



보행시 과도한 회내와 관련된 발질환을 위한 맞춤형 발보조기의 교정적 기능

Correctional Function of Custom Foot Orthotics for Foot Diseases related to Excessive Pronation during Gait

김승재* (한서대학교)

Kim, Seung-Jae (Hanseo University)

ABSTRACT

S. J. KIM, Correctional Function of Custom Foot Orthotics for Foot Diseases related to Excessive Pronation during Gait. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 16, No. 1, pp.65-79, The purpose of this study was firstly to investigate correctional function of custom semi-rigid foot orthotics for excessively pronated people during gait by observing comfort, navicular movement and leg muscles' activity according to short-term and mid-term wearing duration and secondly to understand positive and/or negative point of view of a recently proposed paradigm related to foot orthotics more profoundly.

Sixteen subjects who showed excessive pronation at navicular drop test were recruited for this study. Custom semi-rigid foot orthotics were made fitting for foot characteristics of the subjects by podiatry division of Otto Bock Korea company. While wearing the foot orthotics for two months, comfort of wearing were questioned and vertical navicular movement and electromyography of leg muscles during gait were measured at the condition of both immediately after and 2 months after including a control condition, respectively. The subjects were required to walk on a treadmill at the speed of 1.5m/s and four digital video camera filmed the movement of navicular process at the speed of 60 frames/s.

In conclusion, in excessively pronated group continuous increase of comfort from short-term to mid-term wearing of custom foot orthotics is assumed to be closely related with short-term and mid term correctional action, of which are consisted the decrease of the range of navicular drop and navicular raising, the faster timing of minimum navicular position occurring, and the decrease of leg muscles' activities. This conclusion could lead to positively accept new paradigm related to foot orthotics suggested by Nigg and the author suggest that in the future study the variable which could observe navicular movement would be one of major variables to study preferred path of skeleton in the paradigm.

KEYWORDS: FOOT ORTHOTICS, CUSTOM, EXCESSIVE PRONATION, GAIT

I. 서론

1. 연구의 필요성

보행 동안의 지지구면에서 발뒤꿈치-발바닥-발끝으로 이어지는 일련의 운동과정에 발뒤꿈치가 지면과 접촉할 때 자연스럽게 발생하는 발의 회내(pronation)는 외전(abduction), 배측굴곡(dorsiflexion), 외번(eversion)의 세 요소가 결합된 3차원 움직임으로 지면과의 충격력을 흡수하고 발이 표면에 적절히 적응할 수 있도록 해주는 역할을 한다. 하지만 발의 회내가 과도하게 되거나 길어지면 발과 경골을 연결하는 거골하관절(subtalar joint)의 역학적 커플링에 따라 경골 역시 보상적인 과도한 내측 경골회전이 발생되며, 이는 무릎관절의 정상적인 수평면 회전을 벗어나게 하여 무릎관절에 이상이 발생된다는 가설이 지배적으로 제시되고 있다(Brody, 1980; Mann, 1982). 뿐만 아니라 이때 발의 움직임과 관련된 근육, 건, 인대 조직들인 족저근막(plantar fascia), 후경골근(tibialis posterior), 전경골근(tibialis anterior), 장지굴근건(flexor digitorum longus), 장무지굴근건(flexor hallucis longus), 스프링인대(spring ligament)를 포함하여 내측종아치의 지지구조에 증가된 스트레스를 발생시키게 된다(Hamilton & Ziener, 1983). 이러한 과도한 회내로 인한 상해가설은 결국 대퇴골의 과도한 내측회전을 발생시키게 되고, 이는 다시 대둔근(gluteus maximus)의 스트레인 증가→골반의 앞기울기 증가→요추의 전만곡(lumbar lordosis) 증가로 이어져 요통의 원인이 된다고 생각되고 있다(Michaud, 1997).

이러한 과도한 회내를 발생시키는 발질환, 또는 반대로 과도한 회내로 인해 발생하는 발질환들은 뒷발내반기형(rearfoot varus deformity), 앞발내반기형(forefoot varus deformity), 무지외반증(hallux valgus), 족저근막염(plantar fasciitis) 등이 있으며, 이들은 하나 혹은 둘 이상의 증상이 같이 나타나는 경우가 있다(Michaud, 1997). 뒷발내반기형은 목말밑관절이 중립위치에 있을 때 종골이 하퇴에 비해 내번(inverted) 되어 있는 비정상적인 상태를 말한다. Subotnick(1975)에 의

해 과도한 회내를 발생시키는 가장 흔한 원인이라고 밝혀진 앞발내반기형은 내측 중족골두가 종골에 대해 내번되었거나 상승되어 있는 비정상적인 상태를 말한다. 무지외반증은 내측종아치가 감소되고, 첫 번째 중족골이 내측으로 치우치고, 엄지발가락이 외측으로 치우치는 증상을 말하며, 족저근막염은 족저근막의 기시점(origin), 즉 종골과 이어지는 곳에 염증이 일어나는 증상을 말한다. 이상의 발질환들은 결국 뒷발 외반(hindfoot valgus), 앞발 외전(forefoot abduction), 아치 높이의 상실 등에 의해 특징 지워지는 낮은 발 아치인 평발(flatfoot, pes planus)과 어떤 관계로든지 관련을 갖고 있으며, 이 평발은 통증, 퇴행성 관절염, 스트레 스골절 등의 상해와 관련 있다고 보고되고 있다(Kitaoka, Luo, & An, 1998).

앞서 언급된 과도한 회내와 관련된 발질환을 치료하거나 예방하기 위한 방법으로 수술적 방법보다는 교정적 방법과 물리치료적인 방법이 대중에 훨씬 널리 보급되어 있다. 특히 교정적 방법은 발보조기에 의하여 이루어지게 되는데, 발보조기의 이용은 많은 생체역학적 문제점들을 치료하기 위해 이용되어 왔으며, 그 목표에 따라 기형의 예방이나 교정, 충분한 지지면의 조성, 서기나 걷기 훈련의 조장, 걷기 효율성의 향상 등의 연구가 진행되어 왔다(Pratt, 2000). 특히 발보조기는 만들어지는 재료에 따라서 연성(soft), 반경성(semirigid), 경성(rigid) 발보조기로 분류하며, 그 기능은 발의 충격을 완화하고 특정 부위에서 압력을 제거하는 적응용과 발을 이상적인 자세로 다시 위치시키거나 지지하는 교정용 등의 두 가지 주요 범주로 나누어진다(Hunter, Dolan, & Davis, 1995). 이 가운데 교정용 발보조기가 회내의 양과 기간을 상당히 감소시킴으로써 회내와 관련된 문제점들에 있어서 칼발에서 보다 치료가 훨씬 용이하다고 알려져 있다(Gross & Napoli, 1993).

하지만 국내외의 선행연구에서도 언급 되듯이 발보조기의 역할은 긍정적인 면과 부정적인 면의 결과들이 제시되고 있다. 보다 긍정적인 측면에서 접근해볼 때 Nigg, Nurse, & Stefanyshyn (1999)은 적절한 신발 안창(insert)과 발보조기는 근육활동을 감소시키고, 편안한 느낌을 주고, 운동수행력을 증가시켜야 한다고 제안하였으며, Nawoczinski & Ludewig(1999)는 트레드밀

달리기 동안에 맞춤형 반경성 발보조기가 다리근육에 미치는 영향을 조사한 결과 발보조기 조건에서 넙다리 두갈래근군과 앞정강근군에서 유의한 변화를 보여주었다고 밝혔다. 보다 부정적인 측면에서 접근해볼 때 Brown, Donatelli, Catlin, & Wooden(1995)은 신발, 신발과 아치지지대, 신발과 생체역학적 보장구의 세 가지 착용조건을 비교한 결과 최대회내, 발꿈치뼈의 가쪽번짐, 전체회내의 변인들에서 어떠한 유의한 차이도 발견할 수 없었다고 보고하였으며, Butler, Davis, Laughton, & Huges(2003)는 달리기 동안 발보조기 없이, 이중목적(충격흡수와 뒷발운동 제어) 발보조기, 경성 발보조기의 세 조건의 운동학적, 운동역학적 변인들을 비교한 결과 세 조건 간에 유의한 차이를 보이지 않았다고 밝혔다. 이러한 발보조기 착용에 대한 긍정적, 부정적 측면을 모두 설명할 수 있는 패러다임이 Nigg(2001)에 의해 제안되었다. Nigg는 충격력(impact force)에 대한 새로운 패러다임을 고려했는데 이는 충격력이 근육 튜닝(muscle tuning)을 발생시키는 입력 신호인데, 이는 지면에 이어지는 접촉에서 연조직 진동을 최소화 하거나 관절과 힘줄부하를 감소시키는 역할을 한다는 것이다. 또한 운동화, 안창, 발보조기 등으로 골격을 정렬한다는 개념은 이들이 발과 다리 움직임에 대해 아주 작고, 구조적이지 않고, 대상자-맞춤형(subject-specific) 변화를 일으킨다고 한 점에서 재고려 되어야한다고 밝혔다. 결국 적절한 운동화, 안창, 발보조기 등은 근육활동을 감소시켜 영향을 미침으로써 피로, 편안함, 일, 운동수행력에 영향을 미친다고 제안하였다.

