

碩士學位論文

디지털 X-선 영상처리를 이용한 골 연령
측정에 관한 연구



濟州大學校 産業大學院

電子電氣工學科

許 東 珍

碩士學位論文

디지털 X-선 영상처리를 이용한 골 연령
측정에 관한 연구

指導教授 金 壯 亨



濟州大學校 産業大學院

電子電氣工學科

許 東 珍

2002年 6月

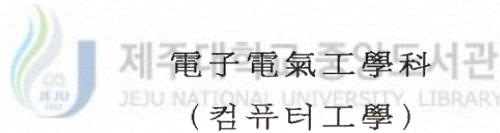
디지털 X-선 영상처리를 이용한 골 연령
측정에 관한 연구

指導教授 金 壯 亨

이 論文을 工學 碩士學位 論文으로 提出함.

2002年 6月 日




濟州大學校 産業大學院



許 東 珍

許東珍의 工學 碩士學位 論文을 認准함.

2002年 6月 日

審査委員長 안 기 중 
委 員 한 상 용 
委 員 김기서 

< 목 차 >

ABSTRACT	1
I. 서론	2
II. 디지털 의료영상 처리	5
2.1 디지털 의료 영상	5
2.1.1 의료 영상의 특징	5
2.1.2 디지털 의료 영상 획득	6
2.2 의료영상분석(Medical Image Analysis)	10
2.3 골 연령(Bone Age)	11
2.4 영상 분할 및 골격 추출	16
2.4.1 윤곽선 검출	16
2.4.2 임계값 설정	22
2.4.3 세션화 알고리즘	23
III. 골 연령 측정 시스템	27
3.1 유두골 추출 알고리즘	27
3.2 전체 알고리즘	30
IV. 구현 및 결과 고찰	33
4.1 시스템 개발 환경	33
4.2 PACS Image Viewer 구현 및 골 연령 측정 영상 파일 변환	34
4.3 실험 결과 및 분석	35
V. 결론 및 향후 연구	41
참고문헌	42

A Study of the Bone Age Estimation Using from the Digital X-Ray Image Processing

Dong_Jin Hur

*Department of Electrical and Electronic Engineering Graduate
School of Industry
Cheju National University
Supervised by Professor Jang-Hyung Kim*

ABSTRACT

The bone age represents the age of the body itself, but it is not correlated to the body size. It reflects not only the assessment, but also the estimation of developmental status in the future. To evaluate the developmental status of children and adolescents, the bone age chart method has been used for a long time in many countries. In general, the bone age methods based on the reference to the chart and TW2 method and Greulich-Pyle chart use the simple X-ray images of left hand and wrist and TW2 method generates the bone age by the score of 0 to 1000 which acquires the level of biological weight accordance of left hand shape and its density.

However, The former chart method was subjective to reader as well as consumptive and complex. It has also a probability of error, and complexity. In this paper, I proposed the automated method for estimation of bone age by extracting the characteristic bone-feature and analysis of quantity method based on the image processing methodology.

I. 서론

급속하게 발전하고 있는 컴퓨터 관련 기술 및 통신 기술은 의료분야의 발전에 큰 영향을 미치고 있으며, 의공학 기술과 새로운 의료장비의 도입으로 병원에서 사용되는 정보는 디지털 정보로 바뀌고 있다. 디지털화된 영상은 정보의 획득, 기록, 보관, 검색과 병원 전산망의 확장과 함께 환자 진료에 필요한 영상 정보를 신속히 전달할 수 있다. 또한, 타 병원과 연결 및 방사선과 의사가 없는 병원에서도 촬영한 영상도 인터넷을 이용하여 판독할 수 있다.[1] 의료 영상의 응용은 다양한 영상 변환, 자동 계측 및 패턴 인식 등의 응용분야까지 확대시킬 수 있고, 영상처리방법을 통해 가공함으로써 정확한 영상 획득, 정보의 추출뿐만 아니라 분석을 통한 정밀한 데이터를 생성할 수 있는 장점이 있다.[2]

환자검사에 의해 획득된 인체내부조직 영상은 정상·비정상 특징을 명확하게 묘사하여 환자의 진단에 유용한 자료이며, 의료 영상 특징을 바탕으로 한 영상처리와 분석은 환자의 치료를 위한 계획이나 방법의 결정에 중요한 역할을 함에 따라 의료 영상을 영상처리하고 분석하여 의사의 진단활동 등에 도움을 줄 수 있는 부가정보의 필요성이 높아지고 있다.[3][4]

소아 및 청소년에서의 발육상태를 판정하는 방법으로는 키-몸무게-나이 도표와 골 연령(Bone Age)이 널리 사용되고 있다. 키-몸무게-나이 도표는 표준도표가 있지만 유전적 소인이나 영양 상태에 크게 좌우될 뿐만 아니라 그 정상범위가 넓어 정확한 발육상태를 결정하는 기준으로 이용하는 데에 어려움이 있을 수가 있다.[5]

소아 및 청소년의 뼈 발달과정은 성장장애 및 발육상태를 판정하는 중요한 정보가 된다. 소아 및 청소년의 발육 형태를 판단하는 데는 화골핵이 가장 잘 묘사되는 좌측 손과 손목 관절, 어깨 관절, 무릎관절, 골반 및 고관절 등이 단순 방사선 촬영 상을 통한 검사방법이 이용된다. 좌측 손 및 손목 관절의 단순 방사선 촬영 상에 의한 분석은 촬영이 용이하다는 이점과 더불어 무릎관절, 발, 골반 골과의 발달과 큰 차이가 없고 여러 골격을 종합하여 분석

한 사진과 비교해도 정확도가 떨어지지 않는다.[6][7]

좌측 손 및 손목 관절의 단순 방사선 촬영상의 특징은 골 연령을 좌우하는 가장 특징적인 요소를 내포하고 있어 인체의 발육에 따라 손 및 손목 관절 뼈(Bone)가 성장하므로 골 연령을 표현하는 화골핵(Ossification Center)의 모양(Shape)과 기하학적 특징(Geometrical Feature)이 가장 잘 나타내어진다.

병원에서 골 연령 판정은 Greulich와 Pyle에 의하여 작성된 도표(Atlas) 비교 방법과 Tanner-Whitehouse의 TW2시스템이 있다. 이 방법들은 좌측 손 및 손목관절 단순 방사선 촬영상과 도표를 비교하거나, 골을 각 모양과 밀도를 분석하여 A부터 H 또는 I까지, 8단계 또는 9단계로 나누어 생리학적 하중(Biological Weight)에 따라 각각 점수로 환산하여 골 연령을 나타내었다.[8] 전자인 경우는 Greulich와 Pyle에 의하여 작성된 외국의 도표(Atlas)를 그대로 사용하고 있으며 표준 골 연령이 종족이나 문화발달에 따라 표준 골 연령의 차이가 있고 외국도표가 작성된 1959년과 현재의 시기적 차이를 고려할 때 많은 오류가 있을 가능성과 골 연령 결정 시 영상과 도표의 시각적인 비교는 눈을 피로하게 하여 판독자의 주의를 떨어뜨리며, 측정 오차 발생을 유발한다. 후자인 경우 영상에서 특징을 일일이 비교하여 계산해야 하며 많은 시간을 요구하는 문제점이 있다.[5] 이러한 문제점을 해결하기 위해 최근 많은 연구가 진행되고 있다. 특히, 신경망을 활용한 컴퓨터화된 골 연령 추정법은 중요한 특성치를 영상으로부터 획득하여 신경망 학습에 의한 회귀 분석을 도입하거나[9], Tanner-Whitehouse의 TW2 System을 컴퓨터로 계산하여 골 연령을 측정하는 방법이다.[10][11] 그러나 모든 연구의 기반은 외국에서 작성한 데이터를 이용하기 때문에 한국의 소아 및 청소년에 적용하기에는 오류의 가능성이 크다.[12] 본 논문에서는 효율적인 판정과 측정 오차를 줄이기 위해 지금까지 적용하던 측정 영상과 도표의 비교, 측정 영상의 각각 모양과 밀도를 계산하여 점수를 부과하던 방법에서 탈피하여 정량적인 분석방법과 자동화된 소아 및 청소년의 발육상태 평가기준인 골 연령 측정 방법을 제안하였다.

본 논문에서는 제안한 알고리즘은 좌측 손 및 손목 관절의 디지털 방사선

영상을 이용하여 골 연령 특징이 잘 묘사되는 손목 관절의 영역을 구하고, 골 발달(Development of Bone)의 계속적으로 나타나는 유두골(Capitate Bone)을 관심영역(Region of Interest)으로 설정하여 윤곽선 추출(Edge Detection)과 세선화(Thinning)를 통하여 손목 관절면적에서 유두골의 면적을 구하는 정량적인 분석알고리즘을 적용하였다.

본 논문에서는 정확한 분석을 하기 위해 한국인 소아에서 정상 표준 골 연령 영상을 분석 및 제안한 알고리즘의 평가는 2001년 10월 1일부터 2002년 3월 31일까지 제주대학교병원에 내원한 소아 및 청소년 환자를 대상으로 골 연령 측정하여 방사선과 의사가 판독한 결과와 본 논문의 알고리즘 적용에 의해 검출된 나이를 비교하였다.

본 논문의 구성은 II장에서 디지털 의료 영상, 의료 영상의 획득 및 분석, 골 연령과 기하학적 특징 추출 알고리즘을 기술하고, III장에서는 각 알고리즘들을 시뮬레이션 한 결과와 실험결과를 바탕으로 각 알고리즘의 성능을 비교 분석하며, IV장에서는 제안한 알고리즘을 설계하여 시스템을 구현하여 실험하였고, V장에서는 결론 및 향후 연구 과제를 기술한다.

II. 디지털 의료영상 처리

2.1 디지털 의료 영상

2.1.1 의료 영상의 특징

X-선의 발명되어 의료 진단에 이용되기 시작한 이래로 컴퓨터 전산화 단층 촬영(Computed Tomography)과 자기 공명 영상 장치(Magnetic Resonance Image) 및 초음파 진단기 등의 개발은 현대 의료의 치료와 진단에 커다란 영향을 미쳤다. 컴퓨터 전산화 단층촬영(CT)나 자기 공명 영상 장치(MRI)에서 얻어지는 영상은 신체의 특정 부위를 스캔하여 그 조직의 특성을 나타낸 2차원 단면도이다. 또한, 형태 분석을 위한 의료 영상의 경우 단계별 처리 과정을 통해 분류가 가능하다. 이는 낮은 단계의 처리, 중간 단계의 처리, 높은 단계의 처리로 영상을 획득하여 영상의 질 개선과 특징 추출의 처리과정 그리고 결과를 이용하여 주목할 만한 특징을 추출하는 단계로 구분 지을 수 있다. 이는 공간상에 존재하는 물리적인 대상의 경계선이나 경계면을 파악하여 영상의 분할, 물체의 형상, 구성 성분을 통한 영상 해석이나 인식이 필요하다. 또한 특정치를 추출하고 분석을 가하므로 주어진 형상이 어떤 원형 형상에 가까운 지를 판단한다.[13] 영상 자료를 해석하는데도 여러 가지 판별이 가능할 수 있고 이러한 모호성은 실제 물체 공간의 일반적인 지식을 이용하여 조금이나마 해결할 수 있다.

