



한국운동역학회지, 2004, 제14권 3호, pp. 49-65
Korean Journal of Sport Biomechanics
2004, Vol. 14, No. 3, pp. 49-65

디지털 영상인식 방법을 통한 자세평가 및 운동가동범위 측정시스템 개발

문영진* · 이순호 · 백진호 · 이종각(체육과학연구원) · 이건범(동덕여자대학교)

ABSTRACT

Development of Posture Evaluation System through Digital Recognition Method

Moon, Young-Jin · Lee, Soon-Ho · Back, Jin-Ho · Lee, Jong-Gak(Korea sports science institute)
Lee, Gun-Bum(Dongduk women's University)

Y. J. MOON, S. H. LEE, J. H. BACK, J. K. LEE, K. B. LEE. The development of posture evaluation and Range of Motion(ROM) system by using digital vision analysis method. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 14, No. 3, pp. 49-65, 2004. The purpose of this study is development of posture evaluation and Range of Motion(ROM) system by using digital vision analysis method. The results of this study are as follows. First, Scoliosis evaluation through this research measurement system represent 3mm error in 7 cervical point and deepest lumbar point, 0.7mm error in other point. This mean this research measurement system have a reliability for scoliosis evaluation. Second, for spine line evaluation on high fat subject, we need reconstruction spine line after measurement for fat thickness in 7 cervical point and deepest lumbar point. Third, In pedioscope error test, it present 0.01848cm in X axis and 0.01757cm in Y axis. This results mean pedioscope have a reliability foot evaluation. Forth, Posture evaluation and Range of

* yjmoon@sports.re.kr

Motion measurement system by using digital vision analysis method can fast measure in range of motion and foot evaluation and posture. therefore we can expect this system application in young people posture clinic center and hospital and so on.

KEY WORDS : POSTURE EVALUATION, RANGE OF MOTION(ROM)

I. 서 론

인체는 척추선을 중심으로 어깨, 머리, 팔, 다리 등이 좌우대칭을 이룬다. 이러한 좌우대칭의 균형 잡힌 자세는 인간이 약 1만년을 전후로 직립보행을 하면서부터 신체의 조직 및 기관의 기능에 중요한 의미를 갖는다(이건범, 1988). 바른자세에서 균형이 깨지게 되면 근육의 발달, 조정력, 호흡작용, 순환작용, 내장기관의 변위등에서 변화를 가져와 각종질병을 유발하게 된다(Deaver, 1933; Moriarity & Irwin(1952).

불량자세는 각종질병을 유발하는 원인이 되므로 자세분석은 모든 의료행위 및 교정행위의 기본이 된다. 이에 정형외과, 보건소, 자세교정소, 척추전문 클리닉, 일반생활체육센터 등에서 불량자세 판별을 위한 기자재의 수요가 증가하고 있다. 자세분석시스템은 국민의 복지향상과 건강, 꿈나무선수의 발굴, 우수선수들이 특정운동을 수행함으로써 발생하는 자세변형을 진단하고 보상운동에 대한 정보 제공등 그 활용도가 크고 요구도 많다.

운동중 근손상, 오랜시간동안 관절의 고정이나 활동부족에 의해서 발생하는 운동가동범위의 감소는 원하는 동작수행을 힘들게 할뿐 아니라 통증을 유발하게 되며 활동의 제한으로 인해 다른 체력에 영향을 미치게 된다. 운동가동범위는 다른 말로 유연성으로 대변되며 이 유연성이 좋지 못하면 근력과 운동속도가 저하된다. 또한 피로가 빨리 오고 지구력이 약화되며 근육의 부상을 입기도 쉽게 된다. 이에 개인의 운동가동범위를 측정하여 피드백 자료를 제공해 줄 수 있는 시스템 또한 부상과 관련하여 시급히 요구되고 있는 실정이다. 기존의 국·내외 자세분석 시스템으로는 Pro V(미국산으로 영상분석법을 활용하며, 결과내용이 단순함) 와 X-ray(정확하고 세밀한 관찰이 가능하지만 시간이 많이 걸리고 정량화되지 못하고 비용이 많이 들어감), 모아레 진단법(가격이 비싸고, 데이터 산출에 한계가 있으나 미세한 부분의 데이터 습득이 가능함), 3D 스캐닝 진단시스템(가격이 비싸고 데이터 산출까지의 시간이 많이 걸림) 등이 있다.

현시점에서의 자세평가 및 운동가동범위 측정 시스템의 개발은 격한 운동을 수행하는 운동선수 및 국민의 복지와 건강 증진에 일익을 담당할 뿐 아니라 운동가동범위 측정과 같은 차별화 기능을

추가하고 손쉽게 측정 및 평가할 수 있는 시스템을 개발함으로써 증가되는 많은 수요에 대비해 외국제품의 국내시장 유입 및 잠식에 따른 외화반출을 막고 새로운 가치창조의 역할을 수행할 수 있는 기틀을 마련할 것으로 판단된다.

1. 연구목적

본 연구는 디지털 영상인식 방법을 활용한 자세분석 및 운동가동범위 측정시스템 개발을 통해 불량자세 및 운동가동범위를 판별할 수 있는 시스템 요구에 따른 기대를 충족(국민복지와 건강증진, 우수선수진단, 청소년 진단으로 인한 질병예방과 처치에 도움)하고, 외국제품의 국내시장 유입 및 잠식에 따른 외화반출을 막고 새로운 가치창조 역할 수행하는데 그 목적이 있다.

II. 연구 내용 및 방법

본 연구는 분석요인 및 방법 설정, 시스템 및 프로그램개발, 시스템 검증등의 순서로 연구를 수행하였다.

