

## 호흡 유형에 따른 건강한 성인의 정적균형능력 비교

유다슬<sup>1</sup> · 임재길<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>가천대학교 일반대학원 학생, <sup>2\*</sup>가천대학교 물리치료학과 교수

### Comparison of Static Balance Abilities on Respiratory Types in Healthy Adults

Yu Daseul, PT<sup>1</sup> · Lim Chaegil, PT, Ph.D<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Physical Therapy, Graduate School of Gachon University, Student

<sup>2\*</sup>Dept. of Physical Therapy, Gachon University, Professor

#### Abstract

**Purpose:** To investigate breathing-related changes in the balance ability of healthy adults.

**Methods:** The participants were 36 healthy adults in their 20s and 30s. All participants were trained in three breathing (neutral, thoracic, and abdominal) methods one week before measurements. We used AccuSway to measure each participant's balance ability, using each breathing technique, in two postures (bipedal and unipedal).

**Results:** During the bipedal balance task, abdominal breathing produced significant increases in path length and sway velocity. Abdominal breathing resulted in significant changes in sample entropy at the anteroposterior location compared with neutral breathing ( $p<.05$ ). In the normalized anteroposterior location, there were significant changes in backward movement during thoracic and abdominal breathing compared with those during neutral breathing ( $p<.05$ ). During the unipedal balance task, path length and sway velocity increased significantly during voluntary breathing compared with those during neutral breathing ( $p<.05$ ). There was a significant change in backward movement when abdominal breathing—compared with neutral breathing—was used in the normalized anteroposterior location ( $p<.05$ ). In the normalized left-right location, there was a significant shift to the right during thoracic breathing compared with that during neutral breathing ( $p<.05$ ).

**Conclusion:** Compared with neutral breathing, altered voluntary breathing patterns affect balance in healthy adults. Our results indicated that that static balance was more affected by abdominal breathing than by neutral breathing. Future studies should examine variables such as the breathing volume, rhythm, and method.

---

**Key Words :** abdominal breathing, healthy volunteers, neutral breathing, postural balance, thoracic breathing

\*교신저자: 임재길, jgyim@gachon.ac.kr

## I. 서론

균형은 지지면 내에 인체의 무게중심을 최소한의 자세동요로 유지시키는 능력을 말하며, 이러한 균형 능력은 신체를 평형 상태로 유지할 수 있도록 한다(Nichols 등, 1996; Shumway-Cook & Horak, 1986). 균형을 조절하는 능력은 일상생활의 모든 동작을 수행함에 있어 필수적으로 요구된다.

인체의 평형상태를 유지하기 위해서는 주변 환경에 대한 신체의 위치를 지각하는 능력이 요구되며 이를 위해서 다양한 감각 기관의 역할이 요구된다(Anacker & Di Fabio, 1992). 시각계는 시각정보를 통해 주변 환경의 정보를 제공하여 지형 및 환경의 형상과 장애물의 유·무 그리고 주변 사물과의 거리 등을 통해 신체의 위치에 대한 일차적인 정보를 제공하는 역할을 한다. 이러한 시각 정보는 뇌줄기의 시각 중추로 전달되어 공간에 대한 위치 및 방향에 대한 인식과 균형을 유지하기 위한 감각정보를 제공한다(Lindsay & Norman, 1977). 신체의 위치정보뿐만 아니라 시각을 통해 전달된 정보는 목표와의 거리, 요구되는 움직임의 강도 및 작업의 정도 등에 대한 정보도 제공하여 움직임을 미리 예측하여 자세를 준비하는 예측적 자세조절을 수행할 수 있도록 한다(Galley & Forater, 1985; Manchester 등, 1989). 몸감각계는 관절 수용기, 근방추, 골지힘줄기관 그리고 피부수용체에서 들어오는 감각 정보를 통해 인체의 자세 및 위치정보를 받아들인다. 몸감각은 지지면에 대한 신체의 위치나 운동 정보 또는 몸통에 대한 머리의 위치정보를 중추신경계로 전달하여 기립자세를 유지하는 데에 필수적인 정보를 제공하며, 반사적인 움직임, 자세조절 그리고 수의적인 움직임 등에서도 중요한 역할을 한다. 안뜰계는 시각과 몸감각과 함께 머리의 위치에 대한 정보를 제공하기도 하며, 중력 및 관성력과 관련된 움직임 정보를 받아들이는 역할을 담당한다. 이러한 시각, 몸감각 그리고 안뜰감각 정보의 통합은 평형 상태를 유지하기 위한 인체의 위치를 지각하는데 중요한 요소이다(Anacker & Di Fabio, 1992). 때문에 균형 능력에 대한 평가를 포함하고 있는 선행연구들에서 일반적으로 팔과 다리의 자세, 시선 등 감각 정보 입력의 차이로 평형 상태를 유지하는데

영향을 미칠 수 있는 요소들을 통제하여 균형 능력 측정을 진행해 왔다.

