석사학위논문

힐 높이에 따른 잠수장비 하중 보행의 운동학적 분석

제주대학교 교육대학원

체육교육전공

김 진 현

2008年 8月

힐 높이에 따른 잠수장비 하중 보행의 운동학적 분석

지도교수 류 재 청

김 진 현

이 논문을 교육학 석사학위 논문으로 제출함

2008년 8월

김진현의 교육학 석사학위논문을 인준함

심사위원장 이 치 근

위 원 김 영 표

위 원 류 재 청

제주대학교 교육대학원 체육교육전공

2008년 8월

<국문초록>

힐 높이에 따른 잠수장비 하중 보행의 운동학적 분석

김 진 현

제주대학교 교육대학원

체육교육전공

지도교수 류 재 청

본 연구는 수중장비 착용 이동시 신발 힐 높이(0cm, 1cm, 2cm, 3cm, 4cm)에 따른 보행의 운동학적 비교분석을 통하여 효율적인 보행자세의 요인과 특성을 알아보고 나아가 수중장비 착용 후 육상보행 시 적정 힐 높이를 제시함으로서 신발 제작에 필요한 기초자료를 제시하는 데 있다. 본 연구의 목적을 달성하기 위하여 다이빙 경력이 2년 이상이면서 다이빙 횟수가 300회 이상 되는 피험자를 대상으로 수중 장비 착용 후 신발 힐 높이에 따른 보행 동작을 촬영하고 그 영상을 통하여 3차원 동작분석을 실시하였다.

동작분석은 신발 힐 높이에 따른 국면별 시간변인, 신체중심 위치, 신체중심 속도, 하지분절의 각변위, 동체의 전후 · 좌우경각 변인을 분석하였으며, SPSS12.0 통계프로그램을 이용하여 일원변량분석을 실시하였으며 사후검정은 Scheffe를 사용하였으며 유의수준은 P>.001으로 실시하였다.

위와 같은 연구를 분석한 결과는 다음과 같다.

1.신발 힐 높이에 따른 시간변인

수중장비 착용 이동시 국면별 소요시간은 지지기-1>공중기>지지기-2>착지기순으로 나타났으며, 공중기와 지지기-1에서 가장 많은 시간이 소요되는 것으로 나타났다.

2.신발 힐 높이에 따른 선운동 변인

국면별 신체중심 위치, 신체중심속도가 낮다는 것은 체중에 대한 일의 양과 관련해 수행의 효율을 높이며, 안정적인 자세를 가질 수 있다는 점에서 수중장비 착용 이동시 신체중심의

위치가 가장 낮은 3-4cm의 힐 높이에서 안정적인 보행을 수행할 수 있는 것으로 나타났다.

3.신발 힐 높이에 따른 각운동 변인

1) 하지분절의 각변위

수중장비 착용 이동시 국면별 하지관절의 분석결과 공중기에서의 발목관절과 착지기에서의 고관절, 무릎관절, 발목관절, 지지기-1에서의 발목관절에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며 신발 힐 높이와 장비착용으로 인한 신체중심이 위쪽 방향으로 상승하는 현상으로 인하여 공중기에서의 굴곡각 평균이 가장 높고 착지기와 지지기-1에서 가장 낮은 굴곡을 보인 3cm 힐 높이에서 가장 안정적인 보행자세가 나타났다.

2) 동체의 전후 및 좌우경각

신발 힐 높이에 따른 동체의 전후경각은 지지기-1에서만 유의한 차이를 보였고, 좌우경각은 모든 국면에서 유의한 차이를 보였고 힐 높이가 작을수록 동체의 전방굴곡의 정도는 더 심한 것으로 나타났다. 즉 모든 하중에서 보행이 전방으로 진행되는 동안 국면별 차이는 없었고, 각 국면에서 힐 높이가 3cm, 4cm일 때가 그 이하에 비해 좌우 경각이 더 작아져서 안정적이고 효율적인 보행을 할 수 있는 것으로 나타났다.

위와 같이 본 연구결과 수중장비 착용 이동시 3~4cm의 신발 힐 높이에서 신체중심의 위치와 신체중심 속도가 가장 낮게 나타났고, 하지분절에서도 대체적으로 낮은 굴곡각을 보여주었으며, 전후·좌우경각 또한 그 굴곡이 작아져 가장 안정적인 보행을 수행할 수 있는 것으로 나타났다.

목 차

Ⅰ. 서 론 ····· 1

1. 연구의 필요성 ····· 1

2. 연구의 목적 ····· 2

3. 연구의 문제 ····· 3

4. 용어의 정의 ····· 3

Ⅱ. 이론적 배경 ····· 5

1. 잠수장비의 이해 ····· 5

2. 보행의 특성 ····· 6

3. 보행 동작 시 발의 분석 ····· 7

4. 보행관련 선행연구 ····· 9

Ⅲ. 연구방법 ····· 11

1. 연구대상 ····· 11

2. 실험도구 ····· 11

1) 영상촬영장비 ····· 12

2) 영상분석장비 ····· 12

3. 실험절차 ····· 12

4. 인체 관절점의 좌표화 및 자료분석 절차 ····· 13

1) 인체 관절점의 좌표화 ····· 13

2) 3차원 좌표의 계산 ····· 14

3) 변인산출 ····· 15

5. 이벤트 및 분석국면 ····· 17

6. 통계처리 ····· 18

Ⅳ. 연구결과 ····· 19

1. 신발 힐 높이에 따른 시간변인 ····· 19

2. 신발 힐 높이에 따른 선운동변인 ····· 21

1) 신체중심위치변화 ····· 21

2) 신체중심속도변화 ····· 22

3. 신발 힐 높이에 따른 각운동변인 ····· 24

1) 하지분절의 각도변화 ····· 24

2) 동체의 전후경각 ····· 29

3) 동체의 좌우경각 ····· 30

Ⅴ. 논의 ····· 33

1. 신발 힐 높이에 따른 시간변인 ····· 33

2. 신발 힐 높이에 따른 선운동변인 ····· 33

1) 신체중심위치변화 ····· 33

2) 신체중심속도변화 ····· 34

3. 신발 힐 높이에 따른 각운동변인 ····· 34

1) 하지분절의 각도변화 ····· 34

2) 동체의 전후 및 좌우경각 변화 ····· 35

Ⅵ. 결론 ····· 37

참고문헌 ····· 39

표 차 례

표 1. 피험자의 신체적 특성 ····· 11
표 2. 실험도구 ····· 11
표 3. 인체 관절점과 디지타이징 순서 ····· 14
표 4. 신발 힐 높이에 따른 국면별 소요시간 ····· 20
표 5. 신발 힐 높이에 따른 신체중심위치 변화 ····· 21
표 6. 신발 힐 높이에 따른 신체중심위치 분산분석결과 ····· 22
표 7. 신발 힐 높이에 따른 신체중심속도 변화 ····· 23
표 8. 신발 힐 높이에 따른 신체중심속도 분산분석결과 ····· 23
표 9. 신발 힐 높이에 따른 하지분절의 각도 변화 ····· 25
표 10. 신발 힐 높이에 따른 하지분절의 분산분석결과 ····· 28
표 11. 신발 힐 높이에 따른 동체의 전후경각 ····· 29
표 12. 신발 힐 높이에 따른 동체의 좌우경각 ····· 30
표 13. 신발 힐 높이에 따른 동체의 전후경각 분산분석결과 ····· 31
표 14. 신발 힐 높이에 따른 동체의 좌우경각 분산분석결과 ····· 31

그 림 차 례

그림 1. 걷기 동안의 발의 동작분석 ····· 8
그림 2. 실험장면 ····· 13
그림 3. 반사 마커의 위치 ····· 14
그림 4. 주요 이벤트 및 국면 ····· 17
그림 5. 신발 힐 높이에 따른 국면별 소요시간 ····· 20
그림 6. 신발 힐 높이에 따른 국면별 신체중심속도 변화 ····· 24
그림 7. 신발 힐 높이에 따른 고관절 각변위 ····· 26
그림 8. 신발 힐 높이에 따른 무릎관절의 각변위 ····· 27
그림 9. 신발 힐 높이에 따른 발목관절의 각변위 ····· 27
그림 10. 신발 힐 높이에 따른 동체의 전후경각 ····· 29
그림 11. 신발 힐 높이에 따른 동체의 좌우경각 ····· 32

Ⅰ. 서 론

1. 연구의 필요성

인간은 평생 동안 걸으며 생활한다고 해도 과언이 아닐 만큼 보행은 우리의 일상생활에 없어서는 안 될 부분이다. 이러한 보행의 가장 중요한 생체 역학적 특성은 효율성일 것이며 보행의 운동 발달 과정은 유아기의 불안정함, 폭 넓은 스탠스, 들려진 팔 등으로 시작하여 점차 정밀하게 조절된 그리고 매우 효율적인 동작 유형으로 발달한다(Duane V. Knudson & Craig S. Morrison, 2005). 즉 보행은 모든 스포츠의 기본으로 그 동작 자체 하나만으로 가장 완전하고도 복잡한 운동이라 할 수 있다. 보행은 기본적인 이동의 기능과 운동의 기능을 동시에 수행하는데 보행을 수행함에 있어 잘못된 보행 동작은 우리의 인체에 질병을 야기 시킬 수 있다(Scott & Winter, 1990). 인체 생리학적, 역학적인 면에서 이러한 불균형은 세부적으로는 인체 모든 관절과 근육에 피로를 주며, 척추와 대뇌까지 전달되어 피로는 물론 장애나 병을 일으키는 직접적인 원인이 된다(Nigg, Boer & Fisher,1995). 따라서 보행에 영향을 미치는 여러 가지 요인에 대한 연구가 다양하고 폭넓게 이루어져 왔고, 이러한 보행연구의 운동역학적 기여는 인체 동작의 기전을 밝혀내고 보행에 방해요소로 작용하는 요인들을 찾아내어 치유함으로써 인간의 동작을 보다 자연스럽고 편안하게 하는데 목표를 두고 있다(권영국, 1999).

보행에 관한 운동학적 및 운동역학적인 선행연구를 살펴보면, 부하수준에 따른 보행양상과 일치도에 관한 연구(류재청 등, 1994), 중량물 들고 보행 시 잡기유형의 차이에 대한 운동학적 분석(이중숙 등, 2000), 보행속력과 동작의 부드러움과의 상관관계에 관한 연구(전재훈 등, 2006), 체지량 지수별 성인 여성의 보행 형태 분석(박성현 등, 2002), 보행 속도에 따른 발목 관절과 하퇴 근육의 운동 역학적 분석(문곤성 등, 2005), 신발 힐의 높이에 따른 보행자세의 운동역학적 분석(류재청 등,1997), 롤러신발과 조깅 슈즈 신발 착용 후 보행 시 지면반력의 형태 비교 분석(채원식, 2006), 보행 시 보폭에 따른 지면반력의 변화(김로빈 등, 2001), 보행 시 신발의 종류에 따른 부위별 압력분포의 차이(이경옥 등, 2006), 노인 보행 시 지면 반력 신호의 주파수 크기와 Variability(류지선, 2006)등이 있다. 이미 보행에 대하여 여러 연구가 행해지고 있으나, 그 연구의 분야를 넓히고 다양한 시각에서 바라보고자 요즘 현대인들 사이에서 삶의 질 향상을 위한 필수요소로 여겨지는 여가생활분야, 특히 급속도로 그 관심이 증대되고 있는 잠수 활동(Scuba diving)분야에서의 보행에 대한 연구를 하고자 한다. 여기서 잠수 활동(Scuba

Diving)이란 Self Contained Underwater Breathing Apparatus - Diving(자체 수중호흡기구 잠수)로서 현재 스포츠다이버들이 사용하고 있는 공기탱크(Tank)와 레귤레이터(Regulator)는 1943년 꾸스또(Cousteau.J.Y.)와 에밀까냥(Emile Gagnan)이 공동 발명한 것으로 이 장비의 등장 이후 비로소 사람들이 바다 속을 자유롭게 들어가 볼 수 있게 되었다(양근택, 1997). 초기에는 군사적인 목적으로 도입 되었으나, 현대인들의 삶의 질이 향상되면서 급속도로 발전하게 되어 현재 이러한 잠수 활동을 즐기는 동호인의 수는 전국적으로 80만명에 이르고, 매년 30% 이상의 증가율을 보이고 있다(SSI Korea, 2002). 그러나 잠수 활동에 대한 높은 관심과 커다란 즐거움의 이면에는 무거운 잠수장비하중이 육상이동에 다소 어려운 요인으로 작용하여 잠수 활동의 질을 낮추는 결과를 초래하고 있다. 이에 잠수 활동의 질을 낮추는 잠수장비하중에 대한 신체의 보행자세의 분석이 필요함을 느끼게 되어 이러한 잠수 활동 시 일어나는 보행에 대한 연구도 꾸준히 이루어지고 있으며, 그에 대한 연구의 일환으로 이미 류재청, 김진현(2007)은 잠수장비 하중증가에 따른 보행자세의 비교분석에서 신체중심 위치변화는 하중이 0%Wt 일때 공중기 완료 직후 착지기가 시작될 때 진행방향으로 신체중심이동이 함께 이루어진 반면, 그 외 하중의 경우 하지분절에 비해 신체중심의 위치이동이 더 지연되고 있는 것으로 나타났고, 신체중심 속도변화는 가벼운 하중인 0%Wt와 10%Wt의 경우와 무거운 하중인 25%Wt와 40%Wt로 분류 되었을 때 체중비 하중(Wt)이 25%이상 하중일 경우가 그 이하보다 비정상 보행을 초래한다고 보고했다.

즉 잠수장비를 착용한 채 이동시에 상해예방과 정상적인 보행자세의 유지를 위한 적정한 체중비 하중인 25%Wt(류재청, 김진현, 2007)의 경우에서 신체중심의 전후방향으로의 이동과 관련하여 신발의 힐 높이의 변인이 관련된다는 것이다. 따라서 장비착용 이동시 적정하중과 최적 힐 높이를 제시함으로써 잠수장비 착용 후 육상 보행 중 있을지도 모를 상해에 대한 예방은 물론 적정 힐 높이의 신발제작에 필요한 기초 자료를 제시하는 것이 필요하다.

