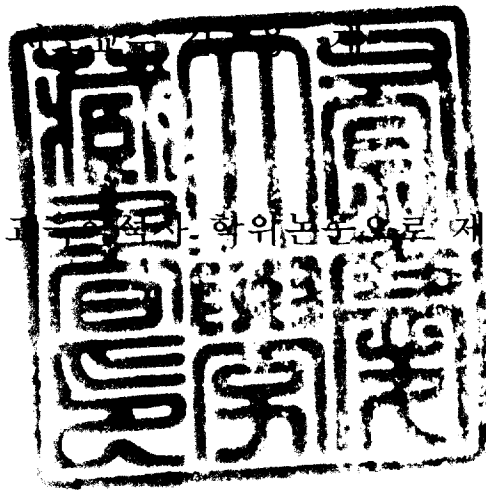


602
152
501

교육학석사 학위논문

워킹 및 러닝시 러닝화의 착용유무가 후족제어에 미치는 영향

이 논문을 교육학석사 학위논문으로 제출함



2005년 8월

부경대학교 교육대학원

체육교육전공

장 성 일

장성일의 교육학석사 학위논문을 인준함

2005년 6월 일

주 심 이 학 박 사 신 군 수



위 원 이 학 박 사 김 용 재



위 원 교육학박사 박 형 하



목 차

Abstract

I . 서론	1
1. 연구의 필요성	1
2. 연구의 목적	3
3. 연구의 문제	4
4. 연구의 제한점	4
5. 용어의 정의	5
II . 이론적 배경	8
1. 발의 해부학적 구조와 후족제어	8
2. 워킹(walking) 및 러닝(running)운동과 후족제어	10
3. 러닝화의 구조	11
4. 신발과 후족제어	13
III . 연구방법	16
1. 연구대상	16
2. 연구기간	16
3. 측정기구	17
4. 측정항목	17
5. 실험방법	18

6. 분석방법	21
IV. 연구결과	23
1. 초기 회내 운동	23
2. 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각	25
3. 아킬레스건각과 후족각의 각변위	27
4. 이지(take-off) 아킬레스건각	29
V. 논의	31
1. 초기 회내 운동	31
2. 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각	33
3. 아킬레스건각과 후족각의 각변위	34
4. 이지(take-off) 아킬레스건각	36
VI. 결론 및 제언	38
1. 결론	38
2. 제언	40
참고문헌	41

표 목 차

표 1. 연구 대상자들의 신체적 특성	16
표 2. 측정기구	17
표 3. 초기 회내 운동	23
표 4. 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각	26
표 5. 아킬레스 건각과 후족각의 각변위	28
표 6. 이지 아킬레스 건각	30

그 립 목 차

그림 1. 발의 해부학적 구조	9
그림 2. 러닝화의 구조	12
그림 3. 실험 장비의 배치	18
그림 4. 수치화 점의 위치	19
그림 5. 러닝화	21
그림 6. 워킹시 초기 회내	24
그림 7. 러닝시 초기 회내	25
그림 8. 워킹시 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각	26
그림 9. 러닝시 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각	27
그림 10. 워킹시 아킬레스건각과 후족각의 각변위	28
그림 11. 러닝시 아킬레스건각과 후족각의 각변위	29
그림 12. 이지 아킬레스 건각	30

The Influence of Rearfoot Motion Control at Walking and
Running through Running shoes on and off

Sung-Il Jang

Graduate School of Education
Pu-Kyong National University

Abstract

In this study using two-dimensional system of the analysis of image, when normal males in their twenties who have normal foot and step with heel first are walking and running, they who are wearing running shoes or barefoot are testing and comparing the exchange factors of heel control. There are following results of this test by verifying them with t-test.

1) The initial achilles tendon angle, When they are walking, there are different gap which is 4.61° between barefoot and wearing the running shoes. The former is $176.87 \pm 3.08^{\circ}$ and the latter is $181.48 \pm 5.03^{\circ}$. But it is not statistically significant. The initial rearfoot pronation angle is $96.42 \pm 0.40^{\circ}$ with barefoot and $89.97 \pm 1.46^{\circ}$ with wearing the running shoes. In this case, it is statistically significant ($p < .05$). When they are running, there is different gap which is 6.05° between barefoot and wearing the running shoes. The former is $174.79 \pm 6.31^{\circ}$ and the latter is $180.84 \pm 4.69^{\circ}$. But it is not statistically significant. The initial rearfoot pronation angle is $100.42 \pm 3.95^{\circ}$ with barefoot and $93.97 \pm 0.94^{\circ}$ with wearing the running shoes. In this case, it is statistically significant ($p < .05$)

2) When they are walking, The maximal achilles tendon angle has different gap which is 6.48° between barefoot and wearing the running shoes. The former is 178.84 ± 3.33 and the latter is $185.32 \pm 4.30^\circ$. It is statistically significant ($p < .05$). The minimum rearfoot angle is $94.94 \pm 0.29^\circ$ with barefoot and $88.69 \pm 1.03^\circ$ with wearing the running shoes. In this case, it is statistically significant ($p < .05$). When they are running, The maximal achilles tendon angle has different gap which is 5.24° between barefoot and wearing the running shoes. The former is $179.70 \pm 4.23^\circ$ and the latter is $184.94 \pm 4.09^\circ$. It is not statistically significant.

The minimum rearfoot angle is $96.30^\circ \pm 3.07$ with barefoot and $90.84^\circ \pm 0.44$ with wearing the running shoes. In this case, it is statistically significant ($p < .05$).

3) The angular displacement of achilles tendon angle, when they are walking it has different gap which is 1.81° between barefoot and wearing the running shoes. The former is $6.39 \pm 0.83^\circ$ and the latter is $8.20 \pm 1.85^\circ$. It is not statistically significant. The angular displacement of rearfoot pronation angle is $2.32 \pm 0.51^\circ$ with barefoot and $3.22 \pm 1.44^\circ$ with wearing the running shoes. It is not statistically significant. The angular displacement of achilles tendon angle, when they are running it has different gap which is 0.20° between barefoot and wearing the running shoes. The former is $6.94 \pm 2.58^\circ$ and the latter is $7.14 \pm 2.34^\circ$. It is not statistically significant. The angular displacement of rearfoot pronation angle is $4.94 \pm 1.09^\circ$ with barefoot and $5.07 \pm 1.75^\circ$ with wearing the running shoes. It is not statistically significant.

4) The take-off achilles tendon angle, when they are walking it has different gap which is 3.88° between barefoot and wearing the running shoes. The former is $177.62 \pm 8.78^\circ$ and the latter is $173.74 \pm 16.31^\circ$. It is statistically significant ($p < .05$). When they are running, The take-off achilles tendon angle is $178.37 \pm 19.28^\circ$ with barefoot and $171.26 \pm 12.18^\circ$ with wearing the running shoes. It is statistically significant ($p < .05$).

I. 서 론

1. 연구의 필요성

직립보행은 인간 특유의 이동 운동으로 일상적인 활동의 기본이 되는 동작이라고 할 수 있다. 이러한 보행 동작은 의식 또는 무의식으로 수행되므로 단순한 신체의 움직임이라고 생각하기 쉬우나 실제로는 100여 개의 골격근이 상지와 하지의 여러 관절과 협응 동작을 이루고 있는 복잡한 신체 활동이다(김유신, 2002).

보행에서 가장 중요한 부위는 발이며, 발은 우리몸 전체의 1/4에 해당되는 52개의 뼈와, 뼈가 서로 연결되는 60개의 관절과 214개의 인대, 38개의 근육을 비롯한 혈관과 신경으로 구성되어 있는 부위로 삼차원적인 공간 내에서의 운동을 하는 행동기관이다(정지원, 1995).

또한 인간이 태어나서 평균 60세까지 보행하는 거리는 약 16만Km 정도이며, 1Km를 보행할 때 마다 발이 느끼는 압력은 약 15t의 무게감을 느낀다. 이러한 발이 느끼는 압력은 몸 전체에서 심장을 향해 뿜어주는 역할을 하기 때문에 이런 이유에 의해 발을 제2의 심장이라 부르며, 신발은 발을 보호하는 측면에서 발 건강의 핵심이라고 할 수 있다(최순복, 2001).

보행동작은 인간이 생활하는데 있어서 가장 자연스러운 동작이며, 필수적인 동작중의 하나이다. 보행 동작 중 하나인 달리기는 스포츠 활동을 하는데 가장 기본이 되고 많이 쓰는 동작이다. 일상생활에 있어서 여가에 대한 개념이 점점 높아짐에 따라 건강에 대한 관심도 더욱 높아지고 있다. 이에 따라 건강에 대한 관심이 증대 되면서 조깅과 같은 달리기를 지속적으로

하는 사람들이 1970~80년대 이후로 급증하였다(김현수, 2001).

트레드밀은 달리는 도중에 회전 속도와 경사도를 변경하여 운동부하를 조절 할 수 있어서 운동 부하를 정확히 파악할 수 있고, 반복 측정시 동일한 량의 부하를 가할 수 있다. 이러한 장점 때문에 트레드밀은 스포츠 분야에서 주행동작의 분석, 체력훈련, 생리학적 분석 등의 운동부하 검사나 각종 실험을 위해 주로 사용되어져 왔다(김지연, 2001).

트레드밀은 테스트와 트레이닝을 위해서 편리한 조건과 운전에 따라 인체 이동연구에 많이 사용되고, 좁은 지역에서도 용의하며, 관찰장비와 카메라와 더불어 사용되기도 한다(임동옥, 2004).

이러한 트레드밀 운동이 유산소 운동으로서의 운동 효과를 얻기 위해서는 최소한 30분 이상 지속되어야 하며, 이 때 하지는 반복적, 지속적으로 충격을 받게 되어 적절한 강도와 운동방법으로 시행하지 않을 경우 상해를 입을 수 있다.(이경옥, 김지연, 2001)

트레드밀 운동시 속도와 경사도 조절로 운동 강도를 결정할 수 있는데, 운동 중에 트레드밀 속도나 경사도를 임의로 조절하면서 주관적, 경험적으로 운동강도를 선택하거나 그 강도를 타인에게 권장하는 경우조차 있다(김지연, 2001)

최근 걷기나 달리기에 대한 관심이 고조되면서 트레드밀과 일반지면을 비교하고 트레드밀 운동의 역기능에 관심을 가진 연구들이 다수 행해지고 있다. 그러나 아직까지도 의견의 일치를 보이지 않고 있다(윤남식, 이경옥, 김지연, 2001).

이영숙(1997)은 육상경기의 상해 중 가장 많은 상해는 발에서 발생한 것으로 보고하였으며, 그러한 상해의 원인을 내적인 요인과 외적인 요인으로 설명 하고 있다. 그중 외적인 요인이 많지만 쉽게 통제 할 수 있는 요인이 신발의 요인이 된다고 하였다.

