Sports Science 2022, 제40권, 제1호
Vol.40, No.1, (30)April 2022: 249-257 | http:////doi.org/10.46394/ISS.40.1.26 | ISSN(Online) 2093-3363

리듬 청각 자극을 적용한 젊은 성인의 트레드밀 보행 안정성 평가

Evaluation of treadmill gait stability in young adults applying rhythmic auditory stimulation

한수지(한국체육대학교 박사과정) · **배건환**(한국체육대학교 박사과정) · **윤석훈***(한국체육대학교 교수)
Soo-ji Han Korea National Sport University · Gun-Hwan Bae Korea National Sport University · SukHoon Yoon* Korea National Sport University

요약

본 연구의 목적은 트레드밀 속도와 좌우 보폭을 모두 고려하여 계산된 리듬 청각 자극 속도를 적용하였을 때의 보행 안정성을 평가함으로써, 보행 안정성을 향상시킬 수 있는 효율적인 청각 신호 속도의 적용 방안을 제시하는 것이다. 연구 대상자는 20대 젊은 성인 남성 10명(age: 25.9 ±2.3 yrs., height: 176.3 ± 6.4 cm, body mass: 71.5± 10.3 kg)으로, 한국판 몬트리올 인지평가 점수가 정상군으로 분류된 자(K-MoCA: 28.9±1.7)를 선정하였다. 선별된 연구대상자들은 선호속도를 적용하여 일반보행 1회, BPM 보행 1회, MBPM 보행 1회씩 각 5분, 총 15분 동안 트레드밀 보행을 수행하였다. 본 연구 결과, 보행 불균형(상지 스윙 각도), 보행 가변성(보 시간, 신체 질량중심의 좌우 및 수직 이동 변위, 지면 반력 부하율), 보행 협응성(디딤기; 무릎-발목관절 연속상대위상 및 협응 변동성, 흔듦기; 엉덩-무릎관절 협응 변동성)은 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.05). 젊은 성인의 보행은 정상보행 패턴에 가깝기 때문에 리듬 청각 자극에 따른 시공간 보행변수는 영향을 받지 않았으며, 오히려 리듬 청각 자극 제공 시 상지 스윙 각도의 불균형이 증가되었다. 반면, 리듬 청각 자극의 제공은 보행 가변성 감소, 하지 관절 간 협응 능력 향상 및 협응 변동성의 감소를 나타내어 안정적이고 효율적인 보행을 수행하는 것으로 나타났다.

Abstract

The purpose of this study is to present an effective method of applying the auditory signal speed that can improve the walking stability by evaluating the gait stability when applied to the rhythmic auditory stimulus speed considering both the treadmill speed and step length of both sides. The subjects(age: 25.9 ±2.3 yrs., height: 176.3 ± 6.4 cm, body mass: 71.5± 10.3 kg) of this study were 10 young adult males in their 20s, who were classified as normal in the Korean version of Montreal Cognitive Assessment Score(K-MoCA: 28.9±1.7). The selected study subjects applied their preferred speed and performed treadmill gait for 5 minutes each, 1 time for normal gait, 1 time for BPM gait, 1 time for MBPM gait, for a total of 15 minutes. As a result of this study, the asymmetry of upperarm angle, step time, ML and vertical displacement of the center of mass, variability of GRF loading rate, knee-ankle joint coordination and coordination variability in the stance phase, and hip-knee joint coordination variability in the swing phase showed statistically significant differences (p<.05). Since the gait of young adults is close to the normal gait pattern, the spatio-temporal gait parameters according to the rhythmic auditory stimulus was not affected. Rather, the asymmetry of upperarm angle increased when the rhythmic auditory stimulus was provided. On the other hand, rhythmic auditory stimulation was shown to reduce gait variability, improve coordination between lower extremity joints, and decrease coordination variability, enabling stable and efficient gait performance.

Key words : rhythmic auditory stimulation speed, gait stability, gait asymmetry, gait variability, gait coordination

* sxy134@knsu.ac.kr

Ⅰ. 서론

보행은 인간에게 있어 가장 기초적이고 근본적인 행동이며, 안정적인 보행은 건강한 삶을 영위하는데 중요한 부분을 차지한다(문곤성, 2005). 보행은 안정성을 의미하는 가변성과 불균형, 협응성 등 다양한 요인들과 밀접한 관련이 있는데, 특히 보행 패턴에서 나타나는 높은 가변성과 불균형, 협응 능력의 감소는 신체 추진능력의 저하와 이동성의 제한으로 인해 노인들의 낙상을 유발하는 요인이라고 보고되어왔다(Kerrigan, Todd, Croce, Lipsitz & Collins, 1998; McGraw, McClenaghan, Williams, Dickerson & Ward, 2000; Hausdorff, Rios & Edelberg, 2001; Brach, Studenski, Perera, VanSwearingen, & Newman, 2007; Shin, Valentine, Evans, & Sosnoff, 2012). 따라서 보행 중 낮은 가변성과 높은 대칭성 및 협응 능력을 포함하는 보행 안정성은 동작을 수행하기 위한 핵심적인 요인 중 하나로써 움직임의 특성을 파악하거나 낙상과 같은 잠재적 위험을 예측할 수 있는 중요한 요소이다(Dingwell & Cusumano, 2000; Brach et al., 2007).

이러한 낙상 위험을 최소화하고 정상적인 보행을 수행하기 위해 다양한 뇌 신경계의 지속적이고 복합적인 상호작용이 요구된다(Zanin et al., 2018). 그 중에서도 인지기능은 보행 시 낙상의 위험을 줄이기 위한 중요한 예측 요인이라고 할 수 있다. 이에 대한 근거로, 인지기능이 저하될 경우 보행 안정성이 감소되어 낙상과 같은 사고 유발의 위험이 증가하는 등, 인지 영역과 보행 기능의 밀접한 관계에 대한 연구가 꾸준히 보고되고 있다(Martin et al., 2013; Ansai et al., 2017). 뿐만아니라, 최근에는 보행 안정성 저하와 관련된 문제를 해결하기 위한 방안으로 다양한 형태의 인지 신경계 자극 훈련 방법이 제시되어 왔다(Hausdorff et al., 2007; Arias & Cudeiro, 2008, 2010; Hayden, Clair, Johnson & Otto, 2009; Sejdić et al., 2012; Washabaugh, Augenstein & Krishnan, 2020).

