

기관고유연구사업 최종보고서

편집순서 1 : 겉표지 (앞면)

(과제번호 : 1010120)

연구과제명 (국문) : 핵의학 및 방사선 뼈영상 융합진단법
고안 및 임상적용을 위한 소프트웨어 프레임워크 개발

연구과제명 (영문) : Development of a fusion diagnosis
method of multimodal skeletal images and its supporting
software frameworks

과제책임자 : 김 태 성

국 립 암 셴 터

편집순서 1 : 겉표지 (측면, 뒷면)

(뒷면)

(측면)

1. 이 보고서는 국립암센터 기관고유연구
사업 최종보고서입니다.
2. 이 보고서 내용을 인용할 때에는 반드시
국립암센터 연구사업 결과임을 밝혀야
합니다.

(14 pont, 고딕체)

↑
6cm ↓

↑
5cm ↓

국
립
암
셴
터

↑
3cm ↓

제 출 문

국립암센터 원장 귀하

이 보고서를 기관고유연구사업 “핵의학 및 방사선 뼈영상의 융합진단법 고안 및 임상적용을 위한 소프트웨어 프레임워크 개발” 과제의 최종보고서로 제출합니다.

2012. 01. 31

국립암센터

과 제 책 임 자 : 김 태 성

연 구 원 : 김 석 기

 " : 김 광 기

 " : 정 창 부

 " : 윤 혜 진

 " : 이 은 성

제1세부과제명(과제책임자) : 김 태 성

목 차

< 요약 문 >

(한글).....6

(영문).....8

1. 연구의 최종목표.....9

2. 연구의 내용 및 결과.....9

3. 연구결과 고찰 및 결론.....23

4. 연구성과 및 목표달성도.....26

5. 연구결과의 활용계획.....28

6. 참고문헌.....29

7. 첨부서류.....31

※ 여러개의 세부과제로 과제가 구성된 경우 위 목차와 동일하게 세부과제별로 작성함
(I. 총괄과제, II. 제1세부과제, III. 제2세부과제.....)

편집순서 4 : 요약문 (한글)

< 요약문 >

연구분야(코드)	I-1		과제번호	1010120
과제명	핵의학 및 방사선 뼈영상 융합진단법 고안 및 임상적용을 위한 소프트웨어 프레임워크 개발			
연구기간/연구비 (천원)	합계	2010년 1월 1일 ~ 2011년 12월 31일	80,000	
	1차년도	2010년 1월 1일 ~ 2010년 12월 31일	40,000	
	2차년도	2011년 1월 1일 ~ 2011년 12월 31일	40,000	
	3차년도	년 월 일 ~ 년 월 일		
과제책임자	성명	김태성	소속	핵의학과
	전화번호	1730	전자우편	tsangel@ncc.re.kr
책임단어	국문	핵의학 뼈영상, 영상정합, 영상융합		
	영문	Nuclear skeletal imaging, image registration, image fusion		
<p>◆ 연구목표</p> <p><최종목표></p> <ul style="list-style-type: none"> - 핵의학 및 방사선기기들에서 얻어진 영상들에서 뼈의 병변들을 특이적으로 진단하는데 도움을 주기 위한 융합진단 방법을 고안한다. - 개발된 방법들을 실질적으로 임상과 연구에 적용을 할 수 있게 하는 소프트웨어 프레임워크를 개발한다. <p><당해년도 목표></p> <ul style="list-style-type: none"> - 뼈영상 2D&3D 융합시스템의 정확도 검증 및 피드백 - 소프트웨어 프레임워크의 개발 완료 - 선행연구에서 개발된 뼈영상검출방법 및 뼈 PET 표시방법을 임상적용 - 개발된 소프트웨어 프레임워크를 공개 및 배포 <p>◆ 연구내용 및 방법</p> <p><1차년도></p> <p>1) 뼈스캔에서 검출된 병변과 3차원 체적영상(CT, PET)과의 연동</p> <ul style="list-style-type: none"> - 다수의 뼈스캔 영상들의 다양한 영상정보를 분석하여 병변을 검출 - 2차원적 뼈스캔 영상의 병변을 3차원적 CT 또는 PET 영상에 연동하여 병변들의 세밀한 위치과악과 감별진단을 지원 - 방법 <ul style="list-style-type: none"> ① 일련의 뼈스캔 영상의 영상향상 및 병변검출 수행 <ul style="list-style-type: none"> · 환자의 뼈스캔 영상들에 대한 대조도 정규화 등의 영상향상 실행 · 뼈스캔 영상의 부위별 분할 및 정합을 통한 병변 검출 ② 2차원 뼈스캔과 3차원 체적영상(CT, PET)과의 융합 수행 <ul style="list-style-type: none"> · 3차원 체적영상의 2차원 프로젝션 뼈영상 생성 · 2차원 프로젝션 뼈영상과 뼈스캔 영상과의 정합 · 2차원 정합정보를 이용한 3차원 체적영상과 2차원 뼈스캔과 연동 				

2) 연구의 임상적용을 위한 소프트웨어 프레임워크의 개발 및 공유

- PACS 및 획득기기, 기존 DICOM 워크스테이션과 새로 개발된 연구용 프로그램을 유기적으로 연동하는 프로그램을 (이미지스테이션) 개발함.
- 영상을 디스플레이하는 프로그램 (viewer)을 개발하고, 이 프로그램에서 간단한 사용자 조작으로 병변 검출, 융합영상 제작 등의 기능을 연결하도록 하는 인터페이스 제작함.

<2차년도>

- 1) 2D&3D 융합시스템의 정확도 검증 및 보완
- 뼈 영상 데이터베이스 구축 : 뼈 스캔 및 뼈 PET/CT 영상 DB의 구축
 - 구축된 DB를 이용하여 2D&3D 융합시스템의 정확도 검증 및 보완
- 2) 뼈 병변 가시화 평가
- 영상 normalization 평가 : 30명의 환자를 대상으로 4가지 방법으로 촬영한 영상을 비교, 판독에 도움 되는 정도를 파악
 - 뼈 스캔과 뼈 PET/CT의 2차원 프로젝션 영상 비교 평가 : 뼈 PET을 시행하고 가시화 방법을 적용한 것과 bone scan을 비교평가
- 3) 소프트웨어 프레임워크의 개발 및 배포
- 3차원 체적 의료영상을 처리하는 라이브러리의 개발
 - 의료영상의 정량화

◆ 연구성과

-정량적 성과

구분	달성치/목표치 ¹⁾	달성도(%)
SCI 논문 편수	1/2	50%
IF 합	1.421/2	71%
기타 성과	프로그램 등록 : 1/1	

- SCI 논문 : "Comparison of Image Enhancement Methods for the Effective Diagnosis in Successive Whole-Body Bone Scans", Journal of Digital Imaging(IF 0.98), 2010년 3월 2일
- 프로그램 등록 : "뼈스캔 진단지원 프로그램"
- 프레임워크 개발 및 공개 : DICOM software development library 공개 (google code)

-정성적 성과

- 뼈 스캔 영상에 대한 모니터링 및 진단 시간 단축과 정확도 향상
- DICOM 영상에 대한 소프트웨어 프레임워크 공개로 연구결과 공개 가능
- 암센터 DB와의 연동을 통해 지속적인 데이터 관리 및 기능 향상 가능
- 한국동위원소협회 및 핵의학회에서 시행하는 PET/CT 정도관리를 위한 팬텀분석 프로그램 제작

**◆ 참여연구원
(최종연도 참여인원)**

성명 김태성, 김석기, 김광기, 정창부, 윤혜진, 이은성

※ 요약문의 총분량은 2page 이내로 제한함

Project Summary

Title of Project	Development of a fusion diagnosis method of multimodal skeletal images and its supporting software frameworks
Key Words	Nuclear skeletal imaging, image registration, image fusion
Project Leader	Kim Tae Sung
Associated Company	
<p>[Final goal]</p> <ul style="list-style-type: none"> - Development of new method to diagnose bone lesions in images which are obtained from nuclear and radio-graphic devices - Development of the software framework to support clinical trials and researches based on the developed method <p>[Contents]</p> <ul style="list-style-type: none"> - Inter-working between lesion image extracted from the bone scan, and three-dimensional volume(CT, PET) images - Development and sharing of new software framework to support clinical researches. - Verification of accuracy and feedback of 2D and 3D fusion system - Evaluation of bone scan visualization - Distribution of the developed software framework <p>[Products]</p> <ul style="list-style-type: none"> - Quantitative product <ul style="list-style-type: none"> · SCI paper : 1 · Conference proceeding : 3 · Intellectual property : 2 - Qualitative product <ul style="list-style-type: none"> · Reduction of monitoring and diagnosis time for bone scan images, and improvement of accuracy. · Development of phantom analysis software to control quality of PET/CT images · Persistent data management and improvement of additional functionalities 	

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

1. 연구의 최종목표

- 핵의학 및 방사선기기들에서 얻어진 영상들에서 뼈의 병변들을 특이적으로 진단하는데 도움을 주기 위한 융합진단 방법 고안
- 개발된 방법들을 실질적으로 임상과 연구에 적용을 할 수 있게 하는 소프트웨어 프레임워크 개발

2. 연구의 내용 및 결과

1차년도(2010.1~2010.12)

연구내용 및 방법

(1) 뼈 스캔에서 병변의 검출과 3차원 체적영상(CT, PET)과의 연동

- ① 일련의 뼈 스캔 영상의 영상향상 및 병변검출 수행
 - 환자의 뼈 스캔 영상들에 대한 정규화 실행
 - PIXON 방법을 이용한 잡음제거 : 뼈영역에 있는 잡음은 뼈의 밝기로, 스캔영역에 있는 잡음은 스캔의 밝기로, 이외의 영역에 있는 잡음은 배경의 밝기로 조정

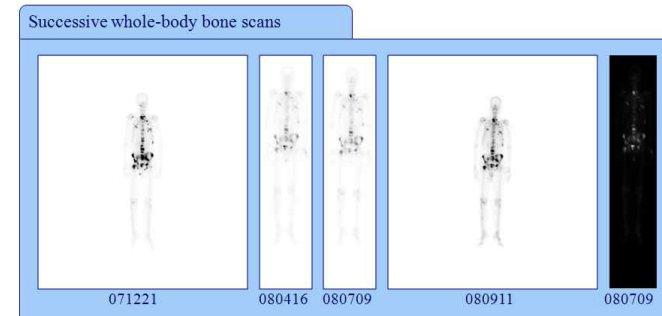


그림 1. 동일 환자의 뼈스캔 영상들 - 다양한 크기와 대조도를 보임.

