

골반 변위 진단을 위한 3D 체표면 측정시스템 신뢰도 평가

Reliability Evaluation of 3D Body Surface Measurement System for Pelvic Displacement Diagnosis

최우수¹, 김현태², 신병철³, 이상훈⁴, 장준수^{5*}

Woosu Choi¹, Hyun-Tae Kim², Byung-Cheul Shin³, Sang-Hun Lee⁴, Jun-Su Jang^{5*}

요 약

본 연구에서는 골반 변위 진단을 위한 4가지 자세를 3회 반복 측정하였을 때 깊이 특징의 반복성 분석을 통해 3D 체표면 측정시스템의 신뢰도를 평가해보았다. 깊이 특징은 요추 골반 부위 체표면을 5x5의 격자 영역으로 나누어 36개의 꼭짓점 위치를 설정하고, 대칭되는 18개의 좌우 지점 깊이 값의 차이로 정의하였으며, 이웃하는 꼭짓점 사이 길이의 12.5%, 25.0%, 37.5%, 50.0% 범위에 포함되는 3D 포인트들의 깊이 값을 각각 평균함으로써 각 꼭짓점의 주변부 평탄화 범위에 따른 효과도 분석하였다. 각각의 깊이 특징을 동일자세, 동일 평탄화 범위 조건에서 3회 반복 측정하여 급내상관계수(ICC)를 도출하였을 때 자세와 무관하게 국소 범위부터 넓은 범위까지 평균 ICC는 0.750 이상으로 3D 체표면 측정시스템으로부터 획득한 깊이 특징의 반복성이 높게 나타남을 확인할 수 있었다. 본 3D 체표면 측정시스템을 활용한 임상 연구가 진행되어 골반 변위 진단에 유의한 깊이 특징들이 도출될 것으로 기대한다.

핵심어 : 골반 변위 진단, 3D 체표면 측정시스템, 급내상관계수 분석, 신뢰도 평가

Abstract

In this study, the reliability of the 3D body surface measurement system was evaluated through the repeatability analysis of the depth feature when the four postures were repeatedly measured three times. Depth features were defined as the difference in depth values of 18 symmetrical left and right points by dividing the body surface of the lumbar spine and pelvis by 5x5 grid regions. Each depth value was calculated by averaging the depth values of 3D points included in the range of 12.5%, 25.0%, 37.5%, and

1 Digital Health Research Division, Korea Institute of Oriental Medicine, Daejeon, Korea [Technical Researcher]
e-mail: harrius@kiom.re.kr

2 Department of Korean Medicine Rehabilitation, Pusan National University, Yangsan, Korea [Graduate Student]
e-mail: kimht1137@gmail.com

3 Department of Korean Medicine Rehabilitation, Pusan National University, Yangsan, Korea [Professor]
e-mail: drshinbc@pusan.ac.kr

4 Korean Medicine Data Division, Korea Institute of Oriental Medicine, Daejeon, Korea [Principal Researcher]
e-mail: ezhani@kiom.re.kr

5 Digital Health Research Division, Korea Institute of Oriental Medicine, Daejeon, Korea [Principal Researcher]
e-mail: junsu.jang@kiom.re.kr (Corresponding author)

* 본 연구는 보건복지부 보건의료기술연구개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (과제고유번호 : HF21C0026)

Received(August 24, 2022), Review Result(1st: September 19, 2022), Accepted(October 14, 2022), Published(October 31, 2022)



© 2022 The Authors. Published by NCIS.
This is an open access article licensed under the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License.
To view a copy of this license, visit <http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>.

50.0% of the length between adjacent vertices. The intraclass correlation coefficient(ICC) for each depth feature was derived from three repeated measurements in the same posture and in the same smoothing range. Regardless of posture and smoothing range, the average ICC was higher than 0.750, indicating that depth feature obtained from the 3D body surface measurement system have high repeatability. It is expected that a clinical study using this 3D body surface measurement system will proceed and significant depth features for pelvic displacement diagnosis will be derived.