이 새로운 제안은 대부분 비정상적인 회내집단보다는 정상 집단에 근거한 자료, 중장기적이기 보다는 단기적인 발보조기 실험에 의한 자료, 맞춤형 발보조기보다는 기성품 발보조기를 이용한 실험에 의한 자료에 근거를 두고 있다는 단점을 지니고 있다. 따라서 본 연구자는 특히 맞춤형 반경성 발보조기를 과도한 회내와 관련된 집단에게 단기적 착용은 물론 중기적으로 착용했을 때 인체에 미치는 교정적 영향을 편안함의 만족도 측면, 주상골의 운동학적 움직임 측면, 다리 근육들의 근전도(EMG)의 측면에서 종합적으로 살펴봄으로써 새로운 패러다임과 이에 따른 발보조기의 교정적 역할을 깊게 이해하는데 도움이 될 것이다.

2. 연구의 목적

본 연구의 목적은 첫째로, 발의 과도한 회내 움직임을 가진 집단의 보행 동안에 맞춤형 반경성 발보조기가 단기적과 중기적 착용기간에 따라 편안함, 주상골 움직임, 다리근육 활동에 근거한 교정적 기능을 발휘하는가를 조사하고, 둘째로, 이를 기초로 발보조기관련 패러다임의 긍정적, 부정적 관점에 대한 깊은 이해를 갖는데 두었다.

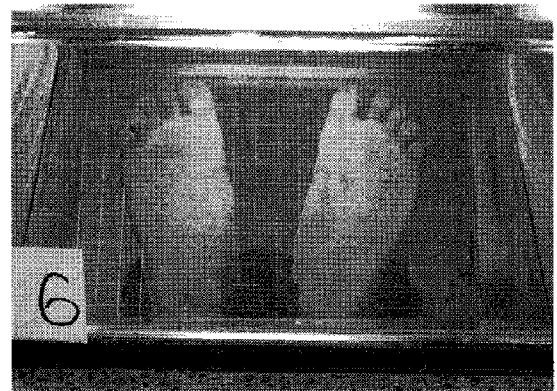


그림 1. 포도스코프를 이용하여 관찰된 전형적인 평발형태의 발바닥

II. 연구방법

1. 연구대상자

과도한 회내와 관련된 발질환의 잠재성을 갖는 평발 집단 대상자를 모집하기 위하여 먼저 약 350여명의 남녀 대학생들 가운데 자신 스스로가 평발 같다는 생각을 갖거나 혹은 주위의 사람들로 부터 평발 같다는 말을 들어 본 경험이 있었던 약 40여명의 대학생들을 예비 소집하였다. 예비 소집된 대상자들은 평발 특성의 여부를 객관적으로 확인하기 위하여 주상골 하강 테스트(navicular drop test) 와 포도스코프(podoscope)를 이용한 발바닥 형태의 관찰을 시행하였다. Mueller, Host, & Norton (1993)에 의해 그 신뢰성이 검증된 바 있는 주상골 하강 테스트는 대상자가 의자에 앉아 90도로 무릎을 구부려 발바닥을 바닥에 가볍게 놓은 자세에서 측정자가 엄지와 검지로 거골(talus)을 중립자세에 위치시킨 후 발아치 높

이 측정기(YK22214, 유경상사)를 이용하여 주상골돌기(navicular process)에 유성펜을 이용하여 검게 찍은 표시점의 높이를 측정하였다. 이어서 편안하게 양발로 선 자세에서 다시 주상골 표시점의 높이를 측정하여 좌우측 발 가운데 하나가 10mm 이상의 차이를 나타낸 비정상적 주상골 하강(Magee, 2002)을 보인 대상자들을 선택하였다. 선택된 대상자들의 발바닥을 포도스코프(푹어저스터)를 이용하여 양발로 바로 선 자세에서 관찰했을 때 <그림 1>에서와 같이 발아치가 붕괴되어 발바닥 내측이 포도스코프 바닥에 닿는 대상자들을 본 연구의 평발 대상으로 선정하였다. 결과적으로 두 조건을 모두 만족하는 대상자는 총 17명이었으나, 1명의 대상자가 1차 실험 후 맞춤형 발보조기가 불편하다는 이유로 2차 실험을 포기하여 연구결과 처리에서 제외시킴으로써 총 16명의 연구대상자가 선정되었다. 이렇게 선정된 대상자들은 연구목적과 실험 내용이 자세히 기록되어 있는 실험대상자 동의서를 읽고 본 실험에 자의적으로 참여하겠다는 동의서에 서명하였다. 연구대상자들의 성별은 남자 13명과 여자 3명, 측정된 발은 왼발 11명과 오른발 5명, 나이는 20.7 ± 2.6 세, 신장은 173.3 ± 5.4 cm, 체중은 69.2 ± 9.3 kg, 발 길이는 256 ± 9.24 mm, 주상골 하강은 12 ± 2.6 mm이었다. 본 연구와 같은 방법의 주상골 하강 테스트를 실시한 Snook (2001)의 경우 과도한 회내집단의 주상골 하강 값이 15.1 ± 1.9 mm, 정상인집단이 6.8 ± 2.6 mm로 본 연구의 과도한 회내집단의 주상골 하강 값이 약간 작게 나타났다.

2. 실험설계

본 연구의 실험설계는 하나의 집단의 발보조기 착용 전과 후를 비교하는 A-B-B 체제이다. 본 연구에서 선택한 집단은 평발 특성을 가진 과도한 회내집단이며, 이 집단 내에서 착용직후조건과 착용2개월후조건 등의 두 조건을 제어조건(미착용조건)에 대하여 보행 스탠스구간 동안에서 각각 비교하였다. 독립변수(처치조건)은 보행 동안의 미착용조건, 착용직후조건, 착용2개월후조건 등의 세 가지 조건을 설정하였으며, 종속변수로서 첫째, 착용의 편안함 설문자료, 둘째, 영상자료에서 주상골의 수직 움직임, 셋째, EMG 자료에서 다리근육들의 적분근전도값

(integrated electromyography; IEMG) 등이 설정되었다.

3. 자료의 수집

1) 맞춤형 발보조기의 제작

본 연구의 대상자들이 착용한 맞춤형 반경성 발보조기(그림 2)는 오토북 코리아(Otto Bock Korea) 회사의 동일한 족의학팀원의 도움과 제작절차에 따라 다음과 같이 9단계를 거쳐 제작되었다, ① 발의 측정 및 평가-평발의 족부 상태 및 관절가동범위, 정렬상태 등의 관찰, ② 마킹(marking)-필요에 따라 마킹도 하였으며 표시부는 주로 중족골두, 아픈 곳(뭇, 물집 등), 압박부 등과 뒤쪽에서 볼 때 종아리와 거골/종골이 이루는 각도도 관찰, ③ 캐스팅(casting)-발 폼(69951, Pedilen foam, Otto Bock)을 이용하여 거골의 중립위치에서 양발바닥의 모양을 떠서 대상자들의 발 모양에 맞는 캐스팅, ④ 양성 석고 모델(positive plaster model) 준비-발 폼에 석고가루를 물에 타서 부어 대상자의 발 모양과 같이 굳게 함, ⑤ 석고 수정-압박부위나 민감한 부위에는 석고를 덧붙이고 압박을 가해야 할 부위는 깎아냄, ⑥ 셸(shell)의 제작-열가소성 플라스틱을 사용하였으며, 양성 석고 모델 위에 가열된 플라스틱 등 셸 재료를 두고 진공으로 성형가공(molding)한 다음 플라스틱 재료가 식으면서 진공과 함께 양성석고 모델의 발 모양대로 성형, ⑦ 포스팅(posting) 작업-외부 포스트를 주로 사용, ⑧ 트리밍(trimming) 및 연마작업-발보조기를 원하는 길이에 맞게 트리밍하고, 환자의 발을 정렬시키도록 연마, ⑨ 커버(cover) 작업.