2. 연구의 목적

본 연구의 목적은 잠수장비 착용 이동 시 신발 힐 높이에 따른 보행의 운동학적변인을 산출하여 신발 힐 높이에 따라 보행 자세에 미치는 변인을 분석하여 잠수장비 착용 후 효율적인 보행자세의 요인과 특성을 알아보는 것이며, 나아가 잠수장비 착용 후 육상보행 시 안전한 보행 자세와 상해예방에 관한 기초 자료를 제시하는데 있다.

3. 연구문제

1) 운동학적 변인

(1) 시간 변인

- 잠수장비 착용 이동 시 신발 힐 높이에 따른 국면별 소요 시간 변인 분석

(2) 선운동 변인

- 잠수장비 착용 이동 시 신발 힐 높이에 따른 국면별 신체중심변위
- 잠수장비 착용 이동 시 신발 힐 높이에 따른 국면별 신체중심속도

(3) 각운동 변인

- 잠수장비 착용 이동 시 신발 힐 높이에 따른 국면별 하지 분절(고관절, 무릎관절, 발목관절)의 각변위
- 잠수장비 착용 이동 시 신발 힐 높이에 따른 국면별 전후 · 좌우경각

위의 각 연구문제를 분석한 후 잠수장비 착용 이동 시 신발 힐 높이에 따른 변인들이 보행 자세에 미치는 영향을 비교분석하여 보행자세의 효율적인 동작을 규명하고, 육상 보행 시 상해를 예방하는 방법을 모색하며, 적정 힐 높이를 제시함으로서 신발 제작에 필요한 기초 자료를 제공하는 것이다.

4. 용어의 정리

1) 잠수장비 : 잠수장비는 스킨장비와 스쿠버장비로 나누어 볼 수 있는데, 스킨장비로는 신체의 상해를 예방하고 체온 유지를 위한 슈트(Suit), 밀도가 높은 수중에서의 시야확보를 위한 마스크(Mask), 잠수할 포인트까지 호흡을 편안히 하면서 이동할 수 있도록 도와주는 스노클(Snorkel), 수면이나 수중에서 신체를 이동시키는데 필요한 에너지를 최소화 하고 추진력을 증대시키기 위한 오리발(Fin), 신체부위 중 체온손실이 가장 많은 머리를 보호하기 위한 후두(Hood), 바위나 돌 위의 날카로운 부분과 오리발 착용 시 발을 보호하기 위한 부츠(Boot), 수중생물로부터 손을 보호하기 위한 장갑(Glove)등이 있으며, 스쿠버장비로는 다이버가 수중에서 호흡이 가능하게 하기 위한 공기탱크(Air tank), 다이버가 호흡할 때 고압

의 공기를 주위의 압력과 동일하게 공급하여 호흡이 가능하게 하는 호흡기(Regulator), 수중에서 공기량을 체크할 수 있도록 도와주는 게이지(Gauge), 수면에서의 휴식을 도와주며, 수중에서의 수중유영을 편안하게 도와주는 부력조절기(B.C), 인체는 70% 이상이 액체로 구성되어 있기 때문에 대부분 중성부력을 띄게 되는데 이러한 부력을 상쇄시키기 위한 웨이트벨트(Weight belt)등으로 구성되어 있다.

2) DLT방식 : 운동분석에서는 선별된 중요 신체부위(분석대상점)의 실제 위치를 계측하는 것이 핵심인데, 그 방법에 따라 크게 기하적(geometric)방식과 경험적(empirical)방식의 두 가지 방식으로 분류할 수 있으며 경험적 방식의 대표적인 예로 DLT(Direct Linear Transformation)방식을 들 수 있는데 이 방식은 카메라 설치조건 계산이나 피사점의 위치계산에 피사점의 실좌표와 상점의 상평면 좌표 사이에 존재하는 특별한 선형변환 관계를 이용하는 방법으로 이 방식의 원리는 통제점들의 실좌표는 실측을 통해 이미 알려져 있으므로 상평면에 맺힌 영상에서의 통제점과 분석 대상점간의 상대 위치 관계로부터 분석 대상점들의 실좌표를 계산한다.

3) 디지타이징(Digitizing) : 기록된 영상으로부터 분석대상점의 영상좌표를 얻은 수치화 과정을 통해 운동자의 운동 상태에 관한 정보를 추출하는 과정이다.

4) 필터링(Filtering) : 인체 운동상태는 5-10Hz를 넘지 않는 것이 보통이다. 하지만 디지타이징을 통하여 획득된 실좌표의 주파수분석을 해보면 10Hz를 넘는 곳에서의 주파수에서도 상당한 값을 나타냄을 알 수 있는데 이는 디지타이징시 개입된 오차이며 이를 제거하기 위하여 어떤 특정값보다 낮은 주파수 영역의 신호성분은 통과시키고 반대로 높은 영역의 값은 걸러내는 저역필터(low-pass filter)를 사용하게 되는 것이다.

Ⅱ. 이론적 배경

1. 잠수장비의 이해

우리나라는 삼면이 바다로 둘러 쌓여있는 해양국가의 유리한 조건하에 있으면서도 해양 개발에 대한 의지와 지식, 정책부재 등의 소극적 자세 때문에 질적 양적인 변화없이 지금까지 유지해 온 반면 해양 선진국들은 끊임없는 도전과 모험 속에서 잠수 분야를 급속도로 성장시켜 왔다(한국산업잠수기술인협회, 잠수기술개론Ⅱ).

잠수란 단순히 물 속으로 들어가는 행위라고 정의할 수 있지만 그 상태는 호흡계와 순환계가 물에 잠겼을 때를 의미한다. 잠수라는 용어는 영어의 Diving 또는 Underwater의 의미로써, 다이빙이라는 외래어가 우리 곁에 정착하게 된 것은 1980년 중반 스쿠버 스쿠버 잠수 인구가 급속도로 증가되면서부터다. 스포츠 · 레크리에이션 잠수의 줄임말인 레저잠수(Leisure Diving)는 스쿠버 장비를 이용하여 정신적, 육체적 활력을 얻는 것으로서 생계를 위한 필요성이나 의무나 따르지 않고 스스로 만족을 얻기 위한 비영리의 순수한 잠수활동을 말한다(한국산업잠수기술인협회, 잠수기술개론Ⅱ).

잠수활동(레크리에이션 다이빙)은 일반적으로 스킨다이빙(skin diving)과 스쿠버 다이빙(scuba diving)으로 구분한다. 스킨다이빙은 마스크, 휜, 스노클, 부력조끼(B.C), 잠수복 등을 착용하고서 수중에서 잠시 호흡을 중단하고 10m내의 얕은 수중세계를 유영하면서 즐기는 잠수를 말하며, 스쿠버다이빙은 육상이나 수면에서 공기를 공급받는 형태의 표면공기공급 장치를 이용하는 것이 아닌 압축된 공기통을 착용하고 수중에서 자유로이 호흡하면서 수중활동을 즐기는 것을 말한다. 즉 스쿠버 다이빙은 스킨다이빙 장비에 압축된 공기통과 호흡기 및 각종게이지, 웨이트벨트를 추가시켜 수중에서 여러 목적을 위하여 활동 하는 것을 말한다(류재청, 윤상택, 1998).

잠수활동자들의 육상이동에 따른 스쿠버다이빙 장비를 살펴보면 부력조절기(B.C)는 육상 이동시 장비를 결합 시키는 보조역할, 비상시 자신의 구조를 보조하는 역할, 수중에서의 안전하고 편안한 유형을 위한 중성부력 유지를 위한 역할, 수면휴식시 양성부력을 확보하여 안전한 휴식자세를 유지할 수 있게 도와주며(박상호 등, 2001), 부력조절기 내 공기를 공급하는 공기 공급장치와 부력조절기 내 공기를 배출시키거나, 입으로 공기를 주입할 수 있는 배기장치 및 보조호흡기, 다이버의 부주의로 인해 부력조절기내로 공기가 계속 공급될 경우에는 부력조절기가 터질 수 있는데 이를 방지하기 위한 과팽창 방지밸

브, 부력조절기를 몸에 맞게 조절하는 조절스트랩, 공기탱크가 떨어지지 않게 고정하는 탱크고정밴드로 구성되어 있다. 공기탱크(Air-Tank)는 대기중의 공기를 걸러 높은 압력으로 압축시켜 저장하는 용기로서 200~300bar(1BAR=14.7PSI)에서 견딜 수 있도록 만들어져 있으며 두께는 4~5mm의 스틸이나 11mm 정도의 알루미늄 합금으로 만들어지고 용적은 탱크로 크기로 구분하는데 8L, 10L, 12L, 15L 등이 있으며 무게는 공기의 무게 2~3kg를 포함하여 약 15~17kg 정도가 된다. 또한 탱크의 상단 부근에 재질, 사용가능압력 및 용적 등이 각인되어 있으며 4년마다 한번씩 수압검사를 받아야 하고, 2년마다 육안검사를 받아야 한다(이상학 등, 2002). 호흡기(Regulator)는 탱크 속의 공기가 배출되어 다이버가 공기를 흡입할 때 주위의 압력과 같은 압력으로 공기를 제공해주는 장비로서 1단계 감압부에서 주위압보다 약 130PSI 높은 중간압으로 조절하여 중압 호스를 통하여 제 2단계 감압부로 보내면 2단계에서 수압과 동일한 압력으로 호흡할 수 있도록 조절하여 주며(양근택, 1997), 수중에서는 수압에 의한 호흡 저항이 생기므로 평소보다 "천천히 길게 숨을 들여 마시고 약간 길게 내쉬는 방법"을 사용해야 육상과 비슷한 호흡을 하여 좀 더 안정적이고 효율적인 호흡을 할 수 있다. 마지막으로 잔압계(Submersible Pressure Gauge)는 공기통 속의 공기의 압력을 나타내 주는 것으로 호흡기 1단계의 HP(high pressure)리고 표시되어 있는 곳에 부착하여 사용하며 공기통 속의 공기의 양을 계산하고 다이빙계획을 세우는 기본정보이므로 다이빙 전에 잔압계의 이상 유무를 확인하여 안전한 다이빙이 이루어지도록 해야 한다.

2. 보행의 특성

사람의 보행은 잘 수련된 기초 동작 유형의 한 예라 볼 수 있다. 정상적인 상태에서 이 기초 동작 유형은 효율성과 일관성이 매우 높다. 사람의 보행 동작은 중력에 반하여 균형을 잡으려 애쓰는 유아기에서부터 의식적인 노력 없이도 자연스럽게 걸을 수 있는 아이나 어른으로 발달한다. 정상적인 보행의 특성은 널리 연구되어 왔다(Whittle, 1991; Winter, 1987,1989; Woollacott & Shumway-Cook, 1989). 보행은 뇌에 의해서 수행되는 운동제어의 적응성에 대한 고전적 사례하고 할 수 있다. 정상적인 상태의 보행에서는 하지의 운동학적 요소(각도, 거리, 속도)가 매우 일관성 있게 이루어진다. 그러나 운동역학적 요소(근육의 힘과 회전력)는 동일한 운동이나 동작 유형을 만들어 내면서도 다를 수가 있다(Winter, 1984). 근신경 조절에 있어서의 적응성이란 개념은 환자에게 결여되어 있는 것을 보상해주려고 하는 치료사에게 있어 매우 중요한 협력자가 되지만, 보행에서 나타나는 문제점을 분석하고 진단할 때에는 어

려운 문제가 될 수 있다.

일반적인 임상적 작업에서는 사람의 보행에 대한 질적 분석의 목표가 각 환자의 제한성과 필요에 따라 변하게 된다. 경미한 부상의 재활에는 일정 범위내의 질적 분석과 보행 훈련만이 요구될 수 있다. 그러나 좀 더 심각한 문제들이 발생한 경우에는 광범위한 걸음걸이 질적분석과 재활, 걸음걸이 훈련이 요구된다. 일반적으로 걸음걸이 분석의 목표는 안전하게 걸을 수 있는 동작이 만들어지게 하는 것에서부터 좀 더 제 기능을 하도록 걸음걸이를 개선시키는 것으로 그리고 최종적으로 보기 좋은 걸음걸이의 형태를 갖게 하는 것까지 변화한다. 미용적으로 정상인 걸음걸이는 많은 환자에게 있어 매우 중요하다. 치료사들이 주로 평가하려고 하는 주안점들은 동작의 범위, 힘, 걷기 유형, 사지교정이나 보조 기구의 필요 등이다. 따라서 물리치료에서의 걸음걸이 질적 분석이란 본래 관찰된 비정상적인 걸음걸이의 원인이 무엇인지를 결정하기 위한 생체역학적 분석이다.

Eastlack 등(1991)의 연구는 물리 치료에서 쓰이는 걸음걸이 관찰에 대한 네 가지의 주요 분석체계를 밝혀냈다. (1)어린이 인공 보철-사지 교정을 위한 걸음걸이 관찰의 분석 형태(New York University), (2)Rancho Los Amigos병원 표준 · 병리학 걸음걸이 요목, (3)기능적 보행의 프로파일, (4)병리학적 걸음걸이의 육안 검사 가이드(Temple University). 이 분석 체계들의 대부분은 정상적인 걸음걸이의 생체역학적 특성에 입각하여 편성되었다. Lehmann(1982)는 전형적인 걸음걸이 분석과 일반적인 걸음걸이 이상에 대한 선행 연구 내용을 잘 고찰하여 정리하였다.

정상적인 걸음걸이는 높은 에너지의 지지국면(걷기 주기의60%)과 낮은 에너지 스윙 국면(걷기 주기의 40%)으로 이루어진다. 양발이 모두 땅에 닿아 있어 이중으로 지탱하는 짧은 주기(25%)도 있다. 지지기 상태의 주요 요소들은 착지기(heel strike), 발바닥닿기(foot flat), 중간지지기(midstance), 이지기(toe-off)이다. 스윙의 중요한 요소는 가속과 중간 스윙 및 감속이다.

3. 보행동작 시 발의 분석

보행동작 시 발의 분석은 <그림 1>에서와 같이 (a)동작은 보행이 시작되거나 연속되는 동작으로서 발뒤꿈치 하단 부분이 지면에 놓이는 순간에 힘이 집중되게 된다. 특히 달리는 경우에는 체중의 몇 배에 해당하는 무게가 이 부분에 집중되어 충격 현상이 나타나게 된다.