1. 분석 요인 및 방법 설정

분석요인 설정은 3가지 영역(직립자세, 발, 운동가동범위)로 구성하였다. 직립자세 평가는 Kendal & etc(1952) 와 Steindler(1955)의 정의를 기초로 측정부위를 정하였다. 수치화부위로는 귓볼(lobe of the ear) 2곳, 견봉돌기 2곳, 고관절중앙의 약간 뒤 지점 2곳, 무릎관절의 중앙 약간 앞 2곳, 발목관절 중앙(외측 복사뼈 중앙) 2곳, 제7번 경추(후두돌기) 1곳, 측면 관찰시 경추에서 요추 사이의 최대 후면 돌기지점 1곳(척추1), 허리에서 가장 들어간 부분(척추3), 척추1과 척추 3사이의 중간지점(척추 2), 후면 관찰시 L5/S1 관절표면 1곳(척추4), 경추 3번 관절표면 1곳으로 설정하였다(그림 1 참조).

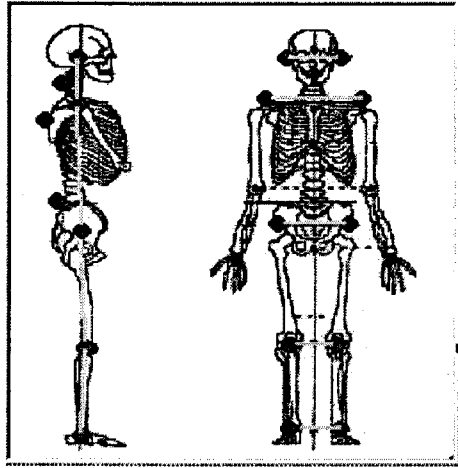


그림 1. 직립자세평가지 수치화 지점에 대한 도해

수치화된 데이터를 통해 산출될 분석요인은 전후자세(머리, 몸통, 다리의 수직 정렬 판별), 좌우자세(머리, 어깨, 고관절, 무릎, 발목관절 좌우기울기, X·O 자형 하지형태 관찰, 좌우 하퇴, 대퇴길이, 어깨폭, 고관절 폭, 몸통길이 측정), 척추 전·후·측만 판별 등이다.

발부분의 평가는 개개인 발의 구조적 특성을 찾아내기 위하여 8곳의 측정지점을 선택하고 발길이(뒤꿈치에서 1중족골, 5중족골까지의 길이), 발볼폭, 발꿈치 폭, 족궁상태(편평족, 정상족궁, 높은족궁), 무지외반증을 분석한다. 수치화 부위로는 발뒤꿈치, 첫 번째 발가락 좌측 가장 튀어나온 지점, 발가락중 가장 긴 발가락의 끝, 다섯 번째 발가락 우측으로 가장 튀어나온 지점, 발 볼이 최대인 지점의 내, 외측 지점, 발뒤꿈치 넓이가 최대인 지점의 내, 외측 지점, 족궁의 가장 들어간 지점이다(그림 2 참조).

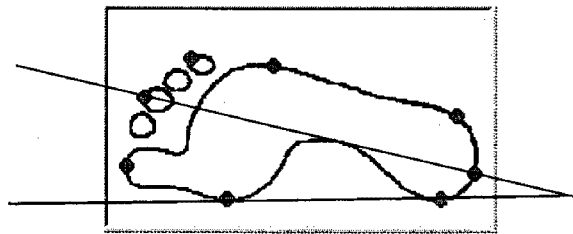


그림 2. 발 측정지점과 족궁상태평가를 위한 도해

운동가동범위 분석은 유연성을 대표하는 체전굴(측정틀위에 선후 구부린 자세를 측정하며 발목관절, 고관절, 어깨관절점이 이루는 각도를 산출)과 체후굴(측정틀위에 몸을 엮드린 상태에서 고관절점을 기준으로 상태가 들린 상태를 측정하며 측정판 수평과 고관절과 어깨관절점을 연결한 선사이의 각도를 측정), 추간판 탈출증의 경중을 진단할 수 있는 다리펴고 고관절 굴곡(추간판 탈출증 증상을 판단할 때 일반적으로 활용되는 항목으로 엮드려서 다리를 펴고 고관절을 최대한 굴곡한 상태를 측정하며 측정판 수평과 고관절과 발목관절점을 연결한 선사이의 각도를 측정), 오십견(병명) 진

단시 활용되는 어깨관절의 외전, 신전을 분석(40-50대에 많이 발생하는 어깨관절의 고통을 진단할 때 활용되는 항목으로 앉아서 어깨의 외전과 신전 가동영역을 측정)한다.

2. 시스템 및 프로그램 개발

본 연구에서는 자세 분석, 발 분석, 자세 및 발 분석 영역과 운동가동범위분석, 결과보기 영역으로 크게 나누어 시스템 및 프로그램이 설계되었다. 자세 및 발분석은 카메라 3대를 사용하여 동시에 분석할 수 있도록 구성하고 있으며, 운동가동범위는 측정 항목에 따라 2대의 카메라로 촬영·분석할 수 있도록 구성하였다. 카메라는 Panasonic CCD 칼라용 카메라 3대를 사용하였다.

1) 자세분석변인 산출방법

자세분석변인은 2-D 배율법을 이용하여 수치화 하였다. 먼저 카메라의 광축이 측정하고자 하는 자세면에 수직이 되도록 세팅하고 분석면의 크기를 보정하기 위해 자세분석틀내에 있는 30cm 기준척을 촬영하여 스케일 조정작업을 수행해야 한다. 그후 카메라를 움직이지 않는 조건하에서 자세분석을 수행하면 된다. 만약 카메라나 자세분석틀이 움직였을 경우에는 다시 배율을 세팅해야 한다. 2D-배율법은 기준척이 30cm와 그 기준척을 디지털화 했을 경우와의 배율을 찾아내어 수치화작업에 의해 산출된 데이터에 배율만큼의 조정작업을 수행하는 방법이다.

2) 발분석변인 산출방법

발분석은 데이터가 <그림 3>과 같이 자세분석틀과 카메라 사이 중간에 카메라 광축을 변경시키는 반사거울을 사용하여 데이터를 획득하였다. 이러한 방법은 발분석틀의 높이를 높이지 않고 카메라를 세팅하기 위해 고안된 방법이다. 그러나 이 방법은 카메라의 광축이 실제 발을 측정하는 면에 수직으로 설정이 안될 가능성이 많기 때문에 일반 적인 2D-배율법을 사용하면 데이터의 왜곡이 발생할 가능성이 크다. 따라서 이러한 왜곡을 줄이기 위하여 2D DLT 방법을 사용하여 실 데이터를 획득하였다.