Keyword : Pelvic displacement diagnosis, 3D body surface measurement system, Intraclass correlation coefficient analysis, Reliability Evaluation

1. 서론

골반은 장골, 치골, 좌골로 구성되며, 관골구에서 서로 융합되는데 현대인의 잘못된 자세나 습관, 좌식 생활 등에 의해 지속적으로 골반이 틀어진 채로 유지되고, 이것이 고착화되어 골반의 변위가 발생하게 된다. 골반 변위는 좌우 장골 및 천골의 상대적인 위치, 뒤틀림 등의 크기에 따라 진단되는데, 주로 특정 자세를 취하게 한 후 시각적 진단 방법으로 진단하거나 X-ray 영상 분석 결과 등을 근거로 진단하며, 과거의 연구도 이러한 진단 방법을 기반으로 수행되어왔다 [1][2]. 골반 변위 교정을 실제 임상 현장에서 시행하는 한의학의 추나에서는 단순방사선 영상과 족지 장단 분석과 같은 수기 진단이 활용되고 있다 [3].

X-ray는 고정된 자세에서 체표면 내부의 골격 구조를 손쉽게 확인할 수 있다는 점에서 골반 변위 진단에 가장 널리 활용되고 있으며, 영상 판독 방법도 비교적 명확히 제시되어있다 [4]. 그러나 골반 변위는 복합적으로 나타나는 경우가 많으며, 자세에 따라서도 골반이 움직이는 특성이 달라짐으로 인해 단일 자세로는 확인할 수 없는 특성이 나타나기도 한다 [5][6]. 따라서 다양한 자세에서 영상을 획득하고 이를 진단의 근거로 활용해야 하나, 자세에 따른 촬영 영역 변경을 위한 조작이 매번 이루어져야 한다는 점과 환자의 방사선 피폭에 대한 거부감 등의 제한점이 존재했다. 그에 반해 시각적 진단 방법은 실제 환자가 내원했을 때 진단의가 가장 먼저 시행하는 진단법으로, 환자가 다양한 자세를 즉각적으로 취할 수 있고, 그 자리에서 바로 변위 확인이 가능하다는 장점이 있다.

서 있을 때와 앉아있을 때 천골에 대한 장골의 움직임이 항상 같지 않다. 서서 전굴시키는 검사는 천골에 대한 장골의 운동 제한 검사에 대한 것을 많이 알려 주고, 앉아서 전굴시키는 검사는 장골에 대한 천골의 움직임에 대해 더 많은 정보를 준다. 진단은 주로 위치의 비대칭과 움직임의 비대칭에 의해 이루어진다. 구체적으로 장골의 변위는 장골의 변화를 중심으로 해서 분류하는데 장골의 전방 회전 변위와 후방 회전 변위, 인플레어(오므러짐), 아웃플레어(벌어짐), 복합변위 다섯 가지가 있다 [3]. 이를 확인 하기 위해 일반적으로 선 자세 굴곡 검사, 앉은자세 굴곡 검사, 족지 분석법 등의 수기 검사를 통해 진단이 이루어지지만, 골반 변위에 의해 체표면에 드러나는 높낮이 차이 혹은 좌우 비대칭은 그 차이가 매우 미세하게 나타나 사람이 시진(視診) 혹은 촉진(觸診)으로

판단하기에는 모호한 경우가 대부분이며, 숙련도에 따라서도 진단 결과에 차이가 발생하기도 하여 객관성, 신뢰성 이슈가 제기되어 왔다 [6].

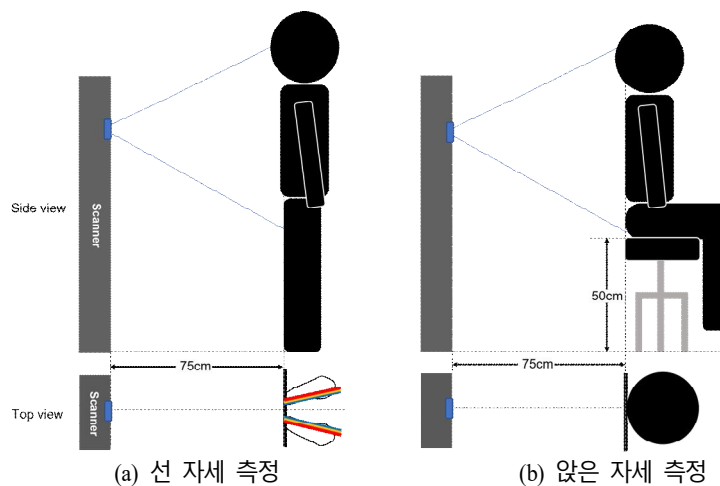
최근에는 과학기술의 발전으로 다양한 측정 기기들이 활용되기 시작하였으며, 특히 3차원 스캔 기술은 mm 단위 오차로 3차원 복원되는 정도로 기술이 발전하여 [7] 높은 정확도를 바탕으로 인간이 시각적으로 진단한 것을 객관적인 수치로 제시할 수 있는 훌륭한 측정기기로 급부상하고 있다.