보행과 관련된 인지적 요인은 크게 물리적, 시각적, 청각적 요인으로 구분할 수 있으며(김정수 & 구정완, 2008), 인지적 요인과 보행 안정성에 대한 연구들은 이중과제 또는 시/청각적 자극 및 실시간 피드백 등의 다양한 형태의 인지자극 유형을 제시하는 형태로 수행되어져 왔다(Hollman, Brey, Bang & Kaufman, 2007; 최진승, 강동원, 탁계래, 2008; 박해원 & 박상균, 2016). 그 중에서도 리듬 청각 자극은 운동체계에 영향을 주고 일정 시간 내에 운동영역 및 지각영역의 일치를 유도하여 뇌의 다양한 영역을 활성화시키는 효과가 보고되었다(Thaut et al., 2009). 또한, 리듬청각 자극은 보행 개선을 위한 전략으로 메트로놈, 음악 비트, 규칙적 리듬의 박수 등과 같은 다양한 형태의 자극을 통해 사용되어 왔다(Quintyn & Cross, 1986; McIntosh, Brown, Rice & Thaut, 1997; Freedland et al., 2002; 김은정, 2012).

리듬 청각 자극 중에서도 메트로놈은 사용법이 간단하고 휴대성과 경제성 측면에서 유리하여 임상에서 많이 활용되고 있다(Enzensberger, Oberländer & Stecker, 1997). 그 예로, Freedland et al.(2002)의 연구는 메트로놈을 이용한 청각 신호는 파킨슨 환자의 보행 능력을 개선하는 결과를 보고하였다. 또한, 리듬 정각 자극을 제공하여 트레드밀 보행을 수행하였을 때 양측 하지의 보폭과 보각이 감소하고, 보행 가변성과 족저 압력의 비대칭을 감소시킴으로써 효율적이고 지속적인 보행을 가능하게 한다는 주장도 보고되었다(Hamacher, Hamacher, Herold & Schega, 2016; 윤원찬 & 박선욱, 2020). 이때, 리듬 청각 자극 시 메트로놈의 청각 신호 속도는 보행 능력을 개선하기 위한 중요한 요인이라고 할 수 있다. 김은정, 한진태 & 정재민(2013)의 연구는 메트로놈 청각 신호 속도가 증가함에 따라 분속수, 활보장, 보장, 보행 속도가 증가하고 양측의 하지 지지기 시간이 감소하여 보행 효율성을 증가시킨다고 보고하였으며, 손호희 & 김은정(2013)은 파킨슨병 환자의 보행 훈련 시 빠른 템포의 청각 신호를 적용하는 경우 상지 스윙을 증가시켜 보행 능력을 개선시킬 수 있다고 보고하였다. 따라서, 청각 신호를 사용하여 보행 훈련을 실시할 때 청각 신호의 속도는 운동의 효율을 위한 매우 중요한 요인임을 알 수 있다.

지금까지 메트로놈을 활용하여 리듬 청각 자극 신호를 제시한 기존의 연구들은 메트로놈의 분당 박동 수(beats per minutes, BPM)를 크게 두 가지 방법으로 산출했다. 그들은 모든 피험자에게 임의의 일정한 속도를 설정하여 BPM에 적용하거나(박경희, 2002; 강구태, 김기련, 정동근, 박경태 & 최병철, 2009), 대상자의 분속수를 기준으로 BPM을 산출하였는데(이순현, 이경진, 하귀현, 인태성 & 송창호, 2011; 손호희 & 김은정, 2013), 이 두 가지 방법은 큰 제한점을 가지고 있다. 모든 피험자에게 일괄적인 BPM을 적용하는 경우 개인의 보행 패턴을 고려하지 못한다는 한계가 있으며, 대상자의 분속수에만 기준한 BPM 계산법은 트레드밀 보행에 적용할 때 트레드밀 속도가 반영되지 못한다는 제한점을 가지고 있다. 뿐만 아니라, 리듬 청각 자극 신호에 관해 언급된 선행연구들은 보행주기나 분속수를 적용하여 BPM을 산출하였다고 언급하고 있으나 보행자의 좌우 보행 패턴에 대한 차이를 고려하지 않았거나 명확한 산출 근거를 제시하지 않은 경우도 존재하였다. 또한, 많은 연구들이 일반인들의 보행은 좌우가 대칭된다고 가정하고 있으나, 현대 생활습관의 변화로 인하여 그 가정을 오롯이 받아들이기 힘들며 특히 보행장애가 있는 경우에는 이러한 가정을 명확히 확인하여야 한다고 생각되어진다.

따라서 본 연구의 목적은 트레드밀 속도와 좌우 보폭을 모두 고려하여 계산된 분당 박동 수(modified beats per minutes, MBPM)를 리듬 청각 자극 속도로 적용하였을 때의 보행 안정성을 평가함으로써, 보행 안정성을 향상시킬 수 있는 효율적인 청각 신호 속도의 적용 방안을 제시하는 것이 목적이다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 6개월 내 근골격계 질환 및 시/청각에 문제가 없으며, 독립적으로 최소 10분 이상 트레드밀 보행이 가능한 20대 젊은 성인 남성 10명(age: 25.9 ±2.3 yrs., height: 176.3 ± 6.4

cm, body mass: 71.5± 10.3 kg)을 선정하였다. 연구를 수행하기 위해 K 대학의 생명윤리 위원회에서 심의 승인(승인번호: 20211208-165, 승인날짜: 2021. 12. 16)을 받았으며, 모든 피험자들은 실험에 참여하기 전 실험과정에 대한 충분한 설명을 듣고 동의서를 작성한 후 실험에 참여하였다.

