

## 젊은 여성의 몸통 근육 활성화도 분석을 통한 목발 길이 측정 방법의 효율성 비교

전현 · 오덕원<sup>1†</sup>

위크런병원 물리치료실, <sup>1</sup>청주대학교 물리치료학과

### Comparison of the Effects of Different Crutch Length Measurement Methods on Trunk Muscle Activities in Young Females

Hyun Jeon, PT, MS · Duck-Won Oh, PT, PhD<sup>1†</sup>

Department of Physical Therapy, Walkrun Hospital

<sup>1</sup>Department of Physical Therapy, Cheongju University

Received: September 19, 2019 / Revised: September 30, 2019 / Accepted: October 15, 2019

© 2020 J Korean Soc Phys Med

#### | Abstract |

**PURPOSE:** This study compared the activities of the trunk muscles during crutch walking to determine which of the crutch length measurements is most beneficial.

**METHODS:** Twenty young women volunteered to participate in this study. After adjusting crutch length, the participants performed a three-point walking with non-dominant leg limited in weight bearing. This study used six crutch length measurements: (1) Height-40.6cm, (2) Height'.77, (3) Olecranon-to-finger length, (4) Axillary-to-heel length, (5) Arm-span length-40.6cm, and (6) Arm-span length'.77. The EMG activities of the internal oblique (IO), rectus abdominis (RA), multifidus (MF), and erector spinae (ES), muscles on the weight bearing side were monitored using wireless surface EMG.

**RESULTS:** The EMG activities of the RA and ES appeared

to be significantly different among the crutch length measurements ( $p < .05$ ). The *post-hoc* test showed that the 'Arm-span length-40.6cm' was significantly greater in the RA activity when compared to the 'Height'.77' and 'Axillary-to-heel length' measurements, and in the ES activity when compared to 'Height'.77' measurements. Furthermore, IO/RA and MF/ES ratios showed significant differences among the crutch length measurements ( $p < .05$ ). In the *post-hoc* test, significant difference was observed between 'Olecranon-to-finger length' and 'Arm-span length-40.6cm' for the IO/RA ratio, and between 'Height'.77' and 'Olecranon-to-finger length' and between 'Height'.77' and 'Arm-span length-40.6cm' measurement for the MF/ES ratio.

**CONCLUSION:** These findings suggest that the 'Height'.77' measurement is relatively advantageous to optimize the activities of trunk muscles during the crutch walking, and allow simple measurements of the crutch length.

**Key Words:** Crutch length measurement, Electromyography, Trunk muscles, Walking

†Corresponding Author : Duck-Won Oh

skybird-98@hanmail.net, <https://orcid.org/0000-0001-7430-7134>

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

## I. 서 론

최근 고령화 사회로 접어들면서 노인 인구의 증가와 다양한 사고, 산업재해 등으로 인한 후천적인 장애 인구의 증가로 보행 보조기구의 필요성이 높아지고 있다. 보행 보조기구는 손상이 있는 다리의 체중 부하를 최소화하고 안전성과 균형을 개선하여 부상을 당한 사람이나 보행이 불편한 사람의 독립적인 보행을 할 수 있게 도와준다[1,2]. 여러 가지 보행 보조기구 중 목발은 다리 손상 환자 또는 지체장애인의 보행에 많이 사용되는데, 지체장애인의 경우 목발은 지팡이(21.0%) 다음으로 많이 사용되고 있다(9.7%)[3].

목발을 사용하여 보행할 때 피로를 줄이고 안전성을 확보하기 위해 목발의 길이를 적절하게 맞추는 것이 중요하다. 목발이 너무 길면 보행 시 지면에서 발을 떼기 어려워지며 목발이 겨드랑이 동맥(axillary artery), 팔신경얼기(brachial plexus) 등을 압박하여 손상을 줄 수 있다[4]. 이와 반대로 목발 길이가 너무 짧으면 상체가 앞으로 기울어지게 되고 척추뒹굴증(kyphosis)의 원인이 될 수 있으며[5,6], 과도한 겨드랑이 압박으로 인해 긴가슴신경(long thoracic nerve)에 마비가 생길 가능성이 커질 뿐만 아니라 팔 근육 계통의 질환이 발생하여 팔 사용에 어려움을 느낄 수도 있다[7]. 특히, 노인이나 여성의 경우 목발 길이가 적절하지 않은 채로 장기간 보행하면 팔 근육의 부족한 힘 때문에 손과 손목으로 전달되는 직접적인 하중이 증가되어 손바닥에 수포와 굳은살, 손목 관절과 신경 손상 등의 문제가 빈번히 발생될 수 있다[8].