- 크기 및 방향 정규화 : 그림 2와 같이 오브젝트를 추출하여 크기 및 방향 정규화 수행.

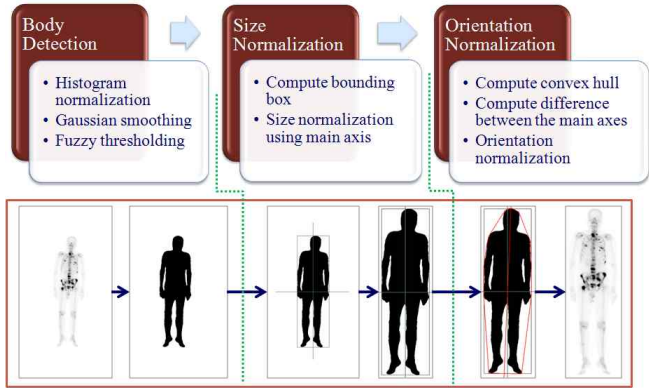


그림 2. 크기 및 방향 정규화 과정

- 대조도의 정규화 : Histogram matching 방법을 이용하여 영상의 대조도를 일치시킴.(그림 3)

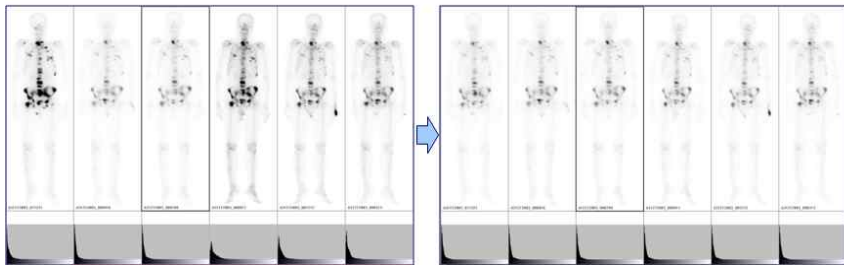


그림 3. 히스토그램 매칭을 이용한 대조도를 일치의 예

- 뼈 스캔 영상의 부위별 분할 및 정합을 통한 병변 검출
- Peak points 검출 : 히스토그램 정규화와 가우시안 스무딩을 이용하여 전처리를 수행하여 아래 식(1)과 같은 커널을 활용한 bigger linear averaging filtering을 수행함.

$$W_{w \times h} = \begin{pmatrix} \begin{matrix} 1 & 2 & \dots & \frac{w+1}{2} & \dots & 2 & 1 \\ 2 & 3 & \dots & \frac{w+1}{2} + 1 & \dots & 3 & 2 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ \frac{2}{w+h} & \frac{h+1}{2} & \frac{h+1}{2} + 1 & \dots & \frac{w+h}{2} & \dots & \frac{h+1}{2} + 1 & \frac{h+1}{2} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 2 & 3 & \dots & \frac{w+1}{2} + 1 & \dots & 3 & 2 \\ 1 & 2 & \dots & \frac{w+1}{2} & \dots & 2 & 1 \end{matrix} \end{pmatrix} \quad (\text{식 1})$$

- Reference points 검출 : Peak points 중에서 해부학 정보를 이용하여 reference points 추출함.

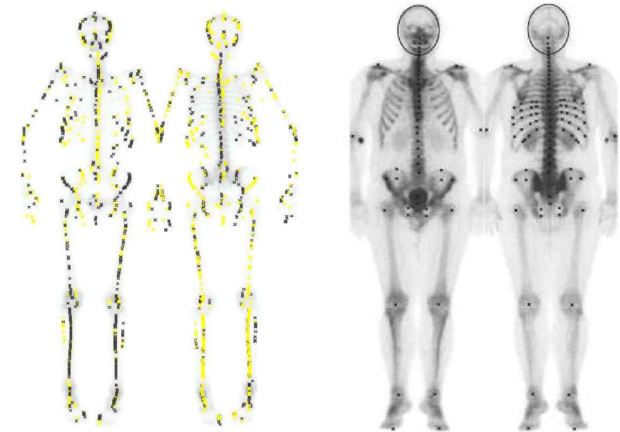


그림 4. Peak points 검출 결과(좌)와 reference points 검출 결과(우)

- Reference points와 해부학적 정보를 이용한 신체부위별 분할 - 골격계에서 주요한 신체 부위별 분할(머리, 가슴, 척추, 팔, 다리, 골반 등)

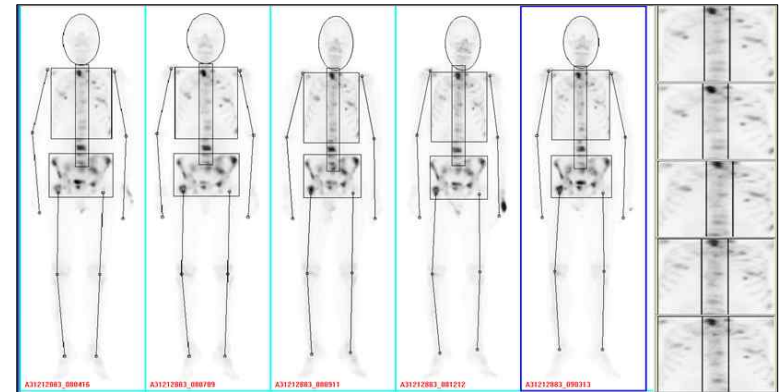


그림 5. 그림 3에 대한 신체부위별 분할 결과

- 신체부위별 영상의 non-rigid 정합 및 shift vectors를 활용한 차영상 획득

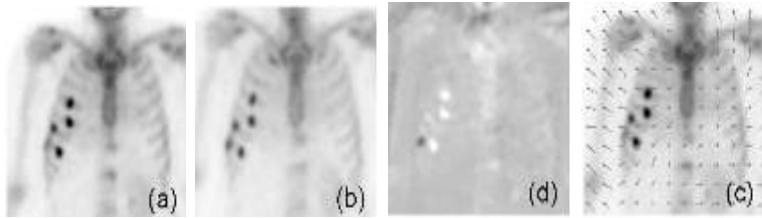


그림 6. 신체부위별 영상의 정합 및 차영상 획득 과정

· 차영상 분석을 통한 병변 후보 검출 및 FP 제거



그림 7. 병변 후보 검출 및 FP 제거 결과

② 2차원 뼈스캔과 3차원 체적영상(CT, PET)과의 융합 수행

- 3차원 체적영상의 2차원 프로젝션 뼈영상 생성

· CT 영상에서 계산된 Attenuation coefficient를 반영한 최대강도투사 방법 적용

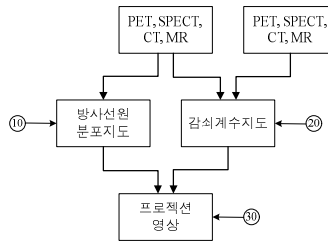


그림 8. 3차원 체적영상의 2차원 프로젝션 뼈 영상 생성 개념도

> Attenuation coefficient를 반영한 MIP(maximum intensity projection) 방법을 적용

하여 뼈 PET의 전면부와 후면부 2차원 영상 획득

> CT number의 HU(hounsfield unit)를 고려한 attenuation coefficient 계산

$$\begin{cases} coef. = 0.15 + (1.52 \times 10^{-4}) \times HU & (HU < 0) \\ coef. = 0.15 + (1.14 \times 10^{-4}) \times HU & (HU \geq 0) \end{cases}$$

