

스쿼트운동장치의 풋플레이트 구조해석에 관한 연구

정병균¹, 김지원², 정병호^{3*}

¹서영대학교 임상병리과, ²남부대학교 물리치료학과, ³남부대학교 자동차공학부

A Study of Structural Analysis Simulation for Squat Exercise Foot Plate

Byung-Geun Jung¹, Ji-won Kim², Byeong-Ho Jeong^{3*}

¹Dept. of Medical Laboratory Science, Seoyoung University

²Dept. of Physical Therapy, Nambu University

³Division. of Automotive, Nambu University

요약 스쿼트운동은 운동방법과 자세에 대한 이론적 근거 및 동작에 대한 기준 확립을 통해 안전하고 효과적으로 운동성가를 기대할 수 있는 중요한 프리웨이트운동 중의 하나이다. 그러나 바르지 못한 운동에 의한 부작용과 그에 대한 과학적 대응방안에 대한 연구와 운동모형의 개발 또한 필요하다. 스쿼트운동을 위한 풋플레이트를 설계하기 위한 구조해석의 주안점은 동적 거동을 단순화하여 구분 동작으로 모델링을 수행한다. 모델링을 기반으로 설계된 풋플레이트 바닥면에 위치한 로드셀의 한계 하중으로 인한 구조적 안전성 여부를 변형율과 응력의 크기를 산출함으로써 구조의 안정성과 이로 인한 운동기구의 설계방법을 제시한다. 이러한 스쿼트운동에 따른 세그먼트별 모델링과 지면반발력에 대응한 역학적 시뮬레이션 분석, 그리고 하중해석을 통한 운동역학분석의 결과를 통해 프리웨이트운동을 지원하는 운동보조장치, VR, 등의 기구에 적용하여 관련 시스템설계를 완성할 수 있다. 본 논문에서는 스쿼트운동 기구에 활용되는 풋플레이트의 설계 시에 인가되는 수직하중분포에 대한 설계방법을 제시하고 이러한 결과를 토대로 보다 안전하고 신뢰성 높은 운동보조기구시스템의 설계 및 제작기술을 제시하였다.

• 주제어 : 스쿼트운동, 구조해석, 시뮬레이션, 모델링, 풋플레이트, 로드셀

Abstract Squat exercise is one of the important free weight exercises that can safely and effectively expect the athletic performance by establishing the rationale. Therefore, it is necessary to study the side effects caused by incorrect exercise, scientific countermeasures and to develop a exercise estimation model. It is effective and accurate to use a variety of assistive devices to calibrate athletic posture. The issues of the structural analysis for designing a foot plate for squat exercise is to model the behavior by the dynamic behavior. It should be consider that the center of gravity of each segmented body is different when the maximum load is applied. It is applied to complete system design through simulation method with kinematic dynamic, ground reaction force and load analysis for the free weight exercise equipment, VR device, and safety foot plate. In this paper, the authors propose the design method for the vertical load distribution applied in the design of the foot plate used for the squat exercise mechanism, and based on these results, design make the more safe and reliable free weight exercise equipment system.

• Key Words : Squat exercise, structural analysis, simulation, modeling, footplate, loadcell

*Corresponding Author : 정병호(enjoypv@gmail.com)

Received August 8, 2017

Accepted September 20, 2017

Revised September 2, 2017

Published September 28, 2017

1. 서론

스쿼트운동(Squat Exercise)은 생체역학적인 관점에서 중요하게 인식되는 프리웨이트(Free Weight)운동 중 하나로 일상생활동작이나 스포츠 활동에서 중요한 하지의 근육을 훈련하고 체간과 하체근력을 강화하기 위한 중요한 동작을 포함하고 있다[1,2,3]. 스쿼트 운동은 하지의 닫힌 사슬 운동의 형태로써 인체의 다관절을 사용하는 프리웨이트 운동으로, 큰엉덩근 뿐만 아니라 넙다리네갈래근(Quadriceps), 큰허리근(Psoas Major), 척추세움근(Elector Spinae), 햄스트링(Hamstring) 등의 협력수축을 만들어 낸다[4,5]. 스쿼트 운동의 방법은 1) 어깨 넓이로 발을 벌리고 양 팔은 몸에 가볍게 붙인다. 2)벨런스를 취하며 숨도 들이쉬면서 그대로 무릎을 굽혀 허리 위상반신을 내린다. 3)허벅지와 바닥이 평행을 이룰 때까지 허리를 낮춘다. 그리고 가능하면 평행 상태에서 1초 이상 정도 머문다. 4)숨을 뱉으면서 무릎과 등을 세우면서 허리를 올리는 방법으로 운동을 수행한다[6,7,8]. 스쿼트운동의 운동평가를 통해 관절가동범위, 근육의 활성화, 전체적인 신경근계 통제에 있어 움직임의 손상이 높은, 부상 위험을 가지고 있는 사람들을 선별 가능하므로 임상 및 스포츠 전문가들에 의해 다양한 평가가 이루어지고 있다. 하지만 이러한 운동평가가 주로 검사자의 시각적인 평가로 의존하고 있기 때문에 수치화된 객관적인 평가데이터를 통한 운동모형의 개발이 필요하다[9].

