

# 척추 측만 환자의 등 표면 깊이 정보 분석을 위한 곡률반경 기반의 사전 검사 알고리즘 개발

신수연<sup>°</sup>, 송문<sup>\*</sup>, 황라영<sup>\*</sup>, 김승찬<sup>\*</sup>, 김정진<sup>\*</sup>, 신태민<sup>\*</sup>

## Development of Prescreening Algorithm Based on a Radius of Curvature for Analysis of Depth Data of Scoliosis Patient's Back Surface

Su-yeon Shin<sup>°</sup>, Moon Song<sup>\*</sup>, La-young Hwang<sup>\*</sup>, Seung-chan Kim<sup>\*</sup>, Jeong-jin Kim<sup>\*</sup>, Tae-min Shin<sup>\*</sup>

### 요약

특발성 척추 측만증은 측만증 중 척추가 변형된 원인을 발견하지 못한 경우를 일컬으며 성장기에 빈번히 발생한다. 특발성 척추 측만증을 진단하는 방법에는 방사선 방법과 비방사선 방법이 있다. 방사선 방법의 경우에는 방사선이 장기에 위해하기 때문에 주기적인 검사를 통해 측만의 진행 경과를 파악하기에 부적합하다. 비 방사선의 경우 외관 판단이나 기구를 이용하는 경우에는 정확도가 낮으며, 가시광선을 이용한 방법은 정확도는 높으나 고가의 비용 때문에 적합하지 않다. 따라서, 본 연구에서는 방사선 노출의 문제점을 해결하기 위하여 적외선 카메라를 이용하여 등표면의 데이터를 얻고, 높은 정확도의 검사를 위하여 곡률반경을 이용하여 추체의 회전 정도를 판단할 수 있는 등골 추정 알고리즘을 개발하였다. 개발된 알고리즘에서는 등 표면을 횡단면에서 관측하였을 때의 깊이 정보로부터 곡률 반경을 이용하여 등골을 추정하였으며, 응용프로그램을 통하여 구현하였을 때 높은 정확도를 가졌다. 개발된 알고리즘으로 추정된 등골은 등 표면의 곡률이 반영되어 추후 척추가 뒤틀린 정도까지 추정할 수 있으며, 높은 정확도의 저가인 척추 측만증 비 방사선 검사 방법을 구현할 수 있을 것으로 기대된다.

**Key Words** : Idiopathic Scoliosis, Depth Data, Back Surface, RealSense, Radius of Curvature, Prescreening

### ABSTRACT

Idiopathic scoliosis refers to the case that the cause of the vertebral deformities isn't found and occurs frequently during the growing period. There are radioactive and non-radioactive methods that first one isn't appropriate for the children to periodically diagnose and to determine progress of the vertebral deformation since it is harmful, and the other one, judging by appearance or using instrument has low accuracy. And a method using visible light has high accuracy but has high cost. In this study, therefore, depth data of the back surface was obtained using an infrared camera to avoid the problem of exposure to radiation, and to test the scoliosis with high accuracy and the algorithm was developed to estimate the spine to determine the degree of rotation of the vertebral body using the radius of curvature. In the algorithm, the spine was estimated using the radius of curvature from the depth data when observed from the horizontal plane, and the algorithm has high accuracy. The spine reflects the curvature of the back surface and so later, can be estimated to the degree, the vertebra is twisted. And it's expected to be able to implement a low-cost and high accuracy non-radioactive scoliosis prescreening method.

<sup>°</sup> First Author : Yonsei University Department of Biomedical Engineering, shinsy\_93@naver.com, 학생회원

<sup>\*</sup> Yonsei University Department of Biomedical Engineering, layoung.hwang@hotmail.com, 정회원

논문번호 : KICS2017-04-127 Received April 29, 2017; Revised June 3, 2017; Accepted June 3, 2017

## I. 서 론

측만증은 측면(axial plane, transverse plane)에서 추체의 회전, 시상면(sagittal plane)에서 흉부 저후만증(thoracic hypokyphosis) 등의 삼차원적 변형과 관상면(coronal plane)에서의 이차원적 변형을 의미한다. 정량적으로 척추의 회전 비대칭(rotational asymmetry) 기형 검사 후, 기립 방사선 사진에서의 Cobb 각도(그림 1)가  $10^\circ$  이상인 경우를 측만증이라고 정의한다. 이때, 측만증 중 척추가 흰 원인을 발견하지 못한 경우를 특발성 척추 측만증이라 일컬으며, 측만증 환자의 약 85% 정도와 특히 중·고등학생들이 이에 해당된다<sup>1)</sup>.