곽창수(1993)는 신발은 지면으로부터 받은 충격을 흡수하여 발을 보호하는 역할을 하며 부상예방에 가장 큰 역할을 한다. 인체에 미치는 부하의 크기는 운동 형태, 속도, 자세, 근 활동, 반복수, 지면상태, 신발 개인적 특성 등에 따라 다르게 나타나는데, 신발을 제외한 다른 요인들은 변화의 정도가 제한되어 있는데 비하여 신발은 가장 쉽게 바꿀 수 있기 때문이라고 하였다.

이우창(2001)은 러닝화에 대한 연구는 접지시 발생하는 지면반발력의 크기와 후족 제어에 대한 것이 주류를 이루고 있으며, 첫째, 스트레스 골절과 건염 및 관절의 연골부 손상과 관계가 있는 것으로 생각되는 충격력을 줄여줄 수 있어야 하고, 둘째는 거골하 축에 대한 지나친 운동은 경부목과 장경 인대 증후와 같은 부상과 관계가 있기 때문에 후족의 안정성을 유지할 수 있도록 설계되어야 한다. 마지막으로, 아킬레스건의 부상과 관계가 깊은 이지동안의 지나친 회외를 방지하도록 설계되어야 한다고 하였다.

따라서 본 연구에서는 러닝화의 착용시와 미착용시(맨발) 트레드밀을 일반적인 워킹 속도와 일반적인 조깅 속도로 실시하게 하여 후족제어 성능을 상호 비교하여, 후족의 안정성에 대한 자료를 제공하여 워킹 및 러닝운동을 하는 동호인들의 부상방지와 연구자들에게 기초 자료를 제공하고자 한다.

2. 연구의 목적

본 연구의 목적은 트레드밀에서 워킹 및 러닝시 러닝화의 착용유무에 따른 후족제어 성능을 상호 비교하여 보행 및 주행 운동을 하는 동호인들의

부상방지나 연구자들에게 기초 자료를 제공하는데 있다.

3. 연구의 문제

본 연구에서 밝히고자 하는 구체적인 연구 문제는 다음과 같다.

- 1) 트레드밀 워킹(1.25m/s)과 러닝(3.0m/s)시 러닝화의 착용유무에 따라 초기 회내 각의 크기와 차이를 밝힌다.
- 2) 트레드밀 워킹(1.25m/s)과 러닝(3.0m/s)시 러닝화의 착용유무에 따라 최대 아킬레스건각과 최소 후족 회내각의 크기와 차이를 밝힌다.
- 3) 트레드밀 워킹(1.25m/s)과 러닝(3.0m/s)시 러닝화의 착용유무에 따라 총 아킬레스 회내각과 총 후족 회내각의 크기와 차이를 밝힌다.
- 4) 트레드밀 워킹(1.25m/s)과 러닝(3.0m/s)시 러닝화의 착용유무에 따라 이지아킬레스건각의 크기와 차이를 밝힌다.

4. 연구의 제한점

본 연구를 수행함에 있어서 다음과 같은 제한점을 두었다.

- 1) 피험자는 B광역시에 거주하는 20대 성인 남성으로 최근 1년 동안 하지에 상해 경험이 없고, 오른발을 주로 사용하는 후족 착지형인 자로 한정하였다.

- 2) 보행과 주행의 분석 범위는 오른발로 하였다.
- 3) 보행과 주행의 속도는 트레드밀 상의 속도로 구분하였다.
- 4) 자연스러운 보행과 주행을 위해 보폭을 통제하지 않았다.
- 5) 피험자의 생리적 현상과 심리적 상태는 고려하지 않았다.

5. 용어의 정의

- 1) 보행주기(gait cycle) : 보행의 관점에서 동일한 발이 지면에 닿은 후 연속적으로 다시 지면에 접촉하기까지의 주기, 보통 입각과 체공기로 이루어진다
- 2) 보폭(step length) : 양발지지 상태에서 앞에 위치한 발의 뒤꿈치에서 뒤에 위치한 발의 뒤꿈치까지의 수평거리를 말한다.
- 3) 입각기(stance phase : ST) : 보행주기에서 발이 지면에 닿아있는 기간으로 지지기 또는 접촉기로도 불리며, 초기접지(initial contact)에서 발이지기(foot-off)까지를 말한다.
- 4) 체공기(swing phase : SW) : 유각기라고도 하며 보행주기에서 하지를 앞으로 전진시키기 위해 발이 공중에 떠 있는 시기로써 발이 지면을 떠나 다시 닿기 전까지의 기간을 말한다.
- 5) 내반(inversion) : 발목운동 중 발바닥이 내측으로 향하는 운동.

- 6) 외반(eversion) : 발목운동 중 발바닥이 외측으로 향하는 운동.
- 7) 회내(pronation) : 발목의 배측굴곡과 발 앞부위의 외전 및 종골의 외반이 결합된 운동으로, 후면에서 본 하퇴 중앙선에 대한 종골의 외반각으로 표시된다.
- 8) 회외(supination) : 발목의 저측굴곡과 발 앞부위의 내반 및 종골의 내반이 복합된 운동으로 그 크기의 표시는 회내와 같다.
- 9) 아킬레스건각(achilles tendon angle) : 후면에서 보았을 때 발목을 중심으로 발뒤꿈치와 장딴지 사이에 이루어지는 내측 각.
- 10) 후족각(rearfoot angle) : 수평면에 대한 신발 뒤꿈치 중앙의 내측 각.
- 11) 초기 아킬레스건각(initial achilles tendon angle) : 발이 지면과 접촉하는 시점의 아킬레스건각.
- 12) 초기 회내(initial pronation) : 지면 접촉 후 전체지면 접촉시간의 10%일때의 아킬레스건각.
- 13) 최대 아킬레스 건각(maximal achilles tendon angle) : 회내 동작이 최대일때의 아킬레스건각.
- 14) 전체 회내량(total pronation) : 지면접촉동안의 아킬레스건각의 총 변화량.

15) 초기 후족각(initial rearfoot angle) : 발이 지면과 접촉하는 시점의 후족각.

16) 최소 후족각(minimal rearfoot angle) : 최대 회내 동작 때의 후족각.

17) 후족각의 전체 회내량(total pronation of rearfoot angle) : 회내동안 후족각의 전체 변화량.

Ⅱ. 이론적 배경

1. 발의 해부학적 구조와 후족제어

사람의 양발은 52개의 뼈와 복잡한 인대와 근육 그리고 혈관으로 구성되어 있고, 일생동안 걷는데 있어 올바른 자세로 보행을 하지 않으면 체중분배의 잘못으로 인하여 발의 구조를 기형으로 만드는 원인이 되며, 발에 맞지 않는 신발은 발의 구조에 장애를 가져다준다. 또한, 충격이 척추와 대뇌에 까지 전달되어 질병을 일으키는 직접적인 원인이 된다(이우창, 2001).

발의 구조중에서 발목 관절(ankle joint), 거골하 관절(subtalar joint), 횡족근 관절(transverse tarsal joint), 족근중족 관절(transverse joint)은 발의 충격흡수와 이동에 중요한 역할을 한다. 발목 관절은 경골(tibia)과 비골(fibula)이 거골에 연결되는 관절로서 골간막에 의해 지지된다. 거골이 완전히 접합되면 배측 굴곡운동이 증가하며, 배측 굴곡운동이 완전히 이루어졌을 때 발은 최대 안정성을 유지할 수 있다(곽창수, 1993).

전거비인대(anteriortalofibular ligament)와 종비인대(calcaneofibular ligament)는 발목 관절의 외측 안정성을 유지하는데 중요한 역할을 한다. 반면, 삼각인대(deltoid ligament)는 발목관절의 내측 안정성을 유지해 준다. 횡족근 관절(transverse tarsal joint)은 거주 관절(talonavicular joint)과 종입방 관절(calcaneouiboid joint)로 구성되어 있다(이우창, 2001).

보행시에 발이 앞으로 나가면서 골반의 회전이 일어나고, 체중은 한 쪽으로 하지에서 다른 쪽 하지로 번갈아 가면서 이전된다. 한쪽 발이 지면

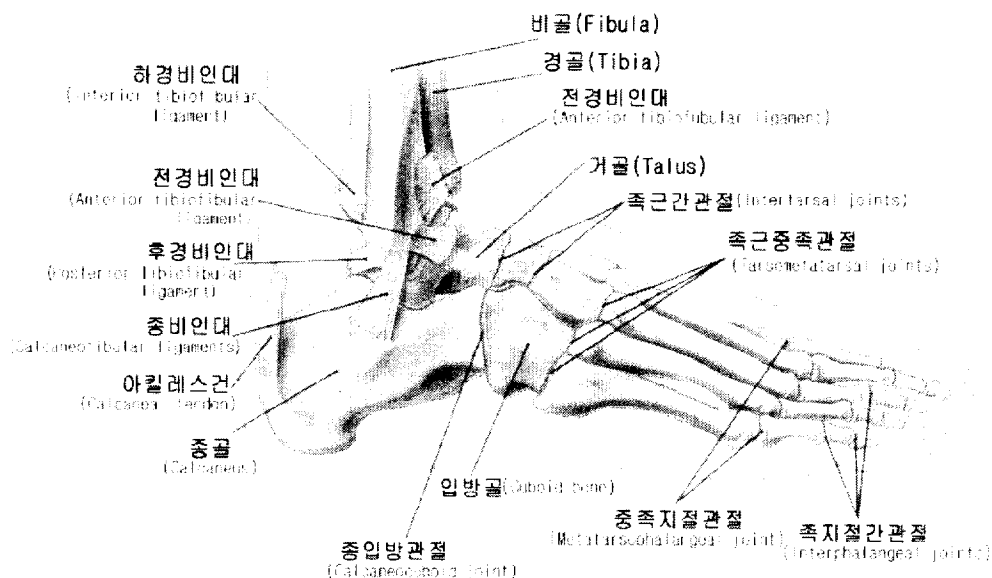


그림 1. 발의 해부학적 구조(해부·생리 교수협의회, 1993))

에 닿아 있는 상태에서, 반대쪽 하지와 몸통이 닿아있는 발을 지나서 앞으로 나가면서 회전도 일어난다. 이와 같은 중요한 역할을 해 주는 것이 거골하 관절이며, 이러한 회전력이 거골하 관절의 회내와 회외 운동으로 전달되는 것이다. 또한 거골하 관절은 근위부의 내반과 외반각 형성을 상쇄하고 보상하는 기능을 한다. 왜냐하면 족관절에서는 정상적으로 내반이나 외반이 불가능하기 때문이다. 신체에 작용하는 외력을 분산하기 위하여 발에서는 지지할 때 발을 유연하게 함으로써 충격을 완화하는 회내라는 운동 기전이 발생한다. 이 때 발목 관절에서는 배측굴곡, 거골하 관절에서는 외반과 외전이 동시에 발생하는데, 이 세 가지 동작이 동시에 발생하는 것을 회내라고 한다. 회내와 반대되는 기전은 회외로서 회외는 발이 최초에 지면을 접촉할 때와 지면을 떠날 때 발의 안정성을 유지시켜 주고, 추진력을 발휘할 수 있도록 해주는 기전이다(김현수, 2001).