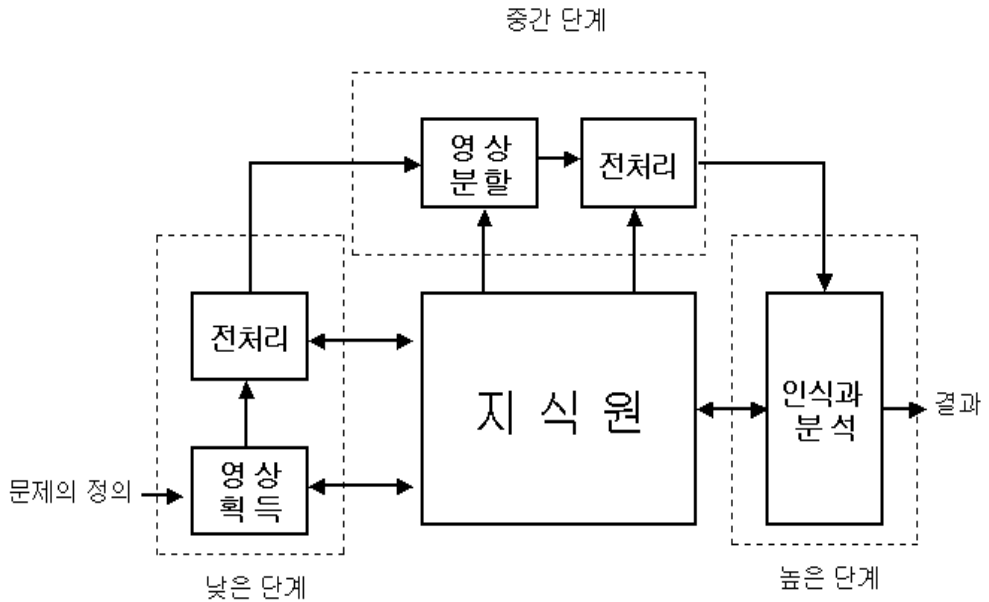


Fig. 1 의료 영상 처리의 일반적 구조



Fig.1은 의료 영상 처리의 일반적인 구조로서 영상의 표시에 대해서는 논하지 않았지만, Fig.1의 중간 단계에서도 영상처리의 결과를 보는 것이 가능하다. 본 논문은 낮은 단계와 중간 단계에서 처리되고 있다. 먼저 의료 영상의 획득되면 획득된 영상은 전처리과정을 거쳐 측정하고자 하는 영상을 512 × 512 크기의 Raw File로 변환하여 관심영역과 관심영역내의 추출하고자 하는 골을 윤곽선 검출과 세션화 알고리즘을 적용하여 영상처리의 중간 단계에서 영상을 표시되도록 하였다.

2.1.2 디지털 의료 영상 획득

X-선의 특성 중 진단방사선 과학에서 이용하는 것은 투과성과 감광성이다. 물질, 다시 말해서 인체를 투과하여 몸 속 뼈의 이상, 골절(Fracture), 종양

(Cancer) 등 골의 병변은 물론이고 머리, 가슴, 배등 인체 내부 장기를 꿰뚫어 볼 수 있다. 인체를 투과하여 그 속의 구조를 관찰할 수 있는데 이때 투과된 X-선의 기록매체는 사진 또는 디지털 영상으로 기록할 수 있게 된다. Fig. 2는 X-선 발생장치에서 발생된 X-선은 인체의 몸을 투과하여 영상 획득기와 컴퓨터를 통해 디지털 X-선 영상을 획득하는 일반적인 구조이다. [14]

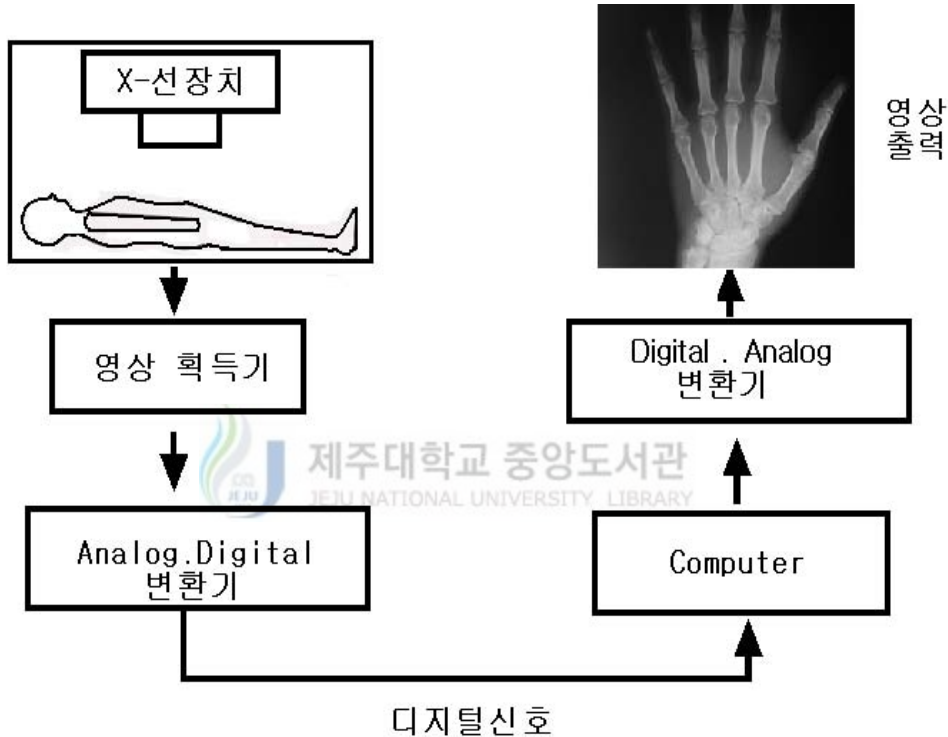


Fig. 2 X-선 촬영 장치에서 디지털 영상의 획득 과정

의공학 기술과 새로운 의료장비의 도입으로 병원에서 사용되는 정보는 전통적인 필름 중심에서 디지털정보로 바뀌고 있다. 디지털화된 영상은 정보의 획득, 기록, 보관, 검색과 병원 전산망의 확장과 함께 환자 진료에 필요한 영상정보를 신속히 전달할 수 있다. 또한, 타 병원과 연결 및 방사선과 의사가 없는 병원에서도 촬영한 영상도 인터넷을 이용하여 판독할 수 있다. [1]

디지털 정보의 출현은 오늘날과 같이 병원의 규모가 커지고 전문적으로 분화된 환경에서 부서간 정보 교류의 필요성이 증대되고 방대한 자료 관리에 수반하는 부대비용의 증가 등으로 병원 전산화 필요성의 절대적인 명제로 부각되어 통합 전산망 구축의 현실화되고 있다. 특히 방사선과 진단 영상들은 디지털 상태로 획득한 후, 고속의 전산망을 이용하여 전송하고, 디지털 데이터로 의료 영상을 저장한다. 저장된 영상은 의료진들이 기존의 필름과 뷰 박스(View Box) 대신에 컴퓨터를 이용하여 의료 영상을 조회 및 검색을 통하여 환자를 진료하는 포괄적인 디지털 영상 관리 및 전송 시스템(PACS: Picture Archiving and Communication System)의 도입되고 있다. PACS는 X선 영상, CT, MRI, 초음파와 첨단 의료 영상진단장치로 촬영한 의료 영상들을 디지털 신호로 바꾸어 저장하고 필요한 의사에게 영상 자료를 고속의 네트워크를 통하여 실시간으로 전송하여 진단 할 수 있게 하는 시스템을 말한다. PACS는 의료서비스 효율의 향상과 진단의 정확성 개선이다. 달리 표현한다면 빠르고 언제 어디서나 어떤 검사라도 실행 직후 그 결과를 볼 수 있고 배우기 쉽고 보안이 철저하며 영상을 장기간 변질 없이 보관할 수 있으면서도 인력과 물품 장소 운영 등에 있어서 경제성이 있어야 하고 질병의 발견과 영상의 분석 및 진단까지 도움 줌으로써 정확한 진단과 효과적인 치료에 목적이 있다. 디지털화된 영상은 다양한 방법을 통해 가공함으로써 영상정보를 손실 없이 최대한 이용할 수 있는 등의 장점이 있어 전 병원에 PACS를 도입하고 있다. [14] 즉, PACS(Picture Archiving and Communication System)은 병원 내 첨단 방사선 의료기기로부터 발생하는 의료 영상을 표준화된 정보수준(DICOM Protocol)의 규약을 활용하여 획득, 가공하여 판독 및 진료목적으로 활용하기 위하여, 고속의 네트워크를 통하여 전달하는 시스템이다. 또한 PACS는 병원의 종합의료 정보시스템과 유기적으로 결합하여 병원내의 모든 진료를 위한 지원정보(검사 및 판독)와 동일하게 관리되어져 과학적이고 신속한 진료를 통하여 병원의 질적 향상과 국민의료서비스 개선 및 향상을 위한 병원의 기반 시스템 구축의 역할을 한다. 이러한 시스템에서 PACS의 Viewer는 병원에서 관리되어지는 의료영상을 진료용 Client에서 Image를 Viewing 및 각종의 기능 구현이 가능해야 한다. PACS의 전체적인 구성은 Fig. 3과 같이 CT,

MRI, 초음파 등 의료영상진단장치(Modality)로부터 DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine) 형식의 디지털 의료 영상을 획득하는 영상 획득장치와 비교적 큰 의료 영상을 고속으로 전송할 수 있는 네트워크, 방대한 양의 의료 영상을 효율적으로 관리하고 저장할 수 있는 데이터베이스를 포함한 단기(장기) 영상 저장장치 및 영상 조회장치로 구성된다.

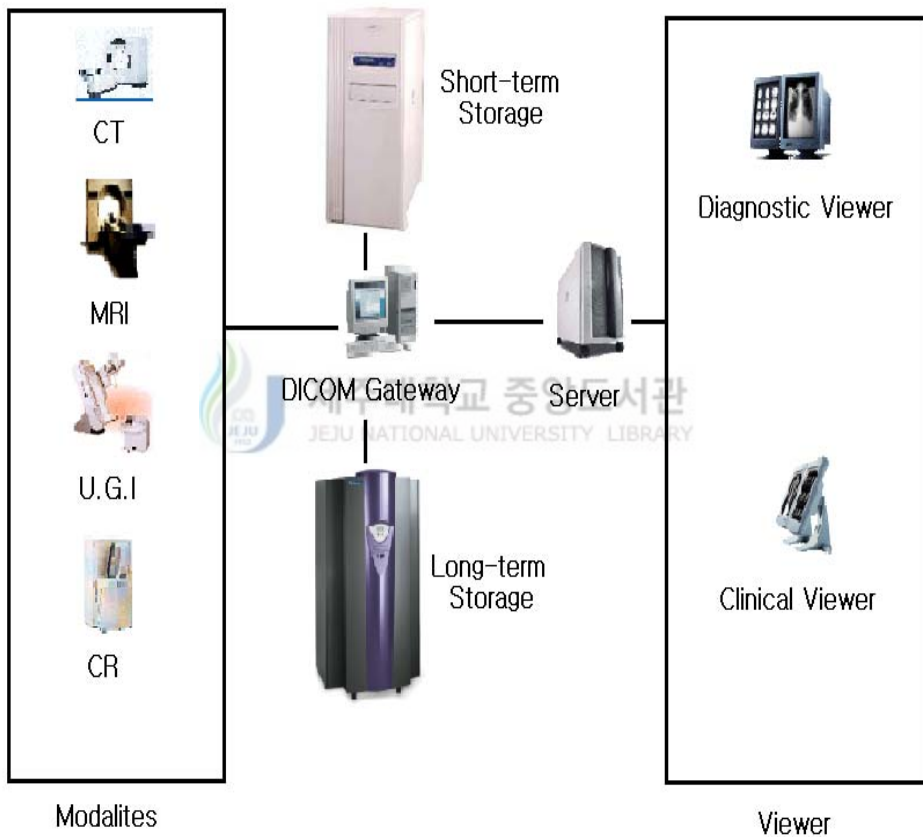


Fig. 3 PACS의 구성도

DICOM은 의료 영상을 교환하고 구성하는 방법과 그에 관련된 정보들을 기술한 자세한 명세(Specification)이다. DICOM은 산업 표준 네트워크 연결을

사용하여 CT와 MR을 넘어서 핵의학, 초음파 등의 각종 디지털 영상 장비와 다른 정보 시스템간의 통신을 효과적으로 지원한다. 또한 필름 프린터와 같은 영상 출력 장비도 연결할 수 있게 한다. DICOM은 1984년 미국의 방사선과 (American College of Radiology)와 의료기기업체(National Electrical Manufactures Association)가 공동으로 표준화를 시작한 것으로 그 이듬해인 1985년에 첫 번째 표준이 제정되었다. 이후 1988년과 1993년의 두 번의 개정 작업을 통해 현재의 DICOM이라 불리게 되었다. 최근에는 대부분 의료기 업체들이 DICOM 표준을 수용하고 있는데, 이는 의료 관련 기관들이 환자에 대한 서비스의 질을 향상시키고 의료 영상과 관련 정보를 표준화하여 다루는데 있어 발생하는 비용을 절감시키는 새로운 기회를 열어 주는 것이라 할 수 있다. [15] 표.1은 의료 영상에서 DICOM 표준 Grey level Depth와 평균적인 영상 수를 표현하고 있다.

