

프리웨이트운동의 동적 동작분석장치에 관한 연구

무스타피줄 라후만¹, 박주훈^{2*}, 김지원³, 정병호²

¹남부대학교 의공학과 석사, ²남부대학교 전기공학과 교수, ³남부대학교 물리치료학과 교수

A Study of Dynamic Motion Analysis Device for Free Weight Exercise

Mustafizur Rahman¹, Ju-hoon Park^{2*}, Ji-won Kim³, Byeong-Ho Jeong²

¹Master's, Dept. of Biomedical Eng., Nambu University

²Professor, Division. of Electrical Eng., Nambu University

³Professor, Dept. of Physical Therapy, Nambu University

요약 스쿼트와 런지운동은 다양한 프리웨이트운동 중 몸통과 하체강화를 위한 중요한 운동으로 운동자세에 대한 이론적 근거 및 운동기준 동작의 확립을 통해 안전하고 효과적인 운동이 이루어져야 한다. 따라서 옵티멀 운동동작을 통한 부상 예방과 오류 동작에 대한 과학적 대응방안을 마련하기 위해 운동모형의 개발이 필요한 현실이며 이러한 목적으로 오류동작에 따른 자세교정을 위해 다양한 보조기구를 활용하는 방법이 효과적이다. 본 논문에서는 프리웨이트운동의 동적분석을 위해 지면반발력에 대응한 로드셀을 이용한 4포인트 하중검출을 통해 동적동작에 기반한 운동모형 분석시스템을 개발하고자 한다. 프리웨이트운동의 모형개발을 위해 동적 움직임을 단순화하여 구분동작에 따른 운동 모델링을 확립하고 동적인 동작분석을 통해 오류동작을 분석하고 보정하기 위한 수치정량화 데이터를 확보하였고 이를 활용할 수 있는 분석방법에 대한 타당성을 검증하였다.

주제어 : 프리웨이트, 스쿼트, 런지, 필터, 로드셀, 운동모형

Abstract Squats and lunges are important exercises for strengthening the trunk and lower body among various free weight exercises. It should be achieved safe and effective exercise through establishing of theoretical basis for exercise posture and standard movement. Therefore, it's necessary to develop the exercise model in order to prepare the scientific countermeasures for the prevent injuries and error movement through optimal exercise movement. For this purpose, it is effective to use appropriate instruments for motion compensation according to the optical motion and error motion. In this paper, we develop a motion model analysis system based on dynamic motion through the four-point load cell for dynamic motion analysis. Proposed analytical method, the optimal and the error motion numerical data is obtained through the dynamic motion analysis. And we verified that dynamic movement is simplified to establish the motion modeling according to the classification motion and the numerical quantification data for analyzing.

Key Words : Exercise model, Filter, Freeweight, Lunge, Loadcell, Squat

*This study was supported(in part) by research funds from Nambu University, 2016

*This work was supported by the National Research Foundation of Korea(NRF) grant funded by the Korea government(MSIP; Ministry of Science, ICT & Future Planning) (No. 2017R1C1B5018177)

*Corresponding Author : Ju-Hoon Park(jhpark@nambu.ac.kr)

Received November 28, 2019

Accepted February 20, 2020

Revised February 3, 2020

Published February 28, 2020

1. 서론

다리의 근력은 신체분절의 움직임을 조절함으로써 몸통의 안정성에 중요한 역할을 하며 자세, 균형 뿐 아니라 보행능력에도 큰 영향을 미친다[1,2]. 스쿼트운동(Squat exercise)과 런지운동(Lunge exercise)은 생체역학적인 관점에서 볼 때, 중요하게 인식되고 있는 프리웨이트(Free weight)운동으로 일상생활에서의 동작이나 스포츠 활동에서 중요한 체간과 하체근력을 강화하기 위한 중요한 운동동작을 포함하고 있다[3,4].

스쿼트 운동은 하지의 닫힌 사슬 운동의 형태로써 인체의 다관절을 사용하는 프리웨이트운동으로, 큰엉덩근(gluteus maximus) 뿐만 아니라 넓다리네갈래근(quadriceps), 큰허리근(psoas major), 뒤넓다리근(hamstring) 등의 협력수축의 효과가 있고, 런지 운동은 무릎주변 근육뿐 아니라 넓다리네갈래근을 신장시키는데 효과적인 것으로 보고되고 있다[5,6]. 스쿼트와 런지 운동은 체력과 민첩성, 근지구력 등 다양한 운동능력이 필요하기 때문에 잘못된 동작으로 반복된 운동수행은 다양한 관절에 근골격계 질환을 유발한다[7,8].