본 논문에서는 스쿼트운동의 운동역학적 데이터 검출을 위한 플랫폼의 설계 모델링과 수치하중분포에 대한 분석방법을 제시함으로써 스쿼트운동기구의 의공학적 설계기술을 통한 안정된 운동보조기구시스템 설계 및 제작기술을 제안하였다. 또한 사용자의 동작을 플랫폼에 적용된 로드셀 센서(Load cell sensor)를 통해 생체역학신호를 획득하고 분석함으로써 올바른 스쿼트운동의 동작을 수행할 수 있도록 지원하는 장치를 설계할 수 있으며 휴먼 인터페이스와 연동하여 운동과정을 데이터베이스화하여 실시간 자세모니터링, VR기술활용, 운동량 측정 등의 운동역학에 따른 기초연구에 폭넓게 활용 될 수 있다.

2. 스쿼트운동장치의 설계

2.1 스쿼트운동 역학적 해석 방법

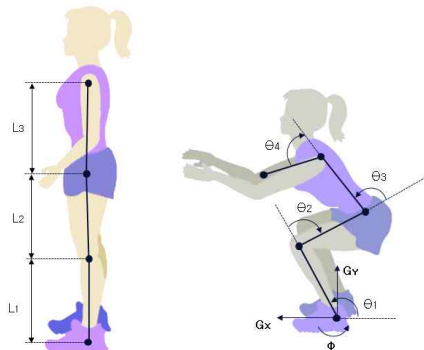
스쿼트운동 시에 다리의 정렬이 바르지 못하면 무릎

관절에 부하가 증가되어 무릎부의 부상을 야기 시키며, 체중의 중심이 앞으로 기울게 된다면 허리의 부상을 높게 되므로 신체 손상을 막기 위해 스쿼트운동 시 올바른 신체의 정렬은 중요한 요소이다[10,11].

사용자의 조건별 하중의 크기를 계산하기 위해 자세를 Standing Position, Descending & Ascending Phase, Squating Position의 3가지 형태로 구분하여 해석할 수 있다[12]. Standing Position에 대한 구조해석 및 하중실험에 대한 결과는 스탠딩 자세로서 운동시작하기 전 정 자세이다. 이 자세는 스쿼트운동 전에 중요 신체정보를 제공한다는 점에서 위치초기화의 의미를 갖는다. Descending & Ascending Phase는 스탠딩 자세로부터 운동을 시작하여 중간위치로 보이는 자세를 갖는 위치이다. 이 자세는 신체의 근력이 완만한 긴장상태를 유지되고 있는 상태로 신체 균형의 안전성이 점점 증가하고 있는 반면 근력에는 상당한 긴장감을 부여함으로써 운동량이 증가하는 과정이다. Squating Position은 가장 신체높이를 낮춘 상태의 정지된 자세이다. 이 자세는 신체의 근력이 가장 긴장된 자세이며 신체의 불안정도가 가장 높은 상태이다.

2.2 스쿼트운동 역학적 해석

스쿼트운동의 운동매커니즘에 대한 벡터해석을 통해 하지 및 몸통의 정렬상태를 분석하고 모델링을 기반으로 한 x축과 y축을 이루는 힘의 방향의 분석을 통해 운동모형을 개발할 수 있다[13].