2. 워킹 및 러닝운동과 후족제어

걷기와 달리기는 지지와 추진력을 제공하기 위해 교대로 두 다리를 사용하는 이동의 한 방법으로 정의할 수 있다. 걷기는 적어도 한 발이 항상 지면에 지지하고 있고, 각 주기 당 양발 지지기가 있으며 한발 지지기와 양발 지지기의 연속적인 변화로 일어난다. 달리기는 걷기에 비해 속도가 증가되며 지지기의 비율이 감소하여 공중에 떠 있는 체공 시간이 길어진다. 걷기와 달리기의 차이점은 양발 지지기가 있으면 걷기이고 양발 지지기가 없으면 달리기이다(강인혁, 2001).

걷기와 달리기는 발이 지면과 접촉하고 있는지의 여부에 따라 지지구간과 비지지구간으로 나눌 수 있는데, 지지구간은 발이 지면에서 이동하는 구간을 의미한다. 걷기의 경우 지지구간은 보행주기의 약 60%를 차지하고, 비지지구간은 나머지 40%를 차지하며, 지지구간시 두 번의 양발 지지구간이 발생한다. 이 때 보행의 속도가 빨라지게 되면 지지구간은 짧아지고 반대로 스윙구간이 길어진다. 양발 지지구간이 상실되면 걷기에서 달리기로 전환된 것이며 걸을 때는 지지구간의 비율이 크고 달릴때는 체공기의 비율이 크다(김지연, 2001).

후족제어라 함은 후면에서 바라 본 발목 운동으로 아킬레스건각과 후족각의 크기로 나타내는 것이 일반적이다(Leuthi, Frederick, Hawes & Nigg, 1986).

후족제어를 연구하는 방법으로 가장 많이 사용되는 방법은 피 실험자로 하여금 트레이드밀 위를 걸거나 뛰게 하고, 고속카메라를 이용하여 후족부위를 촬영하여 프레임별로 나누어 발뒤꿈치가 지면에 닿는 순간부터 전족이 지면에서 떨어지는 순간까지의 각도를 분석하는 것이다(이우창,

2001).

보행과 주행동작의 착지시, 발은 발목 관절을 중심으로 회내운동을 일으키고, 그 결과 아킬레스건각의 증가와 후족각의 감소를 가져온다(최규정, 권회자, 2003).

보행이나 러닝의 기본동작은 발이 지면에 닿기 전에는 회외동작이 발생하고, 발이 지면에 닿는 순간부터는 회내 동작이 발생하여 발이 지면에서 이지시에서는 회외 동작이 발생한다. 특히, 러닝에서는 회내 동작이 우세하게 나타나는데 착지시의 충격으로 자연스럽게 완화하는 역할을 하지만, 그 정도가 지나치게 되면 발목주위의 인대 부상이 발생할 수 있고, 회외가 지나치게 되면 아킬레스건에 힘이 가해져서 부상의 원인이 된다. 어느 정도의 회내는 발이 지면과 평평하게 접촉을 하는데 필요하며, 착지시 신체에 전달되는 충격을 분산 또는 감소시켜 주는 바람직한 동작으로 생각된다(이우창, 2001).

3. 러닝화의 구조

러닝화의 평가에 있어서 고려되어야 할 사항은 운동속도와 내구성 및 편안함도 중요하지만, 무엇보다도 중요한 것은 하지의 부상 예방으로 인식되고 있다(Bates, 1985).

러닝화는 15~20개의 부분으로 구성되어 있고, 그 부분들은 아주 특별한 방법으로 꿰매어져 있으며 서로 접촉해 있다. 이러한 구분은 신발 제조 회사에 의해서 다른 모양과 형태로 바뀌어져 왔기 때문에 신발의 부분명

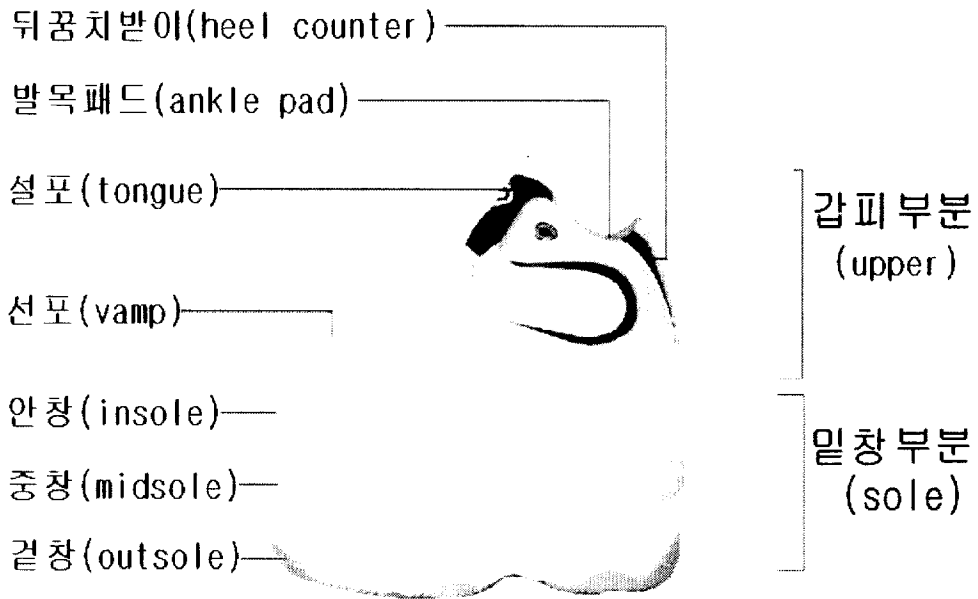


그림 2. 러닝화의 구조(박영식, 2001)

칭 또한 정립이 되어 있지 않다. 러닝화의 구조를 살펴보면 3개의 바닥(sole)과 몸통, 뒤꿈치 받이(heel counter) 및 토우 박스(toe box) 등으로 구분할 수 있다(이우창, 2001).

러닝화의 부분별 명칭을 정리한 것은 <그림. 2>와 같다.

정지원(1995)은 운동화는 크게 2가지로 구분된다. 첫째, 생활을 즐겁게 하고, 만족을 위한 목적으로 한 일반 운동화가 있으며, 둘째, 직업적인 운동을 목적으로 하는 것으로, 전문경기용 운동화가 있다. 전문경기용 운동화는 선수의 몸무게와 각 부위별 무게, 보폭기준 등 개인의 특성에 맞춰 제작되어 최상의 운동능력을 수행할 수 있도록 도와준다. 전문운동화와 일반 운동화의 기본 구조는 갑피와 밑창부분으로 되어있다. 갑피부분은 발등을 감싸는 부분으로서 발등의 보호기능 뿐만 아니라 시각적인 효

과의 비중이 높아 제작시 다양한 디자인이 가능하다. 밑창부분은 주로 발의 충격흡수, 발의 안정성과 관련하여 제작된다. 주된 재료는 고무이며, 기업마다 새로운 신소재의 개발을 위한 연구가 진행되고 있다.

4. 신발과 후족제어

신발은 단순히 발의 보호수단만이 아니라 발의 기능을 향상시키기 위하여 발전되어 왔다. 신발이란 발의 보호기능, 인간 활동의 형태에 따라 그 특수성이 고려되어야 한다. 이는 신발의 순응성이라고 할 수 있다. 러닝도 보행이라는 관점에서 보면 복잡적이고 유기적으로 체계화된 인체 이동의 수단이다. 보행하는 동안 접지시 수직방향의 최대 지면 반력은 체중의 2~3배에 이르게 되고(Clarke, Frederick & Cooper, 1982), 누적된 힘은 인체에 피로를 가져다주어 발목과 무릎 등에 상해를 일으킬 수도 있다(Cavanagh & Lafrtune, 1980 ; Clark, Frederick, & Hamill, 1983).

운동 중 발 부위의 부상을 방지하기 위해서는 운동화나 주행 지면을 바꾸어야 한다. 즉, 부드러운 재질의 운동화를 신거나 잔디 등 부드러운 주행 지면에서 훈련을 해야 한다. 지면 신발-발을 일련의 용수철과 같은 완충장치(damper)로 간주할 때 충격을 흡수하여 부상을 예방하기 위해서는 지면-신발 발의 시스템에서 용수철의 탄성계수를 변화시켜야 한다고 하였다(곽창수, 1993).

이연중, 유지선(1998)은 체중에 따른 중저 경도의 차이가 후족 운동과 충격 흡수에 어떠한 영향을 미치는지를 검토하여 체중에 따른 적합한 경

도를 제시하고 하는 연구에서 상해 예방과 주행의 합리적인 측면에서 볼 때 운동화 제작 시 체중이 인체에 미치는 영향을 고려해야 할 필요가 있으며, 특히 무거운 체중 집단에서 중 지지기시 일어나는 높은 회내를 방지하기 위해서 내측 부위와 전족 부위에 각각 경질의 중저 사용을 고려하는 것이 긍정적인 후족 제어와 충격흡수에 효율적이라 하였다.

발이 지면과 완전히 접촉한 후 거골하 관절은 서서히 이지를 하기 위해서 회외 운동을 하면서 전방으로 몸을 추진하기 시작한다. 이때 과도한 회외운동은 아킬레스건의 과도한 긴장을 초래하여 하지 상해의 원인이 된다. 선행 연구에 의하면 맨발로 달리기시 이지 아킬레스건각은 180° 에 근접하나 운동화 착용은 회외 운동을 증가시킨다고 하여 운동화의 영향을 지적하였다(곽창수, 1993).

이우창(2001)은 보행이나 러닝시에 발생하는 후족 동작과 충격력의 특성을 파악하고자 운동화의 내, 외측 경도가 서로 다른 6종류의 신발을 제작하여 실험함으로써 초기 아킬레스건각은 신발의 외측경도가 내측의 정도보다 작을 경우 아킬레스건각이 작은 경향을 보였으며, 초기 회내각은 내측의 정도가 외측의 정도보다 작은 신발에서 아킬레스건각이 크게 나타났다.

곽창수(1993)는 중저의 경도는 초기 아킬레스건 회내각과 후족 회내각, 아킬레스건 회내각과 후족 회내각의 각변위에는 영향을 미치나 최대 아킬레스건각과 최소 후족각, 이지 아킬레스건각의 크기에는 영향을 미치지 않는다. 그리고 경도가 작을수록 회내운동이 크게 나타나서 후족의 안정에는 부정적인 영향을 미친다고 하였다.

류지선, 이연중, 문동안(1996)은 젊은이들 사이에서 유행적으로 착용되고 있는 두 종류의 케쥬얼화와 운동화의 후족운동을 비교한 연구에서,

밑창이 두꺼운 신발은 지면과 첫 접촉시 큰 회내운동과 함께 이차시 큰 회외운동이 일어나고 있어 후족안정에 부정적인 영향을 미치며, 밑창이 납작한 신발이 운동학적 관찰에서 안정적인 후족 운동을 하고 있다고 하였다.