표. 1 의료영상의 특성

종류	해상도	Bit Depth	평균 영상 수
일반촬영(CR, DR)	2048×2560	10	2-4
투시촬영	2048×2560	10	2-4
혈관촬영	1024×1024	12	6-12
단층촬영(CT)	512×512	12	50-200
자기공명(MR)	256×256 or 512×512	12	50-300

2.2 의료영상분석(Medical Image Analysis)

디지털화된 의료 영상의 다양한 영상처리는 정확한 영상을 획득, 정보 추출뿐만 아니라 분석을 통한 정밀한 데이터를 생성하여 환자의 치료를 위한 계획이나 방법의 결정에 중요한 역할로 의사의 진단활동에 도움을 줄 수 있

는 부가정보의 필요성이 높아지고 있다.[3] 의료 영상처리의 연구는 부가정보 산출에서 자동 진단 방법의 제시까지 다양한 방향에서 의료영상 형태에 맞는 방법들의 제시되고 있다. 부가정보와 자동 진단 방법의 연구에서 영상을 인식하기 위해 영역 분할, 특징 추출, 인식으로 크게 3단계로 나눌 수 있다. 이 중 영역 분할은 관심 대상이 되는 영역의 추출로 경계 영역 추출 기법, 임계값화, 영역확대(Region Growing), 영역분할(Region Splitting), 영역합병(Region Merge)을 사용한다. 그러나 영상의 다양함과 추출 부위에 따라 복잡함 그리고 획득으로 인한 정보 손실로 좋은 결과를 얻을 수 없었다. 영상에서 픽셀 값의 불연속적인 변화를 정량화 하는 텍스처 특징(Texture Feature)값을 사용하는 영역 분할 기법은 많은 계산 량에도 불구하고 컴퓨터 기술과 하드웨어의 발전으로 상당히 만족스런 결과를 얻을 수 있게 되었다.[16]

텍스처 특징을 이용한 형태분석(Morphology Analysis)은 골의 발달 형태가 정적인 상태가 아니고 항상 진행, 변화하는 과정이므로 형태의 분석은 골 연령을 측정하기 위하여 가장 적합한 방법 중하나이다. 따라서 정량적 분석 방법으로 객관성을 유지할 수 있는 수치화된 자료가 필요하다. 본 논문에서 유두골의 형태를 수치화하기 위해서는 한국인 정상 표준 골 연령의 영상을 이용하여 수치화 하였다.

2.3 골 연령(Bone Age)

골 연령이란 신체의 나이이며, 신체 크기와 무관하고 골 연령의 성숙도는 초경 등 생식기의 발달과 성장호르몬 영향을 충분히 반영할 수 있으며 내분비계 등의 질환이나 만성질환에 의한 전신 발육 지연의 판정뿐 아니라 앞으로의 발육을 예견하는 데에도 객관적 지표로 사용할 수 있다.[6]



(a)



(b)

Fig. 4 (a) 6개월 된 남아 좌측 손 및 손목 관절의 디지털 단순 X-선 영상 (b) Greulich-Pyle의 6개월 골 연령을 도표

골격 계는 연령에 따라 성장을 하게 된다. 태어나면서부터 모든 골격 계를 성인의 형태로 갖추어 있는 것이 아니라 점점 자라면서 나타나는 뼈들이 있다. 초기형태를 화골핵(Ossification Center)이라고 하는데, 이러한 화골핵들은 나이와 부위에 따라 다르게 출현하게 된다. 골격 계의 발육은 다양한 요인에 의해서 영향을 받는다. 성별로 보면 여아가 남아보다 일찍 성숙한다. 미숙아일수록 성숙이 늦으며, 갑상선 기능저하증이 있으면 성숙이 지연된다. 또한, 성조숙이 있을 때는 골 연령이 촉진되어 있다. 영양불량이나 만성간염, 알레르기성 질환이 있을 때도 영향을 받아 늦게 성숙된다.

류머티스 관절염 등의 염증성 질환이 있을 때에는 화골핵(Ossification Center)이 빨리 출현하는 수도 있다. 이렇게 골격 계의 발육은 다양한 원인에 의해 영향을 받고 있다.[7] 또한, 골격 계의 성숙은 소아 및 청소년기의 성장발달의 지표로 키와 몸무게와 밀접한 관계가 있어 골의 성숙속도가 최고조일 때 키와 몸무게의 증가도 최고조를 이루어 생식기계 호르몬의 발달과 기능상태를 반영하여 골 연령 분석으로 초경 등 제2차 성장의 발현을 예측할 수 있다.[17]

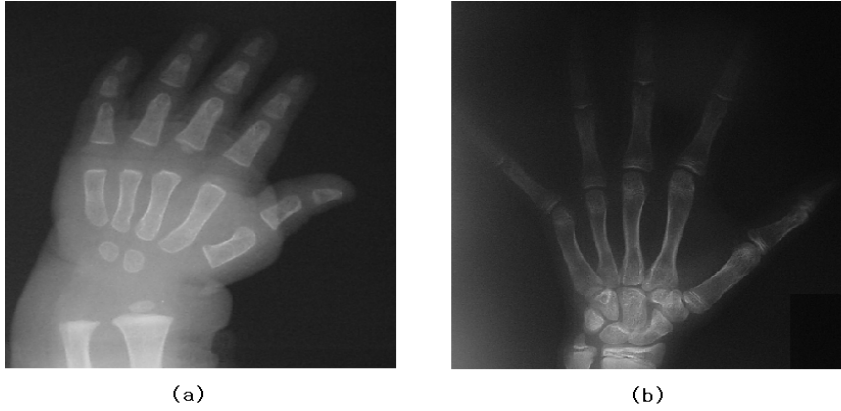


Fig. 5 (a) Male 6개월 영상과 (b) Male 15세의 영상으로 뼈의 성장과정을 보여주고 있다.



Fig. 6 (a) Female 6개월 영상과 (b) Female 성인 영상으로 뼈의 성장과정을 보여주고 있다.

골 연령의 측정에는 출생 시 및 영아기 초기에는 무릎을 찍어 보는 것이 가장 도움이 된다. 6개월 이후에는 손목과 손을 찍어 보는 것이 도움이 되며, 특히 6세까지는 손목을 찍어 보는 것이 간편하다. 12-18세 에서는 팔꿈치와 어깨를 찍어보는 것이 도움이 된다. 그러나 좌측 및 손목관절의 단순 디지털 방사선 영상을 이용하여 측정한 골 연령은 신체 크기와 무관하고 골

연령이 성숙도는 초경 등 생식기의 발달과 성장호르몬이나 갑상선호르몬 기능과 일치하므로 생식기계 호르몬 영향을 충분히 반영할 수 있으며 내분비계 등의 질환이나 만성질환에 의한 전신 발육 지연의 판정 뿐 아니라 앞으로의 발육을 예견하는 데에도 객관적 지표로 사용할 수 있다.[18]

골 연령의 측정은 손과 손목의 분석은 촬영이 용이하다는 이점과 더불어 무릎관절, 발, 골반 골과의 발달과 큰 차이가 없고 여러 골격을 종합하여 분석한 사진과 비교해도 정확도가 떨어지지 않는다. 수근골(Carpal Bones)의 골화 순서가 일정하고 그 발달도 유전적 소인보다는 질병 또는 부적절한 영양 상태에 더 영향을 받으므로 전 골격 계를 대표하여 골 연령 측정에 사용되어 왔다. 일반적으로 좌측 손이 우측 손보다 골 연령이 앞서는 것으로 알려져 있으며 이는 우측 손의 빈번한 상해에 기인한다고 알려져 있다.[8]

골 연령 측정 방법에는 좌측 손 및 손목 관절의 단순 방사선 촬영 상을 Greulich-Pyle의 도표와 대조하는 방법과 TW2 System의 방법 두 가지가 있다. TW2 System은 1972년 Tanner-Whitehouse에 의해서 추적검사와 횡단면 검사로 만들어졌으며 좌측의 7개의 수근골(Carpal Bones), 11개의 수절골, 요골(Radius) 그리고 척골 원위부(Distal ulna)의 총 20개의 뼈(Bone) 각 모양(Shape)과 밀도(Density)를 분석하여 A부터 H 또는 I까지, 8단계 또는 9단계로 나누어 생리학적 하중(Biological Weight)에 따라 각각 점수를 부여하여 0점부터 1000점까지의 점수로 골 성숙도를 나타내는 방법이다.[6] Cleveland과 Boston의 연구에서 골 발달의 특징을 보면 다음과 같다.

표. 2 좌측 손 및 손목 관절에서 골 발달 시작과 종료시기

	종류	골 발달 시점	골 발달 종점
1	Capitate(유두골)	2-5mos.	171-195mos.
2	Hamate(유구골)	2-7mos.	171-195mos.
3	Distal Radius	12-18mos.	200-216mos.
4	Trilateral(삼각골)	13-46mos.	171-195mos.
5	Metacarpal(1)	23-46mos.	173-202mos.
6	Lunate(월상골)	29-59mos.	172-194mos.
7	Trapezium(대능형골)	54-91mos.	172-194mos.
8	Trapezoid(소능형골)	56-88mos.	172-195mos.
9	Scaphoid(주상골)	56-85mos.	172-194mos.
10	Distal ulna	67-94mos.	195-215mos.



표.2은 남자의 좌측 손 및 손목 관절에서 골 발달의 이루어지는 것을 1966년 Cleveland와 Boston의 연구 내용이다[18]. 위의 표와 같이 유두골(Capitate)은 손목 관절의 골 발달과정에서 가장 특징적이다. 이처럼 정량적인 분석을 하기 위해서는 유두골을 분석하는 것이 가장 효과적이다.

표. 3 정상인의 골 연령 범위(제주대학교 병원 자료 제공)

Months	성별	관절 면적 대 유두골비율(%)
3 Month	Male	1.12
	Female	1.68
12 Month	Male	3.19
	Female	3.69
24 Month	Male	4.14
	Female	4.71
48 Month	Male	9.8
	Female	8.48

표. 3은 제주대학교 병원의 제공하는 정상인 소아에서 골 연령 범위로서 2개월에서부터 157개월까지 각 그룹별로 조사하여 얻은 특성 값이다. 본 논문에서 골 연령 측정 시스템을 제안하기 위해 유두골의 형태학적 특성 값을 가지고 시스템에 적용하였다.

