

성인 여성의 맨발 보행과 운동화 착용 보행 시 주기 비교

김인배¹, 박태성², 강중호^{3*}

¹부산가톨릭대학교 대학원 물리치료학과, ²부산대학교병원 재활의학과, ³부산가톨릭대학교 물리치료학과

Comparison of Barefoot and Shod Gait Cycle for Adult Women

In-Bae Kim¹, Tae-Sung Park², Jong-Ho Kang^{3*}

¹Department of Physical Therapy, Graduate School of Catholic University of Pusan

²Department of Rehabilitation Medicine, Pusan National University Hospital

³Department of Physical Therapy, Catholic University of Pusan

요약 본 연구는 맨발 보행과 운동화 착용 보행에서 보행주기의 차이를 비교하여 보행역학에 따른 신발 개발에 기초자료를 제공하고자 한다. 발의 변형과 이상이 없는 정상 성인 여성 30명을 대상으로 보행 주기를 측정하였다. 먼저 운동화를 착용하고 보행하여 주기를 측정한 후, 맨발로 보행하여 주기를 측정하여 데이터를 얻었다. 이후 두 데이터를 대응표본 T-test를 이용하여 비교하였다. 실험 결과 맨발 보행에서 입각기 좌측($p < .001$), 우측($p < .005$), 체중부하기 좌측($p < .009$), 우측($p < .002$), 전유각기 좌측($p < .002$), 우측($p < .011$), 양하지 지지기($p < .004$)가 증가하였고, 중간 입각기 좌측($p < .016$), 우측($p < .001$), 유각기 좌측($p < .001$)이 감소하였다. 이는 맨발 보행이 다양한 발의 감각의 입력을 증가시켜 보행안정성이 높은 보행이 가능해 졌다고 보여지며, 향후 보행 주기에 의거하여 맨발보행과 가까운 신발 개량이 필요하다고 사료된다. 향후 신발의 개량을 위해 신발 종류에 따른 보행주기 연구가 필요할 것이다.

주제어 : 맨발 보행, 운동화 보행, 보행주기, 보행안정성, 신발

Abstract The purpose of this study was to provide basic data for footwear development according to walking mechanics by comparing gait cycle difference between barefoot walking and walking shoes. The walking period was measured in 30 normal adult women with no foot deformity and abnormality. The first subject walked in sneakers and measured the cycle. And then, the subjects walked barefoot and the period was measured to obtain data. The data were taken from corresponding paired T-test. The results were as follows: In barefoot walking, the stance phase left side($p < .001$), right side($p < .005$), the loading response left side($p < .009$), right side($p < .002$), the pre-swing left side($p < .002$), right side ($p < .011$), the double stance phase($p < .004$) were increased and the mid-stance left side ($p < .016$), right side($p < .001$), the swing phase left side($p < .001$) was decreased. This suggests that barefoot walking increases the input of various senses of the foot, which makes stable walking possible. It is necessary to improve shoes based on the walking cycle in the future.

Key Words : Barefoot gait, Shod gait, Cycle of gait, Gait stability, Shoes

1. 서론

인간은 보편적으로 매일 행하고 있는 것 중 하나는 보

행이다. 그러나 보행은 단순한 작용으로 일어나는 것이 아니며, 근골격계와 신경계 및 다양한 계통의 복잡한 작용에 의해서 일어나게 된다[1].

*Corresponding Author : Jong-Ho Kang(swithun@cup.ac.kr)

Received December 18, 2017

Accepted February 20, 2018

Revised December 27, 2017

Published February 28, 2018

이러한 보행을 하기 위해서 인간이 발을 보호하기 위하여 사용 된 도구는 신발이다. 신발은 기원전 4000년 전부터 사용되어져 왔다는 기록이 있으며, 현재에도 인류의 대부분은 신발을 신고 생활한다. 신발은 다양한 모양으로 발달해 왔다. 처음에는 단순히 발을 보호하기 위하여 만들어 졌다면, 점차 다양한 요소가 첨부되어 왔다. 근래에는 신발의 기능성에 집중되고 있는 추세인데, 더 빨리 달리거나, 발의 편안함 혹은 발에 동통이 있는 사람에게 사용되는 미세전류 자극 신발까지 다양한 기능성 신발이 개발되고 만들어지고 있다[2].