Ⅲ. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구에서는 20대의 성인남성 중 발의형태는 정상족이고 후족 착지형이며, 오른발을 주로 사용하며, 최근 1년간 하지의 상해 경력이 없는 사람 6명을 대상으로 선정하였다.

연구 대상자들의 신체적 특성은 <표 1>과 같다.

표 1. 연구 대상자들의 신체적 특성

연구대상 (n)	나이 (yrs)	신장 (cm)	체중 (kg)
6	24.17±1.72	177.50±2.88	72.00±2.88

2. 연구기간

- | | | |
|------------------|---|----------------------|
| 1) 연구 계획 | : | 2004 년 8월 ~ 2004년 9월 |
| 2) 선행 연구 및 문헌 연구 | : | 2004 년 9월 ~ 2005년 2월 |
| 3) 실험 및 측정 | : | 2005 년 1월 ~ 2005년 2월 |
| 4) 결과 처리 및 분석 | : | 2005 년 2월 ~ 2005년 4월 |
| 5) 논문 작성 | : | 2004 년 8월 ~ 2005년 4월 |

3. 측정기구

본 연구에서 사용된 측정 도구 및 그 용도는 <표 2>와 같다.

표 2. 측정기구

측정기기	모델	제작사	용도
트레드밀	CK3025	태하메카트로닉스	워킹 및 러닝
비디오 카메라	D-5100	sony	영상촬영
컴퓨터	펜티엄Ⅳ	intel	영상디지털타이징

4. 측정항목

1) 초기 회내운동

(1)초기 아킬레스건각 (2)초기 후족각

2) 최대 아킬레스건각과 최소 후족각

3)아킬레스건각과 후족각의 각변위

(1) 아킬레스건각의 각변위 (2) 후족각의 각변위

4) 이지 아킬레스건각

5. 실험방법

1) 사전 실험

실험 장비 및 실험도구의 배치는 <그림 3>과 같이 실내 공간에 트레드밀을 고정 설치하고 그 위에 기준척을 세웠다. 비디오카메라를 좌표 기준점으로부터 가장 촬영하기 좋은 뒤쪽지점인 2m 20cm 떨어진 곳에, 렌즈 중심의 높이가 1m 되도록 삼각대 위에 수평상태로 설치하였으며, 기준척이 카메라 렌즈 안에 들어오도록 줌렌즈를 맞추었다. 각도 측정기로 기준척에 표시된 통제점의 수평각과 수직각을 측정하여, 비디오 촬영기를 작동시켜 기준척을 5초 동안 촬영한 후 기준척을 제거하였다.

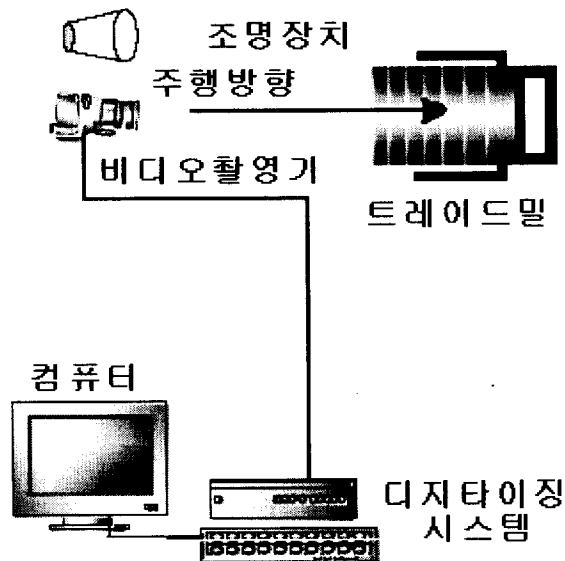


그림 3. 실험 장비의 배치(김보영, 2000)

촬영된 영상을 수치화할 때 수치화의 오차를 줄이기 위하여 우측 하지의 후면에 <그림 4>와 같이 4개의 마커(marker)를 부착하였다. 각 마커의 부착 지점은 다음과 같다(곽창수, 1993).

가. 점 A : 점 B로부터 15Cm위의 하퇴 중앙부에 부착.

나. 점 B : 하퇴 하부의 아킬레스건 위에 위치하도록 부착.

다. 점 C : 뒤꿈치받이의 중앙 상단부에 부착.

라. 점 D : 뒤꿈치받이의 하단부. C와 D를 잇는 선은 신발을 신고 있지 않을 경우 지면과 수직이 되도록 부착.

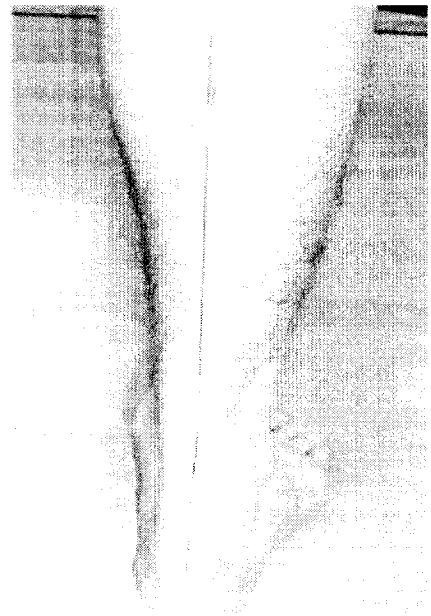
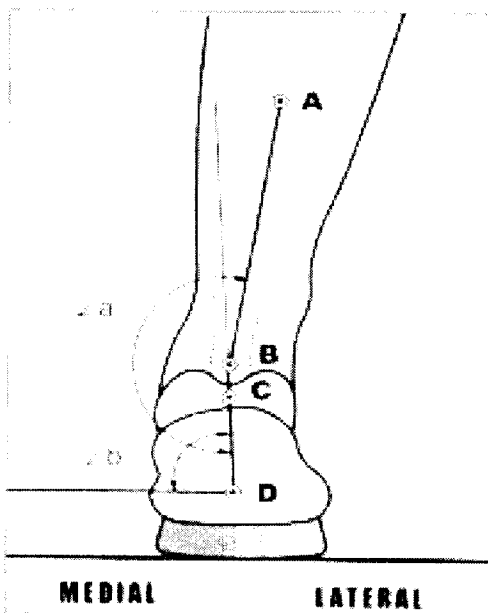


그림 4. 수치화 점의 위치(곽창수, 1993)

본 실험에 들어가기 전 피험자들의 부자연스러운 동작을 방지하기 위하여, 트레드밀 위에서 충분히 연습을 시킨 후 평상시처럼 자연스러운 동작이 되었을 때 실험을 시작하였다. 실험조건인 트레드밀의 속도는 김지연(2001)에 의해 서울시내 소재 병원과 헬스클럽에서 사전 조사하여 주로 사용되고 있는 걷기와 달리기 운동속도인 1.25m/s, 2.0m/s, 2.5m/s, 3.0m/s 중 정상인의 자유보행속도인 1.25m/s(임호남, 1999; 김영호, 양길태, 문무성, 1997)와 일반적인 조깅속도인 3m/s(정철수, 문영진, 1999)의 두 가지로 선택하였다.

각 속도별로 50걸음 이상을 추출하여 그 중 정확히 동작된 것만을 분석하였다. 또한 피험자들의 피로에 의한 오차를 줄이기 위해, 속도별 측정 후 1분 이상을 쉬게 했으며, 피 실험자들이 교대로 실험에 참가하도록 하였다. 실험한 데이터가 정상적으로 나타나는지를 확인 하기위한 예비 실험을 실시하여 자료의 신뢰성과 타당성을 확인하기 위해 실험 자료를 통계처리하였다.

2) 본 실험

본 연구는 D대학교 신발공학 연구실에서 워킹과 러닝 및 러닝화의 착용유무에 따른 후족제어 변인을 측정하여 후족의 안정성과 후족제어 성능을 비교 분석하기 위하여 실시하였다. 모든 조건은 사전 실험과 동일하게 하였으며, 측정된 데이터는 컴퓨터와 연결하여 데이터를 저장한 후 동작분석 프로그램인 Ariel Dynamics사의 Ariel Performance Analysis System (APAS)프로그램으로 수치화하였다.

본 실험에 사용된 러닝화는 무게가 215g인 일반적인 러닝화이며, 부분별 중저의 경도 차이가 없고, 허리쇠나 족궁받침등 일체의 부가기능이 없으며, 갑피는 합성피혁과 매쉬(mesh)로 되어 있고, 겔창은 고무

(rubber)로 되어있는 A사의 Quest-trail 모델인 제품을 사용하였으며, 실험에 사용된 러닝화는 <그림 5>와 같다.

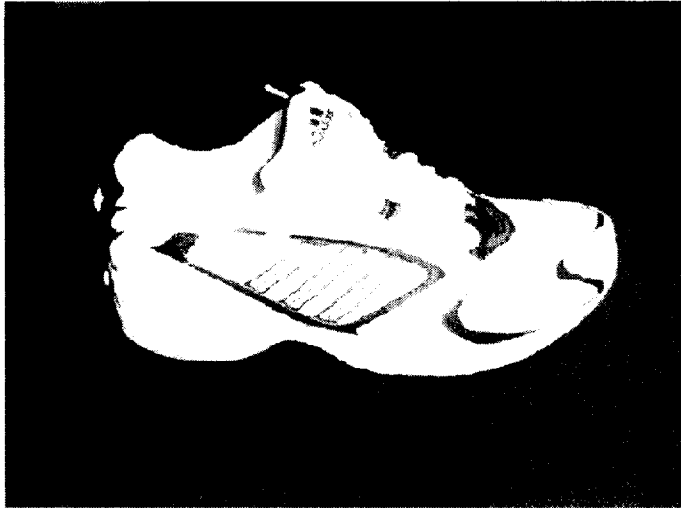


그림 5. 러닝화

6. 분석방법

본 연구의 후족제어에 관한 변인의 분석은 Ariel Dynamics사의 Ariel Performance Analysis System(APAS) 프로그램으로 데이터를 수치화하였다. APAS 프로그램은 <그림 4>에서 보는 바와 같이 부착된 마커 A, B, C, D의 관절점에 의해 연결된 강체의 연결 시스템으로 간주하고 수치와 표시점을 기준으로 자동으로 각도를 계산하여 수치화하는 시스템이다.

프로그램에 의해 착지전 아킬레스건각, 초기 아킬레스건각, 최대 아킬레스건각, 이지 아킬레스건각, 최초 후족각, 초기 후족각, 최소 후족각을 수치화 한 다음, 수치화된 값들을 excel 프로그램을 이용하여 아킬레스건각의 각변위, 후족각의 각변위를 계산하였고, 이 결과물의 항목별 자료분석은 excel 프로그램으로 하였다.