2. 실험 절차

본 실험에 앞서 한국판 몬트리올 인지평가척도(korean version of montreal cognitive assessment, K-MoCA)를 사용하여 사전 검사를 실시하였으며, 검사를 통해 정상 인지기능 범주에 속한 대상자만을 본 실험에 참여하도록 하였다(K-MoCA: 28.9±1.7). 선별된 연구 대상자들은 타이즈를 착용한 후 인체 분절 및 관절에 반사 마커를 <그림 1>과 같이 부착한 뒤, 트레드밀 위에서 약 3분간 사전 보행을 실시하여 선호속도를 측정하였다. 측정된 선호속도를 적용하여 일반보행, BPM 리듬 청각 자극 보행, MBPM 리듬 청각 자극 보행을 각 1회씩 수행하였으며, 보행 유형 간 5분의 휴식을 취하였다. 보행 순서는 일반보행부터 시작하였으며, 리듬 청각 자극 보행은 무작위로 실시하였다. 이때, 미리 준비한 프로그램을 통하여 일반보행 후 획득한 데이터를 기반으로 분속수와 보폭을 산출한 뒤 각 리듬 청각 자극 보행 속도(BPM; 101.5±3.8 beats/min., MBPM; 101.0±4.1 beats/min.)를 다음과 같이 적용하였다.

$$BPM = average\left(\frac{right\ step}{minutes}, \frac{left\ step}{mintues}\right)$$

$$MBPM = \frac{treadmill\ speed}{average(right\ step\ length,\ left\ step\ length)}$$

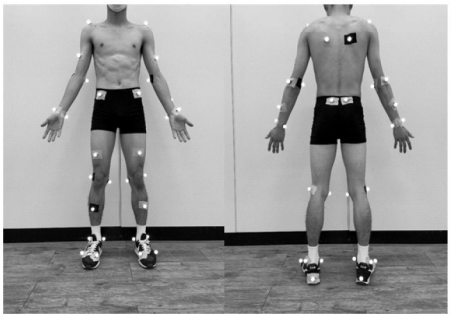


그림 1. 마커 부착위치

3. 실험 도구

1) 한국판 몬트리올 인지평가척도(korean version of montreal cognitive assessment, K-MoCA)

본 연구를 수행하기 이전, 독립적인 보행을 위해 정상 인지기능 범주에 속하는지 검증하기 위하여 한국판 몬트리올 인지평가척도를 사용하여 사전 검사를 실시하였다. 척도는 <그림 2>와 같이 시공간/실행력(5문항), 어휘력(3문항), 기억력, 주의력(8문항), 문장력(3문항), 추상력(2문항), 지연 회상력(5문항), 지남력(6문항)의 8개 하위 요인으로 구성되어져 있으며(고효은, 김정운, 김희동, 장연식 & 정현애, 2013), 총 30점 중 23점 이상을 정상 인지기능 군으로 구분한다.

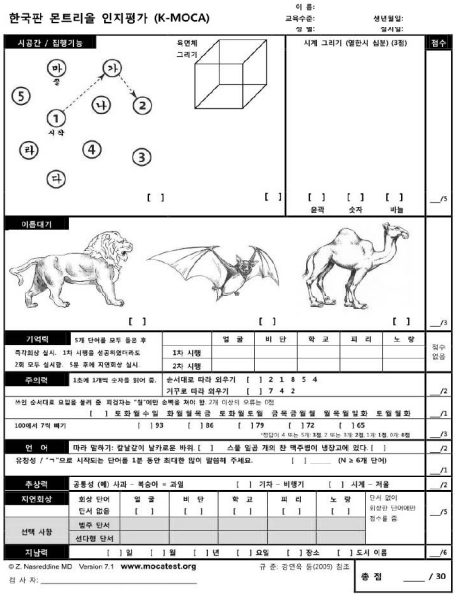


그림 2. 한국판 몬트리올 인지평가 척도

2) 3차원 동작 분석

본 연구를 수행하기 위해 적외선 카메라(Oqus3+, Qualisys, SWE) 8대와 지면 반력이 내장된 트레드밀(Instrumented treadmill, Bertec, USA), 전자식 메트로놈(Metronome, Gismart, GBR)을 사용하였다. 또한, 신체에 부착된 반사 마커의 위치 좌표 값을 획득하기 위하여 실험이 이루어지는 공간에 NLT(non-linear transformation) 방식 캘리브레이션을 수행하여 3차원 공간을 형성하였으며, 전역 좌표(x축: 좌/우, y축: 전/후, z축: 상/하)를 설정하였다. 자료 분석을 위해 적외선 카메라와 지면 반력 사료를 동조(synchronization)시킨 뒤 Qualisys Track Manager Software(QTM, Qualisys, SWE)를 통해 자료를 수집하였으며, 적외선 카메라의 샘플링(sampling) 주파수는 120 Hz, 지면 반력의 샘플링 주파수는 1200 Hz 로 설정하였다.

4. 분석 시점 및 구간

대상자의 보행주기를 우세측 발이 지면에 닿는 시점(heel strike)부터 다음 우세측 발이 지면에 닿는 시점까지로 정의한 뒤, 1 보행주기를 100%로 시간 표준화(time normalization)하여 <그림 3>과 같이 세분화하였다.

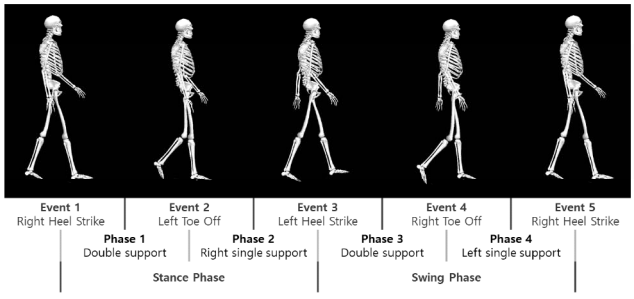


그림 3. 분석 시점 및 구간

5. 분석 변인

1) 시공간 보행 변인(spatio-temporal gait parameters)

시공간 보행 변인을 비교하기 위해 우세측 하지의 분속수(cadence), 보 시간(step time), 활보 시간(stride time), 보폭(step length)의 평균과 표준편차를 산출하여 분석에 사용하였다.