이러한 이유로 임상적인 측면에서 환자에게 적합한 목발 길이를 측정하는 방법에 대해 연구되어 왔다. Beckwith [9]는 환자 개인의 신장을 이용한 방법을 제안하였다. 즉, 신장에서 40.6cm를 빼는 방법이 가장 적합하며, 신장의 77%되는 길이로 정하는 것이 그 다음으로 좋은 방법이라고 설명하였다. Odebiyi 등[10]은 신발을 신은 상태에서 겨드랑이 앞 주름에서 발뒤꿈치의 바깥쪽으로 15.2cm 떨어진 곳까지의 거리가 최적의 목발 길이라고 설명하였다. Bauer 등[5]은 환자가 편안하게 서 있는 상태에서 겨드랑이 받침을 겨드랑이 아래

6.4cm에 위치시키고 목발 끝은 새끼발가락에서 바깥쪽/앞쪽으로 15.2cm 떨어진 지점에 놓였을 때의 길이가 가장 이상적이라고 하였다. 또한 Kang 등[11]은 Bauer 등[5]이 제안한 목발 길이가 이보다 짧거나 긴 경우에서 보다 목발 보행 동안 몸통 근육의 사용을 감소시켜 효율적이라고 하였다.

이전 연구들에서 환자들에게 목발 길이를 적절하게 맞추는 것이 중요하다고 지속적으로 강조되고 있지만 [5,9-11], 목발 보행 동안 목발 측정법에 따른 근육 사용의 특성을 포괄적으로 설명하고 있는 연구는 이루어지지 않고 있다[11,12]. 또한 각 측정 방법들로 목발 길이를 결정하여 목발 보행할 때 몸통 근육들이 어떻게 활성화되는지를 알아본 연구는 거의 없었으며, 특히, 목발 보행 동안 몸통의 안정성에 영향을 미치는 대근육(global muscle)에 대한 소근육(local muscle)의 근활성도비에 대해서는 연구되지 않았다. 이에 본 연구는 이전부터 제시되어 온 다양한 방법들로 측정된 목발 길이로 보행할 때 몸통 근육의 근활성도가 어떻게 변하는지를 비교하여 어떤 측정 방법이 효율성이 높은지 알아보기 위하여 시행되었다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자

본 연구는 20대 초반의 건강한 여성 20명을 대상으로 하였다. 연구대상자의 선정 조건은 다리 길이 차이로 인한 보행 장애가 없는 자, 신경학적 및 정형외과적 문제가 없는 자, 하지 또는 허리에 수술을 받은 적이 없는 자로 하였고, 상지 또는 우세 측 하지의 관절 움직임 제한 및 간헐적 통증이 있거나 임신한 사람과 정신과적 문제가 있는 사람은 연구에서 제외했다. 실험 전 연구 절차 및 목적 등, 실험과 관련된 전반적인 내용에 관해 설명하였고, 모든 대상자에 대하여 실험에 참여하는 것에 동의를 얻었다(Table 1).

### 2. 목발 길이 측정 방법

본 연구에서는 길이 조절이 가능한 겨드랑이 목발(Axillary Crutch, Seungwon Medical, Seoul, Korea)을 사

Table 1. General Characteristics of the Subjects (N=20)

Variables	Mean±SD <sup>a</sup>
Age(year)	21.70±0.73
Height(cm)	160.92±5.63
Weight(kg)	54.43±7.78
BMI <sup>b</sup> (kg/m <sup>2</sup> )	20.97±2.23

<sup>a</sup>mean±standard deviation, <sup>b</sup>bodymassindex

용하였다. 겨드랑이 목발의 길이 조절은 한 칸당 2.5cm 이었으며, 위/아래로 9칸을 조절할 수 있는 방식으로 구성되었다. 목발 길이의 세밀한 조절을 위하여 볼트 형식의 탈부착형 고무 목발 팁을 사용하여 1mm 단위로 목발 높이를 조정하였다.