통계처리는 SPSS 12.0ver를 이용하여 통계처리 하였다. 보행 및 주행별 러닝화와 맨발의 후족제어 변인의 평균과 표준편차의 비교는 t-test를 실시하여 분석하였고, 통계적 유의 수준은 $p<.05$ 로 하였다.

IV. 연구 결과

본 연구에서는 러닝화의 착용유무에 따른 러닝화의 후족제어 변인을 촬영한 영상분석을 통하여 워킹 및 러닝시 후족 제어변인을 Ariel Dynamics사의 Ariel Performance Analysis System(APAS)프로그램을 이용하여 수치화하고 평균과 표준 편차를 구하였다. 러닝화의 착용유무에 따른 후족제어 변인들의 유의성을 검토한 결과는 다음과 같다.

1. 초기 회내운동

워킹시 초기 회내운동은 <표 3>과 <그림 6>에서 보는 바와 같이 초기 아킬레스건각은 미착용시 $176.87 \pm 3.08^\circ$ 착용시 $181.48 \pm 5.03^\circ$ 로 착용시

표 3. 초기 회내 운동

구분	측정항목	착용유무	M $\pm$ SD(degree)	t-value
워킹	초기 아킬레스건각	미착용	176.87 ± 3.08	-1.916
		착용	181.48 ± 5.03	
	초기 후족각	미착용	96.42 ± 0.40	5.370*
		착용	89.97 ± 1.46	
러닝	초기 아킬레스건각	미착용	174.79 ± 6.31	-1.884
		착용	180.84 ± 4.69	
	초기 후족각	미착용	100.42 ± 3.95	3.893*
		착용	93.97 ± 0.94	

* : $p < .05$

4.61°크게 나타났으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 초기 후족각은 미착용시 $96.42 \pm 0.40^\circ$ 와 착용시 $89.97 \pm 1.46^\circ$ 로 미착용시 6.45° 더 컸으며 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 크게 나타났다. 러닝시 초기 회내 운동은 <표 3>와 <그림 7>에서 보는바와 같이 초기 아킬레아킬레스건각은 미착용시 $174.79 \pm 6.31^\circ$ 착용시 $180.84 \pm 4.69^\circ$ 로 착용시 6.05° 컸으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 초기 후족각은 미착용시 $100.42 \pm 3.95^\circ$ 와 착용시 $93.97 \pm 0.94^\circ$ 로 미착용시 6.4°더 컸으며 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 크게 나타났다.

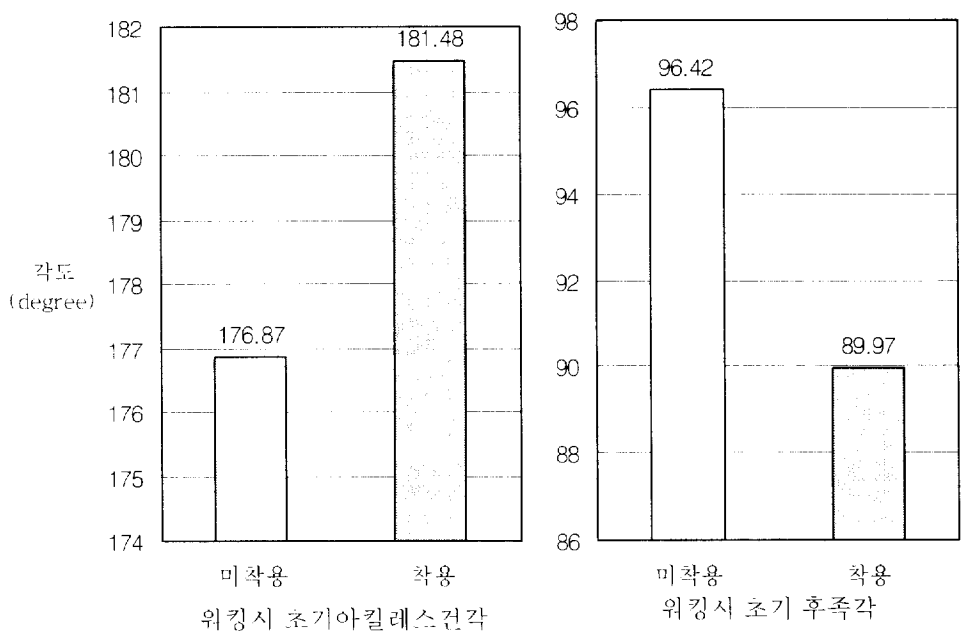


그림 6. 워킹시 초기 회내

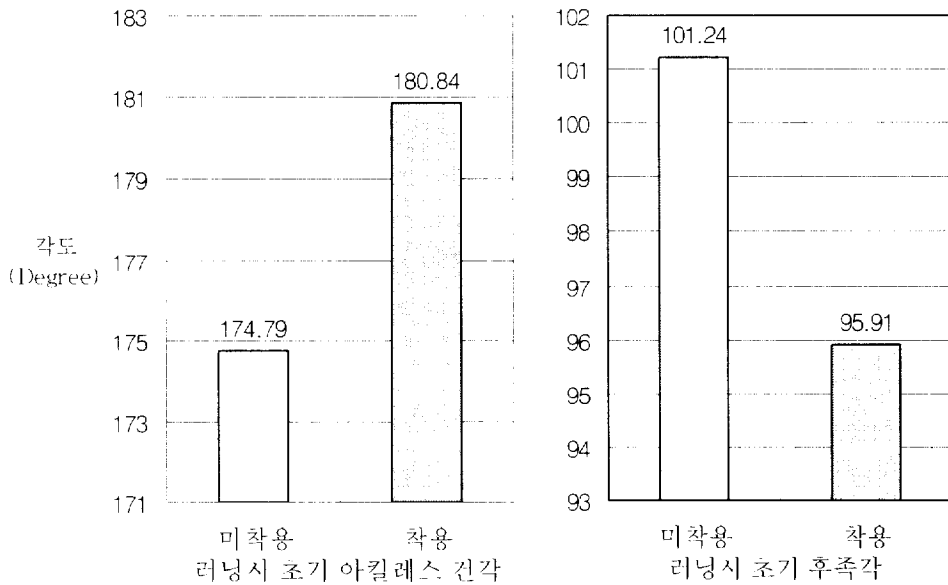


그림 7. 러닝시 초기 회내

2. 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각

워킹시 최대 아킬레스건각과 최소 후족각은 <표 4>와 <그림 8>에서 보는 바와 같이 최대 아킬레스건각은 미착용시 $178.84 \pm 3.33^\circ$ 와 착용시 $185.32 \pm 4.30^\circ$ 로 착용시 6.48° 더 컸으며, 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 컸다. 최소 후족각은 미착용시 $94.94 \pm 0.29^\circ$, 착용시 $88.69 \pm 1.03^\circ$ 로 미착용시 6.25° 더 컸으며 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 컸다. 러닝시 최대 아킬레스건각과 최소 후족각은 <표 4>와 <그림 9>에서 보는 바와 같이 최대 아킬레스건각은 미착용시 $179.70 \pm 4.23^\circ$ 와 착용시 $184.94 \pm 4.09^\circ$ 로 착용시 5.24° 더 컸으며, 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 최소 후족각은

미착용시 $96.30 \pm 3.07^\circ$, 착용시 $90.84 \pm 0.44^\circ$ 로 미착용시 5.46° 더 컸으며, 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 컸다.

표 4. 최대 아킬레스건각과 최소 후족각

구분	측정항목	착용유무	M $\pm$ SD(degree)	t-value
워킹	최대 아킬레스건각	미착용	178.84 ± 3.33	-2.468*
		착용	185.32 ± 4.30	
	최소 후족각	미착용	94.94 ± 0.29	14.274*
		착용	88.69 ± 1.03	
리닝	최대 아킬레스건각	미착용	179.70 ± 4.23	-2.180
		착용	184.94 ± 4.09	
	최소 후족각	미착용	96.30 ± 3.07	4.307*
		착용	90.84 ± 0.44	