본 연구에서는 3D 체표면 시스템을 활용하여 동일 인물이 자세별로 3회씩 반복 측정한 3D 체표면 데이터를 획득하고, 골반 주변부의 체표면에서 획득한 지표의 3회 반복 측정 급내상관계수(ICC, Intraclass Correlation Coefficient)를 계산하여 비교해봄으로써 3D 체표면 측정 기기로부터 획득한 지표의 측정 신뢰도를 검증해보고 추후 측정 및 분석 기기로서의 활용성을 가능해보고자 한다.

2. 3D 체표면 데이터 취득

2.1 시스템 구성

3D 체표면 측정시스템(AI Balance, 팀엘리시움, 대한민국)은 인체의 체표면을 3D 스캔하여 포인트클라우드(Pointcloud) 형태로 데이터를 출력해주는 시스템으로, TOF(Time of Flight) 방식의 깊이 카메라(Kinect Azure, Microsoft, Washington)와 데이터처리를 위한 PC, 그리고 영상을 실시간으로 확인할 모니터 및 3D 스캔을 제어하는 태블릿 PC로 구성된다.



[그림 1] 3D 체표면 측정시스템의 선 자세와 앉은자세 측정 단면

[Fig. 1] Cross-sectional image of standing and sitting posture measurement of 3D body surface measurement system

본 연구의 실험 프로토콜에 맞게 측정이 진행될 수 있도록 [그림 1]의 (a)와 같이 측정시스템으로부터 75cm 떨어진 곳을 일직선으로 표시하고, 선 자세 측정용 발판을 [8] 발뒤꿈치 끝이 표시된 직선과 일치하도록 바닥에 부착하였다. 또한 앉은자세 측정을 위하여 [그림 1]의 (b)와 같이 원형 의자 끝이 기기로부터 75cm 떨어진 직선과 일치하도록 놓고, 피험자의 엉덩이가 의자 끝에 위치하도록 할 수 있도록 하였다. 데이터 측정은 약 1초간 연속적으로 체표면을 스캔하고 3D 형태의 포인트클라우드 형태로 복원하여 파일로 출력하며, 해상도는 약 75cm 거리에서 스캔했을 때 각 파일당 약 20~30만 개의 3D 포인트가 포함되도록 설정하였다.

2.2 데이터 취득

선 자세 굴곡 검사와 앉은자세 굴곡 검사 시 자세에 따른 체표면의 깊이(높낮이) 변화를 측정하기 위하여 체표면에 3D 분석 위치의 기준으로 활용할 마커를 표시하고, 지정된 4개의 자세를 취한 상태에서 체표면을 3D 스캔한다. 총 9명의 피험자를 대상으로 자세별 3회 반복 측정하여 피험자당 12개의 3D 스캔 데이터를 획득하였다.

2.2.1 체표면 마커 위치

3D 스캔한 데이터의 기본 분석 위치 설정을 위하여 6개의 마커 위치를 갈색의 사인펜으로 체표면에 표시한다.



[그림 2] 네 가지 측정 자세 및 체표면에 표시된 6개 마커의 위치

[Fig. 2] Four measurement postures and six markers on the body surface

마커 위치는 신체 후면부의 척추 특징 중 수기로 위치 지정이 용이한 곳을 고려하여 선정되었다. 마커는 [그림 2]의 (a)와 같이 위에서부터 1번 요추의 가시돌기 지점(L1), 4번 요추의 가시돌기 지점(L4), 양쪽 장골능의 가장 높은 지점(IC1, IC2), 양쪽 후상장골극(PSIS1, PSIS2) 위치에 지름 12mm의 원 형태 모양자를 대고 피부 표면에 표시하였다.

