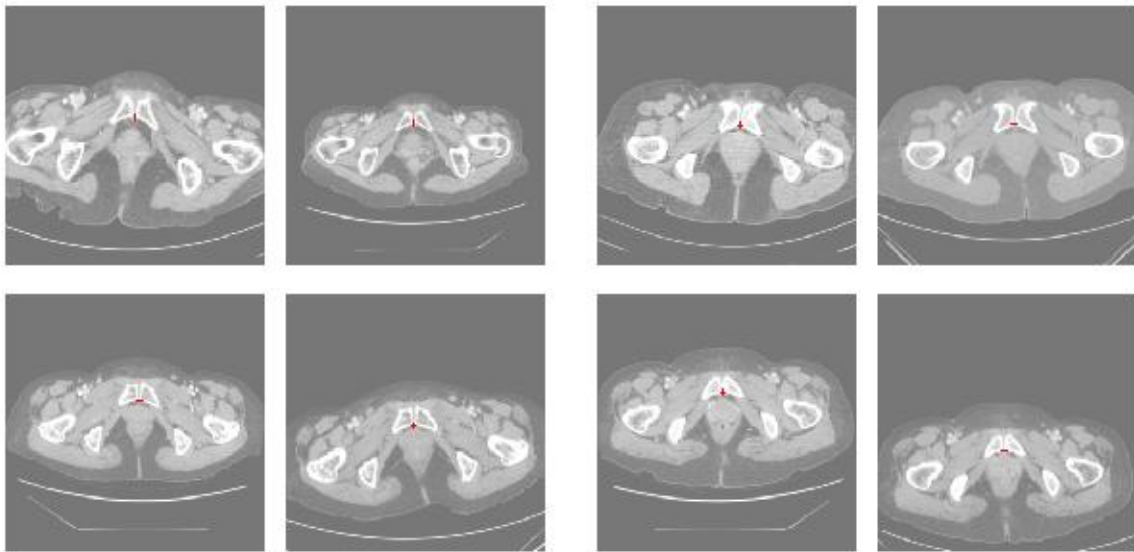


그림 17. SP 검출기의 실제 영상 스택에 대한 결과 예

또한, 검출기의 결과와 영상의학과 전문의에 의해 결정된 위치와의 오차(e)를 3차원에서의 거리로 비교해본 결과 그림 18과 같은 분포를 얻을 수 있었다. 이 분포를 통해 영상 스택에서 가장 큰 거리가 5이고 38개의 영상 스택의 거리가 3보다 작은 것을 확인하였다. 또한 47개 영상 스택들의 평균 거리는 약 1.81이었다. 영상 스택이 평균 200여장의 256x256 크기의 CT 영상으로 이루어진 점을 감안하면 이 결과는 영상의학과 전문의에 의해 결정된 위치와 아주 근접하는 것을 보여준다. 또한 2009년 연구기간 중 국립암센터에서 시행한 다양한 부인생식기암환자의 CT 영상을 적용한 테스트에서도 결과의 차이를 보이지 않았고 이는 같은 골반강영상을 시행하는 다양한 암종에서의 적용을 시사하고 있다.

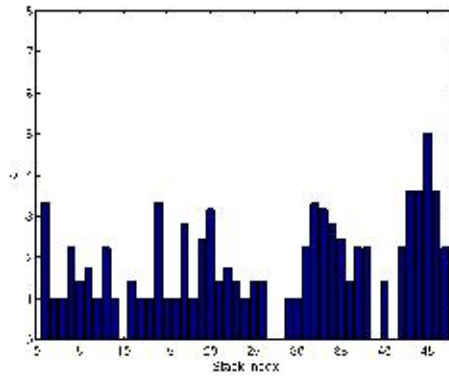


그림 18. 영상 스택에 대한 결과

2. 영상정합 프로그램 R-Tool 에 적용.

1) Converting to MFC

개발된 알고리즘의 MATLAB source 를 MFC developer 1인과 함께 C 기반 code로 변환하였다. 사용자 친화적인 application 으로 변환 하기위해 DICOM 형태의 image stack을 기존의 영상판독 시스템 PACS 에서 input 할 수 있게 하였다.

또 실시간으로 계산량과 검출시간을 측정하며 알고리즘을 개선한 결과, 초기 CT image 1 stack 당 12-16 분의 계산 시간이 소요되던 것이 알고리즘개선을 통하여 스택 당 8분 이내로 줄어 들었다 [그림19].