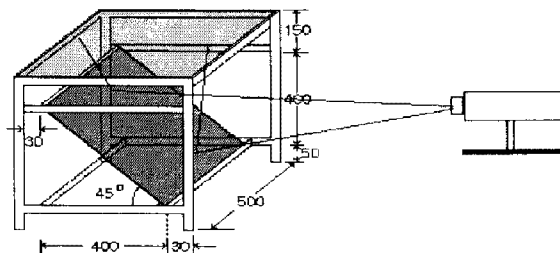


그림 3. 발측정틀과 카메라의 광축에 대한 도해

3) 척추선의 구현

척추의 전후만, 측만을 측정하기 위하여 본 시스템에서는 척추를 대표할 수 있는 점 5군대를 마킹을 한 후 데이터를 획득한다. 이렇게 획득된 데이터는 고차다항식에 대한 최소자승곡선 산출방법을 활용하여 5점을 포함한 척추선을 재현시키게 된다.

3. 시스템 검증

개발된 시스템의 타당도를 검증을 두 가지 측면에서 수행되었다. 첫 번째 시스템 검증은 발측정판에 화상왜곡정도에 대한 검증이고 둘째는 척추선을 추정시 X-ray 척추선과 반사마킹에 의해 추정된 척추선 사이의 오차 검증이다.

Ⅲ. 연구 결과

본 연구는 자세가 중요함에도 불구하고 자세에 대해 피드백을 받을 만한 측정기자재 부족으로 질병자세를 교정하지 못하고 그대로 방치하여 더 큰 질병을 유발하고, 부족한 기자재도 외국 개발품에 의존하고 있는 실정에서 단순하면서도 정확하고 유용한 정보를 줄 수 있는 자세분석 시스템을 개발하는데 그 목표를 두고 수행하였다. 연구결과는 다음과 같다.

1. 자세분석 시스템

본 연구에서 개발된 자세분석 시스템은 자세분석을 위해 발투영판, 자세분석판, 카메라, 프레임그래버(Framegrabber)로 구성되어 있다. DT3133은 3대의 칼라 영상을 동시에 캡춰할 수 있는 기능을 갖춘 것으로 자세분석을 위해 2개의 영상과 발분석을 위해 1개의 영상을 동시에 캡춰하는데 활용되었다. 카메라는 일반 CCD 형태의 카메라로서 BNC 케이블로 화상을 전송할 수 있는 것이면 가능하도록 고안하였다. 발 투영판은 강화거울을 이용하여 무게 약 500kg 까지 견딜 수 있도록 고안되었으며 반사거울은 왜곡이 일어나지 않는 것이 선택되었다. 운동가동범위를 측정하기 위한 자세분석판은 움직이지 않도록 견고하게 설계되었고 판의 바닥은 위치의 변형이 일어나지 않도록 강하면서도 부드럽게 딱딱한 나무판과 얇은 가죽을 사용하여 설계되었다.

2. 운용 프로그램

본 연구에서 개발된 프로그램은 Visual Basic 6.0 으로 개발하였으며 사용자의 편리성에 초점을 두고 프로그램 되었다. 컴퓨터를 잘 모르는 실행자라도 쉽게 프로그램을 활용할 수 있도록 탭 형식의 운용틀로 설계되었다. 프로그램의 구성은 측정항목선택, 자세분석, 발분석, 자세 및 발분석, 운동가동범위분석, 결과보기등 총 5영역으로 나누어 프로그래밍 되었다.

1) 측정항목선택폼

자세분석을 시작하게 되면 가장먼저 <그림 4>와 같은 측정 항목을 선택하는 폼이 열리게 된다.

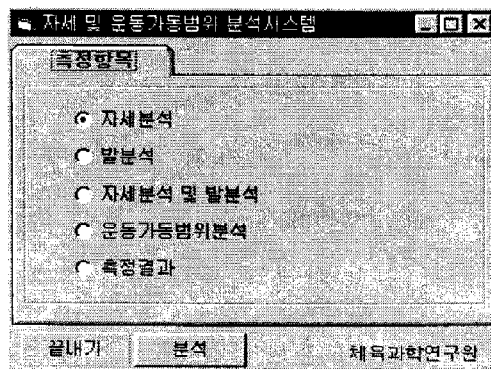


그림 4. 측정항목 선택폼

본 연구에서 개발된 프로그램은 4가지 측정항목과 1개의 측정결과 항목으로 구성되어 있다. 측정하고자 있는 항목을 선택하고 분석버튼을 누르게 되면 그 항목의 내용에 맞도록 측정프로그램이 열리게 된다.

2) 자세분석폼

측정항목선택폼에서 자세분석 버튼을 선택한 후 분석버튼을 누르게 되면 <그림 5>와 같은 폼이 열리게 된다.

폼이 열리면 후면, 측면 버튼을 누르면서 정확히 측정하고자 하는 자세가 되었는지를 판단하고 화면저장버튼을 누른 후 수치화 작업을 시작하게 된다. 수치화 작업은 폼의 왼쪽위부분에 있는 인체 해부도위에 표시된 지점중 노란색이 된 곳을 수치화하면서 따라가면 누구나 쉽게 따라할 수 있도록 설계되었다.