목발 길이는 ‘신장(height)-40.6cm’, ‘신장’.77’, ‘팔꿈치-손가락 길이(olecranon-to-finger)’, ‘겨드랑이-발뒤꿈치 길이(axillary-to-heel length)’, ‘양팔 너비(arm span) 길이-40.6cm’, ‘양팔 너비 길이’.77’ 등 여섯 가지 방법으로 측정되었다. ‘신장-40.6cm’와 ‘신장’.77’의 측정값은 대상자들이 신장계(BSM 170, InBody, Korea)를 사용하여 선 자세에서 신장을 측정한 후 계산되었다[9]. ‘겨드랑이-발뒤꿈치 길이’ 측정법은 바로 누운 자세에서 앞 겨드랑이 주름에서부터 발뒤꿈치까지의 길이를 측정하는 것이며[13](Fig. 1-A), ‘팔꿈치-손가락 길이(olecranon-to-finger)’

측정법은 양쪽 어깨관절의 90° 벌림, 왼쪽 팔꿈관절의 90° 굽힘, 그리고 오른쪽 팔꿈관절/손목관절/손가락관절의 펴 상태에서 왼쪽 팔꿈치머리(olecranon)에서 오른쪽 가운데 손가락 끝까지의 길이를 측정하는 것이다 [14](Fig. 1-B). 또한 ‘양팔 너비 길이-40.6cm’와 ‘양팔 너비 길이’.77’의 측정값은 양쪽 팔에서 어깨관절 90° 벌림, 그리고 팔꿈관절/손목관절/손가락관절의 펴 상태에서 양쪽 가운데 손가락 끝 사이의 길이(arm span)를 측정한 후 계산되었다[5](Fig. 1-C).

### 3. 근활성도 측정 및 자료처리

본 연구는 목발 보행 시 배속빗근(internal oblique, IO), 배곧은근(rectus abdominis, RA), 뭇갈래근(multifidus, MF), 척추세움근(erector spinae, ES)의 근활성도를 측정하기 위해 근전도 측정장비(Myosystem, Noraxon, USA)를 사용하였다. 근전도 측정 시 잠진호를 제거하기 위해 부착 부위를 제모 한 후 에틸알코올로 피부를 소독한 후 전극을 부착하였다. 근전도 전극은 근육 섬유 방향을 부착되었다(Fig. 2). IO에 대한 전극은 앞위엉덩뼈능선과 두덩결합의 중간 부분 서혜인대 바로 위에 부착되었고, RA에 대한 전극은 배꼽에서부터 3cm 떨어진 가쪽에 부착되었다[15,16]. MF에 대한 전극은 뒤엉덩뼈가시 양쪽을 연결한 선의 위, 아래에 가로로 부착

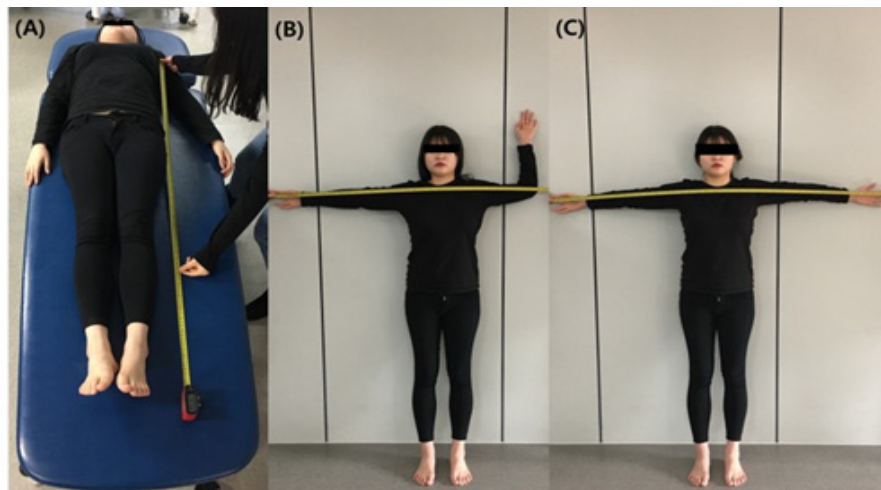


Fig. 1. Basic techniques to measure the crutch length. (A) Anterior axillary fold to heel, (B) Olecranon to the tip of the middle finger, and (C) Arm-span methods.