이러한 특발성 척추 측만증을 진단하는 방법에는 크게 방사선 방법과 비 방사선 방법(그림 2)이 있다. 비 방사선 검사 방법에는 외관을 관찰하여 특발성 척추 측만증의 발생 여부를 판단하는 방법과 기구 또는 빛을 이용하여 측만 정도를 측정하는 방법이 있다. 외관을 관찰하는 방법에서는 양 어깨의 위치나 양쪽 유방, 허리, 골반의 비대칭을 파악하는 경우와 전방 굴곡 검사가 있다. 기구를 이용한 측정 방법에는 척추측만계(scoliometer)를 이용한 늑골 돌출고(rib hump)의 측정, 관상면의 균형 측정, 다리 길이의 차이를 측정하는 방법이 있다. 빛을 이용한 방법에는 가시광선 또는 적외선을 일정한 패턴으로 방사한 후 방사된 패턴이 왜곡되는 정도로부터 등 표면의 정보를 획득하여

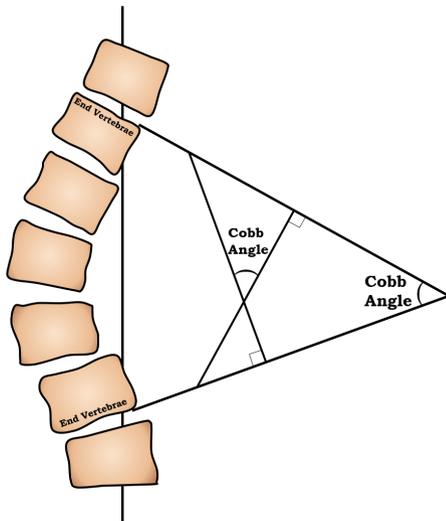


그림 1. 끝 척추골을 따라 그린 선분이 이루는 Cobb 각<sup>2)</sup>  
Fig. 1. Cobb angle between two lines drawn along the end vertebrae

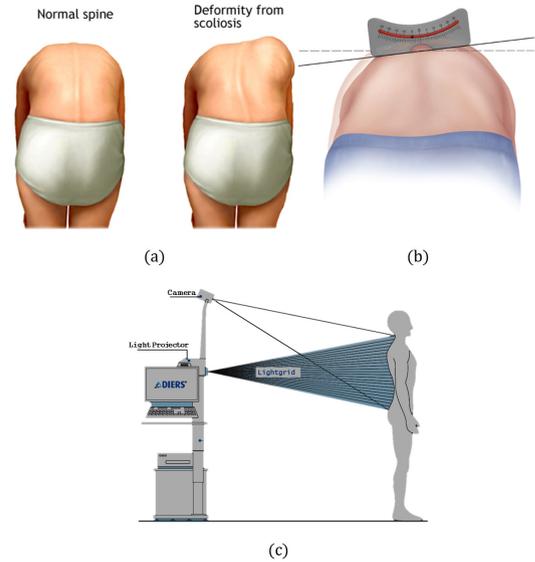


그림 2. (a) 전방 굴곡 검사, (b) 척추측만계 (c) Rasterstereography  
Fig. 2. (a) Forward Bending Test, (b) Scoliometer (c) Rasterstereography

척추 측만의 정도를 측정하는 방법이 있다. 방사선 검사 방법에는 X-ray, CT 등을 이용하여 촬영한 사진에서 Cobb 각도, 골격연령(bone age), 척추골의 회전(rotation of vertebrae) 등을 파라미터 분석을 통하여 측만 정도를 객관적으로 측정하는 방법이 있다. Cobb 각도는 척추 변형의 정도를 측정하기 위한 방법 중 가장 보편적인 방법으로, 일반 방사선 사진에서 척추 종판(vertebra endplate)이 서로를 향한 방향으로 가장 기울어져 있는 지를 파악하여 결정된 만곡 기형 끝 척추골(end vertebrae)의 척추 종판(vertebra endplate)을 따라 그린 선분이 이루는 각 또는, 두 선분에 각각 수직인 두 직선이 이루는 각을 말한다<sup>1)~6)</sup>.