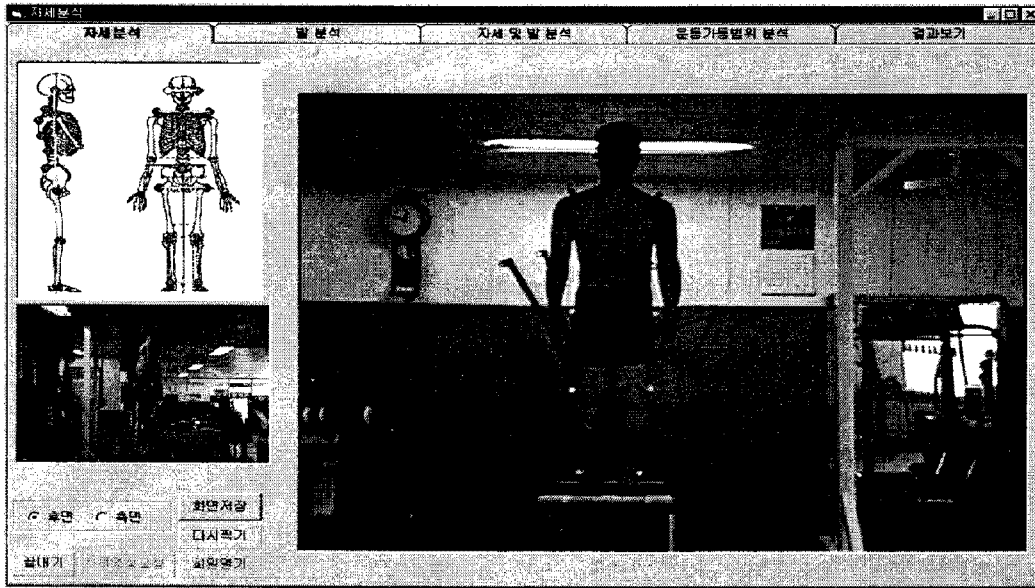


그림 5. 자세분석품

3) 발분석품

발분석품에서 김사달(1960)이 정의한 방법을 토대로 발길이, 발폭, 발의 족궁상태등을 파악할 수 있도록 설계되었다. 자세분석품에서와 마찬가지로 왼쪽 위부분에 있는 발 모형에 있는 표시점중 노란색 표시점만 따라가면서 수치화하면 된다.

4) 자세 및 발 분석 품

1)번 자세분석 및 3)번의 발 분석품을 동시에 수행할 수 있도록 설계되어 있다. 먼저 자세분석을 수행하고 그이어서 발 분석을 수행하면 된다.



그림 6. 발분석 품

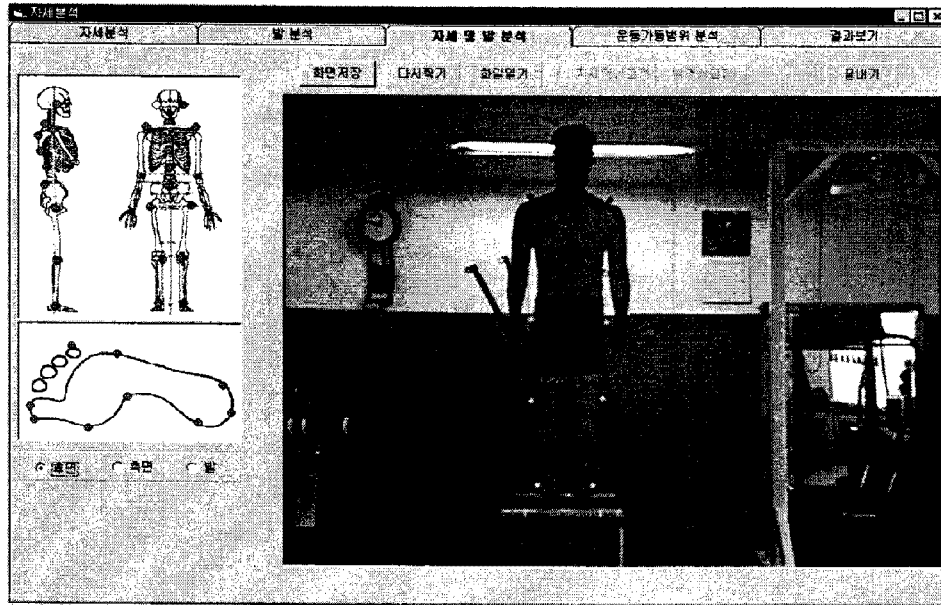


그림 7. 자세 및 발분석폼

5) 운동가동범위 분석폼

운동가동범위는 3가지 범주의 측정을 수행한다. 첫번째는 유연성 측정변인으로 체후굴과 체전굴 측정이 있다. 둘째로는 요추부 추간(원)판 이탈증의 분석변인으로 다리펴고 고관절 굴곡 측정이 있다. 세번째로는 오십견측정 변인으로 어깨관절의 신전 및 외전 측정이 있다. 수행 방법은 자세를 잡은 후 화면저장을 누른 후 영상 바로 위에 있는 글의 지시대로 수치화 작업을 수행하면 된다.