올바른 스쿼트 운동방법은 양다리는 어깨너비로 벌린 다음 체간을 곧게 펴고 엉덩관절과 무릎관절을 굽힘(flexion) 하는 운동이며, 런지 운동은 체간은 곧게 펴고 앞쪽다리의 무릎은 90도 굽히고 뒤쪽무릎은 땅에 닿는 방법으로 몸이 내려가는 동작이다. 스쿼트와 런지의 운동 오류는 시상면(sagittal plane)상에서 발생되면 신체 앞-뒤 정렬에 관련된 구조물의 손상을 야기하는 반면, 관상면(frontal plane) 상에서 발생되면 신체 좌-우정렬에 관련된 구조물과 관련된 손상을 야기한다[9]. 이러한 운동손상을 예방하기 위하여 임상현장에서는 시각적 평가를 통하여 신체의 정렬과 운동분석을 확인하지만 웨이트 트레이닝은 다관절을 사용하는 닫힌운동사슬 운동으로 시각적으로 움직임을 확인하기에는 명확한 한계가 있는 실정이다. 따라서 스쿼트운동이나 런지운동 시에 발생할 수 있는 부상방지와 최적의 신체 정렬과정의 확보를 위해 오류동작을 분석하고 올바른 운동을 수행할 수 있도록 실시간 피드백을 제공 할 수 있는 운동 관측기구가 필요한 실정으로 수치적이며 객관화된 분석장치가 필요하다[10-12].

본 논문에서는 스쿼트운동과 런지운동 중에 발생될 수 있는 부상예방 및 신체정렬 오류를 위해 로드셀 센서를 통해 생체역학적인 모션신호를 획득하고 이를 분석하여 옵티멀 운동동작을 지원하는 기기를 설계하였다. 또한,

생성된 생체역학적 신호의 사용자에게 피드백을 제공 할 수 있는 장치의 신호 처리 방법을 제안하고, 프리웨이트 운동 동작모니터링 및 실시간 동적분석에 대한 기초자료를 제공하는 연구성과를 제시하였다.

2. 프리웨이트 동작분석시스템 설계

2.1 프리웨이트운동 동작분석장치 설계방법

동작신호의 검출에는 로드셀 센서(Load Cell Sensor)를 적용하였고, 시스템에 대한 최적화된 설계 기술을 통한 장치개발을 통해 프리웨이트운동의 실시간 동작분석을 가능하도록 프로토타입을 제작하여 적용하였다. 프리웨이트운동을 위한 프로토타입을 통해 동적 운동데이터 안정성을 확보 하였다. Fig. 1은 프리웨이트운동 동적분석을 위한 운동검출장치의 설계 프로세스를 나타낸다. 설계프로세스에서는 데이터 신뢰성과 분석 후 옵티멀 운동 동작의 유도과정이 이루어질 수 있도록 피드백 하도록 설계하는 과정을 핵심으로 한다.

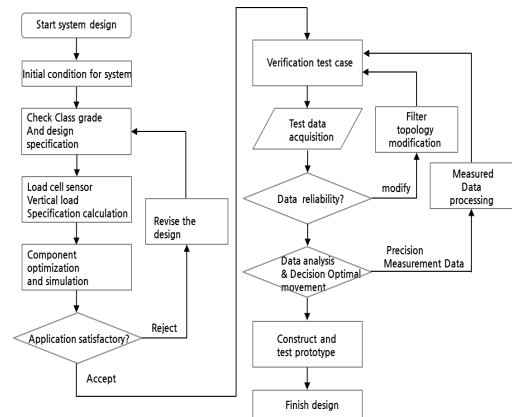


Fig. 1. Design method of the free-weight exercise equipment

로드셀은 힘 또는 하중과 같은 물리적 양을 전기적 신호로 변환하여 힘 또는 하중을 측정하는 센서이며 제안된 시스템에 적용된 핵심 검출센서는 로드셀이다. Fig. 2는 4포인트 로드셀을 통한 동적 데이터 검출과정을 나타냈다. 로드셀을 통한 지면반발력을 이용한 검출신호를 아날로그 저역통과필터를 통해 필터링을 수행한다. 검출된 신호를 가독성이 가능한 증폭신호로 변환한다. 증폭된 신호프로세싱하여 출력하는 과정을 거친다. 분석된 데이터는 컴퓨터에서 신호처리하였다.

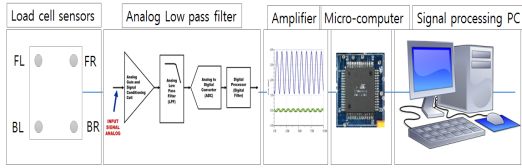


Fig. 2. Detection data flow with 4 Point load cell

2.2 로드셀 적용

압력(Pressure)은 물질이 인접하는 각 부분에 서로 미치는 힘의 크기를 나타내는 물리량으로 단위 면적당 작용하는 면과 법선방향의 힘으로 표현되며 고체 내에서는 압력에 따른 유동이 없으므로 힘의 방향성이 유지된다. 식 (1)은 게이지 팩터를 나타낸다.

$$Gauge\ factor = 1 + 2\nu + \frac{dp/d}{dL/L} \quad (1)$$

여기서, 첫 번째 항의 1은 길이변화, 두 번째 항의 2ν는 면적 변화, 세 번째 항은 압전저항의 변화를 의미한다. 부하의 하중에 따른 탄성체의 변형을 검출하는 방식을 변위변환형의 개념으로 설명하며 정밀도가 높고 분해능이 우수한 특징을 가지며 힘이나 중량을 전기신호로 변환시키는 소자로 로드셀이 이러한 원리에서 동작한다. 로드셀은 가해지는 힘(Force)이나 하중(Load)의 압력에 대한 물리량을 전기적 측정치로 변환시켜 힘이나 하중의 물리량을 측정하는 무게 감지센서(Transducer)이다. 물체는 힘이나 하중에 의하여 압력이 가해지고 이러한 압력에 비례하는 변형이 발생하며, 단위길이 당 발생하는 변형의 크기를 변형률(Strain)이라고 한다. 이때 발생하는 변형률은 압력에 비례하며 선형적으로 변화하는 특징을 가지고 있다[13,14].