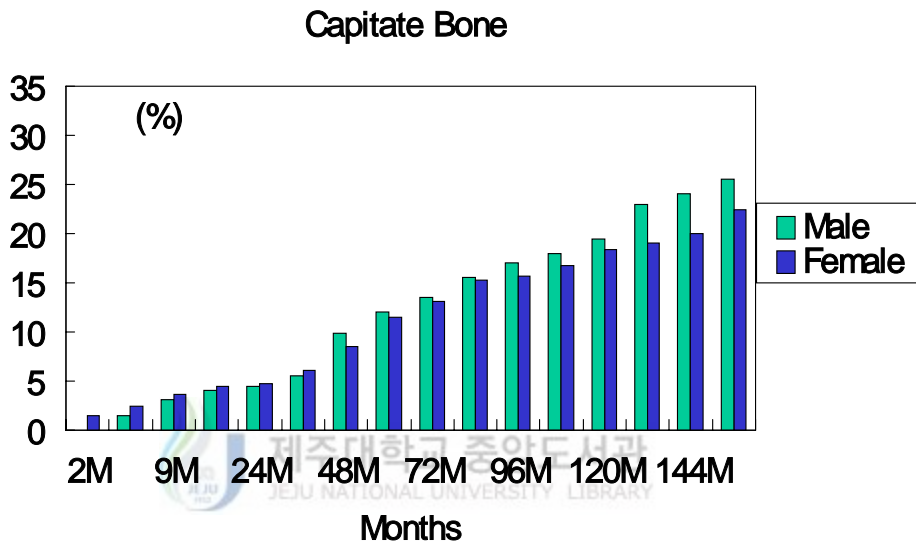


Fig. 7 각 그룹에서 유두골의 비율

Fig. 7은 표.3의 내용을 2개월부터 157개월까지의 소아 골 연령 범위를 측정하여 유두골의 형태학적 특성 값을 히스토그램으로 표현한 형태이다.

2.4 영상 분할 및 골격 추출

2.4.1 윤곽선 검출

손 및 손목 디지털 X-선 영상에서 기하학적 특징들은 뼈(Bone)의 면적, 굴곡점(Vertex), 둘레와 면적 등을 결정짓는 중요한 정보이다. 뼈의 기하학적

특징을 추출하기 위해서는 윤곽선 검출 알고리즘이 사용된다.

윤곽선이란 두 영역사이의 경계에 위치한 점들이며, 윤곽선 검출은 영상 속에 위치한 이런 경계점들을 찾는 작업을 말한다.[19] 즉, 영상의 구성 성분이나 물체를 구분하기 위해서 영상에 대한 밝기 값의 기본적 성질인 불연속성을 기반으로 한다. 불연속성 검출의 가장 기본적인 형태는 점, 선, 윤곽선 검출이다. 윤곽선은 입력영상에 대한 많은 정보들을 가지고 있으며, 영상내의 밝기가 낮은 값에서 높은 값으로 또는 이와 반대로 변화하는 지점에서 밝기 값을 가진 두 영역간의 경계이다. 영상 안의 윤곽들은 모양(Shape), 방향성(Direction)을 탐지할 수 있는 등의 여러 가지 중요한 정보가 들어있다. 이러한 윤곽선 검출을 통하여 원하는 영역을 찾아 분할하기 위한 것이다. 영상을 분할하는 방법으로 윤곽선 검출과 같이 밝기 값이 급격한 변화에 영상을 분할하거나, 임계값화, 영역확대(Region Growing), 영역분리(Region Splitting), 영역합병(Region Merging)을 사용한다.

대부분의 윤곽선 검출 방법은 미분 연산자를 통해 얻을 수 있는데, 대체로 2단계를 거친다. 1단계는 1차 미분 값의 크기는 영상에서 윤곽선의 존재여부를 알기 위해 사용될 수 있다. 2단계에서는 2차 미분 값의 부호는 윤곽 화소가 윤곽의 밝은 부분에 있는지 어두운 부분에 있는지를 결정하는데 사용될 수 있다. 2차 미분의 밝기 값이 변화는 중앙 점에서 영점 축을 지난다. 이것을 영상에서 윤곽선의 위치를 정하는데 사용된다.[13]

밝기의 변화량에 따른 윤곽선 검출방식은 영상에서 인접하는 두 화소의 밝기 차이를 이용하는 방식으로 미분연산이 가장 일반적으로 사용된다.

영상 $f(x,y)$ 의 위치 (x,y) 점에서의 기울기(Gradient) 벡터는 f 의 최대 변화율 방향을 가리킨다.

$$\nabla F = \begin{pmatrix} G_x \\ G_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{pmatrix} \quad (\text{식 2.4-1})$$

윤곽선 검출에서 중요한 값은 벡터의 크기이며, ∇F 로 표시한다. 여기서

$$\nabla f = \text{mag}(\nabla F) = [G_x^2 + G_y^2]^{\frac{1}{2}} \quad (\text{식 2.4-2})$$

이다. 이 값은 ∇f 의 방향으로 단위 길이 당 $f(x, y)$ 의 최대 증가율과 같다. 실제에서는 기울기를 절대 값들로 표시된 다음 수식과 같이 근사 화하여 많이 사용한다. 이 수식은 계산하기가 훨씬 쉽고, 특히 제한된 하드웨어로 구현하기가 용이하다.

$$\nabla f \approx |G_x| + |G_y| \quad (\text{식 2.4-3})$$

기울기 벡터의 방향은 $\alpha(x, y)$ 가 (x, y) 에서의 벡터 ∇f 의 방향각을 나타내면,

$$\alpha(x, y) = \tan^{-1}\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \quad (\text{식 2.4-4})$$

이고, 여기서 각은 x 축을 기준으로 한다.

(식 2.4-1)과 (식 2.4-2)로부터 영상의 기울기 계산은 모든 화소의 위치에서

편미분 $\frac{\partial f}{\partial x}$ 와 $\frac{\partial f}{\partial y}$ 를 구하는 것에 기반 한다는 것이다.

미분은 여러 가지 방법의 디지털 형태로 구현될 수 있다. 그러나, Sobel 연산자는 영상의 차이와 평활화 효과를 같이 제공한다는 이점이 있다. 미분연산은 잡음을 두드러지게 하기 때문에, 평활화 효과는 Sobel 연산자의 독특한 매력적 특징이 있다. Sobel 연산자 마스크에 기반한 미분은

$$G_x = (z_7 + 2z_8 + z_9) - (z_1 + 2z_2 + z_3) \quad (\text{식 2.4-5})$$

$$G_y = (z_3 + 2z_6 + z_9) - (z_1 + 2z_4 + z_7) \quad (\text{식 2.4-6})$$

으로 나타낸다.

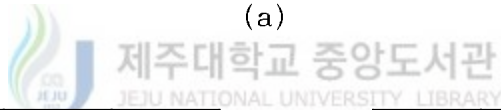
여기서, z 들은 앞에서처럼 영상의 임의의 위치에서 마스크에 의해 겹쳐진 화소의 밝기 값들이다. 마스크 중심 위치에서 기울기의 계산은 기울기가 한 값으로 주어지는 (식 2.4-2)과 (식 2.4-3)를 이용한다. 다음 화소의 값을 구하기 위하여, 마스크는 다음 화소 위치로 이동되고 이 과정은 되풀이된다. 따라서 이 과정이 모든 가능한 위치에 대해 완전히 수행된 후의 결과는 원영상과 같은 크기의 기울기 영상이 된다. 일반적으로, 가장자리 영상영역에서의

마스크 적용은 이웃의 적당한 부분을 사용하여 수행된다.

표. 4 (a) 3×3 영상 영역이며; (b) 3×3 영상 영역의 중앙 점에서 G_x 를 구하기 위해 사용된 마스크; (c) 3×3 영상 영역의 중앙 점에서 G_y 를 구하기 위해 사용된 마스크; 마스크는 Sobel 마스크이다.

Z_1	Z_2	Z_3
Z_4	Z_5	Z_6
Z_7	Z_8	Z_9

(a)



-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

(b)

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

(c)

방식 미분연산자	Roberts 방식	Prewitt 방식	Sobel 방식																											
Gx	<table border="1"> <tr><td>0</td><td>0</td><td>-1</td></tr> <tr><td>0</td><td>1</td><td>0</td></tr> <tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> </table>	0	0	-1	0	1	0	0	0	0	<table border="1"> <tr><td>-1</td><td>0</td><td>1</td></tr> <tr><td>-1</td><td>0</td><td>1</td></tr> <tr><td>-1</td><td>0</td><td>1</td></tr> </table>	-1	0	1	-1	0	1	-1	0	1	<table border="1"> <tr><td>-1</td><td>0</td><td>1</td></tr> <tr><td>-2</td><td>0</td><td>2</td></tr> <tr><td>-1</td><td>0</td><td>1</td></tr> </table>	-1	0	1	-2	0	2	-1	0	1
0	0	-1																												
0	1	0																												
0	0	0																												
-1	0	1																												
-1	0	1																												
-1	0	1																												
-1	0	1																												
-2	0	2																												
-1	0	1																												
Gy	<table border="1"> <tr><td>-1</td><td>0</td><td>0</td></tr> <tr><td>0</td><td>1</td><td>0</td></tr> <tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> </table>	-1	0	0	0	1	0	0	0	0	<table border="1"> <tr><td>1</td><td>1</td><td>1</td></tr> <tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> <tr><td>-1</td><td>-1</td><td>-1</td></tr> </table>	1	1	1	0	0	0	-1	-1	-1	<table border="1"> <tr><td>1</td><td>2</td><td>1</td></tr> <tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> <tr><td>-1</td><td>-2</td><td>-1</td></tr> </table>	1	2	1	0	0	0	-1	-2	-1
-1	0	0																												
0	1	0																												
0	0	0																												
1	1	1																												
0	0	0																												
-1	-1	-1																												
1	2	1																												
0	0	0																												
-1	-2	-1																												



 제주대학교 중앙도서관
 Fig. 8 평활화 마스크 패턴

Fig. 8은 각각 평활화 마스크 패턴으로 Roberts 방식, Prewitt 방식 및 Sobel 방식을 나타내고 있다. Roberts 방식은 다른 마스크의 크기보다 작아 연산속도가 빠르고 매우 분명한 윤곽선만 검출하는데 효과적이지만, 잡음에 민감하다. Prewitt 방식은 Sobel 마스크의 결과와 거의 비슷하나, 밝기의 경계에 대해 비중은 약간 다르게 주어진다. 이렇게 마스크의 비중 값을 틀리게 주면 윤곽선 검출 시 윤곽선이 덜 부각되어 나타난다. Sobel 방식은 돌출된 값이 비교적 평활화 하며 대각선 방향의 윤곽선의 민감하게 반응한다. 본 논문에서 Sobel 마스크를 사용하여 윤곽선을 검출하였다.

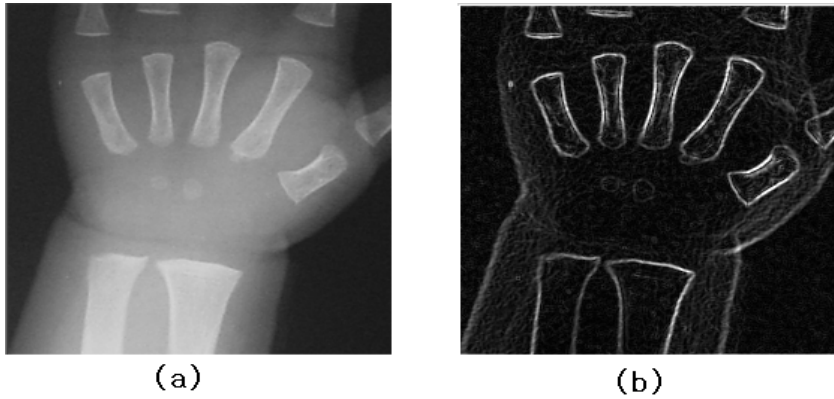


Fig. 9 Sobel Mask를 적용하여 검출한 윤곽선

Fig. 9은 Sobel Mask를 적용한 것으로 윤곽선 부분에서 두 영상의 밝기가 크게 나타남을 알 수가 있다.