2.2.2 측정 자세

측정 자세는 선 자세 굴곡 검사와 앉은자세 굴곡 검사 시 변화하는 체표면의 특징을 보기 위하여 다음과 같이 선정하였다. 선 자세(P1) : 수검자는 측정시스템으로부터 75cm 떨어진 위치에 서서 [표 1]과 같이 발판에 표시된 가이드에 맞게 양발을 올리고 [그림 2]의 (a)와 같이 양팔은 쪽 편 상태로 20도가량 몸에서 뺀다. 서서 허리를 굽힌 자세(P2) : P1 자세에서 [그림 2]의 (b)와 같이 양팔을 편 상태로 시선 방향으로 모으고 자연스럽게 허리를 약 30도 굽힌다. L1마커가 육안으로 식별되는 범위 내에서 허리를 굽힌다. 앉은자세(P3) : [그림 2]의 (c)와 같이 3D 체표면 측정시스템으로부터 75cm 떨어진 위치가 원형 의자의 끝부분에 닿도록 한 후 엉덩이가 의자 끝에 닿도록 앉아서 양팔을 자연스럽게 펴서 양 무릎에 얹는다. 앉아서 허리를 굽힌 자세(P4) : P3 자세에서 양팔을 펴서 시선 방향으로 모으고 [그림 2]의 (d)와 같이 자연스럽게 허리를 약 30도 굽힌다. P2 자세와 마찬가지로 L1마커가 육안으로 식별되는 범위 내에서 허리를 굽힌다.

[표 1] 가이드 발판 사용 기준

[Table 1] Guidelines for footprints image

측정용 발판 양발 간격 (cm)	16	18	20
키 (cm)	~150	150~167	167~
각 측정용 발판 기준선 색	청색	황색	적색

2.3 데이터 분석

데이터는 *.ply 형식으로 수집되었으며, 상용 소프트웨어 Meshlab [9]을 통해 획득한 마커의 위치 정보와 Matlab(Matlab R2022a, Mathworks, Massachusetts)을 기반으로 작성한 알고리즘으로 데이터 분석을 수행하였다.

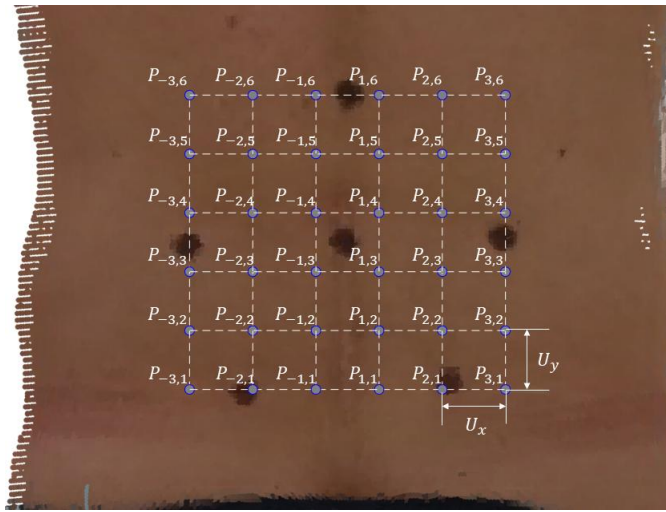
2.3.1 체표면 마커 검출 및 기준 좌표계 설정

자세별로 3D 복원된 데이터를 취합한 후 Meshlab 소프트웨어의 PickPoints 기능을 활용하여 체표면에 표시된 6개 마커의 중심점을 수기로 선택함으로써 각 마커의 xyz 좌표 정보를 획득하였다. 전체 데이터의 좌표축을 일치시키기 위하여 자세별, 반복 측정 회차별 데이터로부터 획득한 PSIS1과 PSIS2의 평균 위치를 3차원 기준 좌표계의 원점 (0,0,0)으로 설정하였다. 이후 원점과 L1 마커

를 연결하는 벡터의 z 축 성분이 0이 되도록 x 축에 대한 회전(Rotation)변환을 수행하여, 동일자세 반복 측정 시 허리가 굽어진 각도 차이에 의한 특징 추출 영역 설정 오차를 최소화하였다.