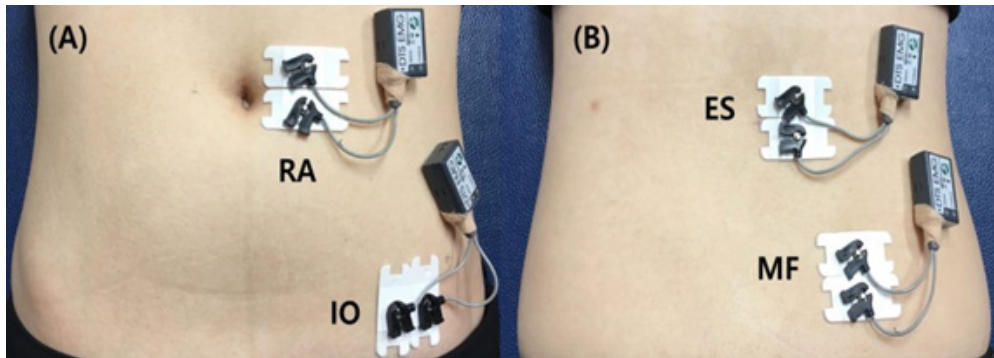


Fig. 2. Placements of EMG electrodes (A) rectus abdominis (RA) and internal oblique (IO) (B) erector spinae (ES) and multifidus (MF).

되었고 ES에 대한 전극은 세 번째 허리뼈 가시돌기와 뒤엉덩능선 하부에 갈비뼈를 연결하는 삼각형 부위에서 2cm 안쪽에 부착되었다[17].

표면 근전도 측정을 위하여 20-450Hz의 대역통과 필터(band-pass filter)와 60Hz의 노치필터(notch filter)를 사용하였고 표본추출률(sampling rate)은 1024Hz였고, 증폭률은 1000배였다. 근전도 측정값은 근전도 전용 소프트웨어(MyoResearch Master, Noraxon, USA)를 사용하여 분석하였다. 각 근육의 근활성도는 제곱평균제곱근(root mean square; RMS) 값으로 처리되었으며, 3회 측정 후 평균값을 분석에 사용하였고, 측정 간 휴식시간은 1분이었다. 근전도 측정값에 대한 표준화(normalization)를 위하여 각 근육의 도수근력검사 자세[18]에서 5초간 3회씩 최대 수의적 등척성 수축(maximal voluntary isometric contraction; MVIC) 시 RMS 값을 측정할 후 그 평균값을 이용하여 각 근육에 대한 %MVIC 값을 구하였다.

#### 4. 연구 절차

본 연구에서 여섯 가지 목발 길이 측정 방법을 사용한 목발 보행 순서는 봉인된 상자에서 1, 2, 3, 4, 5, 6이 적힌 카드를 하나씩 뽑아 무작위로 적용되었다. 우세 측 다리는 공을 차는 다리로 결정하였다[19]. 모든 대상자들의 우세 다리는 오른쪽이었다. 보행 동안 근육 사용을 최소화시킬 수 있도록 비우세 측 다리는 무릎 보조기(울그린메디텍, 대한민국)를 사용하여 엉덩관절

편과 무릎관절 90° 굽힘 상태로 고정함으로써 체중지지가 이루어지지 않게 하여 3점 보행을 유지하였다. 대상자들은 보행 동안 우세 측 다리로 체중을 지탱하여 걸었으며, 목발 보행의 속도는 대상자가 편안하게 3점 보행을 수행할 수 있는 속도로 하였다. 각 목발 길이 특정 조건에서 3점 보행은 3분씩 2회 수행되었으며, 2회 차에 측정된 값을 데이터 분석에 사용하였다. 각 보행 사이의 휴식은 1분으로 하였다.

#### 5. 분석 방법

모든 측정값은 SPSS version 22.0을 사용하여 분석되었다. 대상자들에 대해 수집된 일반적인 특성은 기술통계를 사용하여 평균과 표준편차를 구하여 설명되었다. 여섯 가지 목발 길이 측정 방법에 따른 실제 목발 길이의 비교와 IO, RA, MF, ES의 근활성도 비교, 그리고 IO/RA, MF/ES의 비교는 일원배치분산분석(one-way ANOVA)을 사용하여 수행되었다. 유의한 차이가 있을 경우, 사후 검정(post-hoc test)으로 본페로니(Bonferroni) 검정을 사용하였다. 통계적 유의성을 위한 유의수준은  $p < .05$ 로 정하였다.