- 2차원 프로젝션 뼈 영상과 뼈 스캔 영상과의 정합

· 뼈 영역이 보다 선명한 후면부 영상들에 대하여 non-rigid 정합 수행

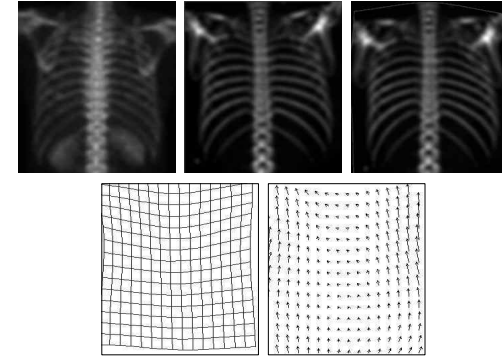


그림 9. 뼈 스캔 영상, CT 영상의 프로젝션 영상, 정합 후 영상, 변환 그리드, 변환 필드

- 2차원 정합정보를 이용한 3차원 체적영상과 2차원 뼈 스캔과 연동

· 앞서 계산된 정합의 변환식을 이용하여 3차원 체적영상과 2차원 뼈 스캔 연동

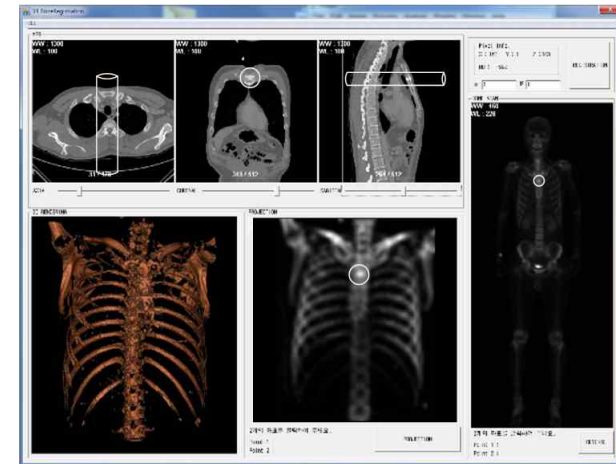


그림 10. 2차원 뼈 스캔과 3차원 CT 영상과의 연동 시스템

(2) 연구의 임상적용을 위한 소프트웨어 프레임워크의 개발 및 공유

① 소프트웨어 프레임워크의 개발

- DICOM software development library 개발

> 라이브러리의 기능

- 의료영상의 근간형식이 되는 DICOM Part 10 format 파일의 입출력
- RAW encoding 방식뿐만 아니라 jpeg/jpeg2000 format encoding으로 저장이 된 영상을 읽고 쓸 수 있음
- DICOMDIR 파일의 내용을 읽고 쓸 수 있음

> 유사 공개 DICOM 개발라이브러리와 비교시 특징 및 장점

- 대량의 DICOM 영상의 고속처리가 가능함
- 디스크 뿐만 아니라 메모리에서 직접 로딩할 수 있음
- 매우 간결한 프로그래밍 인터페이스
- zip 압축된 DICOM파일을 읽을 수 있어 소형 DICOM 파일 서버 구축이 용이

> 다른 공개 DICOM 개발라이브러리의 성능비교

	DICOMSDL	Comparison
Build database of 48,000 DICOM files in 5.7 gigabtes	79 sec	190sec ¹⁾
Extract values from 1,800 files in 130 megabytes	1.53 sec	3.57sec ²⁾

1) Conquest DICOM software based on UCDMC DICOM code (<http://www.xs4all.nl/~ingenium/dicom.html>)

2) Grossroots DICOM(<http://sourceforge.net/projects/gdcm>)

표 1. DICOM 라이브러리 간 성능 비교

- Volumetric medical image processing library 개발

> 라이브러리의 기능

- PET, CT 및 MR 등의 3차원 의료영상 처리를 위해 개발
- DICOM software development library와 함께 사용

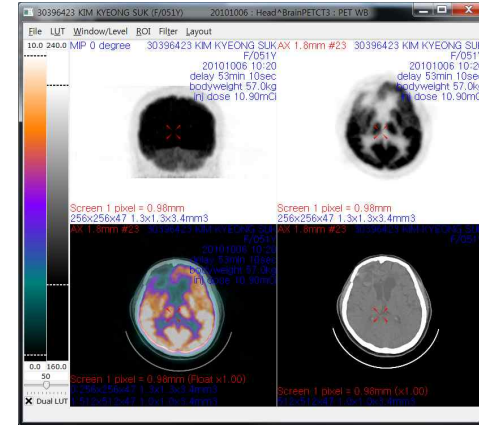


그림 11. PET, CT 및 MR 등의 3차원 의료영상 가시화 결과

② 소프트웨어 프레임워크의 공유

- Google code를 통한 DICOM software development library의 공개
- 관련사이트 : <http://code.google.com/p/dicomSDL/>

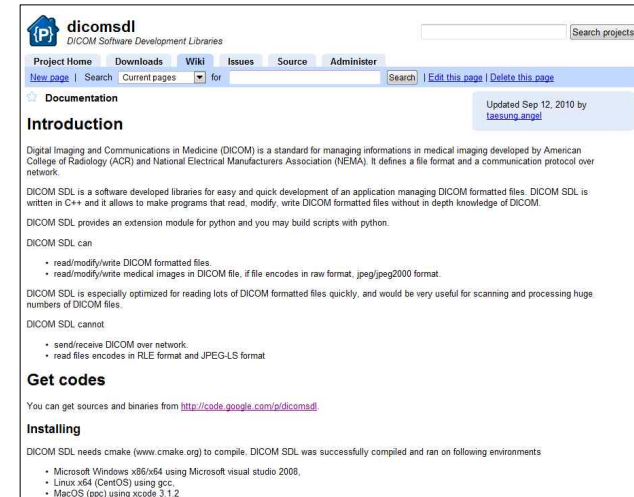
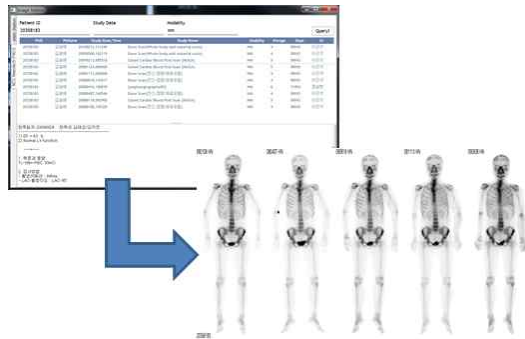


그림 12. 소프트웨어 프레임워크를 공개한 사이트 화면

(1) 2D & 3D 융합시스템의 정확도 검증 및 보완

① 뼈 영상 데이터베이스 구축

- 핵의학 검사정보를 이용하여 PACS 시스템에서 환자의 과거 영상을 가져온 후, 현재 검사 영상과 매칭하여 비교분석하고 판독의에게 제공함.



② 2D&3D 융합시스템의 정확도 검증 및 보완

- 정합 알고리즘 개선방법 연구 : Fusion-based retrospective registration, Surface matching, deformable registration 알고리즘 등
 - > CT 영상으로부터 뼈 영상의 3차원 볼륨 ROI 획득

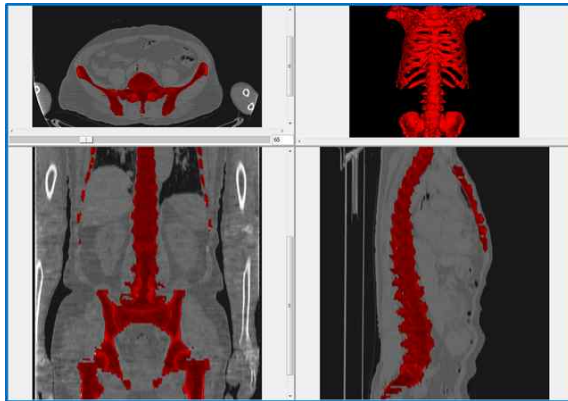


그림 13. 3D volume ROI

> 2차원 Bone extract CT와 PET간의 융합

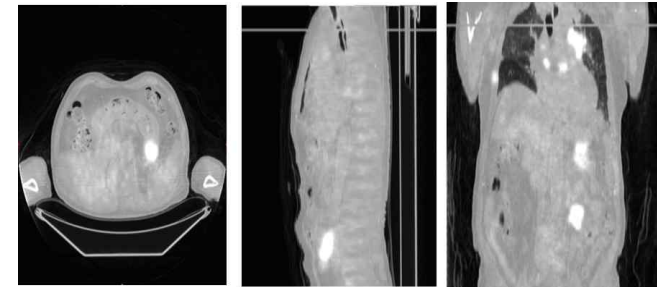


그림 14. Fused images of bone extract CT and PET

> 3차원 볼륨 데이터에 대한 CT와 PET간의 융합

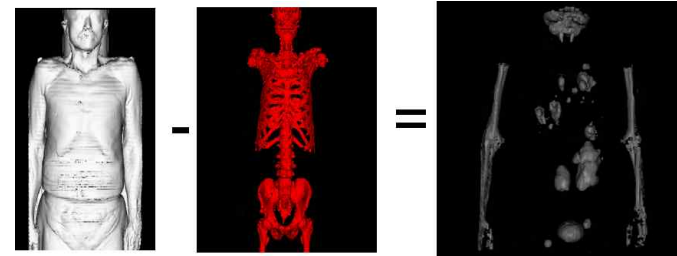


그림 15. Fused 3D images of CT and PET

> Deformable registration을 통한 병변 검출

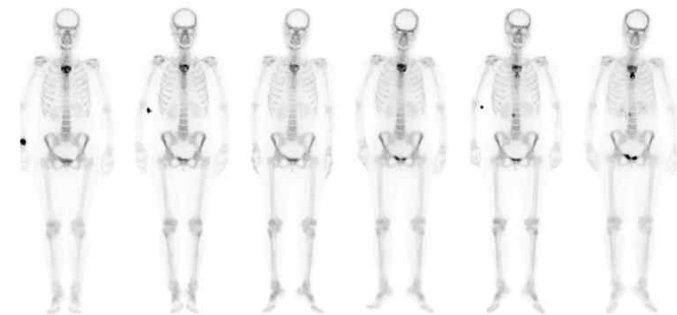


그림 16. Successive bone scan. 가장 왼쪽이 기준(target)영상임.