호흡이 자세조절에 미치는 영향에 대한 최근의 연구들에서 자율적으로 일어나는 호흡에 비해 가슴 호흡 또는 가로막 호흡과 같은 수의적으로 조절하는 호흡이 뇌의 운동 피질의 활성을 변화시켜 자세조절 능력에 영향을 미칠 수 있다고 언급하였다. 이러한 호흡에 의한 균형 능력의 변화에 대해 Hernandez 등(2019)은 균형에 대한 호흡의 영향은 노인, 허리통증 환자에게서만 나타날 것이며 건강한 성인의 경우 선행적 자세조절을 통해 호흡으로 인한 내적 동요가 상쇄되어 영향을 받지 않을 것이라고 언급했다(Aimola 등, 2011). 하지만 대부분의 호흡근육들은 호흡을 위한 역할로만 작용하는 것이 아니라 신체의 움직임을 생성하는 역할도 동시에 수행한다(Donley & Loyd, 2019). 건강한 성인과는 다르게 노인의 경우, 노화로 인해 50세 이후로 신체 전반의 근육양은 급격히 감소하고(Janssen 등, 2000), 근력의 감소로도 이어져 근육뼈대계의 전반적인 약화가 발생하게 된다(Lanza 등, 2003). 때문에 노인과 건강한 젊은 성인과는 뼈대근육뿐만 아니라 호흡근의 활성에도 차이가 나타나게 되며 호흡근에 의해 발생하는 이차적인 움직임의 정도에도 차이가 발생할 수 있다. 이처럼 Hernandez 등(2019)의 연구대상자(83.3±5.5세)의 경우보다 건강한 젊은 성인에서의 수의적 호흡으로 인해 발생하는 내적 동요의 정도는 더욱 크게 나타날 수 있다. 선행적 자세조절을 위한 근육뼈대계 및 신경계 시스템의 기능과 수의적 호흡으로 인한 내적 동요 모두 노인과 건강한 젊은 성인에게서 서로 상이한 차이가 발생하기 때문에 수의적 호흡으로 인해 평형 상태를 유지하기 위해 나타나는 반응은 전혀 다른 양상으로 나타날 가능성이 있다.

이처럼 정적 균형 능력을 평가하기 위한 다양한 연구에서는 결과에 영향을 미칠 수 있는 독립변수 외에 다른 요인들을 배제시키기 위해 팔, 다리, 시각 등 통제하여 연구가 진행되어왔다. 앞서 언급한 것처럼, 호흡 방법에 따라 균형 능력에 차이가 나타난다는 것이 최근 들어 보고되고 있지만 노년층을 대상으로 한 연구 외에 20~30대의 건강한 성인 남녀 연령층에게 나타나는 영향에 대해서는 명확하게 밝혀져 있지 않다. 또한 균형 능력을 평가함에 있어 정확한 측정을 위한 호흡 통제에 근거와 기

반은 미흡한 실정이다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자

본 연구는 20~30대의 건강한 성인 남·녀를 대상으로 모집하였고 본 연구에는 총 40명의 대상자가 지원하였다. 모든 지원자들은 연구자에 의해 선별하여 최종적으로 연구 참여 기준에 적합한 지원자 36명이 연구에 참여하였다.

대상자들의 선정조건은 폐 기능에 이상이 없는 비흡연자로 주 3회 이상 30분 이상의 운동을 하지 않는 좌식 생활자로 설정하였다(Takazakura 등, 2004). 대상자의 제외기준은 신경학적으로 이상이 있는 자, 근육뼈대계에 이상이 있는 자, 시각, 안뜰기관, 고유수용성 감각과 관련된 질환을 가진 자, 호흡기 질환을 가진 자, 평가 당일 호흡에 영향을 미칠 수 있는 증상(급성 바이러스형 비인두염, 급성 비염을 포함한 상부 호흡계 바이러스 감염 등)이 있는 자, 20초 이상 호흡을 유지하지 못하거나 20초 이상 측정 자세를 유지하지 못한 자, G 대학교에 재학 중인 자는 제외하였다(Hernandez 등, 2019).

### 2. 측정방법

#### 1) 측정장비 및 변수

정적 균형 능력의 측정을 위해 AccuSway (Advanced Mechanical Technology, Watertown MA, USA)를 사용하였고, 자율 호흡, 가슴 호흡 그리고 가로막 호흡의 구분을 위해 바이오피드백을 주기 위한 호흡근의 근활성 측정은 BIOPAC MP-160 system (BIOPAC systems, Goleta CA, USA)을 사용하였다.

#### (1) 정적 균형 능력 측정방법

본 연구의 모든 측정은 균형 능력을 측정하는데 우수한 신뢰도(ICC for inter-rater reliability and test-retest reliability=.70~.89)를 보이는 AMTI AccuSway를 이용하

여 진행하였다(Swanenburg 등, 2008). 샘플링 주파수는 200 Hz로 설정되었고, 차단주파수가 10 Hz인 ‘fourth-order Butterworth’ 저역 필터가 사용되었다.

#### (2) 근활성 측정 방법

본 연구는 모든 측정에서 정확한 자세 및 호흡 조절 방법을 유지하기 위해 근전도를 이용한 바이오피드백을 제공하였다. 근전도 신호는 AcqKnowledge 5.0(BIOPAC systems, Goleta CA, USA)을 통해 수집하였다. 표면 근전도 신호의 피부 저항을 감소시키기 위하여 전극 부착 부위의 제모 후 가는 사포로 각질을 제거하고 소독을 위해 알콜솜을 사용하였다. 표면전극은 지름 1 cm, 전극사이의 거리가 2 cm인 은/염화은(Ag/AgCl) 전극으로 겔이 부착된 것을 사용하였다. 근전도의 표본 추출률(sampling rate)은 1,000 Hz, 주파수 대역폭은 20~500 Hz로 고정하였고 필터 과정을 수행하였다. 각 근육의 표면근전도 신호는 Root Mean Square(RMS) 처리하였다. 5초 동안의 자료값을 선형필터한 후 초기와 마지막 5초를 제외한 중간 시간의 평균 근전도 신호량을 100% MVIC값으로 이용하였다. 근전도 측정은 바깥갈비사이근(external intercostal muscle; IC), 목뿔근(sternocleidomastoid; SCM), 배곧은근(rectus abdominalis; RA), 배가로근(transverse abdominalis; TrA)에 부착하여 진행하였다(Ito 등, 2016).

#### 2) 실험절차 및 방법

본 연구는 가천대학교 생명윤리심의위원회의 승인을 받았으며(IRB No: 1044396-201905-HR-079-01), 모든 실험은 헬싱키 선언을 따라 진행되었다.

G\*Power 3.1.9.2 software for windows (Universität Kiel, Germany)를 통해 최소 샘플사이즈 28명을 산출하였다(power .95, a significance level  $\alpha$  of .05, repeated ANOVA measures, within factor). 연구 도중 탈락자를 예상하여 40명을 모집하였으나 선정조건에 맞지 않거나 기타이유로 4명이 배제되었다.