### III. 연구결과

#### 1. 각 목발 길이 측정 방법에 따른 실제 목발 길이의 비교

각 목발 길이 측정 방법으로 측정된 실제 목발 길이

Table 2. Comparison of the Effects of Six Crutch Length Measurement Methods on the EMG Activity of the Internal Oblique (IO), Rectus Abdominis (RA), Multifidus (MF), and Erector Spinae (ES) (Unit: %MVIC)

	Height-40.6cm	Height×.77	Olecranon-to-finger Length	Axillary-to-heel Length	Arm-span Length-40.6cm	Arm-span×.77	F(p)
IO	21.45±6.50 <sup>a</sup>	22.90±7.21	23.30±6.42	23.55±7.63	24.05±6.83	22.10±7.28	.380(.861)
RA	12.90±4.42	11.20±3.97 <sup>†</sup>	12.40±6.18	12.10±4.39 <sup>†</sup>	17.10±5.79	12.55±4.90	3.418(.006)
MF	17.50±4.87	17.10±4.97	14.95±3.41	17.10±5.09	19.65±5.72	18.55±5.68	1.994(.085)
ES	17.90±4.47	14.95±5.43 <sup>†</sup>	17.65±4.22	17.00±5.28	21.35±5.21	17.85±4.20	3.668(.004)

<sup>a</sup>Mean±SD

<sup>†</sup>Significant difference in comparison with Arm-span length-40.6cm

Table 3. Comparison of the Internal Oblique (IO) Versus Rectus Abdominis (RA) Ratio, and the Multifidus (MF) Versus Erector Spinae (ES) Ratio (Unit: %MVIC)

	Height-40.6cm	Height×.77	Olecranon-to-finger Length	Axillary-to-heel Length	Arm-span Length -40.6cm	Arm-span×.77	F(P)
IO/RA	1.77±.56 <sup>a</sup>	2.31±1.24	2.50±1.57 <sup>†</sup>	2.16±.98	1.51±.53	2.00±.95	2.422(.040)
MF/ES	1.01±.26	1.24±.40	.89±.26 <sup>‡</sup>	1.07±.41	.93±.21 <sup>‡</sup>	1.06±.26	3.185(.010)

<sup>a</sup>Mean±SD

<sup>†</sup>Significant difference in comparison with ‘Arm-span length-40.6cm’

<sup>‡</sup>Significant difference in comparison with ‘Height×.77’

는 ‘신장-40.6cm’(120.26±5.59cm), ‘신장’.77’(123.91±4.30 cm), ‘겨드랑이-발뒤꿈치 길이’(123.40±4.78cm), ‘팔꿈치-손가락 길이’(121.90±5.39cm), ‘양팔 너비 길이-40.6cm’(118.02±6.33cm), ‘양팔 너비 길이’.77’(122.08±4.85cm) 사이에 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(F=32.391, p=.00). 사후 검정 결과, ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법은 ‘신장’.77’, ‘겨드랑이-발뒤꿈치 길이’, ‘팔꿈치-손가락 길이’, ‘양팔 너비 길이’.77’ 측정법들보다 유의하게 더 작은 값을 보였으며, ‘신장-40.6cm’ 측정법은 ‘신장’.77’과 ‘팔꿈치-손가락 길이’ 측정법들보다 유의하게 더 작은 값을 보였다

2. 목발 보행 시 목발 측정 방법에 따른 IO, RA, MF, ES의 근활성도 비교

Table 2는 각 목발 길이 측정 방법 사이에 IO, RA, MF, ES의 근활성도 값에 대한 비교를 보여주고있다. RA와 ES의 근활성도는 각 목발 길이 측정 방법 사이에 유의

한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.05). 사후 검정 결과, RA 근활성도는 ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법이 ‘신장’.77’와 ‘겨드랑이-발뒤꿈치 길이’ 측정법보다 유의하게 더 컸으며, ES의 근활성도는 ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법이 ‘신장’.77’ 측정법보다 더 큰 것으로 나타났다.