(b)동작은 발바닥의 전체가 지면에 놓이기 바로 직전 동작으로서 (a)동작에서 발꿈치가 지면에 닿는

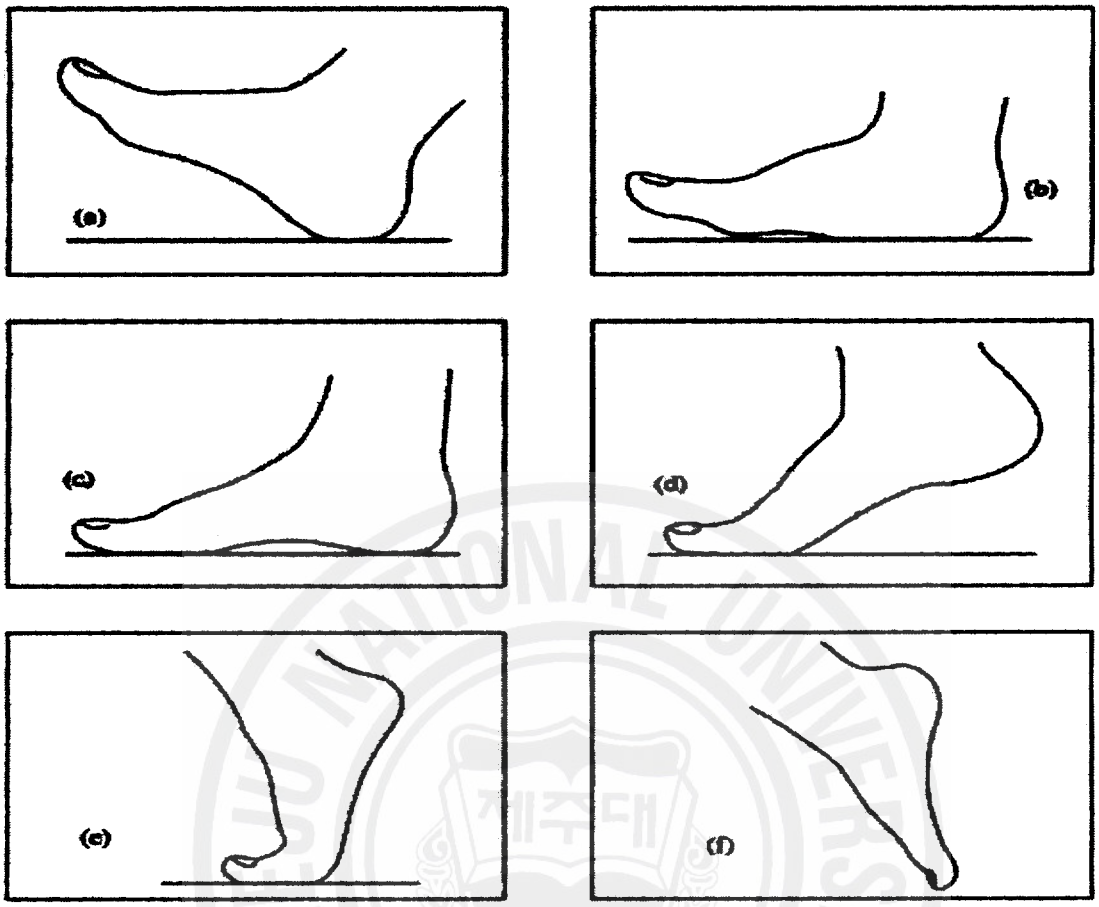

그림 1. 걷기동안의 발의 동작 분석

순간에 (b)동작으로 거의 동시에 옮겨지면서 발바닥의 바깥 측면이 사뿐히 지면에 놓이며 (a)에서 받은 충격을 분산시키게 된다. 이것은 발이 지면에 놓이면서 지면으로부터 오는 충격을 방지해주는 발의 뛰어난 기능으로서 발목이나 무릎 등의 관절을 보호하는 역할과 나아가서는 뇌를 보호하는 역할이라고 할 수 있다.

(c)동작은 발바닥의 전면이 지면에 놓이는 동작으로 체중이 완전히 발바닥 전체에 실리게 되며 아치 부분에 대한 구조이다.

(d)동작은 보행과정에서 몸을 앞으로 이동시키기 위해 내측의 배골(제1종족골)의 상단부 끝 관절 부분과 외측의 배골(제5중족골)의 상단부 끝 관절 부분을 연결하는 보행축에 힘이 모이면서 이를 축으로 발이 굽혀지게 되고 뒤꿈치가 점점 들려지게 된다. 뒤꿈치기가 최대로 들려지게 되는 순간의 (e)의 동작처럼 되면서 엄지발가락과 둘째, 셋째 발가락 그리고 제1배골(제1중족골), 제2배골(제2중족골), 제3배골(제2중족골)의 상단부분에 힘이 모이면서, 발이 지면에서 떨어지는 (f)동작으로 연결된다.

4. 보행 관련 선행연구

인간의 보행동작은 중력에 반하여 균형을 잡으려 애쓰는 유아기에서부터 의식적인 노력 없이도 자연스럽게 걸을 수 있는 아이나 어른으로 발달하는 인간생활의 잘 수련된 기초 동작 유형의 한 예라 볼 수 있으며, 정상적인 상태에선 이 기초 동작은 효율성과 일관성이 매우 높다(Duane V. Knudson , Craig S. Morrison , 2005). 그러나 보행 시 신발의 무게, 힐 높이 및 인간의 이동시 착용하는 가방 및 장비 등의 잘못된 보행동작으로 인하여 관절, 근육, 뇌와 신체구조 등에 질병을 일으킬 수 있는 것이다. 이러한 연구 중 인간이 가방 및 장비를 착용한 후 보행자세에 관한 선행연구를 살펴보면 조성초(2001)은 책가방 무게가 초등학생의 보행에 미치는 영향에서 책가방 무게가 증가될 때 인체는 보행 에너지 소모를 절약하기 위한 인체의 적응 기제에 의해 보폭은 감소되고, 균형을 유지하기 위해 동체는 앞으로 기울게 되며, 충격을 완화하기 위한 힙 관절의 굴신운동의 증가가 매일 반복되면 성장기에 있는 초등학교 학생들의 자세에 나쁜 영향을 미칠 것으로 사료된다고 보고하고 있으며, 류재청, 김진현(2007)은 잠수장비 하중증가에 따른 보행자세의 비교분석에서 모든 %Wt에 따라 보행할 때 시간, 신체중심, 하지분절 각변위, 각속도 및 동체전후경각의 모든 분석 변인에서 국면이 경과됨에 따라서 다소 차이를 보였지만, 통계적으로 유의한 경우는 하중이 다소 가벼운 하중(0%Wt와 10%Wt)과 다소 무거운 하중(25%Wt와 40%Wt)의 두 분류로 구분되어 지면상태가 고르지 못한 현장에서 장비를 착용하고 이동할 수 있는 적정%Wt는 20-25%Wt 이하의 경우가 적절하다고 보고 하고 있으며, 마지막으로 홍성표, 권영옥, 이순호(1991)는 상체의 중량변화가 보행에 미치는 영향에서 Back pack system(중량물을 상체의 뒤에 착용하는 등짐구조 조건) Double pack system(중량물을 상체의 앞·뒤로 착용하는 구조 조건)으로 나누어 볼 수 있는데 Back pack system의 두 가지 특징은 무거운 등짐 조건으로 인해 하지의 지레기능 및 무릎의 배굴(flexion)에 장애가 된다고 보며, 이는 신체에 가중된 중량이 클수록 그리고 증짐 중량이 클수록 보폭이 작아지고 발의 너비(step width)가 커지는 현상이 나타났다. 따라서 Double back system 조건에서 나타나는 신체 보행자세는 Back pack system 조건보다 정상보행 패턴에 더 유사했으며, Double back system 조건은 생체 역학적 측면에서 Back pack system 보다 더 효율적이라고 보고했다.

또한 신발유형 및 힐 높이에 따른 선행연구로 정철성, 신혜숙, 이종훈(1999)은 왈츠 스텝시 신발 굽 높이가 하지각과 지면반력에 미치는 영향에서 신발의 굽 높이가 높을수록 발목관절각, 내·외전각등이 크게 나타났으며 각각의 변인에 유의한 차이가 있었으나, 무릎각에서는 굽 높이가 높을수록 발목관절각,

내·외전각등이 작게 나타났으나 유의한 차이를 보이지 않았다고 보고하고 있으며, Yong-Tai Wang, Ph.D., Chang-Kook Kim, Ph.D., V. Farrar & T. Ford III(1994)는 The Effects of Heel Height on Ground Reaction Forces in Female' Normal Walking에서 힐이 높은 신발과 낮은 신발을 비교할 때 힐이 높은 신발은 발끝을 떼며(Toe-off) 걷는 구간에서 더 큰 수직힘을 생기게 하였으며, 나머지 힘들은 비교적 비슷하였으며, 힐이 높은 신발은 작은 지지대를 가지고 있으므로 안정된 상태로 유지하기 위해서는 다리에 더 많은 근육수축이 필요하다고 보고하고 있다. 또한 류재청, 안성규(1997)은 신발 힐의 높이에 따른 보행자세의 운동역학적 분석에서 신발 힐 높이에 따라서 보행주기 동안 일어나는 변인과 운동학적 변인에서 차이를 규명한 결과 통계적으로는 뚜렷한 차이를 보이는 것은 없었으나 대체적으로 신발의 힐의 높이에 따라서 국면별, 변인별 약간의 차이가 있었으며, 각운동 변인에서는 신발의 힐의 높이가 높을수록 하지분절의 신전 및 굴곡의 신전 및 굴곡의 가동범위를 적게하는 경향이 있으며, 특히 7cm의 경우 하퇴와 대퇴에서 정상적인 보행을 하는데 부자연스럽게 하였고, 관절부위의 운동을 감소시켜 결국 보행을 경직된 상태로 유도하는 경향이 있음을 알 수 있으며, 3cm의 경우에 하지분절에서 가장 뚜렷한 신전 및 굴곡 운동을 한다고 보고했다. 그 외에 김원호, 박은영(1997)의 높은 굽 신발이 감각계의 변화와 균형에 미치는 영향, 정미라 등(2001)의 탱고 backward walk 동작시 신발 굽 유형에 따른 하지의 근전도 분석에 관한 연구, 곽창수 등(2003)의 신발의 무게가 보행효율에 미치는 영향을 보고하고 있다.

또한 국가적인 발전과 더불어 의학의 발달로 인하여 노인들의 보행에 관한 연구도 활발히 이루어지고 있는 실정인데 은선덕, 이기광(2004)은 노인의 트레드밀 보행시 속도에 따른 보행 패턴의 변화 연구에서 노인들은 트레드밀 상에서의 보행에서 속도 증가에 대한 반응을 무릎관절보다는 발목관절의 신전에 의존하는 경향이 있으며, 속도가 증가할수록 관절에 가해지는 충격을 줄이기 위해 지지기 동안 무릎관절의 충분한 굴곡을 이용하는 경향이 있다고 보고 하고 있으며, 김창범, 신준용(2007)은 12주간 수중운동이 낙상 경험 여성 노인들의 보행에 미치는 영향에서 수중복합 운동은 노인들의 보행 시간을 단축시키고, 보행속도를 증가시켜 보행에 긍정적인 영향을 주며, 이는 낙상을 경험한 노인들의 재활이나 건강유지 프로그램에 수중운동을 이용하는 것이 바람직하다고 보고되고 있다.

Ⅲ. 연구 방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 3년 이상 다이빙 활동을 했으며, 다이빙 횟수가 300회 이상 되는 피험자 1명을 연구 대상자로 선정하였다. 연구대상자를 한명으로 한정한 것은 힐 높이에 따른 보행의 시기마다 편차가 없을 정도로 숙련된 다이버를 선정함으로서 반복보행시기 및 힐 높이에 따른 개인간의 편차를 감소시키기 위한 것이다. 피험자의 특성은 <표 1>과 같다.

표 1. 피험자의 신체적 특성

대상자	연령(yr)	신장(cm)	체중(kg)	경력(Yrs)
HYJ	22	173cm	63kg	3

2. 실험도구

본 연구에 필요한 실험도구는 <표 2>에서와 같이 영상 촬영 장비와 영상 분석 장비로 구성하였다.

표 2. 실험도구

장비	모델명	제조회사	비고
디지털캠코더(Mini DV)	HDR-HC7/HDV 1080i	SONY	4대
디질털캠코더 삼각대	055XDB	MANFROTTO	4개
통제점틀	2m×2m×1m	VISOL	-
Photo Electric Sensor	BX5M-MDT	-	2개
반사판	SK-210A	DI-PLUS	2개
LED모즐	MP-20B	MATIN	3개
조명등	-	VISOL	4개
Kwon3D	Motion Analysis Package ver3.016	VISOL	-
비디오카세트레코더	SR-VS30	JVC	1대

1) 영상 촬영 장비

본 연구에의 3차원 영상 촬영을 위하여 SONY사의 HDR-HC7의 디지털캠코더와 조명등을 삼각대에 부착시켜 약 2M 높이로 고정하였고, 디지털 캠코더의 장면설정에서 배경을 부드럽게 만들면서 사람이나 꽃과 같은 피사체를 강조하기 위하여 인물(부드러운 초상화)모드로 설정하였고, 노출시간은 피사체가 밝고 어두움에 따라 조절할 수 있도록 수동으로 설정하여 실험환경에 가장 적합하게 조절하였으며, 셔터속도는 수동으로 설정하여 60frame/sec로 촬영하였다.

2) 영상 분석 장비

본 연구에서의 영상 분석 장비는 (주)비솔의 Kwon3D Motion Analysis Package ver 3.016 프로그램이 장착된 PC를 이용하여 운동분석에서 선별된 신체부위(분석대상점)의 실제위치를 계측하는 방법 중 하나인 경험적(empirical)방식 중 대표적인 DLT(Direct Linear Transformation)방식을 이용하여 피사점의 실좌표와 상점의 상평면좌표 사이에 존재하는 변환식과 실좌표를 이미 아는 통제점들을 이용하여 변환식의 계수를 계산하여 보행의 운동학적 변인에 대한 자료를 산출한다.