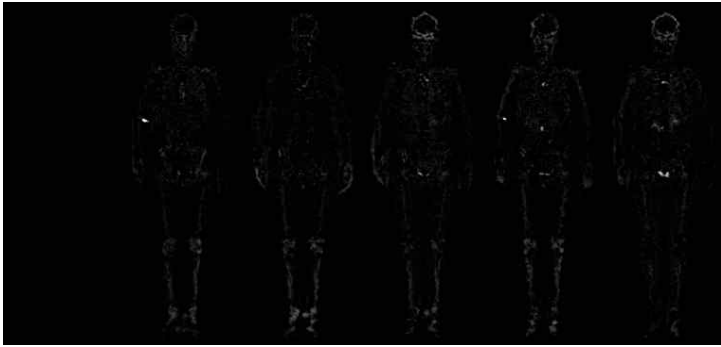


그림 17. Deformable registration 후 차이 영상. 병변의 위치가 가장 밝은 값으로 나타남

(2) 뼈 병변 가시화 평가

① Bone scan 영상 개선 알고리즘의 임상 적합성 평가

- 사용영상 개선 알고리즘 : Histogram equalization(HE), Exact histogram matching(EHM), Contrast-limited adaptive histogram equalization(CLAHE)
- 29명의 환자에 대해 환자당 12장의 연속적인 scan 이용
- 평가 항목 1 : 영상 품질 평가
 - > 평가 기준
 - Intensity의 일관성, soft tissue의 가시화 정도
 - 뼈와 soft tissue의 비율, 정상 - 비정상 병변 간의 비율
 - > 평가 방법 : 3 point subjective scale 이용
 - 1 = poor quality, 2 = Equivocal quality, 3 = Excellent quality
 - > 평가 결과 : EHM 알고리즘이 일관성 유지 측면에서 가장 우수한 결과를 나타냄

Comparing Quality of image		Enhancement method		
		HE	EHM	CLAHE
Quality factor	Consistency	136	161	157
	Soft tissue visualization	126	158	153
	Bone to soft tissue ratio	159	144	143
	Abnormal to normal ratio	133	164	152
	Total score	554	627	605

표 2. 영상 품질 평가 결과

> 결과 영상의 예 :

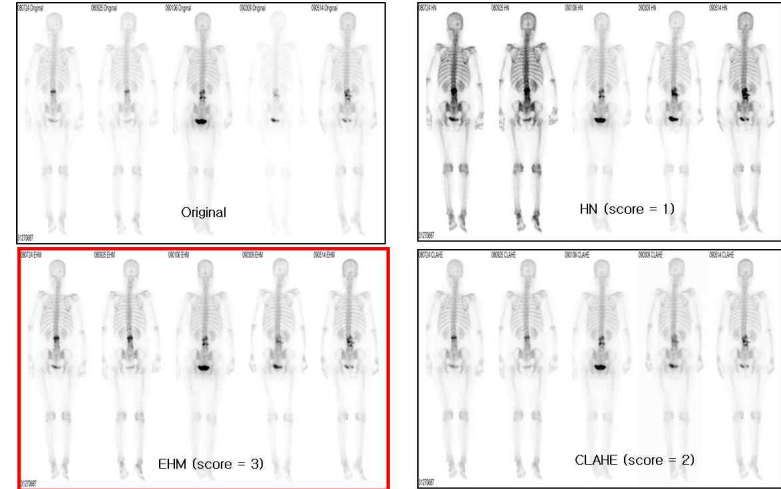


그림 18. 영상 품질 평가의 예

- 평가 항목 2 : 성능 평가

> 평가 기준

- interval 변화에 대한 blind test
 - Gold standard : consensus of 2 senior observer
- #### > 평가 방법 : 3 point subjective scale 이용
- 1 = Decreased uptake
 - 2 = No change or equivocal
 - 3 = Increased uptake or new lesion

> 평가 결과 : CLAHE 알고리즘이 gold standard에 가장 부합되는 결과를 나타냄

	Kappa	p value
HE	0.476	<.001
EHM	0.687	<.001
CLAHE	0.884	<.001

표 3. 성능 평가 결과

> 결과 영상의 예 :

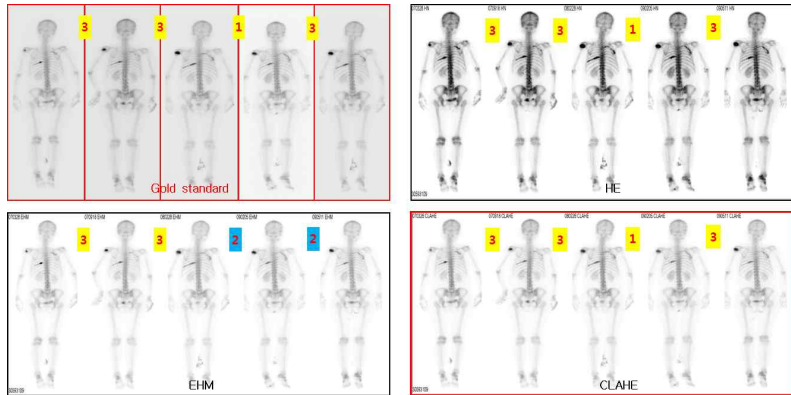


그림 19. 성능 평가의 예

(3) 소프트웨어 프레임워크의 개발 및 배포

① 3차원 체적 의료영상을 처리하는 라이브러리 개발

- DICOMSDL(DICOM software development library) 개발완료

> 주요 기능

- DICOM part 10 파일의 read, write
- DICOM 파일로부터 압축(JPEG, JPEG2000) 데이터를 추출 및 저장

> 기존 라이브러리와 DICOMSDL 상에서의 데이터 셋의 구성 비교

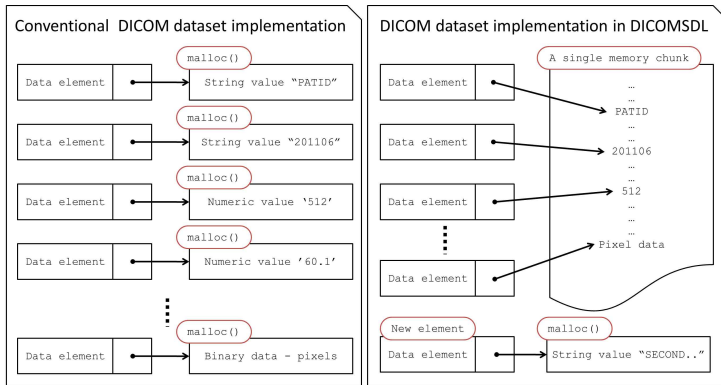


그림 20. 기존 라이브러리와 DICOMSDL상에서의 데이터 셋 구성 비교

- 기존 라이브러리에서는 값을 저장하기 위해 모든 데이터 구성요소에 메모리를 할당해야 하나 DICOMSDL에서는 새로운 데이터 구성요소가 추가되거나 값이 변경될 때에만 메모리 할당이 수행되어 효율적인 관리가 가능함

> 성능 평가 #1 : 6,400장의 DICOM영상(약 1.3GB) 데이터에 대해 Reading 속도 비교

- 기존의 라이브러라인 DCMTK, Grassroots DICOM(GDCM)과의 성능 비교
- 서로 다른 저장매체(하드 디스크, SSD)에서의 성능 비교

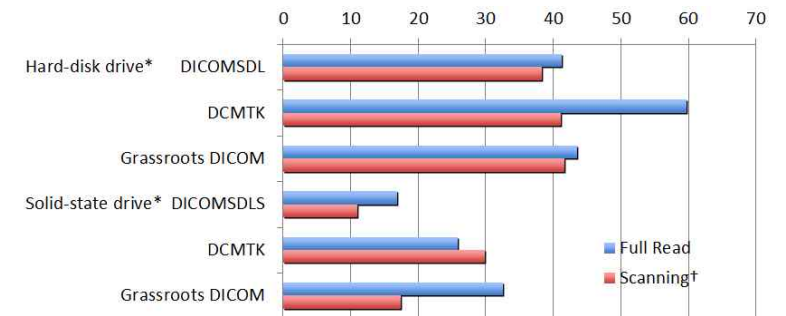
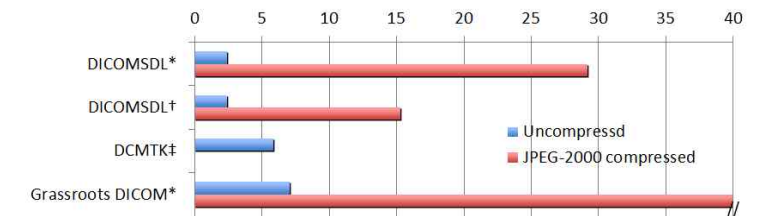


그림 21. DICOM파일의 reading performance 평가

> 성능 평가 #2 : 압축 및 비압축 3차원 PET/CT 데이터에 대한 라이브러리 비교 평가

- JPEG2000으로 압축된 데이터가 전반적으로 느린 경향을 나타내었으나 효과적인 디코더 선택을 통해 수행시간을 개선할 수 있을 것으로 예상함
- 기존 라이브러리에 비해 DICOMSDL의 수행시간이 대폭 향상됨을 확인하였음



* JPEG-2000 codec from OpenJPEG library was used; † JPEG-2000 codec from Intel® IPP library was used; ‡ JPEG-2000 option is not available in free DCMTK version.

