

관성 센서기반 스쿼트 각도 측정 융합 시스템 개발

주효성¹, 우지환^{2*}

¹울산대학교 의용생체공학전공 박사과정, ²울산대학교 전기공학부 의공학전공 교수

Development of a Squat Angle Measurement System using an Inertial Sensor

Hyo-Sung Joo¹, Ji-Hwan Woo^{2*}

¹Ph. D. Course, Department of Biomedical Engineering, School of Electrical Engineering, University of Ulsan

²Professor, Department of Biomedical Engineering, School of Electrical Engineering, University of Ulsan

요약 스쿼트는 장소에 제약 없이 효과적으로 하체 근력을 증진시킬 수 있는 운동이다. 스쿼트 시 잘못된 자세로 인한 부상이 빈번하게 발생하고 있으며, 부상을 예방하기 위해서는 적절한 각도를 유지하며 운동하는 것이 중요하다. 본 연구에서는 허벅지에 착용된 단일 관성 센서 모듈을 이용하여 스쿼트 각도를 측정할 수 있는 시스템을 개발하고 검증하였다. 스쿼트 각도를 측정하기 위해 각 관성 센서(가속도 센서, 자이로 센서)의 장단점을 상호 보완 하는 상보필터 알고리즘을 사용하였고, 임상 실험을 통해 각 상보필터 계수에 따른 스쿼트 각도의 정확도를 평가하였다. 분석 결과, 최적의 상보필터 계수를 기반으로 계산된 스쿼트 각도는 측각기에서 측정한 각도와 상관 계수 0.623와 편향 오차 -5.6° 로 유의한 상관관계를 보였다.

주제어 : 스쿼트, 관성 센서, 상보 필터, 모션 캡처, 홈 피트니스

Abstract The squat is an exercise that can effectively improve the muscle strength of the lower body, which can be performed in a variety of places without restrictions on places including homes. However, injuries due to incorrect motion or excessive angles are frequently occurring. In this study, we developed a single sensor-based squat angle measurement system that can inform the squat angle according to the correct motion during the squat exercise. The sensor module, including the acceleration sensor and the gyro sensor, is attached to the user's thigh. The squat angle was calculated using the complementary filter complementing the pros and cons of acceleration and gyro sensor. It was found that the calculated squat angle showed the proper correlation compared to the squat angle measured by a goniometer, and the influence of the coefficient of the complementary filter on the accuracy was evaluated.

Key Words : Squat, Inertial sensor, Complementary filter, Motion capture, Home fitness

1. 서론

스쿼트(squat)는 앉고 일어나는 동작을 기본으로 하체 근육을 단련시키는 대표적인 근력 운동 중 하나이다[1].

스쿼트는 스포츠 선수의 기량에 있어서 중요한 근육인 대둔근(gluteus maximus), 대퇴사두근(quadiceps), 슬굴곡근(hamstring)을 단련시키기 때문에, 다양한 목적의 생활 체육이나 스포츠 훈련 프로그램에 자주 활용된

*Corresponding Author : Ji-Hwan Woo(jhwoo@ulsan.ac.kr)

Received August 19, 2020

Accepted October 20, 2020

Revised September 18, 2020

Published October 28, 2020

다[2-5]. 또한, 스쿼트는 닫힌 사슬 운동(close kinetic chain)으로 무릎 관절의 안정성을 증가시킬 수 있기 때문에, 무릎 수술 이후 재활에도 활용된다[6]. 이러한 장점들이 있으나, 잘못된 자세로 스쿼트를 하는 경우에는 무릎 관절에 과도한 전단력(shearing force)과 압축력(compressive force)을 유발하여 오히려 무릎 부상과 허리 부상 위험을 증가시킬 수 있다. 따라서 올바른 자세로 적절한 스쿼트 각도를 유지하며 운동 하는 것이 중요하다[7-9].