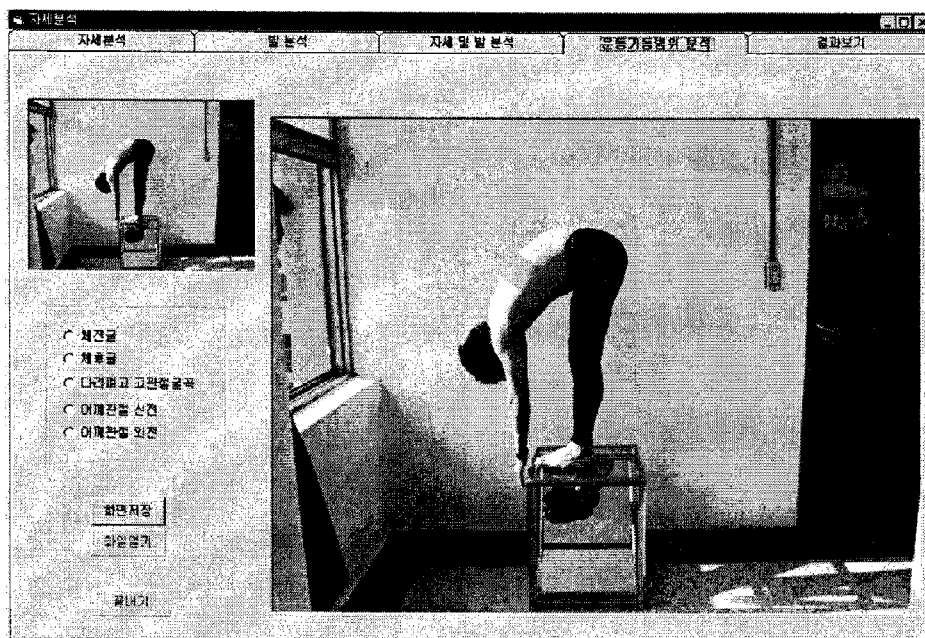


그림 8. 운동가동범위 분석폼

6) 결과보기 폼

결과보기 폼에는 자세분석, 발분석, 결과보기를 한눈에 볼 수 있도록 설계되었다. 자세분석을 통해 제시된 결과는 첫째 좌우기울기를 측정하는 부분으로 측정변인으로는 머리선기울기, 어깨선기울기, 고관절선기울기, 무릎관절선기울기, 발목관절선기울기가 산출된다. 산출된 값에서 + 값은 왼쪽을 기준으로 오른쪽이 올라간 것을 뜻하고, -값은 왼쪽을 기준으로 오른쪽이 내려간 것을 뜻한다. 값은 각도(degree)단위로 표시된다. 둘째는 몸의 전방 기울어짐을 대표하는 변인으로 발목을 기준 값으로 했을 때 후두돌기, 견봉돌기, 고관절, 무릎관절이 전후로 어느 정도 앞뒤로 거리 차가 나는가를 표현한다. 단위는 cm 이다. 셋째는 신체길이 변인으로 오른쪽 대퇴길이, 왼쪽대퇴길이, 오른쪽 하퇴길이, 왼쪽 하퇴길이, 어깨폭, 고관절폭, 하지길이(고관절부터 발목까지의 길이), 몸통길이, 어깨폭/고관절폭, 하지길이/몸통길이가 결과치로 표현된다. 넷째로는 척추측만형태, 전후만 형태, 하지 외반족(valgus), 내반족(varus) 를 그래픽으로 볼 수 있도록 결과가 나타난다. 발분석를 통해 제시된 결과는 발가락부분의 폭, 발 앞 부위중 가장 넓은 곳의 폭, 뒤꿈치 폭, 발길이, 발 족궁상태(평편족 정도, 중도, 강도, 정상, 높은 아치 정도, 강도), 무지외반각도가 결과로 나타난다.

운동가동범위 분석을 통해 산출된 결과는 체전굴, 체후굴의 각도, 다리펴고 고관절굴곡각도, 어깨신전 및 외전 가동범위가 각도 값으로 나타난다.

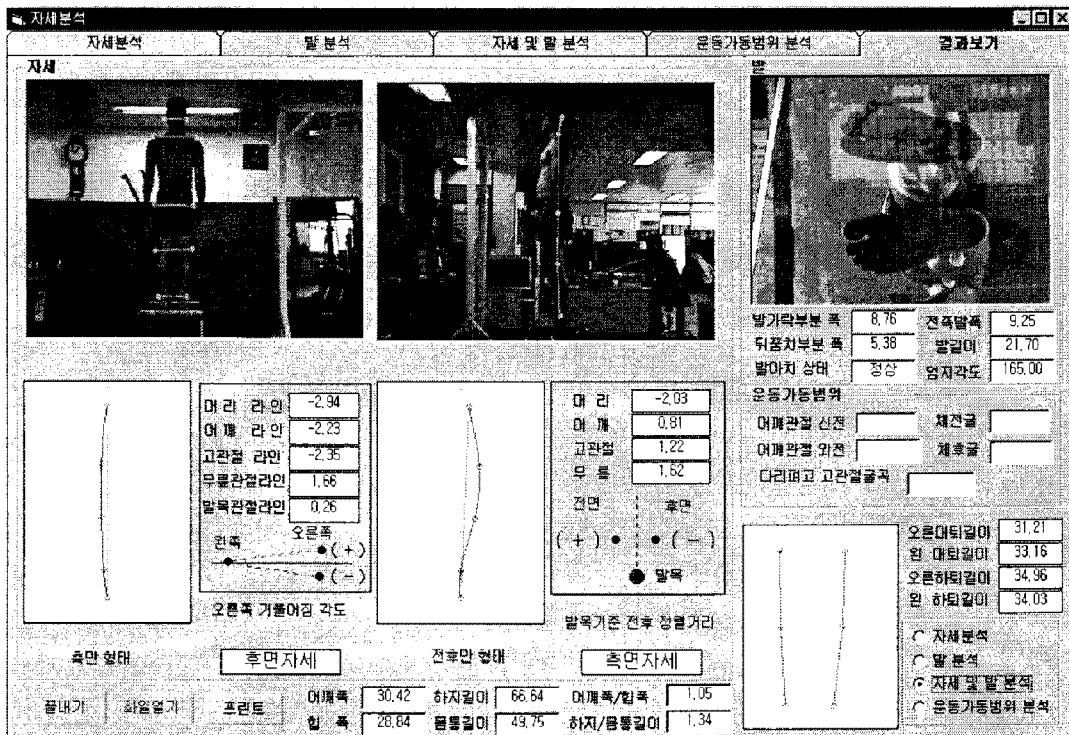


그림 9. 결과보기 폼

3. 시스템 및 프로그램 오차검증

1) 척추변형분석에 대해 X-ray 와 분석시스템결과에 대한 오차검증

본 연구에서 개발된 시스템에서 척추 변형을 판별하기 위하여 반사마킹을 척추선에 붙이고 영상으로 데이터를 획득하여 척추의 측·만곡 형태를 추정하도록 설계되었다. 그러나 이러한 방법은 실제 척추를 측정하지 않고 척추부분의 표피가 내포된 값을 측정하도록 되어있기 때문에 척추에 붙인 5개의 반사마킹만으로 척추를 정확히 추정할 수 있는가에 대한 검증이 요구된다.