(a) Standing position (b) Squatting position

[Fig. 1] Squat excise vector analysis of movement mechanism

[Fig. 1]에서 θ_1 은 중력선(Gravity Line)과 정강이뼈(Tibia)가 형성하는 각도를 의미하고 θ_2 는 넙다리뼈

(Femur)의 연장선과 정강이뼈가 형성하는 각도이고 θ_3 은 몸통(Trunk)과 넓다리뼈(Femur)의 연장선이 형성하는 각도이고 θ_4 은 몸통과 팔(Arm)을 이용한 균형을 잡기 위한 유지각도를 각각 의미한다. 스쿼트운동을 위한 인체의 기계적인 모델은 4개의 세그먼트의 평면모델로 해석하며 베이스링크에서부터 길이는 각각 L_1, L_2, L_3 이라고 한다. 세그먼트는 원통형 힌지로 연결되어 있고 이들은 발목, 무릎, 엉덩이, 어깨의 연결부로 회전할 수 있는 구조를 나타낸다. 따라서 이를 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} H_i^j &= 4, \theta \\ &= Rot(z, \theta_i) Trans(z, d_i) Trans(x, a_i) Rot(x, \alpha_i) \\ &= [\theta_1 \theta_2 \theta_3 \theta_4]^T \end{aligned} \quad (1)$$

전역적 참조 프레임의 기준은 발목조인트(Ankle Joint)에 위치시키고 운동하는 동안에 고정된 상태로 가정하고 식 (2)과 같다.

$$G_R = [G_X \ G_Y] \quad (2)$$

Denavit-Hartenberg(DH) 변환을 이용하여 x, y의 직교좌표와 end-effector 프레임의 회전방향기준 ϕ 는 조인트각도의 함수와 같고 식 (3)과 같다.

$$\begin{aligned} x &= L_1 \cos \theta_1 + L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + L_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ y &= L_1 \sin \theta_1 + L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + L_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ \phi &= \theta_1 + \theta_2 + \theta_3 \end{aligned} \quad (3)$$

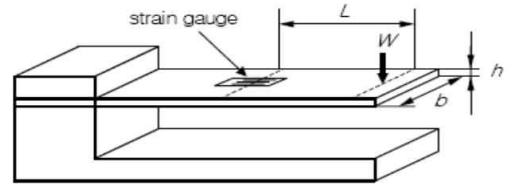
만약에 end-effector의 (x, y)위치에 존재한다면 스쿼트 동작의 공간은 x,y 평면상에서 위치하게 되고 전방의 운동역학은 식(3)에 따라 해석될 수 있다. 또한 무릎각도(Knee angle)은 코사인법칙에 의해 식 (4)과 같다.

$$\theta_1 = \cos^{-1} \left(\frac{d_{(i,j)}^2 + d_{(j,k)}^2 - d_{(i,k)}^2}{2d_{(i,j)}d_{(j,k)}} \right), 0 \leq \theta_1 \leq \pi \quad (4)$$

2.2 스쿼트동작 신호검출을 위한 로드셀의 적용

로드셀(Load Cell)은 힘(Force)이나 하중(Load) 등의 물리량을 전기적 신호로 변환시켜 힘이나 하중을 측정하는 하중감지센서(Transducer)이다. 로드셀은 힘이나 하

중에 대하여 구조적으로 안정된 변형을 발생시키는 탄성 변형체(Elastic Strain Member)의 수감부에서 발생하는 물리적 변형을 스트레인 게이지를 이용하여 전기저항 변화로 변환시키고 Wheatstone Bridge 전기회로를 구성하여 전기적 신호로 변환시켜 데이터처리를 수행하다 [14,15]. [Fig. 2]는 스트레인게이지의 변형에 따른 원리를 나타낸다.



[Fig. 2] Principle of strain gauge

Hook의 법칙으로 널리 알려져 있으며 응력과 스트레인 사이의 비례 상수는 물질의 탄성 계수라 불리며 영율(Young's Modulus)이라고도 한다.

$$\sigma = E \cdot \epsilon = \frac{Mc}{I} \quad (5)$$

여기서 σ 는 응력(kg/cm²), ϵ 는 스트레인, E는 영율(kg/cm²) 이고 이와 같은 관계는 영율 E는 응력-스트레인의 기울기를 의미한다.

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

여기서, E는 영율(Young's modulus), 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.