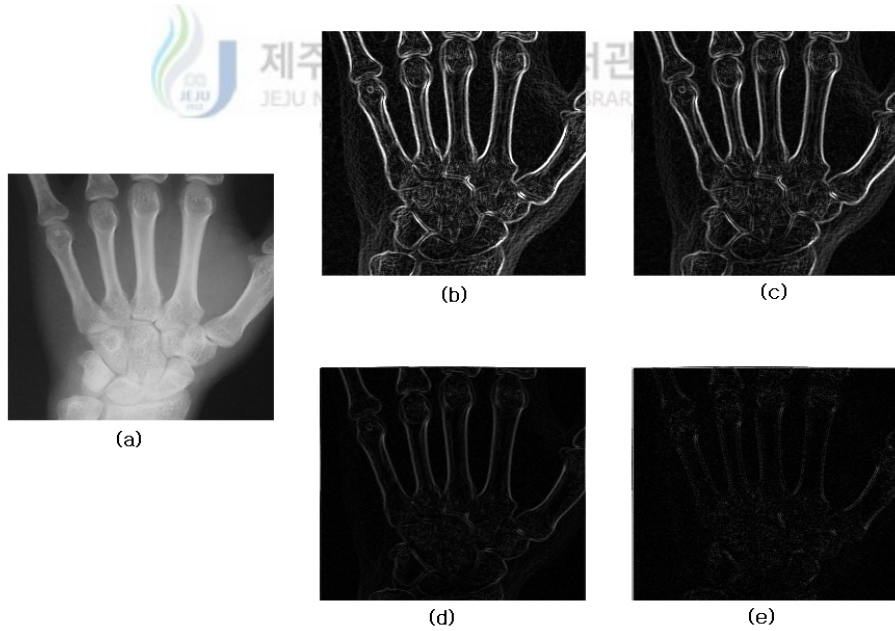


Fig. 10 윤곽선 검출 적용 결과(a) 원 영상 (b) Sobel Mask 적용 (c) Prewitt Mask 적용 (d) Roberts Mask 적용 (e) Laplacian Mask 적용

Fig. 10은 골 영상을 평활화 마스크 패턴으로 윤곽선을 검출한 결과이다. 골은 여러 가지 형태로 표현되기 때문에 Roberts 및 Prewitt 마스크 보다 대각선 방향에서 가장 뚜렷하게 윤곽선이 표현되는 Sobel 마스크가 골 윤곽선을 가장 효과적으로 검출한 결과이다.

2.4.2 임계값 설정

임계값을 구하는 작업은 영상을 분할하는 과정 중 중요한 작업이다. 윤곽선 데이터에 대한 그레이 레벨 분포를 이용하여 주어진 임계값 보다 크면 윤곽선 픽셀로 간주한다. $\nabla f(x,y)$ 을 구한 후 $\nabla f(x,y)$ 의 크기를 구하여 $|\nabla f(x,y)|$ 가 주어진 임계값 보다 크다면 픽셀 (x,y) 는 윤곽선 상의 픽셀로 간주된다. 이진 영상을 만들기 위해서 임계값을 주어 임계값보다 크면 1의 값을 그렇지 않으면 0의 값을 준다. 의료 영상은 일반적으로 배경은 검은 색이고 대상의 경계부분이나 뼈와 같은 부분은 대체로 흰색에 가깝기 때문에 다음과 같은 분포를 갖는다. [20]

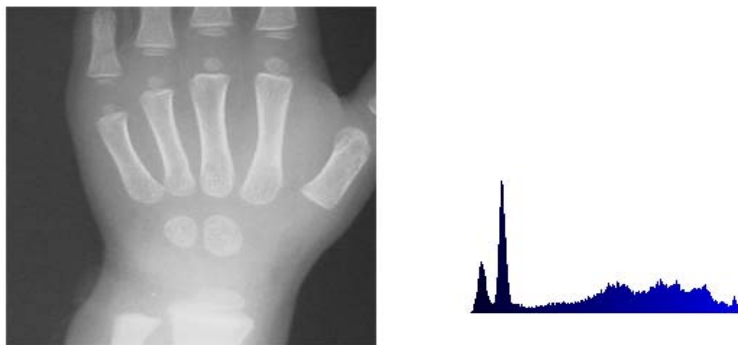


Fig. 11 그레이 레벨의 히스토그램

2.4.3 세선화 알고리즘

세선화는 입력 패턴의 골격 구조를 추출하기 위하여 외곽점을 제거함으로써 수행된다. 그러나 세선화된 패턴은 연결성을 파괴하지 않고 원래 패턴의 모양을 유지해야 한다. 패턴의 구조적인 정보를 저장하기 위한 기억 장소를 감소시킬 수 있고, 패턴을 처리하기 위한 자료 구조를 간단하게 할 수 있으며, 주어진 영역의 골격(Skeleton)을 구할 수 있다. [21]

세선화의 과정은 두꺼운 선을 최외각부터 한 겹씩 벗겨나가서 마지막에 남은 선 성분을 추출하는 반면 세선화는 가운데 선을 추출한다. 즉 영상의 본질적인 구조를 보존한 채, 선 도형을 추출하는 조작이다. 세선화는 원래 도형의 연결성은 변화시키지 않고, 선으로 변화시키는 것이 필요하다. 세선화의 결과에서 도형의 결합 관계의 특징이 구해지므로, 글씨나 도면 등에서 선의 구조를 해석하는데 불가결한 처리로 되어 있다. 세선화 알고리즘은 3×3 의 이웃 윈도우 안에서 조사하여 각 영역이 세선화 할 때까지 각 영역의 경계선을 한번에 한 픽셀 두께씩 벗겨내는 것이다. 이런 처리가 반복적으로 되풀이된다. [22] 본 논문에서는 영상을 인식하기 위한 수단이나 영역을 분리하기 위한 수단이 아니라 뼈의 골격을 추출하기 위한 수단으로 사용하였다.

세선화 알고리즘은 두 단계에 걸쳐 수행된다.

단계 1 : 2개 이상, 6개 이하 이웃 픽셀이 있어야 한다. 이 조건은 끝점이나 영역 내부의 점을 지워서는 안 된다.

단계 2 : 두 개 영역을 연결하는 픽셀은 지워서는 안 된다. 이 픽셀을 지운다면 영역 개수가 달라진다.

표.5 세선화 알고리즘에 사용한 이웃 픽셀의 배열

P9	P2	P3
P8	P1	P4
P7	P6	P5

표. 5는 세선화 알고리즘에 사용하는 픽셀들의 배열을 마스크형식으로 나타내고 있다. 단계1은 표. 5에서 나타낸 8-이웃의 정의 기준으로, 다음과 같은 조건을 만족하면 외곽선 점P를 삭제하기 위해 표시해 놓는다.

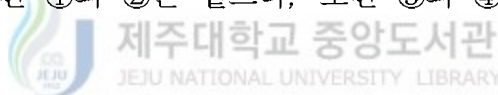
- ① $2 \leq N(p_1) \leq 6;$
- ② $S(p_1) = 1;$
- ③ $p_2 \cdot p_4 \cdot p_6 = 0;$
- ④ $p_4 \cdot p_6 \cdot p_8 = 0;$ (식 2.5-1)

여기서, $N(p_1)$ 은 p_1 의 0이 아닌 값을 가진 이웃의 수이다. 즉,

$$N(p_1) = p_2 + p_3 + \dots + p_9 \quad (\text{식 2.5-2})$$

그리고 $S(p_1)$ 은 p_2, p_3, \dots, p_9 의 정렬된 순서에서 0~1 천이의 횟수이며, 횟수는 0과 1이 바뀌는 수를 말한다.

단계 2에서는 조건 ①과 ②는 같으나, 조건 ③과 ④는 다음과 같이 바뀌게 된다.



- ③' $p_2 \cdot p_4 \cdot p_8 = 0;$
- ④' $p_2 \cdot p_6 \cdot p_8 = 0;$ (식 2.5-3)

단계 1은 고려 대상의 2진 영역 내에 있는 모든 경계 화소에 대해서 적용된다. 만약 조건 ① ~ ④ 중에 한 개 또는 그 이상이 위배되면, 그 대상 점에 대한 값은 변화되지 않는다. 만약 조건이 만족되면 그 점은 삭제를 위해 표시되어 진다. 그러나 그 점은 모든 경계점들에 대한 처리가 수행되기 전까지는 삭제되지 않는다. 이 지연은 알고리즘이 수행되어지는 동안에 데이터 구조가 변화되지 않도록 한다. 단계 1이 모든 경계점에 대해서 적용되어진 후, 삭제로 표시된 점들이 삭제된다. 그 다음, 단계 2는 단계 1과 똑 같은 방법으로 이 결과 데이터에 적용되어진다. 따라서 세선화 알고리즘의 되풀이 과정은 다음과 같다.

첫째, 경계점들의 삭제 표시를 이해 단계1 적용.

둘째, 표시된 점들의 삭제.

셋째, 남겨진 경계점들의 삭제 표시를 위해 단계 2적용.

넷째, 표시된 점들의 삭제로 이루어진다.

이 기본 과정은 더 이상 삭제 될 점이 없을 때까지 반복적으로 적용되고, 이 때 알고리즘은 끝나게 되고, 그 결과로 영역의 골격이 만들어진다. [13]

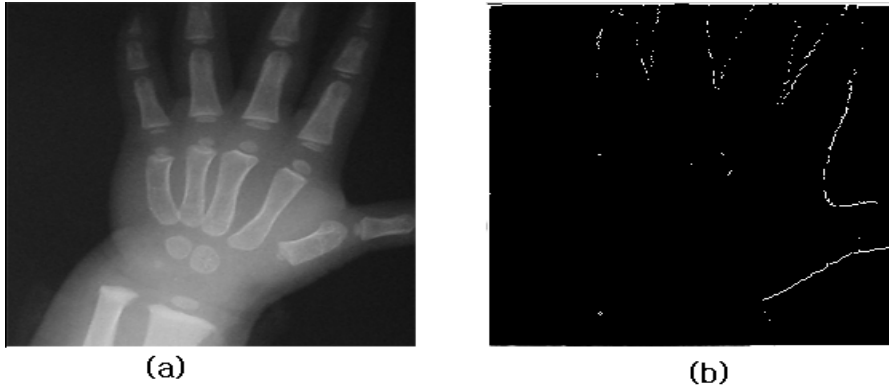


Fig. 12 (a) 원 영상 (b) 원 영상에 세선화 알고리즘 적용

Fig.12는 세선화 알고리즘을 통한 윤곽선의 세선화된 영상이다. 다음으로 세선화 다음 단계로 윤곽선을 종합하는 그룹화 단계를 적용한다. Fig. 13은 그룹화를 통해 얻은 윤곽선의 세선화된 영상이다.

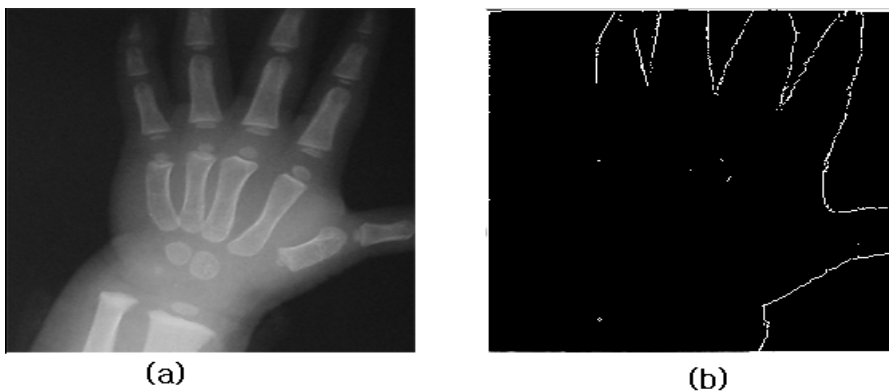


Fig. 13 그룹화를 통한 외곽선 추출 영상

그룹화는 세션화 결과 영상의 폭은 1이므로 윤곽선의 각 픽셀에는 전임자와 후임자가 존재한다. 그룹의 끝점일 조건은 $P1=1$ 이면 이웃 픽셀을 조사했을 때 픽셀 값이 1인 점이 단 1개 경우 끝점으로 판명된다. 끝점을 출발점으로 하여 픽셀 값이 1인 점을 추적하면 골격 선을 하나의 그룹으로 만드는 것이 가능하다. 본 논문에서는 인위적으로 외곽선만을 검출하기 위하여 그룹을 이루는 픽셀의 수가 가장 많은 선 또는 타원을 조사하여 다음과 같이 외곽선만을 추출하였다.