3. 실험절차

본 연구의 실험절차 <그림 2>에서와 같이 실내체육관에서 잠수장비 착용 이동시 힐 높이에 따른 보행동작을 촬영하기 전에 3차원 공간 좌표를 설정하기 위하여 통제점이 표시된 직사각형 통제점 틀(2m×2m×1m)을 설치하였다. 디지털 캠코더 및 조명등은 통제점 틀 및 실험장면을 완전히 포착할 수 있는 범위에서 좌·우 대각선 방향으로 조명등이 카메라와 동일선상에서 비추지 않도록 삼각대로 고정시켜 설치하였으며, 디지털 캠코더의 속도는 60frame/sec로 하고, 노출시간(exposure time)은 1/500초로 설정한 후 통제점 틀을 약 1분간 촬영한 다음 통제점 틀을 제거하였다. 또한 영상분석 시 활용할 자료를 얻기 위하여 랜드마크(landmark)을 부착한 실험대상자에게 해부학적 자세를 취하게 한 뒤 약 5초 동안 촬영을 하였다. 실험대상자는 몸에 달라붙는 검은색 타이즈(black tights)을 착용하게 한 후 인체관절 31개 지점에 마크를 부착시켰고, 보행동작의 촬영 전에 실험상황을 의식하지 않고 평상보행을 할 수 있도록 사전에 충분한 연습 후 신발 힐 높이에 따라 총 5회의 보행을 실시하여 총 25시기의 영상을 분석대상으로 선정하였다. 보행의 진행방향을 Y축, 진행방향의 좌우를 X축, 전후·좌우 방향에 대한 수직축을 Z축으로 설정하였다.

그림 2. 실험장면

4. 인체 관절점의 좌표화 및 자료 분석 절차

1) 인체 관절점의 좌표화

본 연구에서 신체 분절 무게의 중심 위치에 대한 인체 분절 자료는 Plagenhoef, Evans & Abdelnour(1983)의 자료를 이용하였으며, 디지타이징 포인트는 인체 관절점 R Toe(오른쪽 발 끝)부터 Nose(코)까지 총 31개의 포인트를 디지타이징 하였다. 인체 관절점과 디지타이징 순서는 <표 3>과 <그림 3>와 같다.

표 3. 인체 관절점과 디지타이징 순서

순서	인체 관절점	순서	인체 관절점
1	R. Toe	17	L. medial Epicondyle
2	R. Heel	18	L. Thigh
3	R. lateral Malleolus	19	L. Asis
4	R. medial Malleolus	20	R. lateral Wrist
5	R. Shank	21	R. medial Wrist
6	R. lateral Epicondyle	22	R. lateral Elbow
7	R. medial Epicondyle	23	R. medial Elbow
8	R. Thigh	24	R. Shoulder
9	R. Asis	25	L. lateral Wrist
10	Sacrum	26	L. medial Wrist
11	L. Toe	27	L. lateral Elbow
12	L. Heel	28	L. medial Elbow
13	L. lateral Malleolus	29	L. Shoulder
14	L. medial Malleolus	30	Chin
15	L. Shank	31	Nose
16	L. lateral Epicondyle		

그림 3. 반사마커의 위치

2) 3차원 좌표의 계산

본 연구의 자료처리는 KWON 3D ver3.1 분석프로그램을 사용하였다. 자료처리과정은 36개의 통제점을

이용하여 실 공간 좌표가 계산된 후 3차원 좌표값이 산출되며, 축에 대한 정의는 진행방향을 Y축, 진행방향에 대한 좌우방향을 X축, 상·하(수직)방향을 Z축으로 정의 하였다. 3차원 자료는 Abdel-Ariz와 Karara(1971)의 DLT방법을 이용할 것이며, DLT방법을 이용하여 3차원의 좌표값을 계산할 때 디지타이징 오차와 기계적인 오차에 의해 생기는 노이즈(noise)를 제거하기 위해 Butterworth 저역 필터(low pass filter)를 사용하여 원 자료를 필터링 하였고, 이때 차단주파수(cut-off frequency)는 6.0Hz로 설정하여 사용하였다.

3) 변인 산출

(1) 시간변인

본 연구에서의 국면별 시간변인은 각각의 프레임 간의 시간 간격이 0.017초이므로 각 국면별 이벤트 시작점(D_1)부터 이벤트 마지막지점(D_2)까지의 프레임수를 계산하여 각 프레임수에 0.017초를 곱하여 구한다.

$$\text{국면별 소요시간} = (D_2 - D_1) \times 0.017\text{초}$$

(2) 선운동 변인

본 연구에서 분석한 선운동 변인은 신체중심 위치, 속도이다. 우선 전신의 신체 중심 위치는 전역 좌표계에 대한 각 분절의 중심 위치를 통해 얻어진다. 전역좌표계에 대한 각 분절을 구성하는 좌표점의 위치 벡터의 성분 x_i, y_i, z_i 각각에 대하여 분절 i의 중심 좌표 cg_i는

$$cg_i = P_i + (D_i - P_i)P_j / 100$$

(P_i는 i번째 분절의 근위단 좌표, D_i는 i번째 분절의 원위단 좌표, P1은 분절 길이의 백분율로 표시된 근위단으로부터 중심까지의 거리)로 구할 수 있으며 전역 좌표계에 대한 각 분절 중심의 위치 벡터의 성분 x_i, y_i, z_i 각각에 대한 무게 중심 위치

$$CG = \sum_{i=1}^{5} (cg_i \cdot m_i) / M$$

(cg_i는 i번째 분절의 무게 중심 위치, m_i는 전체 질량의 백분율로 표시된 i번째 분절의 질량, M은 인체 측정학 자료의 백분율로 표시된 분절 질량을 합한 전체 질량)으로 구할 수 있다.

위의 방법에 의해 산출된 전신의 신체 중심의 위치에 대하여 3차 스플라인 함수(cubic spline function)를 이용해 시간에 대해 변위 함수 S(t)를 산출한다. 이러한 변위 함수를 일차 미분하여 시간에 대한 위치의 변화율을 나타내는 속도 함수 $S'(t)$
를 구하고 이차 미분하여 가속도 함수 $S''(t)$를 얻음으로써 신체 중심 속도와 가속도를 산출한다.

$$S(t) = C_3t^3 + C_2t^2 + C_1t + C_0$$

$$S'(t) = 3C_3t^2 + 2C_2t + C_1$$

$$S''(t) = 6C_3t + 2C_2$$

(S는 변위, t는 시간, C_3, C_2, C_1, C_0는 스플라인 계수)

(3) 각운동 변인

본 연구에서 각도는 발목 관절, 무릎관절, 고관절에 대하여 각 관절의 굴곡-신전각을 산출할 수 있으며 이러한 관절각에 대하여 각속도를 계산한다. 우선 각 관절각은 각도를 구성하는 두 벡터의 내적(dot product)을 이용하여 구한다. 즉 내적의 정의에 의해 두 벡터 $U(X_i, X_j, X_k)$와 $V(Y_i, Y_j, Y_k)$가 이루는 각 θ는

$$\cos\theta = \frac{U \cdot V}{|U| \cdot |V|} = \frac{X_i Y_i + X_j Y_j + X_k Y_k}{\sqrt{X_i^2 + X_j^2 + X_k^2} \cdot \sqrt{Y_i^2 + Y_j^2 + Y_k^2}}$$

로 정의되므로 계산된 $\cos\theta$의 값을 x라고 하면 $\theta = \arccos x$로 구한다.

★ 고관절각의 계산

대퇴의 분절 벡터 $\vec{S}_{sh}(X_i, X_j, X_k)$와 상체의 분절 벡터 $\vec{S}_{tr}(Y_i, Y_j, Y_k)$가 이루는 각

$$\gamma = \arccos \frac{\vec{S_{fo}} \cdot \vec{S_{sh}}}{|\vec{S_{fo}}| \cdot |\vec{S_{sh}}|}$$

★ 무릎관절각의 계산

하퇴의 분절 벡터 $\vec{S}_{sh}(X_i, X_j, X_k)$와 대퇴의 부적 분절 벡터 $-\vec{S}_{th}(Y_i, Y_j, Y_k)$가 이루는 각

$$\beta = \arccos \frac{\overrightarrow{S_{sh}} \cdot \overrightarrow{S_{th}}}{|\overrightarrow{S_{sh}}| \cdot |\overrightarrow{S_{th}}|}$$

★ 발목관절각의 계산

발의 분절 벡터 $\vec{S}_{fo}(X_i, X_j, X_k)$와 하퇴의 부적 분절 벡터 $-\vec{S}_{sh}(Y_i, Y_j, Y_k)$가 이루는 각

$$\alpha = \arccos \frac{\overrightarrow{S_{fo}} \cdot \overrightarrow{S_{sh}}}{|\overrightarrow{S_{fo}}| \cdot |\overrightarrow{S_{sh}}|}$$

5. 이벤트 및 분석국면

본 연구에서는 <그림 3>과 같이 총 5개의 이벤트와 4개의 국면으로 설정하였다.

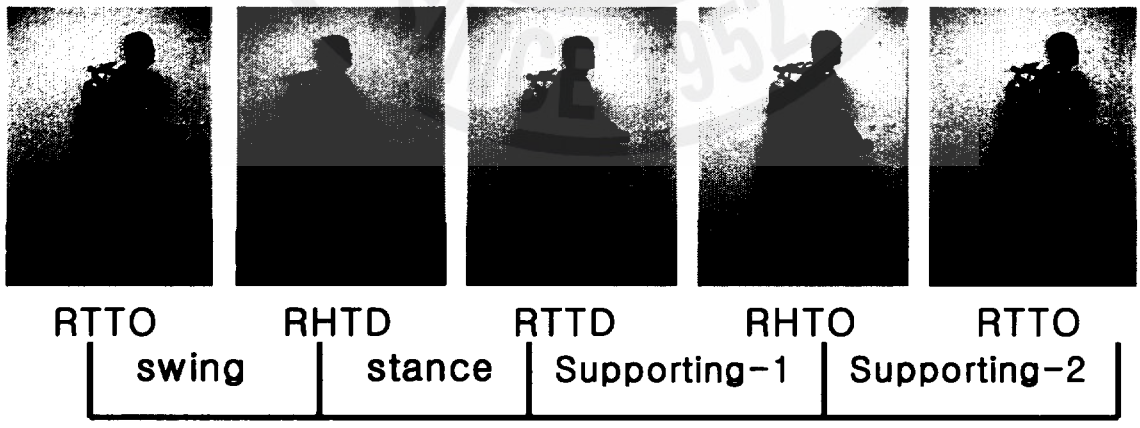

그림 4. 주요이벤트 및 국면

1) 이벤트(event) : 오른쪽 발이 한번 스트라이드 동안 5개의 이벤트로 구분하였다.

① Right Toe-Take Off(RT-TO) : 앞꿈치가 떨어지는 순간

② Right Heel-Take Down(RH-TD) : 뒤꿈치가 닫는 순간

③ Right Toe-Take Down(RT-TD) : 앞꿈치가 닫는 순간

④ Right Heel-Take Off(RH-TO) : 뒤꿈치가 떨어지는 순간

⑤ Right Toe-Take Off(RT-TO) : 앞꿈치가 떨어지는 순간

2) 분석국면(phase) : 오른쪽 발이 한번 스트라이드 동안 4개의 국면으로 구분하였다.

① 공중기(swing) : RT-TO에서 RH-TD까지

② 착지기(stance) : RH-TD에서 RT-TD까지(발 앞·뒤꿈치가 완전 닫을 때)

③ 지지기-1(supporting-1) : RT-TD에서 RH-TO까지

④ 지지기-2(supporting-2) : RH-TO에서 RT-TO까지(뒤꿈치가 떨어진 상태에서 앞꿈치가 떨어지는 순간까지)

6. 통계처리

본 연구에서 통제점과 인체중심의 좌표화를 위하여 Kwon3D(ver 3.016, 권영후)프로그램을 이용하여 디지타이징한 결과를 토대로 2차원 좌표 1쌍을 3차 스플라스인 함수로 0.014초 간격으로 보간하여 동조시켰고, DLT(Abdel-Aziz & Karara, 1971)방식으로 3차원 좌표를 산출하였다. 인위적인 오차와 기계적인 오차에 의해 발생한 노이즈로 인한 오차를 제거하기 위하여 Butterworth의 2차저역통과필터(low-pass filter)법을 이용하여 스무딩(6Hz)하였다.

디지타이징 후 산출된 운동학적 변인은 신발 힐 높이에 따른 비교를 용이하게 하기 위하여 표준화(normalization)시켰으며, 각 국면마다 평균 및 표준편차를 산출하고 신발 힐 높이에 따른 차이검증을 위해 SPSS 12.0 통계프로그램을 이용하여 일원변량분석(one-way ANOVA)을 실시하였으며, 사후검정은 Scheffe를 이용하였고 유의수준은 $p<.05$로 설정하였다.

Ⅳ. 연구결과

본 연구는 잠수장비 착용 후 이동시 신발의 힐 높이(0cm, 1cm, 2cm, 3cm, 4cm)에 따른 보행동작의 운동학적 비교 분석 후 차이를 규명하여 정상보행과 비정상보행을 상호 비교함으로서 잠수 활동 시 착용하는 신발 힐 제작에 필요한 기초 자료를 제시 하는데 있다. 이를 위해 동작분석은 신발 힐 높이에 따른 국면별 동작 소요시간변인, 신체중심위치변화, 신체중심속도변화, 하지관절의 각운동 변인을 중심으로 분석하였으며 산출된 각 변인들을 비교하여 신발 힐 높이에 따른 신체중심에 미치는 영향과 잠수장비 착용 이동시 적정 힐 높이를 제시 할 것이다.

1. 신발 힐 높이에 따른 시간변인

잠수장비 착용 후 이동시 힐 높이에 따른 소요시간과 보행의 국면별 평균 소요시간은 <표 4>과 <그림 5>와 같다.