* : $p < .05$

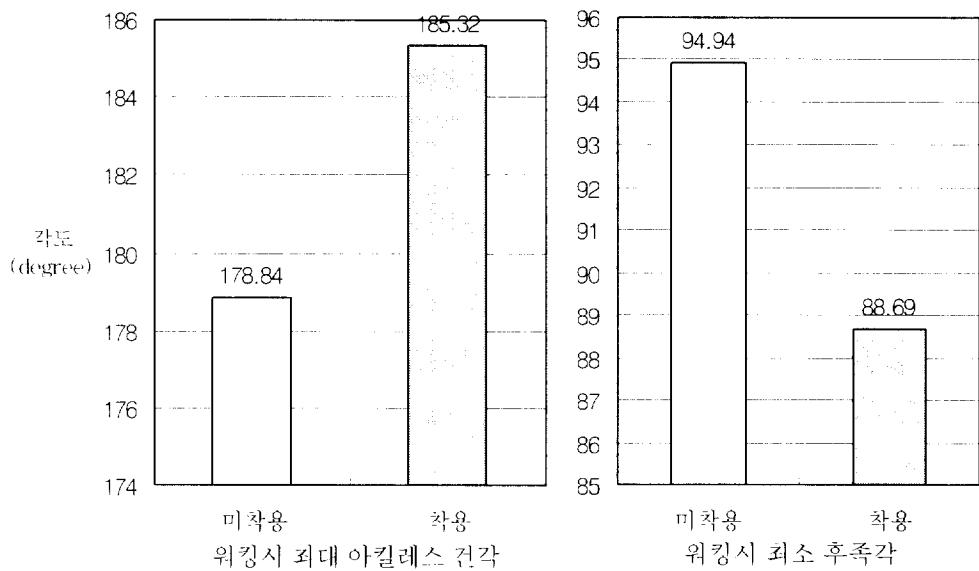


그림 8. 워킹시 최대 아킬레스건각과 최소 후족각

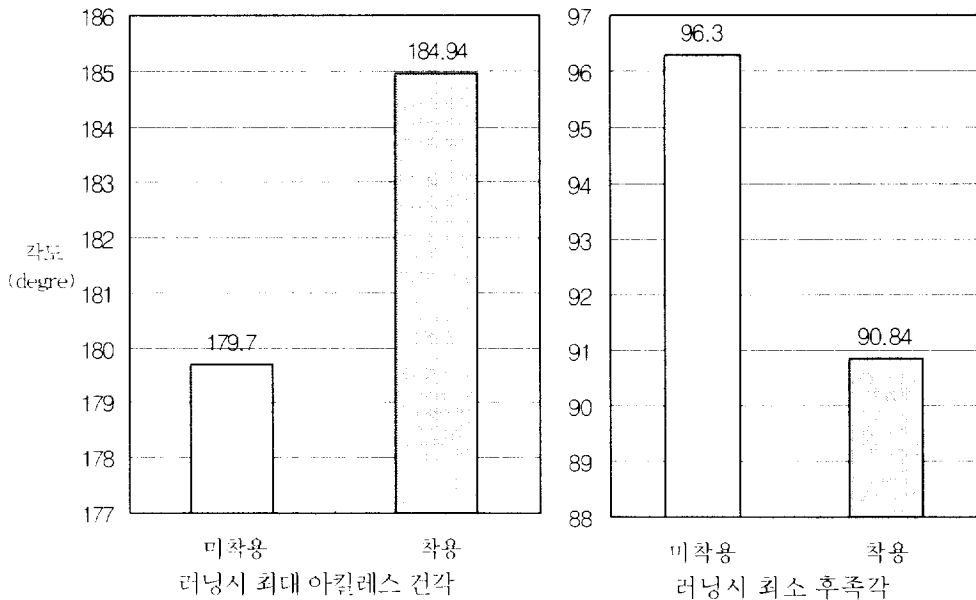


그림 9. 러닝시 최대 아킬레스건각과 최소 후족각

3. 아킬레스건각과 후족각의 각변위

워킹시 아킬레스건각의 각변위와 후족각의 각변위는 <표 5>와 <그림 10>에서 보는 바와 같이 아킬레스건각의 각변위는 미착용시 $6.39 \pm 0.83^\circ$ 착용시 $8.20 \pm 1.85^\circ$ 로 착용시 1.81° 더 컸으나 통계적으로는 유의한 차이가 없었다. 후족각의 각변위는 미착용시 $2.32 \pm 0.51^\circ$ 와 착용시 $3.22 \pm 1.44^\circ$ 로 착용시 0.9° 더 컸으나 통계적으로는 유의한 차이가 없었다. 러닝시 아킬레스건각의 각변위와 후족각의 각변위는 <표 5>와 <그림 11>에서 보는 바와 같이 아킬레스건각의 각변위는 미착용시 $6.94 \pm 2.58^\circ$ 와 착용시

7.14±2.34°로 착용시 0.20° 더 컸으나 통계적으로는 유의한 차이가 없었다. 후족각의 각변위는 미착용시 4.94±1.09°와 착용시 5.07±1.75°로 착용시 0.13° 더 컸으나 통계적으로는 유의한 차이가 없었다.

표 5. 아킬레스건각과 후족각의 각변위

구분	측정항목	착용유무	M ± SD(degree)	t-value
워킹	아킬레스건각의 각변위	미착용	6.39±0.83	-2.195
		착용	8.20±1.85	
	후족각의 각변위	미착용	2.32±0.51	-1.444
		착용	3.22±1.44	
러닝	아킬레스건각의 각변위	미착용	6.94±2.58	-0.141
		착용	7.14±2.34	
	후족각의 각변위	미착용	4.94±1.09	-0.150
		착용	5.07±1.75	

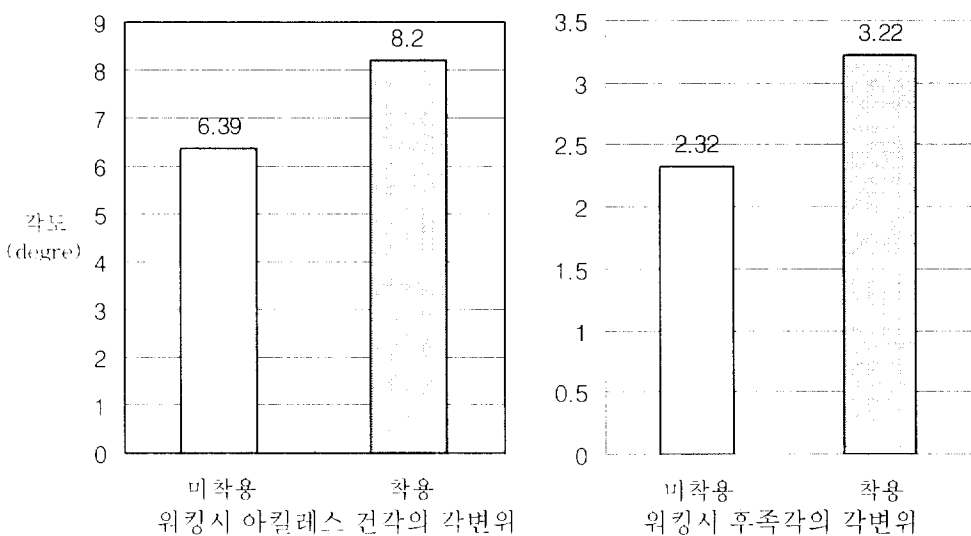


그림 10. 워킹시 아킬레스건각과 후족각의 각변위

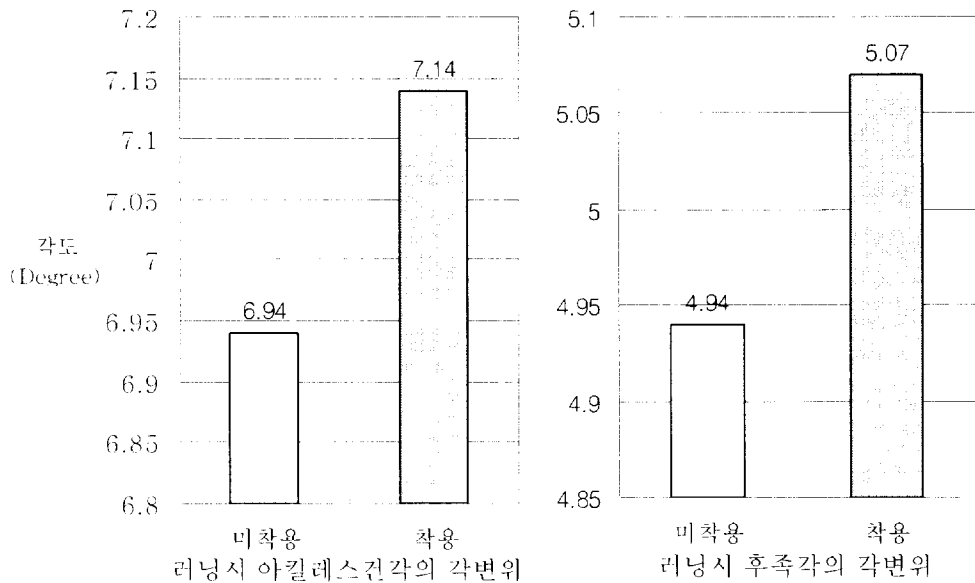


그림 11. 러닝시 아킬레스건각과 후족각의 각변위

4. 이지 아킬레스건각

워킹시 이지 아킬레스건각은 <표 6>과 <그림 12>에서 보는 바와 같이 미착용시 $177.62 \pm 8.78^\circ$ 착용시 $173.74 \pm 16.31^\circ$ 로 미착용시 3.88° 더 컸으며 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 컸다. 러닝시 이지 아킬레스건각은 <표 6>과 <그림 12>에서 보는 바와 같이 미착용시 $178.37 \pm 19.28^\circ$, 착용시 $171.26 \pm 12.18^\circ$ 로 나타났으며, 미착용시 7.11° 더 컸으며, 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 컸다.

표 6. 이지 아킬레스건각

구분	측정항목	착용유무	M ± SD(degree)	t-value
워킹	이지 아킬레스건각	미착용	177.62 ± 8.78	2.017*
		착용	173.74 ± 16.31	
러닝	이지 아킬레스건각	미착용	178.37 ± 19.28	2.418*
		착용	171.26 ± 12.18	

* : p<.05

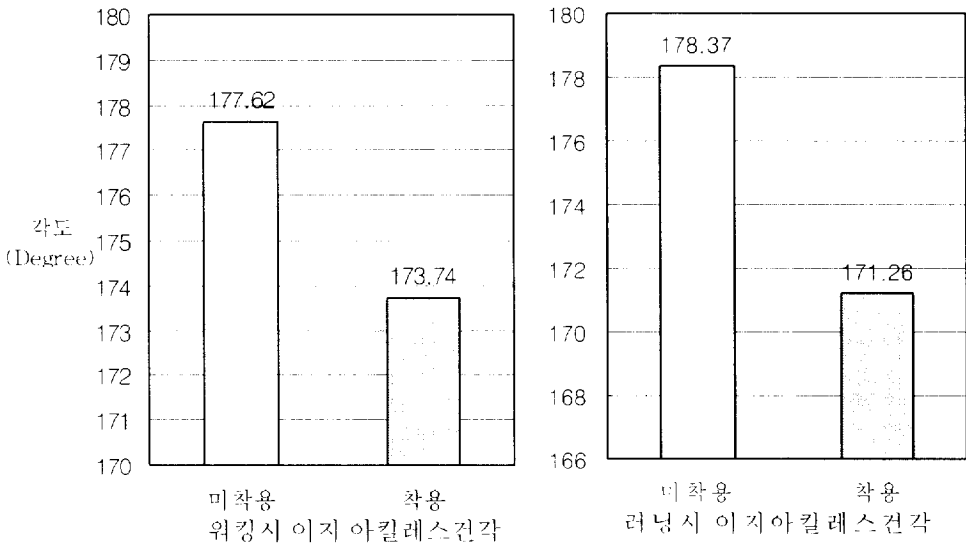


그림 12. 이지 아킬레스 건각

V. 논 의

1. 초기 회내 운동

초기 회내운동은 총 접지시간의 10분의 1시점에서의 회내운동으로서 발의 충격흡수 측면에서 볼 때 착지시 충격력(impact force)이 나타나는 시기와 일치하기 때문에 매우 중요한 의미를 지닌다(곽창수, 1993).

초기 회내운동이 일어날 때 거골하 관절의 외변은 경골의 내측회전을 야기시키며, 이것은 무릎, 허리 등으로 전달되어 하지의 수평면상의 운동을 증가시키기 때문에 부상을 유발할 수 있다고 하였다. 이 시점에서의 아킬레스건각이 크면 거골하 관절(subtalar joint)에 부하가 많이 걸리고, 발목주변의 근육이나 인대에 더 많은 부하를 주게 되어 부상을 초래할 가능성이 많은 것으로 알려져 있다(이우창, 2001).

정길석(2002)은 초기 아킬레스건각이 크면 거골하 관절에 부하가 많이 작용하게 되고, 또한 운동화 뒤꿈치의 중앙과 발바닥의 접지부분을 연결한 지레의 저항이 커지기 때문에 발목 주변의 근육이나 인대에 더 많은 힘이 작용하게 되어 부상을 초래할 가능성이 많다. 따라서 이론적으로 초기 아킬레스건각이 작을수록 유리하다고 할 수 있다고 하였다.

최규정, 권희자(2003)는 보행용 전문 신발과 일반 운동화의 운동역학적 비교분석에서 초기 아킬레스건각의 각도가 일반신발과 보행용신발이 각각 $188.0 \pm 3.24^\circ$, $187.5 \pm 5.56^\circ$ 로 나타났다.