발의 구조는 매우 복잡한 구조로 되어 있다. 발의 뼈는 26개로 이루어져 있는데 이는 다양한 기능을 하는 손의 뼈보다 단 한 개 뼈가 적으며, 발목 관절은 발의 발바닥 굽힘과 등쪽 굽힘을 담당하는 발목관절과 안쪽 번짐과 바깥쪽 번짐을 하는 목발밑 관절 2개로 이루어져 있다. 또한 인체의 체중을 분산시키기 위하여 3가지 족궁으로 이루어져 있는데 이는 각각 세로발궁, 바깥 세로발궁 그리고 가로발궁 이다[3].

신발은 이러한 복잡한 구조의 발을 보호하기 위하여 사용하고 있지만, 오히려 신발을 착용이 문제를 일으키기도 한다. 일반적으로 잘못된 신발의 착용은 발 변형을 일으키는데, 잘못된 신발 착용이 아니더라도 발의 변형을 일으킬 가능성은 있다. 성인의 52~92%는 발에 변형이 나타나는데, 이는 신발 착용과 밀접한 관련이 있으며, 이는 대부분의 성인의 발이 변형이 있음을 나타낸다. 또한 이러한 발의 변화는 보행 시 지면 변화나 경사에 대하여 낙상의 위험을 증가 시키고, 발에 가해지는 충격에 따라 피로와 상해를 일으키며, 발궁의 변화로 인해 체중 분산의 기능이 감소된다[4,5].

맨발 보행은 최근 주목 받고 있는 건강법 중 하나이다. 맨발 보행을 통하여 신발로 인해 줄어들었던 고유수용성 자극을 증가시킴으로써 균형 및 근육능력의 증진이 나타나며, 지면의 다양한 자극이 족부에 수용되며 전신적인 순환 증대 효과를 나타 낼 수 있다[6,7].

그러나 맨발 보행은 발을 손상시키기도 한다. 맨발 보행은 발목의 부하를 증가 시켜 관절 연골 혹은 관절 매커니즘을 손상 시키거나, 발에 가해지는 지면 반발력이 운동화로 상쇄 시키지 못하여 발의 손상을 일으킬 수 있다는 선행연구도 있었다[8].

선행연구들은 주로 발의 압력이나, 관절 움직임의 요소를 판단하여 맨발 보행과 신발 착용을 비교하여, 맨발

보행의 장단점을 설명 하였다. 그러나 보행에 있어 압력과 관절의 움직임뿐만 아니라 보행 주기 또한 매우 중요한 요소이다. 보행주기는 장애 요소에 따라 혹은 불편함에 따라 변화가 나타나는 하나의 지표로서, 보행주기의 변화는 보행의 안정성과 균형능력에도 관련이 있다[3-5,9].

따라서 본 연구는 정상성인 여성의 맨발 상태의 보행과 운동화를 착용한 상태의 보행 간 보행주기를 분석하여 두 가지 보행의 차이점을 알아보고, 장차 보행 주기에 따른 신발 개발에 기초가 되고자 한다.

2. 연구방법

2.1 연구대상자

본 연구는 부산 소재 D대학에 재학 중인 20대 여성 30명을 대상으로 실시하였다. 대상자는 연구 참여 동의서에 서명한 사람을 대상으로 선정하였으며, 실험에 앞서 보행의 수의적인 조절을 피하기 위하여 대상자에게 연구의 측정변수를 설명하지 않았다. 또한 연구자의 의도를 제외하기 위하여 검사자에게도 실험의 목적을 설명하지 않고 실험을 진행 하였다. 대상자의 선정 기준은 다음과 같다.

- 1) 신경계 질환이 없을 것.
- 2) 정형계 질환이 없을 것
- 3) 발에 통증이 없을 것.
- 4) 무지 외반증이 없을 것.
- 5) RCSP(Resting Calcaneal Stance Position) 측정법에 따른 요족, 편평족이 없을 것.
- 6) 기타 발 변형이 없을 것.

RCSP 측정법은 발의 뒷면이 바닥에 닿은 기준으로 발꿈치뼈와 지면이 닿은 선과 종아리의 기준선의 각을 측정하는 방법으로 영상의학적 검사와 1° 정도의 차이를 가지는 비교적 정확한 측정 방법이며,[10-12]. 대상자의 일반적인 특성은 Table 1과 같다.