신발 힐 높이에 따른 국면별 소요시간 및 프레임수는 0cm일때 총 소요시간 1.03초 총 프레임수 62프레임으로 공중기시 0.35초/21프레임, 착지기시 0.1초/6프레임, 지지기-1 0.4초/24프레임, 지지기-2 0.18/11프레임이며, 1cm일때 총 소요시간 1.08초 총 프레임수 66프레임으로 공중기시 0.37초/22프레임, 착지기시 0.12초/8프레임, 지지기-1 0.41초/25프레임, 지지기-2 0.18/11프레임으로 나타났고, 2cm일때 총 소요시간 1.04초 총 프레임수 63프레임으로 공중기시 0.32초/19프레임, 착지기시 0.12초/8프레임, 지지기-1 0.43초/26프레임, 지지기-2 0.17/10프레임이며, 3cm일때 총 소요시간 1.04초 총 프레임수 63프레임으로 공중기시 0.33초/20프레임, 착지기시 0.08초/5프레임, 지지기-1 0.43초/26프레임, 지지기-2 0.2/12프레임으로 나타났으며 마지막으로 4cm일때 총 소요시간 1.11초 총 프레임수 67프레임으로 공중기시 0.4초/24프레임, 착지기시 0.08초/5프레임, 지지기-1 0.5초/30프레임, 지지기-2 0.13/8프레임으로 나타났다. 즉 전체적인 소요시간을 분석해 볼 때 4cm의 힐 높이에서 가장 많은 시간을 소요하였고, 국면별 소요시간을 분석해 볼 때 지지기-1에서 가장 많은 시간을 소모하였고, 공중기, 지지기-2, 착지기 순으로 나타났다.

표 4. 신발 힐 높이에 따른 국면별 소요시간(단위:frame, sec, %)

구분	공중기	착지기	지지기-1	지지기-2	총소요
0cm	21(0.35)	6(0.1)	24(0.4)	11(0.18)	62(1.03)
	(33.98%)	(9.71%)	(38.83%)	(17.48%)	(100%)
1cm	22(0.37)	8(0.12)	25(0.41)	11(0.18)	66(1.08)
	(34.26%)	(11.11%)	(37.96%)	(16.67%)	(100%)
2cm	19(0.32)	8(0.12)	26(0.43)	10(0.17)	63(1.04)
	(30.76%)	(11.54%)	(41.35%)	(16.35%)	(100%)
3cm	20(0.33)	5(0.08)	26(0.43)	12(0.2)	63(1.04)
	(31.73%)	(7.69%)	(41.35%)	(16.35%)	(100%)
4cm	24(0.4)	5(0.08)	30(0.5)	8(0.13)	67(1.11)
	(36.04%)	(7.21%)	(45.04%)	(11.71%)	(100%)
M±SD	0.35±0.03	0.1±0.02	0.44±0.04	0.17±0.26	1.06±0.34
	(33.02%)	(9.43%)	(41.51%)	(16.04%)	(100%)

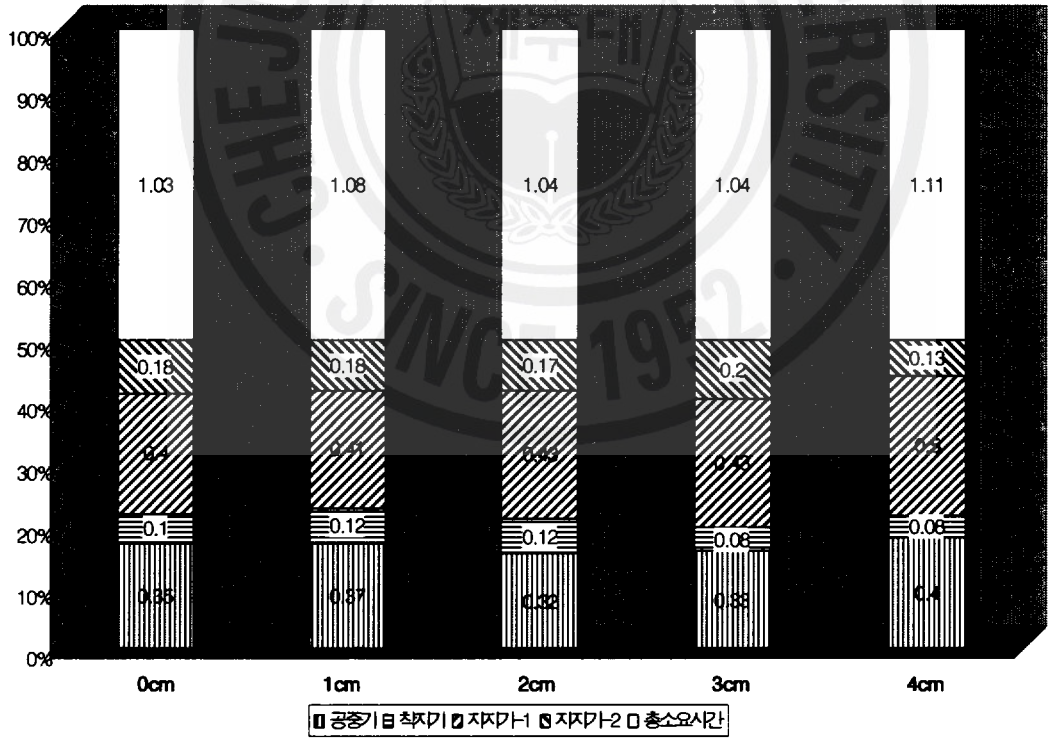

그림 5. 신발 힐 높이에 따른 국면별 소요시간

2. 신발 힐 높이에 따른 선운동 변인

1) 신체중심 위치변화

잠수장비 착용 후 이동시 힐 높이에 따른 국면별 신체중심 위치변화는 <표 5>와 <표 6>과 같다.

공중기에서는 0cm일때 25.42±0.53cm, 1cm일때 25.86±0.53cm, 2cm일때 26.06±0.21cm, 3cm일때 24.62±0.39cm, 4cm일때 19.60±0.23cm로 전체 평균값은 24.16±2.55cm로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=1075.089, P<.000) 유의한 차이를 나타냈고, 착지기에서는 0cm일때 25.28±0.03cm, 1cm일때 25.40±0.06cm, 2cm일때 26.71±0.11cm, 3cm일때 26.20±0.46cm, 4cm일때 20.30±0.39cm로 전체 평균값은 24.97±2.21cm로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=555.667, P<.000) 유의한 차이를 나타냈고, 지지기-1에서는 0cm일때 24.39±0.59cm, 1cm일때 25.46±0.15cm, 2cm일때 26.24±0.56cm, 3cm일때 25.93±0.85cm, 4cm일때 21.11±0.74cm로 전체 평균값은 24.52±2.06cm로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=312.273, P<.000) 유의한 차이를 나타냈으며, 지지기-2에서는 0cm일때 22.37±0.35cm, 1cm일때 24.41±0.60cm, 2cm일때 24.22±0.24cm, 3cm일때 23.35±0.71cm, 4cm일때 18.63±0.40cm로 전체 평균값은 22.81±2.01cm로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=189.579, P<.000) 통계적으로 유의한 차가 나타났다.

표 5. 신발 힐 높이에 따른 신체중심위치 변화(단위:cm)

구분	공중기	착지기	지지기-1	지지기-2
0cm	25.42±0.53	25.28±0.03	24.39±0.59	22.37±0.35
1cm	25.86±0.53	25.40±0.06	25.46±0.15	24.41±0.60
2cm	26.06±0.21	26.71±0.11	26.24±0.56	24.22±0.24
3cm	24.62±0.39	26.20±0.46	25.93±0.85	23.35±0.71
4cm	19.60±0.23	20.30±0.39	21.11±0.74	18.63±0.40
M±SD	24.16±2.55	24.97±2.21	24.52±2.06	22.81±2.01
P	.000***	.000***	.000***	.000***

***, p<.001

표 6. 신발 힐 높이에 따른 신체중심위치 분산분석결과

Dependent	Independent	TypeⅢSS	DF	MS	F-value	P	Scheffe
공중기	신체 중심 위치 집단-간	698.743	4	174.686	1075.089	.000*	2cm>1cm≧
	신체 중심 위치 집단-내	17.223	106	.162			0cm>3cm>
	신체 중심 위치 합계	715.967	110				4cm
착지기	신체 중심 위치 집단-간	139.618	4	34.904	555.667	.000*	2cm≧3cm>
	신체 중심 위치 집단-내	1.570	25	.063			1cm≧0cm>
	신체 중심 위치 합계	141.188	29				4cm
지지기-1	신체 중심 위치 집단-간	499.936	4	124.984	312.273	.000*	2cm>3cm≧
	신체 중심 위치 집단-내	50.430	126	.400			1cm>0cm>
	신체 중심 위치 합계	550.366	130				4cm
지지기-2	신체 중심 위치 집단-간	193.642	4	48.411	189.579	.000*	1cm≧2cm>
	신체 중심 위치 집단-내	12.002	47	.255			3cm>0cm>
	신체 중심 위치 합계	205.644	51				4cm

2) 신체중심 속도변화

잠수장비 착용 후 이동시 힐 높이에 따른 국면별 신체중심 속도변화는 <표 7>, <표 8> 및 <그림 6>과 같다.

공중기에서 신체중심 속도의 평균값은 105.96±10.52cm/sec로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=2.136, P>.081) 유의한 차이를 보이지 않았고, 착지기에서의 신체중심 속도의 평균값은 112.51±7.86cm/sec로 분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=.942, P>.456) 유의한 차가 나타나지 않았다.

지지기-1에서는 0cm일때 129.11±8.97cm/sec, 1cm일때 118.98±7.20cm/sec, 2cm일때 123.25±7.29cm/sec, 3cm일때 118.07±5.57cm/sec, 4cm일때 118.97±5.94cm/sec로 전체 평균값은 121.50±8.01cm/sec로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=10.768, P<.000) 유의한 차이를 나타냈고, 지지기-2에서는 0cm일때 138.12±6.13cm/sec, 1cm일때 132.98±11.83cm/sec, 2cm일때 130.23±11.58cm/sec, 3cm일때 124.52±7.78cm/sec, 4cm일때 128.20±9.48cm/sec로 전체 평균값은 130.85±10.34cm/sec로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=3.222, P<.000) 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다.

표 7. 신발 힐 높이에 따른 신체중심속도 변화(단위:cm/sec)

구분	공중기	착지기	지지기-1	지지기-2
0cm	109.24±14.99	108.04±6.66	129.11±8.97	138.12±6.13
1cm	104.81±10.85	114.22±11.80	118.98±7.20	132.98±11.83
2cm	109.52±7.12	112.03±8.18	123.25±7.29	130.23±11.58
3cm	104.96±8.86	111.88±4.80	118.07±5.57	124.52±7.78
4cm	102.13±7.71	116.77±1.35	118.97±5.94	128.20±9.48
M±SD	105.96±10.52	112.51±7.86	121.50±8.01	130.85±10.34
P	.081	.456	.000***	.020*

***, p<.001;*, p<.05

표 8. 신발 힐 높이에 따른 신체중심속도 분산분석결과

Dependent	Independent	TypeⅢSS	DF	MS	F-value	P	Scheffe
공중기	신체 중심 속도 집단-간	908.693	4	227.173	2.136	.081	NS
	신체 중심 속도 집단-내	11271.444	106	106.334			
	신체 중심 속도 합계	12180.137	110				
착지기	신체 중심 속도 집단-간	234.730	4	58.683	.942	.456	NS
	신체 중심 속도 집단-내	1557.320	25	62.293			
	신체 중심 속도 합계	1792.051	29				
지지기-1	신체 중심 속도 집단-간	2127.349	4	531.837	10.768	.000*	0cm>2cm>
	신체 중심 속도 집단-내	6222.946	126	49.388			1cm≧4cm≧
	신체 중심 속도 합계	8350.295	130				3cm
지지기-2	신체 중심 속도 집단-간	1172.677	4	293.169	3.222	.020*	0cm>1cm>
	신체 중심 속도 집단-내	4276.480	47	90.989			2cm>4cm>
	신체 중심 속도 합계	5449.157	51				3cm

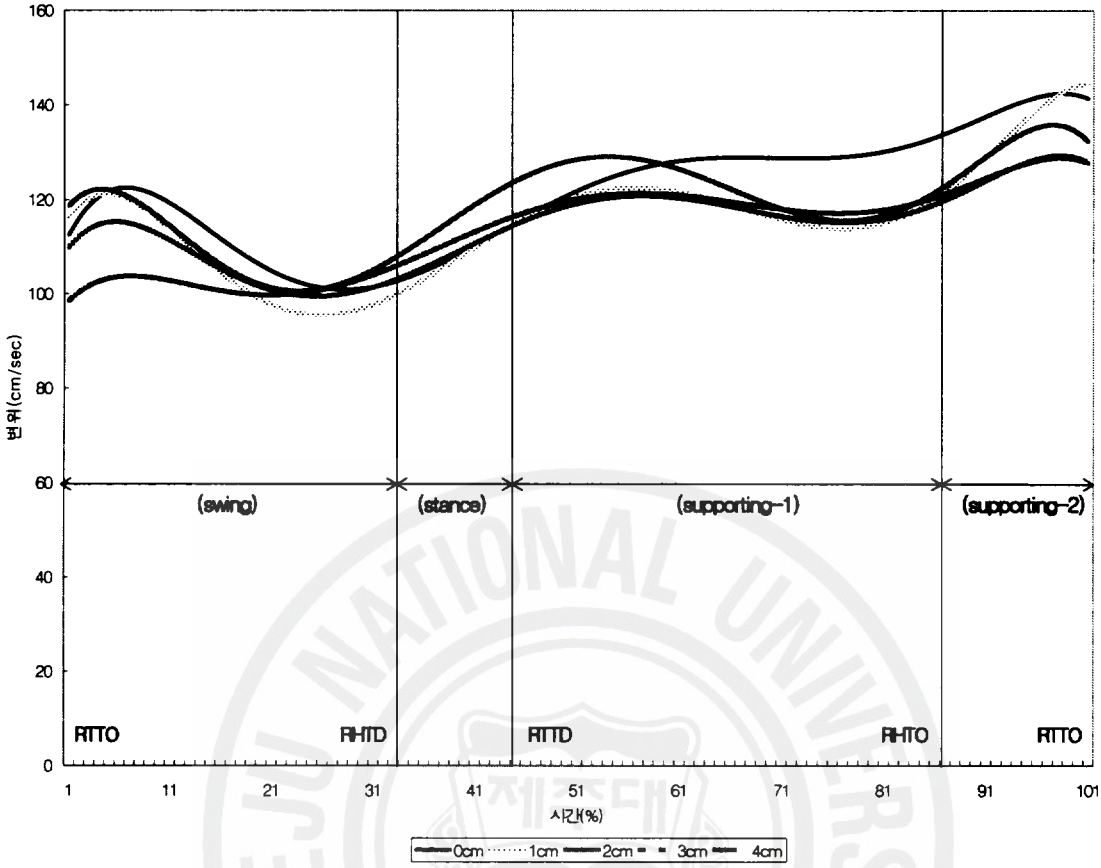

그림 6. 신발 힐 높이에 따른 국면별 신체중심속도 변화

3. 신발 힐 높이에 따른 각운동 변인

1) 하지관절의 각도변화

잠수장비착용 이동시 신발 힐 높이에 따른 하지관절의 상대각도 변화는 <표 9>, <표 10> 및 <그림 7>, <그림 8>, <그림 9> 에서와 같이 공중기에서의 고관절 평균각도는 150.48±11.31deg로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=.175, P>.951)유의한 차를 보이지 않았고, 무릎관절의 평균각도는 136.58±14.62deg로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=1.962, P>.106)유의한 차를 보이지 않았으나, 발목관절인 경우 0cm일때 110.93±9.77deg, 1cm일때 105.86±2.91deg, 2cm일때 115.91±9.93deg, 3cm일때 117.96±10.10deg, 4cm일때 102.72±3.50deg로 전체평균값은 110.26±9.61deg로 신발 힐 높이에 따라

(F=15.570, P<.000) 통계적으로 유의한 차가 나타났다.