일반적으로 학교에서는 주로 전방 굴곡 검사(forward bending test)를 통하여 늑골 돌출고(rib hump)나 요부 돌출고(lumbar prominence)를 확인하거나, 척추측만계를 통하여 비대칭과 경사 정도를 객관적으로 측정한다. 이후, 척추측만계로 측정된 Cobb 각도가  $20^\circ$  이상인 학생들은 척추 변형의 정도를 방사선 검사를 통해 측정된 Cobb 각도로 수치화하여 진단한다. 환자가 성장 중인 경우  $25^\circ$  미만, 성장이 끝난 경우  $50^\circ$  미만의 만곡에서는 특별한 치료는 없지만 진행하는 여부를 파악하기 위해 지속적으로 방사선 검사를 통해 관찰해야하며, 그 주기는  $20^\circ$  이상의 만곡에서는 4~6개월이다<sup>1)</sup>.

하지만, 방사선 검사를 주기적으로 진행하게 되면 성장기 아이들의 신체 장기가 방사선에 노출되어 해가 될 수 있다. 특히, 갑상선, 유방, 골수 등의 장기는 방사선의 위해효과가 축적되는 장기이므로, 방사선에 노출되는 것을 피해야한다. 또 비 방사선 검사 중 척추의 기울어진 정도를 파악하기 위해 척추측만계를 이용하는 방법은 측정 결과가 검사자에 영향을 받아 제한되는데 있어 높은 오차를 보이므로 객관적으로 측만의 정도를 파악하기에 적합하지 않다<sup>7)</sup>.

위에서 언급한 방사선에 노출되는 문제점을 해결하고 측만의 정도를 진단하는 정확성을 높이기 위해 빛을 이용하는 연구가 진행되어왔다. 그 중 Rasterstereography는 비 방사선 검사 방법 중 가시광선 카메라를 이용하여 측만 정도를 파악하는 검사방법이다. Rasterstereography(Turner-Smith et al.,[8])는 격자무늬의 가시광선을 환자의 등에 방사하여 카메라로 환자 등 표면 데이터를 획득한 후, 등 표면 데이터로부터 추체의 회전을 파악하여 측만의 정도를 파악한다.

Rasterstereography에서는 다음과 같은 원리로 측만의 정도를 파악한다. 우선, 방사된 빛이 등표면에 따라 굴곡되는 정도를 이용하여 그림 3과 같이 등 표면의 측면(horizontal plane, axial plane)에서의 단면도(profile)를 획득한다. 획득한 단면도(profile) 정보로부터 중앙선(median line)을 추정하고 추정된 값으로부터 paramedian point를 찾은 후 paramedian point사이의 단면도의 정보를 선형 최소 제곱법을 이용한 1차 곡선 맞춤(curve fitting)을 통하여 직선을 찾는다. 그리고 이 직선이 기울어진 정도를 나타내는  $\theta$  값을 찾아  $K$  값을 가중하여 실제 추체의 회전 정도를 찾아 측만의 정도를 파악한다<sup>8)</sup>.

이와 같은 원리로 측만의 정도를 파악하는

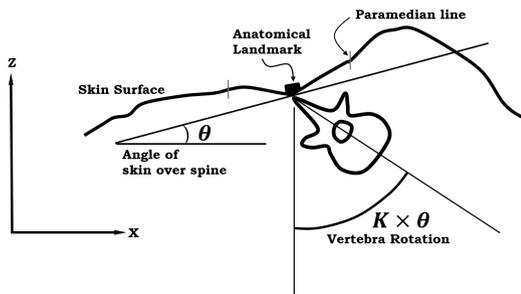


그림 3. 측정된 Anatomical Landmark와 피부 표면의 회전으로부터 추정된 척추의 중심[8]  
Fig. 3. Centre of a vertebra estimated from palpated anatomical landmark and skin surface rotation



그림 4. 촉진으로 나타난 Anatomical landmark[4]  
Fig. 4. Anatomical landmark identified by palpation