2) 보행 불균형(gait asymmetry)

좌, 우 보 시간, 활보 시간, 보폭, 하지관절 및 상완 스윙 시 굴곡 신전 가동범위(range of motion)의 비대칭 지수(asymmetry index)를 산출하여 분석에 사용하였다. 비대칭 지수의 산출 공식은 다음과 같다.

$$AI\% = \left| \frac{average(right) - average(left)}{0.5 \times (average(right) + average(left)} \right| \times 100$$

3) 보행 가변성(gait variability)

우세측 하지의 보 시간, 우세측 하지 지지기 동안의 신체 질량 중심 이동 변위(좌우, 수직) 및 지면 반력 특성(최대 수직 충격력, 최대 수직 추진력, 부하율)의 변동계수(coefficient of variance)를 산출하여 분석에 사용하였다. 이때, 부하율(loading rate)은 최대 수직 충격력 값을 소요시간으로 나눈 기울기 값으로 산출하였다(그림 4).

$$CV\% = \frac{standard\,deviation}{mean} \times 100$$

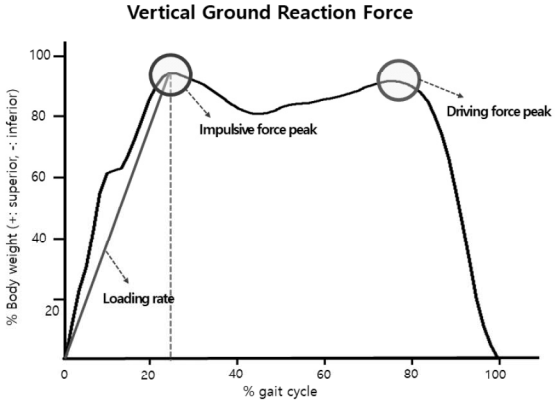


그림 4. 지면반력 분석 변인

4) 보행 협응성(gait coordination)

연속상대위상(continuous relative phase, CRP)은 두 관절 사이 협응의 척도이며 CRP 기반 분석은 보행 중 관절 또는 분절 협응을 특성화하는 데 사용된다(Lukšys, Jatužis, Jonaitis & Griškevičius, 2021). 하지의 협응 능력을 평가하기 위해 우세측 하지의 엉덩관절-무릎관절, 무릎관절-발목관절 간의 연속상대위상 변인을 산출하여 분석에 사용하였다. 연속상대위상은 각 1 보행주기 동안 획득한 분절의 3차원 위치 좌표 값을 이용하여 관절의 각도(θ)와 각속도(ω)를 산출한 뒤, ±1의 범위로 표준화(normalization)하여 분절 간의 진폭과 빈도 차를 제거하고 가속도가 0일 경우 자료가 소실되는 것을 방지하였다(Hamill, Haddad & McDermott, 2000; Miller, Meardon, Derrick & Gillette, 2008). 일반화한 각도와 각속도 산출 공식은 다음과 같다.

$$\theta_{i,norm} = \frac{2 \times [\theta_i - \min(\theta_i)]}{\max(\theta_i) - \min(\theta_i)} - 1$$

$$\omega_{i,norm} = \frac{\omega_i}{\max(|\omega|)}$$

위의 공식을 통해 산출한 각도를 수평축, 각속도를 수직 축으로 좌표화하여 위상 면을 만든 후 위상 각을 산출하였으며, 위상 각은 0° 미만의 값을 정류화하여 0° 부터 180° 까지의 값만 획득하였다(Miller, Chang, Baird, VanEmmerik & Hamill, 2010). 또한, 각 관절에서 얻어진 위상 각의 차를 다음과 같이 산출하여 연속상대위상 변인을 산출하였다. 이때, 연속상대위상의 각 도는 0° 에 가까울수록 두 분절이 서로 같은 방향으로 움직이는 동조(in-phase), 180° 에 가까울수록 서로 다른 방향으로 움직이는 이조(anti-phase)를 의미한다(신제민, 2011).

$$\theta_{CRP_i} = | \Phi_{1,i} - \Phi_{2,i} |$$

또한, 두 관절 사이의 협응 관계에 대한 변동성을 알아보기 위해 디딤기와 흔듦기 구간 동안의 표준편차를 산출하여 분석에 적용하였다(Lukšys et al., 2021).

6. 자료처리

리듬 청각 자극을 적용한 젊은 성인의 트레드밀 보행 안정성을 분석하기 위해 각 5분의 보행 데이터에서 전, 후 1분씩을 제외한 뒤 3분 동안의 데이터를 분석에 활용하였으며, 3차원 동작 분석 시스템을 통해 수집된 자료는 Visual3D Software(C-motion, USA)를 사용하여 분석하였다. 자료 획득과정에서 발생된 3차원 동작 분석 및 지면 반력 자료의 오차(noise)를 제거하기 위해 2차 저역통과 필터(low-pass filter)를 사용하였으며, 이때 3차원 동작 분석 자료의 차단 주파수(cut-off frequency)는 6 Hz, 지면 반력 자료의 차단 주파수는 30 Hz로 설정하였다.

통계처리는 SPSS 25.0 Software(IBM, USA)를 사용하여 수집된 3차원 동작 분석 및 지면 반력 데이터의 평균과 표준편차를 산출한 뒤, 리듬 청각 자극 적용에 따른 보행 안정성의 차이를 분석하기 위하여 반복측정분산분석(repeated measure ANOVA)을 실시하였다. 보행 속도 적용방법에 따른 평균치의 차이를 비교하기 위해 LSD 사후검정(Post-hoc)을 통해 크기를 비교하였으며 통계적 유의수준은 α=.05로 설정하였다.

III. 연구결과

1. 시공간 보행 변인(spatio-temporal gait parameters)

리듬 청각 자극에 따른 시공간 보행 변인을 분석한 결과는 <표 1>과 같다. 분석결과 일반보행과 리듬 청각 자극 보행은 모두 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 또한, 리듬 청각 자극 속도에 따른 시공간 보행 변인에서도 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

표 1. 시공간 보행 변인

변인 (unit)	M±SD			F	P
	일반보행 (A)	BPM (B)	MBPM (C)		
Cadence (step/min)	103.27 ± 4.28	104.67 ± 4.75	104.42 ± 5.92	1.848	.183
Step time (ms)	58.25 ± 2.46	57.47 ± 2.71	57.67 ± 3.35	1.837	.185
Stride time (ms)	116.68 ± 5.5.7	114.83 ± 6.07	115.95 ± 6.74	2.325	.124
Step length (% leg length)	73.54 ± 6.52	71.32 ± 6.25	72.81 ± 7.38	1.464	.255

2. 보행 불균형(gait asymmetry)

리듬 청각 자극에 따른 보행 불균형을 분석한 결과는 <표 2>와 같다. 상지 스윙 각도의 불균형은 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.05). 사후검정 분석결과, 상지 스윙 각도 불균형 지수는 리듬 청각 자극 보행보다 일반보행이 더 낮게 나타났으며, 리듬 청각 자극 적용방법에 따른 차이는 나타나지 않았다.