주어진 재료의 변형률 ε이며 응력은 막대의 단면에 작용하는 단위면적당 힘이므로 가해진 응력 σ로 식 (2)와 같다. Hooke의 법칙은 재료에 가하는 힘과 변형된 길이는 탄성한계 내에서 비례한다는 개념이며 응력과 스트레인계이지 사이의 비례 상수는 물질의 탄성 계수라 불리며 영의 계수(Young's Modulus)라고도 한다.

여기서 σ는 응력(kg/m²), ε는 변형률, E는 영의 계수(kg/cm²)이다. 영의 계수 E는 응력-변형률의 기울기라고 할 수 있다. 식 (2)에서 변형률은 식 (3)과 같다.

$$\sigma = \epsilon E = \frac{kE}{L} = \frac{kx}{A} = \frac{F}{A} \quad (2)$$

$$\epsilon = \frac{Mc}{EI} = \frac{\frac{WLh}{2}}{\frac{Ebh^3}{12}} = \frac{6WL}{Ebh^2} \quad (3)$$

여기서, E는 영의 계수, M(=WL)은 가해진 모멘트, c(=h/2)는 중앙축의 게이지 표면으로부터 떨어진 거리, I(=bh³/12)는 수평빔이 수직으로 가해질 때의 모멘트, W는 빔에 가해진 인가하중, L은 게이지 중심에서 인가하중 점까지의 거리, b는 빔의 폭, h는 빔의 두께를 각각 나타낸다. 인장 혹은 압축을 받고 있는 재료에서 발생하는 응력과 변형률에 대해, 기계적 변화량과 전기적 변화량의 파라미터 상관관계는 식 (4)와 같으며 기계적인 변형률과 전기적인 저항의 변화율에 대한 신호변환과정을 설명한다.

$$\frac{\Delta R}{R} = K \frac{\Delta L}{L} = K\epsilon = K \frac{\sigma}{E} \quad (4)$$

여기서 R은 저항값, L은 재료의 변형된 길이이며 K는 물체의 탄성계수를 의미한다. 4포인트 하중 산출을 위한 모델은 식 (5)과 같다.

$$F_L = \sum_{i=1}^4 (\vec{F}_i \times \vec{r}_i) \quad (5)$$

여기서, F는 수직으로 작용하는 힘판에 작용하는 net force이고 r은 거리벡터를 의미한다.

로드 셀은 탄성 변형 부재의 수용 부분에서 발생하는 물리적 변형을 변환하여 힘 또는 하중에 대해 구조적으로 안정적인 변형을 생성한다[15,16]. 기계적 변화를 측정하기 위한 스트레인게이지의 스트레인 값과 검출된 전기저항의 변화 사이에는 선형관계가 있으며 이는 식 (6)과 같다.

$$\frac{\Delta R}{R} = K \frac{\Delta L}{L} = K \times \epsilon = K \frac{\sigma}{E} \quad (6)$$

여기서 R은 스트레인 게이지의 초기 저항(Ω)이고, ΔR은 신장 또는 수축으로 인한 저항변화분(Ω), K는 비례상수(Gauge factor), ε는 스트레인, σ는 응력, 그리고 E는 측정된 물체의 탄성 계수이다. 식 (7)은 로드셀을 적용하기 위한 용량을 산출하기 위한 계산이다. 실제에서는 프리웨이트운동을 기준으로 한 용량산출이 이루어져야 하므로 플랫폼의 경우를 기준으로 계산하였고, 운동동작을 위한 가중치를 함께 고려하여 산출하였다.

$$Cap_{load-cell} \geq \frac{(F_1 \times (W_1 \times W_2)) \times F_2 \times F_3}{N + F_t + F_w} [kg] \quad (7)$$

여기서 F1 = 영향 계수(1.1 ~ 1.5), F2 = 부하 바이어스 계수(1.1 ~ 1.3), F3 = 부하 불균형 계수 (1, 3 점 = 1, 4 점 1.2), W1 = 실제 하중, W2 = 초기 중량, N =로드 셀 수, Ft = 제로 설정 장치의 결합 효과, Fw = 풍력의 영향을 각각 의미한다. Table 1은 실험에 적용된 로드셀의 물리적인 사양을 나타낸다.