압력센서는 압력이라는 물리적 양을 전기적인 값으로 변환하며 매체에 따라 다양한 방식이 있으며 이중 압저항(Piezoresistive)방식은 금속 혹은 반도체 결정에 외력을 가하면 반도체 결정의 저항비가 변화하는 특성을 이

용한다. 압저항방식은 온도특성이나 감도가 타 방식에 비해 불리하지만 외부회로연결, 소형, 강인한 구조, 응답 특성의 신뢰도 등의 측면에서 유리하여 생체신호를 검출 하는데 유용하다.

<Table 1>은 스퀘트동작검출을 위한 압저항방식의 센서 사양을 나타낸다. 적용된 센서는 낮은 프로파일과 집적화된 부하베이스, 낮은 데크에 비해 높은 측정 용량에 따른 다양한 어플리케이션에 적용가능하다.

<Table 1> Pressure sensor specification

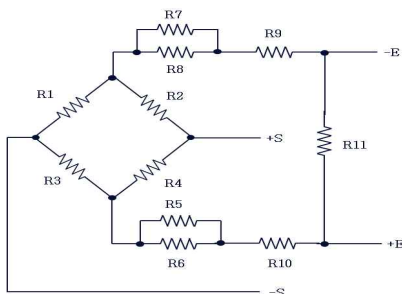
| No. | Max. capacity | Value |
|-----|-----------------------------|-------------|
| 1 | Rated load | 500kg |
| 2 | Rated output | 1.6981 mV/V |
| 3 | Zero balance | 0.0133mV/V |
| 4 | Input resistance | 760±7Ω |
| 5 | Max excitation | 15V |
| 6 | operating temperature range | -40~70℃ |

인장 혹은 압축을 받고 있는 재료에서 발생하는 응력과 변형률에 대한 관계는 식 (7)으로 간단하게 나타낼 수 있다.

$$\frac{\Delta R}{R} = K \frac{\Delta L}{L} = K \times \epsilon = K \frac{\sigma}{E} \quad (7)$$

여기서 R은 저항값, ε는 변형률(strain), σ(stress)는 응력, E는 물체의 탄성계수를 의미한다.

로드셀에 하중이 작용하여 변형률이 발생한 경우 스트레인 게이지의 저항변화량 Wheatstone Bridge에 의해서 전압변화량의 값으로 환산하여 나타낼 수 있으며 이를 위한 H브리지 회로는 [Fig. 3]과 같다.



[Fig. 3] H bridge circuit for load cell sensor

H브리지 회로해석에 따른 관계식은 식 (8)과 같이 나타낼 수 있다.

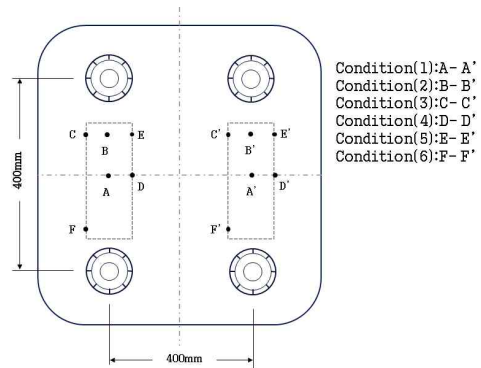
$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1 + R_4} - \frac{\Delta R_2}{R_2 + R_3} \right) \quad (8)$$

3. 구조해석을 위한 시뮬레이션

3.1 시스템 설계

구조해석 하중부여위치의 결정은 [Fig. 4]와 같이 풋 플레이트에 발바닥의 위치를 한정하고 그 공간 중 특정 부위(보수적인 해석에 필요한 조건) 6개소에 균등한 하중 또는 한 점에 편심된 하중(20% 편심)을 갖게 될 경우를 가정하여 각 조건에서 하중의 변화량이 구조적 안전성에 영향을 미칠 수 있는지에 대해 풋 플레이트의 변형률과 응력의 정도를 계산하였다.

구조해석 하중부여 위치의 결정 결과는 [Fig. 4]와 같이 각각의 포인트는 짝을 이루는 발바닥의 위치점을 선정하고 각 점에 집중하중이 작용하도록 조건을 설정하여 이를 해석하였다. 점선으로 이루어진 부분이 발바닥의 내딛는 허용범위로 설정하였다.