착지기에서의 고관절인 경우 0cm일때 141.42±1.00deg, 1cm일때 139.17±3.11deg, 2cm일때 143.14±1.16deg, 3cm일때 146.16±1.09deg, 4cm일때 142.36±2.32deg로 전체평균값은 142.24±2.94deg로 신발 힐 높이에 따라(F=9.829, P<.000) 통계적으로 유의한 차가 나타났고, 무릎 관절인 경우 0cm일때 152.94±3.55deg, 1cm일때 148.90±3.81deg, 2cm일때 154.73±3.42deg, 3cm일때 158.33±3.41deg, 4cm일때 149.70±2.12deg로 전체평균값은 152.77±4.62deg로 신발 힐 높이에 따라(F=7.315, P<.000) 통계적으로 유의한 차가 나타났다. 그리고 발목관절인 경우 0cm일때 104.42±2.37deg, 1cm일때 104.38±1.72deg, 2cm일때 102.71±1.71deg, 3cm일때 111.07±2.13deg, 4cm일때 103.93±1.21deg로 전체평균값은 105.04±3.32deg로 신발 힐 높이에 따라(F=16.565, P<.000) 통계적으로 유의한 차가 나타났다.

지지기-1에서의 고관절 평균각도는 165.50±9.83deg로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=.126, P>.973)유의한 차를 보이지 않았고, 무릎관절의 평균각도는 162.94±10.32deg로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=.541, P>.706)유의한 차를 보이지 않았으나, 발목관절인 경우 0cm일때 97.06±3.93deg, 1cm일때 98.71±3.64deg, 2cm일때 98.97±3.66deg, 3cm일때 105.45±3.37deg, 4cm일때 99.34±3.88deg로 전

표 9. 신발 힐 높이에 따른 하지분절의 각도 변화(단위:deg)

구분		공중기	착지기	지지기-1	지지기-2
0cm	hip	151.34±10.58	141.42±1.00	165.71±11.64	165.38±2.68
	knee	143.24±13.87	152.94±3.55	161.41±11.25	163.22±11.63
	ankle	110.93±9.77	104.42±2.37	97.06±3.93	104.88±13.44
1cm	hip	149.67±12.55	139.17±3.11	166.54±10.27	168.87±2.26
	knee	131.52±15.34	148.90±3.81	162.30±10.41	158.70±14.19
	ankle	105.86±2.91	104.38±1.72	98.71±3.64	100.81±10.60
2cm	hip	149.09±9.14	143.14±1.16	165.00±9.82	166.55±1.99
	knee	135.62±16.11	154.73±3.42	161.80±9.92	160.60±9.32
	ankle	115.91±9.93	102.71±1.71	98.97±3.66	103.78±9.26
3cm	hip	151.45±11.24	146.16±1.09	164.73±9.17	166.81±3.44
	knee	137.34±14.77	158.33±3.41	164.92±9.57	160.18±14.54
	ankle	117.96±10.10	111.07±2.13	105.45±3.37	107.18±11.76
4cm	hip	150.78±12.99	142.36±2.32	166.55±9.01	167.95±4.48
	knee	135.52±11.90	149.70±2.12	163.97±10.73	150.27±14.00
	ankle	102.72±3.50	103.93±1.21	99.34±3.88	107.75±8.51
M±SD	hip	150.48±11.31	142.24±2.94	165.50±9.83	166.87±3.21
	knee	136.58±14.62	152.77±4.62	162.94±10.32	159.06±13.06
	ankle	110.26±9.61	105.04±3.32	99.94±4.63	104.78±10.89

체평균값은 99.94±4.63deg로 신발 힐 높이에 따라(F=19.328, P<.000) 통계적으로 유의한 차가 나타났다.

지지기-2에서의 고관절 평균각도는 166.87±3.21deg로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=2.599, P>.48)유의한 차를 보이지 않았고, 무릎관절의 평균각도는 1.271±.295deg로 분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=1.271, P>.295)유의한 차를 보이지 않았으며, 발목관절인 경우도 평균각도가 104.78±10.89deg로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따라(F=.662, P>.662)유의한 차를 보이지 않았다.

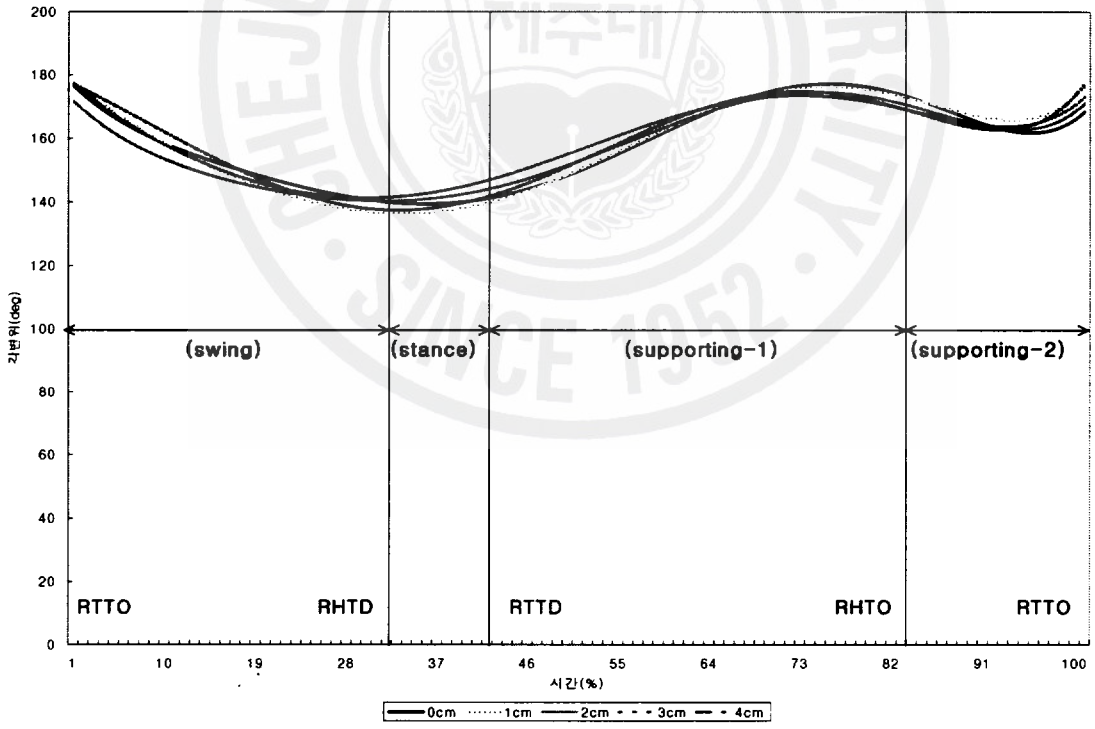

그림 7. 신발 힐 높이에 따른 고관절의 각변위

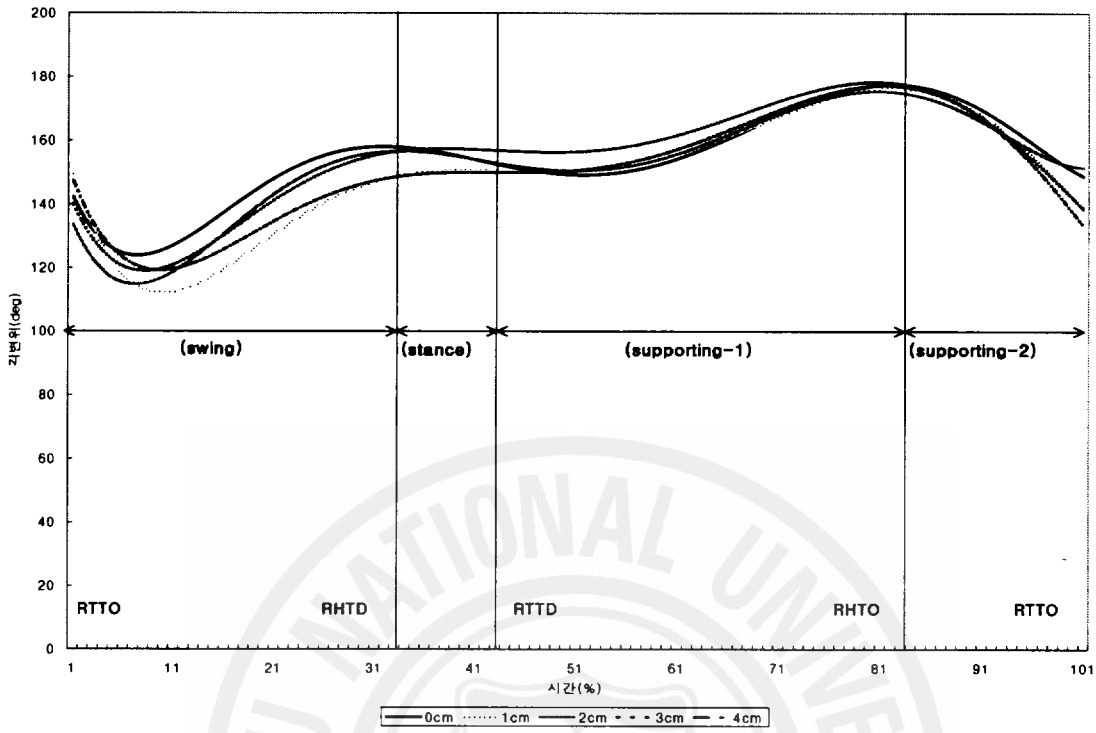

그림 8. 신발 힐 높이에 따른 무릎관절의 각변위

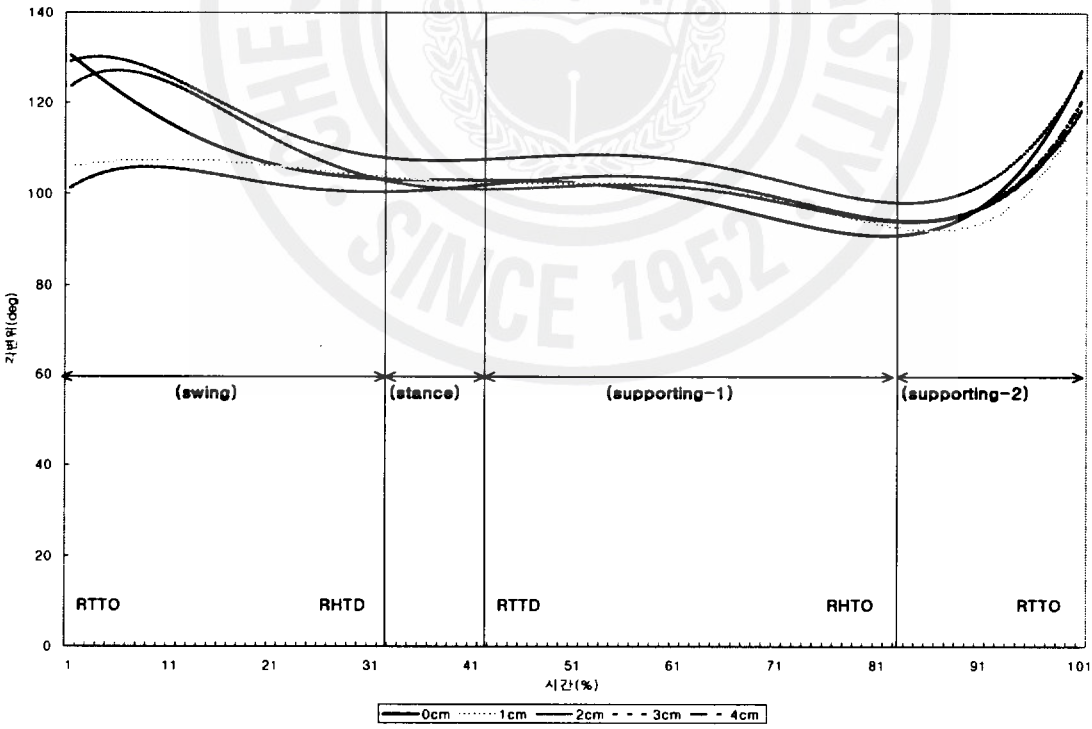

그림 9. 신발 힐 높이에 따른 발목관절의 각변위

표 10. 신발 힐 높이에 따른 하지분절의 분산분석결과

Dependent	Independent		TypeⅢSS	DF	MS	F-value	P	Scheffe
공중기	hip	집단-간	92.008	4	23.022	.175	.951	NS
		집단-내	13978.232	106	131.870			
		합계	14070.321	110				
	knee	집단-간	1622.180	4	405.545	1.962	.106	NS
		집단-내	21905.110	106	206.652			
		합계	23527.290	110				
	ankle	집단-간	3759.643	4	939.911	15.570	.000*	3cm>4cm>
		집단-내	6398.739	106	60.365			2cm≧1cm>
		합계	10158.382	110				0cm
착지기	hip	집단-간	152.782	4	38.195	9.829	.000*	1cm>0cm>
		집단-내	97.152	25	3.886			4cm≧2cm>
		합계	249.934	29				3cm
	knee	집단-간	333.242	4	83.310	7.315	.000*	1cm≧4cm>
		집단-내	284.723	25	11.389			0cm>2cm>
		합계	617.965	29				3cm
	ankle	집단-간	231.446	4	57.861	16.565	.000*	2cm>4cm>
		집단-내	87.325	25	3.493			0cm≧1cm>
		합계	318.771	29				3cm
지지기-1	hip	집단-간	49.951	4	12.488	.126	.973	NS
		집단-내	12517.170	126	99.343			
		합계	12567.121	130				
	knee	집단-간	233.676	4	58.419	.541	.706	NS
		집단-내	13599.437	126	107.932			
		합계	13833.113	130				
	ankle	집단-간	1060.803	4	265.201	19.328	.000*	0cm>1cm≧
		집단-내	1728.850	126	13.721			2cm>4cm>
		합계	2789.653	130				3cm
지지기-2	hip	집단-간	94.992	4	23.748	2.599	.048	NS
		집단-내	429.501	47	9.138			
		합계	524.493	51				
	knee	집단-간	848.391	4	212.098	1.271	.295	NS
		집단-내	7845.971	47	166.936			
		합계	8694.362	51				
	ankle	집단-간	322.658	4	80.665	.662	.622	NS
		집단-내	5730.264	47	121.921			
		합계	6052.922	51				

