

# 하지 보조기를 착용한 스쿼트 운동에 따른 하지 근력 보조 Power Assist of the Muscular Activities According to the Squat Motion Using the Lower Limb Orthosis

\*김경<sup>1</sup>, #홍경주<sup>1</sup>, 권대규<sup>2,3</sup>, 김동욱<sup>2</sup>, 김남균<sup>2</sup>

\*\*K. Kim<sup>1</sup>, #K. J. Hong(nearwitch@nate.com)<sup>1</sup>, T. K. Kwon<sup>2,3</sup>, D. W. Kim<sup>2</sup>, N. G. Kim<sup>2</sup>  
<sup>1</sup> 전북대학교 의용생체공학과, <sup>2</sup>전북대학교 생체정보공학부, <sup>3</sup>전북대학교 실버공학연구소

Key words : Power assist, squat motion, lower limb orthosis

## 1. 서론

UN(United Nations)에서 정한 고령화 사회의 기준은 ‘65세 이상 노인 연령층 비율이 전체 인구의 7%를 차지하는 사회’ 라 하였으며, 14%, 20%를 넘으면 각각 고령사회, 초고령사회라고 규정짓고 있다.

우리나라의 경우 2001년에 354만명(7.4%)으로 이미 고령화 사회가 되었으며 2022년에는 고령사회, 2032년에는 초고령 사회로 진입한다고 보고되고 있다[1]. 노인의 하지근력은 일상 생활에 필요한 기본 동작을 수행하기 위해 중요한 역할을 담당하고 있다. 이러한 노인의 하지 근력을 보조하고 더 나아가서 증진시킬 수 있는 근력 보조기가 필요한 실정이다.

노인의 하지 근력에 대한 연구로써, Chu 등은 하지 근력의 약화와 보행속도, 균형과 계단 오르기 능력에 대한 상관관계를 규명하였고[2], 노인환자의 하지근력이 약화되었을 때 낙상의 위험이 증가된다고 보고[3]하고 있다. 또한, 근력약화와 균형 능력 저하로 증가되는 노인의 낙상은 근력강화운동을 통하여 증진시킬 수 있다고 보고되고 있다[4]. Brown 등은 노인의 하지 근력이 보행능력, 균형능력과 높은 상관관계가 있다는 것을 규명하였다[5]. 외골격 근력 보조기는 근육병 환자를 위한 재활 보조기구로부터 최근에는 무거운 균장을 지는 군인을 위한 근력 증폭기구까지 광범위하게 연구되고 있다. 사용하는 구동방식 또한 다양하여, HAL(Hybrid assistive leg)을 포함한 대부분의 외골격 보조기에는 서보 모터 구동기가 채택되었고, BLEEX(Berkeley Lower Extremity Exoskeleton)에는 유압 구동기가 사용되었다. 기존의 보조기는 무거운 구동기로 인해 노인에게는 적용이 어려운 실정이다.

본 논문은 노인의 하지 근력 증진을 위한 하지 보조기에 대한 기초 연구로써, 제작된 하지 보조기의 근력 보조 효과를 알아보았다. 그것을 알기 위하여 본 논문에서는 젊은 성인을 대상으로 스쿼트 운동을 시행할 때의 하지 근력이 특성을 알아보았다. 이를 위하여 하지 근육의 근전도를 측정하였고, 동시에 근육의 피로를 알아보기 위하여 근피로도를 분석하였다. 그럼으로써 제작된 하지 보조기가 근력과 근피로도 면에서 효율적인지에 대한 정량적인 근거를 제시하였다.

## 2. 시스템 구성

본 연구를 위하여 제작된 하지 보조기는 노인의 근력을 보조해주는 보조 기구로써, 노인의 하지의 체형에 맞게 제작되었다. 하지 보조기는 노인의 하지를 지지해주는 기본 골격을 이루는 프레임, 2개의 공기압 고무 Actuator(The Shadow Robot Company Ltd. UK)와 정강이, 허벅지 중간과 허벅지 윗부분 등 총 3곳에 위치한 노인의 하지를 고정시키기 위한 고정대로 이루어져 있다. 공기압 고무 Actuator는 허벅지의 대퇴직근과 대퇴 이두근 역할을 하며, 프레임의 상단 쪽에 부착하였다.

하지 보조 장치의 모습은 Fig. 1과 같다. 하지 보조기의 기본 프레임은 크게 무릎 관절을 기준으로 윗부분과 아래 부분으로 나누어져있으며, 공기압 고무 Actuator를 고정시키기 위한 지그를 제작하여 바깥쪽 프레임의 위쪽 프레임의 윗부분과 무릎 관절 부분에 부착하였다. 공기압 고무 Actuator를 고정시키기 위한 지그는 노인의 자유로운 하지 움직임에 맞는 공기압 고무

Actuator의 횡 방향과 종 방향의 움직임이 가능하도록 제작되었다. 공기압 고무 Actuator는 컴프레서에서 발생되어지는 공기압으로 인하여 하지 근육과 같은 수축과 이완 운동이 가능하다.