그림 22. 압축 및 비압축 데이터에 대한 라이브러리 별 평가

> 성능 평가 #3 : 프로그래밍의 단순화

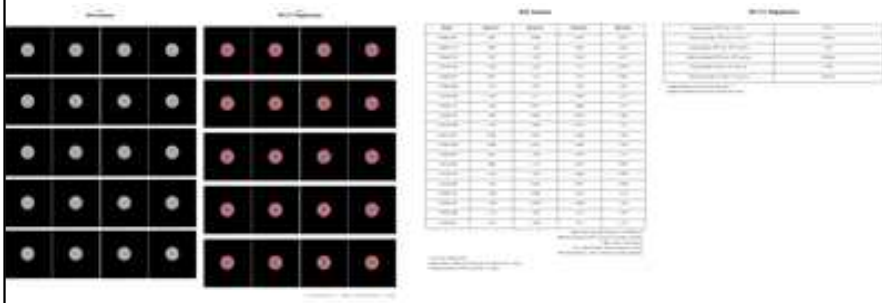
- DICOMSDL은 기존의 라이브러리들에 비해 단순화된 프로그래밍 접근방법을 제공하므로 애플리케이션 제작 시간을 크게 단축할 수 있으며 접근이 용이함.
- 예를 들어, 기존의 라이브러리 중의 하나인 DCMTK의 경우 세밀한 API가 제공되고 있으나 초보자가 이해하고 활용하기에 많은 어려움이 있음
- 다음은 동일한 기능을 수행하는 함수의 작성에 사용된 세 가지 라이브러리의 사용 예를 비교한 것으로 DICOMSDL이 상대적으로 간단하게 프로그래밍이 가능함을 확인할 수 있음.

DICOMSDL	DCMTK	Grassroots DICOM
<pre>std::string PatientName; dicomfile *dcmfile; dcmfile = open_dicomfile("img001.dcm"); if (!dcmfile) { /// Error in reading file return; } PatientName = dcmfile -> get_dataelement(0x00100010) -> to_string("N/A"); // N/A if dataelement is not available close_dicomfile(dcmfile);</pre>	<pre>std::string PatientName; DcmFileFormat dcmfile; OFCondition cond; const char *c = NULL; cond = dcmfile.loadFile("img001.dcm", EXS_Unknown, .. options ..); if (cond.bad()) { /// Error in reading file return; } if (dcmfile.getDataset()->findAndGetString(DcmTagKey(0x0010, 0x0010), c).good() && c) PatientName = c; else PatientName = "N/A";</pre>	<pre>std::string PatientName; gdcm::Reader reader; reader.SetFileName("img001.dcm"); if(!reader.Read()) { /// Error in reading file return; } gdcm::DataSet &ds = reader.GetFile().GetDataSet(); const DataElement &de = ds.GetDataElement(gdcm::Tag(0x0010, 0x0010)); if (de != ds.GetDEnd() && de.GetByteValue() && de.GetByteValue()->GetPointer() && de.GetByteValue()->GetLength()) PatientName = std::string(de.GetByteValue()->GetPointer(), de.GetByteValue()->GetLength()); else PatientName = "N/A";</pre>

그림 23. 세 라이브러리 간의 프로그래밍 용이성 비교의 예

② 한국동위원소협회 및 핵의학회에서 시행하는 PET/CT 정도관리를 위한 팬텀분석 프로그램 제작

각 병원에 설치된 PET/CT 기기들의 정도관리를 위해서 팬텀 영상을 분석하는데 있어 객관적인 방법이 요구됨. 이에 본 연구과제를 이용한 라이브러리를 이용하여 팬텀분석 프로그램을 제작하여 팬텀 영상을 정량분석을 시행하여 적절하지 않은 영상을 만들어 내는 PET/CT 기기를 판별해 내는 프로그램을 작성하여 운영함.



3. 연구결과 고찰 및 결론

- 국내·외 관련분야의 기술개발 현황과 연구결과가 국내·외 기술개발 분야에서 차지하는 위치 등을 기술
- 연구결과 해석 및 다른 결과와의 비교분석 등에 대해 고찰하고 결론을 서술함

3.1 임상적인 배경 및 국내·외 관련분야 기술개발 현황

- 뼈 스캔으로 대표되는 핵의학 뼈 영상은 뼈 전이나 악성 뼈 종양에서 나타나는 골대사의 변화를 영상화하여 병변을 높은 민감도로 발견해낼 수 있지만, 퇴행성변화나 양성골종양에서도 골대사의 변화가 나타나기 때문에 암 전이와 감별하기 어려운 경우가 있음.
- 이러한 경우 X-ray 또는 같이 시행된 CT 스캔을 참고하면 뼈 스캔에서 보이는 병변을 감별 진단하는데 매우 도움이 됨.
- 숙련된 핵의학과 전문의의 경우 뼈 스캔에서 보이는 병변과 방사선영상의 위치를 능숙하게 상관시켜 판독해낼 수 있으나, 그렇지 못하는 경우 뼈 스캔에서 보이는 소견에 해당하는 해부학적 위치를 CT등에서 올바르게 찾아내지 못하여 뼈 스캔의 소견에 대해 잘못된 판단을 내릴 수도 있음.
- 이러한 경우 핵의학 스캔과 CT를 포함한 다른 방사선 영상을 융합하여 제시할 수 있다면 병변을 올바르게 감별 진단하는데 크게 도움 될 것으로 예상됨.
- 뼈 스캔 영상과 X-ray 영상 매칭을 수행한 예가 있기는 하나*, 고정된 자세에서 뼈 스캔과 X-ray를 연달아 시행하여야 함. 이 방법으로는 이미 얻어진 영상으로 융합영상을 얻을 수 없어 실용성이 매우 제한적임. (* Henriksen et al, Two-dimensional fusion imaging of planar bone scintigraphy and radiographs in patients with clinical scaphoid fracture: an imaging study. Acta Radiol. 2009 Jan;50(1):71-7.)
- PET-CT나 PET-MRI등 3차원 영상끼리 융합하는 기법은 이미 널리 사용되는 방법이지만, 해부학적 정보가 부족한 핵의학 2차원 영상을 3차원 영상과 매칭하는 것은 쉽지 않아 국내외적으로도 연구가 잘 이루어지지 않은 분야임.
- 핵의학 및 영상의학 분야에 이미 많은 공개용, 상용 영상분석도구들이 있음.
- 비록 PET이나 CT, MRI등 기기 구입 시 제작사에서 제공하는 워크스테이션 시스템에는 영상 분석도구도 포함되어 있으나 자사기기에서 얻지 않은 영상을 분석하기 위해서는 많은 불편함이 있으며, 제작사에서 제공하지 않은 특화된 연구를 수행하기는 어려운 실정임.
- Hermes© 등 회사에서 판매하는 상용소프트웨어들은 여러 회사의 다양한 기기에서 얻어진 영상들을 처리할 수는 있으나 역시 소프트웨어에 포함되지 않은 기능을 이용하기는 어려우며 가격도 매우 높아 연구에 부담되며 여러 컴퓨터에 동시에 설치하는 것도 어려움.
- 프리웨어 소프트웨어로는 대표적으로 ImageJ, Osirix등을 들 수 있음.
- 미 NIH에서 개발된 ImageJ는 Java 프로그램으로 작성되었으며 특정 연구를 위해 필요한 기능을 프로그래밍하거나 플러그인 형태로 설치하여 추가할 수 있다는 장점이 있어 많은 연구자들이 이를 이용하여 연구를 수행하고 있음. 하지만, 불편한 인터페이스로 인하여 대규모 임상데

이터를 처리하기는 불편하여 관독실에서의 활용도가 낮은 편임.

- Osirix의 경우, 쉬운 인터페이스로 실제 임상에서 이용하는 경우도 많으며, 연구를 위한 프로그램의 확장성도 제공하고 있음. 그러나 애플 계열의 컴퓨터 기종에서만 구동되기 때문에 다른 연구 환경들과 연동하여 쓰기는 어렵다는 제약이 존재함.
- 기타 상용/비상용 소프트웨어들은 itk-SNAP, Analyze 등이 있으며 그 특징은 다음 표와 같이 요약됨.

소프트웨어 명	주요 특징
	<ul style="list-style-type: none"> - 미국 Penn Image Computing & Science Lab에서 개발 - 3차원 의료 영상에서 해부학적 구조를 분할하기 위한 소프트웨어 - 수동 및 반자동 분할 기능 지원 - 3차원 가시화를 통해 사용자가 분할된 영역을 모니터링 할 수 있음 - 분할된 영역의 특성값 추출이 가능 - Bubble Snake 알고리즘을 사용하여 <u>사용자가 분할 영역의 진행을 멈추는 작업이 필요하므로, 사용자 주관에 따라 분할 결과가 다름</u> - 복잡한 파라미터를 사용자가 입력해야 하므로, 수학적 지식이 없는 사용자는 사용하기 힘들
	<ul style="list-style-type: none"> - Mayo Clinic에 의해 개발된 상용 소프트웨어로써 다양한 형태의 의료영상 처리 및 분석을 위한 소프트웨어 - 볼륨 렌더링을 통해 사실적인 가시화를 지원하고 있음 - Morphological-based, Watershed 등의 다양한 분할 방법을 지원 - 다양한 기능을 지원하는 반면 전문적인 작업을 요구하는 경우 그 기능이 상대적으로 약하다는 단점이 있음 - 복잡한 인터페이스로 사용하기 위해서는 많은 학습이 요구됨
	<ul style="list-style-type: none"> - 다목적 연구에 적합한 Numerical Computing and Programming Language 통합 패키지 - Tool-box 형태의 확장 기능 이용을 위한 고가의 추가 비용 필요 - 다양한 타 개발 도구와의 연동 가능하나 프로그래밍 기법 복잡
	<ul style="list-style-type: none"> - 광범위한 2차원 및 3차원 영상 처리 및 분석 기능 제공하는 대표적 상용 소프트웨어 - 확장 기능 이용을 위한 높은 추가 비용 필요 - 해외 연구 기관에서도 폭넓게 사용됨

표 5. 해외 소프트웨어들의 특징 비교

3.2 고찰(연구결과에 대한 추가적인 고찰 기술 필요)

- 따라서 본 연구에서는 상기 기술한 배경과 전 단계 연구(2009년 기관고유과제)에서 뼈 영상 분

석을 위한 임상영상 처리과정에서 경험한 많은 불편함을 해결하기 위해 자체적으로 뼈 영상을 분석할 수 있는 기법을 정립하고 특화된 새로운 프로그램을 개발하고자 하였음.