인체의 움직임을 측정하기 위한 방법으로는 광학식 모션 캡처와 관성 센서 기반 모션 캡처가 있다[10]. 광학식 모션 캡처는 대상에게 마커를 부착한 뒤, 다른 위치에 있는 두 개 이상의 카메라를 기반으로 마커를 인식하여 움직임을 평가하는 방식이다. 광학식 모션 캡처는 인체의 움직임을 정밀하게 측정할 수 있지만, 가격이 비싸고 측정 시스템이 복잡하여 제한된 공간에서만 사용할 수 있다는 단점이 있다[10-12]. 관성 센서 기반 모션 캡처는 관성 센서 모듈(Inertial Measurement Unit, IMU)을 대상의 신체에 착용하고 측정된 가속도, 자이로, 지자계 센서 데이터를 분석하여 3차원 공간상의 움직임을 평가하는 방식이다. IMU 기반 모션 캡처는 저렴한 비용 대비 정확하게 움직임을 평가할 수 있으며, 휴대 및 설치가 용이한 장점이 있어 다양한 동작 분석 연구에 활용되고 있다[13-16]. 관성 센서의 활용에 있어 여러 개의 관성 센서를 사용하면, 보다 정확하게 움직임을 평가할 수 있으나 대부분의 상황에서 다수의 관성 센서를 사용하는 것은 비용과 편의성 측면에서 어려움이 있다[16]. 이에, 사용 목적에 따라 관성 센서의 개수 및 측정 위치를 최적화하여, 비용과 편의성을 향상 시키는 것이 중요하다.

본 연구에서는 단일 IMU를 이용하여 스쿼트 각도를 측정할 수 있는 시스템을 개발하고 검증하였다. 상보필터를 기반으로 허벅지에 착용된 관성 센서의 각도를 계산하여 스쿼트 각도를 측정하였고, 상보필터 계수에 따른 스쿼트 각도의 측정 정확도가 평가되었다. 계산된 스쿼트 각도는 측각기에서 측정된 스쿼트 각도와 실험을 통해 비교하여 검증되었다. 본 연구의 결과는 다양한 근력 운동을 적절한 각도로 운동할 수 있도록 가이드 하는 시스템을 개발하는데 활용될 수 있을 것이다.

2. 연구 방법

본 연구에서는 사용자의 허벅지에 착용하여 스쿼트 각

도를 측정할 수 있는 IMU를 개발하였다. Fig. 1은 본 연구에서 사용된 IMU 및 착용 예시를 보여준다. IMU는 아두이노 마이크로 컨트롤러와 6축 관성 센서(MPU6050, TDK Invensense, California, USA), 그리고 블루투스 모듈(HC-06, Guangzhou, China)이 내장되어 있다. 6축 관성 센서는 3축 방향의 가속도를 측정하는 가속도 센서와 3축 방향의 회전 각속도를 측정할 수 있는 자이로 센서로 구성되어 있으며, 각 센서는 $\pm 8\text{ g}$, $\pm 2000\text{ degree/s}$ 의 측정 범위로 설계되었다. 가속도, 자이로 센서에서 측정된 데이터는 마이크로 컨트롤러에서 전처리되어 블루투스 통신을 이용하여 스마트폰으로 전송되었다. 스마트폰에 전송된 가속도, 자이로 센서의 데이터는 상보필터를 이용하여 스쿼트 각도를 계산하는데 활용되었다.

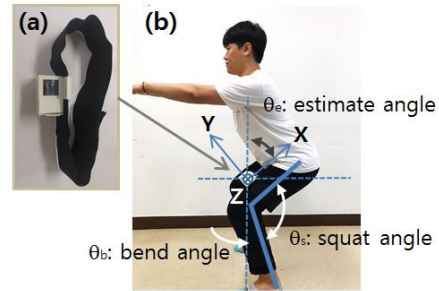


Fig. 1. (a) Inertial sensing module including an accelerometer, gyro sensor, and Bluetooth and (b) an example of wearing an inertial sensing module on a center of thigh

$$\theta_{comp} = 180 - \theta_e \quad (1)$$

$$\theta_{acc} = \tan^{-1}\left(\frac{X_{acc}}{Z_{acc}}\right) \quad (2)$$

본 연구에서 스쿼트 각도(θ_{comp})는 상보필터(complimentary filter)를 기반으로 계산된 IMU 기반의 각도(θ_e)를 이용하여 식 (1)과 같이 계산한다. 상보필터는 가속도, 자이로 센서 데이터를 각각 저역, 고역통과 필터에 통과시킨 후 조합하여 각 센서의 단점을 보완하는 알고리즘이다. 단일 자이로 센서에서 측정되는 각속도 데이터를 적분하여 각도를 측정하는 경우 적분 누적 오차가 발생하지만, 외부의 힘에 상대적으로 영향을 적게 받고 고주파 잡음에 강한 장점이 있다. 가속도 센서에 기반한 각도는 각 축의 중력 가속도 값에 기반하여 식 (2)와 같이 계산된다. 가속도 센서를 이용한 각도 측정은 측정 각도가 외부의 힘과 고주파 성분의 잡음에 영향을 많

이 받지만, 적분 누적 오차가 발생하지 않는 장점이 있다 (Fig. 3 참고).