2.3.2 특징 추출 영역 설정

요추 골반 부위 체표면의 깊이 특징값의 신뢰도 검증을 위하여, 기준 좌표계 설정이 완료된 스캔 데이터를 x, y 평면에서 5×5 의 격자 영역으로 나누어 반복성을 분석을 수행하였다. L1 마커의 y 축 값을 5등분 한 값을 U_y , IC1과 IC2 마커의 x 축 방향 거리를 5등분 한 값을 U_x 로 정의하여 축별 격자의 단위 길이로 설정하고, 5×5 격자의 꼭짓점에 해당하는 36개 점의 위치를 [그림 3]과 같이 정의하였다. 각 꼭짓점은 원점 기준으로 좌우 대칭되는 위치를 표현하기 위하여 부호를 사용하여 $P_{-3,1}, P_{-2,1}, P_{-1,1}, P_{1,1}, P_{2,1}, P_{3,1}, \dots, P_{3,6}$ 형태로 표기하였다.



[그림 3] 5×5 격자 형태로 분할된 요추 골반 부위 체표면 영역

[Fig. 3] Body surface area of lumbar and pelvic regions divided by a 5×5 grid

2.3.3 체표면 깊이 특징 추출

앞서 정의한 36개 위치에서 깊이 값은 각각의 꼭짓점 주변부의 깊이 값(z 값)들의 평균으로 정의한다. 각 꼭짓점 주변부 체표면의 평탄화(Smoothing) 범위에 따라 변하는 깊이 값의 반복성을 분석하고자 각 꼭짓점에서의 축별 단위 길이의 $n\%$ 만큼에 해당하는 거리의 ROI(Region Of Interest)를 수식(1)과 같이 설정하여 해당 범위에 속하는 모든 3D 포인트를 추출한다.

$$ROI_P = [x \mid -U_x \times n\% < x < U_x \times n\%, y \mid -U_y \times n\% < y < U_y \times n\%, z \mid -\infty < z < \infty] \quad (1)$$

각 꼭짓점 주변부 영역이 중첩되는 것을 방지하기 위하여 범위 n 은 12.5%, 25%, 37.5%, 50% 네 가지 경우로 설정하였다. 이후 각 영역 범위별로 추출된 3D 포인트의 z 축값을 평균하여 해당 꼭짓점에서의 체표면 깊이 값을 계산하고, 서로 대칭되는 꼭짓점 $P_{i,j}$ 과 $P_{-i,j}$ 에서 계산된 깊이 값들의 차이를 깊이 특징으로 정의하였다. 자세별로 총 18개의 좌우 깊이 특징을 계산하였고, 각 특징은 좌우 대칭 위치에서 체표 높낮이 차이를 보여준다.

3. 결과

3.1 급내상관계수 분석

동일 기기에서 자세별로 3회 반복 측정한 데이터로부터 계산된 18개 깊이 특징의 반복성을 검증하기 위하여 ICC(A,1) 모델 (Two-way mixed effects, absolute agreement, single rater/measurement) [10]로 ICC 값을 계산하였다. 각각의 자세별, 평탄화 범위별로 18개의 대칭되는 위치에서 계산된 ICC 값의 평균은 [표 2]에 나타내었다. ICC 값에 대한 해석은 일반적으로 Koo & Lee식으로 하며, 0.5 미만은 낮은 상관관계, 0.5 이상 0.75 미만은 중간, 0.75 이상 0.9 미만은 좋은 상관관계, 0.9 이상은 매우 높은 상관관계로 분류하는데 [11], [표 2]의 모든 조건에서 평균 ICC는 0.75 이상으로, 본 시스템으로 측정한 깊이 특징은 전체적으로 반복성이 우수하게 나타났다.