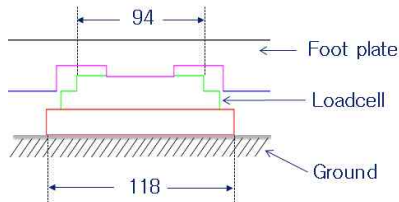
[Fig. 4] Position decision for structure analysis with load pressure

계산된 변형률과 응력의 값을 활용하여 사용자가 안전하게 사용할 수 있을 정도로 적절한 값인지를 평가하여 설계에 반영하도록 하였다. 최대 회전각을 60°로 설정하고 재료에 대한 파라미터를 <Table 2>와 같이 설정하였다.

<Table 2> Pressure sensor specification

| Name | Foot plate | Values |
|---------|---------------------------|------------------------|
| General | Mass Density | 1.43 g/cm ³ |
| | Yield Strength | 300 MPa |
| | Ultimate Tensile Strength | 577 MPa |
| Stress | Young's Modulus | 133 GPa |
| | Poisson's Ratio | 0.39 ul |
| | Shear Modulus | 47.8417 GPa |
| Name | Stainless Steel | - |
| General | Mass Density | 8 g/cm ³ |
| | Yield Strength | 250 MPa |
| | Ultimate Tensile Strength | 540 MPa |
| Stress | Young's Modulus | 193 GPa |
| | Poisson's Ratio | 0.3 ul |
| | Shear Modulus | 74.2308 GPa |

구조해석용 경계조건의 부여하기 위해 로드셀 부위의 구속조건은 도면형상을 편평한 형상으로 나타낸다. 또한 로드셀 상단직경 $\Phi 94$ [mm], 하단직경 $\Phi 118$ [mm], 높이 20[mm]인 SUS재질의 로드셀로 형상화한 후 구속조건을 고정함으로서 해석의 용이성을 확보하였고 풋플레이트의 구조와 함께 하중센서의 구조설계는 [Fig. 5]의 설계 구조와 같다.



[Fig. 5] Sensor structure for foot plate design

3.2 시뮬레이션결과

로드셀 상부를 로드셀 바닥면을 구속(FIXED CONDITION)으로 조건을 부여하였으며 <Table 3>에서 나타낸 바와 같다.

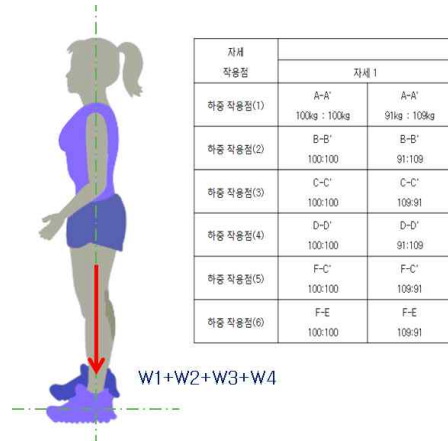
<Table 3> Fixed condition for load cell position

| No. | Condition | Area |
|-----|---------------|------|
| 1 | Condition (1) | A-A |
| 2 | Condition (2) | B-B |
| 3 | Condition (3) | C-C |
| 4 | Condition (4) | D-D |
| 5 | Condition (5) | F-C |
| 6 | Condition (6) | F-E |

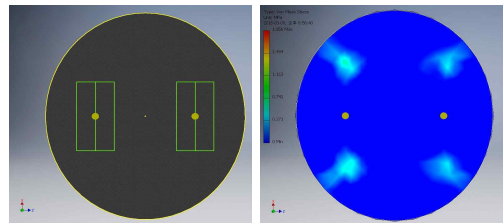
조건이 짝을 이루는 발의 위치점을 선정하고 각 점에 집중하중이 작용하는 조건으로 해석하였다. 하중의 자세별 위치점 정보는 사용자 자세 조건 및 각 조건별 하중의 크기로 모델링에서 사용한 신체 각 세그먼트별 하중 데이터에 반영하였고 Standing Position, Descending & Ascending Phase, Squating Position 세 가지 자세에 대하여 적용함으로써 해석을 용이하게 수행하였다.