## 3. 실험방법

본 연구에서는 제작된 하지 보조기의 하지 근력 보조 정도를 알아보기 위하여 주로 하지 운동에 관여하는 스쿼트 운동(Squat motion)을 시행하였다. 피험자는 5명의 젊은 성인을 대상으로 하였다. 피험자는 하지 보조기 착용 유무에 따라 스쿼트 운동을 실시하였다. 이 때, 하중을 0kg, 6kg, 16kg, 26kg의 순서로 변화시켜 운동을 시행하였다. 스쿼트 운동은 총 40초의 실험 시간동안 10회 시행하였다. 스쿼트 운동을 할 때, 피험자의 하지 근력을 알아보기 위하여 근전도를 측정하였다. 각각의 하지 근력을 측정하여 하중의 변화에 따른 근력의 특성과 하지 보조기를 착용하지 않았을 때와 착용했을 때의 하지 근력 특성을 비교하였다.

하지 보조기에 장착된 2개의 공기압 고무 Actuator를 솔레노이드 밸브를 통하여 조절하였다. 컴프레서에서 생성되는 공기압은 Regulator를 통해서 조절되고 이 공기압은 솔레노이드 밸브를 통해서 공기압 고무 Actuator에 인가된다. 이 때 솔레노이드는 컴퓨터의 Matlab/Simulink를 통하여 구현된 시뮬레이터에 의하여 작동된다. Matlab/Simulink를 통하여 구현된 0.6V 전압 신호는 dSPACE1104 Board를 통하여 10배가 증폭되어 솔레노이드 밸브를 작동시킬 수 있는 6V가 인가된다. 이 신호를 통하여 작동되는 공기압 고무 Actuator는 4초에 한번의 스쿼트 운동을 실행시킨다.

피험자가 스쿼트 운동을 할 때, 하지 근육의 근육 신호는 전극(electrode)을 통하여 EMG module에 아날로그 신호가 인가된다. 근육 신호는 A/D converter를 통하여 디지털 신호로 바뀌고 신호 처리(Signal processing)을 거쳐서 컴퓨터로 인가된다. 우리는 Acqknowledge 3.8.1을 통하여 신호를 분석하고 화면에 display 할 수 있다.

측정된 근전도 신호는 각종 신호처리 방법 중, 주파수 스펙트럼 분석을 이용하였다. 근력의 크기는 FFT(Fast fourier Transform) 방법을 통하여 얻어지는 파워 스펙트럼의 면적으로 분석하였다. 근피로도 분석은 특정 부위의 근육을 계속 사용

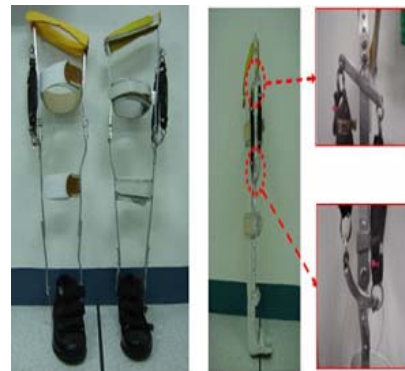


Fig. 1. The apparatus of the Lower limb orthosis with the pneumatic rubber actuators

하게 되면 근육이 피로해지고 고통을 유발하게 된다. 이러한 근육의 피로도는 근전도의 주파수 분석을 통해 나타나는데 근전도 주파수의 중심대가 저주파 영역으로 옮겨지는 특징을 보인다. 따라서 근전도 신호의 중간 주파수를 분석하였다. 본 연구에서는 총 40초의 시간을 5개의 영역으로 나누어 각 영역의 중간 주파수값을 구하여 총 실험 시간동안 어떠한 경향을 나타나는지를 알아보았다.

4. 실험결과

본 연구의 실험 결과, 스쿼트 운동을 할 때의 하지 근력 특성은 다음과 같다. Fig. 2는 피험자가 스쿼트 운동을 할 때의 하지 근력 특성을 나타낸 그래프로써, 하지 보조기를 착용하지 않은 상태와 착용한 상태의 하지 근력을 비교해 놓은 그래프이다. 그래프의 가로축은 근육의 위치를 나타냈고, 세로축은 측정된 근육의 근전도를 FFT 분석하여 얻은 파워 스펙트럼의 면적이며, 이는 근육의 쓰임 정도를 나타낸다. 측정된 근육은 스쿼트 운동을 할 때 주요 쓰이는 네 가지 근육으로, 대퇴직근(Rectus femoris, RF), 대퇴이두근(Biceps femoris, BF), 전경골근(Tibialis anterior, TA), 비복근(Gastrocnemius, Gn)이다. 실험 결과, 무릎 아래쪽의 근육보다 무릎 위쪽의 근육은 대퇴직근과 대퇴이두근이 많이 쓰이는 특성을 보였다. 또한 하지 보조기를 착용하고 스쿼트 운동을 했을 때 적은 근력이 측정되어졌다. 이는 공압 고무 Actuator에 의한 하지 보조기의 보조로 인하여 적은 근육으로 스쿼트 운동이 가능했기 때문이다.