표 2. 보행 불균형

변인 (unit: %)	M±SD			F	P	Post-hoc
	일반 보행 (A)	BPM (B)	MBPM (C)			
Step time	1.52 ± 1.44	1.47 ± 0.68	1.46 ± 1.28	0.031	.969	-
Stride time	0.40 ± 1.27	0.01 ± 0.01	0.01 ± 0.01	1.029	.376	-
Step length	1.89 ± 0.54	2.39 ± 1.32	2.57 ± 0.90	2.155	.142	-
Upperarm angle	0.38 ± 0.21	0.45 ± 0.25	0.49 ± 0.29	7.621	.003	A<B, C

3. 보행 가변성(gait variability)

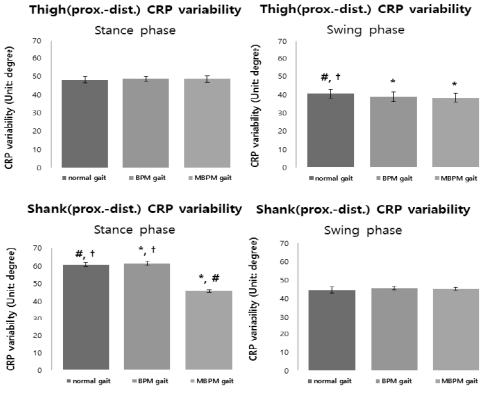
리듬 청각 자극에 따른 보행 가변성을 분석한 결과는 <표 3>과 같다. 보 시간과 신체 질량중심 좌우 및 수직 이동 변위, 지면 반력 부하율의 가변성은 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.05). 사후검정 분석결과, 보 시간과 신체 질량중심 좌우 및 수직 이동 변위, 지면 반력 부하율 가변성 지수는 일반보행이 리듬 청각 자극 보행보다 크게 나타났으며(p<.05), 리듬 청각 자극 적용방법에 따른 차이는 나타나지 않았다.

표 3. 보행 가변성

변인 (unit: %)	M±SD			F	P	Post-hoc
	일반 보행 (A)	BPM (B)	MBPM (C)			
Step time	3.07 ± 0.94	2.38 ± 0.33	2.54 ± 0.47	8.188	.003	A>B, C
COM M/L displacement	12.62 ± 1.42	11.39 ± 1.16	11.29 ± 0.79	5.896	.010	A>B, C
COM Vertical displacement	9.73 ± 2.88	8.81 ± 3.19	9.40 ± 3.02	3.920	.037	A>B, C
Loading rate	16.70 ± 9.46	14.02 ± 7.32	13.97 ± 7.11	6.763	.006	A>B, C
Impulsive force	6.03 ± 3.35	5.40 ± 2.80	4.94 ± 2.63	0.943	.406	-
Driving force	4.42 ± 2.66	3.77 ± 1.20	3.58 ± 0.99	0.774	.474	-

4. 보행 협응성(gait coordination)

리듬 청각 자극에 따른 보행 협응성을 규명하기 위하여 연속상대위상(continuous relative phase)을 분석한 결과는 <표 4>와 같다. 엉덩관절과 무릎관절의 연속상대위상은 보행주기 동안 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 무릎관절과 발목관절의 연속상대위상은 디딤기에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며(p<.05), 흔듦기에서는 차이가 나타나지 않았다. 사후검정 결과, 무릎관절과 발목관절의 연속상대위상은 MBPM 보행이 일반보행과 BPM 보행보다 작게 나타났다(p<.05). 엉덩관절과 무릎관절의 연속상대위상 표준편차 값은 디딤기에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만, 흔듦기에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.05, 그림 5). 또한, 무릎관절과 발목관절의 연속상대위상 표준편차 값은 디딤기에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며(p<.05), 흔듦기에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 사후검정 분석결과, 엉덩관절과 무릎관절의 연속상대위상 표준편차 값은 흔듦기에서 일반보행이 리듬 청각 자극 보행보다 큰 것으로 나타났으며, 무릎관절과 발목관절의 연속상대위상 표준편차 값은 디딤기에서 BPM, 일반보행, MBPM 순으로 크게 나타났다(p<.05).



Note. indicates significant difference from *: A, #: B, †: C(p<.05);
CRP: continuous relative phase; prox.: proximal; dist.: distal

그림 5. 하지의 연속상대위상 가변성

표 4. 보행 협응성

변인 (unit: deg.)		M±SD			F	P	Post-hoc
		일반보행 (A)	BPM (B)	MBPM (C)			
Hip-Knee CRP	Stance Phase	72.13 ± 6.31	73.60 ± 3.92	73.47 ± 3.91	1.256	.309	-
	Swing Phase	78.04 ± 6.07	76.53 ± 6.23	76.60 ± 4.27	2.768	.089	-
Knee-Ankle CRP	Stance Phase	106.31 ± 5.79	106.64 ± 5.31	90.87± 3.66	144.147	.001	A, B>C
	Swing Phase	90.11 ± 5.39	90.87 ± 3.66	90.47 ± 4.58	0.332	.722	-
Hip-Knee CRP Variability	Stance Phase	47.94 ± 3.54	48.33 ± 2.81	48.32 ± 3.66	1.407	.271	-
	Swing Phase	40.51 ± 5.06	38.86 ± 5.29	38.27 ± 4.77	10.577	.001	A>B, C
Knee-Ankle CRP Variability	Stance Phase	60.57 ± 2.10	61.04 ± 2.22	45.53 ± 1.65	144.147	.001	B>A>C
	Swing Phase	44.49 ± 3.19	45.53 ± 1.65	45.15 ± 1.42	1.024	.379	-

Ⅳ. 논의

본 연구에서는 트레드밀 속도와 좌우 보폭을 모두 고려하여 리듬 청각 자극 속도에 적용하였을 때의 보행 안정성을 평가하기 위해, 각 조건에서 나타난 시공간 보행 변인, 보행 불균형, 보행 가변성, 보행 협응성 변인의 차이를 분석하였다. 먼저, 일반보행과 BPM보행, MBPM 보행에 따른 시공간 보행 변인은 차이가 나타나지 않았다. 이러한 결과는 연구대상자가 젊은 성인이므로 정상보행에 가까운 보행을 수행하기 때문에, 리듬 청각 자극 보행과 일반보행의 시공간 보행변수가 크게 차이 나지 않는 것으로 사료된다. 김창영, 황병용 및 이상호(2015)의 연구에서 정상 성인을 대상으로 하여 시청각 바이오 피드백을 제공하여 트레드밀 보행을 하였을 때와 피드백을 제공하지 않았을 때 시공간 보행 매개변수에서 차이가 나타나지 않은 결과는 본 연구의 결과를 지지한다.