3.2.1 자세 1 - 초기 STANDING 자세

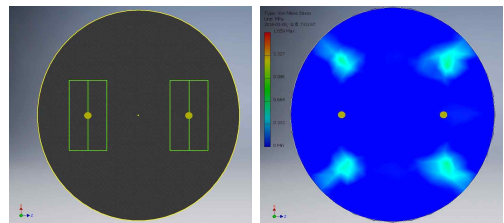
풋 플레이트 6개의 위치에 대해 양측에 균등한 하중이 작용하는 경우와 한쪽으로 120% 편심인 경우에 대해 총 12개 위치점에 대해 구조해석을 수행하였다. [Fig. 6]은 초기자세의 형상과 하중의 크기를 나타내었다.



[Fig. 6] Position 1, Standing position



(a) 하중조건(1) - 균일 하중

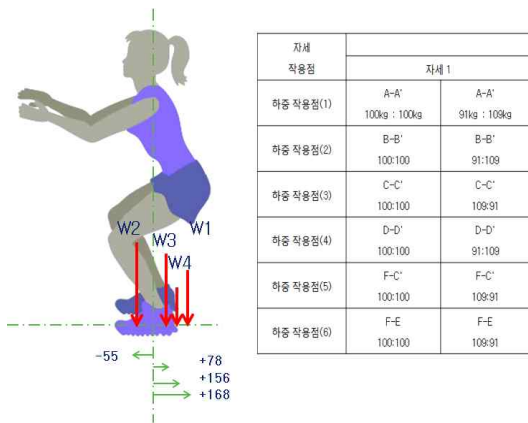


(b) 하중조건(1) - 편심 하중

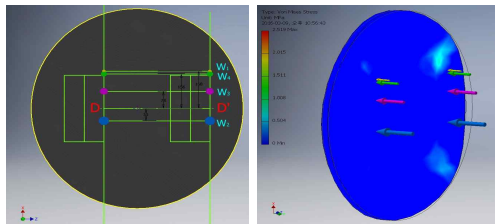
[Fig. 7] Simulation results - Position 1

3.2.2 자세 2 - 운동의 중간 자세

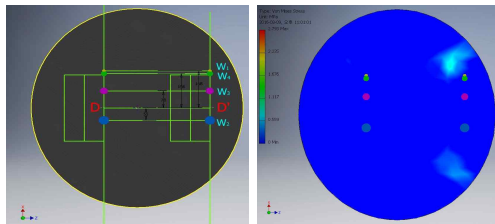
[Fig. 8]은 하강(Descending phase) 또는 상승(Ascending phase)하는 자세로 운동의 중간자세의 조건과 조건에 따른 하중의 크기를 나타내었다. 스탠딩 자세로부터 운동을 시작하여 중간위치로 보이는 자세를 갖는 위치의 정지자세이다. 이 자세는 신체의 근력이 완만한 긴장상태를 유지되고 있는 상태로 신체의 불안정성이 점점 증가하고 있는 반면 근력에는 상당한 긴장감을 부여함으로써 운동량이 증가하는 과정이다.



[Fig. 8] Position 2, Descending/Ascending position



(a) 하중조건(4) - 균일 하중



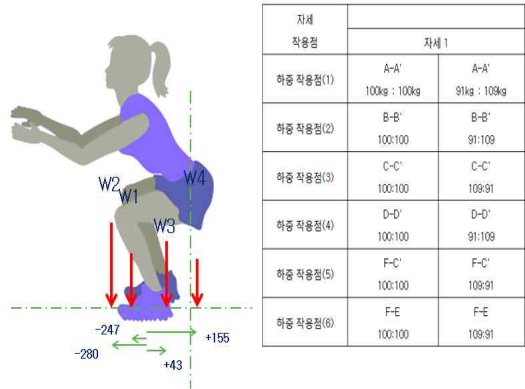
(a) 하중조건(4) - 편심 하중

[Fig. 9] Simulation results - Position 2

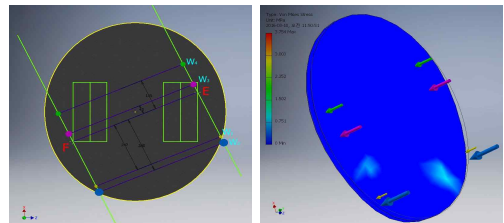
3.2.3 자세 3 - 최종 스쿼팅 자세

[Fig. 10]은 최종 스쿼팅자세(Squatting Position)로 운동의 중간자세의 조건과 조건에 따른 하중의 크기를 나타내었다. 스탠딩 자세로부터 운동을 시작하여 가장 신

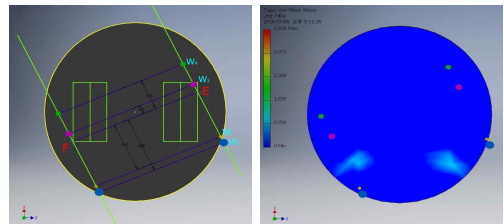
체높이를 낮춘 상태의 정지된 자세이다. 이 자세는 신체의 근력이 가장 긴장된 자세이며 신체의 불안정도가 가장 높은 상태이다.