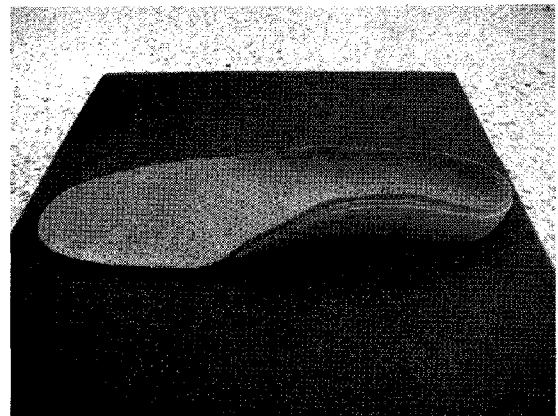


그림 2. 본 연구에서 제작된 오토북 코리아의 맞춤형 발보조기

2) 착용의 편안함 설문자료의 수집

착용의 편안함은 Mundrman, Nigg, Stefanyshyn, & Humble(2002)에 의해 신뢰성 있는 측정치를 제공한다고 보고된 15cm의 시각적 아날로그 척도(visual analog scale, VAS)를 이용하여 평가되었다. 대상자들은 미착용조건인 제어조건에 대하여 착용직후와 착용2개월후에 편안함을 설문 평가하였으며, 결과적으로 설문 평가의 순서는 제어조건-착용직후-착용2개월후가 되었다. 착용2개월후의 설문 평가는 착용직후에 대상자 자신들이 기입했던 설문지의 등급을 기준으로 재기입하였다. 설문 자료의 구체적인 내용은 전체적인 편안함, 뒤꿈치쿠션, 앞발쿠션, 안쪽-가쪽 제어성, 발아치 높이, 뒤꿈치굽의 적합성 등 여섯 가지 변수이었다. 특히 착용2개월후조건에 있어서 발보조기를 부작용 없이 2개월 동안 성공적으로 착용하기 위해서 착용 첫째 주 동안은 하루에 1~2시간, 둘째 주 동안은 하루에 3~4시간, 셋째 주 동안은 하루에 5~6시간으로 점차적으로 착용 시간을 증가시켜 착용하도록 하였으며, 이상의 절차에서 아무런 문제가 발생되지 않았을 경우 넷째 주부터 매일 착용하게 함으로써 인체가 자연스럽게 발보조기에 적응하도록 하였다.

3) 주상골 움직임의 영상자료 수집

보행 동안의 주상골의 3차원 움직임을 측정하기 위하여 오른발의 주상골돌기 표시점이 보이는 운동면에 두 대의 6mm 디지털비디오카메라(GR-DVL 9500, JVC, Japan)와 왼발의 주상골돌기 표시점이 보이는 운동면에 두 대의 6mm 디지털비디오카메라(GR-HD1, JVC, Japan) 등 총 4대의 카메라들을 중앙에 위치한 트레드밀(HM50EX, Donghwa Inc., Korea)을 중심으로 각각 광학축이 서로 교차하도록 설치하였다. 네 대의 카메라들의 초기 촬영속도는 30 frames/sec이었으나 자료처리과정에서 초당 60장면으로 분할되어 최종 촬영속도는 60 frames/sec가 되었으며, 노출시간은 네 카메라들 모두 1/500sec로 설정하였다. 주상골돌기의 3차원 좌표를 계산하기 위해 하나의 1m 방에 20cm마다 네 개의 반사 테이프(폭 1cm)가 부착되어 최소한 20개 이상의 통제점들을 가진 정사면체 보정틀(1×1×1m)을 보행전에 촬영한 후 제거하였다. 네 대의 카메라들 간의 보행 동작을 동조

시키기 위하여 1/100sec까지 표시되는 자체 제작된 두 대의 디지털시계를 한 동작면의 카메라 두 대당 한 대씩 보일 수 있도록 각각 적절히 위치시켰다. 대상자들은 1차 실험에서 미착용조건과 착용직후조건 아래서, 2개월의 착용기간 후에 수행된 2차 실험에서 미착용조건과 착용2개월후조건 아래서 각각 1.5 m/s의 트레드밀 속도로 보행하도록 하였다. 1차와 2차 실험 간의 실험조건을 최대한 유사하게 하기 위하여 카메라 위치와 트레드밀 위치를 1차 실험 후 표시하여 2차 실험에서 같은 위치에 설치하도록 하였다.

촬영에 앞서 주상골의 움직임을 알 수 있도록 손으로 촉진(palpation)하여 찾아낸 주상골돌기 위치의 피부에 5mm 지름의 검정색 원을 유성펜을 이용하여 표시하였다. 맞춤형 발보조기는 주상골돌기 위치에 각각 창을 만든 네 가지의 크기(260mm, 265mm, 270mm, 275mm)의 가죽부츠에 대상자들의 발 길이에 따라 적절한 부츠에 전후 움직임이 없도록 견고히 착용시켰다. 1차 실험과 2차 실험에서의 발보조기 착용의 환경 차이를 고려하기 위하여 두 실험 모두에서 미착용조건인 제어조건을 측정하였다.

4) 다리근육의 EMG 자료의 수집

발보조기 착용 유무에 따른 다리근육 활동의 변화를 조사하기위해 보행에 큰 기여를 하는 것으로 알려진 전경골근(tibialis anterior), 장비골근(peroneus longus), 내측비복근(medial gastrocnemius), 외측비복근(lateral gastrocnemius), , 내측광근(vastus medialis), 대퇴직근(rectus femoris), 대퇴이두근(biceps femoris) 등의 일곱 가지 근육의 근전도활동을 표면전극형 EMG 측정기기(ME3000P System, Mega electrode, Finland)를 이용하여 측정하여 각각의 근육들의 스탠스구간동안의 평균 적분근전도값(integrated electromyography, IEMG)을 구하였다. 표면전극은 실험 결과에 영향을 줄 수 있는 기술적인 오류를 피하기 위해 대상자의 전극 부착 부위를 자연스러운 상태를 유지하게 하여 근전도 검사 기구인 Megawin사에서 제공하는 소프트웨어를 모니터링하면서 근육의 기시점(origin)과 부착점(insertion)의 중간 부위에서 가장 발달된 부위의 근육에 부착하였다. 표면전극은 검사 결과에 영향을 미칠 수 있는 피부의 이 물

질 제거를 위해 알코올을 이용하여 깨끗이 소독하여 면도한 다음 부착하였다. 근 활성화 측정을 위해 사용된 전극은 Ag-Ag/Cl의 표면전극이었으며, 각 전극 사이의 거리는 2 cm를 유지하였다. 근전도 신호의 주파수 범위는 20~500 Hz 사이로 설정하였고, 소음 제거율(common mode rejection ratio)을 110dB 이상으로 설정하였으며, 1000 Hz의 비율로 샘플링하였다. EMG 자료와 영상자료의 동조를 위해 일반 카메라 플래쉬 라이트를 이용하여 라이트가 터지는 순간 컴퓨터 화면상에 근전도 신호의 시작점을 나타내는 마커가 표시되도록 자체 제작하였으며, 보행 주기에 따라서 모든 자료는 3차 스플라인 보간법(cubic spline interpolation)을 이용하여 시간 축을 정규화(normalization)하였다. 1차 실험과 2차 실험에서의 EMG 환경 차이를 고려하기 위하여 두 실험 모두에서 미착용조건인 제어조건을 측정하였다.

4. 자료분석

1) 착용의 편안함 설문자료의 분석

편안함 설문지의 15cm 시각적 아나로그 척도에서 왼쪽 끝은 “전혀 편안하지 않음”, 오른쪽 끝은 “매우 편안함”인 편안함 정도를 미착용은 청록색으로, 착용직후는 파랑색으로, 착용2개월후는 빨강색으로 각각 체크되었으며, 이 체크점의 길이는 자를 이용하여 왼쪽 끝 기준에 대하여 소수점 한자리까지의 cm로 측정하였다. 대상자들의 측정된 값들은 엑셀에 입력하여 하나의 제어조건(미착용조건)에 대한 착용직후조건과 착용2개월후조건의 차이인 편안함 증가율(Δ comfort rating)을 착용직후조건과 착용2개월후조건에서 각각 계산하였다.