보행 불균형 변인 중 상지 스윙 각도는 일반보행이 리듬 청각 자극 보행을 수행하였을 때보다 감소하였다. 반면, 보 시간의 경우 세 가지 보행 유형 간의 통계적인 차이가 나타나지 않았으나, 리듬 청각 자극 보행을 수행하는 것이 일반보행보다 불균형 지수가 더 작게 나타나는 경향을 보였다. 이는 일반보행 시 다소 비대칭적인 보행시간을 소요하였다가 리듬 청각 자극을 제시하였을 때 의도적으로 메트로놈 속도에 맞춰 양측의 보행 소요시간을 동일하게 맞추는 것을 과제로 인식하여, 익숙해져있던 상지 스윙 패턴을 저하시키는 것으로 사료된다. 이러한 결과는 Killeen et al.(2017)의 연구에서 건강한 성인을 대상으로 인지 부하를 증가시키는 경우 보행 중 팔 스윙의 비대칭이 증가한다는 결과와 일부 일치한다.

보행 가변성에서는 보 시간과 신체 질량중심 좌우 및 수직 이동 변위, 지면 반력 부하율 변인이 일반보행을 수행했을 때가 리듬 청각 자극 보행을 수행하였을 때보다 높게 나타났다. 이는 리듬 청각 자극을 제시하였을 때 인지적 운동영역과 지각영역의 일치를 유도함으로써(Thaut et al., 2009), 보다 규칙적인 보행을 수행하게 되므로 발이 지면에 닿고 떨어지는 반복적인 동작을 비교적 동일하게 수행하는 것으로 보인다. 따라서 일관된 소요시간과 이동 거리로 인해 비슷한 힘으로 지면을 지지하게 되므로 시간에 영향을 받는 지면 반력 부하율의 가변성 또한 감소되는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 오복균 & 남해성(2014)의 연구에서 리듬 청각 자극을 적용함에 따라 운동 조절 능력을 향상시킬 수 있다는 연구결과를 지지한다.

관절의 협응 관계를 분석한 연속상대위상 변인은 일반보행과 리듬 청각 자극 보행에 따라 엉덩관절과 무릎관절의 협응 관계는 보행 유형 간에 차이가 나타나지 않았으며, 디딤기와 흔듦기 동안 세 가지 보행 유형 모두 in-phase 되는 것으로 나타났다. 연속상대위상 표준편차 값은 클수록 변동성이 높은 것을 의미하는데(신제민, 2011), 연속상대위상의 변동성이 높은 경우 상해와 깊은 관련이 있으며 반대로 변동성이 낮은 경우 일관된 움직임을 나타내는 것으로 해석된다(DeLeo, Dierks, Ferber & Davis, 2004; Ferber, Davis & Williams, 2005; Bartlett, 2008). 엉덩관절과 무릎관절의 연속상대위상 표준편차 값은 흔듦기에서 일반보행이 리듬 청각 자극 보행보다 변동성이 높은 것으로 나타났으며, 평균 값과 표준편차 값을 살펴보면 엉덩관절과 무릎관절의 CRP 값이 증가함에 따라 변동성도 증가하는 경향을 보였다. 흔듦기 구간동안 엉덩관절과 무릎관절 움직임의 특성은 두 관절 모두 굴곡(+)되기 때문에 in-phase 패턴을 나타내는데(장윤희 등, 2016), 관절 가동범위 또한 디딤기보다 흔듦기에서 더 증가하게 된다. 따라서 엉덩관절과 무릎관절의 관절의 가동범위가 커질수록 엉덩관절과 무릎관절 협응 능력의 변동성 또한 증가하는 것으로 사료된다.

무릎관절과 발목관절의 연속상대위상은 디딤기 동안에 일반보행과 BPM 보행이 MBPM 보행보다 anti-phase되는 것으로 나타났다. 무릎관절과 발목관절의 보행 동작을 살펴보면 디딤기 동안 무릎관절은 신전(-)에서 굴곡(+)되고 발목관절은 배측 굴곡(+)에서 저측 굴곡(-)된다. Yaggie & McGregor(2002)은 보행의 초기 접지기 동안 발목관절의 근력과 적절한 가동범위, 발의 균형이 조절되지 않는 경우 보행의 안정성은 저하된다고 보고하였으며, 김로빈 & 조준행(2010)의 연구는 지면 접지 시 배측 굴곡 각도가 증가하는

경우 적은 힘으로 추진력을 발생시켜 안정적이고 효율성을 향상시킬 수 있다고 하였다. 따라서 지면 접지 시 발목의 안정성이 저하되거나 적절한 제동력을 발휘하지 못하는 경우 신체를 빠르게 추진하지 못하고 무릎관절과 발목관절의 anti-phase 현상이 증가하여 협응성이 저하되는 것으로 사료된다. 무릎관절과 발목관절의 연속 상대위상 표준편차에서는 BPM이 가장 크게 나타난 것을 알 수 있고 일반보행, MBPM 순으로 감소하였다. 변동성이 감소할수록 안정적인 동작을 구사한다고 할 수 있기 때문에(Li, vandenBogert, Caldwell, vanEmmerik & Hamill, 1999), 이와 같은 결과는 안정적이고 효율적인 보행을 수행함으로써 협응 능력의 변동성도 감소되는 것이라고 판단된다.