[Fig. 10] Position 3, Squating position



(a) 하중조건(6) - 균일 하중



(a) 하중조건(6) - 편심 하중

[Fig. 11] Simulation results - Position 3

3.2.4 자세 1,2,3에 대한 하중의 응력 및 변형률

모델링에 대한 해석의 결과를 자세 1, 2, 3에 대한 사용자 하중의 자세별 위치점 정보는 사용자 자세조건 및 각 조건별 하중의 크기로 나타낼 수 있다. <Table 4>에서는 각각의 자세에 따른 하중작용 위치 및 하중크기별 응력 및 변형률 계산결과를 나타낸다.

<Table 4> Calculation results for stress and strain rate

| Weigh con- dition | Standing position | | Descending & Ascending phase | | Squatting position | |
|-------------------------|---------------------------------|---|---------------------------------|---|---------------------------------|---|
| | Von Mises Stress (MPa) | Max Dis- -place- -ment (mm) | Von Mises Stress (MPa) | Max Dis- -place- -ment (mm) | Von Mises Stress (MPa) | Max Dis- -place- -ment (mm) |
| 1 | 1.86 | - | 1.85 | - | 3.42 | - |
| 2 | 1.66 | - | 1.66 | - | 3.47 | - |
| 3 | 2.69 | - | 2.96 | 0.015 | 2.04 | - |
| 4 | 2.72 | 0.014 | 2.99 | 0.015 | 2.08 | - |
| 5 | 2.88 | - | 2.91 | 0.015 | 2.67 | - |
| 6 | 3.17 | - | 3.20 | 0.015 | 2.96 | - |
| 7 | 2.45 | - | 2.52 | - | 3.63 | - |
| 8 | 2.72 | - | 2.79 | - | 3.68 | - |
| 9 | 2.70 | - | 2.89 | - | 3.46 | - |
| 10 | 2.98 | - | 3.11 | - | 3.56 | - |
| 11 | 1.86 | - | 1.94 | - | 3.75 | - |
| 12 | 2.13 | - | 2.22 | - | 3.83 | 0.019 |

4. 결론

구조해석은 수직하중 200kg이 작용하는 운동 초기 스탠딩자세와 중간 위치, 그리고 가장 낮은 자세의 운동 최종 위치 각각에 대해 양쪽 균일한 하중이 작용하는 경우와 편심이 있는 경우에 대해 해석하였다. 각 결과로부터 주어진 하중에 대해 풋 플레이트의 구조적인 변형과 항복에 충분히 미치지 못하는 수준의 최대 응력이 생긴다는 것을 확인할 수 있었으며 이를 통해 시험대상 운동기구가 구조적으로 안전한 기구임을 확인하였다.

시뮬레이션을 통한 설계방법을 통한 운동모형의 모델링은 최대 하중이 작용할 때 구분된 신체 각각의 세그먼트별 무게중심 위치가 달라진다는 점을 고려해야 한다는 점을 확인하였고 그 외에 최대하중의 설계 값인 400kg가 작용할 때 데이터센터에 표시되는 로드셀의 출력 값이 하중이 작용하는 동안 안정한 값을 유지하는지 점검함으로써 기구에서 표시하는 데이터가 신뢰도 있는 값을 시뮬레이션을 통해 확인하였다.

본 논문을 통해 스쿼트운동기구에 대한 구조해석과 설계방법을 제시함으로써 원격진단, 가상현실, 운동치료 기구의 개발을 위한 기초데이터로 활용할 수 있을 것으로 사료된다.