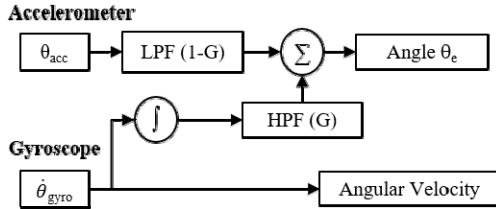


Fig. 2. Schematic of the complimentary filter to compute a squat angle using an accelerometer and gyro sensor data (LPF: Low-pass filter, HPF: High-pass filter, G: Coefficient of complimentary filter)

상보필터는 0부터 1의 범위를 가지는 상보필터 계수 G를 기반으로 가속도, 각속도 센서 데이터를 각각 저역, 고역통과필터에 통과시킨 후 조합하여 최종 측정 각도를 출력하는 알고리즘이다(식 3). 상보필터 계수 G는 식 (4) 과 같이 시간 상수 τ 로 표현될 수 있다. G 값이 0에 가까울수록 가속도 센서 데이터에 비중을 두어 최종 출력 각

도를 계산하며, G 값이 1에 가까울수록 자이로 센서 데이터에 비중을 두어 최종 결과 각도를 계산한다. 이 때, 가속도 센서와 자이로 센서 데이터가 적절히 가중되어 조합될 수 있는 G의 최적 값은 사용 목적에 따라 달라질 수 있다. 본 연구에서는 실험을 통해 G의 최적 값을 평가 하고 각 G 값에 따른 정확도를 검증하였다.

$$\theta_e = G \frac{1}{s} \dot{\theta}_{gyro} + (1 - G)\theta_{acc} \quad (3)$$

$$G = \frac{s}{s + \tau} \quad (4)$$

관성 센서를 이용하여 계산된 스쿼트 각도(θ_{comp})는 측각기를 이용하여 측정된 각도(θ_M)와 아래 실험을 통해 비교 및 검증 되었다. 본 실험은 2급 스포츠 지도사 자격증을 보유한 헬스 트레이너의 지도하에 진행되었다. 평균 나이 22.3 ± 2.7 세의 연구 대상자 60명(남: 48, 여: 12)은 정확한 스쿼트 자세에 대해 충분한 숙지를 한 뒤 실험을 진행하였다. 본 연구에서는 정확한 스쿼트 자세는 허리를 바닥면과 수직으로 편 자세를 유지하고, 스쿼트시 양쪽 무릎이 행위자 양발 끝 앞으로 나오지 않도록 하는 것으로 정의하였다. 실험 시 연구대상자는 Squat ON 신호에