Rasterstereography는 매우 높은 정확도를 가진 비 방사선 검사 방법이다[9]. 하지만 검사 비용이 고가이기 때문에, 비용적인 측면에서 주기적인 검사방법으로 적합하지 않다. 이러한 비용적인 측면을 해결하기 위해, 한 세트의 적외선 패턴을 방사하고 방사된 패턴이 왜곡된 정도를 캡처하여 깊이 정보를 획득하는 저가의 RGBD 카메라인 RealSense(Intel Corporation, USA) 또는 Kinect(Microsoft Corporation, USA)를 통해 등 표면의 깊이 정보를 얻는 연구가 진행되었다. 이 중 등 표면 정보를 얻고 Anatomical Landmark(그림 4)를 기준으로 중앙선(median line)을 추정하는 연구도 진행되었지만, 중앙선(median line)을 찾기 위해 적용된 알고리즘의 정확도가 낮고, Rasterstereography의 원리와 연관성이 부족하다는 한계점이 있다<sup>3,5,8)</sup>.

따라서, 본 연구에서는 방사선에 노출되는 문제점을 해결하기 위하여 RealSense SR300을 이용하여 등 표면의 데이터를 얻고, 특별성 척추 측만증을 높은 정확도로 검사하기 위하여 곡률반경을 이용하여 추체의 회전 정도를 추정할 수 있는 알고리즘을 개발하였다.

## II. 본 론

### 2.1 곡률반경(Ratio of Curvature)

곡률은 곡선 또는 곡면이 휘 정도를 표시하는 변화율이다. 이때 곡률 반경은 직선에 가장 근접하는 원호의 반지름이다. 그림 5(a)에서 점 A에서의 곡률

$$\cos \theta = (|\vec{a}|^2 + |\vec{b}|^2 + |\vec{c}|^2) / (2|\vec{a}||\vec{c}|) \quad (1)$$

$$\cos^2 \theta + \sin^2 \theta = 1 \quad (2)$$

$$\delta = |\vec{c}| \sin \theta \quad (3)$$

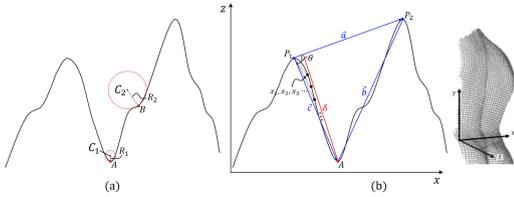


그림 5. (a) A점에서의 곡률반경( $R_1$ )과 B점에서의 곡률반경( $R_2$ ), (b) 곡률 반경을 계산하기 위한 과정  
 Fig. 5. (a) The radius of curvature,  $R_1$ , at point A and  $R_2$  at point B, (b) The process to calculate the radius of curvature

반경  $R_1$ 은 점 B에서의 곡률반경  $R_2$ 보다 작지만 점 A에서의 곡률이 B에서의 곡률보다 큰 것과 같이 곡률반경은 곡률과 역수 관계이다.

그림 5(a)와 같이 곡률 반경을 구하기 위한 과정은 그림 5(b)와 같다. 점  $P_1$ 과 점  $P_2$ , 그 사이의 임의의 점 A를 점으로 하는 삼각형의 각 변은  $\vec{a}$ ,  $\vec{b}$ ,  $\vec{c}$ 이고 점 A에서  $\vec{a}$ 에 내린 수선의 길이를  $\delta$ 라고 한다. 또,  $\vec{a}$ 와  $\vec{c}$ 사이의 각을  $\theta$ 라고 한다. 삼각형의 각 점들의 위치 데이터를 이용하여 각 변의 길이를 구한 후, 코사인 제 2법칙(식 (1))을 이용하여  $\cos \theta$ 를 구한다. 이후, 삼각함수 공식(식 (2))을 이용하여  $\sin \theta$ 를 구하고 식 (3)을 이용하여  $\delta$ 를 구한다. 이때,  $\delta$ 값이 가장 클 때 곡률 반경이 가장 작다<sup>[10]</sup>. 여기서는 논문인용의 예를 살펴본다<sup>[1]</sup>. 다음의 보기를 참조한다. 통신공학은 매우 중요한 학문 분야이다<sup>[2]</sup>.