[표 2] 평탄화 범위에 따른 자세별 급내상관계수의 평균

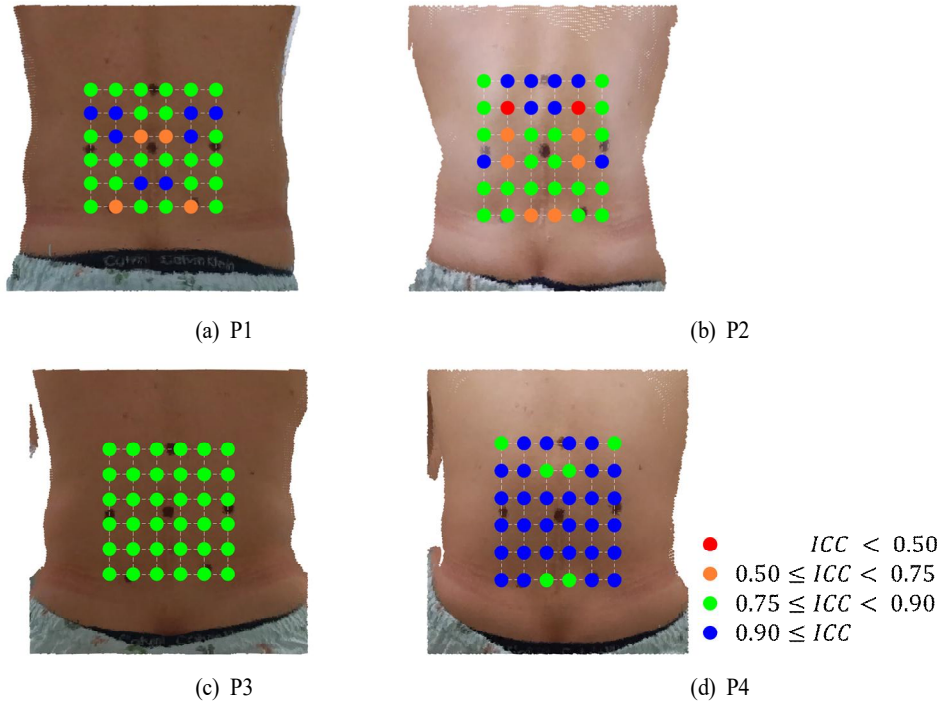
[Table 2] Average of intraclass correlation coefficients by posture according to smoothing range

		Position			
		P1	P2	P3	P4
Smoothing Range	12.5 %	0.856	0.807	0.848	0.927
	25.0 %	0.853	0.778	0.855	0.938
	37.5 %	0.880	0.782	0.862	0.942
	50.0 %	0.878	0.797	0.863	0.946

3.2 자세 별 반복성

[표 2]에서 자세 별 계산된 ICC 값을 살펴보면 값이 가장 큰 경우는 P4 자세였으며, P1, P3는 비슷한 수치로 나타났고, P2 자세는 다른 자세들보다 상대적으로 값이 작았다. 각 위치별 ICC 수치 비교를 위하여 격자 단위 길이의 12.5%의 평탄화 범위에서 계산된 대칭되는 지점의 18개 깊이 특징의 ICC 계산 결과를 Koo & Li 분류의 낮은 순서부터 빨강, 주황, 초록, 파랑 색상으로 표시하여 [그림 4]에 나타내었다. [그림 4]의 (b)와 (d)에서 서서 측정한 P2 자세와 앉아서 측정한 P4 자세 사이에 ICC 값의 차이가 확인되었다. 대부분의 체표면 영역이 카메라에서 비슷한 직선거리로 3D

스캔 되었던 P4 자세는 모든 격자 영역이 카메라 화각 내에 안정적으로 포함되었을 뿐만 아니라 측정시 피험자의 자세도 의자로 인해서 안정적으로 유지할 수 있었기 때문에 모든 위치에서 ICC 수치가 크게 계산된 것으로 생각된다. 반면에 P2 자세는 피험자가 허리를 굽혔을 때 카메라로부터 양 PSIS 마커까지의 직선거리와 L4 마커까지의 직선거리 차이가 상대적으로 큰 환경에서 측정되며 피험자의 자세도 P4에 비해서는 불안정할 수 있다.



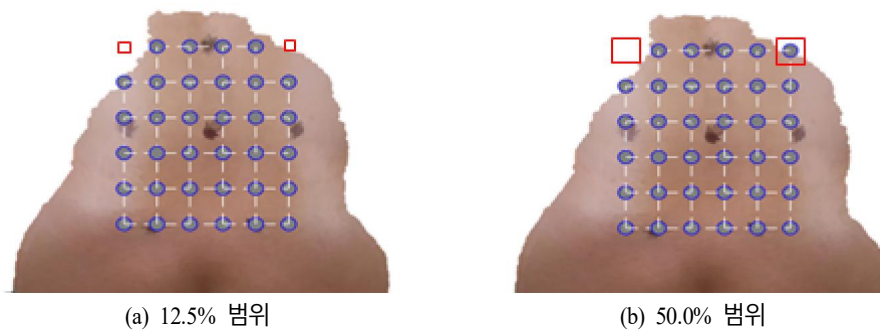
[그림 4] 네 가지 측정 자세 별 급내상관계수 분포

[Fig. 4] Distribution of intraclass correlation coefficients for each of the four measurement postures