이러한 검증을 위하여 본 연구에서는 9명의 피험자를 머리부터 고관절부분까지 촬영된 X-ray 데이터와의 비교 검증을 수행하였다. 검증방법은 척추선을 기준으로 놓고 반사마킹에 의하여 나타난 곳의 수평길이의 편차를 측정한 후 편차의 평균을 산출하고 편차의 평균과 반사마킹 위치사이의 잔차(Residual)를 산출하였다. 척추에서의 마킹지점은 그림 1과 같이 후두(돌기), 척추4(L5/S1), 척추3(척추에서 가장 들어간 부분), 척추1(가장 튀어나온 척추부위), 척추2(척추1과 척추3사이의 중간부위)로 선정하였고(그림 1 참조) 검증결과는 <표 1> 과 같다.

표 1. X-ray 척추선과 마킹점에 의해 추정된 척추선사이의 오차검증(cm)

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	평균
후두(후경)	0.685	0.857	0.171	0.514	0.171	0.514	0	0.342	0	0.361
척 추 1	0.514	0.342	0	0.342	-0.514	0	0	0	0	0.076
척 추 2	0	0	0	0.857	-0.342	0	0.514	-0.171	-0.171	0.076
척 추 3	0.342	0	0	1.028	0	0.171	1.025	0.342	0	0.323
척 추 4	0	0.342	0.171	0.171	-1.028	0	-0.342	0	0	-0.076
후두(측경)	-0.99	-0.269	-1.23	-0.749	-1.65	-0.299	-0.449	0.749	-0.39	-0.586
척 추 1	0.66	0.629	0.569	1.05	1.05	1.05	0.3	0.749	0.809	0.763
척 추 2	-0.39	0.93	0.27	1.05	1.499	0.749	0.45	0.15	-0.39	0.479
척 추 3	-0.539	0.03	-0.629	-0.06	-2.249	-0.6	-0.15	-1.05	-0.839	-0.676
척 추 4	1.26	-1.32	1.02	-0.749	1.35	-0.899	-0.15	-0.599	0.809	0.080
후경잔차	0.412	0.440	0.108	0.663	0.542	0.242	0.536	0.229	0.076	0.361
측경잔차	0.371	0.350	0.365	0.384	0.719	0.342	0.146	0.323	0.304	0.367

후면에서 볼 때 후두돌기부분의 척추와 반사마킹점의 평균으로부터 각 반사마킹점의 차이의 평균은 0.361cm 가 나타났으며, 척추1에서는0.076cm , 척추2에서는 0.076cm 척추3에서는 0.323cm 척추4에서는 -0.076cm으로 나타났다. 후두돌기와 척추에서 가장 많이 들어간 부분인 척추 3에서 약 3mm

정도의 오차를 보이고 다른 지점에서는 거의 0.7mm 오차를 보인 것으로 보아 척추측만을 판정하기에는 별 무리가 없는 것으로 판단된다.

측면에서 볼 때 후두돌기부분의 척추와 반사마킹점의 평균으로부터 각 반사마킹점의 차이의 평균은 -0.586cm 가 나타났으며, 척추1에서는 0.763cm, 척추2에서는 0.479cm 척추3에서는 -0.676cm 척추4에서는 0.080cm으로 나타났다. 이러한 현상은 측면에서 볼 때 척추에 반사마킹을 붙인 지점에서 척추와 반사 마킹점 사이에 피하지방의 두께가 5곳이 동일하지 않고 차이 나는 것으로 인해 이러한 결과가 나타나고 있는 것으로 판단된다.

다음은 피험자 G 와 피험자 E 의 척추곡선 추정그래프와 X-ray 상에서의 차이를 보여주고 있다.