곽창수(1993)의 연구에서는 경도 60, 50, 40에서 각각 초기 아킬레스건 각이 $184.3 \pm 5.6^\circ$, $182.3 \pm 5.8^\circ$, $186.5 \pm 6.6^\circ$ 로 나타났으며, 정석길(2002)은 보행시 노인의 발목관절 동작에 관한연구에서 20대 남성의 초기 아킬레스건각의 크기를 181.6° 로 나타냈다.

본 연구에서는 워킹시 초기 아킬레스건각은 미착용시 $176.87 \pm 3.08^\circ$ 착용시 $181.48 \pm 5.03^\circ$ 로 착용시 4.61° 더 컸으나 통계적으로 유의한($p < .05$) 차이가 없었고, 초기 후족각은 미착용시 $96.42 \pm 0.40^\circ$ 와 착용시 $89.97 \pm 1.46^\circ$ 로 미착용시 에서 6.45° 더 컸으며 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 컸다. 러닝시 초기 아킬레스건각은 미착용시에 $174.79 \pm 6.31^\circ$ 착용시 $180.84 \pm 4.69^\circ$ 로 착용시 6.05° 더 컸으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 초기 후족각은 미착용시 $100.42 \pm 3.95^\circ$ 와 착용시 $93.97 \pm 0.94^\circ$ 로 미착용시 6.4° 더 컸으며 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 컸다.

류지선, 이연중, 문동안(1996)은 밑창이 납작한 신발이 각변위가 적다고 반드시 부상 예방에 적합한 신발이라고 할 수 없다. 그것은 밑창이 납작한 신발은 지면과 접촉시 충격을 적절히 흡수시키는 쿠션이 결여된 관계로 충격이 바로 관절로 이동되어 상해 유발의 가능성이 증가하기 때문이라는 연구보고와 초기 회내에서 수치적으로 러닝화가 더 높게 나타난 것은 초기에 충격력이 발생하면 충격력을 발바닥 부위가 착지되면서 충격에서 충격력을 흡수하는 기능을 수행하기 때문에 거골하 관절의 회전이 늦어져서 나타나는 현상으로 사료된다.

또한 전반적으로 선행연구에 비하여 초기아킬레스건각의 값이 작게 나온 것은 실험 속도의 차이와 바닥의 경도 그리고 신발의 경도 차이에 의하여 발생한 것으로 사료된다.

2. 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각

최대 아킬레스건각은 발뒤꿈치가 지면에 닿는 순간부터 지면에서 떨어지는 순간까지의 아킬레스건각 중 가장 큰 각도를 나타낸 것으로서, 회내 동작이 가장 컸음을 나타냈다(이우창, 2001).

최대 아킬레스건각의 적정 크기에 대해서는 정확한 해답을 못 찾고 있는 실정으로, 일반적으로 최대 아킬레스건각이 작을수록 좋다고 하였다(정석길, 2002). 또한 아직까지 최대 회내운동의 크기가 어느 정도 일 때 부상이 발생되는지는 정확히 알려져 있지 않다(곽창수, 1993).

정길석(2002)는 보행시 노인의 발목관절 동작에 관한 연구에서 20대 남성의 최대아킬레스건각을 191.6° 로 보고하고 있다.

곽창수(1993)는 운동화 중저의 경도가 주행시 발바닥의 압력분포와 충격흡수에 미치는 영향에서 최대아킬레스건각을 $196.8 \pm 5.1^\circ$ 로 보고하고 있다.

이우창(2001)은 러닝화의 경도 차이가 후족 제어 및 충격력에 미치는 영향분석에서 최대아킬레스건각을 212.80° 로 보고 하였다.

본 연구에서는 워킹시 최대 아킬레스건각은 미착용시 $178.84 \pm 3.33^\circ$ 와 착용시 $185.32 \pm 4.30^\circ$ 로 착용시 6.48° 더 컸으며 통계적으로도 유의하게 ($p < .05$) 컸다. 최소 후족각은 비착용시 $94.94 \pm 0.29^\circ$, 착용시 $88.69 \pm 1.03^\circ$ 로 미착용시 6.25° 더 컸으며 통계적으로도 유의하게 ($p < .05$) 컸다. 러닝시 최대 아킬레스건각은 미착용시 $179.70 \pm 4.23^\circ$ 와 착용시 $184.94 \pm 4.09^\circ$ 로 착용시 5.24° 더 컸으며, 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 최소 후족각은 미착용시 $96.30 \pm 3.07^\circ$, 착용시 $90.84 \pm 0.44^\circ$ 로 미착용시 5.46° 더 컸으며 통

계적으로도 유의하게($p<.05$) 컸다.

본 연구에서는 워킹시 미착용과 착용시중 착용시의 최대 아킬레스건각이 더 높게($p<.05$) 나타난 것은 신발의 높이와 러닝화의 중저의 경도 때문에 발생한 것으로 사료된다. 류지선, 이연중(1996)은 밑창이 두꺼운 신발이 지면과 접촉시 앞뒤 굽이 같은 높이를 지닌 관계로 모멘트 팔(moment arm)이 길어져 회내운동이 크게 이루어진 것으로 본다면 맨발과 러닝화를 비교 시 러닝화의 밑창의 두께가 더 두껍다고 볼 수 있기 때문이다.

본 실험에서 비착용시가 최대 아킬레스건각의 값이 적게 나타난 것만 본다면 비착용시가 더 뛰어난 후족제어 기능을 가진다고 할 수 있다.

이러한 결과는 신발을 착용하므로써 발과 지면의 높이가 높아져서 나타나는 현상으로 사료되며, 신발의 밑창의 두께는 얇으며, 충격흡수 기능이 뛰어난 신발이 후족의 제어가 뛰어난 신발이라고 할 수 있다.

3. 아킬레스건각과 후족각의 각변위

아킬레스 건각의 총 각 변위는 지면과의 접지 중에 나타나는 최대 아킬레스 건각에서 최초 아킬레스 건각을 뺀 차이를 나타낸 것으로 지면과의 접지 전 과정을 통하여 발목에 회내 운동이 일어난 정도를 말하고, 아킬레스 건각의 각 변위는 작을수록 좋다(정석길, 2000).

류지선, 이연중, 문동안(1996)은 주행시 케쥔화의 후족 움직임의 운동학적 분석에서 아킬레스건각의 각변위를 일반 운동화에서 $15.31\pm3.61^\circ$ 로 보고하고 있다.

이우창(2002)은 신발의 중저의 경도의 차이에 따라 각변위가 최고

24.33° 최저 17.63°로 나타났다.

최규정, 권회자(2003)는 보행용 전문 신발과 일반 운동화의 운동학적 비교분석에서 일반 신발의 경우 각변위는 $9.0 \pm 0.62^\circ$ 로 나타났다.

정석길(2002)은 20대 젊은 남자의 아킬레스건각의 변화량이 14.1° 로 보고 하고 있다.

본 연구에서는 워킹시 아킬레스건각의 각변위와 후족각의 각변위는 미착용시 $6.39 \pm 0.83^\circ$ 착용시 $8.20 \pm 1.85^\circ$ 로 착용시 1.81° 더 컸으나 통계적으로는 유의한 차이가 없었다. 후족각의 각변위는 미착용시 $2.32 \pm 0.51^\circ$ 착용시 $3.22 \pm 1.44^\circ$ 로 착용시 0.9° 더 컸으나 통계적으로는 유의한($p < .05$) 차이가 없었다. 러닝시 아킬레스 건각의 각변위와 후족각의 각변위는 미착용시 $6.94 \pm 2.58^\circ$ 와 착용시 $7.14 \pm 2.34^\circ$ 로 착용시 0.20° 더 컸으나 통계적으로는 유의한 차이가 없었다. 후족각의 각변위는 미착용시 $4.94 \pm 1.09^\circ$ 와 착용시 $5.07 \pm 1.75^\circ$ 로 착용시 0.13° 더 컸으나 통계적으로는 유의한 차이가 없었다.

본 연구에서는 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았지만 보행과 주행시 모두 착용시 아킬레스건각의 각변위가 더 높은 변화량으로 보인 것은 중저의 경도가 연질 일수록 회내 운동이 크게 나타나며 그 범위는 $7 \sim 15^\circ$ 정도가 된다는 광창수, 이계산, (1997)의 연구 결과와 일치 하였다. 또한 전반적으로 각변위의 수치가 이연중, 류지선(1998), 정석길(2000)등의 값보다 작게 나온 것은 운동장이나 맨바닥이 아닌 트레드밀이기 때문에 트레드밀 자체의 충격흡수 기능이나 바닥의 경도 때문에 이와 같은 결과가 나타난 것으로 사료된다.

선행 연구의 결과에 의하면 운동장보다는 트레드밀에서 달리기를 할 때 최대 아킬레스건각이 작다는 보고가 있기 때문이다 또한 신발바닥의 두께, 모양, 뒤꿈치받이, 깔창 등에 따라서 달라진다는 광창수(1993)의 주장

을 감안할 때 충분히 차이가 발생 할 수 있다고 사료된다.

4. 이지 아킬레스건각

이지 회외운동은 이지시 발목이 전족의 외측으로 움직이는 현상으로서 후족의 내측회전과 관련이 있기 때문에 아킬레스건 통증의 원인이 된다. 또한 이지 회외운동은 운동방향이 측방으로 작용하기 때문에 운동수행에 부정적인 영향을 미친다. 그러므로 이지 회외운동에 영향을 미치는 요인을 분석하여 이를 감소시키는 방안을 강구하는 것이 무엇보다 중요하다 (곽창수, 1993).

이연중, 류지선(1998) 주행시 체중에 따른 운동화 중저 정도가 충격 흡수 및 후족 제어에 미치는 영향에서 일반인이 운동화를 착용했을 때 이리아킬레스건각 값을 경질의 중저인 신발에서 $172.84 \pm 3.41^\circ$ 연질의 중저일때, $168.54 \pm 2.3^\circ$ 로 나타났다.

류지선, 이연중, 문동안(1996)은 주행시 캐주얼화의 후족 움직임의 운동학적 분석에서 이지 아킬레스 건각은 밑창이 두꺼운 신발이 155.86° 로 가장 작고, 운동화가 168.23° , 밑창이 납작한 신발은 맨발에서 보여질 수 있는 180° 에 유사한 184.66° 를 보이고 있었다.

곽창수(1993)는 연질의 중저를 가진 운동화에서 166.8° 로 가장 작게 나타났다고, 경질의 중저를 가진 운동화는 171.5° 로 나타났다.

본 연구에서는 워킹시 미착용은 $177.62 \pm 8.78^\circ$ 로 나타났고, 착용시 $173.74 \pm 16.31^\circ$ 로 나타났으며 미착용시가 3.88° 더 컸으며 통계적으로 유의하게($p < .05$)였다. 러닝시 이지 아킬레스건각은 미착용시 $178.37 \pm 19.28^\circ$

로 나타났고, 착용시 $171.26 \pm 12.18^\circ$ 로 나타났으며 미착용시 7.11° 더 컸으며 통계적으로 유의하게($p < .05$) 컸다.