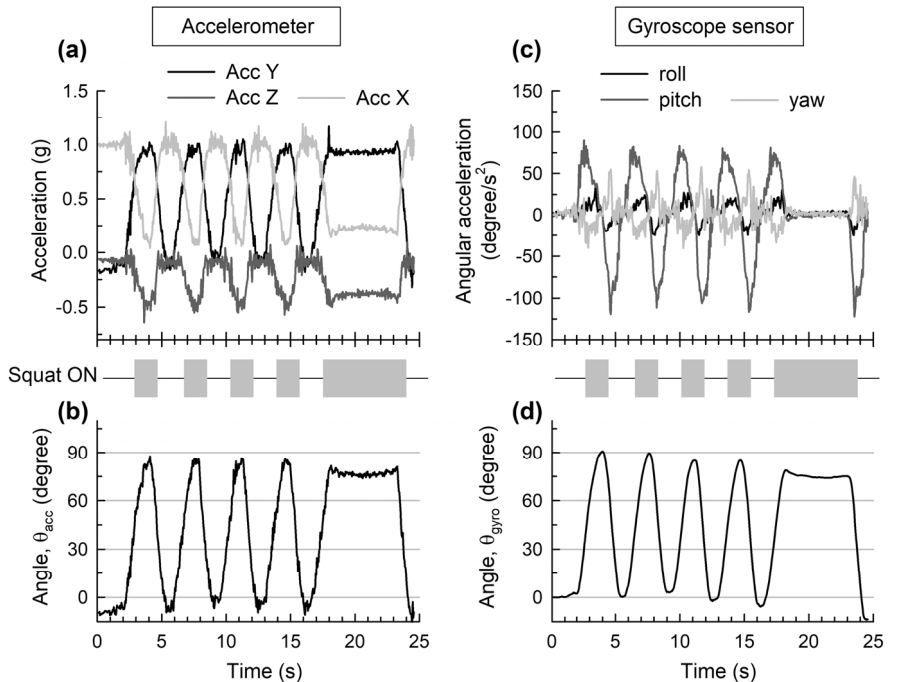


Fig. 3. (a) Acceleration of each x, y, and z direction, (b) the squat angle calculated using 3-axis accelerations, (c) angular acceleration of each roll, pitch, and yaw direction, and (d) the squat angle calculated using 3-directional angular accelerations during squat exercise (Squat ON signal)

따라 Train squat 4회와 최대 깊이에서 10초 간 유지하는 Test squat를 1회 수행하였다. Test squat시에는 각도 측정 시 노이즈에 의한 오차를 줄이기 위하여, 참여자가 유지할 수 있는 적정 시간 10초를 정하여 스쿼트를 유지하도록 하고 이 구간의 측정값을 평균하여 측정 데이터로 정하였다. 본 실험은 울산대학교 임상시험 윤리 위원회의 승인 하에 진행되었으며 (1040968-A-2016-002), 승인된 연구 동의서에 따라 모든 연구 참여자에게 연구 내용을 설명하고, 자발적으로 연구에 참여토록 하였다.

Test squat 수행 시 측정된 관성 센서에서 측정된 스쿼트 각도(θ_{comp})는 측각기에서 측정된 스쿼트 각도(θ_M)와 10초간의 평균치를 이용하여 비교 및 검증되었다. 통계 분석 방법은 상관 분석과 Bland-Altman 분석을 활용하였다. 상보필터 계수에 따른 정확도에 미치는 영향을 파악하기 위해, 흔히 사용되는 상보필터 계수의 범위 (0.9-1)에서 0.02 씩 계수를 증가시키며 비교 및 검증을 수행하였다. 데이터 분석을 위해 Matlab(Mathwork Co., USA)을 기반으로 자체 제작된 프로그램을 사용하였으며, 통계 분석은 선형회귀분석(linear regression)에 기반한 상관계수(correlation coefficient) 분석을 Sigmaplot(Systat Software Inc., USA)을 이용하여 진행하였다.

3. 연구 결과

Fig. 3은 가속도, 자이로 센서에서 측정된 데이터와 각 센서 데이터를 활용하여 계산된 각도를 보여준다. Squat ON 신호는 스쿼트 동작의 수행 여부를 나타내며, 계산된 각도는 Squat ON 신호와 동기 되는 것을 확인할 수 있다. Fig. 3(a)는 가속도 센서에서 측정된 x, y, z축의 가속도 값을 나타내고, Fig. 3(b)는 가속도 값으로 계산된 각도를 보여준다. Fig. 3(c)와 (d)는 자이로 센서에서 측정된 roll, pitch, yaw 축의 각속도와 각속도 값으로 계산된 각도의 예를 보여준다. Fig. 3에 따르면, 가속도 값으로 계산된 각도는 적분으로 인한 누적 오차가 없으며, 고주파 성분의 잡음이 존재한다. 반면에, 각속도 값으로 계산된 각도는 고주파 성분의 잡음이 적지만, 적분 누적 오차로 인하여 기준선의 위치가 하향 변화한다. Fig. 4는 가속도, 자이로 센서 데이터에 상보 필터를 적용하여 계산한 각도를 나타낸다. 상기 계산된 각도에서 고주파 성분의 잡음과 적분 누적 오차가 감소한 것을 확

인할 수 있다.