### 2.2 곡률반경을 적용한 등골 추정 알고리즘

본 연구에서는 그림 5와 같이 곡률반경을 이용하여 등골을 추정하는 알고리즘을 개발하였다. 그림 5(b)에서 볼 수 있는 것과 같이 등 표면의 깊이 정보를 등 표면의 횡단면에서 관측하였을 때, 등골의 위치는 등 표면의 양측 최고점을 기준으로 가장 곡률이 큰 원과 접하는 점임을 알 수 있다.

먼저 그림 5(b)와 같이 등의 굴곡을 등 표면의 횡단면으로 보았을 때 데이터의 중점을 기준으로 양측의 최고점( $P_1, P_2$ )를 찾는다. 좌측의 최고점( $P_1$ )과 우측의 최고점( $P_2$ ) 그리고 좌측 최고점에서부터 우측 최고점 사이의 한 점( $x_n$ )을 이용하여 세 점으로 구성된 삼각형의 각 변의 길이를 구한다. 각 변의 길이를 코사인 제 2법칙(식 (1))에 적용하여  $\overline{P_1x_n}$ 과  $\overline{P_1P_2}$ 사이의 각( $\theta$ )을 구한다. 이후  $x_n$ 에서  $\overline{P_1P_2}$ 에 내린 수선의 길이( $\delta$ )를 구한 후(식 (2), 식(3)),  $\delta$ 가 가장 큰 값

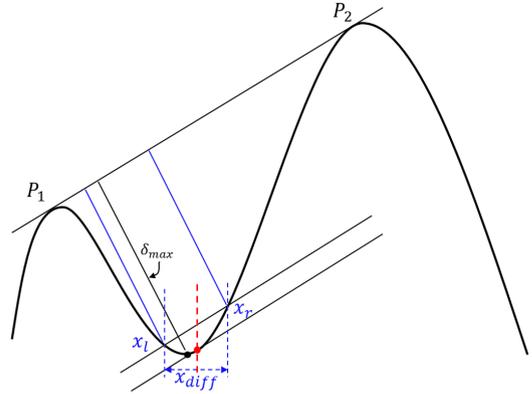


그림 6. 곡률반경 적용 후, 너비로 등골을 추정하기 위한 과정  
 Fig. 6. The process to estimate the spine as width after application of the radius of curvature

( $\delta_{max}$ )을 가질 때의  $x_n$ 을 이 위치에서의 등골이라고 추정한다.

하지만  $\delta_{max}$ 만을 이용하여 등골을 추정할 경우 잡음에 의한 왜곡된 값을 등골로 오판할 수 있으며, 실제 등골은 하나의 점이 아닌 면이므로  $\delta_{max}$ 만을 이용하여 등골을 추정할 수 없다. 또한, 곡률반경을 통하여 얻은  $\delta_{max}$ 가 유일하지 않고 다수가 검출될 경우, 어느  $\delta_{max}$ 를 등골로 추정해야 하는지에 대한 기준이 명확하지 않다. 따라서 위의 문제점을 보완하기 위한 등골 추정 알고리즘을 다음과 같이 제시한다.

그림 6과 같이  $P_1$ 과  $P_2$ 사이의 거리의 10%를 등골의 너비인  $P$ 라고 할 때,  $\delta_{max}$ 를 기준으로  $P$ 만큼의 데이터를 내림차순으로 정리한다. 내림차순으로 정리한 배열에서, 가장 작은 값을 가지는 좌측 점의 위치( $x_l$ )와 가장 작은 값 우측의 점의 위치( $x_r$ ) 차이를  $x_{diff}$ 라고 했을 때,  $x_l$ 에서  $x_{diff}/2$ 만큼 더한 위치를 등골의 중심점으로 추정한다. 이후, 등골의 중심점을 기준으로  $P/2$ 만큼 좌측 및 우측으로 등골을 추정한다.

## III. 실험

### 3.1 실험 방법

본 연구에서 개발된 알고리즘의 성능 평가를 위해, RealSense SR300(Intel Corporation, USA)을 이용하여 등표면의 데이터를 얻고 C# 언어를 기반으로 Visual Studio 2015(Microsoft Corporation, USA)를 이용하여(그림 7) 등골을 추정하는 알고리즘을 구현하였다.