본 연구는 단일그룹 반복측정 설계(single group, repeated measure design)를 통한 제어된 실험실 연구로 수행되었다. 모든 측정은 동일한 날에 진행되었다. 측정은 2가지 기립자세(bipedal standing, unipedal standing)와 3가지 호흡(neutral breathing; NB), thoracic breathing; TB,

abdominal breathing; AB)으로 구성되었으며, 모든 측정 순서는 counterbalancing 방법을 사용하여 무작위화 되었다. 모든 연구대상자는 컴퓨터로 생성된 무작위 스케줄 (<http://www.randomization.com>)에 따라 측정 순서가 배정 되었다.

실험 참여 전 모든 대상자는 측정 전 인체 계측(body height, body mass, body mass index, lower limb lengths, shoe size)을 진행하였다. 측정 전 각 호흡 방법이 원활할 수 있도록 모든 대상자들은 측정 일주일 전 각각의 호흡(NB, TB, AB)에 대한 교육을 받았고, 일주일 간 호흡을 연습해오도록 지시받았다.

모든 대상자는 다음의 총 6가지 자세에서의 측정이 이루어졌다. 6가지 자세는 양 발-자율 호흡, 양 발-가슴 호흡, 양 발-가로막 호흡, 한 발-자율 호흡, 한 발-가슴 호흡, 한 발-가로막 호흡으로 이루어졌다.

모든 평가는 호흡 이외의 균형 능력에 미치는 영향을 배제하기 위해 다음과 같은 기준으로 참가자들의 신체를 통제하여 진행하였다(Palazzo 등, 2015)(Fig 1, 2, 3). 양 발 측정의 경우, 양 발끝은 30° 각도로 벌리며 뒤꿈치 사이 간격은 9 cm를 유지한 채로 맨발로 측정하도록 한다. 한 발 측정의 경우, 양 발 측정과 동일한 자세에서 왼발은 바닥에서 5 cm 띄운 것을 유지한 채로 맨발로 측정하도록 한다. 양팔은 서로 교차하여 양 어깨에 위치시키도록 한다. 시선은 1.5 m 전방, 시선 높이에 위치한 X-형태의 표적을 응시하도록 한다.

모든 대상자들은 "시작"이라는 신호에 맞춰 측정을 시작해 "그만"이라는 신호에 맞춰 측정을 멈추도록 하였다. 모든 평가는 20초씩 3번 반복 측정하여 총 18번의 측정이 수행되었다. 자세를 취한 직후에 발생하는 일시적인 흔들림을 제거하기 위해 측정 시작 5초와 측정 마지막 5초는 제외하였다(Watanabe 등, 2018). 측정 간 오버랩과 잠재적 피로 효과를 방지하기 위해 반복 측정 간 30초, 자세 간 2분의 휴식시간을 가지고 진행하였다.

20초 이상 호흡을 유지하지 못하거나 20초 이상 측정 자세를 유지하지 못한 자는 결과분석에서 제외하였다. 또한, 근전도 상에서 해당 호흡에 맞는 근활성을 보이지 않는 자는 각 호흡 방법을 원활하게 진행할 수 있도록 다시 호흡훈련을 진행한 후 재측정을 하였다.

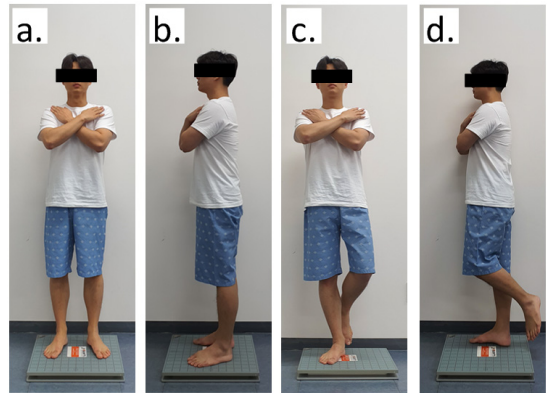


Fig 1. Static balance measuring posture in AccuSway. a; bipedal (front view), b; bipedal (side view), c; unipedal (front view), d; unipedal (side view)

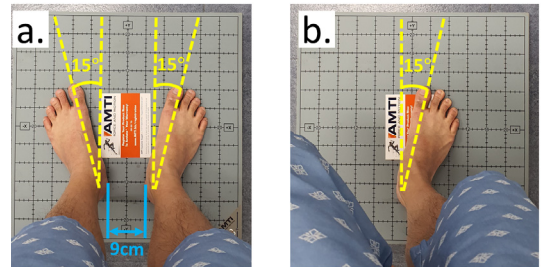


Fig 2. Measuring foot posture. a; bipedal, b; unipedal

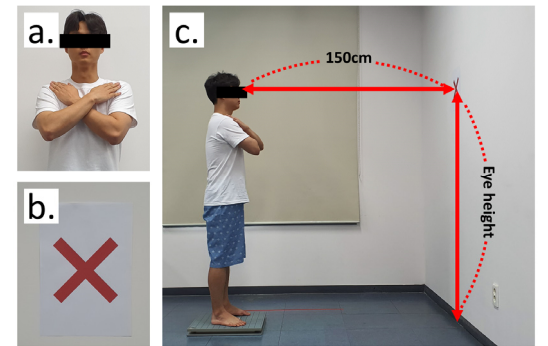


Fig 3. Measuring upper extremity posture and Target. a; upper extremity posture, b; target, c; distance from target and height of target

#### 4. 통계 분석

본 연구의 통계 분석은 SPSS 25.0 software (SPSS Inc,

Illinois, USA)로 수행되었다. 측정된 결과 변수는 각각의 조건을 3번씩 반복 측정한 평균과 표준편차로 산출되어 사용하였고, 원 자료는 Shapiro-Wilk test를 통해 정규성 검정을 하였다. 동질성은 Levene's test를 사용하여 확인하였다. 정규성을 따르는 모든 변수들은 repeated measures ANOVA로 조건 간 비교를 하였다. 조건은 세 수준(NB, TB, AB)의 within-subject repeated measure factor였다. Bonferroni's post-hoc multiple comparisons test를 통해 within-factor의 significant interactions을 추가로 확인하였다(95 % confidence interval(CI)). 정규성을 따르지 않는 모든 변수들은 Friedman test를 통해 조건 간 비교를 하였고, post hoc test는 Wilcoxon 부호 순위 검정을 통해 수행하였다. 모든 분석에서 통계적 유의수준에 대한 양측검정은  $p < .05$ 로 설정하여 수행되었다.