Fig. 5는 관성 센서 데이터를 기반으로 계산된 스쿼트 각도(θ_{comp})와 측각기에서 측정한 스쿼트 각도(θ_M)의 상관관계와 Bland-Altman 분석 결과를 보여주고 있다. Table 1에 따르면 상보 필터 계수 G 값을 낮추어 가속도 센서 데이터를 계산에 많이 반영할수록, 상관 계수(r)를 유지하며 평균 오차(σ)의 절대 값을 감소시킬 수 있다. 실험 결과에 따르면, 도출된 최적의 상보 필터 계수(G)는 0.9이며 해당 계수에서의 정확도는 상관 계수 0.623와 편향 오차 -5.6° 로 나타난다.

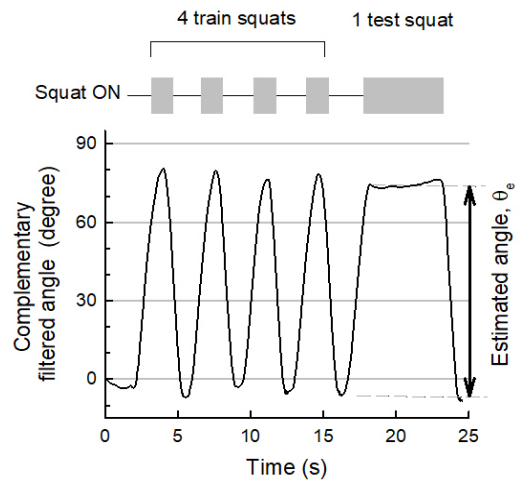


Fig. 4. Example of complementary filtered squat angle using an acceleration and gyro sensor. The estimated angle was set to the mean during the last 10-s test squat.

Table 1. Correlation coefficient and error between the measured squat angle and computed squat angle using an inertial sensor

Coefficient of complementary filter (G)	Correlation coefficient (r)	Error ($\sigma \pm SD$)
0.90	0.623	-5.647 ± 7.538
0.92	0.623	-5.688 ± 7.535
0.94	0.622	-5.765 ± 7.540
0.96	0.620	-5.939 ± 7.557
0.98	0.621	-6.429 ± 7.583
1	0.641	-14.848 ± 7.098