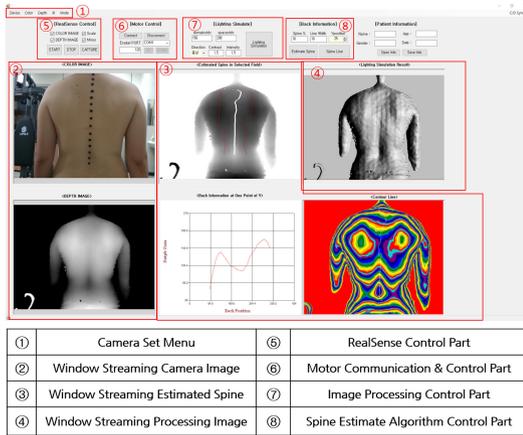


그림 7. 개발된 알고리즘을 구현하기 위한 C# 기반의 소프트웨어[11]  
 Fig. 7. C#-based software to realize the developed algorithm

개발된 알고리즘의 정확도를 평가하기 위해 20대의 성인남녀 13명을 대상으로 실험하였다.

피험자의 등에 그림 4와 같이 Anatomical Landmark 및 축진을 통해 추정되어야 할 지점을 표기한다. 피험자가 RealSense와 60~75cm의 거리에서 영상의 왜곡이 생기지 않는 지점에 바른 자세로 서 깊이 영상을 얻는다.

RealSense SR300을 통하여 얻은 등 표면 데이터의 피험자의 등골은 Anatomical Landmark로 추정하였을 때, 직선에 가까운 등골이다. 또한, 이전 알고리즘에서는 등골을 하나의 점으로 이루어진 선분으로 표현하였고, 개발된 알고리즘에서는  $P/2$ 만큼의 너비를 갖는 선분으로 표현되었다. 실제 등골에 가까운 결과는 피험자의 Anatomical Landmark로 추정된 등골이 나타내는 선분과 가까운, 즉 잡음에 영향을 덜 받는 직선 형태로 추정됨을 확인함으로써 등골 추정의 정확도가 더 높아졌음을 알 수 있다.

### 3.2 실험 결과

동일한 피험자의 등 표면 데이터에 이전 알고리즘과 개발된 알고리즘으로 등골(Median line)을 각각 추정해 보았다. 피험자의 등골(Median line)은 Anatomical Landmark로 추정하였을 때 잡음에 영향을 덜 받는 직선에 가까웠다. 그림 8에서 등 표면의 각 측면(horizontal plane)에서 데이터 중 추정된 등골(Median line)은 하얀 선으로,  $P_1, P_2$ 의 위치를 이어 빨간 선으로 나타내었다. 그림 8에서  $P_1$ 과  $P_2$ 의 위치는 동일하게 나타났다. 하지만 추정된 등골의 경우,

그림 8(a)에서는 너비 보정을 했음에도 개발된 알고리즘(그림 8(c))과 비교했을 때, 그림 8(a)에서 노란색 원으로 표시된 부분 A에서 잡음에 영향을 받은 결과가 나왔음을 알 수 있다. 그림 8(b)에서는 곡률 반경 알고리즘을 적용하여  $\delta_{max}$  값으로만 등골을 추정하여 나타내었고 그림 8(a)보다 피험자의 등골과 가까운 직선으로 나타났지만, 그림 8(c)와 비교하여 보았을 때, 그림 8(a)는  $\delta_{max}$  값이 하나가 아닌 경우 등골 추정 오차가 커지는 문제를 해결할 수 없으며, 그림 8(c)에서 너비로 등골을 나타냄으로써 언급한 문제를 해결할 수 있음을 알 수 있다.

또 표 1에서 볼 수 있듯이, RealSense로부터 얻은 깊이 영상에 개발된 알고리즘을 이용하여 추정된 등골과 축진된 등골과의 오차가  $0.7489 \pm 0.5336(\text{mm})$ 로 정확도가 매우 높음을 알 수 있다.