2) 주상골 움직임의 영상자료 분석

네 대의 디지털비디오카메라로 양쪽 동작면에서 촬영된 주상골돌기 표시점은 Kwon3D 동작분석용 프로그램(Ver. 3.018, Visol, Korea)을 이용하여 3차원 좌표가 계산되었다. 계산 과정은 다음과 같이 크게 4단계로 이루어졌다. ① 보정틀이 촬영된 장면들과 보행시기가 촬영된 장면들을 VISOL DV Express를 이용하여 동조용 디지털시계를 보면서 동조시키면서 다섯 번의 지지국면이 포함되도록 캡코더에서 컴퓨터로 캡처(capture)

및 트림(trim), ② 양 카메라의 보정틀 장면은 KwonCC를 이용하여 보행하는 방향을 Y축 방향으로, 내외측 방향을 X축 방향으로, 수직방향을 Z축 방향으로 설정하고, 개개 조건에 따라 21개에서 24개의 통제점들을 각각 수치화하였으며, 보정된 결과 0.4cm에서 0.45cm 사이의 복구 오류(reconstruction error)를 보임, ③ 보행 스탠스국면인 뒤꿈치 접촉기(동조이벤트 표시)부터 이지기까지 양 카메라의 세 번의 보행시기 장면들의 주상골돌기 위치가 Kwon3D를 이용하여 각각 수치화되었으며, 다리 교차 순간에 안 보이는 2~3개의 표시점들은 3차 스플라인 보간법을 이용하여 계산되었으며, 이때 보간법 적용 이후 내장되어 있는 2nd Butterworth Low-Pass Filter를 이용하여 6Hz의 차단주파수에서 필터링됨, ④ 이렇게 계산된 양 카메라의 원자료는 DLT법을 이용하여 3차원 좌표로 전환한 후 3차원 위치 자료들은 그래프로 점점된 후 이어지는 분석을 위하여 엑셀에 저장.

이러한 네 단계는 1차 실험과 2차 실험에서 동일하게 적용하였다. 주상골의 세 축의 위치 자료들 가운데 본 연구에서 관심이 있는 수직방향의 위치 값을 엑셀에서 세 시기의 평균 곡선, 평균 최소값, 평균 최소값 발생 타이밍 등을 계산하였다. 이 값들을 기초로 보행 기간 동안 대상자들의 주상골 하강 범위(뒤꿈치 접촉 순간부터 최소 주상골 수직 변위값까지), 주상골 상승 범위(최소 주상골 수직 변위값부터 이지순간까지), 최소 주상골 수직 위치 발생 타이밍(총 보행 프레임에 대한 최소값 발생 프레임의 백분율) 등의 변인들을 계산하였다.

3) 다리근육의 EMG 자료의 분석

평균 적분근전도(IEMG)는 근전도의 파형을 전파정류(full-wave rectification)한 후 그 면적을 수학적으로 적분하여 정량화한 값이다. 즉 개개 근육들이 보행 스탠스구간에 근수축한 시간동안의 적분 근전도를 선택한 다음 적분값을 산출한 측정값이다. 평균 적분근전도의 수학적 산출 방식은 다음과 같다.

$$\text{Averaged IEMG} = \int_0^t \frac{|EMG(t)| dt}{1024 * t}$$

초기에 본 연구에서는 근전도 신호를 표준화하기 위

해 1차 실험과 2차 실험에서 각각 미착용조건인 제어조건의 근수축을 기준 수축으로 나타내는 %RVC(Reference Voluntary Contraction)방법을 이용하려 하였으나, 특히 착용2개월후에는 제어조건에도 다리근육들에 2개월간의 착용효과로 여겨지는 징후가 보여 제어조건에 대한 %RVC로 나타내지 않고 두 실험의 IEMG 값을 그대로 사용하여 나타내었다. 일곱 근육들의 IEMG 값들은 세 번의 스탠스국면에 걸쳐 평균화 되었다. EMG 자료 수집의 여러 어려움으로 1차 실험에서는 특정 대상자의 특정 근육의 EMG 자료는 수집되지 못한 경우도 있었으며, 실험과정에서 잡음이 포함되지 않았다고 인정될 수 있는 자료들을 수집하였다. 특히 1차 실험에서 대퇴직근과 대퇴이두근에서 잡음으로 보이는 신호가 많이 나타나 각각 10명과 7명의 대상자만의 자료가 자료 분석에 이용되었다.

6. 통계분석

모든 통계분석은 SPSS 10.1 for Windows 소프트웨어(SPSS Korea)내에서 $\alpha = .05$ 유의수준에서 수행되었다. 여섯 가지 착용의 편안함 설문자료에서 계산된 착용직후조건과 착용2개월후조건의 편안함 증가율(Δ comfort rating)간의 차이검증은 여섯 가지 변인별로 대응표본 t-test를 이용하였으며, 제어조건과 착용직후조건과 착용2개월후조건간의 차이검증은 여섯 가지 변인별로 반복측정에 의한 인자에 대응이 있는 경우의 일원배치분산분석, 즉 일반선형모델(GLM)의 반복측정(repeated measure)을 이용하였으며, 사후검정으로는 제어조건과의 차이를 조사하기 위해 Dunnett(E)를 선택하였다. 주상골 하강자료에서 1차 실험의 제어조건 대 착용직후조건, 2차 실험의 제어조건 대 착용 2개월 조건의 주상골 하강 범위, 주상골 상승 범위, 최소 주상골 수직 변위 발생 타이밍 변인 등의 차이를 검증하기 위해 대응표본 t-test를 이용하였다. EMG 자료에서 일곱 개 다리 근육들의 1차 실험의 제어조건 대 착용직후조건, 2차 실험의 제어조건 대 착용 2개월 조건의 평균적분근전도 값의 차이를 검증하기 위해 대응표본 t-test를 이용하였다. 그리고 1차 실험의 제어조건과 착용직후조건, 2차 실험의 제어조건과 착용2개월후조건간의

차이검증은 일곱 개 다리 근육별로 반복측정에 의한 인자에 대응이 있는 경우의 일원배치분산분석, 즉 일반선형모델(GLM)의 반복측정(repeated measure)을 이용하였으며, 사후검정으로는 1차 실험의 제어조건과의 차이를 조사하기 위해 Dunnett(E)를 선택하였다.

III. 연구 결과

1. 착용의 편안함

제어조건에 대한 착용직후조건과 착용2개월후조건의 착용의 편안함 증가율에서 전체적인 편안함($p=.040$)(그림 3a)은 두 조건 간에 유의한 차이를 보였으며, 세부 변인에서는 발아치 높이($p=.160$)(그림 3d)를 제외한 안쪽-가쪽 제어성($p=.032$)(그림 3b), 뒤꿈치쿠션($p=.001$)(그림 3c), 앞발쿠션($p=.010$)(그림 3e), 뒤꿈치굽의 적합성($p=.039$)(그림 3f) 등의 변인이 두 시간 조건 간에 유의한 차이를 보였다. 유의한 차이를 나타내지 않은 발아치의 높이 변인의 경우 4명의 대상자들이 특히 착용직후에 제어조건보다 불편한 점수를 선택하였다. 앞발쿠션의 경우 비록 유의한 차이를 나타냈지만 6명의 대상자들이 특히 착용직후에 제어조건보다 불편한 점수를 선택하였다. 제어조건(C), 착용직후조건(W1), 착용2개월후조건(W2) 간의 차이검증은 <표 1>에 나타난 바와 같이 모든 변인에서 유의한 차이를 보였으며, 앞발쿠션의 사후검정에서 제어조건(C)과 착용직후조건(W1) 간에는 유의한 차이를 보이지 않았다.

2. 주상골의 움직임

착용직후조건(그림 4a)과 착용2개월후조건(그림 4b)의 제어조건과 착용조건의 위치곡선은 모두 유사하게 감소 후 증가하는 형태를 보였으나 착용2개월후조건이 착용직후조건보다 제어조건과 착용조건에서 작은 표준편차를 보였으며, 뒤꿈치 접촉기와 이지기 시점 모두에서 제어조건과 착용조건 간에 유사한 주상골 높이를 보였다.