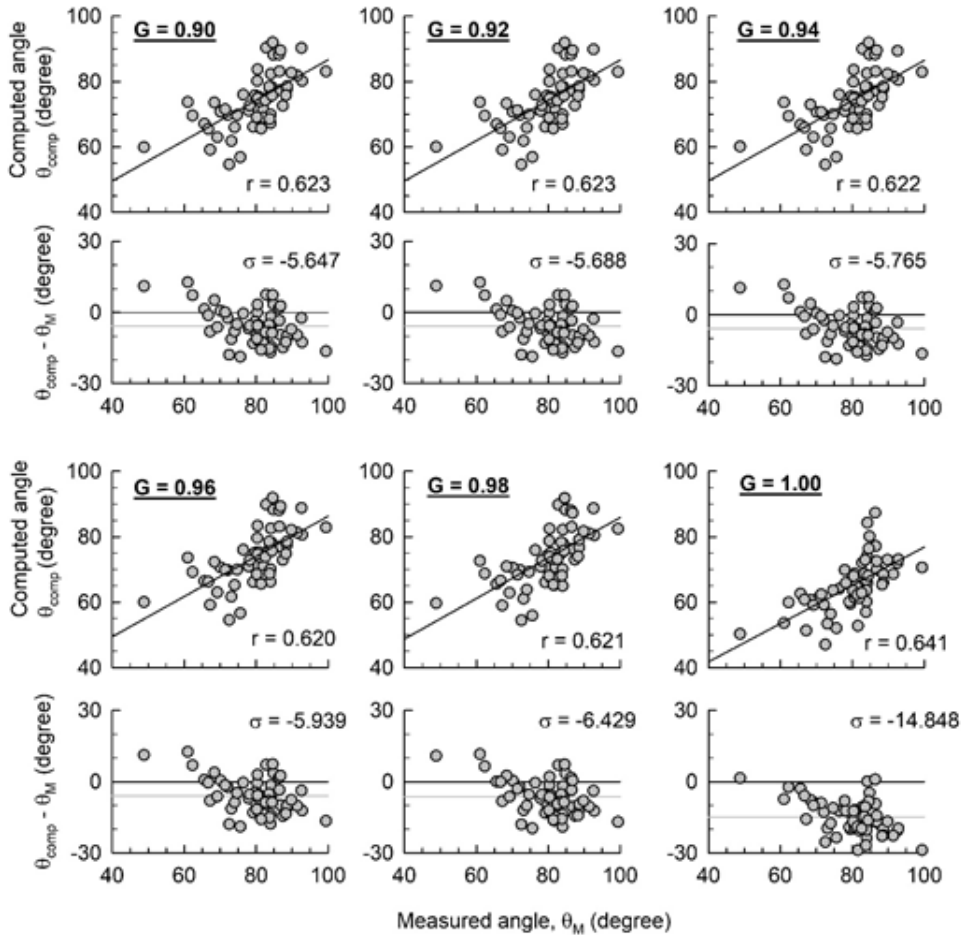


Fig. 5. Correlation between the measured squat angle and computed squat angle using a protractor and a inertial sensor, respectively. The Bland-Altman plot shows error between the measured and computed squat angles.

4. 결론 및 논의

본 연구에서는 허벅지에 착용할 수 있는 단일 관성 센서 기반의 스쿼트 각도 측정 시스템을 개발하였다. 단일 IMU에서 가속도와 자이로 센서 데이터를 측정하고 상보 필터를 적용하여 스쿼트 각도를 계산하였다. 상보 필터 계수에 따라 IMU를 이용해 계산된 스쿼트 각도와 측각기에서 측정된 스쿼트 각도를 비교하여 정확도를 평가하였다. 상보 필터의 계수를 낮추어 가속도 데이터를 스쿼트 각도 계산에 반영하였을 때, 상관 계수는 유지하면서 평균 오차를 감소시킬 수 있었다. 이러한 결과는 각도 계산에 가속도 데이터를 반영하면 적분 누적 오차로 인한

편향 오차를 줄일 수 있다는 것을 알 수 있다.

관성 센서를 이용하여 계산된 스쿼트 각도는 측각기에서 측정된 각도와 높은 상관관계 및 일치도를 보였으나, 스포츠 현장에서 사용되기 위해서는 정확도의 개선이 필요하다. 가장 주요한 오차 발생 요인은 본 연구에서 고려되지 않은 종아리와 지면 사이의 각도인 것으로 판단된다. 본 연구에서는 스쿼트 시 발목이 굽히지 않게, 즉 종아리와 지면의 각도를 수직으로 유지하여 대둔근 (gluteus maximus)의 운동을 극도로 할 수 있는 자세를 원칙으로 실험을 진행하였다[17]. 하지만 피험자의 인체 측정치(허벅지 길이, 종아리 길이, 상체 길이, 하체 길이, 비만도)와 운동 수행 능력에 따라 종아리와 지면 사이의

유의한 각도가 발생되었다. 상기 오차를 감소시키기 위해서는 사용자의 인체 측정치 및 운동 수행 능력을 기계학습 알고리즘에 적용하여 각도를 보정하는 것이 필요하다.

본 연구에서는 단일 관성 센서를 이용하여 스쿼트 각도를 측정할 수 있는 시스템을 개발하고 정확도를 검증하였다. 본 연구에서 개발된 시스템에 기반하여 스쿼트 각도에 따른 정확한 스쿼트 깊이를 측정할 수 있다면, 트레이너의 지속적인 지도없이 운동의 정도를 스스로 평가할 수 있게 된다. 이러한 스스로의 운동 정도를 평가할 수 있는 시스템은 점차 증가하는 홈트레이닝 환경에서 개인의 운동 방식을 평가하는 유용한 정보를 제공하여 운동을 효과적으로 할 수 있게 도와주는 보조 기기로 사용될 수 있으리라 기대한다.