위 내용을 종합해보면, 본 연구에서는 젊은 성인을 대상으로 선정하여 보행 안정성을 향상시키기 위한 청각 자극 속도의 적용방법을 비교하였기 때문에 일반보행 시 비교적 정상적인 보행을 수행하는 것으로 판단된다. 때문에, 리듬 청각 자극 보행(BPM, MBPM)은 대상자가 규칙적인 리듬에 맞춰 보행하는 것을 인지과제로 인식하여 일반보행 시 나타나는 최적화된 상지 스윙 패턴의 좌/우 균형을 오히려 지하시키는 것으로 나타났다. 반면, 리듬 청각 자극의 사용은 보행 가변성을 감소시키는데 긍정적인 영향을 미치며, 수정된 리듬 청각 자극 속도(MBPM)를 적용한 보행을 수행할 때 하지 관절 간 협응 관계의 향상과 협응 변동성을 감소시켜 보다 일관적인 보행 패턴을 나타내는 것으로 사료된다.

Ⅴ. 결론 및 제언

본 연구는 리듬 청각 자극 속도(BPM, MBPM)에 따른 보행 안정성을 평가함으로써, 보행 안정성을 향상시킬 수 있는 효율적인 청각 신호 속도의 적용 방안을 제시하고자 하였다. 본 연구에서는 검증되지 않은 방법의 인지적 자극을 사용하여 취약한 피험자를 대상으로 실험을 수행하는 것은 높은 위험이 있기 때문에 젊은 성인을 대상으로 연구를 실시하였으며, 정상보행을 수행하는 대상자의 특성으로 인해 시공간 보행변수와 보행 불균형의 향상을 규명하지 못하였다는 제한점이 있다. 그러나 본 연구의 수정된 리듬 청각 자극 속도를 적용하여 보행을 수행한 경우 보행 가변성을 감소시키고 협응성을 향상시킨다는 결과로 보아, 추후 연구에서는 인지기능이 저하되어있는 노인이나 경미한 뇌 질환을 앓고 있는 환자를 대상으로 수정된 리듬 청각 자극 속도를 적용한 보행 훈련 효과를 규명할 필요가 있다고 사료된다.

참고문헌

강구태, 김기련, 정동근, 박경태 & 최병철(2009). 가속도 신호를 이용한 실시간 보행 분석. **센서학회지, 18**(6), 449-455.

고효은, 김정운, 김희동, 장연식 & 정현애. (2013). 지역사회 노인들의 한국판 간이 정신상태 판별검사 (MMSE-K), 노인용 로웬스타인 작업치료 인지평가 (LOTCA-G) 에 대한 한국판 몬트리올 인지기능 검사 (MoCA-K) 의 타당도 연구. **한국산학기술학회 논문지, 14**(1), 312-320.

김로빈 & 조준행(2010). 노르딕 워킹과 일반보행의 효율성 비교 분석. **한국운동역학회지, 20**(4), 365-372.

김은정(2012). **시각과 청각 신호에 따른 파킨슨 환자의 생역학적 보행 분석**. 미간행박사학위논문. 대구대학교 대학원.

김은정, 한진태 & 정재민(2013). 청각 신호 속도에 따른 파킨슨병 환자의 생역학적 보행 분석. **대한물리의학회지, 제 8**(1).

김정수 & 구정완(2008). 시각과 청각을 통한 인지적 과제수행이 보행에 미치는 영향. **대한인간공학회 학술대회논문집**, 133-141.

김창영, 황병용 & 이상호(2015). 시청각 바이오피드백을 이용한 트레드밀 보행 훈련이 편마비 환자의 보행과 균형에 미치는 영향. **Age (years), 135**(73), 16-46.

문곤성(2005). 보행 속도 변화에 따른 발목 관절의 운동학적 분석과 하퇴 근육의 근전도 분석. **한국운동역학회지, 15**(1), 177-195.

박경희(2002). **정상인에서 보행 속도가 발관절의 관절각과 발바닥 최대 압력 분포에 미치는 영향**. 미간행석사학위논문. 연세대학교 대학원.

박해원 & 박상균. (2016). 스마트폰 사용이 보행역학과 청각 인지에 미치는 영향. **한국사회체육학회지, 64**, 783-795.

손호희 & 김은정(2013). 파킨슨병 환자의 상지 스윙의 비대칭과 청각신호에 따른 보행 시 진폭에 미치는 영향. **한국산학기술학회 논문지, 14**(1), 344-350.

신제민(2011). 보행에서 보행 속도와 상지 스윙 형태에 따른 몸통운동의 상대위상 분석. **한국사회체육학회지, 46**(2), 1117-1127.

오복균 & 남해성(2014). 편마비환자의 트레드밀 보행 훈련 중 빠른 템포 음향이 미치는 효과. **한국산학기술학회 논문지, 15**(7), 4346-4352.

윤원찬 & 박선욱(2020). 메트로놈을 이용한 트레드밀 보행 훈련이 보행 패턴에 미치는 영향. **대한물리의학회지, 15**(2), 101-108.

이순현, 이경진, 하귀현, 인태성 & 송창호(2011). 리듬 청각 자극이 만성 뇌졸중 환자의 보행대칭성에 미치는 효과. **한국산학기술학회 논문지, 12**(5), 2187-2196.

장윤희, 정보라, 강성재, 류제청, 김규석, 문무성 & 고창용(2016). 무릎 신전 제한형 보조기 착용이 보행 시 하지 내 협응에 미치는 영향. **재활복지공학회논문지, 10**(3), 207-214.

최진승, 강동원 & 탁계래(2008). 보행속도변화와 동시 인지과제가 보행 가변성에 미치는 영향. **한국운동역학회지, 18**(2), 49-58.

Ansai, J. H., Andrade, L. P., Rossi, P. G., Takahashi, A. C., Vale, F.

A. & Rebelatto, J. R. (2017). Gait, dual task and history of falls in elderly with preserved cognition, mild cognitive impairment, and mild Alzheimer's disease. *Brazilian Journal of Physical Therapy, 21*(2), 144-151.

Arias, P., & Cudeiro, J. (2008). Effects of rhythmic sensory stimulation (auditory, visual) on gait in Parkinson's disease patients. *Experimental brain research, 186*(4), 589-601.

Arias, P., & Cudeiro, J. (2010). Effect of rhythmic auditory stimulation on gait in Parkinsonian patients with and without freezing of gait. *PloS one, 5*(3), e9675.