Table 1. Specification of loadcell sensors

No.	Max. capacity	Value
1	Rated load	500kg
2	Rated output	2.0mV/V
3	Zero balance	0.06mV/V
4	Input resistance	420Ω
5	Max excitation	15V
6	IP coefficient	67
7	Operating temperature range	-40 ~ 70°C

Fig. 3은 풋플레이트 하부의 로드셀의 위치를 나타낸다. 점선은 직사각형은 발 위치의 가변 허용범위를 나타내며 크기는 200×100[mm]이다.

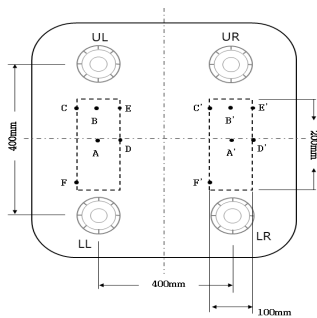


Fig. 3. Foot plate sensor position

로드셀에 하중이 작용하여 변형률이 발생한 경우 스트레인 게이지의 저항변화량 휘트스톤 브리지(Wheatstone Bridge, H브리지)에 의해 전압변화량의 값으로 환산하여 나타낼 수 있으며 H브리지 회로를 이용한다. 로드셀에 하중이 가해져 변형력이 발생하면 휘트스톤 브리지가 있는 스트레인 게이지의 저항 변화량에 의해 가변 전압값으로 표현할 수 있다. 휘트스톤 브리지 전기 회로를 구성하고 데이터 처리를 위해 전기신호로 변환한다. 설계된 동작검출 시스템에서 적용된 H브리지 회로는 Fig. 4와 같다.

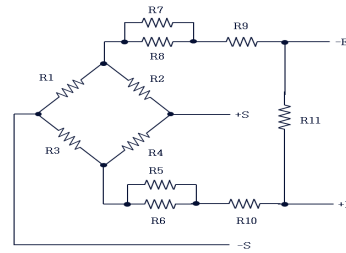


Fig. 4. Wheatstone bridge circuit with load cell sensor for voltage transformation

H브리지 회로에서 전압으로서의 저항 값의 변화에 의해 부하 값을 얻을 수 있으며 H브리지 회로의 관계는 식 (6)과 같다.

$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1 + R_4} - \frac{\Delta R_2}{R_2 + R_3} \right) \quad (6)$$

2.3 FSR 필터 설계

4개의 FSR(Force Sensing Resistor)센서를 이용하기 위해 검출된 신호처리 구성요소는 게인 및 신호 컨디셔닝 셀, 앤티 앨리어싱 필터, ADC (아날로그-디지털 변환기) 및 디지털 신호 처리 블록으로 구성된다. 지역 통과 아날로그 필터는 아날로그 신호가 ADC에 도달하기 전에 중첩된 고주파노이즈를 제거하여 신호처리를 지원한다. Fig. 5는 검출된 센서신호의 신호처리 흐름도를 나타낸다.

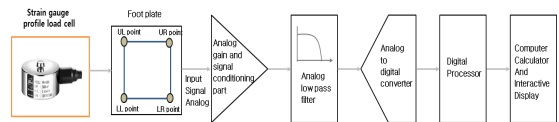


Fig. 5. Dynamic signal process flows with 4 point load cell

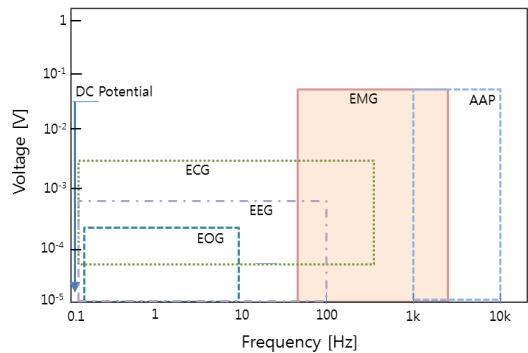


Fig. 6. Voltage and frequency ranges of bio-potential signals

Fig. 6는 신호처리를 위한 필터설계를 위한 생체신호의 포텐셜신호 및 반응신호의 전압-주파수의 관계를 통계처리한 그래프이다. EMG의 생체 역학적 신호의 생성 범위는 10 kHz이내 이므로 이를 아날로그 필터를 설계의 기준으로 삼는다[10].

신호필터를 위해 적용될 Sallen-key filter는 OPAMP의 성능에 대한 필터 성능의 최소 의존성을 가지며 이득 대역폭 요구를 최소화한다. 필터의 성능을 제한하지 않고 필터를 통과한 신호가 위상을 유지한다. 2차 저역통과필터에 대한 표준 주파수영역의 방정식은 식 (7)과 같다.

$$H_{LP} = \frac{K}{-\left(\frac{f}{f_c}\right)^2 + \frac{jf}{Qf_c} + 1} \quad (7)$$

여기서, f_c 는 Corner 주파수이고 Q는 quality factor.

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{H \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}}{s^2 + s \left[\left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) \frac{1}{C_1} + \frac{1+H}{R_2 C_2} \right] + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (8)$$

여기서, $k = 2\pi f_c C_1$, $m = \frac{a^2}{4} + (H-1)$, $C_2 = m C_1$, $R_1 = \frac{2}{\alpha k}$, $R_2 = \frac{\alpha}{2mk}$, $R_4 = \frac{R_3}{(H+1)}$ 로 산출된다.