3. 목발 보행 시 목발 측정 방법에 따른 IO/RA와 MF/ES 비의 비교

Table 3은 각 목발 길이 측정 방법 사이에 IO/RA와 MF/ES 비에 대한 비교를 보여주고 있다. IO/RA와 MF/ES 비는 각 목발 길이 측정 방법 사이에 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.05). 사후 검정 결과, IO/RA 비는 ‘팔꿈치-손가락 길이’와 ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법 사이에, 그리고 MF/ES 비는 ‘신장’.77’과 ‘팔꿈치-손가락 길이’ 측정법 사이 및 ‘신장’.77’과 ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법 사이에 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다.

#### IV. 고 찰

목발 보행 동안 목발 길이는 팔다리 및 몸통 근육들의 사용에 큰 영향을 미친다. 목발 길이가 적절하지 않을 경우, 근육 불균형, 자세변형과 같은 근골격계 질환을 일으킬 수 있고, 나아가 말초신경계 질환을 일으킬 수도 있다[4,5]. 본 연구는 다양한 방법들로 측정된 목발 길이로 보행할 때 몸통 근육들의 활성도를 비교하여 어떤 측정법이 가장 적합한지를 알아보기 위하여 시행되었다. 연구 결과, ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법보다는 ‘신장’.77’ 측정법이 더 효율성이 높은 것으로 나타났다.

본 연구 결과에서는 ‘신장’.77’ 측정법에 비해 ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법에서 RA와 ES의 근활성도가 유의하게 증가된 것으로 나타났다. RA는 보행의 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)에서 낮은 강도로 계속 작용을 하며 몸통을 지지해주는 역할을 한다. RA는 걸음 주기의 20-40% 사이와 80-90% 사이에서 활성화가 되는데, 이 시기에 골반과 허리를 안정시키고 엉덩관절 굽힘을 위한 안정된 고정점의 역할을 한다[20]. 또한 ES는 발꿈치당기(heel strike) 직전에서부터 걸음 주기의 약 20% 사이와 걸음 주기의 45-75% 사이에 활동 기간을 갖는다. ES의 근전도 활성은 보행주기 중 전유각기(pre-swing)와 부하 반응기(loading response) 동안 현저하게 변화된다[20][21]. 이러한 활동은 각각 한 발짝을 위한 발꿈치당기의 직후에 엉덩관절에 대한 몸통의 앞쪽 운동량을 조절하기 위한 것이다. RA와 ES는 보행 동안 인체의 역학적인 조절과 안정성을 위해 필수적이지만, 이 근육들의 과도한 사용은 보행 시 사용되는 에너지의 효율성을 떨어뜨리는 결과를 가져온다.

본 연구에서 나타난 것처럼 ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법에서 증가된 RA와 ES의 근활성도는 ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법으로 측정된 목발 길이로 보행할 때 몸통 안정성을 유지하기 위해 대근육(global muscles)의 역할이 커진다는 것을 의미한다[11]. 즉, 장기간 목발 보행 시 에너지 요구가 높아지고 근 피로가 발생할 가능성이 커진다는 것이다[22]. 또한 소근육(local muscles)과 대근육의 상대적인 작용을 설명하는 IO/RA와

MF/ES 비에서도 이와 유사한 결과가 나타난 것으로 미루어 볼 때 ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법에서 보여지는 RA와 ES의 근활성도 증가는 보행 시 몸통 안정성을 유지하는데 필요한 에너지의 효율성을 떨어뜨린다는 것을 의미한다.

목발 보행 중 몸통의 안정성은 매우 중요하게 고려되어야 한다. 몸통의 안정성은 보행 운동성과 수행 능력을 높일 수 있는 최적의 신체 조건을 만드는데 반드시 필요한 것으로, 신체의 능동 및 수동적 조절 시스템의 긴밀한 협력 작용을 통해 이루어진다[23]. 몸통 안정성은 활동 수준에 따라 몸통의 대근육(global muscle) 사용과 국소 안정화 근육(local muscle)의 작용이 조화를 이룰 때 가장 높게 유지된다[16,24]. 그러나 상대적으로 강한 대근육인 RA와 ES가 우세하게 작용할 때 몸통 및 허리와 골반의 안정성은 감소되기 쉽기 때문에 소근육인 IO와 MF의 활성도를 높게 유지하는 것이 중요하다[24,25]. 즉, 대근육에 대한 소근육의 활성도비(IO/RA, MF/ES)는 보행 동안 근육 동원 형태의 변화뿐만 아니라 몸통 근육 조절의 효율성을 민감하게 평가할 수 있는 중요한 지표로 여겨진다[26]. 그러므로 본 연구에서 나타난 근활성도비의 결과를 고려해 보았을 때 ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법은 몸통 안정성의 측면에서 ‘신장’.77’ 측정법에 비해 효율성이 떨어지는 것으로 생각된다.