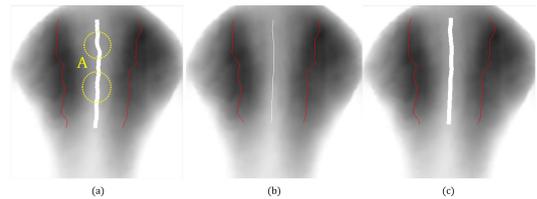


그림 8. (a) 너비 보정이 적용된 이전 알고리즘의 결과[3], (b) 너비 보정은 적용되지 않고 곡률 반경만 적용된 알고리즘의 결과, (c) 너비 보정과 곡률반경이 모두 적용된, 개발된 알고리즘의 결과 (빨간 선 :  $P_1, P_2$ , 하얀 선 : 추정된 등골(Median line))  
 Fig. 8. (a) Result of the previous algorithm applied the width compensation, (b) Result of the algorithm not applied the width compensation but the radius of curvature, (c) Result of the developed algorithm, not only the width compensation but also the radius of curvature (red line :  $P_1, P_2$ , white line : estimated spine(median line))

표 1. 축진하여 표기된 등골 위치와 알고리즘을 통해 추정된 등골 위치의 오차

Table 1. Error between the spine point that palpated and estimated by applying developed algorithm

	Value(mm)
Average	0.7489
Variance	0.5336

## IV. 결 론

본 연구에서는 방사선에 노출되는 문제점을 해결하기 위하여 적외선 카메라를 이용하여 등표면의 데이터를 얻고, 특별성 척추 측만증을 높은 정확도로 검사하기 위하여, 곡률반경을 이용하여 추체의 회전 정도

를 판단할 수 있는 등골을 추정하는 알고리즘을 개발하였다.

저가의 적외선 카메라인 RealSense SR300(Intel Corporation, USA)을 사용하여, 환자의 등표면 깊이 정보를 획득한 후, 전처리를 통하여 노이즈 필터링을 한다. 이후 사용자가 선택한 영역의 중점을 기준으로, 등 표면의 횡단면으로부터 좌측과 우측 최고점사이에서 가장 큰 곡률을 갖는 점,  $\delta_{max}$ 를 찾았다. 이후, 등골의 너비( $P$ )를 결정하여  $\delta_{max}$  값에서 부터  $P$ 값만큼의 범위에 해당하는  $\delta$ 값을 내림차순으로 정렬한다. 이후,  $P$ 개의  $\delta$ 값 중 좌측과 우측에서 각각 가장 작은  $\delta$ 를 가지는 점을 등골의 양끝 시작점으로 결정하여 그 두 점의 중점을 등골의 중심점으로 추정하였다. 추정된 등골의 중심점을 기준으로 등골의 너비만큼 좌측 및 우측으로 등골을 표시하였다.

개발된 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 Anatomical Landmark로 추정된 등골이 직선에 가까운 피험자의 등 표면 데이터로부터 등골(median line)을 추정하였고, 개발된 알고리즘이  $0.7489 \pm 0.5336(\text{mm})$ 의 오차를 갖는 것으로 더 높은 정확도로 등골을 추정하는 것을 확인할 수 있었다. 즉, 개발된 알고리즘이 등골을 하나의 점이 아닌 면적으로 표현하여 등골 추정 시 잡음으로 인한 왜곡으로 생기는 오류를 방지하며 곡률반경을 통하여 실제 등의 굴곡을 반영하여 등골의 위치를 추정하기 때문에 정확도가 높아진 것을 알 수 있다.

또한 개발된 알고리즘으로 추정한 등골(median line)이 그림 3에서 언급한 median line에 근접하며, 곡률 반경 알고리즘을 통해 얻어진  $\theta$ 값이 그림 3에서 나타내는  $\theta$ 와 같은 의미를 가짐을 알 수 있다. 즉, 개발된 곡률 반경 알고리즘을 통하여 구한  $\theta$ 를 통해 척추가 뒤틀린 정도를 추정할 수 있음을 의미한다. 따라서, 추후 연구를 통해 기존 고가의 Rasterstereography 보다 훨씬 저가의 적외선 카메라를 이용하여 실제 척추가 뒤틀린 정도까지 구현해 낼 수 있을 것으로 기대된다.

## References

[1] C. S. Lee, "Idiopathic Scoliosis," *J. Korean Spine Surgery*, vol. 6, no. 2, pp. 288-296, 1999.  
 [2] H. Fritz, *Pediatric Orthopedics in Practice*, 2<sup>nd</sup> Ed., Springer-Verlag Berlin Heidelberg,

2015.