2) 동체의 전후경각

잠수장비 착용 이동시 신발 힐 높이에 따른 동체의 전후경각은 <표 11>, <표 12> 및 <그림 10>과 같다.

공중기에서의 평균값은 112.18±24.10deg로 나타났고(F=.891, P>.472), 착지기에서의 평균값은 86.68±4.81deg로 나타났으며(F=2.653, P>.057) 지지기-2에서의 평균값은 130.66±9.46deg로 나타났으나 (F=1.288, P>.288) 통계적으로는 유의한 차를 보이지 않았다.

반면, 지지기-1에서는 0cm일때 104.30±4.70deg, 1cm일때 105.91±4.75deg, 2cm일때 104.47±5.94deg, 3cm일때 101.13±5.68deg, 4cm일때 106.79±7.15deg로 전체 평균값은 104.58±6.03deg로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따른 동체의 전후경각에(F=3.758, P<.006) 통계적으로 유의한 차를 나타났다.

표 11. 신발 힐 높이에 따른 동체의 전후경각 변화(단위:deg)

구분	공중기	착지기	지지기-1	지지기-2
0cm	105.35±24.12	86.00±4.30	104.30±4.70	128.32±9.97
1cm	118.28±24.90	89.93±5.23	105.91±4.75	130.72±9.19
2cm	110.29±24.58	84.40±4.46	104.47±5.94	129.26±8.36
3cm	111.83±23.82	83.49±3.56	101.13±5.68	129.49±10.36
4cm	114.39±23.39	89.35±3.30	106.79±7.15	137.32±8.10
M±SD	112.18±24.10	86.68±4.81	104.58±6.03	130.66±9.46

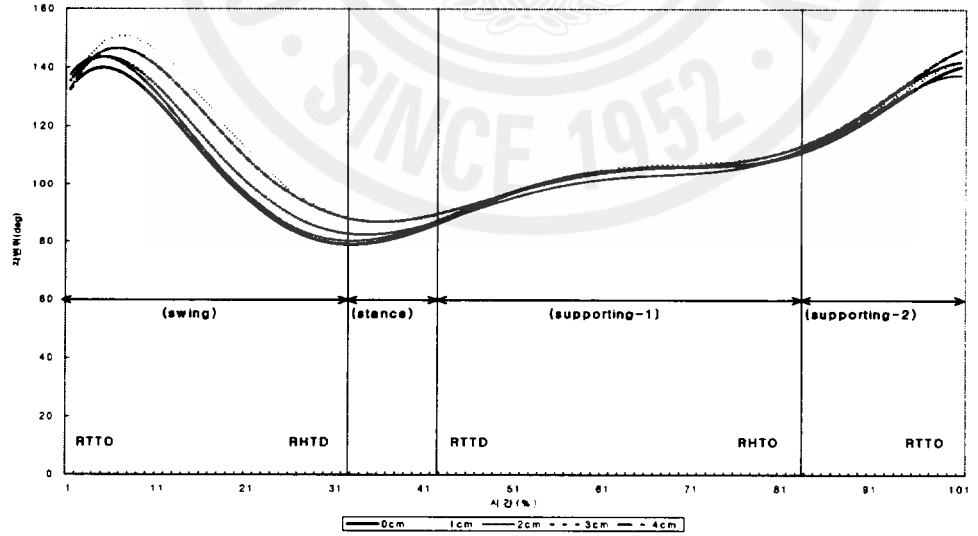

그림 10. 신발 힐 높이에 따른 동체의 전후경각

3) 동체의 좌우경각

잠수장비착용 이동시 신발 힐 높이에 따른 동체의 좌우경각은 <표 13>, <표 14> 및 <그림 11>과 같다.

공중기에서는 0cm일때 90.28±2.26deg, 1cm일때 91.30±0.95deg, 2cm일때 91.75±0.65deg, 3cm일때 91.80±0.77deg, 4cm일때 91.37±0.71deg로 전체 평균값은 91.29±1.32deg로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따른 동체의 좌우경각은(F=5.422, P<.001) 통계적으로 유의한 차를 보였고, 착지기에서는 0cm일때 95.24±0.63deg, 1cm일때 94.58±0.53deg, 2cm일때 91.55±0.15deg, 3cm일때 91.92±0.51deg, 4cm일때 91.16±0.36deg로 전체 평균값은 92.99±1.76deg로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따른 동체의 좌우경각은(F=98.600, P<.000) 통계적으로 유의한 차가 나타났고, 지지기-1에서는 0cm일때 94.70±0.67deg, 1cm일때 94.96±0.46deg, 2cm일때 92.36±0.53deg, 3cm일때 93.32±0.86deg, 4cm일때 92.36±0.47deg로 전체 평균값은 93.47±1.27deg로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따른 동체의 좌우경각은(F=107.612, P<.000) 통계적으로 유의한 차가 나타났고, 지지기-2에서는 0cm일때 93.23±0.53deg, 1cm일때 93.83±0.16deg, 2cm일때 92.56±0.50deg, 3cm일때 91.38±0.79deg, 4cm일때 91.43±0.27deg로 전체 평균값은 92.53±1.10deg로 분산분석결과 신발 힐 높이에 따른 동체의 좌우경각은(F=45.629, P<.000) 통계적으로 유의한 차가 나타났다.

표 12. 신발 힐 높이에 따른 동체의 좌우경각 변화(단위:deg)

구분	공중기	착지기	지지기-1	지지기-2
0cm	90.28±2.26	95.24±0.63	94.70±0.67	93.23±0.53
1cm	91.30±0.95	94.58±0.53	94.96±0.46	93.83±0.16
2cm	91.75±0.65	91.55±0.15	92.36±0.53	92.56±0.50
3cm	91.80±0.77	91.92±0.51	93.32±0.86	91.38±0.79
4cm	91.37±0.71	91.16±0.36	92.36±0.47	91.43±0.27
M±SD	91.29±1.32	92.99±1.76	93.47±1.27	92.53±1.10

표 13. 신발 힐 높이에 따른 동체의 전후경각 분산분석결과

Dependent	Independent		TypeⅢSS	DF	MS	F-value	P	Scheffe
공중기	전후경각	집단-간	2077.325	4	519.331	.891	.472	NS
		집단-내	61815.677	106	583.167			
		합계	63893.002	110				
착지기	전후경각	집단-간	199.570	4	49.893	2.653	.057	NS
		집단-내	470.080	25	18.803			
		합계	669.650	29				
지지기-1	전후경각	집단-간	503.400	4	125.850	3.758	.006*	4cm>1cm>2cm≧0cm>3cm
		집단-내	4219.243	126	33.486			
		합계	4722.643	130				
지지기-2	전후경각	집단-간	450.577	4	112.644	1.288	.288	NS
		집단-내	4109.262	47	87.431			
		합계	4559.839	51				

표 14. 신발 힐 높이에 따른 동체의 좌우경각 분산분석결과

Dependent	Independent		TypeⅢSS	DF	MS	F-value	P	Scheffe
공중기	좌우경각	집단-간	32.578	4	8.145	5.422	.001*	3cm≧2cm≧4cm≧1cm>0cm
		집단-내	159.236	106	1.502			
		합계	191.814	110				
착지기	좌우경각	집단-간	84.919	4	21.230	98.600	.000*	0cm>1cm>3cm≧2cm≧4cm
		집단-내	5.383	25	.215			
		합계	90.302	29				
지지기-1	좌우경각	집단-간	161.110	4	40.277	107.612	.000*	1cm≧0cm>3cm>2cm≧4cm
		집단-내	47.160	126	.374			
		합계	208.270	130				
지지기-2	좌우경각	집단-간	49.371	4	12.343	45.629	.000*	1cm≧0cm>2cm>4cm≧3cm
		집단-내	12.714	47	.271			
		합계	62.085	51				

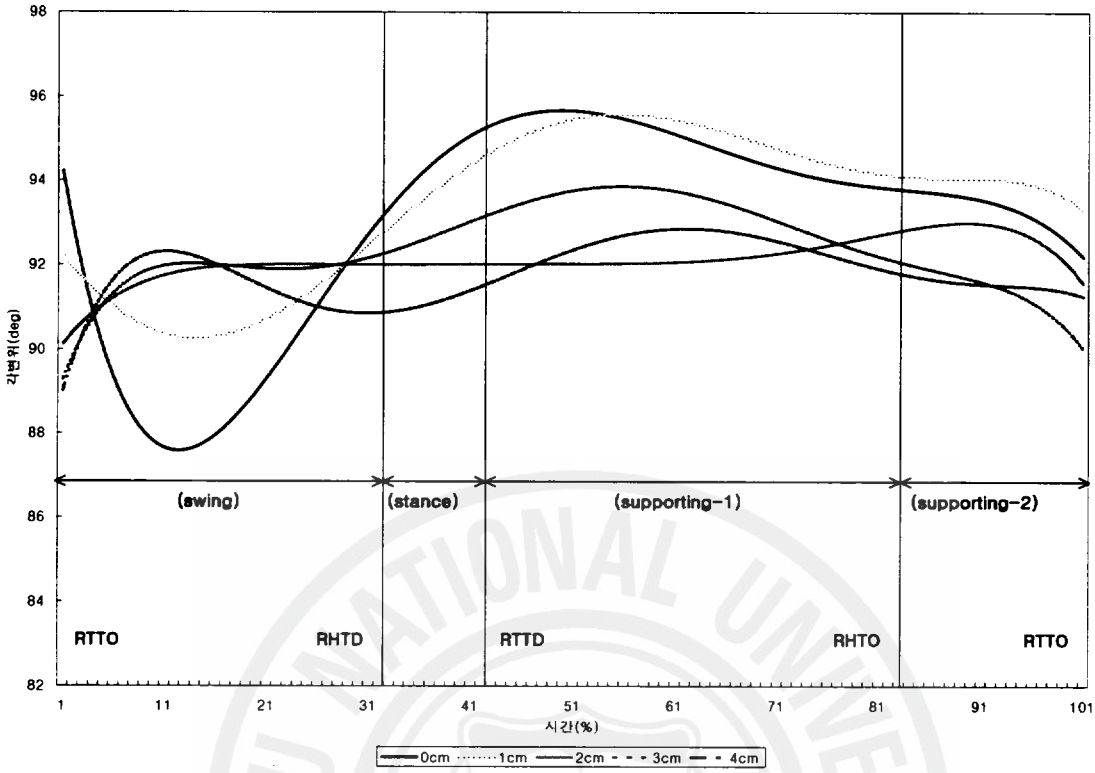

그림 11. 신발 힐 높이에 따른 동체의 좌우경각

V. 논 의

본 연구는 힐 높이에 따른 잠수장비 하중 보행 자세를 분석하여 잠수장비를 착용한 후에 육상보행 시 발생할 수 있는 사고를 미연에 방지하고 적정 힐 높이를 제시하여 스쿠버용 신발제작에 필요한 기초자료를 제시하고자 다이빙경력이 2년 이상이면서 다이빙 횟수가 300회 이상 되는 피험자 한명을 대상으로 같은 하중의 잠수장비를 착용한 후 힐 높이(0cm, 1cm, 2cm, 3cm, 4cm)에 변화를 주면서 보행의 1사이클(오른쪽 발끝이 떨어지는 순간부터 다음 오른쪽 발끝이 떨어지는 순간까지)을 반복 측정하여 영상분석을 실시하였다.

1. 신발 힐 높이에 따른 시간변인

국면별 총 소요시간은 1.06±0.04초이며 이에 따른 평균 소요시간은 공중기에서는 0.35±0.03초로 전체 소요시간에 33.02%의 비율을 차지했고, 착지기에서는 0.1±0.02초로 전체소요시간의 9.43%의 비율을 차지했으며, 지지기-1에서는 0.44±0.04초로 전체소요시간의 41.51%의 비율을 차지했고, 마지막으로 지지기-2에서는 0.17±0.03초로 전체소요시간의 16.04%를 차지하였다. 네가지의 국면에서 가장 많은 시간이 소요된 국면은 지지기-1이였으며, 그 다음으로 공중기, 지지기-2, 착지기 순으로 나타났다. 이는 잠수장비 하중증가에 따른 보행자세의 비교 분석(류재청 등, 2007)의 연구결과 공중기>지지기-1>지지기-2>착지기와 유사한 실험 결과로서 수중장비 착용으로 인하여 하중에 부가된 무게에 따른 안정성의 보전을 위해 지지기-1, 공중기의 소요시간이 증가되었다고 사료된다.