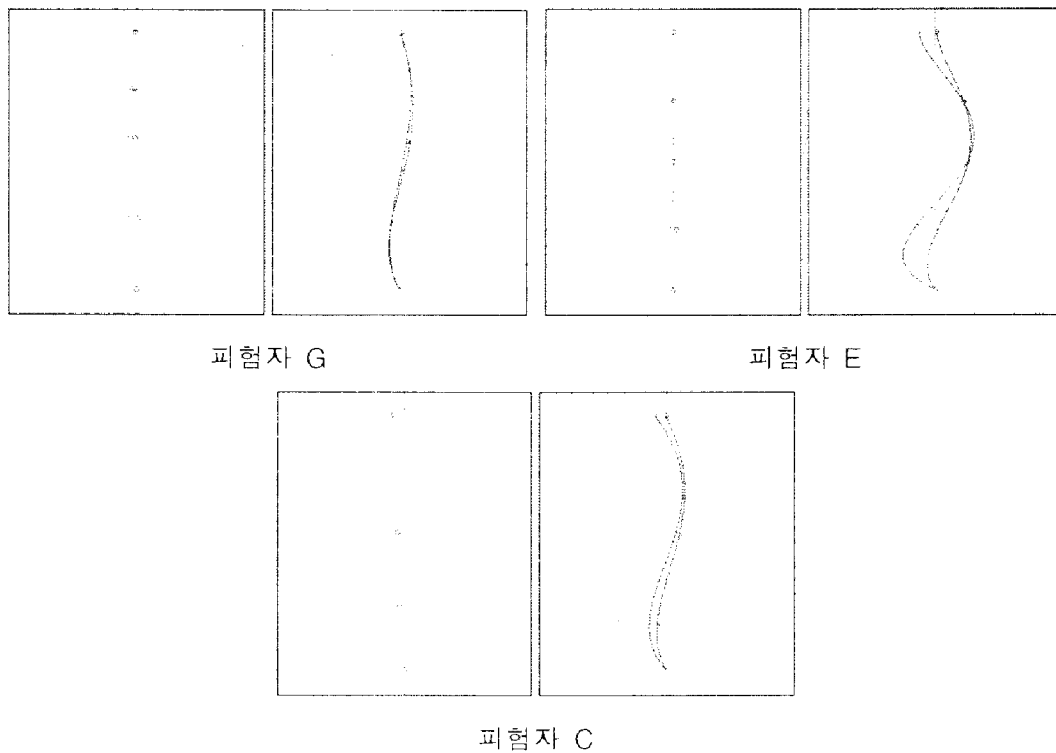


그림 10. X-ray 척추선과 마킹점에 의해 추정된 선 사이의 비교그래픽

피험자 G는 신체 건강한 남자로서 보디빌딩 경력이 5년이상 되는 사람이며 피험자 G는 여성으로 전후만 요추만곡이 심한 비만 여성이다. X-ray 상에서 나타난 바와 같이 피험자 G는 실 척추선과 반사마킹에 의한 척추선과 거의 일관된 패턴을 보이고 있으나 피험자 E는 피하지방의 척추의 위치에 따라 그 두께가 다르기 때문에 척추 1번과 2번, 4번은 거의 일치하나 후두돌기부분과 허리가 가장 많이 들어간 부분인 척추3번에서 오차가 많이 발생하고 있다. 그 때문에 <그림 11>에서 보는 바와 같이 허리의 전후만 만곡에 대한 추정에서 오차가 많이 개입되고 있다. 피험자 C도 이러한 패턴과 일관성을 보이고 있다. 이는 비만에 따라 척추3과 후두돌기에서 피하지방두께가 척추1, 척추2, 척추4 번과는 다르게 더 두껍기 때문에 발생하는 것으로 앞으로 반사마킹에 의한 척추선 추정은 후두돌기부분과 척추3번 부분

의 피하지방 두께를 측정하여 척추의 위치를 재조정하는 작업이 필요하다고 판단된다.

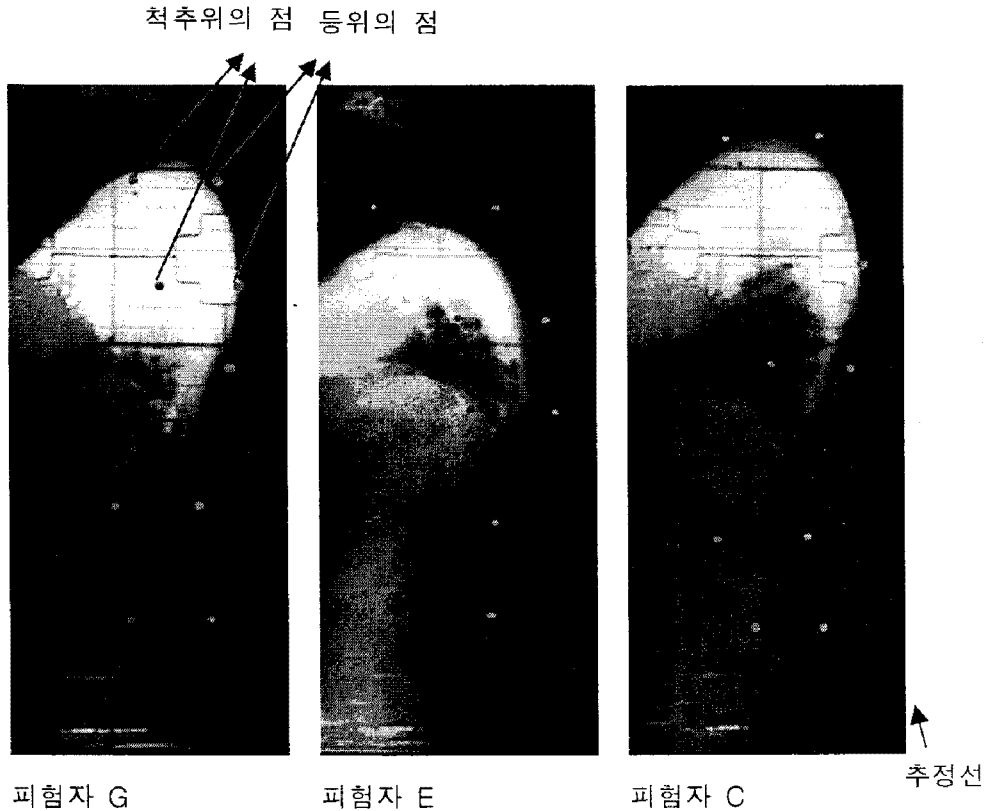


그림 11. X-ray 상에 나타난 척추 위의 점과 등위의 점 사이의 비교 그림

2) 발측정들에 대한 오차검증

발의 영상은 발 측정대의 반사거울을 통해 반사되는 상이기 때문에 일반적인 카메라 셋팅으로는 카메라 광축을 측정하고자 하는 거울면과 수직으로 세팅하기가 불가능하다. 따라서 이러한 문제를 해결하기 위하여 2D DLT 방법을 사용하여 데이터를 획득하도록 고안되었다. 2D DLT 방법을 통하여 실시한 검증은 다음과 그림과 같이 격자 판을 만들고 각 격자판의 실제 위치와 2D-DLT로 산출된 위치 값과의 차이분석, 가장 긴 변의 수평길이, 수직길이 차이분석, 격자사이의 길이분석을 통해 2D-DLT 값을 정확성과 거울의 왜곡에 대한 정확성을 검증하였다.

	27	19	7	4		1
	26		8	5		2
		20				
	25		9	6		3
			16	13		10
	24	21				
			17	14		11
	23	22	18	15		12

그림 12. 발측정틀 오차검증을 위한 격자판과 위치지정번호

표 2. 격자 판의 실제 위치와 2D-DLT로 산출된 위치값 사이의 차이검증

	측 정 치		실 좌표값		편 차	
	X	Y	X	Y	X	Y
1	30.04982	29.94749	30.000	30.000	-0.04982	0.05251
2	29.98691	24.03499	30.000	24.056	0.01309	0.02101
3	29.85355	18.07036	30.000	18.112	0.14645	0.04164
4	24.15842	29.83665	24.088	30.000	-0.07042	0.16335
5	24.17413	23.99280	24.088	24.056	-0.08613	0.06320
6	24.11926	18.09643	24.088	18.112	-0.03126	0.01557
7	18.27138	29.93233	18.176	30.000	-0.09538	0.06767
8	18.22440	24.01988	18.176	24.056	-0.04840	0.03612
9	18.17628	18.05497	18.176	18.112	-0.00028	0.05703
10	29.92568	15.12772	30.000	15.140	0.07432	0.01228
11	29.86180	9.18714	30.000	9.196	0.13820	0.00886
12	29.79945	3.33077	30.000	3.252	0.20055	-0.07877
13	24.05593	15.08601	24.088	15.140	0.03207	0.05399
14	23.99990	9.14554	24.088	9.196	0.08810	0.05046
15	23.94689	3.35729	24.088	3.252	0.14111	-0.10529