주상골 하강 범위(그림 5a)에서 착용직후조건은 제

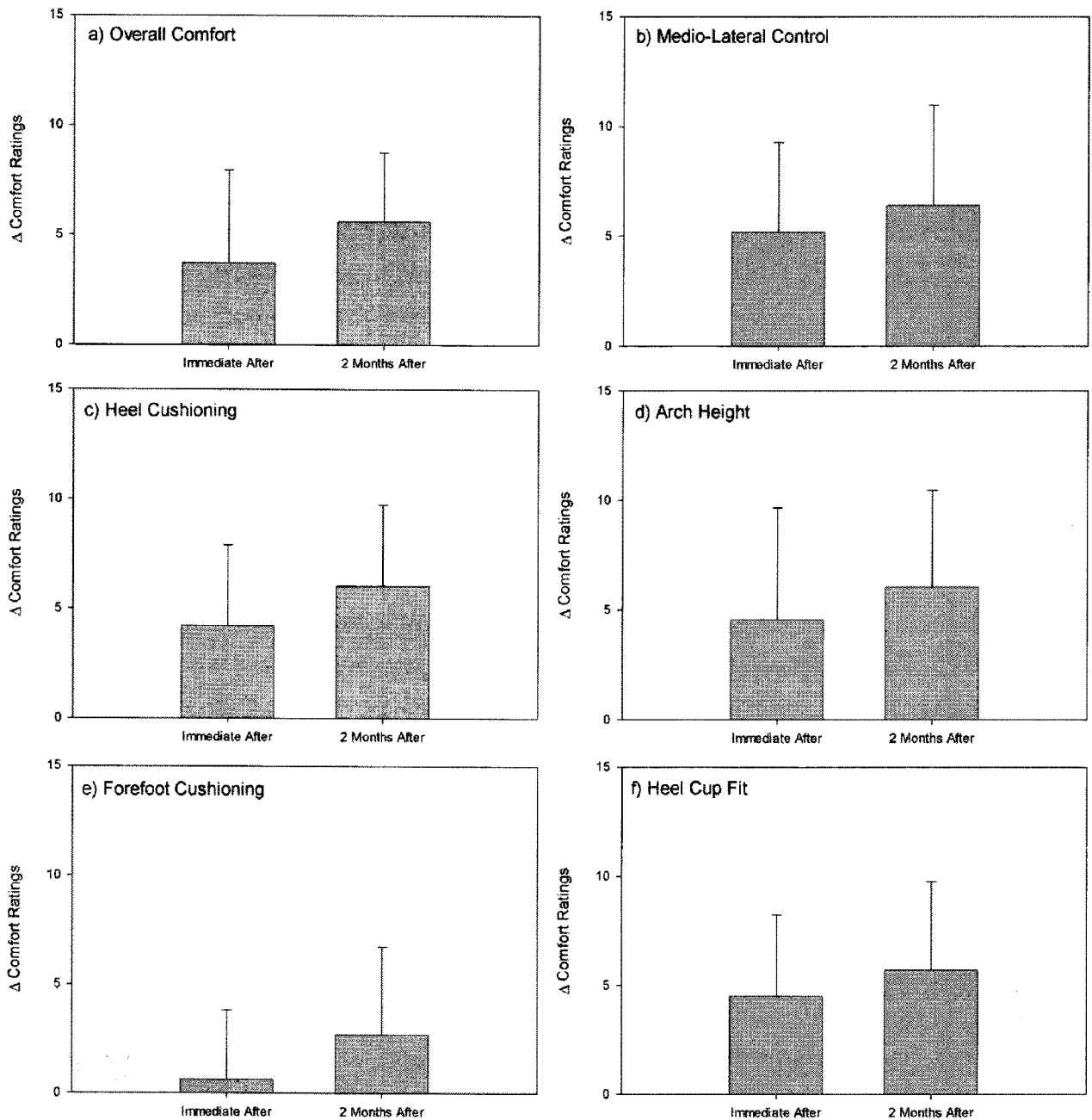


그림 3. 제어조건에 대한 착용직후조건(Immediate After)과 착용2개월후조건(2 Months After)의 a) 전체적인 편안함, b) 안쪽-가쪽 제어성, c) 뒤꿈치쿠션, d) 발아치 높이, e) 앞발쿠션, f) 뒤꿈치컵의 적합성 등의 편안함 증가율(Δcomfort rating)

표 1. 편안함 변인들의 제어조건(C1), 착용직후조건(W1), 착용2개월후조건(W2) 간의 개체내 효과검정과 사후검정.

종속변인	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	유의확률	Dunnnett(E)
전체적인 편안함	260.020	2	130.010	19.785	.000	W1, W2 > C1
안쪽-가쪽 제어성	368.272	2	184.136	26.325	.000	W1, W2 > C1
뒤꿈치쿠션	305.765	2	152.883	30.143	.000	W1, W2 > C1
발아치 높이	317.124	2	158.562	15.361	.000	W1, W2 > C1
앞발쿠션	63.292	2	31.646	5.541	.009	W2 > C1
뒤꿈치컵의 적합성	288.485	2	144.243	24.875	.000	W1, W2 > C1

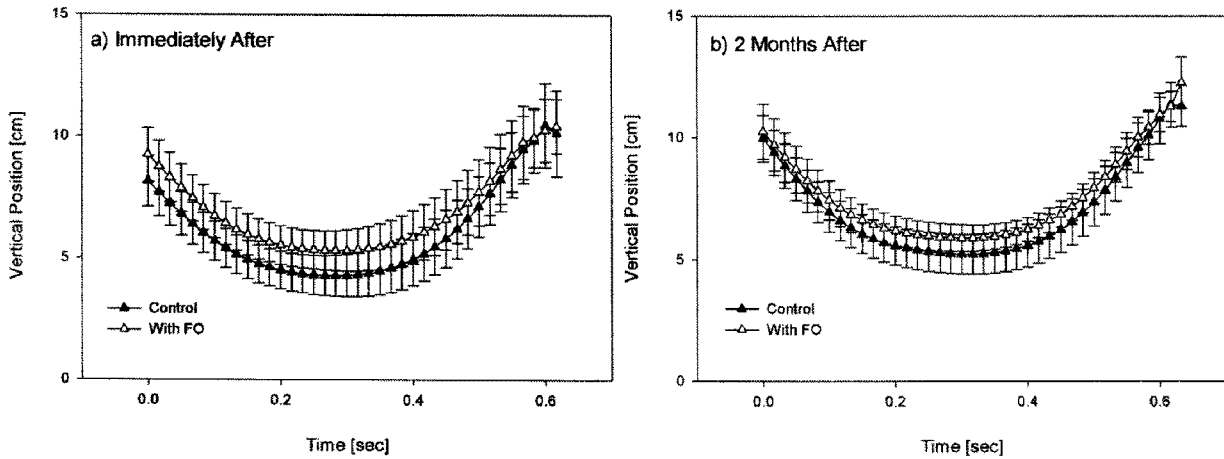


그림 4. 제어조건과 착용조건인 a) 착용직후 조건(Immediate After), b) 착용2개월후조건(2 Months After)의 주상골돌기의 평균 수직 위치 곡선.

표 2. 다리근육들의 착용직후조건인 제어조건(C1)과 착용조건(W1), 착용2개월후조건인 제어조건(C2)과 착용조건(W2)간의 개체내 효과검정과 사후검정.

종속변인	제 III 유형 제곱합	자유도	평균제곱	F	유의확률	Dunnett(E)
전경골근	57.838	3	19.279	.655	.585	.
장비골근	2619.870	3	873.290	7.101	.001	W1, W2 < C1
내측비복근	783.245	3	261.082	4.480	.009	C2, W2 < C1
외측비복근	1109.526	3	369.842	4.488	.008	W2 < C1
내측광근	1987.468	3	662.489	7.973	.000	C2, W2 < C1
대퇴직근	44328.329	3	14776.110	7.632	.001	W1, C2, W2 < C1
대퇴이두근	7433.387	3	2477.796	4.531	.016	W1, C2, W2 < C1

어조건과 착용조건 간에 유의한 차이를 보이지 않았으나(p=.849) 착용2개월후조건에서는 유의한 차이를 보였다(p=.040). 착용직후조건과 착용2개월후조건인 제어조건 간에는 유의한 차이를 보였다(p=.013). 주상골 상승 범위(그림 5b)에서 착용직후조건은 제어조건과 착용조건 간에 유의한 차이를 보였으나(p=.001) 착용2개월후 조건에서는 유의한 차이를 보이지 않았다(p=.081). 착용직후조건과 착용2개월후조건인 제어조건 간에는 유의한 차이를 보였다(p=.022)

최소 주상골 수직 위치 발생 타이밍(그림 5c)에서 착용직후조건은 제어조건과 착용조건 간에 유의한 차이를 보이지 않았으나(p=.918) 착용2개월후조건에서는 유의한 차이를 보였다(p=.032). 착용직후조건과 착용2개월후조건인 제어조건 간에는 유의한 차이를 보이지 않았다(p=.053).

3. 다리근육의 EMG

전경골근의 IEMG(그림 6a)는 착용직후조건과 착용2개월후조건 모두에서 제어조건과 착용조건 간에 유의한 차이를 보이지 않았다(각각 p=.142, p=.449). 장비골근의 IEMG(그림 6b)는 착용직후조건과 착용 2개월 후 조건 모두에서 제어조건과 착용조건 간에 유의한 차이를 보였다(각각 p=.005, p=.006).