Fig. 7은 적용된 Sallen-key 저역통과필터의 회로를 나타낸다. 이 필터는 OPAMP의 +궤환 단자에 필터가 구성되고 부궤환단자에는 통과대역 이득을 비반전 증폭기 회로로 구성하였다.

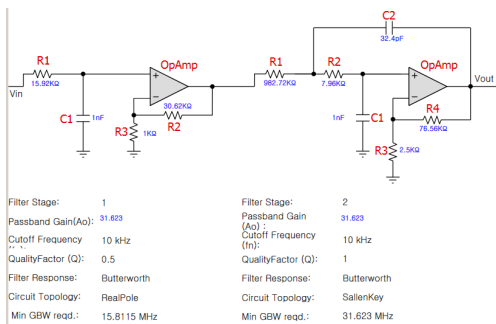


Fig. 7. Sallen-Key Low-Pass Filter Circuit

Fig. 8은 제안된 저역통과필터의 이득과 주파수 특성에 따른 시뮬레이션결과를 나타낸다. (a)에서는 위상과 이득 특성에 대한 결과를 나타냈고 (b)에서는 주파수특성을 나타냈으며 차단주파수 근처에서 피크가 발생하지 않도록 Q 팩터는 1이하로 하며, 상대적으로 넓은 대역폭

을 사용하도록 설계되었다.

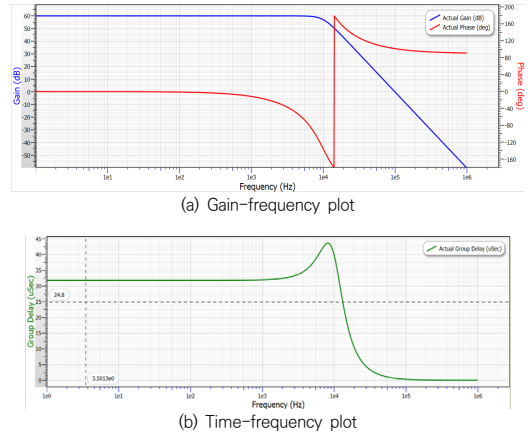


Fig. 8. Simulation results of proposed lowpass filter

2.4 프리웨이트동작분석을 위한 프로토타입

Fig. 9은 제안된 장치를 활용하여 스쿼트운동과 런지운동의 동작분석을 확보하기 위한 장치와 프리웨이트운동 시뮬을 수행하고 있는 사진이다. 실시간 동작검출파형을 관찰할 수 있는 형태이다.



Fig. 9. Prototype test photo

3. 프리웨이트운동의 분석방법

3.1 스쿼트운동 분석방법

스쿼트운동 시에 무릎관절의 바른 정렬이 중요하다. 무릎의 앞쪽 전위는 십자인대(cruciate ligament)의 긴장을 유발하며, 안쪽 치우침은 무릎뼈 넘다리증후군(patello femoral sundrome), 무릎 힘줄염(jumper's knee)등의 잠재적인 손상위험이 있다. 따라서 운동 손상

을 막기 위해 스쿼트운동 시 올바른 자세 정렬은 중요한 요소이다[17-19]. 대상자의 정렬조건별 수직하중의 크기를 계산하기 위해 운동모드를 Standing Position, Descending & Ascending phase, Squating position의 3가지 형태로 구분하여 해석할 수 있다. Standing Position은 운동 전 스탠딩 자세로서 스쿼트운동을 시작하기 전 정자세이다. 이 자세는 스쿼트 운동기구를 사용하는 이의 중요 신체정보를 제공한다는 점(calibration)에서 위치의 의미를 갖는다. Descending & Ascending phase에 대한 구조해석 결과 및 검토결과는 스탠딩 자세로부터 운동을 시작하여 중간위치로 보이는 자세를 갖는 위치의 정지 자세이다. 이 자세는 신체의 근력이 완만한 긴장상태를 유지하고 있으며 프리웨이트운동의 특징인 신체 균형의 안전성이 점점 증가하고 있는 반면에 해당 근력에는 상당한 긴장감을 부여함으로써 운동량이 증가하는 과정이다. Squating position에 대한 구조해석 결과 및 검토는 가장 신체높이를 낮춘 상태의 정지된 자세이다. 이 자세는 신체의 근육이 가장 긴장된 자세이며 신체의 균형 유지 긴장도와 불안정도가 가장 높은 상태이다. Fig. 10은 스쿼트운동자세에 따른 힘의 분배를 나타낸다.

스쿼트 운동자세에서 몸의 정렬을 확인하고 운동을 분석하거나 오피티멀한 동작에 대한 피드백을 제공해야 한다. 수동 자세 교정을 제공하는 기존의 신체 유형 교정 기계와 달리, 대화형 트레이너는 운동 자체에 참여하고 활동적인 운동장치로 작용하며 오피티멀 동작에 대한 대응 효과가 높다.