- 전 단계 연구를 통해 어느 정도의 임상적인 활용능력을 확보하였으나, 당 연구에서는 향후의 지속적인 활용에 대비하여 프레임워크 화를 수행하고 체계적인 개발이 이루어질 수 있도록 하였음.
- 본 연구과정에서 제작된 프로그램 라이브러리와 분석 기술을 응용하여 만든 정량분석도구를 제작함에 따라 불필요한 외산 소프트웨어 도입을 줄일 수 있었으며, 핵의학 연구를 위한 PET/CT 영상분석에 사용되고 있음.
- 본 연구 개발 성과를 통해 3차원 의료 영상에 대한 접근성을 강화해 나갈 수 있었고, 이미 보급되어 있는 다양한 컴퓨터 기반의 영상 진단기기들의 정확도 및 성능 향상을 이룰 수 있었음.
- 대용량 데이터베이스 연동 기술과 의료 지식 베이스 관리 기술은 각종 의료 영상 데이터베이스 구축과 진단 정보를 제공하는 다양한 전문가 시스템에 접목될 수 있으며, 의료 영상 처리 및 분석 알고리즘들은 고품질의 의료용 소프트웨어 개발을 위한 근간으로 활용할 수 있음.
- 따라서 해당 분야 성과들을 적극적으로 임상에 활용할 경우, 학술적인 가치의 상승과 의료용 소프트웨어 개발 종사자들의 인지도를 높일 수 있을 것으로 생각됨.

4. 연구성과 및 목표달성도

(1) 연구성과

가. 국내 및 국제 전문학술지 논문 게재 및 신청

논문명	저자구분	학술지명	구분	지원과제번호
Comparison of Image Enhancement Methods for the Effective Diagnosis in Successive Whole-Body Bone Scans	공동	Journal of Digital Imaging	국외 SCI	1010120

- 1) 저자구분 : 교신, 제1, 공동
- 2) 구분 : 국내, 국내 SCI, 국내 SCIE, 국외, 국외SCI, 국외SCIE 등
- 3) 지원과제번호(Acknowledgement)
 - 과제번호를 연차 표시(-1, -2, -3 등)를 생략하고 7자리로 기재하고, 과제와 관련성은 있으나 불가피하게 Acknowledgement가 누락된 경우에는 '없음'으로 기재

나. 국내 및 국제 학술대회 논문 발표

논문명	저자	학술대회명	지역 ¹⁾	지원과제번호
뼈 PET/CT 영상의 가시화 방법: 감쇠효과를 적용한 투사영상	김태성	대한핵의학회	국내	1010120
DICOM Software Development Library: A Fast and Easy Open-Source DICOM Programming Library	김태성	Society for Imaging Informatics in Medicine	미국	1010120
Comparison of image enhancement methods for the effective evaluation of interval changes in successive whole-body bone scans : Clinical study of nuclear physicians' performance	윤혜진	Society of Nuclear Medicine	미국	1010120

1) 지역 : 국내, 국외

다. 산업재산권

구분 ¹⁾	특허명	출원인	출원국	출원번호
프로그램 등록	뼈스캔 진단지원 프로그램	김태성 외 3인	한국	2010-01-186-005950

1) 구분 : 발명특허, 실용신안, 의장등록 등

라. 저서 : 해당사항 없음

저서명	저자	발행기관(발행국, 도시)	쪽수	Chapter 제목, 쪽수 (공저일 경우)

마. 연구성과의 정부정책 기여 : 해당사항 없음

보고서명	정부정책	기여내용

바. 기타연구성과(정성적 연구성과)

- 뼈 스캔 영상에 대한 모니터링 및 진단 시간 단축과 정확도 향상
- DICOM 영상에 대한 소프트웨어 프레임워크 공개로 연구결과 공개 가능
- 암센터 DB와의 연동을 통해 지속적인 데이터 관리 및 기능 향상 가능
- 한국동위원소협회 및 핵의학회에서 시행하는 PET/CT 정도관리를 위한 팬텀분석 프로그램 제작

(2) 목표달성도

가. 연구목표의 달성도

○ 사업목표에 대한 달성내용 및 관련분야 기술발전예의 공헌도 등을 기술
○ 달성도(%)는 연차별목표대비 당해연도 달성도 및 최종목표대비 당해연도까지의 누적 달성도를 반드시 기입

최종목표	연차별목표	달성내용	달성도(%)	
			연차	최종
핵의학 및 방사선 뼈영상의 융합진단법 고안 및 임상적용을 위한 S/W 프레임워크 개발	1차년도	뼈영상을 2D-2D 또는 2D-3D 정합기법을 융합하고 평가	80	60
		임상연구에 유용하게 활용할 수 있는 S/W 프레임워크 설계 및 개발		
		S/W 프레임워크 설계 S/W 프레임워크 개발 S/W 프레임워크 일부 공개		
	2차년도	2D & 3D 융합시스템의 정확도 검증 및 보완	90	100
		뼈 병변 가시화 적합성 평가		
		소프트웨어 프레임워크의 개발 및 배포		
3차년도	해당사항 없음			

나. 평가의 착안점에 따른 목표달성도에 대한 자체평가

평가의 착안점	자체평가
뼈영상의 2D-2D 또는 2D-3D 정합의 정확도	당초 계획과 달리, Bone PET 영상에 대한 기초 데이터 확보가 불가능하여 정확도 검증이 수행되지 못함. 향후 데이터 확보를 통해 추가적인 검증이 반드시 필요할 것임

	로 예상됨.
S/W 프레임워크의 편리성 및 유용성	현재 임상연구에 활발하게 사용되고 있으며, 정책과제에도 유용함을 보여주고 있음.

5. 연구결과의 활용계획

(1) 연구종료 2년후 예상 연구성과

- 연구종료 2년후까지 연구사업 결과로 발생할 것으로 예상되는 성과, 즉 학술지 게재, 산업재산권 등을 단계별로 다음의 양식에 의거하여 작성함. 학술지 게재는 게재 예상 학술지 명과 Impact Factor 등을 기재함
- 연구사업의 내용이 논문이나 산업재산권과 연결되기 힘든 과제의 경우, 자유 형식으로 예상연구성과 및 활용정도를 기재하되 최대한 계량화할 것
예) DB 및 건 구축완료, OOO 시스템 구축 및 OO사업 완료

구 분	건 수	비 고
학술지 논문 게재	2	Journals of Digital Imaging(I.F 1.421)
산업재산권 등록	1	국내, 3D 의료영상의 2차원 프로젝션 방법
기 타		개발 프로그램들을 연구 혹은 정책과제수행에 적용

(2) 연구성과의 활용계획

- 연구성과물의 활용분야 및 활용방법, 활용범위 등을 구체적(특히 시간적 구체성, 예를 들어 몇 년 안에 치료기술 실용화 등)으로 기술하되, 참여기업이 포함되어 있는 과제의 경우 기업과 연계한 활용방안에 대해서도 기술함
- 추가 후속연구의 필요성에 대해서도 간략하게 기술함

- 핵의학 영상 연구 목적에서의 활용

- 국립암센터가 핵의학 관련 영상처리 원천 기술을 확보함으로써 기존의 고가 워크스테이션(GE社 AW, 1억원 이상)이나 상용소프트웨어를 사용하면서도 얻을 수 없었던 기술적인 파라미터를 활용하여 향후 영상기반의 핵의학영상 연구에 가속도가 붙을 것으로 판단됨.
- 국립암센터에서 개발한 핵의학 영상처리용 소프트웨어 프레임워크를 공개하여 다른 연구자들의 핵의학 연구에 공헌하고자 함.(Multi-dimensional image processing S/W 라이브러리 및 다양한 의학적 연구 지원을 위한 맞춤형 S/W 확장 모듈 제공)

- 첨단 기술, 정보 공유 및 기술 이전

- 국립암센터가 2D, 3D 영상정합 및 3D 가상화 기술의 보유로 논문 및 실용화 연구의 활성화 및 분자영상분야로 확대가 가능할 것으로 사료됨.
 - 세미나, 강연, 논문 발표 등을 통해 기술 발표
 - 해당 성과물의 지적재산권 획득 : 관련 기술 특허 출원 및 등록, 소프트웨어 등록 등
- #### - 전문 의료 인력 양성을 위한 교육 자료로 활용
- 의료 종사자뿐만 아니라 IT 기술 관련 종사자들을 위한 전문 교육 자료, 새로운 융합 연구 아이템 발굴을 위한 기반으로 활용 기대