내측비복근의 IEMG(그림 6c)는 착용직후조건과 착용2개월후조건 모두에서 제어조건과 착용조건 간에 유의한 차이를 보이지 않았다(각각 p=.056, p=.446). 외측비복근의 IEMG(그림 6d)는 착용직후조건과 착용2개월 후조건 모두에서 제어조건과 착용조건 간에 유의한 차이를 보였다(각각 p=.003, p=.001). 내측광근의 IEMG(그림 6e)는 착용직후조건과 착용2개월후조건 모두에서 제어조건과 착용조건 간에 유의한 차이를 보이지 않았

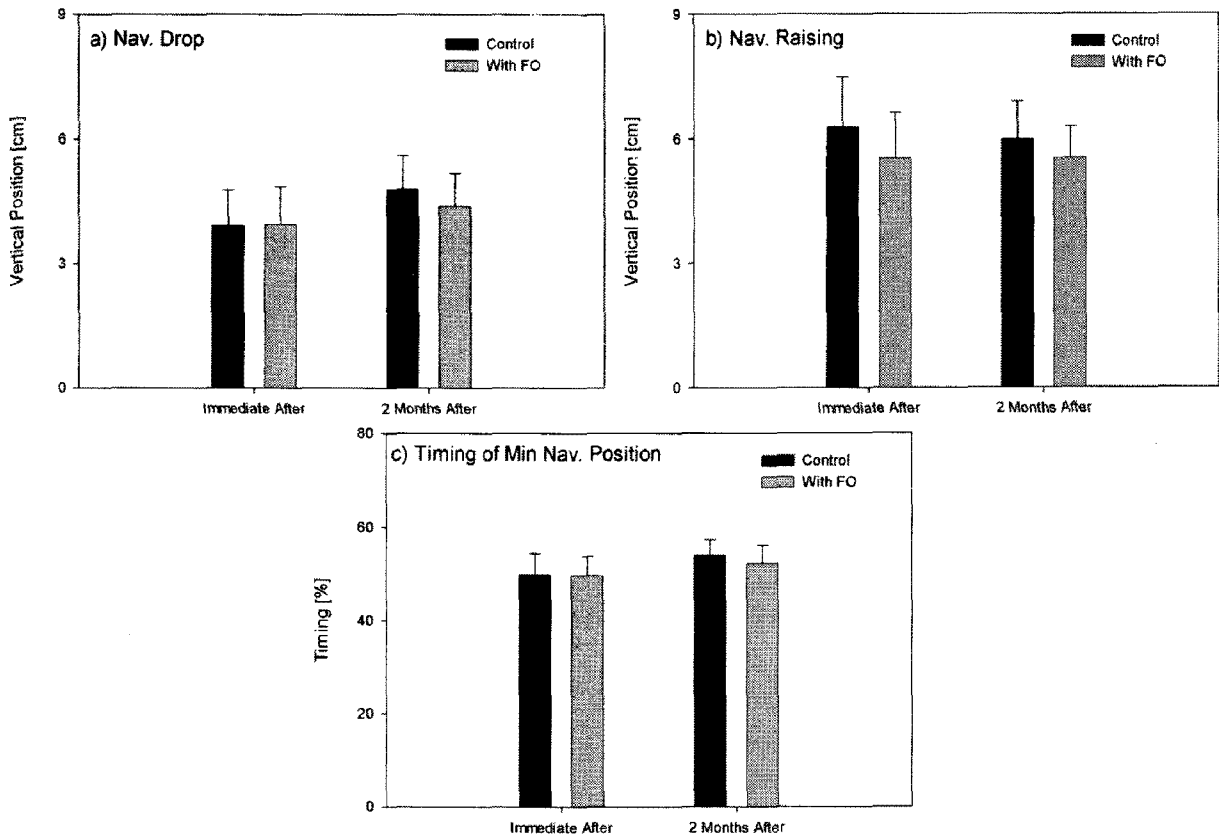


그림 5. 제어조건 대 착용직후조건(Immediate After)과 제어조건 대 착용2개월후조건(2 Months After)의 a) 주상골 하강 범위, b) 주상골 상승 범위, c) 최소 주상골 수직 위치 발생 타이밍.

다(각각 $p=.128$, $p=.808$). 대퇴직근의 IEMG(그림 6f)는 착용직후조건에서 제어조건과 착용조건 간에 유의한 차이를 보인 반면에($p=.029$) 착용2개월후조건에서는 유의한 차이를 보이지 않았다($p=.325$). 대퇴이두근의 IEMG(그림 6g)는 착용직후조건과 착용 2개월후 조건 모두에서 제어조건과 착용조건 간에 유의한 차이를 보이지 않았다(각각 $p=.105$, $p=.846$).

착용직후조건의 제어조건(C1)과 착용조건(W1), 착용 2개월후조건의 제어조건(C2)과 착용조건(W2) 간의 차이검증은 <표 2>에 나타난 바와 같이 전경골근을 제외한 모든 다리근육들에서 유의한 차이를 보였으며, 사후검정에서 장비골근은 C1과 W1, W2간에, 내측비복근과 내측광근은 C1과 C2, W2간에, 외측비복근은 C1과 W2간에, 대퇴직근과 대퇴이두근은 C1과 W1, C2, W2간에 유의한 차이를 보였다.

IV. 논의

본 연구의 목적은 첫째로, 발의 과도한 회내 움직임 을 가진 집단의 보행 동안에 맞춤형 반경성 발보조기가 단기적과 중기적 착용기간에 따라 편안함, 주상골 움직임, 다리근육 활동에 근거한 교정적 기능을 발휘하는가를 조사하고, 둘째로, 이를 기초로 발보조기 관련 패러다임의 긍정적, 부정적 관점에 대한 깊은 이해를 갖는데 두었다.

착용의 편안함은 이전 연구에서 보고되었던 결과들과 유사하게 긍정적으로 나타났다. Moraros & Hodge (1993)는 발보조기 처방을 받은 523명의 사람들에게 대한 예기 조사에서 83%가 만족한다고 답했으며, 14주후 95%의 대상자가 발 관련 문제가 완전히(63%) 혹은 부분적으로 해결되었다고 보고하였다. 다른 연구들을 살펴볼 때 일반적으로 대상자들의 발보조기에 만족한다고 보고되었다(Landorf & Keenan, 2000). 1차 실험의 발보조기 착