### Ⅲ. 연구결과

#### 1. 연구대상자의 일반적 특성

본 연구 참여에 응한 전체 대상자는 40명이었으며, 그 중 4명이 제외되었고 나머지 36명의 대상자가 평가를 완료하였다(Fig 4). 평가 당일 호흡에 영향을 미칠 수 있는 증상(급성 바이러스형 비인두염, 급성 비염을 포함한 상부 호흡계 바이러스 감염 등)이 있는 경우 연구에서 제외하였다. 연구대상자 36명은 모든 반복측정을 완료하였고, 대상자의 특성은 다음과 같다(Table 1).

Table 1. General characteristics of the subjects (n=36)

Parameters	Participant
Sex (female/male) <sup>a</sup>	16/20
Age (year) <sup>b</sup>	22.92±2.95
Body height (cm) <sup>b</sup>	169.94±7.64
Body mass (kg) <sup>b</sup>	63.73±11.94
Body mass index (kg/m <sup>2</sup> ) <sup>b</sup>	21.92±2.75
Lower limb length (right/left, cm) <sup>b</sup>	86.8±4.07/86.79±4.04
Shoe size (cm) <sup>b</sup>	25.79±2.92

<sup>a</sup> values are expressed as number. <sup>b</sup> values are expressed as mean±SD.

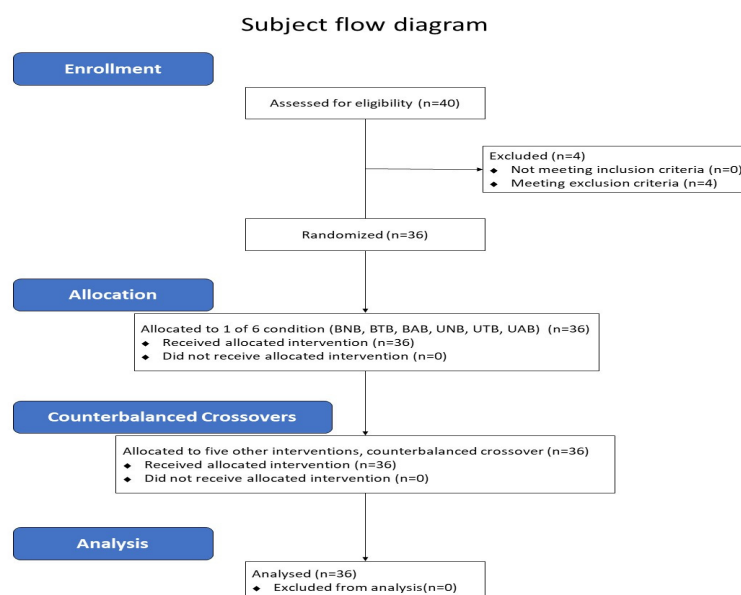


Fig 4. Flow diagram of this study

2. 호흡 유형 간 근활성의 비교

호흡 유형간 근활성의 비교는 Table 2로 표현하였다. 자율 호흡은 기준선의 mean+2×SD와 비교하여, RA는 한 발 서기에서 유의한 차이가 나타나지 않았으며, 한 발 서기에서의 RA를 제외한 모든 근육은 기준선의 mean+2×SD보다 낮은 활성을 나타냈다(p<.05).

가슴 호흡은 기준선의 mean+2×SD와 비교하여, 양 발 서기에서의 RA와 한 발 서기에서의 TrA, RA에서 낮은 활성을 나타냈고(p<.05), 양 발 서기에서의 TrA는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 또한, SCM과 IC는 양 발 서기와 한 발 서기에서 모두 기준선의 mean+2×SD보다 높은 활성을 나타냈다(p<.05).

가로막 호흡은 기준선의 mean+2×SD와 비교하여, 양 발 서기와 한 발 서기에서 모두 TrA와 RA는 높은 활성을 나타냈으며, SCM과 IC는 낮은 활성을 나타냈다 (p<.05).

3. 양 발 측정에 대한 결과

양 발 측정의 결과는 Table 3으로 표현하였다. NB와 비교하여 AB에서 경로길이와 평균속도가 유의한 증가를 보였다(p<.05). 표준화된 전·후 압력중심위치에서 NB와 비교하여 TB와 AB가 유의하게 뒤로 이동함을 보였고(p<.05), TB와 비교하여 AB에서 유의하게 뒤로 이동함을 보였다(p<.05). NB와 비교하여 AB에서 전·후 표본엔트로피가 유의한 감소를 보였다(p<.05).

4. 한 발 측정에 대한 결과

한 발 측정 결과는 Table 4로 표현하였다. NB와 비교하여 TB에서 경로길이와 평균속도가 유의한 증가를 보였다(p<.05). 표준화된 전·후 압력중심위치에서 NB와 비교하여 AB에서 유의하게 뒤로 이동함을 보였다(p<.05). 표준화된 좌·우 압력중심위치에서 NB와 비교하여 TB에서 유의하게 오른쪽으로 이동함을 보였다(p<.05).