Table 1. General characteristics of subjects (N=30)

Characteristics	Mean±SD
Age(Year)	24.80±4.20
Height(Cm)	159.86±8.61
Weight(Kg)	48.80±6.51
Sex(Female)	30

2.2 실험방법

본 연구는 신발을 신고 보행하는 방법과 맨발로 보행하는 두 가지 보행 방법에서 보행패턴을 비교하기 위하여 트레드밀에서 보행을 실시하였다. 트레드밀 보행 중 낙상의 위험을 방지하기 위하여 측면의 안전 바를 잡고 서서히 속도를 증가 시켰다. 트레드밀의 속도가 대상자의 평소 보행속도에 도달하기까지 서서히 증가시켜 안정감을 갖게 만들고, 이후 1분간 적응을 위하여 속도를 유지하며 보행을 실시하였다. 이후 30초간 보행주기를 측정하였다.

시선의 처리는 전방에 있는 눈높이의 한 지점을 응시하도록 하였으며, 보행에 적응 못한 대상자의 경우에는 5분간 휴식이후 다시 실험에 참가하도록 하였다[13].

운동화의 종류에 영향 받지 않기 위하여 TOMS 사의 블랙 캔버스 클래식 제품을 이용하여 측정하였으며, 보행의 습관에 따른 신발의 마모에 대한 영향을 제거하기 위하여 대상자들은 모두 새 제품을 신고 실험에 참가하였다.

트레드밀 위에서 운동화 착용 보행이후 맨발 보행시 익숙함을 피하기 위하여 첫 번째 실험날 운동화 착용 후 보행을 실시하였고, 다음날 맨발 보행을 실시하였다.

2.3 측정도구

각 실험간 보행주기를 비교하기 위하여 본 연구에서는 보행분석계(AP1171, Zebris Medical GmbH, Germany)를 사용하였다. 경사 각도에 따른 보행의 차이를 제거하

기 위하여 평지를 가정한 경사도 0도에서 실험이 진행되었다. 사용된 장비는 Fig. 1과 같다.



Fig. 1. Test of gait cycle

측정 변수는 입각기(Stance phase, %) 좌측과 우측, 체중부하기(Load Response, %) 좌측과 우측, 중간입각기(Mid stance, %), 전유각기(Pre-swing, %) 좌측과 우측, 유각기(Swing phase, %) 좌측과 우측, 양하지 지지기(Double stance phase, %)를 측정하였다.

Table 2. Shod gait VS barefoot gait Cycle (Unit : %)

	Shod gait	Bare foot	t	p
ST L	59.6±3.1	61.8±2.1	-3.640	.001*
ST R	60.3±3.6	62.4±2.3	-3.079	.005*
LR L	10.1±3.1	11.9±2.2	-2.795	.009*
LR R	10.1±3.1	12.3±2.3	-3.438	.002*
MS L	39.3±3.4	37.6±2.4	2.571	.016*
MS R	40.3±3.0	38.1±2.8	3.517	.001*
PS L	10.2±3.5	12.3±2.3	-3.409	.002*
PS R	10.1±3.1	11.9±2.2	-2.712	.011*
SP L	40.4±3.1	38.1±2.2	3.636	.001*
SP R	39.0±4.3	37.5±2.3	1.909	.066
DSP	20.2±6.5	24.2±4.4	-3.111	.004*

*=p<.05

ST: Stance phase

LP: Load response

MS: Mid stance

PS: Pre-swing

SP: Swing phase

DSP: Double stance phase

L: Left, R : Right

2.4 분석방법

본 연구의 두 실험 간의 결과 값 분석을 위하여 SPSS 19.0 버전을 사용하였고, 운동화 착용 보행과 맨발보행의 변수 값을 비교하기 위하여 대응 t 검정을 사용하였다. 유의수준 $\alpha=0.05$ 로 설정을 하였다.