이러한 결과는 목발 길이와도 관련될 것으로 여겨진다. 본 연구에서 실제 측정된 목발 길이는 여섯 측정 방법 중 ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법에서 가장 짧은 것으로 나타났다. 목발 길이가 짧을 경우 목발 보행 주기의 시작 범위에서 굽힘 모멘트가 증가하므로 몸통의 앞쪽 전위를 조절하기 위하여 ES의 작용은 증가되며, 끝 범위에서는 폼 모멘트가 높아지므로 RA의 조절 작용이 증가된다[27]. 결과적으로 몸통의 안정성 유지에 불리한 위치에 놓이게 된다. 그러므로 ‘신장’.77’, ‘겨드랑이-발뒤꿈치 길이’, ‘팔꿈치-손가락 길이’, ‘양팔 너비 길이’.77’ 측정법들은 ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법보다 몸통 안정성에 이점이 있을 것으로 판단된다. 또한 비록 ‘신장’.77’ 측정법이 ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 이외의 다른 측정법과 근활성도 및 근활성도

비에서 유의한 차이를 보이지는 않았지만, 통계적인 관련성과 임상적 사용에서의 편리성을 고려해 보았을 때 보다 적합한 목발 길이 측정법으로 고려될 수 있을 것이다. 이러한 결과와 유사하게, Beckwith [9]와 Bauer 등[5]의 연구에서도 다른 측정 방법들에 비해 ‘신장’.77’ 측정법이 이상적인 목발 길이 측정법에 가깝다고 보고 하였다.

본 연구는 향후 연구에서 보완될 수 있는 몇 가지 제한점을 가지고 있다. 첫째, 본 연구는 표본의 크기가 작고 젊은 여성만을 대상으로 하였기 때문에 본 연구의 결과를 일반화하는 데에는 어려움이 따를 수 있다. 둘째, 본 연구에서는 몸통 근육의 근활성도를 측정하기 위하여 표면 근전도를 사용하였다. 표면 근전도 측정의 특성상 전극 부착 부위에 인접한 근육 및 연부조직들로부터의 잡신호(crosstalk)의 영향을 받을 가능성이 있다. 셋째, 본 연구는 목발의 길이에 따른 보행의 영향을 평가하는 데 있어서 운동학적 요소들을 포함하지 않았다. 그러므로 본 연구의 결과는 운동학적 효과로 해석될 수 없다. 넷째, 본 연구에서는 3점 보행만을 사용하였기 때문에 전반적인 목발 보행을 일반화하는 데 어려움이 있다. 그러므로 본 연구의 결과를 일반화시킬 수 있도록 향후에는 여성뿐만 아니라 보행을 위해 목발을 필요로 하는 노인 및 환자를 포함하고, 다양한 목발 보행의 특성을 고려한 연구들이 지속적으로 이루어져야 할 것이다.

## V. 결 론

목발 보행 동안 적절한 목발의 길이는 자세 변형 및 근골격계 질환 등의 예방 및 몸통의 안정성 증진에 있어서 매우 중요한 요소이다. 본 연구의 목적은 젊은 여성을 대상으로 여섯 가지 방법을 통해 목발 길이를 측정한 후 목발 보행 동안 몸통의 근활성도 및 근활성도 비를 비교하여 어떤 방법이 가장 적합한 목발 길이 측정 방법인지 알아보는 것이었다. 연구 결과, ‘양팔 너비 길이-40.6cm’ 측정법에 비해 ‘신장’.77’ 측정법으로 측정한 목발 길이가 목발 보행 시 몸통 근육들의 활성화에 더 긍정적인 영향을 미치는 것으로 나타났다. 본 연구

에서 어떤 방법이 목발 길이 측정에 가장 적합한지 분명히 알기는 어렵지만, 통계적인 관련성과 임상적인 편리성 및 선행 연구들의 결과에 근거해 보았을 때 ‘신장’.77’ 측정법의 이점이 비교적 큰 것으로 여겨진다. 본 연구의 결과를 일반화시킬 수 있도록 향후 대상자들의 다양한 특성을 반영하는 연구가 지속적으로 이루어져야 할 것이다.