ACKNOWLEDGMENTS

이 논문은 2016년도 남부대학교 학술연구비의 지원을 받아 연구되었음

이 성과는 2017년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2017RIC1B5018177)

REFERENCES

- [1] M. S. Kim, "The Effect of the Squat Exercise by Different Baseform on Balance Ability Enhancement in Normal Adult", J. of the Korean Society of Integrative Medicine, Vol. 1, No. 3, pp. 63-78, 2013,
- [2] Brad J. Schoenfeld, "Squatting Kinematics and Kinetics and Their Application to Exercise Performance", J. of Strength and Conditioning Research, Vol. 24, pp. 3497-3506, 2010.
- [3] Nicholas Soleyn, "Starting Strength- Analyzing the Squat", StartStrength.com, 2013.
- [5] J. H. Lee, "Study on Convergence Technique through Structural Analysis due to the Height of the Walker", J. of the Korea Convergence Society, Vol. 6, NO. 2, pp.19-24, 2015.
- [6] James C. Walsh, "Three-dimensional Motion Analysis of the Lumbar Spine During "ree Squat" Weight Lift Training", The American J. of Sports Medicine, Vol. 35, No. 6, pp. 927-932, 2007.
- [7] Mohd Fadzil Abu Hassan, "SQUAT EXERCISE ABNORMALITY DETECTION BY ANALYZING JOINT ANGLE FOR KNEE OSTEOARTHRITIS REHABILITATION", J. Teknologi (Sciences & Engineering) 72:1, pp. 1 - 6, 2015.
- [8] S. Futamura, "Dynamically consistent inverse kinematics framework using optimizations for human motion analysis," 2016 IEEE-RAS 16th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids), Cancun, pp. 436-441, 2016.

[9] S. H. Cho, "A Effect of the Squat Convergence Exercise Among Knee Joint Angle on Quadriceps Strength in the Patients With Patellofemoral Pain Syndrome", J. of the Korea Convergence Society, Vol. 7, No. 2, pp. 43-52, 2016.

[10] M. S. Kim, "Bioelectrical Impedance Analysis of Multi-frequency using Portable Small Impedance Measuring System", J. of the Korea Convergence Society, Vol. 8, No. 2, pp. 121-126, 2017.

[11] Pocock, G. "Electromyographic study of the quadriceps during resistance exercise", American Physical Therapy Association Journal, Vol. 43, pp. 427-434, 1963.

[12] Dale RB, "The effect of visual perturbation upon femoral acceleration during the single and bilateral squat.", Phys Ther Sport. 20:27: pp. 24-28, 2017.

[13] Dutta, T. "Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace", Applied Ergonomics, 43(4), 645 - 649, 2012.

[14] Han, J., "Enhanced computer vision with Microsoft Kinect sensor: A review", IEEE Transactions on Cybernetics, 43(5), pp. 1318 - 1334, 2013.

[15] Luiz Radavelli, "A COMPARATIVE STUDY OF THE KINEMATICS OF ROBOTS MANIPULATORS BY DENAVIT-HARTENBERG AND DUAL QUATERNION", Mecánica Computacional Vol. XXXI, pp. 2833-2848, 2012.

저자소개

정 병 균(Byung-kyun Jung) [정회원]



- 1993년 2월 : 전남대학교 일반대학원 생물학과 (이학석사)
- 1996년 2월 : 전남대학교 일반대학원 생물학과 (이학박사)
- 1995년 3월 ~ 현재 : 서영대학교 임상병리학과 교수

<관심분야> : 의공융합, 면역학, 분자생물학

김 지 원(Ji-won Kim) [정회원]



- 2010년 8월 : 인제대학교 일반대학원 물리치료학과(이학박사)
- 2014년 2월 : 인제대학교 일반대학원 물리치료학과(이학박사)
- 2014년 4월 ~ 현재 : 남부대학교 물리치료학과 교수

<관심분야> : 운동역학, 의공융합, 운동치료.

정 병 호(Byeong-Ho Jeong) [정회원]



- 1999년 8월 : 조선대학교 전기공학과 (공학석사)
- 2006년 8월 : 조선대학교 일반대학원 전기공학과 (전력전자공학박사)
- 2006년 9월 ~ 2009년 2월 : (주)영미다스 선임연구원

영미다스 선임연구원

• 2009년 3월 ~ 현재 : 남부대학교 자동차공학부 교수

<관심분야> : 의공융합, 전력전자, 신재생에너지