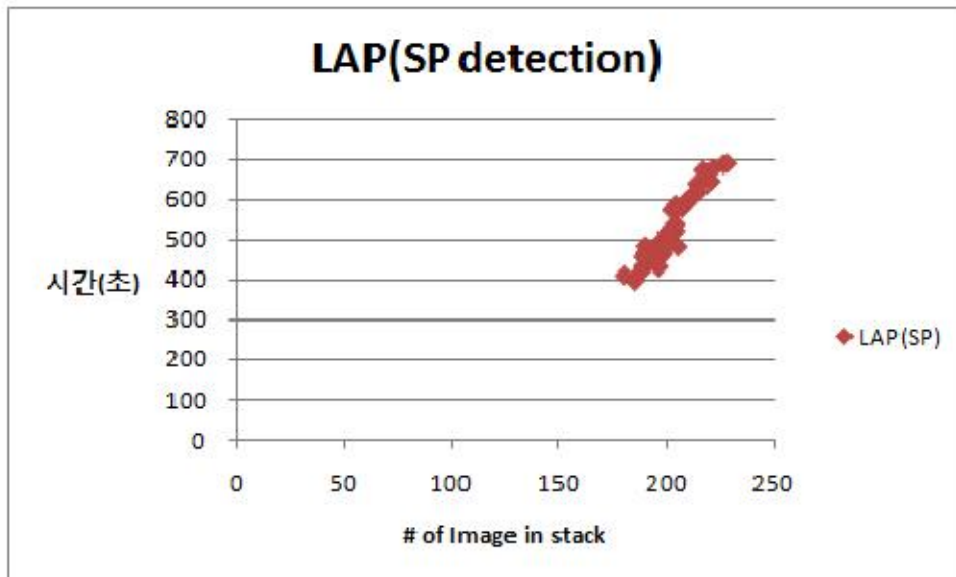
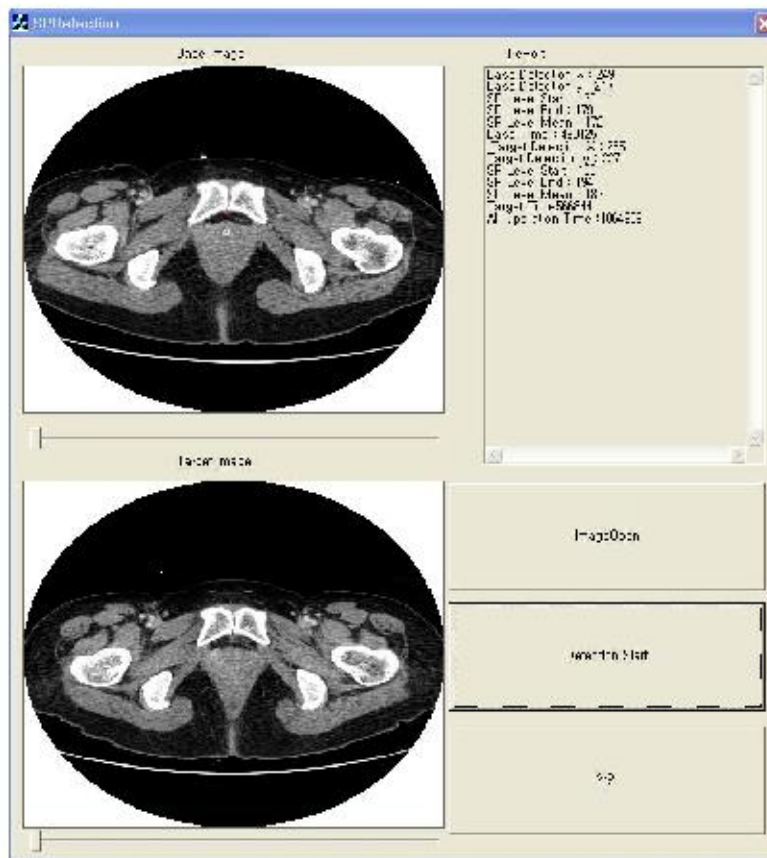


그림19. CT 스택 당 SP 검출에 걸리는 시간 (초)

2) 영상 정합 프로그램 R-Tool 에 적용.

2008년 기관고유사업으로 개발한 반자동 영상정합프로그램 R-Tool 의 수동 기준점 설정 코드 대신 SP 검출기를 삽입하여 landmark 설정을 자동화 하였다 [그림 20]. 국립 암센터의 자궁암센터에 치료 후 추적검사를 위해 내원하는 여성생식기암 환자 중, 추적CT영상검사를 시행한 환자를 대상으로 그 영상정보를 입력하여 그 performance를 분석하였다.

그림 20, R-Tool 에 적용된 SP detector.



3. 연구결과 고찰 및 결론

1) 패턴추출/인식기술을 이용한 자동 치골결합구조 검출기를 개발하여, 2008년 자궁경부암 환자모델에 적용하였을 때 기존 영상의학과 전문의의 주관적 판단에 의한 랜드마크 설정과 근접한 결과를 보여 주었다.

2) 이 자동검출기를 2008년 개발한 동 연구진의 영상정합 프로그램에 적용하였을 때, 그 일치도 또한 높게 나타내어, 판독의 객관화 측면에서 개선된 결과를 얻을 수 있었다. 뿐만 아니라 연구기간 중 같은 골반부위의 영상검사가 주를 이루는 골반강 내의 다른 부인과 암질환 (자궁체부암, 난소암 모델 등)에서의 적용도 같은 결과를 보여줌을 확인하였다.