3. 결과

운동화 착용 보행과 맨발보행의 각 주기(%)의 차이 값은 Table 2와 같다. 입각기 좌측 평균값은 운동화 착용 보행 시 59.6 ± 3.1 , 맨발 보행 시 61.8 ± 2.1 로 유의하게 증가하였다($p > .001$). 입각기 우측 평균값은 운동화 착용 보행 시 60.3 ± 3.6 , 맨발 보행 시 62.4 ± 2.3 로 유의하게 증가하였다($p > .005$). 체중부하기 좌측 평균값은 운동화 착용 시 10.1 ± 3.1 , 맨발 보행 시 11.9 ± 2.2 로 유의하게 증가하였다($p > .009$). 체중부하기 우측 평균값은 운동화 착용 시 10.1 ± 3.1 , 맨발 보행 시 12.3 ± 2.3 로 유의하게 증가하였다($p > .002$) 중간입각기 좌측 평균값은 운동화 착용 시 39.3 ± 3.4 , 맨발 보행 시 37.6 ± 2.4 로 유의하게 감소하였다($p > .016$). 중간입각기 우측 평균값은 운동화 착용 시 40.3 ± 3.0 , 맨발 보행 시 38.1 ± 2.8 로 유의하게 감소하였다($p > .001$) 전유각기 좌측 평균값은 운동화 착용 시 10.2 ± 3.5 , 맨발 보행 시 12.3 ± 2.3 로 유의하게 증가하였다($p > .002$). 전유각기 우측 평균값은 운동화 착용 시 10.1 ± 3.1 , 맨발 보행 시 11.9 ± 2.2 로 유의하게 증가하였다($p > .011$) 유각기 좌측 평균값은 운동화 착용 시 40.4 ± 3.1 , 맨발 보행 시 38.1 ± 2.2 로 유의하게 감소하였다($p > .001$). 유각기 우측 평균값은 운동화 착용 시 39.0 ± 4.3 , 맨발 보행 시 37.5 ± 2.3 로 감소하였다($p > .066$). 양하지 지지기 평균값은 운동화 착용 시 20.2 ± 6.5 , 맨발 보행 시 24.2 ± 4.4 로 유의하게 증가하였다($p > .004$).

4. 논의

신발은 과거로부터 현재까지 대부분의 인류가 착용하고 사용하고 있는 보편적인 도구이다. 신발은 미적용도로 사용할 뿐만 아니라 교정이나 치료적 용도로 사용하기도 하고, 발의 편안함을 찾는 장비이기도 하다. 기능적인 신발의 이용은 발목이나 발의 부상을 낮춰주고, 발의 건강을 되찾는 역할을 한다[14].

한편 신발의 착용으로, 오히려 발의 변형을 불러오거나, 혈액 순환의 문제, 고유수용성 자극의 차단으로 인하여 전체적인 신체에 균형을 깨뜨리거나 부상의 위험을 높이기도 한다[3,5].

그러나 현재 문명사회에서는 신발은 필수 용품이다. 산업혁명이후로 인류는 모래나 흙 등을 밟는 시간보다는 아스팔트 혹은 시멘트 등의 딱딱한 바닥을 밟는 경우가 증가하였고, 이로 인해 신발 없이는 발이 다칠 수 있는 위험에 처해 있다[15]. 따라서 본 연구는 보행주기에 따른 운동화 착용 보행과 맨발 착용을 비교하여, 보행 주기에 영향을 줄일 수 있는 신발연구에 기초가 되고자 실험을 진행하였다.

보행 주기는 여러 가지 의미를 가지게 된다. 입각기는 체중부하기, 중간입각기, 전유각기를 포함하는 주기이며, 이는 발이 땅에 닿아 있는 시기이다. 유각기는 발이 지면에서 떨어져 움직이는 시기로 이 시기에 인간은 발을 앞으로 던지게 된다. 양하지 지지기는 한쪽 발이 전유각기를 이루고 있음과 동시에 반대쪽 발이 체중부하기에 도달하는 시기로 양발이 동시에 닿아 있는 시기이다. 인간이 달리기를 할 때 순간적으로 양하지 지지기는 사라지게 되는데, 양하지 지지기가 사라지지 않으면 달리는 것이 아니라 걷는 행위가 된다. 이는 경보 종목에서 살펴 볼 수 있다[16-18].

입각기의 체중부하기와 전유각기는 발이 이동을 마쳐서 착지 하는 순간과 발을 들기 직전으로 고유수용성 자극이 다량 들어오는 시기이다. 이 시기가 늘어나는 것은 고유수용성 자극을 길게 받아 들여 보행의 안정성에 기여할 수 있다[19].

중간입각기는 보행 시기 중 가장 안전한 시기이며 이 시기에 외력으로부터 가장 안전한 시기가 된다. 또한 이 시기는 보행에 있어 빠질 수 없는 단계이다. 그러나 이러한 시기의 증가하는 보행이 전체적 보행의 불안정함으로 증가하게 되는데, 관절염 환자 혹은 증추신경계 환자들이 이 시기를 증가 시켜 보행을 하게 된다[20].