REFERENCES

- [1] R. F. Escamilla. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(1), 127-141.
DOI : 10.1097/00005768-200101000-00020
- [2] G. Kathiresan, N. Jali, N. R. Afiqah, N. A. Aznie, N. Fidieyama & N. Osop. (2010). The relationship between ankle joint flexibility and squatting knee flexion posture in young Malaysians men. *World Journal of Sport Sciences*, 3(3), 226-230.
- [3] M. W. Kevin, L. A. George, D. W. Mike, W. P. Larry & M. G. Kim. (2005). The effect of short-term unilateral and bilateral lower-body resistance training on measures of strength and power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 9-15.
DOI : 10.1519/14173.1
- [4] M. Kritz, J. Cronin & P. Hume. (2009). The bodyweight squat: a movement screen for the squat pattern. *Strength and Conditioning Journal*, 31(1), 76-85.
DOI : 10.1519/SSC.0b013e318195eb2f
- [5] D. E. Toutoungi, T. W. Lu, A. Leardini, F. Catani & J. J. O'Connor. (2000). Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clinical Biomechanics*, 15, 176-187.
DOI : 10.1016/s0268-0033(99)00063-7
- [6] B. J. Schoenfeld. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3497-3506.
DOI : 10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7
- [7] A. Hemmerich, H. Brown, S. Smith, S. S. K. Marthandam & U. P. Wyss. (2006). Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *Journal of Orthopaedic Research*, 24, 770-781.
DOI : 10.1002/jor.20114
- [8] S. Kim, O. Kwon, K. Park, I. Jeon & J. Weon. (2015). Lower extremity strength and the range of motion in relation to squat depth. *Journal of Human Kinetics*, 45, 59-69.
DOI : 10.1515/hukin-2015-0007
- [9] C. M. Powers. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33, 639-646.
DOI : 10.2519/jospt.2003.33.11.639
- [10] M. O. Reilly, B. Caulfield, T. Ward, W. Johnston & C. Doherty. (2018). Wearable inertial sensor systems for lower limb detection and evaluation: a systematic review. *Sports Medicine*, 48(5), 1221-1246.
DOI : 10.1007/s40279-018-0878-4
- [11] Z. Tang, M. Sekine, T. Tamura, N. Tanaka, M. Yoshida & W. Chen. (2015). Measurement and estimation of 3D orientation using magnetic and inertial sensors. *Advanced Biomedical Engineering*, 4, 135-143.
DOI : 10.14326/abe.4.135
- [12] D. Giansanti, G. Maccioni & Vello Macellari. (2005). The development and test of a device for the reconstruction of 3-D position and orientation by means of a kinematic sensor assembly with rate gyroscopes and accelerometers. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 52(7), 1271-1277.
DOI : 10.1109/tbme.2005.847404
- [13] H. Zhou, T. Stone, H. Hu & N. Harris. (2008). Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking. *Medical Engineering and Physics*, 30, 123-133.
DOI : 10.1016/j.medengphy.2006.11.010
- [14] C. N. K. Nam, H. J. Kang & Y. S. Suh. (2014). Golf swing motion tracking using inertial sensors and a stereo camera. *IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement*, 63(4), 943-952.
DOI : 10.1109/TIM.2013.2283548
- [15] J. Kodama & T. Watanabe. (2016). Estimation of inertial sensor-based estimation methods of lower limb joint moments and ground reaction force: results for squat and sit-to-stand movements in the sagittal plane. *Sensors*, 16, 1209.
DOI : 10.3390/s16081209
- [16] V. Bonnet, C. Mazza, P. Fraise & A. Cappozzo. (2012). A least-squares identification algorithm for estimating squat exercise mechanics using a single inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics*, 45, 1472-1477.
DOI : 10.1016/j.jbiomech.2012.02.014
- [17] R. Jim, T. Dominic, S. James, C. Andrew & H. Colin. (2008). A biomechanical investigation of a single-limb squat: implications for lower extremity rehabilitation exercise. *Journal of Athletic Training*, 43, 477-482.
DOI : 10.4085/1062-6050-43.5.477

주 효 성(Hyo-Sung Joo)

정회원



- 2015년 8월 : 울산대학교 전기공학부 의공학전공(공학사)
- 2017년 2월 : 울산대학교 의용생체공학전공(공학석사)
- 2017년 3월 ~ 현재 : 울산대학교 의용생체공학전공 박사과정
- 관심분야 : 생체신호처리, 인공지능

· E-Mail : mywngprud1@gmail.com

우 지 환(Ji-Hwan Woo)

[정회원]



- 1996년 2월 : 한국과학기술원 기계공학과(공학사)
- 2006년 8월 : 한양대학교 의용생체공학전공(공학박사)
- 2010년 9월 ~ 현재 : 울산대학교 전기공학부 의공학전공 교수
- 관심분야 : 생체신호처리, 인공청각,

계산신경공학

· E-Mail : jhwoo@ulsan.ac.kr