Table 2. Comparison of muscle activity on respiratory types

Variables	BL <sub>M+2SD</sub> (95% CI)	NB (95% CI)	TB (95% CI)	AB (95% CI)	Bonferroni's post hoc test			p
					BL vs NB	BL vs TB	BL vs AB	
<b>Bipedal standing</b>								
Transverse abdominis (μV)	16.06±3.66 (14.82, 17.3)	10.34±2.8 (9.39, 11.29)	15.71±4.14 (14.31, 17.11)	21.66±1.22 (21.25, 22.08)	<.001	1.00	<.001	<.001
Rectus abdominis (μV)	3.31±0.58 (3.11, 3.5)	2.27±0.49 (2.11, 2.44)	2.32±0.44 (2.18, 2.47)	5.48±1.3 (5.04, 5.92)	<.001	<.001	<.001	<.001
Sternocleidomastoid (μV)	4.81±1.48 (4.3, 5.31)	3.55±1.33 (3.1, 4)	7.01±1.73 (6.43, 7.6)	3.13±1.59 (2.59, 3.66)	<.001	<.001	<.001	<.001
External intercostal muscle (μV)	5.9±2.76 (4.97, 6.83)	3.7±1.38 (3.23, 4.17)	6.91±2.81 (5.96, 7.86)	5.04±0.46 (4.88, 5.2)	<.001	.011	<.001	<.001
<b>Unipedal standing</b>								
Transverse abdominis (μV)	23.88±5.58 (21.99, 25.77)	17.17±4.55 (15.63, 18.71)	20.09±6.28 (17.97, 22.22)	26.4±5.79 (24.44, 28.36)	<.001	.002	.001	<.001
Rectus abdominis (μV)	5.03±2.53 (4.17, 5.88)	4.41±2.56 (3.54, 5.27)	4.12±1.94 (3.46, 4.78)	9.82±1.98 (9.15, 10.49)	.445	.039	<.001	<.001
Sternocleidomastoid (μV)	5.11±0.34 (4.99, 5.22)	4.49±0.23 (4.42, 4.57)	5.3±0.32 (5.19, 5.41)	4.82±0.43 (4.67, 4.96)	<.001	<.001	<.001	<.001
External intercostal muscle (μV)	7.55±1.89 (6.91, 8.19)	4.86±1.62 (4.31, 5.41)	8.24±1.58 (7.71, 8.78)	5.39±1.33 (4.94, 5.84)	<.001	.014	<.001	<.001

Variables analysed by repeated measures ANOVA, BL<sub>M+SD</sub>; baseline (mean+2×standard deviation), NB; neutral breathing, TB; thoracic breathing, AB; abdominal breathing, BL vs NB; comparison of BL<sub>M+SD</sub> and NB, BL vs TB; comparison of BL<sub>M+SD</sub> and TB, BL vs NB; comparison of BL<sub>M+SD</sub> and AB

Table 3. Result of measuring bipedal static balance ability

Variables	NB (95% CI)	TB (95% CI)	AB (95% CI)	NB vs TB	NB vs AB	TB vs AB	<i>p</i>
Sway area (cm <sup>2</sup> ) <sup>b</sup>	1.2±0.91 (.89, 1.51)	1.22±0.58 (1.03, 1.42)	1.33±0.89 (1.03, 1.63)	1.000	.138	1.000	.236
Path length (cm) <sup>b</sup>	12.11±4.66 (10.53, 13.69)	12.83±4.4 (11.34, 14.32)	13.16±4.38 (11.68, 14.64)	.055	.024	.661	.006
Sway velocity (cm/s) <sup>b</sup>	1.21±0.47 (1.05, 1.37)	1.28±0.44 (1.13, 1.43)	1.32±0.44 (1.17, 1.46)	.055	.024	.695	.007
Anteroposterior standard deviation <sup>b</sup>	0.173±0.106 (.137, 0.208)	0.165±0.071 (.141, 0.189)	0.199±0.106 (.163, .235)	1.000	.248	.128	.125
Left-Right standard deviation <sup>b</sup>	0.103±0.081 (.076, .131)	0.084±0.049 (.067, .101)	0.094±0.045 (.079, .109)	.609	1.000	.895	.191
Normalized anteroposterior location (%) <sup>b</sup>	-11.06±3.3 (-12.18, -9.95)	-12.28±4.22 (-13.71, -10.86)	-14.85±4.45 (-16.36, -13.35)	.024	<.001	<.001	<.001
Normalized left-right location (%) <sup>b</sup>	0.4±1.37 (-.06, 0.86)	0.46±1.37 (0, .93)	0.34±1.66 (-.22, .9)	1.000	1.000	1.000	.767
Sample entropy anteroposterior <sup>a</sup>	0.063±0.026 (.055, 0.072)	0.057±0.027 (.048, 0.066)	0.052±0.017 (.047, .058)	.239	.025	.639	.017
Sample entropy left-right <sup>b</sup>	0.122±0.078 (.096, .149)	0.105±0.044 (.09, .12)	0.103±0.04 (.09, .117)	.635	.247	1.000	.170

values are expressed as mean±SD, <sup>a</sup>variables analysed by repeated measures ANOVA, <sup>b</sup>variables analysed by Friedman test, NB; neutral breathing, TB; thoracic breathing, AB; abdominal breathing, NB vs TB; comparison of NB and TB, NB vs AB; comparison of NB and AB, TB vs AB; comparison of TB and AB, NorAP; a positive value means moving forward from the center of the BOS and a negative value means moving backward, NorLR; a positive value means a shift from the center of the BOS to the right, and a negative value means a shift to the left.