본 연구에 서도 류지선, 이연중, 문동안(1996)의 연구와 곽창수(1993), 이연중, 유지선(1998)의 연구결과와 일치 하였으며, 또한 대부분의 신발의 경우 $20 \sim 25^\circ$ 의 이지 회외운동을 일으키며 맨발로 달릴때는 회외운동이 거의 일어나지 않는다(Nigg, 1987)는 연구 결과와 일치하였다.

이러한 결과들은 이지시 회외운동이 신발조건과 밀접한 관계가 있음을 시사하는 내용이다. 본 연구의 결과에 따르면 이지시 아킬레스건각의 회외량은 맨발이 거의 일어나지 않아 우수한 후족 제어 성능을 가진 것으로 보이나 그것은 러닝화가 신발의 중요 기능인 충격흡수 기능을 수행하고자 외전 되는 과정에 나타나는 현상으로 사료된다.

VI. 결론 및 제언

1. 결론

본 연구는 2차원 영상분석 시스템을 이용하여 정상족이며 후족 착지형인 20대의 정상 남자 6명을 대상으로 트레드밀상에서 맨발과 러닝화를 착용하고 보행과 주행을 실시하여 후족제어 변인을 측정 비교하고 그 측정 내용을 검증하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1) 초기 회내운동에서의 초기 아킬레스건각은 워킹시 미착용시의 경우는 $176.87 \pm 3.08^\circ$ 착용시 $181.48 \pm 5.03^\circ$ 로 착용시 4.61° 컸으며 통계적으로 유의한 차이가 없었고, 초기 후족각은 미착용시 $96.42 \pm 0.40^\circ$ 착용시 $89.97 \pm 1.46^\circ$ 로 미착용시 6.45° 더 컸으며, 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 컸다. 러닝시 초기 아킬레스건각은 미착용시의 경우 $174.79 \pm 6.31^\circ$ 착용시 $180.84 \pm 4.69^\circ$ 로 착용시 6.05° 컸으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 초기 후족각은 미착용시 $100.42 \pm 3.95^\circ$ 와 착용시 $93.97 \pm 0.94^\circ$ 로 미착용시 6.4° 더 컸으며 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 크게 나타났다.

2) 최대 아킬레스건각과 최소 후족각에서는 워킹시 최대 아킬레스건각은 미착용시 $178.84 \pm 3.33^\circ$ 와 착용시 $185.32 \pm 4.30^\circ$ 로 착용시 6.48° 컸으며 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 컸다. 최소 후족각은 미착용시 $94.94 \pm 0.29^\circ$ 착용시 $88.69 \pm 1.03^\circ$ 로 미착용시 6.25° 더 컸으며 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 컸다. 러닝시 최대 아킬레스건각은 미착용시 $179.70 \pm 4.23^\circ$ 와 착

용시 $184.94 \pm 4.09^\circ$ 로 착용시 5.24° 더 컸으며, 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 최소 후족각은 미착용시 $96.30 \pm 3.07^\circ$, 착용시 $90.84 \pm 0.44^\circ$ 로 미착용시 5.46° 더 컸으며 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 컸다.

3) 아킬레스건각과 후족각의 각변위에서는 워킹시 아킬레스건각의 각변위는 미착용시 $6.39 \pm 0.83^\circ$ 와 착용시 $8.20 \pm 1.85^\circ$ 로 착용시 1.81° 더 컸으나, 통계적으로는 유의한 차이가 없었다. 후족각의 각변위는 미착용시 $2.32 \pm 0.51^\circ$ 와 착용시 $3.22 \pm 1.44^\circ$ 로 착용시 0.9° 더 컸으나 통계적으로는 유의한 차이가 없었다. 러닝시 아킬레스건각의 각변위는 미착용시 $6.94 \pm 2.58^\circ$ 와 착용시 $7.14 \pm 2.34^\circ$ 로 착용시 0.20° 더 컸으나 통계적으로는 유의한 차이가 없었다. 후족각의 각변위는 미착용시 $4.94 \pm 1.09^\circ$ 와 착용시 $5.07 \pm 1.75^\circ$ 로 착용시 0.13° 더 컸으나, 통계적으로는 유의한 차이가 없었다.

4) 이지 아킬레스건각

워킹시 이지 아킬레스건각은 미착용시 $177.62 \pm 8.78^\circ$ 로 나타났고, 착용시 $173.74 \pm 16.31^\circ$ 로 나타났으며 미착용시 3.88° 더 컸으며 통계적으로도 유의하게($p < .05$) 컸다. 러닝시 이지 아킬레스 건각은 미착용시 $178.37 \pm 19.28^\circ$ 로 나타났고, 착용시 $171.26 \pm 12.18^\circ$ 로 나타났으며 미착용시 7.11° 더 컸으며 통계적으로 유의하게($p < .05$) 컸다.

2. 제언

본 연구에서는 근래에 널리 사용되고 있으며 가장 선호되고 있는 운동기구인 트레드밀에서 맨발, 그리고 트레드밀 운동시 많이 착용되는 운동화인 러닝화의 후족 제어 성능을 살펴보고 상호 비교하여 트레드밀 운동시 하지의 상해 예방과 연구자들에게 기초 자료를 제공하고자 실시한 결과 자신의 신체조건과 상황에 맞는 운동화의 선택이 중요함을 확인하였다.

그러나 본 연구에서는 신발의 착용 유무와 속도의 변화에만 한정된 변인으로 운동학적 특성을 확인하였을 뿐, 운동역학적이거나 생리학적, 해부학적 측면을 고려한 복합적인 요인들의 측정, 분석은 이루어지지 못하였다. 그러므로 앞으로 이러한 다양한 운동역학적 변인 생리적인 변인, 해부학적 변인이 함께 고려된 다양하고 복합적인 연구가 이루어져야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- 강인혁(2001). 발목관절지지 방법이 발목관절 상해자의 보행 동작에 미치는 효과. 서울대학교 대학원 석사학위논문, 7.
- 곽창수(1993). 운동화 중저의 경도가 주행시 발바닥의 압력분포와 충격흡수에 미치는 영향. 서울대학교 대학원 박사학위논문, 2, 65, 70, 75.
- 곽창수, 이계산(1997). 전족과 후족의 부위별 경도가 후족제어 및 Torsiondml 크기에 미치는 영향. 한국체육학회지, 36(4), 337~347.
- 김보영(2000). 복합 발목관절의 운동범위 족궁의 높이와 복속이 수직 충격력과 회내에 미치는 영향. 연세대학교 교육대학원 석사학위논문, 21.
- 김영호, 양길태, 문무성(1997). Treadmill에서의 경사로 정상보행에 관한 동작분석. 의공학회지, 18(1), 71~77.
- 김유신(2002). 트레드밀 보행시 경사도와 속도에 따른 보행형태의 운동학적 분석. 강릉대학교 교육대학원 석사학위논문, 1.
- 김지연(2001). 경사도와 속도에 따른 트레드밀 보행의 운동역학적 분석. 이화여자대학교 대학원 박사학위논문, 1~2, 8.
- 김현수(2001). 달리기시 하지의 해부학적 상해 요인이 후족의 회내, 경골의 내측회전, 그리고 수직충격량에 미치는 영향. 연세대학교 대학원 석사학위논문, 1, 7.
- 류지선, 이연종, 문동안(1996). 주행시 캐주얼화의 후족움직임의 운동학적 분석. 한국체육학회지, 34, 609~615.
- 박영식(2001). 스포츠화 디자인 개발에 관한 연구. 경성대학교 멀티미디어 정보예술대학원 석사학위논문, 7.

- 부진후(2001). 러닝 시 충격에 의한 신체 각 부위의 가속도 전달 특성. 동아대학교 박사학위논문, 22.
- 윤남식, 이경옥, 김지연(2001). 트레드밀 운동시 속도와 경사도에 따른 운동역학적 변인의 특성비교. 한국유산소운동과학회지, 5(1), 49~68.
- 이연중, 류지선(1998). 주행 시 체중에 따른 운동화 중저 경도가 충격 흡수 및 후족 제어에 미치는 영향. 한국체육학회지, 37(3), 338~348.
- 이영숙(1997). 육상선수의 운동상해에 관한 조사. 이화여자 대학교 사회복지 대학원 석사학위논문, 30~31.
- 이우창(2001). 러닝화의 경도 차이가 후족 제어 및 충격력에 미치는 영향 분석. 동아대학교 대학원 석사학위논문, 1, 2, 4, 5, 32.
- 이종훈, 김재필(1999). 비만 남자의 달리기 시 운동화 중저 경도가 후족 제어에 미치는 영향. 한국체육학회지, 38(4), 512~528.
- 임동욱(2004). 20대 남성의 속도에 따른 지면반력 분석. 부경대학교 교육대학원 석사학위논문, 2.
- 임호남(1999). 트레드밀 경사도에 따른 보행 시 하지분절의 협응과 제어. 경기대학교 대학원 박사학위논문, 33.
- 정석길(2000). 노인의 발 유형 및 보행특성에 따른 신발디자인의 인간공학적 연구. 동아대학교 박사학위 논문, 76~79.
- 정석길(2002.) 보행시 노인의 발목관절 동작에 관한 연구. 산업디자인 연구, 2, 5~6.
- 정지원(1995). 국내 신발업체의 운동화 디자인 개발을 위한 제언. 이화여자 대학교 대학원 석사학위논문, 4.
- 정철수, 문영진(1999). 조강시 부상방지를 위한 신발 중저의 경도 및 높이에 대한연구. 체육연구소논집, 20(2), 19~27.
- 최규정, 권희자(2003). 보행용 전문 신발과 일반 운동화의 운동역학적 비교

- 분석. 한국 운동역학회지, 12(2), 169.
- 최순복(2001). 발의 불편감에 영향을 미치는 구두 형태 및 보행특성. 건국대학교 대학원 박사학위논문, 1.
- 해부 생리 교수협의회(1993). 계통 해부도. 서울:도서출판 정담, 102.
- Bates, B. T.,(1985) "Testing and evaluation of running shose", In Biomechanics IX -B. D. A. Winter et al.(eds.), Champaign, Ill : Human Kinetics Publishers, 128~132.
- Cavanagh, P. R. & Lafortune, M. A.,(1980). Ground reaction forces in distance running. Journal of Biomechnics, 13, 397~406.
- Clarke, T. E., Frederick, E. C. & Cooper, L. B.(1982). The effect of shoe cushioning uper selected force and temporal parameters in running. Med. Sci. Sports Exercise, 14(2), 144.
- Leuh, S. , Frederick, E. C., Hawes, M. R., & Nigg, B. M.(1986). Influence of shoe construction on lower extremity kinematics and load during lateral movements in tennis. In, J, Sports Biomech, 2(3), 166~174.
- Nigg, B. M., Bahhlsen, H. A., Leuthi, S. M. & Stokes, S.(1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact force in heel toe running. J, Biomechanics, 20(10), 951~959.