6. 참고문헌

- 보고서 작성시 인용된 모든 참고문헌을 열거


- [1] DICOMSDL home page (<http://code.google.com/p/dicomSDL>)
- [2] DICOM Toolkit (<http://dicom.offis.de/dcmTk.php.en>)
- [3] Grassroots DICOM (<http://sourceforge.net/projects/gdcm>)
- [4] Intel® Integrated Performance Primitives performance library (<http://software.intel.com/en-us/articles/intel-ipp>)
- [5] OpenJPEG library (<http://www.openjpeg.org>)
- [6] JasPer Project (<http://www.ece.uvic.ca/~mdadams/jasper>)
- [7] Rigau J, Feixas M, Sbert M et al., Medical image segmentation based on mutual information maximization. Lecture Notes in Computer Science, 135-142, 2004
- [8] Pluim JPW, Maintz JBA, Viergever MA, Mutual-information-based registration of medical images: a survey. IEEE Transactions on Medical Imaging 22(8):986-1004, 2003
- [9] Otsu N, A threshold selection method from gray_level histograms. IEEE Trans Systems Man and Cybernetics 9(1):62-66, 1979
- [10] Zuiderveld K, Contrast limited adaptive histogram equalization. Graphics gems IV, Academic Press Professional, Inc., San Diego, CA
- [11] Gonzalez RC and Woods WR, Digital image processing using MATLAB. 2004: ITC.Seoul.
- [12] Hajnal JV, Hill DLG, Hawkes DJ, Medical image registration. 2001: CRC Press LLC, Boca Raton, FL
- [13] 김계현, 박성진, 홍헬렌, 신영길, 3차원 전산화 단층촬영영상과 2차원 X-선 투시영상간 표식기 기반 고속 정합, 정보과학회논문지:소프트웨어 및 응용, 33(3):267-366, 2006
- [14] Higuera FV, Hastreiter P, Naraghi R, Fahlbusch R, Greiner G, Smooth volume rendering of labeled medical data on consumer graphics hardware, Proc. SPIE. 5744:13-21, 2005

- [15] 주현식, 다중해상도 알고리즘을 이용한 고속 움직임 정합, 한국정보과학회 가을 학술발표논문집, 31(2):1-810, 2004
- [16] 우상근, 김지현, 특징 추출을 이용한 다중 영상 정합 및 융합 연구, 한국컴퓨터정보학회 논문지, 12(2):123-130, 2007
- [17] Muraki S, Kita Y, A survey of medical application of 3D image analysis and computer graphics, *Systems and Computers in Japan*, 37(1):1887-1920, 2006
- [18] Hauser H, Bischl GI, Groller E, Two-Level Volume Rendering, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 7(3):242-252, 2001
- [19] Lefohn AE, Kniss JM, Hansen CD, Whitaker RT, A streaming narrow-band algorithm-Interactive computation and visualization of level sets, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 10(4):2-16, 2004
- [20] Majumder A, Irani S, Contrast Enhancement of Images using Human Contrast Sensitivity, *Proc. of the APGV '06 Proceedings of the 3rd symposium on Applied perception in graphics and visualization*, 69-76, 2006
- [21] Cornelis N, Van Gool L, Leuven KU, Fast Scale Invariant Feature Detection and Matching, *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops, 2008(CVPRW '08)*, 1-8, 2008
- [22] 이택희, 계획원, 신영길, 3차원 의료영상 시스템의 현황과 향후 방향, *정보과학회지*, 25(2):54-58, 2007
- [23] Garcia A, Shen HW, GPU-based 3D wavelet reconstruction with tileboarding, *The Visual Computer*, 21(8-10):755-763, 2005
- [24] Rost RJ, *OpenGL Shading Language*. Addison Wesley, Boston, 2004
- [25] Ferguson RS, *Practical Algorithms for 3D Computer Graphics*, A K Peters Ltd, 2001
- [26] 김명희, 남상아, 홍헬렌, 의료영상의 3차원 가시화 기술 및 발전방향, *정보과학회지*, 16(12):13-21, 1998
- [27] Krüger J, Westermann R, Acceleration Techniques for GPU based Volume Rendering, *Proc. of the 14th IEEE Visualization 2003(VIS2003)*, 38, 2003
- [28] Parker JR, *Algorithms for Image Processing and Computer Vision*, John Wiley&Sons Inc, 1997
- [3] Gonzalez C, Woods E, *Digital Image Processing 2nd Ed.*, Prentice Hall, 2002
- [4] Pratt WK, *Digital Image Processing PIKS Inside 3rd Ed.* Wiley-Interscience, 2001

7. 첨부서류

○ 본 연구의 성과로 논문, 저서, 산업재산권, 정책정책 기여 등이 있을 경우 관련 증빙자료를 첨부하도록 함

- (1) SCI 급 논문 : Comparison of Image Enhancement Methods for the Effective Diagnosis in Successive Whole-Body Bone Scans,



Comparison of Image Enhancement Methods for the Effective Diagnosis in Successive Whole-Body Bone Scans

Chang Bu Jeong,¹ Kwang Gi Kim,¹ Tae Sung Kim,² and Seok Ki Kim²

Whole-body bone scan is one of the most frequent diagnostic procedures in nuclear medicine. Especially, it plays a significant role in important procedures such as the diagnosis of osseous metastasis and evaluation of osseous tumor response to chemotherapy and radiation therapy. It can also be used to monitor the possibility of any recurrence of the tumor. However, it is a very time-consuming effort for radiologists to quantify subtle interval changes between successive whole-body bone scans because of many variations such as intensity, geometry, and morphology. In this paper, we present the most effective method of image enhancement based on histograms, which may assist radiologists in interpreting successive whole-body bone scans effectively. Forty-eight successive whole-body bone scans from 10 patients were obtained and evaluated using six methods of image enhancement based on histograms: histogram equalization, brightness-preserving bi-histogram equalization, contrast-limited adaptive histogram equalization, end-in search, histogram matching, and exact histogram matching (EHM). Comparison of the results of the different methods was made using three similarity measures: peak signal-to-noise ratio, histogram intersection, and structural similarity. Image enhancement of successive bone scans using EHM showed the best results out of the six methods measured for all similarity measures. EHM is the best method of image enhancement based on histograms for diagnosing successive whole-body bone scans. The method for successive whole-body bone scans has the potential to greatly assist radiologists quantify interval changes more accurately and quickly by compensating for the variable nature of intensity information. Consequently, it can improve radiologists' diagnostic accuracy as well as reduce reading time for detecting interval changes.

KEY WORDS: Successive whole-body bone scans, image enhancement, Exact histogram matching, Similarity measure

osseous metastasis and evaluation of osseous tumor response to chemotherapy and radiation therapy. It can also be used to monitor the possibility of any recurrence of the tumor. Most patients with bone metastases regularly receive a whole-body bone scan within 6 months to 1 year, in order to identify the extent of the increase or decrease in bone abnormalities by detecting and/or quantifying any changes in successive bone scans. Therefore, it can assist in a more accurate diagnosis of the development of a new bone abnormality or any changes to the existing abnormality.

However, a major drawback to the diagnosis of successive bone scans is that they display variations in intensity and/or morphology, due to the difficulty of maintaining the same exact conditions of the patient and/or the gamma camera throughout the entire series of scanning sessions. This variation in intensity is caused by changes in the accumulation of radioisotopes during each examination, the image quality of the gamma camera, and the volume of water intake or the response to drug treatment of each patient. The variation in morphology is caused by changes in the image

INTRODUCTION

Whole-body bone scan or bone scintigraphy is one of the most diagnostic procedures in nuclear medicine. It plays a significant role in important procedures such as the diagnosis of

¹From the Biomedical Engineering Branch, Division of Basic & Applied Sciences, National Cancer Center, 111 Jungghalwan-ro, Itaewon-gu, Gyeonggi-do, 410-769, Goyang, South Korea.

²From the Department of Nuclear Medicine, National Cancer Center, Goyang, South Korea.

Correspondence to: Kwang Gi Kim, Biomedical Engineering Branch, Division of Basic & Applied Sciences, National Cancer Center, 111 Jungghalwan-ro, Itaewon-gu, Gyeonggi-do, 410-769, Goyang, South Korea; tel: +82-31-9202241; fax: +82-31-9202242; e-mail: kimg@ncc.ncc.re.kr

Copyright © 2010 by Society for Imaging Informatics in Medicine

Online publication 2 March 2010

doi: 10.1007/s10278-010-9273-x

424

Journal of Digital Imaging, Vol 24, No 3 (June), 2011; pp 424-438

(2) 국내 및 국제 학술대회 논문 발표 : 뼈 PET/CT 영상의 가시화 방법: 감쇠효과를 적용한 투사영상

뼈 PET/CT 영상의 가시화 방법: 감쇠효과를 적용한 투사영상

김태성¹, 김석기², 정창부³, 김광기² 국립암센터 핵의학과¹ 국립암센터 의공학과²

Purpose

뼈 PET/CT는 종리의 뼈스캔과 달리 3차원단면영상을 얻을 수 있기 때문에 병변의 국소화에 매우 우수한 장점이 있다. 판독을 위해서는 각 단면 영상들을 빠짐없이 검토하여야 하여야겠으나, 병소의 빠른 인지를 위해 수많은 단면 영상들을 개별하는 한두 장의 평면 영상이 필요하다. 일반적으로 중앙 PET에서는 최대강도 투사영상(maximum intensity projection image)을 이용하는데, 최대강도투사영상은 깊이에 상관없이 표시되기 때문에 뼈 PET/CT를 영상화하는 경우 골격의 앞뒤 구조물들이 똑같이 겹쳐져서 나타난다. 예를 들어 흉골과 척추가 겹쳐져서 표시되는데, 이 부위에 병변이 위치하는 경우 이를 인지하기 어렵게 된다. 또한 일상의 들은 종리의 뼈스캔 영상에 익숙해져 있으므로 이와 비슷한 영상을 만들 수 있는 것이 필요하였다.

Method

영광물소를 이용하여 얻은 뼈 PET/CT를 이용하였다. PET 영상의 각각의 화소들을 화소의 수치 값의 방사능을 내는 방사선원들로 가정하고 여기에서 방출되는 방사선이 신체조직들에 의해 감쇠된 후 전면 및 후면에서 위치한 가상의 평면검출기에서 영상화된 것으로 하여 감쇠효과를 적용한 투사영상을 얻었다(Fig. 1). 신체조직들의 감쇠계수는 뼈PET/CT의 CT 영상을 이용한 값을 사용하였다(Fig. 2, Ref. 1).