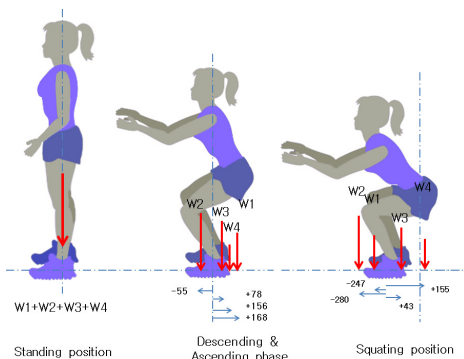


Fig. 10. Force distribution of the squat exercise position

3.2 런지운동 분석방법

런지운동은 닫힌 사슬 운동으로 한쪽 다리를 전방으로 보내어 엉덩관절과 무릎 관절을 굽힘·뽐 하는 동작이다. 런지 운동 시 허리복합체의 굽힘은 잠재적으로 요통의

위험이 있으며, 무릎관절의 안쪽 봉괴는 십자인대, 안쪽 결인대(medial collateral ligament), 안쪽반달연골(medial meniscus)에 잠재적 손상위험이 있다. 런지 동작에 따른 힘의 분배는 Fig. 11에 나타났다.

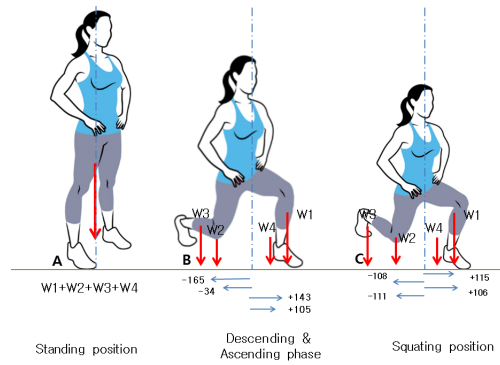


Fig. 11. Force distribution of the lunge exercise position

런지운동은 장치의 위에 서서 정강이 길이 너비로 앞쪽으로 한쪽다리를 위치시켜 스탠딩 포지션을 갖는다. Descending & Ascending phase은 후방 뒤쪽에 위치한 하지의 무릎이 바닥에 닿을 정도로 구부린다. Ascending position은 전방 다리의 뒤꿈치가 들리지 않게 주의하며 다시 시작 자세로 돌아오도록 한다.

4. 실험결과

연구의 결과 지면반발력에 따른 각각의 프리웨이트운동의 연속동작을 센서를 통해서 검출하였다. 로드셀은 4 포인트에서 동작을 검출하였고 적용된 장치는 힘의 분배와 동작에 따른 생체역학적인 변화과정을 특정하였다. 샘플링타임은 0.5ms이며 검출된 신호를 필터회로를 통해 AD변환되어 데이터 저장하였다. 실험 전에 실험대상자는 운동부상을 예방하기 위해 10분이상의 충분한 스트레칭 및 워밍 후 실험을 시작하였다.

4.1 스쿼트운동 분석 결과

스쿼트운동은 오피티멀자세, 무릎이 앞으로 돌출된 오류 동작, 무릎이 안쪽으로 모아지는 오류동작을 각각 시행하면서 동작에 따른 출력파형을 검출하였다. Fig. 12은 스쿼트운동의 오피티멀 동작자세의 출력파형을 나타낸다.

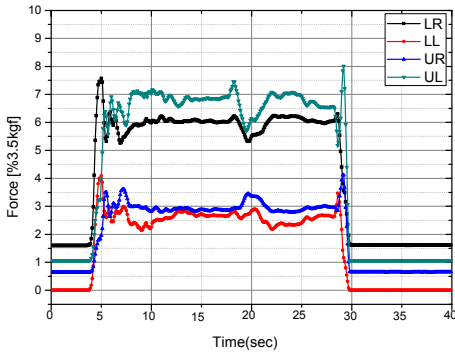


Fig. 12. Output detection waveform of optimal squat movement posture

Fig. 13은 스쿼트 오류 동작 중 무릎이 앞으로 돌출되는 동작의 출력파형을 나타내고, 상부 센서(UR, UL)의 변형으로 인해 하부 센서(LR, LL)의 변형이 적은 정도로 나타나는 출력을 나타낸다.

Fig. 14는 스쿼트 오류 동작 중 무릎이 안쪽으로 몰리는 동작의 출력파형을 나타내고 이때, 상부 센서(UR, UL)의 두 출력이 적어지고 하부 센서(LR, LL)의 출력이 커지는 현상이 뚜렷하게 나타난다.