유각기 또한 뇌졸중 환자의 고손상측에서 증가하게 되는데 이는 반대측의 안정성을 이용하여 멀리 던는 동작을 통하여 이동거리를 증가 시키는 방법이다[21].

본 연구 결과 맨발 보행에서 체중 지지기와 전유각기의 증가는 고유수용성 감각 자극 입력이 증가됨으로 인하여 보행이 보다 안정성이 높아 졌음을 나타낼 수 있다. 중간 입각기의 감소는 체중 지지기와 전유각기에 감각

입력 증가를 통하여 안정 시기인 중간입각기가 감소되더라도 충분히 안정성을 가지고 보행을 할 수 있음을 나타낸다. 그리고 유각기의 감소는 양 하지의 증가된 안정성을 통하여 발을 멀리 보내지 않아도 편하게 보행 할 수 있음을 나타낸다. 양하지 지지기의 증가는 증가된 체중 부하기와 전유각기에 따른 증가라고 사료된다.

다만 본 연구의 신발 착용 보행은 맨발 보행과 비교하기 위하여 기능성 신발과 비교해 보지 못하였으며, 신발의 획일화를 통하여 신발 바닥의 마찰력이나 반발력에 따른 영향을 나타내지는 못하였다. 그리고 남성에 대한 연구 또한 이루어지지 않았으며 연령에 따른 검증 또한 하지 못했다.

장차 보행 주기에 관한 연구는 다양한 신발의 종류와 신발 바닥의 모형, 다양한 발의 형태와 구조에 근거한 실험이 필요 할 것으로 사료되며 기성품에 사람의 발을 맞추는 것이 아니라 대상자의 보행주기 및 다양한 상태를 고려하는 것이 중요하다[22].

5. 결론

본 연구는 20대 건강한 성인 여성 30명을 대상으로 운동화 착용 보행과 맨발 보행의 주기를 비교하여 신발이 보행 주기에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. 보행주기는 운동화 착용 시와 맨발 보행 시 트레드밀을 사용하여 데이터를 수집하였다.

연구결과 맨발 보행 시 입각기, 체중부하기, 전유각기와 양하지 지지기가 유의하게 증가하였으며, 유각기가 유의하게 감소되었다. 이와같은 결과는 보행에 있어 신발을 착용 하는 것보다 맨발 보행이 더욱 안정성을 높일 수 있을 것으로 보여 진다.

장차 보행주기에 있어 맨발과 유사한 신발을 개발하여 신체에 가중되는 부담을 덜고 보행을 좀 더 편하게 만들 수 있는 기술의 신발이 만들어 져야 한다고 생각한다. 다만 추가적으로 신발의 종류를 다양화 시킨 연구가 필요하다고 사료된다.

REFERENCES

[1] S. J. Park, J. S. Lee, D. H. Kang, E. H. Jung & S. B. Park. (2007). Study on Walking Speed and Stride of Age. *The*

Ergonomics Society of Korea (J Ergon Soc Korea), 430-434.

[2] E. Y. Kim & M. S. Lee. (2010). A Study on the Footwear Design of Fashion Collections. *The Korean Society of Fashion Design*, 10(1), 1-19.

[3] W. A. Rossi & R. Tennat. (1984). *Professional shoe Fitting*. Pedorthic Footwear Association. <http://www.pedorthics.org/>

[4] W. C. Lee. (2000). *Surgery of the foot*. Seoul : Koonja.

[5] Y. J. Choe. (2012). *Analysis of foot deformation due to shoe's shape*. Master's thesis. University of Korea, Seoul.

[6] E. S. Park. (2012). *The Participant Effect of the Dance Education Program in Infants based on Barefoot for Emotional Intelligence*. Master's thesis. University of Sejong, Seoul.