## References

- [1] Faruqui SR, Jaebon T. Ambulatory assistive devices in orthopaedics: Uses and modifications. *J Am Acad Orthop Surg.* 2010;18(1):41-50.
- [2] Carpentier C, Font-Llagunes JM, Kovecses J. Dynamics and energetics of impacts in crutch walking. *J Appl Biomech.* 2010;26(4):473-83.
- [3] Kwon SJ. Assistive Devices for the Disabled in Korea: Current Status and Policy Implications, Health-Welfare policyforum. 2006;4(1):45.
- [4] Raikin S, Froimson MI. Bilateral brachial plexus compressive neuropathy (crutch palsy). *J Orthop Trauma.* 1997;11(2):136-8.
- [5] Bauer DM, Finch DC, McGough KP, et al. A comparative analysis of several crutch-length-estimation techniques. *Phys Ther.* 1991;71(4):294-300.
- [6] Kim MJ, Park YS, Yi CH, et al. A comparative analysis between several crutch-length-estimation techniques and ideal crutch length. *Phys Ther Kor.* 1996;3(1):24-31.
- [7] Michael TM, Simon FJ. Long thoracic nerve palsy after using a single axillary crutch. *CORR Insights.* 2006;447:267-9.
- [8] Ang EJ, Goh JC, Bose K, et al. Biofeedback device for patients on axillary crutches. *Arch Phys Med Rehabil.* 1989;70(8):644-6.
- [9] Beckwith JM. Analysis of methods of teaching axillary crutch measurement. *Phys Ther.* 1965;45:1060-5.
- [10] Odebiyi DO, Adeagbo CA, Gboyega A. Identification of axillary crutch length estimate that best predicts the

- ideal axillary crutch length in apparently healthy individuals. *J Prosthet Orthot.* 2016;28(1):38-43.
- [11] Kang MH, Jang JH, Kim TH, et al. Effects of axillary crutch length on EMG activity of the trunk muscles and range of motion of the lumbar spine, pelvis, and hip joint in healthy men. *Phys Ther Kor.* 2013;20(1):55-63.
- [12] Yang SH, Park TJ. Analysis on the effects of length of crutch on electromyography activity of trunk muscle and range of motion of joint. *Journal of Digital Design.* 2013;20(2):37-46.
- [13] Deaver CG. What every physician should know about the teaching of crutch walking. *JAMA.* 1950;142:470-2
- [14] Najdeski P. Crutch measurement from the sitting position. *Phys Ther.* 1977;57:826-7.
- [15] Criswell E. Introduction to Surface Electromyography (2nded). Sudbury, MA. Jones and Bartlett Publishers. 2010.
- [16] Marshall PW, Murphy BA. Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(2):242-9.
- [17] Imai A, Kaneoka K, Okubo Y, et al. Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(6):369-75.
- [18] Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, et al. *Muscle: Testing and Function with Posture and Pain (5th ed).* Baltimore, MD. Williams & Wilkins. 2005.
- [19] Fagenbaum R, Darling WG. Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2003;31(2):233-40.
- [20] Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundation for rehabilitation (2nd ed).* St. Louis, MO. Mosby. 2010.
- [21] Perry J, Burnfield JM. *Gait Analysis: Normal and pathological function (2nd ed).* NJ. SLACK Inc. 2010.
- [22] Yeung EH, Chow DH, Su IY. Kinematic and electromyographic studies on unaided, unilateral and bilateral crutch walking in adolescents with spastic diplegia. *Prosthet Orthot Int.* 2012;36(1):63-70.
- [23] Vleeming A, Mooney V, Stoeckart R. *Movement, stability and lumbopelvic pain, Integration of research and therapy.* New York. Churchill Livingstone. 2007.
- [24] Stevens VK, Coorevits PL, Bouche KG, et al. The influence of specific training on trunk muscle recruitment patterns in healthy subjects during stabilization exercises. *Man Ther.* 2007;3:271-9.
- [25] Hodges PW, Moseley GL. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13(4):361-70.
- [26] Marshall PW, Murphy BA. Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(2):242-9.
- [27] Marras WS, Jorgensen MJ, Granata KP, et al. Female and male trunk geometry: size and prediction of the spine loading trunk muscles derived from MRI. *Clin Biomech.* 2001;16(1):38-46.