Bartlett, R. (2008). Movement variability and its implications for sports scientists and practitioners: an overview. *International Journal of Sports Science & Coaching, 3*(1), 113-124.

Brach, J. S., Studenski, S. A., Perera, S., VanSwearingen, J. M. & Newman, A. B. (2007). Gait variability and the risk of incident mobility disability in community-dwelling older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 62*(9), 983-988.

DeLeo, A. T., Dierks, T. A., Ferber, R., & Davis, I. S. (2004). Lower extremity joint coupling during running: a current update. *Clinical biomechanics, 19*(10), 983-991.

Dingwell, J. B. & Cusumano, J. P. (2000). Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos, 10*(4), 848-863.

Enzensberger, W., Oberländer, U. & Stecker, K. (1997). Metronome therapy in patients with Parkinson disease. *Der Nervenarzt, 68*(12), 972-977.

Ferber, R., Davis, I. M., & Williams III, D. S. (2005). Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability. *Journal of biomechanics, 38*(3), 477-483.

Freedland, R. L., Festa, C., Sealy, M., McBean, A., Elghazaly, P., Capan, A., Brozycki, L., Nelson, A. J. & Rothman, J. (2002). The effects of pulsed auditory stimulation on various gait measurements in persons with Parkinson's Disease. *NeuroRehabilitation, 17*(1), 81-87.

Hamacher, D., Hamacher, D., Herold, F. & Schega, L. (2016). Effect of dual tasks on gait variability in walking to auditory cues in older and young individuals. *Experimental brain research, 234*(12), 3555-3563.

Hamill, J., Haddad, J. M. & McDermott, W. J. (2000). Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. *Journal of Applied Biomechanics, 16*(4), 407-418.

Hausdorff, J. M., Rios, D. A. & Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of physical medicine and rehabilitation, 82*(8), 1050-1056.

Hausdorff, J. M., Lowenthal, J., Herman, T., Gruendlinger, L., Peretz, C., & Giladi, N. (2007). Rhythmic auditory stimulation modulates gait variability in Parkinson's disease. *European Journal of Neuroscience, 26*(8), 2369-2375.

Hayden, R., Clair, A. A., Johnson, G., & Otto, D. (2009). The effect of rhythmic auditory stimulation (RAS) on physical therapy outcomes for patients in gait training following stroke: a feasibility study. *International Journal of Neuroscience, 119*(12), 2183-2195.

Hollman, J. H., Brey, R. H., Bang, T. J. & Kaufman, K. R. (2007). Does walking in a virtual environment induce unstable gait?: An examination of vertical ground reaction forces. *Gait & posture, 26*(2), 289-294.

Kerrigan, D. C., Todd, M. K., Croce, U. D., Lipsitz, L. A. & Collins, J. J. (1998). Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Archives of physical medicine and rehabilitation, 79*(3), 317-322.

Killeen, T., Easthope, C. S., Filli, L., Linnebank, M., Curt, A., Bolliger, M. & Zörner, B. (2017). Modulating arm swing symmetry with cognitive load: a window on rhythmic spinal locomotor networks in humans?. *Journal of neurotrauma, 34*(10), 1897-1902.

Li, L., van den Bogert, E. C., Caldwell, G. E., van Emmerik, R. E. & Hamill, J. (1999). Coordination patterns of walking and running at similar speed and stride frequency. *Human movement science, 18*(1), 67-85.

Lukšys, D., Jatužis, D., Jonaitis, G. & Griškevičius, J. (2021). Application of continuous relative phase analysis for differentiation of gait in neurodegenerative disease. *Biomedical signal processing and control, 67*, 102558.

Martin, K. L., Blizzard, L., Wood, A. G., Srikanth, V., Thomson, R., Sanders, L. M. & Callisaya, M. L. (2013). Cognitive function, gait, and gait variability in older people: a population-based study. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences, 68*(6), 726-732.

McGraw, B., McClenaghan, B. A., Williams, H. G., Dickerson, J. & Ward, D. S. (2000). Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Archives of physical medicine and rehabilitation, 81*(4), 484-489.

McIntosh, G. C., Brown, S. H., Rice, R. R. & Thaut, M. H. (1997). Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, 62*(1), 22-26.

Miller, R. H., Chang, R., Baird, J. L., Van Emmerik, R. E. & Hamill, J. (2010). Variability in kinematic coupling assessed by vector coding and continuous relative phase. *Journal of Biomechanics, 43*(13), 2554-2560.

Miller, R. H., Meardon, S. A., Derrick, T. R. & Gillette, J. C. (2008). Continuous relative phase variability during an exhaustive run in runners with a history of iliotibial band syndrome. *Journal of Applied Biomechanics, 24*(3), 262-270.

Quintyn, M. & Cross, E. (1986). Factors affecting the ability to initiate movement in Parkinson's disease. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics, 4*(4), 51-60.

Sejdić, E., Fu, Y., Pak, A., Fairley, J. A., & Chau, T. (2012). The effects of rhythmic sensory cues on the temporal dynamics of human gait. *PLOS one*, e43104.

Shin, S., Valentine, R. J., Evans, E. M. & Sosnoff, J. J. (2012). Lower extremity muscle quality and gait variability in older adults. *Age and ageing, 41*(5), 595-599.

Thaut. M. H., Stephan K. M., Wunderlich, G., Schicks, W., Tellmann, L., Herzog, H., McIntosh, G. C., Seitz, R. J. & Hömberg, V.(2009). Distinct cortico-cerebellar activations in rhythmic auditory motor synchronization. *Cortex, 45*(1), 44-53.

Washabaugh, E. P., Augenstein, T. E. & Krishnan, C. (2020). Functional resistance training during walking: Mode of application differentially affects gait biomechanics and muscle activation patterns. *Gait & Posture, 75*, 129-136.

Yaggie, J. A. & McGregor, S. J. (2002). Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Archives of physical Medicine and Rehabilitation, 83*(2), 224-228.

Zanin, M., Gómez-Andrés, D., Pulido-Valdeolivas, I., Martín-Gonzalo, J. A., López-López, J., Pascual-Pascual, S. I. & Rausell, E. (2018). Characterizing normal and pathological gait through permutation entropy. *Entropy, 20*(1), 77.

논문투고일 : 22.02.17 논문심사일 : 22.03.22 심사완료일 : 22.03.31