3) 이는 각종 여성생식기암 및 골반강내 암 환자의 객관적인 치료방침 수립에 긍정적인 결과로 반영될 것임.

4) 그러나, 자동검출기를 적용하였을 때 그 계산량이 많아 판독의 시간 측면에서 개선점이 보이지 않은 점은 해결해야할 제한점으로 사료됨.

4. 연구성과 및 목표달성도

(1) 연구성과

가. 국내 및 국제 전문학술지 논문 게재 및 신청

논문명	저자 (저자구분 ¹⁾)	저널명 (I.P.)	Year: Vol(No):Page	구분 ²⁾	지원과제번호 ³⁾
Pattern analysis of doppler wave forms	정석환(제1), 정대철(교신)	ULTRASOU ND MED BIOL (2,395)	submitted	국외 SCI	0910130
Landmark Detection in Symphysis Pubis for CT Image Registration	오지용 (제1, 교신), 정대철(공동)	IEEE trans on Medical Imaging (4,00)	영문교정중.	국외 SCI	0910130

나. 기타연구성과

- 영상정합 기반 자동판독시스템 업그레이드.

(2) 목표달성도

가. 연구목표의 달성도

최종목표	연차별목표	달성내용	달성도(%)	
			연차	최종
암환자 추적영상 판독자동화시스템 개발	1차년도	특정패턴추출 알고리즘개발		100
		골반강 내 암 환자모델에 확대 적용		70

나. 평가의 착안점에 따른 목표달성도에 대한 자체평가

평가의 착안점	자 체 평 가
특정패턴추출 알고리즘개발	전문회의의 주관적 판단에 근접하는 자동검출기 개발.
곧반강내 암 환자모델에 확대 적용	곧반강 영상을 실시하는 암종에 고르게 적용가능함을 규명.

5. 연구결과의 활용계획

(1) 연구종료 2년후 예상 연구성과

구 분	건 수	비 고
학술지 논문 게재	1	IEEE trans on Medical Imaging (400)
산업재산권 등록		
기 타		

(2) 연구성과의 활용계획

1. 자동영상시스템에 탑재, 개발완료 후, 상용화 가능성 검증 및 feasibility test 시행.
2. 장기간의 실제 데이터가 쌓인 후 상용화 절차 등을 진행할 예정임.

6. 참고문헌

- P. Viola and M. J. Jones, "Robust real-time face detection," *Int. J. Comput. Vision*, vol. 57, no. 2, pp. 137-154, 2004
- R. E. Schapire and Y. Singer, "Improved boosting algorithms using confidence-rated predictions," *Machine Learning*, vol. 37, no. 3, pp. 297-336, 1999.
- X. S. Zhou and T. S. Huang, "Small sample learning during multimedia retrieval using biasmap," in *Proc. of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, Dec. 2001.
- Parkin DM, Bray F, Ferlay J, Pisani P. Estimating the world cancer burden: Globocan 2000. *Int J Cancer*. 2001;94:153-156.
- Takeshima N, Yanoh K, Tabata T, Nagai K, Hirai Y, Hasumi K. Assessment of the revised International Federation of Gynecology and Obstetrics staging for early invasive squamous cervical cancer. *Gynecol Oncol*. 1999;74:165-169.
- C. R. Maurer and J. M. Fitzpatrick, A review of medical image registration, in *Interactive Image-Guided Neurosurgery*, R. J. Maciunas, Ed. Park Ridge, IL: Amer. Association of Neurological Surgeons, 1993, pp. 17-44
- Frederik Maes, Andre Collignon, Dirk Vandermeulen, Guy Marchal, and Paul Suetens, Multimodality image registration by maximization of mutual information, *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 16, no. 2, April 1997
- J. V. Hajnal, D. L. Hill, D. J. Hawkes, *Medical Image Registration*, CRC Press LLC, 2001
- A. W. Toga, P. M. Thompson, B. A. Payne, Elastic image registration and pathology detection chapter in: *Handbook of Medical Image Processing* Isaac Bankman, Editor Academic Press
- Branstetter BF 4th, *Basics of Imaging Informatics: Part 1, Radiology*. 2007 Apr 12;
- Roy L, Pressman BD. PACS: The Long and Winding Road. *J Am Coll Radiol*. 2006 Nov;3(11):888-90.

Weiss DL, Siddiqui KM, Scopelliti J. Radiologist Assessment of PACS User Interface Devices. *J Am Coll Radiol*. 2006 Apr;3(4):265-73.

Katsuragawa S, Doi K. Computer-aided diagnosis in chest radiography. *Comput Med Imaging Graph*. 2008 Jun-Jul;31(4-5):212-23. Epub 2007 Apr 2.