[3] S. Y. Shin, Y. R. Jang, S. H. Jeon, and T. M. Shin, "Performance assessment of estimation algorithm of spine using realsense for diagnosing scoliosis," in *Proc. KICS Winter Conf. Commun. 2016*, pp. 937-938, Jeongseon, Korea, January 2016.  
 [4] T. Akimoto, N. Terada, I. Yonezawa, O. Muto, T. Kawasaki, R. Momomura, and K. Kaneko, "Development of measurement system for scoliosis using 3D camera," *IEEJ Trans. Electron. Inf. and Syst.*, vol. 133, no. 11, pp. 2082-2088, Nov. 2013.  
 [5] J. H. Jeong, E. J. Park, C. O. Cho, Y. J. Kim, and S. S. Lee, "Study on the diagnostic system of scoliosis by using infrared camera," *Bio-Med. Materials and Eng.*, vol. 26, no. s1, pp. S1193-S1199, 2015.  
 [6] S. Y. Shin, S. H. Jeon, Y. R. Jang, and T. M. Shin, "Development and application of image processing algorithm for prescreening of scoliosis patient," in *Proc. KICS Winter Conf. Commun. 2016*, pp. 935-936, Jeongseon, Korea, Jan. 2016.  
 [7] P. Côté, B. G. Kreitz, J. D. Cassidy, A. K. Dzus, and J. Martel, "A study of the diagnostic accuracy and reliability of the scoliometer and adam's forward bend test," *Spine*, vol. 23, no. 7, pp. 796-802, April 1998.  
 [8] A. R. Turner-Smith, J. D. Harris, G. R. Houghton, and R. J. Jefferson, "A method for analysis of back shape in scoliosis," *J. Biomechanics*, vol. 21, no. 6, pp. 497-509, 1988.  
 [9] L. Hackenberg, E. Hierholzer, W. Pötzl, C. Götze, and U. Liljenqvist, "Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after posterior correction and fusion," *Clinical Biomechanics*, vol. 18, no. 10, pp. 883-889, Dec. 2003.  
 [10] Y. N. Singh and S. K. Singh, "Evaluation of electrocardiogram for biometric authentication," *J. Information Security*, vol. 3, no. 1, pp. 39-48, Jan. 2012.  
 [11] S. C. Kim, M. Song, S. Y. Shin, J. J. Kim,

and T. M. Shin, "Development of system for prescreening of scoliosis patient using RealSense and PID control," in *Proc. KICS Winter Conf. Commun. 2016*, pp. 658-659, Jeongseon, Korea, Jan. 2017.

**신 수 연 (Su-yeon Shin)**



2016년 2월 : 연세대학교 의공학부 졸업  
2016년 3월~현재 : 연세대학교 의공학과 석사과정  
<관심분야> 의공학, 신호처리, 임베디드 컨트롤러

**송 문 (Moon Song)**



2012년 2월 : 건양대학교 의공학과 졸업  
2012년 3월~현재 : 연세대학교 의공학과 석·박사 통합과정  
<관심분야> 의공학, 신호처리, 임베디드 컨트롤러

**황 라 영 (La-young Hwang)**



2013년 2월 : 연세대학교 의공학부 졸업  
2013년 3월~현재 : 연세대학교 의공학과 석·박사 통합과정  
<관심분야> 의공학, 신호처리, 임베디드 컨트롤러

**김 승 찬 (Seung-chan Kim)**



2017년 2월 : 연세대학교 의공학부 졸업  
2017년 3월~현재 : 연세대학교 의공학과 석사과정  
<관심분야> 의공학, 신호처리, 임베디드 컨트롤러

**김 정 진 (Jeong-jin Kim)**



2017년 2월 : 연세대학교 의공학부 졸업  
2017년 3월~현재 : 연세대학교 의공학과 석사과정  
<관심분야> 의공학, 신호처리, 임베디드 컨트롤러

**신 태 민 (Tac-min Shin)**



1981년 2월 : 연세대학교 전자공학과 공학사  
1983년 2월 : 연세대학교 전자공학과 공학석사  
1989년 2월 : 연세대학교 전자공학 공학박사  
2001년~현재 : 연세대학교 원주 캠퍼스 의공학부 교수  
<관심분야> 의공학, 전자공학, 컴퓨터 하드웨어, 신호처리, 임베디드 컨트롤러