Fig. 1. Diagram of virtual bone scan reconstruction algorithm

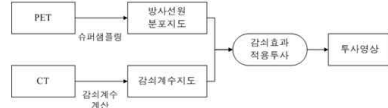


Fig. 2. Conversion equation between HU value from CT and coefficient for gamma-ray with 141 keV (Tc-99m)

$$coeff(i, j, k) = HU(i, j, k) * 1.527 + 0.15, \quad HU(i, j, k) < 0 \text{ 인 경우,}$$

$$= HU(i, j, k) * 1.140 + 0.15, \quad HU(i, j, k) \geq 0 \text{ 인 경우.}$$

Result

뼈 PET/CT를 이용하여 재구성된 감쇠효과적용투사영상은 최대강도투사영상과 달리 흉골, 갈비뼈 전방부들과 척추, 견갑골, 갈비뼈 후방부들의 구조물들을 구분해서 판정할 수 있었다. 전면과 후면에서 측정한 전장관절의 화소강도의 비율은 뼈스캔과 유사하게 표시되었다(Fig. 3).

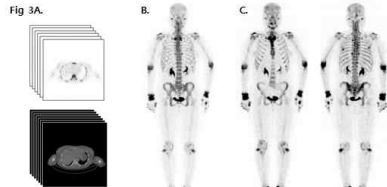


Fig. 3A. Source Image (F-18 Bone PET and CT). B. Maximal Intensities Projection View. C. Anterior and posterior projection view with simulated attenuation

Conclusion

뼈 PET/CT에서 PET의 화소수치와 CT의 감쇠계수를 이용하여 뼈스캔과 유사한 투사영상을 만들어 낼 수 있었다. 이러한 영상으로 판독의들이 기존 뼈스캔과 큰 이질감 없이 쉽게 영상을 판독하는데 유용하게 사용할 수 있을 것이다.

Reference

- Investigation of the relationship between linear attenuation coefficients and CT HU using radionuclides for SPECT, Saxby Broun, et al, Applied Radiation and Isotopes, 2008



(3) 국내 및 국제 학술대회 논문 발표 : DICOM Software Development Library: A Fast and Easy Open-Source DICOM Programming Library

DICOM Software Development Library: A Fast and Easy Open-Source DICOM Programming Library

Kim, Tae-Sung, MD¹, Seok-Hil Kim, MD, PhD¹, Chang-Bu Jeong, PhD², Kyung-Gi Kim, PhD²
¹Department of Nuclear Medicine, National Cancer Center, Republic of Korea, ²Biomedical Engineering Branch, Division of Basic & Applied Sciences, National Cancer Center, Republic of Korea

Background

Some open-source DICOM programming libraries are available. However, most of them face limitations such as poor documentation for performance limited functionality, no logs. These are major additional requirements for fast and flexible medical image visualization programming operations. We introduce DICOM Software Development Library for such requirements.

Evaluation

DCDDICOM (DICOM Software Development Library) is provided in the DICOM Part 10 files and DICOM file 0 was written in C++ and C++ successfully compiled and tested in Windows, Mac, and Linux environments. The Performance is provided using the SimpleITK, OpenCV, and ImageJ. DICOM Software Development Library has been tested for 3 years of a clinical hospital. Among the various open-source DICOM libraries, we selected those that are written in C++ and are documented from the DICOM-DCDDICOM [1] and OpenCV [2] (DCDDICOM). We evaluated their performance by using a simple game of information transmission rate at DCDDICOM [3]. 1.8 MB of 0.002 DICOM file was saved at PET and CT image, as a File 0, and 1. Same file was loaded into DCDDICOM. We set up a DICOM Software Development Library as a performance comparison to the other libraries. The difference in performance is greater in the DCDDICOM, read the File 0 (Table 1); DCDDICOM, with a faster reading operation, showed a significant improvement over DCDDICOM with a significant amount of data and DCDDICOM with a slower speed. The next simulated information of images from the groups of PET and CT image data was compared at a PET/CT study. The image in the DICOM file groups was compressed, whereas those in the other groups were compressed in the JPEG-2000 format. The fastest compressed image retrieval performance of DCDDICOM. Since the ability to decompress JPEG-2000 image (DCDDICOM) provides the JPEG-2000 module of CT image data items, in some areas, DCDDICOM is faster (Table 2). Other loading volume data from compressed image, such as DCDDICOM, and DCDDICOM are also faster. The performance of DCDDICOM, improve significantly, with the JPEG-2000 module using the DICOM Software Development Library performance library (PDF library) [4].

Discussion

DCDDICOM file is composed of a large number of data elements. Storing and retrieving small memory fragments for values in data elements while reading a DICOM file can degrade the performance. DCDDICOM avoids this problem by managing memory pointers for the values of each data element in a virtual DICOM file image. The benefit of this feature is greater when the DICOM file size is a few MB, such as 100 (Table 1). Next, loading a large number of DICOM files is a common procedure in DICOM file management. Only a small number of information values, such as study data element ID, are required in small procedures, times reading and saving an entire DICOM file is an inefficient process. DCDDICOM can partition read a DICOM file when changed. DCDDICOM file that is loaded and saved as an segment. The faster reading ability is useful, especially, when the size is large (10 or more megabyte) images or when the media that hold DICOM files are slow (CD-ROM or hard drive). DCDDICOM provides an efficient way to handle large volume log and data. DCDDICOM provides better data as a readable method for managing files. It has a limitation in reading the values in the references of the data elements.

DCDDICOM file reading uncompressed images requires a considerable amount of disk space. Some image compression file formats are used in medical image information. The JPEG-2000 format provides the highest degree of compression. However, compression and decompression are very slow in open-source libraries such as SimpleITK [5] and ImageJ [6]. In the DICOM software, the problem is reading a compressed DICOM file using the JPEG-2000 file. Among the various open-source libraries, the PDF library is the fastest readable because it is relatively responsive and the compression is fast. However, the compressed image is not always available. Furthermore, the functions of most libraries include additional steps such as attaching a file stream, getting a data set, reading a data element, and attaching a memory fragment for values.

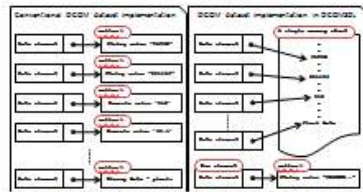


Figure 1. previous DICOM library implementation, some data elements allocate small memory blocks to information. Readable reading and writing small memory blocks can degrade the performance. DCDDICOM avoids this problem by managing memory pointers for the values of each data element in a virtual DICOM file image. Memory allocation occurs only when the data element is loaded in data value is changed.

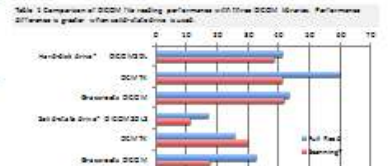


Table 1. Comparison of DICOM file reading performance with three DICOM libraries. Performance difference is greater when the data size is small.

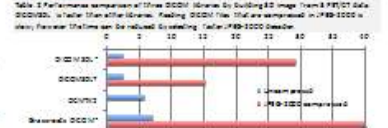


Table 2. Performance comparison of three DICOM libraries by building 88 image items from PET/CT data. DCDDICOM is faster than the other libraries. Reading DICOM files that are compressed in JPEG-2000 is faster in DCDDICOM.

```

DICDDICOM provides compressed data to read information and images. The DICOM file opening file, getting information on image data from the DICOM file, and targeting the DICOM file 0. These steps are simplified further in the DICOM Software Development Library.
DICDDICOM provides detailed DICOM documentation. Previous DICOM documentation was not so well understood. However, DCDDICOM, as well as DCDDICOM, provides detailed examples for DICOM file management.
DICDDICOM provides DICOM file management. Previous DICOM file management was not so well understood. However, DCDDICOM, as well as DCDDICOM, provides detailed examples for DICOM file management.
DICDDICOM provides DICOM file management. Previous DICOM file management was not so well understood. However, DCDDICOM, as well as DCDDICOM, provides detailed examples for DICOM file management.

```

Figure 2. Comparison of DICOM data implementation in DCDDICOM. The DICOM file and DICOM file name. Using DCDDICOM, unnecessary information can be deleted.

Conclusion

We developed an open-source DICOM library for researchers in the field of programming operations. The library can avoid them to manage DICOM part 10 files. DCDDICOM, because of its ability to write to get information on image data from DICOM files, thus a more easily understanding for DICOM file management. DCDDICOM, with a good performance in processing large DICOM file as a file mode, such as DICOM and Open source DICOM, can avoid the problem of reading a virtual DICOM file.

Reference

- DCDDICOM. Name page. <http://www.programmy.com/dicomid/>
- DCDDICOM. Name page. <http://www.programmy.com/dicomid/>
- OpenCV. Name page. http://www.opencv.org/doc/opencv_2_4_x_release.html
- ImageJ. Name page. <http://rsb.info.nih.gov/ij/>
- SimpleITK. Name page. <http://www.itk.org/SimpleITK/>
- PDF library. Name page. <http://www.muhimbi.com/Products/PDF-Rendering.aspx>



II. 제1세부과제

- 세부과제별로 별도로 작성함
- 각 세부과제의 계획서의 표지는 색지로 작성하여 쉽게 구분될 수 있도록 함.
표지에는 다음과 같은 사항을 반드시 기재함.

**세부과제명 : 핵의학 및 방사선 뼈영상의 융합진단법 고안 및 임상적용을
위한 소프트웨어 프레임워크 개발**

세부과제책임자(성명/소속) : 김태성/진단검사센터 핵의학과