Table 4. Result of measuring unipedal static balance ability

Variables	NB (95% CI)	TB (95% CI)	AB (95% CI)	NB vs TB	NB vs AB	TB vs AB	<i>p</i>
Sway area (cm <sup>2</sup> ) <sup>b</sup>	10.49±4.75 (8.88, 12.09)	10.25±4.38 (8.77, 11.73)	10.17±4.95 (8.5, 11.85)	1.000	1.000	1.000	.973
Path length (cm) <sup>b</sup>	48.47±9.75 (45.17, 51.77)	50.68±9.98 (47.3, 54.06)	51±10.4 (47.48, 54.52)	.010	.006	1.000	<.001
Sway velocity (cm/s) <sup>b</sup>	4.85±0.97 (4.52, 5.18)	5.07±1.00 (4.73, 5.41)	5.1±1.04 (4.75, 5.45)	.010	.006	1.000	<.001
Anteroposterior standard deviation <sup>b</sup>	0.082±0.032 (.071, .092)	0.086±0.028 (.076, .095)	0.083±0.03 (.076, .095)	1.000	1.000	1.000	.913
Left-Right standard deviation <sup>b</sup>	0.439±0.173 (.38, .497)	0.513±0.19 (.448, .577)	0.451±0.126 (.408, .493)	.172	1.000	.212	.020
Normalized anteroposterior location (%) <sup>b</sup>	-0.97±2.08 (-1.68, -2.26)	-1.7±2.46 (-2.53, -2.87)	-3.31±2.11 (-4.02, -2.59)	.149	<.001	<.001	<.001
Normalized left-right location (%) <sup>b</sup>	-11.87±3.64 (-13.1, -10.64)	-10.85±3.55 (-12.06, -9.65)	-11.76±4.09 (-13.15, -10.38)	.010	1.000	.065	.001
Sample entropy anteroposterior <sup>a</sup>	0.063±0.026 (.055, .072)	0.057±0.027 (.048, .066)	0.052±0.017 (.047, .058)	1.000	1.000	1.000	.814
Sample entropy left-right <sup>b</sup>	0.097±0.034 (.085, .108)	0.1±0.025 (.091, .108)	0.096±0.027 (.087, .106)	1.000	1.000	1.000	.507

Values are expressed as mean±SD, <sup>a</sup>variables analysed by repeated measures ANOVA, <sup>b</sup>variables analysed by Friedman test, NB; neutral breathing, VB; voluntary breathing, TB; thoracic breathing, AB; abdominal breathing, NB vs TB; comparison of NB and TB, NB vs AB; comparison of NB and AB, TB vs AB; comparison of TB and AB, NorAP; a positive value means moving forward from the center of the BOS and a negative value means moving backward, NorLR; a positive value means a shift from the center of the BOS to the right, and a negative value means a shift to the left.

#### IV. 고 찰

본 연구는 수의적 호흡과 자율 호흡이 건강한 성인의 균형 능력에 차이가 날 것이며, 수의적 호흡(가슴 호흡, 가로막 호흡) 간에 차이가 날 것이라는 가설을 바탕으로 진행되었고 건강한 젊은 성인에게 호흡의 종류에 따른 균형 능력의 차이를 알아보는 것을 목적으로 수행되었다. 본 연구는 자율 호흡과 비교하여 수의적 호흡이 건강한 성인의 균형 능력에 영향을 미치며, 가로막 호흡에서 더 큰 영향을 미친다는 것을 증명하였다.

수의적 호흡(가슴 호흡, 가로막 호흡)은 자율 호흡보다 더욱 큰 내적 동요를 발생시킬 수 있다. 일반적으로, 균형 능력에 이상이 없는 사람은 이러한 내적 동요를 선행적 자세조절을 통해 상쇄시키며(Aimola 등, 2011), 상쇄시킬 수 없을 정도의 큰 내적 동요가 발생한 경우에는 보상적 움직임들 통해 균형 상태를 유지시킨다(Xie 등, 2014; Xie, 2019). 수의적 호흡은 뇌줄기의 뇌줄기수질 호흡 네트워크에 의해 조절되는 자율 호흡과는 다르게 수의적인 근활성이 요구되는 일차운동피질, 앞운동피질, 그리고 보조운동영역의 활성이 관여되는 호흡이다(McKay 등, 2003). 수의적 호흡으로 인해 변화된 운동영역에서의 활성은 몸통 및 팔다리의 움직임에도 영향을 미치게 된다(Shirakawa 등, 2015). Hernandez 등(2019)은 건강한 젊은 성인은 수의적 호흡을 하더라도 앞서 언급한 것처럼 선행적 자세조절을 통해 내적 동요를 상쇄시켜 균형 능력에 영향을 미치지 않을 것이며, 노인과 허리통증 환자와 같은 경우에만 영향을 미칠 것이라고 언급했다(Hernandez 등, 2019). 하지만 본 연구의 결과에서 나타난 것처럼 한 발로 서 있는 경우뿐만 아니라 양 발로 서 있는 경우에서도 수의적 호흡에 의한 균형 능력에 변화가 발생되었다. 한 발로 서 있는 경우 수의적인 호흡 시 경로길이(TB; +2.21 cm, AB; +2.53 cm)와 평균속도(TB; +0.22 cm/s, AB; +0.25 cm/s)가 자율호흡 시에 비해 증가함을 보였고, 양 발로 서 있는 경우에서도 가로막 호흡 시의 경로길이(AB; +1.05 cm)와 평균속도(AB; +0.1 cm/s)의 증가를 보였다. 이러한 결과는 건강한 젊은 성인에게도 수의적 호흡으로 인해 발생된 내적 동요와 운동피질의 활성의 변화가 균형 능력에 영향을 미친다는 점

을 시사한다.