Ⅲ. 골 연령 측정 시스템

3.1 유두골 추출 알고리즘

영상 내에 존재하는 객체나 배경은 각각 비슷한 픽셀 값을 가진 영역을 구성하며 이러한 영역은 임의의 경계로 구분되어 있다. 영상처리 알고리즘을 이용하여 객체나 배경 및 경계를 다수의 연결된 픽셀들의 집합으로 묘사할 수 있다. 연결된 픽셀들은 직선이나 곡선을 구성하며 그 영상 내의 객체 윤곽이나 모양 특성을 나타낸다.

본 논문에서는 영상 내의 연결된 픽셀들이 영상의 내용을 선형으로 잘 표현되도록 영상의 특징 추출과정을 수행하여 골 연령을 정량적 방법으로 측정하였다.

지금까지 병원에서 골 연령(Bone Age) 판정의 필요한 경우에 영상 판독 방법은 방사선과 의사의 개인적인 경험과 임상 정보(Clinical Information)를 이용하여 Greulich와 Pyle에 의하여 작성된 도표(Atlas)와 영상을 비교하여 가장 흡사한 도표를 선정하고 나이를 결정하거나, Tanner-Whitehouse의 TW2 System은 추적검사와 횡단면 검사로 만들어졌으며 좌측의 7개의 수근골, 11개의 수절골, 요골과 그리고 척골 원위부의 총 20개의 골을 각 모양과 밀도를 분석하여 A부터 H 또는 I까지, 8단계 또는 9단계로 나누어 생리학적 하중(Biological Weight)에 따라 각각 점수를 부여하여 0부터 1000점까지의 점수로 골 연령을 나타내었다.[8] 두 가지 경우 영상의 형태를 비교하며 도표를 참조하거나, 점수를 부여고 합산하여 도표에서 적절한 나이를 찾는다. 그러나 본 논문에서는 정량적인 분석방법과 자동화된 방법을 적용하여 객관적이고, 효율적인 방법을 제안하였다.

Fig. 14는 본 논문에서 골 연령 측정 시스템을 구현하기 위한 블록도를 나타내고 있다.

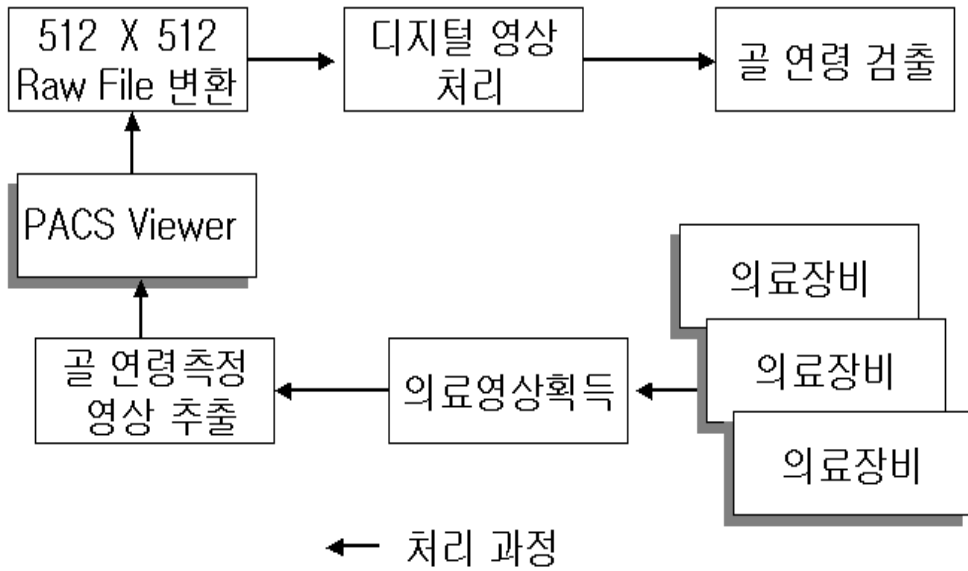


Fig. 14 골 연령 측정 영상의 획득 과정 블록도

제주대학교 중앙도서관

각각의 X-선 발생장치인 의료장비(Modalities)로부터 획득된 의료 영상들은 PACS의 데이터베이스에 저장된다. 저장된 영상들은 환자의 진료에 Clinical Viewer가 이용되거나, 판독을 요구하는 영상들은 Diagnostic Viewer에서 판독하여 다시 PACS의 데이터베이스에 저장된다. 그러나 본 논문의 시스템은 여러 의료영상 중에서 골 연령 측정이 요구되는 영상을 PACS의 데이터베이스에서 추출하여 512 × 512 크기의 Raw File로 변환하여 골 연령 측정 시스템 입력영상으로 하였고, 골 연령 측정 후 Raw File로 저장하는 방식을 구현하였다.

Raw File로 변환된 좌측 손 및 손목 관절 영상을 입력받아 본 논문에서 구현한 시스템을 적용하면 입력영상에 대하여 손목관절의 영역을 계산하고, 관심영역을 설정하였다. 설정된 관심영역은 골 연령을 결정짓는 인자, 유두골(Capitate Bone)에 의해 결정되어진다.

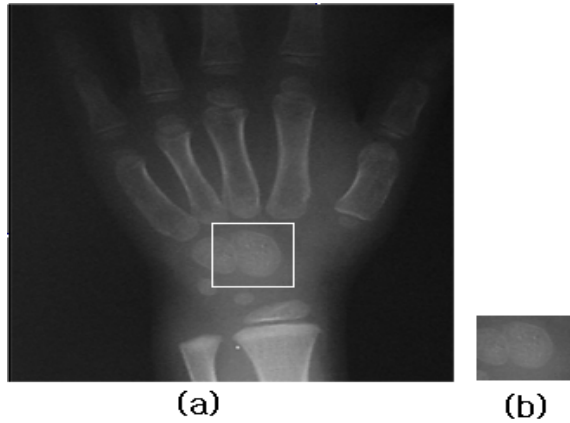


Fig. 15 (a)는 512×512 Raw File 영상
(b)은 (a)에서 선택된 관심영역.

또한, 좌측 손 및 손목 관절의 단순 방사선 촬영상의 특징은 손목 관절에서 가장 크며, 초기에 생성되어 지속적인 골 발달의 이루어지는 뼈(Bone)이다. Fig.15는 좌측 손 및 손목 관절의 단순 방사선 촬영상의 영상에서 골 연령에 필요한 인자(Parameter) 유두골을 관심영역으로 설정하여 추출하였다.

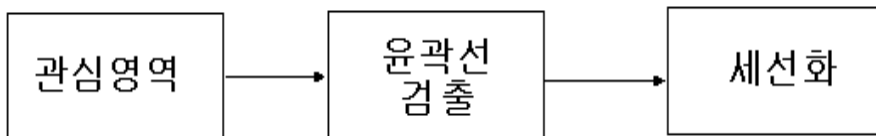


Fig. 16 관심영역에서 디지털 영상처리

추출된 관심영역은 다시 본 논문에서 사용하는 윤곽선 검출과 세션화과정을 거쳐 정확한 형태가 나타나게 된다.

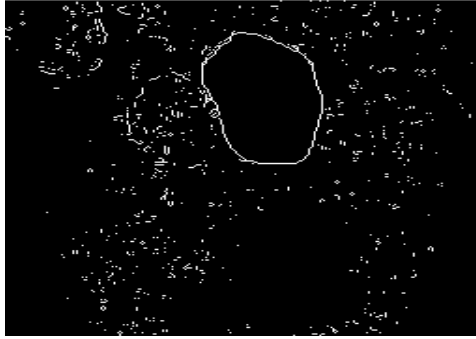


Fig. 17 관심영역의 세션화

영상에서 골 연령의 특징을 결정짓는 인자를 정확하게 추출함은 중요하고 추출된 데이터를 이용하여 골 연령을 계산할 수가 있다.

골 연령을 결정짓는 인자 중에서 복잡하고 다양한 형태의 뼈를 포함하는 부분은 수근골 부위이며, 이 부분은 다양한 형태의 골(Bone)들의 분포되고 존재한다. 선택된 관심영역에서 특징 추출하기 위해서는 먼저 윤곽선 추출 연산자를 적용시킨다. 추출된 윤곽선은 많은 불필요한 잡음을 내포하게 된다. 이런 잡음을 제거하기 위해 저주파 통과 필터(Lowpass Filtering)를 거쳐 잡음을 제거한다. 이때 사용된 필터는 간단한 평균값 필터로서, 영상에서 윤곽선 밖의 잡음에 해당하는 작은 점들을 제거하며 윤곽선 상의 서로 관계 있는 점들을 연결시켜 준다. 즉 윤곽선을 강화시키는 역할을 하며 세션화 알고리즘을 적용 시 유두골 부분만 검출된다.

세션화 알고리즘을 적용 후 영상에서 면적을 구하여 손목 관절의 면적에 대한 비율을 계산할 수 있다.

3.2 전체 알고리즘

의료장비에 의해 획득된 영상들은 PACS의 데이터베이스에 저장된다. 본 논문에서 제안한 시스템은 골 연령 측정이 요구되면 PACS의 데이터베이스에 저

장된 좌측 손 및 손목 관절 디지털 방사선 촬영 상을 이용하여 512 × 512 크기의 Raw File로 변환하여 입력 영상으로 하였다.

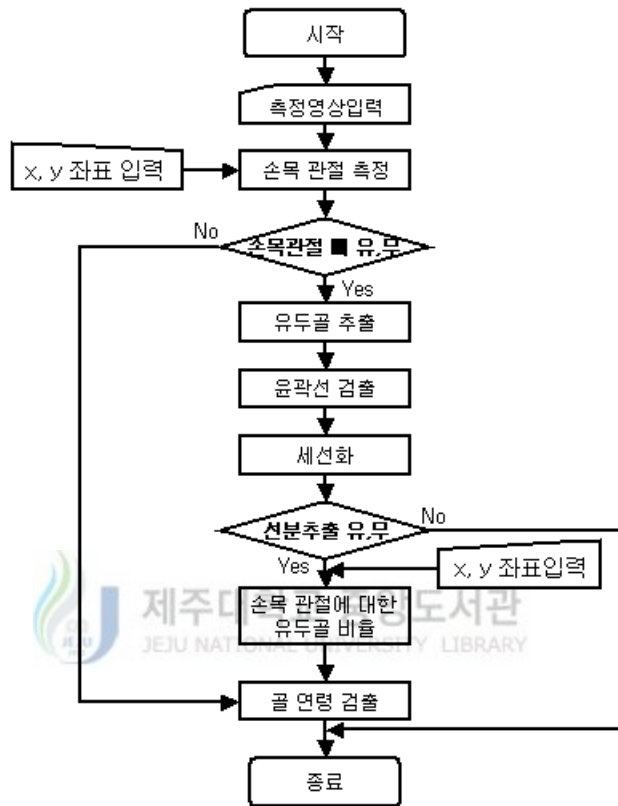


Fig. 18 골 연령 측정 순서도

Fig. 18은 본 논문에서 제안한 골 연령 측정 시스템 순서도 이다. 측정 영상의 입력되면 정규화된 특성 값 추출을 위하여 입력 영상에서 손목 관절 면적을 구하고, 관심 영역을 설정하여 유두골을 추출하였다. 유두골은 손목 관절에서 골 발달이 가장 초기에 이루어지면서 늦게 까지 골 발달이 이루어지는 뼈로 골 연령을 결정짓는 중요한 특징을 가지고 있다. 손목 관절의 유두골을 126 × 126 크기의 관심영역으로 설정하여 유두골 영역과 배경 영역의 밝기 값이 급격한 변화량에 따른 윤곽선 검출 방식으로 영상에서 인접하는 두 화소의 밝기 차이인 기울기 정보를 이용하였으며, 대각선 방향에서 윤