결과적으로 P2 자세는 다른 자세와 비교했을 때 동일 체표영역에서 3D 스캔 포인트의 밀도가 상대적으로 낮게 분포하였고, 격자의 외곽 영역에 있는 $P_{(-3,6)}$ 과 $P_{(3,6)}$ 주변부 영역의 측정이 되지 않은 경우도 더러 있었다. 아울러 P4 자세와는 다르게 P2 자세는 다른 물체 등에 의지하여 자세를 안정적으로 취하기가 상대적으로 어려워 3회 반복 측정했을 때 반복성이 낮게 나타난 것으로 분석된다. 허리를 편 채로 측정한 P1과 P3 자세는 비슷한 조건에서 측정되었기 때문에 [그림 4]의 (a)와 (c)와 같이 ICC 수치도 전체적으로 비슷한 양상을 보였으며, [그림 4]의 (a)에서 0.75 미만으로 나타난 P1의 $P_{(2,1)}$ 와 $P_{(1,4)}$ 에서도 ICC 값이 각각 0.749, 0.726으로 0.75에 근접한 수치로 계산되어 깊이 특징의 반복성이 전반적으로 높게 나타났다고 분석되었다.

3.3 평탄화 범위에 따른 반복성

[표 2]에서 각 꼭짓점의 주변부 범위를 12.5%에서 50.0%로 점점 확대함에 따라 평탄화에 더 많은 범위의 3D 포인트가 포함될수록 ICC가 높아지는 경향성을 보였다. 범위가 넓어질수록 그 안에 포함된 값들이 평균 되어 국소 영역에서 변화하는 깊이 차이에 의한 효과가 줄어드는 결과로 나타났다. 그러나 P2 자세의 경우 전체적인 경향성에 반하여 12.5% 평탄화 범위에서 오히려 ICC가 가장 높게 나타났는데, 앞서 언급했던 카메라 화각 문제와 더불어 평탄화 범위 내에 충분한 수의 3D 포인트가 포함되지 않아 z 값의 평균이 일정하게 계산되지 않았기 때문이라고 생각된다. [그림 5]는 주변부 범위를 12.5%와 50.0% 범위로 설정하였을 때 각 꼭짓점 좌표 주변의 3D 포인트 포함 여부(푸른색 원)와 $P_{(-3,6)}$, $P_{(3,6)}$ 위치에서의 평탄화 영역(붉은색 사각형)을 표시한 그림이다. 동일 체표면 데이터를 12.5% 범위로 설정했을 때는 [그림 5]의 (a)와 같이 양쪽 상단의 꼭짓점 주변 영역의 3D 포인트가 포함되지 않았으나, 동일 꼭짓점 영역 주변 범위를 50% 범위로 설정 시 [그림 5]의 (b)와 같이 오른쪽 꼭짓점 주변 일부 영역의 3D 포인트가 포함되었다. ICC는 해당 범위 내에 포함된 양쪽 3D 포인트의 z 값 평균으로 계산되었으므로 포함된 포인트의 수가 충분하지 않았을 때는 상대적으로 부정확한 값으로 측정되었다.



[그림 5] 평탄화 범위에 따른 체표면 영역 포함

[Fig. 5] Included body surface area for each smoothing range

4. 결론

본 연구에서는 3D 체표면 측정시스템으로 실제 골반 변위 진단에 사용되는 선 자세 굴곡 검사와 앉은자세 굴곡 검사 방법을 기반으로 선정된 4개 자세를 3회 반복 측정하였을 때 체표면 깊이 특징의 반복성을 분석해보았다. 요추 골반 부위 체표면을 5×5 의 격자 영역으로 나누어 36개의 꼭

잇점 주변부의 깊이 값을 계산하고, 18개의 좌우 대칭되는 지점 사이의 깊이 값 차이를 계산하여 3회 반복 측정했을 때 ICC 값을 분석했다. 네 자세 모두 평균 ICC는 0.750 이상으로 3D 체표면 측정시스템으로부터 획득한 깊이 특징의 반복성이 높게 나타남을 확인할 수 있었다. 골반 변위의 진단은 좌우 장골 및 천골의 상대적인 위치, 뒤틀림 등 좌우에서 비대칭적으로 나타나는 특징을 기반으로 이루어지는데, 자세와 무관하게 국소 범위부터 넓은 범위까지 모두 반복성이 높게 나타난 것으로 분석되어 추후 3D 체표면 데이터의 좌우 비대칭 연구의 초석이 되는 연구로서 의의가 있다고 할 수 있다.