	측 정 치		실좌표값		편 차	
	X	Y	X	Y	X	Y
16	18.11841	15.11298	18.176	15.140	0.05759	0.02702
17	18.07050	9.17244	18.176	9.196	0.10550	0.02356
18	18.02406	3.31611	18.176	3.252	0.15194	-0.06411
19	15.36305	30.01443	15.220	30.000	-0.14305	-0.01443
20	15.26273	21.08302	15.220	21.084	-0.04273	0.00098
21	15.16153	12.11985	15.220	12.168	0.05847	0.04815
22	15.13089	3.26121	15.220	3.252	0.08911	-0.00921
23	12.17019	3.27462	12.264	3.252	0.09381	-0.02262
24	12.26378	12.13300	12.264	12.168	0.00022	0.03500
25	12.30376	18.08167	12.264	18.112	-0.03976	0.03033
26	12.35900	21.09623	12.264	21.084	-0.09500	-0.01223
27	12.45335	30.02770	12.264	30.000	-0.18935	-0.02770
평 균					0.01848	0.01757

<표 2> 에서 실제 좌표값과 2D-DLT 에 의해 산출된 좌표값 사이의 편차는 X축에서 0.01848cm, Y축에서의 오차는 0.01757cm 로 이는 디지털이징 오차와 시스템 오차가 합해진 결과 값으로서 카메라 광축이 발측정 면과 광축에서 벗어나더라도 0.02cm 단위에서의 편차를 보였다. 이러한 결과로 판단해 볼 때 2D DLT 법에 의한 데이터 산출은 활용 가능성이 충분한 것으로 판단된다.

IV. 결 론

본 연구는 자세가 중요함에도 불구하고 측정기자재의 부족으로 인하여 불량 자세를 가진 사람들이 자세정보에 대한 피드백과 교정을 위한 동기부여를 받지 못하여 그대로 방치되고 있는 실정이다. 따라서 보다 단순하면서도 정확하고 필요한 정보를 최대한 충족시킬 수 있는 자세 분석 시스템을 개발하는 데 그 목표를 두고 연구를 수행하였다. 본 연구를 통해 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 영상인식 방법을 통한 척추측만 판정법은 후두돌기와 척추에서 가장 많이 들어간 부분인 척추 3에서 약 3mm 정도의 오차를 보이고, 다른 지점에서는 0.7mm 내외 오차를 보여 척추측만을 판정하기에는 별 무리가 없는 것으로 판단된다.
2. 영상분석에 의한 척추라인의 추정은 피하지방이 적은 사람에게서는 사용하는데 별 무리가 없으나

비만도가 높은 사람은 척추 전후만 만곡측정시 후두돌기 부분과 척추에서 가장 깊게 들어간 곳의 피하지방의 두께를 측정한 후 재 측정하는 조정연구가 필요하다고 판단된다.

3. 2D-DLT 방법을 통한 발 측정대 오차검증은 X축에서 0.01848cm, Y축에서 0.01757cm로 나타나 반사거울을 활용해 측정하는 발측정대의 사용은 별 무리가 없을 것으로 판단된다.
4. 영상인식 방법을 통해 개발된 자세분석 시스템은 운동가동범위 측정, 발분석, 자세분석들을 동시에 수행할 수 있고, 시각적이고 정확한 데이터를 제공해 줌으로써 일반인들에게 자세정보에 대한 피드백과 교정을 위한 동기부여를 제공하는데 효과적으로 활용될 수 있을 것으로 판단된다.

연구시스템의 활용방안

본 연구에서 개발된 자세분석 및 운동가동범위 측정시스템은 적은 비용으로 설치할 수 있고, 손쉽게 빠르게 분석이 가능하기 때문에 현재 자세교정소나 병원등에서 활용될 수 있으며, 특히, 청소년기의 자세평가를 위해 각 학교에서 학생들을 대상으로 정기적인 자세평가를 수행할 경우 효과적으로 활용될 수 있을 것으로 판단된다.

참고문헌

- 김사달(1960). Biometric Studies on flat foot of school children. The New Medical Journal Vol. 3, No. 11, PP 129-161.
- 르네상스척추클리닉 (<http://www.spine-oh.co.kr>).
- 연세재활의학과 의원 홈페이지(<http://jaseatoz.hihome.com>)
- 이건범, (1988). 남녀 중학생 자세에 관한 비교분석. 동대논집 제18권.
- 이형배의 비주얼 베이직 6, (2000). 사이버출판사.
- DATA TRANSLATION, (1999). DT-Active Open Layers User's Manual for image Board. Reference Manual.
- Deaver, G.G. (1993). Posture and Its relation to mental and physical Health. Research Quarterly 447.
- Kendal, Henry O., Kendal, F.P & Boynton, D. A. (1970). Posture and Pain, Robert E. Krieger Publishing.

Moriarty, Mary J. & Irwin, Leslie W., (1952). "A Study of the Relationship of Certain Physical and Emotional Factors to Habitual Poor Posture Among School Children" Research Quarterly, 23, No. 2, May

Posture Pro V - Posture Analysis System([http : //www.posturepro. com](http://www.posturepro.com))

Steindler (1955). Kinesiology of Human Body under Normal and Pathological conditions Charles C Thomas, Springfield, 100-243.

투 고 일 : 10월 27일

삼 사 일 : 11월 4일

심사완료일 : 12월 14일