곽선이 민감하게 반응하는 Sobel 마스크를 이용하여 유두골의 윤곽선 검출하였다. 윤곽선이 검출되지 않으면 신생골(New Bone)로 간주하며, 윤곽선의 검출되면 세션화 알고리즘을 적용하여 최외곽부터 한 겹씩 벗겨나가면서 마지막에 남는 선 성분을 추출하였다. 세션화 알고리즘 적용과정에서 연결성은 파괴하지 않고 원래 패턴의 모양을 유지하면서 주어진 영역의 골격을 구하는데 중점을 두었다. 만약, 세션화 과정에서 유두골 형태의 선분을 얻지 못하면 시스템은 종료된다. 세션화된 유두골은 평면에서의 Green의 식으로 특성 값을 구할 수 있다. 평면상에서 어떤 폐영역의 둘레에 따른 선적분은 그 영역 전체에 대한 이중적분으로 변환된다. 즉, xy 평면상에서 유한한 넓이의 폐영역 Ω 의 경계 C가 유한개의 원할곡선으로 이루어져 있으면, 함수 $P(x,y)$ 와 $Q(x,y)$ 가 영역 내에서 연속이고 그 편도함수도 연속이면,

$$\iint_{\Omega} \left(-\frac{\partial Q}{\partial x} - \frac{\partial P}{\partial y} \right) dx dy = \oint_C (P dx + Q dy) \quad (\text{식 3.2-1})$$

식 3.2-1에서 폐영역 Ω 의 면적은

$$A = \frac{1}{2} \oint_C (x dy - y dx) \quad (\text{식 3.2-2})$$

으로 구할 수 있다. 식 3.2-2은 $x(t)$, $y(t)$ 의 매개변수형으로 주어진 곡선은 식 3.2-3과 식 3.2-4로 표현된다.

$$A = \frac{1}{2} \int_{t_1}^{t_2} (xy' - yx') dt \quad (\text{식 3.2-3})$$

$$A = \frac{1}{2} \int_{t_1}^{t_2} \begin{vmatrix} x & y \\ x' & y' \end{vmatrix} dt \quad (\text{식 3.2-4})$$

식 3.2-4로 유두골의 면적을 편리한 형태로 구할 수 있으며, 유두골(A)와 손목 관절(Area)를 구하여 손목 관절에 대한 유두골의 비율로 나타낼 수 있다.

제안한 골 연령 검출 시스템은 윤곽선 검출 알고리즘과 세션화 알고리즘을 적용하여 추출된 유두골 특성 값과 제주대학교 병원에서 제공되는 유두골 특성 값을 비교하여 가장 적합한 골 연령을 추출하였다.

IV. 구현 및 결과 고찰

본 장에서는 PACS의 Database에 저장된 좌측 손 및 손목 관절의 디지털 단층 방사선 촬영 상을 512 × 512의 Raw File로 변환하여 입력영상으로 하였으며, 윤곽선 검출과 세션화 알고리즘을 이용하여 골 연령 측정 시스템 구현 및 실험하였다.

4.1 시스템 개발 환경

1) 요구사항 분석

(1) 개발환경

- 하드웨어 : Pentium III 300MHz
- 메모리 : 64MB
- 운영체제 : Windows 98

(2) 소프트웨어

- 개발환경 : Visual C++ 6.0

제안한 시스템의 전체 구성요소들은 Visual C++ 6.0을 이용하여 구현하였으며 실험 영상은 남, 여 각각 구분하여 2001년 10월 1일부터 2002년 3월 31일까지 제주대학교병원에 내원한 소아 및 청소년 환자를 대상으로 골 연령 측정 실험하였다.

2) 전체적 기능

(1) PACS의 Database에서 측정영상을 Raw File로 변환하여 본 논문의 입력 영상으로 처리하는 시스템을 구현하였다.

(2) 골 연령 검출 시스템은 자동화된 측정방법으로 측정 영상을 입력하면 그에 해당하는 골 연령을 출력하는 시스템을 구현하였다.

4.2 PACS Image Viewer 구현 및 골 연령 측정 영상 파일 변환

본 논문에서는 PACS에서 영상처리 기능을 소프트웨어로 구현하여 사용자가 환자의 디지털화된 의료영상을 검색 및 저장할 수 있게 하였고 Fig. 19 및 Fig. 20은 PACS Viewer에서 골 연령을 측정할 디지털 X-선 영상이다.



Fig. 19 PACS Viewer에서 디지털 X-선 영상



Fig. 20 PACS Viewer에서 디지털 X-선 영상

골 연령을 측정할 영상은 PACS의 데이터베이스에서 DICOM 형태의 파일로 획득하여 영상을 512 × 512 크기의 Raw File로 변환하였다. 본 논문에서는 의료영상과 관계없이 골 연령을 측정하는 방법을 제안하기 위해 골 연령 측정 영상 수는 1장이며 8Bit Depth(256-Grey Level)와 512×512 크기의 Raw File이다. Raw File은 파일 호환성을 위해 파일의 고유특성을 나타내는 헤더 부분이 없고, 데이터 부분도 아무런 서식 정보나 편집 정보도 갖지 않은 데이터들이다.

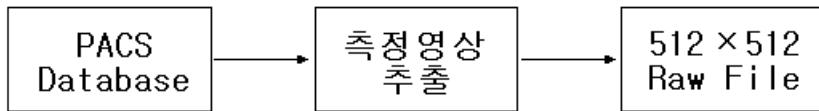


Fig. 21 PACS에서 측정 영상을 추출 후 Raw File로 변환

Fig. 21은 PACS의 데이터베이스에서 측정 영상을 추출 후 Raw File로 변환하는 과정을 나타내고 있다.

4.3 실험 결과 및 분석

사회경제적 발달과 더불어 전반적인 소아 및 청소년의 성장발달에 관심이 높아지고, 골 연령 지연이 육체적 기능적 지연을 의미하게 되므로 정확한 정상 기준치나 그 범위를 아는 것이 더욱 중요하게 되었다. 골격 계의 성숙은 소아 및 청소년기의 성장발달의 지표로 키와 몸무게가 밀접한 관계가 있어 골의 성숙 속도가 최고조일 때 키와 몸무게의 증가도 최고조를 이루어 생식기계 호르몬이 발달과 기능상태를 반영하여 골 연령 분석으로 초경 등 제2차 성장의 발현을 예측할 수 있다. [5] 또한, 전 세계적으로 병원은 디지털화를 추구하고 사용되고 있다. 모든 의료 영상의 디지털화 되면서 세계적으로 표준안(DICOM Protocol)의 발표되고 이 표준안 형태로 사용되고 있다. 그러

나 현재 골 연령 판정은 아무리 디지털화 되었어도 도표와 비교하거나, 골 발달에 나타나는 특징을 비교하여 점수를 계산하는 아날로그 형태로 판정하고 있다. 아날로그 형태의 판정은 시간적, 경제적으로 좋지 못한 결과를 산출하고 있으며 판독자의 주관적인 판단이 크다. 본 논문에서는 골 연령의 판단을 객관적이고, 정량화 분석을 하기 위해 골 발달에서 나타나는 특징을 이용하여 영상에서 관심영역 분할과 유두골추출을 통하여 골 연령 측정의 자동화와 연령별 수치 자료를 제안하였다. 본 논문의 알고리즘 실험은 2001년 10월 1일부터 2002년 3월 31일까지 제주대학교병원에 내원한 소아 및 청소년 환자를 대상으로 골 연령 측정하여 방사선과 의사가 판독한 결과와 본 논문의 알고리즘 적용에 의해 검출된 나이를 비교하여 실험하였으며, 시간적인 면을 보면, 방사선과 의사의 골 연령 판정은 수 작업으로 이루어지며 Greulich-Pyle에 의한 방법은 약 2분 이상 소요되며, TW2 System은 약5분 이상 시간이 소요된다. 본 논문에서 제안한 골 연령 검출 시스템의 판정시간은 10초 내외로 비교적 빠른 시간 내에 골 연령을 판정한다.



Fig. 22 남아의 골 연령 측정영상



Fig. 23 여아의 골 연령 측정영상



Fig. 22 남아의 골 연령 측정 영상과 Fig. 23 여아의 골 연령 측정 영상으로 본 논문에서 구현한 시스템을 이용하여 골 연령을 검출한 결과이다.

표. 6 실험에 의한 측정된 골 연령

골 연령 측정 수	Greulich-Pyle(M)	TW2 System(M)	제안한 방법(M)	실제 나이(M)
1	9	12.23	10	12.19
2	24	25.2	24	25.10
3	30	35	34	35.8
4	18	23.5	21	23
5	42	47.8	45	47.20
6	46	48	47	48.7
7	12	15.12	13	15.20
8	15	16.8	15	16.22
9	24	24.6	25	24.15
10	9	11	12	11.5
11	60	64.12	62	64.29
12	69	74.10	70	73.27
13	42	45.7	44	25.15
14	6	7	6	7.19
15	12	15.4	13	15.26
16	18	20.10	18	20.21
17	82	85	84	85.8
18	42	45	44	45.16
19	30	32.7	31	32.25
20	3	3.5	3	3.11

M = Months

표.6은 본 논문에서 제안한 골 연령 측정 시스템 평가하기 위해 Greulich-Pyle의 도표 비교 방법과 Tanner-Whitehouse의 TW2 System 및 제안한 골 연령 측정 시스템에서 측정된 골 연령을 비교한 도표이다. 측정 영상 자료는 제주대학교병원에 내원한 소아 및 청소년 환자를 대상으로 실험하였으며, 그 중에서 20개의 자료를 추출하여 도표로 나타내었다. Greulich-Pyle 방법 및 Tanner-Whitehouse 방법은 방사선과 의사에 의해 측정된 골 연령이며, 제안한 방법은 본 논문에서 구현한 시스템을 적용하여 측정된 나이를 도표로 표현하여 비교하였다.

골 연령 측정 결과

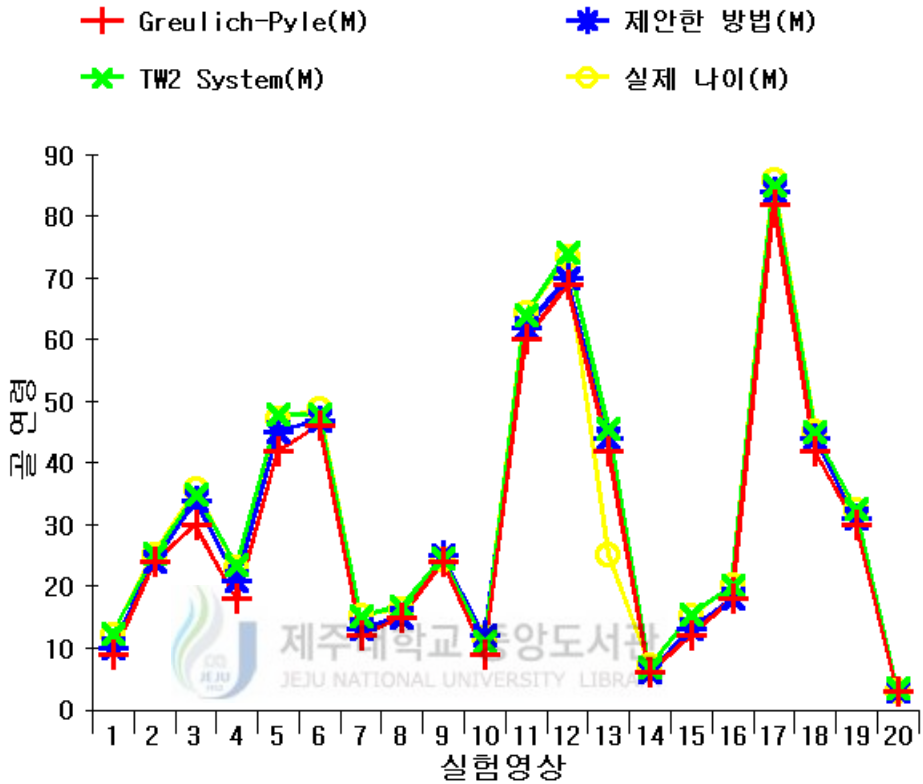


Fig. 24 실험에 의해 측정된 골 연령

Fig.24는 표.6에 결과를 그래프로 나타낸 형태를 보여주고 있다. Greulich-Pyle에 의한 도표 비교 방법과 Tanner-Whitehouse의 TW2 System을 이용하여 방사선과 의사에 의해 판정된 결과와 본 논문에서 제안한 알고리즘을 이용하여 실험하였다. Greulich-Pyle에 의한 도표 비교 방법은 시기적 차이와 종족과 문화발달에 따라 골 연령의 차이가 있고, Tanner-Whitehouse의 TW2 System은 계산 시 복잡한 문제점이 있으나 정확하다는 장점을 가지고 있었다. 제안한 방법은 방사선과 의사가 판정한 결과와 비교해보면 TW2 System와 비슷하며 Greulich-Pyle의 방법보다 좋은 결과를 얻을 수 있었다.