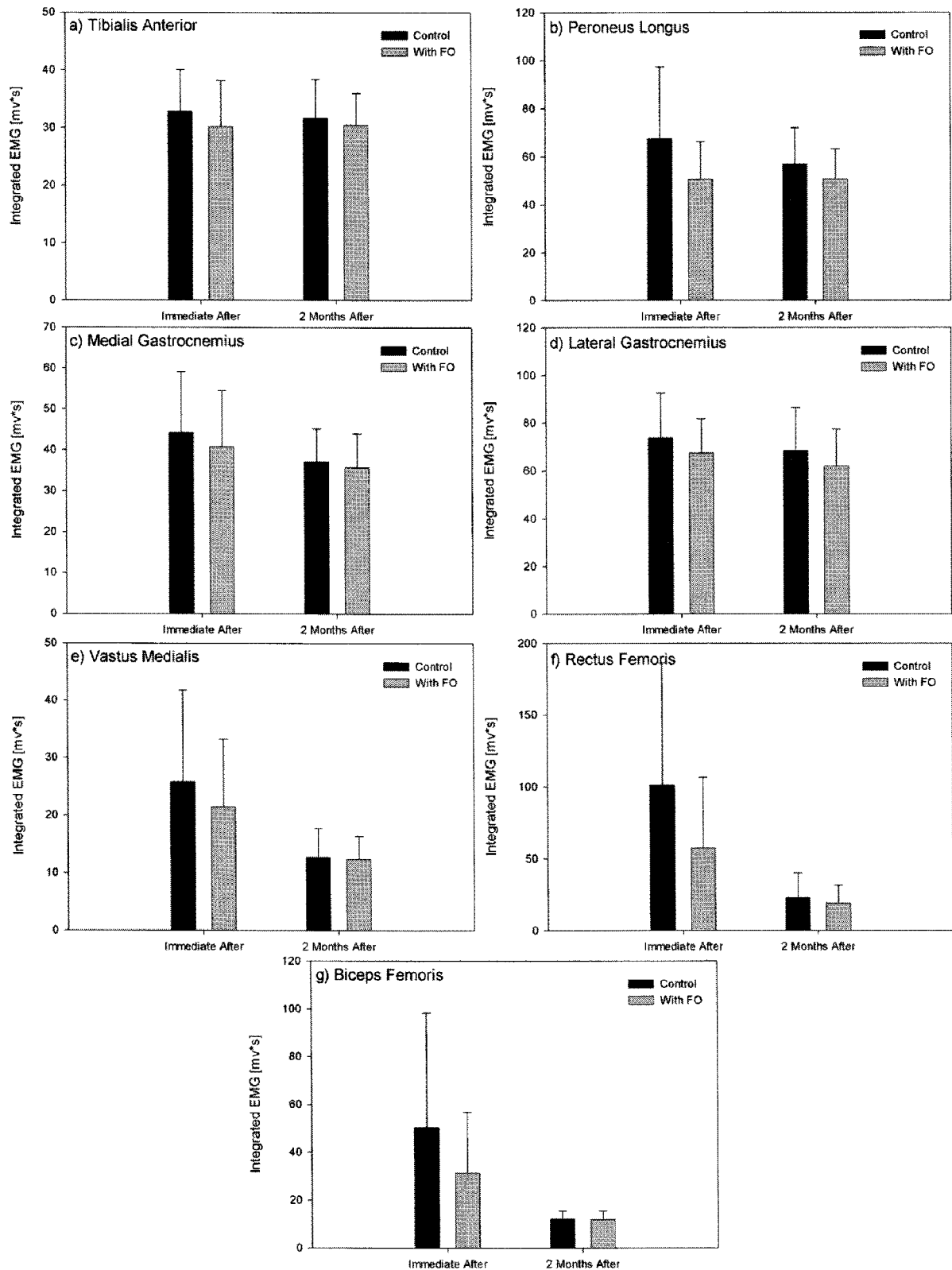


그림 6. 제어조건 대 착용직후조건(Immediate After)과 제어조건 대 착용2개월후조건(2 Months After)의 a) 전경골근(tibialis anterior), b) 장비골근(peroneus longus), c) 내측비복근(medial gastrocnemius), d) 외측비복근(lateral gastrocnemius), e) 내측광근(vastus medialis), f) 대퇴직근(rectus femoris), g) 대퇴이두근(biceps femoris)의 평균 적분근전도(EMG).

용조건에서 몇몇 대상자들이 발아치 높이와 앞발쿠션 변인이 제어조건보다 불편하다고 답한 이유로는 불충분한 적응 기간, 부적절한 발보조기의 맞춤(fitting), 발보조기 커버 재료의 재질 등이 포함될 수 있을 것이다. 이 측면을 자세히 이해하기 위해서는 부가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다. 이전 연구들에 추가하여 본 연구에서 발견된 점은 대상자들이 발보조기 착용직후보다는 시간이 지남에 따라 점점 더 편안하게 느낀다는 것이다. 편안함 설문을 이용한 발보조기의 평가는 주관적인 지각을 반영할 뿐만 아니라 기능적인 생체역학적 변인들에서의 차이도 반영한다(Mundermann, Nigg, Humble, & Stefanyshyn, 2003). 그렇다면 발보조기 착용후 단기적, 중기적 시간이 지남에 따라 점점 더 편안하게 느끼는 점이 본 연구에서 선택한 생체역학적 변인인 주상골의 움직임과 다리근육들의 활동의 차이를, 다시 말해서 교정적 효과를 반영하는지를 살펴보았다.

본 저자가 이 연구에서 발의 외변/내변 변인을 제거하고 주상골의 움직임을 운동학적 변인으로 선택한 이유는 먼저 외변/내변 변인의 경우 많은 연구에서 이미 그 특성이 확인되었고, 둘째로 보행에서외변/내변의 움직임과 주상골의 수직 움직임은 서로 깊은 상관관계가 있으며(Cornwall & McPoil, 1999), 셋째로 주상골의 수직 움직임은 발아치 높이의 움직임을 대표할 수 있고, 마지막으로 연구초기에 과도한 회내집단의 구성을 주상골 하강 테스트로 실시했기에 주상골의 움직임을 관찰하는 것이 한층 새롭고 일관성 있는 결과를 얻을 수 있을 것이라는 생각에서이다. 본 연구의 주상골 움직임의 측정값의 타당성을 확인하기 위해 다른 연구들과 비교하면 이상호, 김현동, 이남주(2004)가 본 연구에서와 같은 측정법인 주상골 하강 검사를 이용하여 10mm 이상 하강한 뇌성마비 아동 편평족에게 맞춤형 기능성 경성 족부보조기를 처방한 결과 방사선사진상에서 주상골 하강이 4.6mm가 감소했다고 보고하였다. 이 값은 비록 정적인 측정치이지만 본 연구의 착용직후와 착용2개월후의 동적인 제어조건에서 나타난 3.9mm와 4.7mm의 주상골 하강 값과 비교해보면 거의 차이가 없다고 할 수 있다. 하지만 Cornwall & McPoil(1999)은 발편평기(footflat)에서 이지기(heel-off)까지 주상골 높이의 상대적 변화는 평균 7.9mm로 보고해 이 변인은

본 연구에서 주상골 상승 범위와 같은 정의로서 제어조건인 6.3mm(그림 5b)보다 약 25%정도 큰 값을 보여주었다. 주상골돌기의 수직 위치 곡선에서 발보조기 착용 직후 제어조건이 착용조건에 비해 아래쪽으로 위치한 것으로(그림 4a) 관찰된 점은 MacClay & Manal(1998)이 달리기 동안 정상집단과 비교하여 회내집단에서 외변 곡선의 아래쪽 위치이동이 관찰된 점과 거의 유사한 이유일 것이라고 생각된다. 결국 미착용한 제어조건이 뒤꿈치 접촉기부터 한층 외변된 자세에서 시작되어 발편평기까지 그 차이가 유지된 외변 자세를 보이면서 주상골이 보다 하강되는 것으로 추론된다. 하지만 이러한 현상은 착용 2개월 후에는 사라지고 편차가 감소되면서 일관성 있는 움직임을 보였다. 발보조기의 착용은 회내를 대표하는 외변 움직임을 억제시킨다는 점은 널리 보고된 결과이며(Branthwaite, Payton, Chockalingam, 2004; Nigg, Kahn, Fisher, & Stefanyshyn, 1998; Stackhouse, Davis, & Hamill, 2004), 회외를 억제하는 기능도 언급되고 있다(Nicolopoulos, Black, Anderson, & Giannoudis, 1999). 주상골 상승에 있어서 착용직후와 착용2개월후 모두에서 발보조기를 착용했을 때 제어조건 보다 감소된 경향은 결국 억제된 회외 때문일 것으로 추론된다. 다시 말해서 발보조기를 착용했을 때 제어조건에 대한 편안함의 증가는 발보조기가 주상골의 하강의 억제 역할뿐만 아니라 주상골 상승의 억제 역할을 하기 때문일 수 있다는 점을 시사한다. Kogler, Solomonidis, & Paul(1996)은 본 연구에서 사용된 것과 거의 유사한 반체중지지 자세에서 캐스트된 맞춤형 반경성 전체길이 발보조기가 맨발의 제어조건과 비교하여 족저근막의 스트레인을 유의하게 감소시킨다고 밝혔다. 이는 전형적인 빔이나 트러스 발아치 모델 특성에 따라 발아치 길이의 감소, 발아치 높이 하강 억제로 간주될 수 있고, 이는 곧 주상골 하강의 감소와 같은 의미가 된다. 결과적으로 <그림 5a>의 착용2개월조건에 나타난 결과는 역으로 발아치 스트레인을 감소시킨다는 의미가 될 것으로 추론된다.