본 연구에서는 단순격자 형태의 구역 분할 방법을 적용하여 측정 기기의 반복성만을 확인하였다는 한계가 있었지만, 후속 연구에서 실제 한의학적 골반 변위 진단에 중요하게 활용되는 영역을 선정하고 3D 측정이 상대적으로 안정적이지 않았던 외곽 영역에서의 특징 추출 방법이 보완된다면, 더욱더 강한 반복성을 가지는 체표면 특징을 획득할 수 있을 것으로 생각된다. 또한 본 연구를 통해 검증한 3D 체표면 측정시스템의 반복성 결과를 기반으로 추후 실제 임상 데이터 분석을 통한 진단 결과와의 연관성 분석 등의 후속 연구가 진행되어, 골반 변위 진단에 유의미한 깊이 특징 지표가 발굴될 것으로 기대한다.

References

- [1] J. S. Lee, K. W. Park, H. T. Kim, S. Y. Park, B. C. Shin, "Systematic Review of the Diagnosis of Pelvic Deviation for Chuna Manual Therapy", *Journal of Korean Medicine Rehabilitation*, vol. 32, no. 2, April 2022, pp. 83-94, doi: 10.18325/jkmr.2022.32.2.83.
- [2] J. Y. Beag, J. R. Bae, H. M. Ahn, J. H. Lee, "An Overview of Clinical Studies on Pelvic Correction in Korea", *Journal of Korean Medical Ki-Gong Academy*, vol. 20, no. 1, December 2020, pp. 118-147, doi: 10.22942/MG.2020.20.1.118.
- [3] The Korean Society of Chuna Manual Medicine for Spine and Nerve, *Chuna Manual Medicine*. 2.5th, The Korean Society of Chuna Manual Medicine for Spine and Nerve, 2017.
- [4] J. H. Lee, C. G. Kim, D. C. Jo, S. J. Moon, T. Y. Park, Y. S. Ko, H. W. Nam, J. H. Lee, "Diagnostic X-ray from the perspective of Chuna manual medicine, based on the listing system of spinal and pelvic subluxation", *The Journal of Korea CHUNA Manual Medicine for Spine and Nerves*, vol. 9, no. 1, June 2014, pp. 1-14.
- [5] J. M. Lee, G. H. Koog, B. M. Choi, H. A. Jeong, S. Y. Hong, "The comparative study between leg length analysis and X-ray on diagnosis of pelvic malpositions-according to positions and valuation bases", *The Journal of Korea CHUNA Manual Medicine for Spine and Nerves*, vol. 5, no. 2, December 2010, pp. 169-180.
- [6] K. M. Lee, D. S. Park, S. J. Kim, S. H. Jeong, "A comparative study on the changes of pelvic alignment between AP view of the pelvis in standing and supine position", *Journal of Korean Medicine Rehabilitation*, vol. 18, no. 4, October 2008, pp. 161-169.

- [7] G. Kurillo, E. Hemingway, M. L. Cheng, L. Cheng, "Evaluating the accuracy of the Azure Kinect and Kinect V2", *Sensors*, vol. 22, no. 7, March 2022, doi: 10.3390/s22072469.
- [8] Korean Agency for Technology and Standards, "Development of protocol for the 8th Korean body size measurement survey in 2020", Korean Agency for Technology and Standards, Seoul, Korea, November 2019. [Online]. Available: <https://sizekorea.kr/human-info/meas-report?measDegree=8>.
- [9] P. Cignoni, M. Callieri, M. Corsini, M. Dellepiane, F. Ganovelli, G. Ranzuglia, "Meshlab: an open-source mesh processing tool", *Eurographics Italian chapter conference*, vol. 2008, July 2008, pp. 129-136, doi: 10.2312/LocalChapterEvents/ItalChap/ItalianChapConf2008/129-136.
- [10] K. O. McGraw, S. P. Wong, "Forming inferences about some intraclass correlation coefficients", *Psychological methods*, vol. 1, no. 1, March, 1996, pp. 30-46, doi: 0.1037/1082-989X.1.1.30.
- [11] T. K. Koo, M. Y. Li, "A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research", *Journal of chiropractic medicine*, vol. 15, no. 2, November 2016, pp. 155-163, doi: 10.1016/j.jcm.2016.02.012.