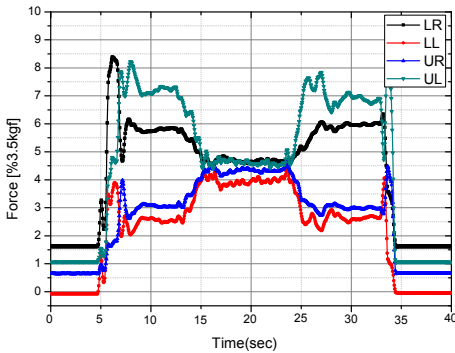


Fig. 13. Anterior tibia translation during squat exercise

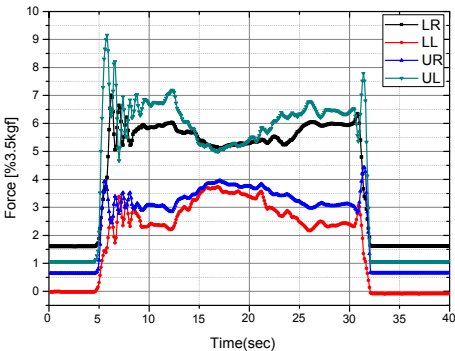


Fig. 14. Medial collapse tibia during squat exercise

4.2 런지운동 분석 결과

런지운동은 옵티멀자세, 무릎이 안쪽으로 쏠리는 편심 오류 동작, 허리가 구부러지는 오류동작을 각각 시행하면서 동작에 따른 출력파형을 검출하였다. Fig. 15는 런지운동의 옵티멀 동작자세의 출력파형을 나타낸다.

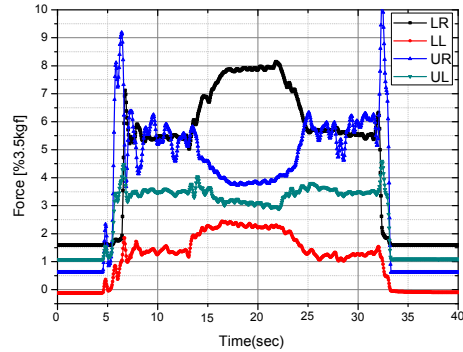


Fig. 15. Output detection waveform of optimal lunge exercise

Fig. 16는 런지 오류 동작 중 무릎이 안쪽으로 쏠리는 편심오류 동작의 출력파형을 나타내고 이때, 상부 센서(UR, UL)의 두 출력의 폭이 넓어지므로 하중이 증가하는 현상이 검출된다.

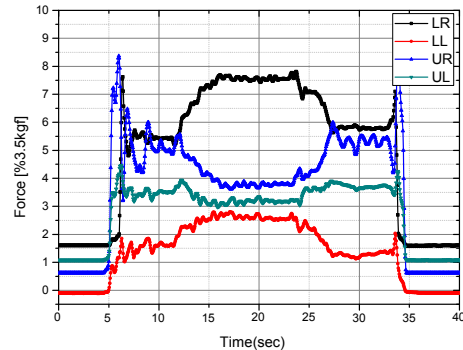


Fig. 16. Medial collapse tibia during lunge exercise

Fig. 17는 런지 오류 동작 중 허리가 구부러지는 오류 동작의 출력파형을 나타내고 이때, 상부 센서(UR, UL)의 두 출력이 간격이 생기고 하부 센서(LR, LL)의 출력이 간격이 작아지는 현상이 관찰된다.