스쿼트 운동을 할 때, 하중의 변화에 따른 하지 근력을 분석하여 Fig. 3의 그래프를 얻었다. (a), (b)는 각각 대퇴직근, 대퇴이두근의 근력을 나타낸 것으로써, 그래프의 가로축은 스쿼트 운동의 하중이며, 세로축은 측정된 근육의 근력을 나타낸 것이다. 본 연구에서 제작된 하지 보조기를 착용하고 스쿼트 운동을 할 때의 하지 근력은 하지 보조기를 착용하지 않은 스쿼트 운동보다 적게 측정되어졌다. 이는 제작된 하지 보조기의 공압 고무 Actuator가 공압에 의하여 인공근육 역할을 하였기 때문으로 판단되어진다.

본 연구에서 제작된 하지 보조기로 인하여 스쿼트 운동을 했을 때의 근육의 피로도가 어느 정도인지를 알아보기 위하여 근피로도를 분석하였다. 근육의 피로도를 분석한 결과, Fig. 4와 같은 그래프를 얻었다. 가로축은 총 40초의 실험 시간을 5개로 나눈 영역이며, 세로축은 근피로도를 나타내는 중간 주파수 값이다. Fig. 4에서 보듯이, 각 영역별로 시간이 지날수록 중간 주파수의 값은 작아지는 경향을 보였다. 이는 대퇴직근과 대퇴이두근에서 근육이 피로한 결과로 분석되어진다. 또한 하지 보조기를 착용했을 때의 중간 주파수 값이 전 영역에서 하지 보조기를 착용하지 않았을 때의 값보다도 작게 측정되어졌다. 이는 하지 보조기를 착용하고 스쿼트 운동을 시행했을 때, 전체적으로 근육의 피로가 적었다는 것으로 분석된다.

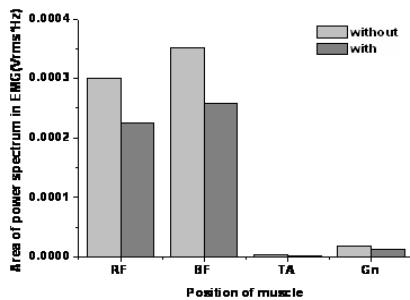
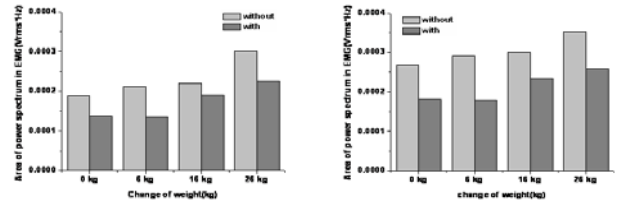
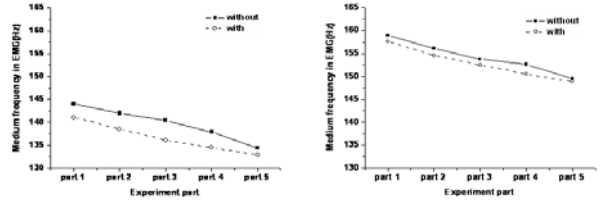


Fig. 2 EMG of lower limbs according to the position of muscles



(a) Rectus femoris(RF) (b) Biceps femoris(BF)  
Fig. 3 EMG of lower limbs according to the variation of weight



(a) Rectus femoris(RF) (b) Biceps femoris(BF)  
Fig. 4 Fatigue analysis of the lower limbs during squat motion

5. 결론

본 연구는 노인의 근력 보조를 위하여 제작된 하지 보조기의 효율을 알아보기 위한 연구로써, 하지 보조기 착용 유무에 따른 스쿼트 운동 시의 하지 근력 특성을 알아보았다. 연구 결과, 공압 고무 액츄에이터에 의한 보조로 인하여 하지 보조기를 착용했을 때 적은 근력으로 스쿼트 운동이 가능했으며, 근육의 피로 또한 적게 측정이 되어졌다. 따라서 본 연구를 위하여 제작된 하지 보조기를 착용하고 스쿼트 운동을 했을 때, 적은 근력으로 운동이 가능했으며 또한 근육의 피로 또한 적게 측정됨으로써 하지 보조기의 효율을 알 수 있었다.

후기

본 연구는 2007년도 산업자원부지정 핵심연구개발사업 실버의료기기 핵심기술개발 연구비에 의하여 연구되었음. (과제 번호 : 10022722-2007-04)

참고문헌

1. C. I. Lee, S. D. Han, "Health of Korean elder (study on the knowledge, habit and physical strength)," Hallym M. Young, The Technical Writer's Handbook, Mill Valley, Seoul, 1989.
2. Chu, L. W., Pei, C. K. and Chiu, A., "Risk factors for falls in hospitalized older medical patients", J. Gerontol., Vol. 54, pp. 38-43, 1999.
3. 권오윤, 최홍식, 민경진. "지역사회 노인의 전도발생 특성과 운동훈련이 전도노인의 근력과 균형에 미치는 영향", 대한보건협회학술지, Vol. 23, pp. 27-40 1998.
4. Brown, M., Sinacore, D. R., host, H. H.. "The relationship of power to function in the older adult", J Gerontol., Vol. 50, pp. 55-59, 1995.