[7] C. N. Sacco, M. H. Akashi & E. M. Hennig. (2010). A comparison of lower limb EMG and ground reaction forces between barefoot and shod gait in participants with diabetic neuropathic and healthy controls. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11(1), 24. DOI : 10.1186/1471-2474-11-24

[8] C. H. Lee & K. J. Nam. (2015). The Comparative Joint Angle and Load Distribution Analysis of Barefoot Walking and Functional Walking Shoes. *Korean Journal of physical education*, 54(1), 567-575. DOI : 10.22156/CS4SMB.2017.7.5.031

[9] T. G. Nam & J. H. Lee. (2017). The effect of unstable plate on the ankle joint displacement and dynamic balance ability of female college students wearing high-heeled shoes. *Convergence Society for SMB*, 7(5), 31-38. DOI : 10.22156/cs4smb.2017.7.5.031

[10] M. L. Root. (1973). Biomechanical examination of the foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 63(1), 28-29. DOI : 10.7547/87507315-63-1-28

[11] J. M. Kaye. (1979). *A new biomechanical measuring device for the foot, and ankle*. Mosby : Milwaukee, Wisconsin.

[12] H. R. Kim. (2013). *Effect of the differences in gait biomechanics according to foot and shoe type*. Master's thesis. Ewha Womans University, Seoul.

[13] B. Y. Lee, S. D. Yoo, S. A. Lee, J. Chon, D. H. Kim, Y. S. Jeong & S. J. Kang. (2016). Biomechanical Parameters in Arch Building Gait Measured by Gait Analysis System with Pressure Sensor. *The Korean Journal of Sports Medicine*, 34(1), 36-42.

DOI : 10.5763/kjism.2016.34.1.36

- [14] C. C. Park & H. J. Kim. (2012). Analysis of Patented Technology for Health related Footwear. *Journal of the Korean Society for Clothing Industry*, 14(1), 144-151. DOI : 10.5805/KSCI.2012.14.1.144
- [15] W. S. Ji, Y. S. Gu & S. H. Jwa. (2008). A study on satisfaction for pedestrian environment. *Gyeonggi Research Institute*, (11).
- [16] H. H. Son. (2011). *A Biomechanical Analysis of the Patients with Knee Osteoarthritis with Different Gait Conditions*. Doctoral dissertation. Daegu University, Gyeongbuk.
- [17] D. A. Neumann. (2009). *Kinesiology of the Musculoskeletal System*. Mosby: Milwaukee, Wisconsin.
- [18] J. S. Park. (2017). *Quantitative Analysis of Gait and Balance*. Inje University Collage of Medicine : Busan DOI : 10.17340/jkna.2017.4.24
- [19] N. S. Kim, Y. S. Bae, K. M. Um. (2009). Effect of Proprioceptive Exercise On Walking Velocity, Activities of Daily Living and Depression in Elderly Women. *The Journal of the Korea Contents Association*, 9(2), 233-241. DOI : 10.5392/jkca.2009.9.2.233
- [20] J. Y. Song. (2013). Effects of Upper-Lower Extremity Complex and Weight Bearing Exercises of Stance Phase of Chronic Stroke Patients. *Rehabilitation International Korea*, 17(2), 335-371.
- [21] S. W. Lee & H. S. Lee. (2011). The Effect of Treadmill-Based Leg Weight Loading Training on Balance and Gait in Stroke Patients. *Journal of Special Education & Rehabilitation Science*, 50(1), 89-111.
- [22] H. J. Lee & H. S. Lee. (2017). *A Case on Foot Types and Body Deformation for Custom Footwear Design-Focused on Elderly Women*. *Archives of Design Research*, 30(3), 73-83. DOI : 10.15187/adr.2017.08.30.3.73

김 인 배(Kim, In Bae)

[정회원]



- 2010년 2월 : 부산가톨릭대학교 물리치료학과 (학사)
- 2015년 8월 : 부산가톨릭대학교 물리치료학과 (석사)
- 2017년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 물리치료학과 (박사과정)

- 관심분야 : 물리치료, 스포츠, 보행, 융합
- E-Mail : star10815@hanmail.net

박 태 성(Park, Tae Sung)

[정회원]



- 2016년 2월 : 부산가톨릭대학교 물리치료학과 (학사)
- 2018년 2월 : 부산가톨릭대학교 물리치료학과 (석사)
- 관심분야 : 물리치료, 가상현실, 융합

- E-Mail : tsbark@naver.com

강 종 호(Kang, Jong Ho)

[정회원]



- 2000년 2월 : 한국방송통신대학교 보건학과 (학사)
- 2005년 2월 : 대구대학교 물리치료 전공 (석사)
- 2008년 2월 : 대구대학교 물리치료 전공 (박사)

- 2012년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 물리치료학과 교수
- 관심분야 : 물리치료, 스포츠, 중소기업, 융합
- E-Mail : swithun@cup.ac.kr