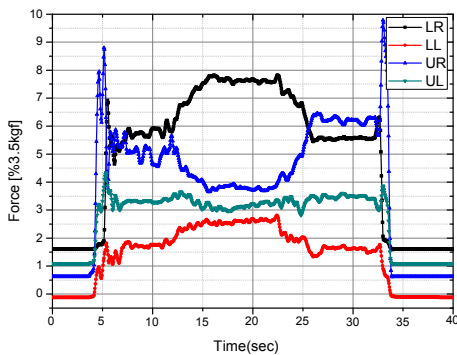


Fig. 17. Lean trunk during lunge exercise

5. 결론

본 논문에서는 프리웨이트운동을 위한 동적 동작분석을 실시간 검출하여 동작의 정확성을 확립할 수 있는 동작분석장치에 관한 연구를 수행하였다. 제안된 분석장치를 통해 상대적으로 가동범위가 큰 프리웨이트운동의 정확한 동작분석을 통해 동적 동작의 수치분석을 모니터링함으로써 안전하고 수치해석적인 운동을 지원할 수 있는 장치를 활용한 분석기법을 제안하였다. 또한 동적 움직임 분석과 관련하여 획득된 생체 역학적 신호정보를 분석하여 제안된 프로토타입의 성능을 시험하였다. 프리웨이트운동 중에서 대표적인 스쿼트운동과 런지운동을 시험한 결과, 정상운동과 오류동작에서 의미있는 패턴 차이를 획득하였으며 이를 분석한 운동모형에 적용하였다. 본 논문을 통해 프리웨이트운동의 동적 동작분석에 기반한 분석방법의 프로세스를 개발하였으며, 다양한 프리웨이트운동 분야로 확장할 수 있을 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] B. H. Jeong, J. H. Park & J. W. Kim. (2018). A Study of the design method for Interactive squat exercise Instrument. *Journal of the Korea Convergence Society*, 9(2), 303-311.
DOI : 10.15207/JKCS.2018.9.2.303
- [2] L. Li, M. W. Olson & J. B. Winchester. (2008). A Proposed Method for Determining Peak Power in the Jump Squat Exercise. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(2), 326-331.
- [3] J. Macek & J. Kleindienst. (2011, September). Exercise Support System for Elderly: Multi-sensor Physiological State Detection and Usability Testing. *Human-Computer Interaction -INTERACT 2011*. (pp. 81-88). Lisbon : Springer.
- [4] M. F. A. Hassan, M. A. Zulkifley & A. Hussain. (2015). Hassan, M. F. A., Zulkifley, M. A., & Hussain, A. (2015). Squat exercise abnormality detection by analyzing joint angle for knee osteoarthritis rehabilitation. *Journal Teknologi(Sciences & Engineering)*, 72(1), 1-6.
- [5] C. Chen, R. Jafari & N. Kehtarnavaz. (2015). A real-time human action recognition system using depth and inertial sensor fusion. *IEEE Sensors Journal*, 16(3), 773-781.
- [6] J. G. Webster. (2010). *Medical Instrumentation application and design, 4th Edition*. Hoboken. John Wiley & Sons.
- [7] R. Bartlett. (2007). *Introduction to Sports Biomechanics, Analysing Human Movement Patterns, 2nd Edition*. New York. Routledge.
- [8] R. Drillis, R. Contini & M. Bluestein. (1964). Body Segment Parameters. *A Survey of Measurement Techniques*, 8(1), 44-66.
- [9] J. Karki. (2002). *Active Low-Pass Filter Design*. Dallas : Texas Instruments.
- [10] B. G. Jung, J. W. Kim & B. H. Jeong. (2017). A Study of Structural Analysis Simulation for Squat Excise Foot Plate. *Journal of The Korea Convergence Society*, 8(9), 365-372.
DOI : 10.15207/JKCS.2017.8.9.365
- [11] B. H. Jeong, J. H. Park & J. W. Kim. (2018). A Study of the design method for Interactive squat exercise Instrument. *Journal of the Korea Convergence Society*, 9(2), 303-311.
DOI : 10.15207/JKCS.2018.9.2.303
- [12] D. Whelan, M. O'Reilly, T. Ward, E. Delahunty & B. Caulfield. (2016, May). Evaluating Performance of the Lunge Exercise with Multiple and Individual Inertial Measurement Units. *Pervasive Health*. (pp. 17-19). Cancun : EAI.
- [13] B. J. Schoenfeld. (2010). Squatting Kinematics and Kinetics and Their Application to Exercise Performance. *J. of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3497-3506.
- [14] J. C. Walsh et al. (2007). Three-dimensional Motion Analysis of the Lumbar Spine During "Free Squat" Weight Lift Training. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(6), 927-932.
- [15] A. Kian & M. Gohari. (2013). Designing and manufacturing a force plate specified for observing balance disabilities. *European Journal of Experimental Biology*, 3(4), 216-222.
- [16] S. H. Cho & S. Y. Lee. (2016). A Effect of the Squat Convergence Exercise Among Knee Joint Angle on Quadriceps Strength in the Patients With Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of The Korea Convergence Society*, 7(2), 43-52.

DOI : 10.15207/JKCS.2016.7.2.043

- [17] S. G. Back. (2016). Effects of Using Convergence Circuit Weight Training on the Blood Lipids and Oxygen-carrying Factors in Middle-aged Women. *Journal of The Korea Convergence Society*, 7(6), 267-274.
DOI : 10.15207/JKCS.2016.7.6.267
- [18] M. Clark & S. Lucett. (2010). *NASM essentials of corrective exercise training*. Baltimore : Lippincott Williams & Wilkins.
- [19] M. Rahman. (2019). *A Study of Motion Analysis for Free Weight Exercise Using Foot Plate*. Master's thesis. Nambu University, Gwangju.

정 병 호(Byeong-Ho Jeong)

[정회원]



- 2006년 8월 : 조선대학교 일반대학원 전기공학과(공학박사)
- 2006년 9월 ~ 2009년 2월 : ㈜기영미 다스 선임연구원
- 2009년 3월 ~ 현재 : 남부대학교 전기공학과 교수
- 관심분야 : 의공융합, 전력전자, 신재생

에너지

· E-Mail : energy@nambu.ac.kr

무스타피줄 라후만(Mustafizur Rahman) [학생회원]



- 2016년 2월 : 남부대학교 컴퓨터전기정보학과 졸업(공학사)
- 2016년 3월 ~ 현재 : 남부대학교 의공학과 석사과정
- 2020년 2월 : 남부대학교 의공학 석사 졸업예정
- 관심분야 : 의료기기, 의공학

· E-Mail : mustafij_10@yahoo.com

박 주 훈(Ju-Hoon Park)

[정회원]



- 1998년 2월 : 동신대학교 물리학과(이학사)
- 2006년 2월 : 전남대학교 대학원 광공학과(공학박사)
- 2005년 3월 ~ 현재 : 남부대학교 전기공학과 교수
- 관심분야 : 의료기기, 의공학, 의광학

· E-Mail : jhpark@nambu.ac.kr

김 지 원(Ji-won Kim)

[정회원]



- 2014년 2월 : 인제대학교 일반대학원 물리치료학과(이학박사)
- 2014년 4월 ~ 현재 : 남부대학교 물리치료학과 교수
- 관심분야 : 운동역학, 의공융합, 운동치료

· E-Mail : rehab@nambu.ac.kr