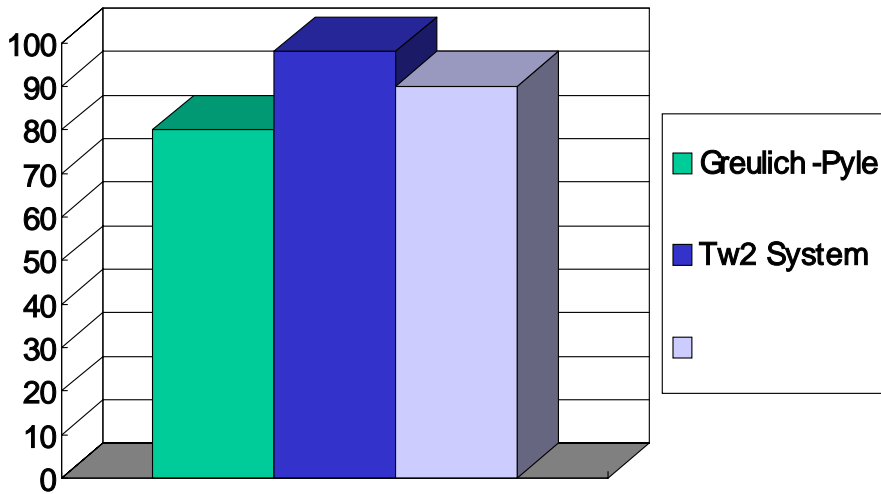


Fig. 25 골 연령 측정의 정확도 비교

그러나 방사선과 의사가 골 연령을 판정하는데 걸리는 시간은 Greulich-Pyle에 의한 방법은 약 2분 이상 소요되며, TW2 System은 약5분 이상 시간이 소요되는 것과 오류의 가능성을 더한다면 본 논문에서 제안한 방법은 시간적으로는 10초 내외로 효과적이다.

또한, 지금까지 골 연령 측정에 이용되는 Greulich-Pyle 방법은 시기적 차이를 고려할 때 오류의 범위가 넓고, Tanner-Whitthehouse의 TW2 System에서는 처음 분석한 사진이 그 다음 사진에 영향을 주는 달무리 효과, 시간적인 낭비와 복잡성이 있지만 정확한 판정을 할 수 있는 장점이 있어 정확도면에서는 가장 효과적이다. 이처럼 정확도면에서 세 가지 방법을 비교해보면, Greulich-Pyle에 의한 방법보다 정확하고 TW2 System 보다는 정확도 면에서 거의 흡사한 정도로 일치하는 것을 볼 수가 있다.

본 논문에서 제안한 방법을 이용하여 여러가지 형태로 비교하여 보면 기존 방법에 비해 객관적이며, 적은 비용으로 정확한 골 연령을 측정하는 결과를 얻을 수 있었다.

V. 결론 및 향후 연구

본 논문에서는 영상들의 선형(Line) 특징 점들에 대한 기울기 정보를 이용하여 골 연령 측정의 정량적 방법과 자동화 시스템 개발에 목적을 두었으며, 병원에서 판정되어지는 골 연령을 개인용 컴퓨터를 이용하여 정확하고 객관적인 연령을 검출하는데 목적을 두었다.

제안된 알고리즘은 2개월에서 195개월에 걸쳐 골 발달이 이루어지는 유두골의 특징을 이용하여 디지털 X-선 영상에서 먼저 손목 관절의 영역을 계산하고, 관심영역에서 윤곽선과 윤곽선의 세선화를 통하여 유두골을 추출하여 비율을 산출함으로써 기존의 측정방법인 형태특징을 눈으로 측정하는 방법에서 탈피하여 정량적으로 객관성을 유지하였다.

알고리즘의 평가를 위하여 실험 영상은 2001년 10월 1일부터 2002년 3월 31일까지 제주대학교병원에 내원한 소아 및 청소년 환자를 대상으로 골 연령 측정을 제안한 방법으로 실험하였다.

실험결과 전문의사의 TW2 System에 의해 결정되어진 골 연령과 90%정도 일치하는 것으로 나타났으며, 의사가 판독하는 방법에 따라 Greulich-Pyle 방법은 약 2분 이상 소요되며, TW2 System은 약 5분 이상 소요되어 제안한 골 연령 측정시스템은 10초 내외로 경제적이고, 효율적인 측정으로 시간적인 낭비와 경제적인 비용을 줄이는데 한몫 한 것으로 보여진다.

추후 정확한 검출을 위하여 한국인에서 나타나는 골 발달에 대한 표준화된 수치 자료는 보다 많은 방법의 적용으로 향후 연구 될 수 있을 것으로 기대된다. 또한 이차원 영상에서의 측정한계를 극복하기 위해서는 3차원적인 볼륨 측정을 통해 크기와 성장단계를 평가해야 할 것이며, 지속적인 환경의 변화와 비만, 조기성숙의 지표가 있어야될 것으로 보여진다.

- 참고문헌 -

- [1] 송근식, "흉부영상에서 디지털 영상처리술의 모의병변 검출능에 관한 실험적 연구", 서울대학교 의학과 박사학위 논문, pp37-42, 1991.
- [2] 문성배, "흉부 X-ray 좌, 우 차영상을 이용한 노들 검출" 서울대학교 대학원 제어계측공학과 석사학위 논문, pp1-5, 1990.
- [3] 유승화, 성윤창외 6명, "복부 C-T영상에서 메쉬 필터를 이용한 간과 비장의 추출에 대한 연구", 한국정보과학회지, pp579-581, 1999.
- [4] 이병일, 최흥국, "의료영상처리 및 분석 방법" 한국멀티미디어학회지 제 4권 제4호, pp51-67, 2000.
- [5] Kyung Mo Yeon, M. D. "Standard Bone_Age of Infants and Children in Korea" , The Korean Society of Pediatric Radiology. p9, 1996.
- [6] Hewitt D, Acheson RM. "Some aspect of skeletal development through adolescence, I. Variations in the rate and pattern of skeletal maturation at puberty", Am JPhys Anthropol, pp321-331, 1961.
- [7] Roche AF., Wainer H, Thissen D., "Skeletal Maturity : the Kneejoints as a Biological Indicator", New York, London. Plenum.1975.
- [8] Tanner JM, White house RH, Carmeron N. "Assessment of skeletal maturity and prediction of adult height(TW2 method)", Academic Press, 1983.
- [9] 류제홍, "신경망에 의한 골연령 추정법", 여수대학교 논문집, Vol. 13, p625. 1998.
- [10] Frisch. H "Computer-aided estimation of skeletal age and comparison with bone age evaluations by the method of Greulich-Pyle and Tanner-Whitehouse" Pediatric radiology Vol.26 No.3 p229 1996.
- [11] Albanese. A "The Use of computerized Method of Bone Age Assessment in Clinical Practice" Hormone research, Vol.44 No.3 pp2-7, 1995.
- [12] 연경모, 김인원 "한국인 소아에서 정상표준 골 연령" 대한방사선의학

회, 소아방사선과학연구회, 대한의학회, pp1-11, 1999.

[13] 하영호, 임재권, 남재열, 김용석, “디지털 영상처리”, 그린, pp421-437, 1998.

[14] 정환, 이완, 김문찬 “디지털 의료영상학” 정문각, pp17-27, 1999.

[15] American College of Radiology, National Electrical Manufacturers Associations, “Digital Imaging and Communications in Medicine(DICOM) Version 3.2 Draft Standard”. 1999

[16] 최예찬, 김호영, 김선아, 김백섭, “세포영상에서의 텍스처 특징을 이용한 영역 분할” 한국정보과학회지, pp576-578, 1999.

[17] J. Davis Godwin, “The Solitary Pulmonary Nodule”, Radiologic Clinics of North America, Vol 21, No 4, pp709-721, December 1983.

[18] Greulich WW, Pyle SI, “Radiographic atlas of skeletal development of the hand wrist, ”2nd edition, California, Stanford University Press, p352, 1970.

[19] 김수겸, “에지의 구조적 특성을 이용한 에지추출”, 목포해양대학교 학술저널, pp447-463, 1995.

[20] 조수진, “불균등한 조명하에서의 영상 이진화 기법” 서울대학교 대학원 전산통계학과 석사학위논문, pp8-22, 1994.

[21] 고일주, “문자의 외곽 정보를 이용한 특징 방법”, 숭실대 대학원 석사 학위 논문, pp23-27, 1994.

[22] 장동혁, “Visual C++를 이용한 디지털 영상 처리의 구현” pp265-272, PC어드밴스, 1999.

감사의 글

어린 시절 공부를 하지 않고 커서는 부모님 속만 태우는 저에게 아버님은 항상 아무 말하지 않으셨습니다. 돌이켜 보면 농사에 시달리면서 항상 자식 생각만 하는 부모님은 세상 누구보다 큰 스승님이셨습니다. 제가 결혼하고 자식을 낳아야 부모님마음을 조금이나마 헤아릴 수 있었던 것 같습니다. 부모님마음을 헤아리지 못한 저의 불효를 용서하여 주십시오. 또한 석사과정을 마칠 수 있도록 도와 주셔서 깊은 감사드립니다.

직장과 학교를 오가며 대학원 생활을 시작한 지도 엇그제 같은데 벌써 2년 6개월이라는 세월이 흘러 무언가 이뤘다는 마음보다 여러 가지로 부족함을 많이 느껴 좀더 열심히 했더라면 하는 아쉬움이 남습니다. 저의 부족함을 열성과 사랑으로 지도하여 주신 김장형 지도교수님께 먼저 진심으로 감사를 드리고, 논문 심사를 맡아 세심한 부분까지 지도를 해주신 안기중 교수님과 변상용 교수님께 깊은 감사를 드립니다. 그리고 재학기간 동안 저를 지도해 주신 곽호영 교수님, 이상준 교수님, 송왕철 교수님께도 감사를 드립니다.

공부와 일을 병행하는 저에게 조금이나마 공부할 시간과 관심을 가져준 제주대학교병원 방사선과 최국명 과장님, 부성홍 실장님, 이성숙 선생님, 고영철 선생님, 김희삼 선생님, 현창길 선생님, 강철호 선생님, 김영석 선생님, 오장식 선생님, 정광희 선생님, 김미옥 선생님, 백선희 선생님과 제주대학교병원 전 직원 여러분께 깊은 감사를 드립니다. 논문을 작성하는데 많은 도움을 준 박사 과정인 강진석 선생님, 강영도 선생님, 김정호 선생님, 박재필 선생님, 강길봉 선생님, 석사과정인 강진형씨, 김남식씨, 고봉수씨에게도 고마운 마음을 전합니다. 또한 멀티미디어 연구실에 공부하는 모든 사람들과 저를 아는 모든 사람들에게도 감사를 드립니다. 끝으로 직장생활과 대학 강의, 대학원 공부를 병행하면서도 많은 시간들을 가족과 함께 보낼 수 없었던 것이 못내 아쉽기는 하지만 그래도 항상 웃음을 잃지 않고 언제나 따뜻하게 맞아주고 격려해 주었던 아내 양진숙 여사와 딸 혜원, 아들 지웅 저의형과 여동생, 장인, 장모님에게도 고맙다는 마음을 전합니다.