Hernandez 등(2019)은 수의적 호흡으로 인해 발생된 내적 동요는 노인이나 허리통증 환자와 같이 자세조절 능력에 저하가 있는 경우에만 영향을 미칠 것이라고 언급하였고, Hamaoui 등(2010)은 가로막 호흡보다 가슴 호흡이 균형 능력에 더욱 영향을 미친다고 보고하였다. 하지만 본 연구의 결과에서 수의적 호흡이 건강한 성인의 균형 능력에 영향을 미치며 가로막 호흡이 가장 큰 영향을 미치는 것으로 나타나 선행연구들과는 상반되는 결과를 보였다. 본 연구결과에서 양 발 서기 동안 가로막 호흡은 자율 호흡보다 배곧은근과 배가로근의 활성(RA; 141.41 %, TrA; 109.48 %)이 더 크게 나타났으며, 가슴 호흡은 바깥갈비사이근과 목빗근의 활성(IC; 86.76 %, SCM; 97.46 %)이 더 크게 나타났다. 한발 서기 동안 가로막 호흡은 자율 호흡보다 배곧은근과 배가로근의 활성(RA; 122.68 %, TrA; 53.76 %)이 더 크게 나타났으며, 가슴 호흡은 바깥갈비사이근과 목빗근의 활성(IC; 69.55 %, SCM; 18.04 %)이 더 크게 나타났다. 이러한 호흡근 중 배곧은근은 몸통과 골반의 시상면에서의 움직임에 직접적으로 관여하며, 정적 서기와 같이 하지가 고정되어 있는 경우에는 상체의 움직임을 유발할 수 있다(Hildenbrand & Noble, 2004). 가슴 호흡근들은 가슴우리를 앞·뒤 방향뿐만 아니라 ‘bucket handle motion’이라고 하는 특수한 움직임을 통해 양 옆으로의 움직임을 발생시켜 호흡을 조절한다(Donley & Loyd, 2019). 이처럼, 호흡근들은 들숨과 날숨에만 관여하는 것이 아니라, 자세의 변화에도 영향을 미칠 수 있다. 호흡근들에 의해 발생하는 호흡의 양 및 자세의 변화 등은 근육량 또는 근육들의 수축력에 의해 달라질 수 있는데, 노화와 같은 신경근 시스템의 구조적, 기능적 변화는 이러한 호흡근을 포함한 신체적 기능의 저하로 이어진다(Clark, 2019; Janssen 등, 2000; Narici, 2008). 이처럼, 본 연구의 결과가 Hernandez 등(2019)과 Hamaoui 등(2010)의 주장과 상반되게 나타난 점은 수의적 호흡 시 젊은 성인이 노인보다 더 큰 호흡근의 활성을 유발하였고, 노인의 경우보다 자세의 변화가 크게 나타났기 때문인 것으로 추측된다.

본 연구의 결과에서 흥미로운 발견은 가로막 호흡을 한 경우 자율호흡 시 보다 압력중심점(center of pressure; COP)의 뒤쪽 이동(bipedal NorAP; -3.79 %, unipedal



NorAP; -2.34 %)이 나타났다는 것이다. 인체는 지지면 밖으로 무게중심이 이탈하여 발생하는 균형상실을 유발하는 내적, 외적 동요에 대응하기 위해 여러 전략을 사용한다(Blenkinsop 등, 2017). 일반적으로 느리거나 적은 동요가 발생 시 발목전략을 사용하고, 빠르거나 큰 동요가 발생 시에는 엉덩전략을 사용하여 중력중심점(center of gravity; COG)를 제 위치에 유지한다. 인체의 평형 시스템은 본 연구에서 나타난 건강한 성인에서의 COP의 뒤쪽 이동을 평형 상태가 깨지는 것으로 감지하여 균형상실을 방지하기 위해 발목전략을 발생시킬 수 있다. 이 뿐만 아니라, 건강한 젊은 성인에 비해 호흡에 의해 발생된 내적 동요를 상쇄시키기 어려운 노인, 허리통증 환자 등의 경우 발목전략 외에도 엉덩전략을 추가적으로 사용하여 평형 상태를 유지하려 반응할 수도 있다(Hernandez 등, 2019). 또한, Manor 등(2012)은 호흡에 의해 자세의 흔들림이 직접적으로 발생될 수 있다고 언급하였고, 자세 흔들림이 호흡에 영향을 받는 현상을 ‘자세-호흡 동기화(posture-respiratory synchronization)’라고 정의하며, 환자 또는 노인은 호흡과 자세의 동기화 정도가 건강한 사람보다 높아 정적 서기 동안의 흔들림 정도가 호흡에 영향을 크게 받을 것이라고 주장하였다. 이처럼 수의적 호흡에 의해 발생된 인체의 평형 상태의 변화는 자세조절 전략을 유발하거나, 흔들림 자체를 발생시킬 수 있으며 노인 및 환자뿐만 아니라 건강한 젊은 성인에게서도 나타날 수 있다.

본 연구의 결과를 기초로 임상에서 수행되는 다양한 균형과 관련된 운동치료 시 호흡에 대한 중요성을 다시 한 번 확인하고 호흡의 증재를 추가로 제시한다면 환자의 치료증재에 도움이 될 것으로 사료된다.

연구는 몇 가지 제한점이 있다. 첫째, sample size가 작아 모든 상황에서 일반화하기 어렵다. 둘째, EMG 측정 시 호흡 근육 위주의 측정을 진행하여 균형전략이 이루어지는 자세조절근의 활성은 알아볼 수 없었다. 셋째, 측정 시 호흡량을 동일하게 제어하지 못했다. 본 연구의 결과를 다양한 모집단에 적용할 수 있도록 더 큰 수의 표본을 대상으로 진행하는 연구가 수행되어야 하며, 호흡방법과 더불어 호흡의 양 및 리듬 등과 관련된 영향에 대한 연구 그리고 호흡근 이외의 자세 조절근의 특성에 대해 조사하는 추가적인 연구가 수행되어야 할 것이다.

## V. 결 론

본 연구는 호흡 유형에 따라 건강한 성인의 정적 균형 능력에 미치는 영향에 대해 조사하였다. 그 결과 자율 호흡과 수의적 호흡 사이에는 균형 능력의 차이가 나타났다고 수의적 호흡(가슴 호흡, 가로막 호흡)간에 균형 능력에 차이가 나타났음을 확인하였다.

이와 같이, 본 연구에서는 호흡 방법의 차이가 건강한 성인의 균형 능력에 영향을 미친다는 것을 규명하였다. 따라서 이후의 연구들에서는 균형 능력을 평가함에 있어 보다 정확한 측정을 위해 시각, 상지의 고정 그리고 발의 간격 및 각도뿐만 아니라 호흡 방법에 대한 추가적인 통제가 필요하다는 것을 제안한다.