발보조기 착용으로 주상골 하강과 상승이 감소된다는 점은 이와 관련된 근육활동의 변화를 예측할 수 있을 것이다. Fiolkowski, et al.(2003)은 내재적 근육인 무지외전근(abductor hallucis) 활동이 26.8%로 감소됨에

따라 주상골 하강이 3mm 증가되는 점이 관찰되어 내재적 발 관련 근육이 내측중아치의 지지에 중요한 영향을 미친다고 하였다. 몇몇 연구에서 주로 후경골근이 발아치를 지지하는데 중요한 역할을 한다고 하였으나 (Kaye & Jahss, 1991) 표면전극을 이용한 후경골근의 근육활동 측정은 다른 근육들과의 누화(cross-talk)로 인하여 본 연구에서 제외되었다. O'Connor & Hamill (2004)의 경우 바늘전극을 이용하여 후경골근의 활동을 살펴보고, 표면전극을 이용하여 내측비복근, 외측비복근, 전경골근, 장비골근의 IEMG 값을 제시하였다. 이들 연구는 본 연구에 비해 약 20%에서 30%정도 작은 값을 보였는데 그 이유로는 본 연구가 과도한 회내집단이라는 점과 다른 측정기기 및 실험 환경들을 들 수 있을 것이다. 하지만 이들은 이 근육들의 IEMG 자료가 달라기 동안 세 가지 종류의 웨지(wedge)에 따라 어떠한 차이점을 찾지는 못했다. Nawoczinski & Ludewig (1999)는 맞춤형 반경성 발보조기의 착용이 제어조건에 대한 착용조건인 근전도 RMS 값의 백분율에서 전경골근의 유의한 증가(+35.5%)와 대퇴이두근의 유의한 감소(-11.1%)를 보였으며, 내측비복근, 내측광근, 외측광근은 유의한 차이는 보이지 않았지만 감소 경향을 나타냈다고 보고하였다. 앞서 EMG 자료 분석에서도 언급했듯이 초기에는 착용조건인 IEMG 값을 제어조건에 대한 % 값으로 나타내려고 의도하였다. 하지만 착용2개월조건이 착용직후조건에 비해 대부분의 근육들이 일관성 있게 작은 IEMG 값을 보인 결과를 보면서 이 결과가 단지 실험환경의 차이뿐만 아니라 2개월간의 착용기간의 적응으로 나타난 실제 효과일수도 있다는 생각을 갖게 되었기 때문이다. 이에 따라 맞춤형 발보조기 착용은 제어조건에 대한 착용조건인 근육활동 감소뿐만 아니라 착용직후조건에 대한 착용2개월조건인 근육활동 감소도 발견된 것으로 결론지었다. Nigg, Nurse, & Stefanyshyn(1999)은 여러 연구결과를 근거로 발보조기나 안창을 이용할 때 근육의 일을 최소화하는 개념이 제안된다고 밝히고 있다. 이는 정해진 한 움직임 과제에 대하여 골격은 우선적으로 선호하는 경로를 가지며, 발보조기의 개입이 그 우선적인 움직임 경로를 지원하여 근육활동이 감소된다는 개념이다. 이러한 개념을 기초로 적절한 발보조기와 안창은 근육활동을 감

소시키고, 편안하게 느껴질 것이며, 운동수행력을 증가시켜야 한다고 밝혔으며, 이러한 발전점은 이후 Nigg(2001)에 의해 발보조기에 역할에 대한 새로운 패러다임으로서 제시되었다. 본 연구에서 나타난 주상골 움직임과 EMG 자료의 결과들을 기초로 밝힐 수 있는 점은 일반적으로 과도한 회내집단에서 맞춤형 발보조기 착용으로 제어조건에 대한 착용조건과 착용직후조건에 대한 착용2개월조건에서 모두 주상골 하강과 상승 범위가 감소와 함께 근육활동 역시 감소되었다는 점이다.

V. 결론

결론적으로 과도한 회내집단에서 맞춤형 발보조기의 단기적이고 중기적 착용에 따라 계속적으로 편안함이 증가되는 것은 주상골의 하강 범위와 상승 범위가 감소되고, 최소 주상골 위치 발생 타이밍 빨라지고, 다리근육들의 활동이 감소되는 단기적이고 중기적인 교정적 작용으로 연유되는 것으로 나타났다. 이러한 결론은 Nigg에 의해 제시된 발보조기에 역할에 대한 새로운 패러다임을 긍정적으로 받아들일 수 있는 여지를 보였으며, 이 패러다임에서 골격이 우선적으로 선호하는 경로를 살펴볼 수 있는 중요 변인 가운데 하나로서 주상골의 움직임을 관찰할 수 있는 변인이 제시된다.

참고 문헌

- 이상효, 김현동, 이남주(2004). 뇌성마비 아동의 편평족에서 족부보조기 착용에 따른 방사선 지표의 변화. 대한재활의학회지, 28, 542-548.
- Branthwaite, H.R., Payton, C.J., & Chockalingam, N.(2004). The effect of simple insoles on three-dimensional foot motion during normal walking. *Clinical Biomechanics*, 19, 972-977.
- Brody, D.M.(1980). Running injuries. *Clinical Symposia*, 32, 2-36.
- Brown, G.P., & Donatelli, R., Catlin, P.A., & Wooden,

- M.J.(1995). The effect of two types of foot orthoses on rearfoot mechanics. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 21, 258-267.
- Butler, R.J., Davis, I.M., Laughton, C.M., & Hughes, M.(2003). Dual-function foot orthosis: effect on shock and control of rearfoot motion. *Foot & Ankle International*, 24, 410-414.
- Cornwall, M.W., & McPoil, T.G.(1999). Relative movement of the navicular bone during normal walking. *Foot & Ankle International*, 20, 507-512.
- Fiolkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., Woo, R., & Horodyski, M.(2003). Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 42, 327-333.
- Gross, M.L., & Napoli, R.C.(1993). Treatment of lower extremity injuries with orthotic shoe insert. *Sports Medicine*, 15, 66-70.
- Hamilton, J.J., & Ziemer, L.K.(1983). Functional anatomy of the human ankle and foot. American Academy of Orthopedic Surgeons Symposium on the Foot and Ankle. St. Louis, MO: CV Mosby.
- Hunter, S., Dolan, M.G., and Davis, J.M.(1995). Foot Orthotics in Therapy and Sport. Champaign: Human Kinetics.
- Kaye, R.A., & Jahss, M.H.(1991). Tibialis posterior: a review of anatomy and biomechanics in relation to support of the medial longitudinal arch. *Foot & Ankle*, 11, 244-247.
- Kitaoka H.B., Luo, Z.-P., and An K.-N.(1998). Three-dimensional analysis of flatfoot deformity: cadaver study. *Foot & Ankle International*, 19, 447-451.
- Kogler, G.F., Solomonidis, S.E., & Paul, J.P.(1996). Biomechanics of longitudinal arch support mechanisms in foot orthoses and their effect on plantar aponeurosis strain. *Clinical Biomechanics*, 11, 243-252.
- Landorf, K.B., & Keenan, A.-M.(2000). Efficacy of foot orthoses: what does the literature tell us? *Journal of the American Podiatry Medical Association*, 90, 149-158.
- Magee, D.J.(2002). Orthopedic Physical Assessment. 4th Edition, Elsevier Sciences (USA): Saunders.
- Mann, R.A.(1982). Biomechanics of running. In R.P. Mack (Ed.), *The Foot and Leg in Running* (pp. 1-29). London: CV Mosby Company.
- Michaud, T.C.(1997). Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care. USA: Library of Congress.
- McClay, I., & Manal, K.A.(1998). Comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clinical Biomechanics*, 13, 195-203.
- Moraros, J., & Hodge, W.(1993). Orthotic survey: preliminary results. *Journal of the American Podiatry Medical Association*, 83, 139-148.
- Mueller, M.J., Host, J.V., & Norton, B.J.(1993). Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *Journal of the American Podiatry Medical Association*, 83, 198-202.
- Mundermann, A., Nigg, B.M., Humble, R.N., & Stefanyshyn, D.J.(2003). Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clinical Biomechanics*, 18, 254-262.
- Mundermann, A., Nigg, B.M., Stefanyshyn, D.J., & Humble, R.N.(2002). Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. *Gait & Posture*, 16, 38-45.
- Nawoczenski, D.A., & Ludewig, P.M.(1999). Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Arch Physical Medicine & Reha-*

- bilitation*, 80, 540-544.
- Nicolopoulos, C.S., Black, J., Anderson, E.G., & Giannoudis, P.V.(1999). Foot orthoses and lower extremity pathology. *The foot*, 9, 110-114.
- Nigg, B.M.(2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 11, 2-9.
- Nigg, B.M., Khan, A., Fisher, V., & Stefanyshyn, D.(1998). Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30, 550-555.
- Nigg, B.M., Nurse, M.A., & Stefanyshyn, D.J.(1999). Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(7 Suppl), S421-428.
- O'Connor, K.M., & Hamill, J.(2004). The role of selected extrinsic foot muscles during running. *Clinical Biomechanics*, 19, 71-77.
- Pratt, D.J.(2000). A critical review of the literature on foot orthoses. *Journal of the American Podiatry Medical Association*, 90, 339-341.
- Snook, A.G.(2001). The relationship between excessive pronation as measured by navicular drop and isokinetic strength of the ankle musculature. *Foot & Ankle International*, 22, 234-240.
- Stackhouse, C.L., Davis, I.M., & Hamill, J.(2004). Orthotic intervention in forefoot and rearfoot strike running pattern. *Clinical Biomechanics*, 19, 64-70.
- Subotnick, S.(1975). Podiatric sports medicine. Mt. Kisco, NY: Futura.

투 고 일 : 1월 30일

심 사 일 : 2월 1일

심사완료일 : 3월 1일