## 참고문헌

- Aimola E, Santello M, La Grua G, et al(2011). Anticipatory postural adjustments in reach-to-grasp: effect of object mass predictability. *Neurosci Lett*, 502(2), 84-88. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2011.07.027>.
- Anacker SL, Di Fabio RP(1992). Influence of sensory inputs on standing balance in community-dwelling elders with a recent history of falling. *Phys Ther*, 72(8), 575-581. <https://doi.org/10.1093/ptj/72.8.575>.
- Blenkinsop GM, Pain MTG, Hiley MJ(2017). Balance control strategies during perturbed and unperturbed balance in standing and handstand. *R Soc Open Sci*, 4(7), Printed Online. <https://doi.org/10.1098/rsos.161018>.
- Clark BC(2019). Neuromuscular changes with aging and sarcopenia. *J Frailty Aging*, 8(1), 7-9. <https://doi.org/10.14283/jfa.2018.35>.
- Donley ER, Loyd JW(2019). Anatomy, thorax, wall movements. In *StatPearls* [Internet], Treasure Island, StatPearls Publishing.
- Di Fabio RP(1995). Sensitivity and specificity of platform posturography for identifying patients with vestibular dysfunction. *Phys Ther*, 75(4), 290-305. <https://doi.org/>

- 10.1093/ptj/75.4.290.
- Galley PM, Forster AL(1985). Human movement. New York, Churchill Livingstone, pp.174-176.
- Hamaoui A, Gonneau E, Le Bozec S(2010). Respiratory disturbance to posture varies according to the respiratory mode. *Neurosci Lett*, 475(3), 141-144. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2010.03.064>.
- Hernandez L, Manning J, Zhang S(2019). Voluntary control of breathing affects center of pressure complexity during static standing in healthy older adults. *Gait Posture*, 68, 488-493. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.12.032>.
- Hildenbrand K, Noble L(2004). Abdominal muscle activity while performing trunk-flexion exercises using the Ab Roller, ABslide, FitBall, and conventionally performed trunk curls. *J Athl Train*, 39(1), 37-43.
- Ito K, Nonaka K, Ogaya S, et al(2016). Surface electromyography activity of the rectus abdominis, internal oblique, and external oblique muscles during forced expiration in healthy adults. *J Electromyogr Kinesiol*, 28, 76-81. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.03.007>.
- Janssen I, Heymsfield SB, Wang ZM, et al(2000). Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *J Appl Physiol*, 89(1), 81-88. <https://doi.org/10.1152/jappt.2000.89.1.81>.
- Lanza IR, Towse TF, Caldwell GE, et al(2003). Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups. *J Appl Physiol*, 95(6), 2361-2369. <https://doi.org/10.1152/japptphysiol.00724.2002>.
- Lindsay PH, Norman DA(1977). Human information processing. 2nd ed, New York, Academic Press, pp.777.
- Manor BD, Hu K, Peng CK, et al(2012). Posturo-respiratory synchronization: effects of aging and stroke. *Gait Posture*, 36(2), 254-259. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.03.002>.
- McKay LC, Evans KC, Frackowiak RS, et al(2003). Neural correlates of voluntary breathing in humans. *J Appl Physiol*, 95(3), 1170-1178. <https://doi.org/10.1152/japptphysiol.00641.2002>.
- Narici MV, Maffulli N, Maganaris CN(2008). Ageing of human muscles and tendons. *Disabil Rehabil*, 30(20-22), 1548-1554. <https://doi.org/10.1080/09638280701831058>.
- Nichols DS, Miller L, Colby LA, et al(1996). Sitting balance: its relation to function in individuals with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(9), 865-869. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90271-3](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90271-3).
- Palazzo F, Caronti A, Lebone P, et al(2015). Effects of stimulating surface during static upright posture in the elderly. *Somatosens Mot Res*, 32(2), 61-66. <https://doi.org/10.3109/08990220.2014.958217>.
- Shirakawa K, Yunoki T, Afroundeh R, et al(2015). Voluntary breathing increases corticospinal excitability of lower limb muscle during isometric contraction. *Respir Physiol Neurobiol*, 217, 40-45. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2015.07.003>.
- Shumway-Cook A, Horak FB(1986). Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field. *Phys Ther*, 66(10), 1548-1550. <https://doi.org/10.1093/ptj/66.10.1548>.
- Swanenburg J, de Bruin ED, Favero K(2008). The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non-fallers. *BMC Musculoskelet Disord*, 9(9), 162. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-162>.
- Takazakura R, Takahashi M, Nitta N, et al(2004). Diaphragmatic motion in the sitting and supine positions: Healthy subject study using a vertically open magnetic resonance system. *J Magn Reson Imaging*, 19(5), 605-609. <https://doi.org/10.1002/jmri.20051>.
- Watanabe T, Saito K, Ishida K, et al(2018). Coordination of plantar flexor muscles during bipedal and unipedal stances in young and elderly adults. *Exp Brain Res*, 236(5), 1229-1239. <https://doi.org/10.1007/s00221-018-5217-3>.
- Manchester D, Woollacott M, Zederbauer-Hylton N, et al(1989). Postural responses and aging: Changes in the contributions of somatosensory, visual and vestibular

- inputs to balance control. *J Gerontol*, 44(4), M118-127. <https://doi.org/10.1093/geronj/44.4.m118>.
- Xie L, Wang J(2019). Anticipatory and compensatory postural adjustments in response to loading perturbation of unknown magnitude. *Exp Brain Res*, 237(1), 173-180. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.102529>.
- Xie L, Wang J, Zhang Z, et al(2014). Psychological predictive effects of sudden posture perturbation. *Acta Psychol Sin*, 46(7), 951-959. <https://doi.org/10.3724/SP.J.1041.2014.00951>.