2. 신발힐 높이에 따른 선운동 변인

1) 신체중심 위치변화

힐 높이에 따른 잠수장비 하중 보행에서 신체중심위치는 모든 국면에서 신발 힐 높이에 따라서 유의

한 차이를 보였다. 각 국면의 평균값과 비교했을 때, 4cm의 평균값은 다른 3cm이하의 평균값에 비해 월등히 낮게 나타남을 볼 수 있다. 즉 신체중심이 낮다는 것은 체중에 대한 일의 양과 관련해 수행의 효율이 높다(박형길, 2005)는 점에서 잠수장비를 착용하고 보행하는데 있어 4cm 이하의 힐 높이에서 가장 낮은 신체위치 변화로 인하여 안정적인 보행을 할 수 있는 것으로 사료된다.

2) 신체중심 속도변화

신발 힐 높이에 따른 신체중심속도 변화는 지지기-1, 지지기-2에서 유의한 차이를 보였다. 각 국면의 평균값과 힐 높이에 따른 평균값을 비교하면 지지기-1에서 3cm 이상 일때의 평균 118.52cm/sec 보다 2cm 이하 일때의 평균 123.78cm/sec이 평균 5.26cm/sec 더 빠른 것으로 나타났고(0cm>2cm>1cm≧4cm≧3cm), 지지기-2에서도 3cm 이상일 때의 평균 126.36cm/sec 보다 2cm 이하 일때의 평균 133.78cm/sec이 평균 7.42cm/sec 더 빠른 것으로 나타났다(0cm>1cm>2cm>4cm>3cm). 이러한 결과를 볼 때 중심속도에 대한 영향은 힐 높이 2cm이하와 힐 높이 3cm 이상으로 분류되어지는 바, 3cm이상의 힐 높이가 2cm이하의 힐 높이보다 더 안정적인 보행을 수행할 수 있을 것으로 사료되며, 류재청(2008) 등의 체중비(%Wt) 하중 증가에 따른 수중 보행의 비교 분석에서의 수중 보행 동안 신체에 대한 물의 부력과 추진과정에서 물의 저항력 등의 영향을 최소화시킬 수 있는 방안은 결국 하중을 일정 단계까지 증가시킬수록 더 안정된 보행이 이루어질 수 있으며, 이동운동은 더 정상적으로 이루어 질 수 있음을 시사한다고 보고하고 있으며, 류재청(2007) 등의 잠수장비 하중 증가에 따른 보행자세의 비교 분석에서 신체중심속도에 대한 영향은 가벼운 하중인 0%Wt와 10%Wt의 경우와 무거운 하중인 25%Wt와 40%Wt로 분류되어진바, %Wt가 25%이상 하중일 경우가 그 이하보다 비정상 보행을 초래할 수 있음을 시사한다. 즉 %Wt가 25%이하의 하중과 신발 힐 높이가 3-4cm높이에서 가장 이상적인 신체중심 속도가 나타나며, 수중에서의 보행은 일정 이상의 하중을 착용해야만 안정된 보행이 할 수 있을 것으로 사료된다.

3. 신발 힐 높이에 따른 각운동 변인

1) 하지관절의 각도변화

잠수장비 하중 보행의 신발 힐 높이에 따른 하지관절의 상대각도 변화는 공중기에서 발목관절의 평균

110.26±9.61deg은 고관절의 평균 150.48±11.31deg과 무릎관절의 평균 136.58±14.62deg보다 굴곡이 컸으며 발목관절의 굴곡은 3cm>2cm>0cm>1cm>4cm의 순으로 나타났고(F=15.570, P<.000), 고관절과 무릎관절에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 즉 공중기 국면에서는 발목관절의 경우 3cm의 힐 높이에서 가장 큰 굴곡값을 보였는데 이는 정철정(1999) 등의 왈츠 스텝시 신발 굽 높이가 하지각과 지면반력에 미치는 영향에서 신발 굽 높이가 높을수록 발목관절각, 내·외전각등이 크게 나타난다는 결과는 같았지만 같은 힐 높이에서의 상대각도에서는 약 16deg 낮게 나타났는데 이는 장비착용으로 인하여 신체중심이 뒤쪽으로 향해 있기 때문인 것으로 사료된다.

착지기에서의 각 관절의 평균값은 고관절 142.24±2.24deg, 무릎관절 152.77±4.62deg, 발목관절 105.04±3.32deg 로 각 관절마다 통계적으로 유의한 차이를 보였으며, 고관절의 굴곡은 3cm>2cm>4cm≥0cm>1cm 순으로 나타났고(F=9.829, P<.000), 무릎관절의 굴곡은 3cm>2cm>0cm>4cm≥1cm 순으로 나타났으며(F=7.315, P<.000), 발목관절의 굴곡은 3cm>0cm≥1cm>4cm>2cm 순으로 나타났는데 (F=16.565, P<.000) 이는 착지기 동안 고관절, 무릎관절, 발목관절에서 모두 3cm 신발 힐 높이가 다른 힐 높이 보다 가장 작은 크기의 굴곡을 보였는데 이는 류재청(2007)의 잠수장비 하중증가에 따른 보행자세의 착지기의 평균값 고관절 152.04±6.22deg, 무릎관절 166.69±2.12deg, 발목관절 113.86±3.01deg 보다 약 9~13cm 정도 낮게 굴곡 되는데 이는 신발 힐 높이와 장비착용으로 인한 신체중심이 위쪽 방향으로 상승하는 현상 때문인 것으로 사료된다. 지지기-1에서는 발목관절의 평균 99.94±4.63deg은 고관절의 평균 165.50±9.83deg과 무릎관절의 평균 162.94±10.32deg보다 굴곡이 컸으며 발목관절의 굴곡은 3cm>4cm>2cm≥1cm>0cm 의 순으로 나타났고(F=19.328, P<.000), 공중기에서와 같이 고관절, 무릎관절에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 지지기-2에서의 각 관절의 평균값은 고관절 166.87±3.21deg, 무릎관절 159.06±13.06deg, 발목관절 104.78±10.89deg 로 각 관절마다 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

2) 동체의 전후 및 좌우 경각변화

신발 힐 높이에 따른 동체의 전후경각은 지지기-1에서만 유의한 차이를 보였고, 0cm일 때 104.30±4.70deg, 1cm일 때 105.91±4.75deg, 2cm일때 104.47±5.94deg, 3cm일 때 101.13.50±5.68deg, 4cm일 때 106.79±7.15deg로 4cm>1cm>2cm≥0cm>3cm의 순으로(F=3.758, P<.006) 4cm일 때 동체의 전후경각이 가장 높은 것으로 나타났다. 또한 좌우경각은 모든 국면에서 유의한 차이를 보였고 힐 높이가 작을수록 동체의 전방굴곡의 정도는 더 심한 것으로 나타났다. 좌우경각은 모든 힐 높이의 평균이 공중기동안 91.29±1.32deg, 착지기 동안 92.99±1.76deg, 지지기-1동안 93.47±1.27deg, 지지기-2동안

92.53±1.10deg로서 각 국면별 굴곡은 공중기에서는 3cm≧2cm≧4cm≧1cm>0cm 착지기에서는 0cm>1cm>3cm≧2cm≧4cm 지지기-1에서는 1cm≧0cm>3cm>2cm≧4cm 지지기-2에서는 1cm≧0cm>2cm>4cm≧3cm로 나타났다. 즉 동체의 평균 좌우굴곡은 거의 차이가 없었고, 힐 높이별 동체의 좌우굴곡은 모든 국면에서 힐 높이가 0cm,1cm,2,cm일 때가 힐 높이 3cm,4cm보다 더 큰 것으로 나타났으며 이는 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 즉 모든 하중에서 보행이 전방으로 진행되는 동안 국면별 차이는 없었고, 각 국면에서 힐 높이가 3cm. 4cm일 때가 그 이하에 비해 좌우 경각이 더 작아지는 것으로 사료된다.

즉 모든 하중에서 보행이 전방으로 진행되는 동안 국면별 차이는 없었고, 각 국면에서 힐 높이가 3cm일 때 가장 낮은 굴곡을 보이므로 동체의 전후경각은 신체 중심이 후방으로 덜 신전 되고 좌우경각은 배영상(2007)의 보행 스피드에 대한 상체 공헌도의 연령에 따른 변화에서와 같이 보행 중 상체와 하체가 상호협조적인 관계를 가지면서 신체 전체의 밸런스를 유지하였고, 팔은 다리운동 보조를 맞추는 현상이 나타나는 것으로 사료된다.

Ⅵ. 결 론

본 연구는 잠수장비 하중 보행 시 신발 힐 높이에 따른 보행의 한 스트라이드를 수행하는데 있어서 5가지 힐 높이에 따른 운동학적 특성을 분석하는 것이다. 이를 위해 다이빙 횟수가 300회 이상 되는 숙련된 다이버 1명을 선정하여 개인간의 편차를 감소시키고 영상분석 시 오차를 최소화하기 위하여 3회 반복보행을 실시하였다. 동작분석은 힐 높이에 따른 국면별 소요시간, 신체중심 위치, 신체 중심속도, 하지분절의 각운동 변인, 동체의 전후·좌우경각변인을 분석한 결론은 다음과 같다.

1. 잠수장비 하중 보행 시 신발 힐 높이에 따른 국면별 소요시간은 지지기-1>공중기>지지기-2>착지기 순으로 나타났으며 4cm의 힐 높이에서 가장 많은 시간을 소요하였다.

2. 잠수장비 하중 보행 시 신발 힐 높이에 따른 국면별 신체중심 위치가 낮다는 것은 체중에 대한 일의 양과 관련해 수행의 효율이 높인다는 점에서 잠수장비 착용 이동시 모든 국면에서 4cm의 힐 높이에서 신체중심 위치가 가장 낮게 나타났다.

3. 잠수장비 하중 보행 시 신발 힐 높이에 따른 국면별 신체중심 속도는 공중기와 착지기에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았으나 3-4cm의 힐 높이에서 낮은 신체중심속도를 나타냈고, 지지기-1, 지지기-2에서는 3cm의 힐 높이에서 가장 낮은 신체중심속도가 나타났다.

4. 잠수장비 하중 보행 시 착지기 동안의 고관절, 무릎관절, 발목관절에서 3cm의 힐 높이에서 가장 낮게 굴곡 되는데 이는 신발 힐 높이와 장비 착용으로 인한 신체중심이 위쪽 방향으로 상승하는 현상 때문인 것으로 나타났으며 발목관절의 공중기와 지지기-1 에서도 3cm의 힐 높이에서 가장 낮은 굴곡값을 나타냈다.

5. 잠수장비 하중 보행 시 신발 힐 높이에 따른 동체의 전후경각은 3cm의 힐 높이에서 가장 낮은 굴곡각을 보였으며 좌우경각은 보행이 전방으로 진행되는 동안 국면별 차이는 없었고 각 국면에서 힐 높이가 3cm일 때 상체와 하체가 상호협조적인 관계를 가지면서 신체 전체의 밸런스를 유지하였고, 안정적

인 보행을 수행할 수 있었다.

위와 같이 결론을 종합해 볼 때, 잠수장비 착용 후 이동시 3-4cm의 힐 높이에서 신체중심의 위치와 신체중심 속도가 가장 낮게 나타났고, 하지분절에서는 고관절, 무릎관절, 발목관절에서 낮은 굴곡각을 보여주었으며, 전후·좌우경각 또한 그 굴곡이 작아져 가장 안정적이고 효율적인 보행을 할 수 있을 것으로 사료된다.

또한 보다 심층적인 연구를 위하여 향후 5cm 이상의 힐 높이에 따른 보행자세의 운동학적 분석뿐만 아니라 운동 역학적 분석도 필요하며, 나아가 잠수장비 하중 증가에 따른 적정 힐 높이를 규명할 필요가 있다.

JEJU NATIONAL UNIVERSITY · SINCE 1952 · 제주대

참고문헌

김로빈, 김승재(2001). 보행시 보폭에 따른 지면반력의 변화. 한국운동역학회지, 10(2), 67-76

김원호, 박은영(1997). 높은 굽 신발이 감각계의 변화와 균형에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지, 4(2), 10-17.

김창범, 신준용(2007). 12주간 수중운동이 낙상 경험 여성 노인들의 보행에 미치는 영향. 한국운동역학회지, 17(4), 9-16.

권영국, 변승남(1999). 생체역학개론, 서울 : 청문각

권영후, 문영진, 이진섭(1995). DLT방식의 수중동작 운동분석에의 활용. 한국운동역학회지, 5(1), 49-53.

곽창수, 이계산, 김희석(2003). 신발의 무게가 보행효율에 미치는 영향. 한국체육학회지, 42(3), 677-686.

류지선(2006). 노인 보행 시 지면 반력 신호의 주파수 크기와 Variability 비교. 한국체육학회지, 45(5), 93-97.

류재청, 김철원(1994). 부하수준에 따른 보행양상과 일치도에 관한 연구. 제주대학교 논문집, 39, 91-102.

류재청, 안성규(1997). 신발 힐의 높이에 따른 보행자세의 운동역학적 분석. 체육과학연구, 3, 69-103.

류재청, 김진현(2007). 잠수장비 하중증가에 따른 보행자세의 비교분석. 한국체육학회지, 46(4), 475-484.

류재청, 윤상택(1998). 스킨스쿠버 I, 온누리

문곤성, 최지영, 김로빈(2005). 보행 속도에 따른 발목 관절과 하퇴 근육의 운동 역학적 분석. 한국체육학회지, 44(6), 621-632.

박상호, 박명수, 송진석, 오유성, 이원교, 임봉우, 황종주(2000). 스킨스쿠버 PLUS, 대경북스.

박성현, 김정태(2002). 체질량 지수별 성인 여성의 보행 형태 분석. 한국체육학회지, 41(2), 743-752.

박형길(2005). 뒤로걷기와 앞으로 걷기의 보행형태 분석. 미간행 석사학위논문. 서울대학교 대학원.

서국웅, 윤양진, 김용재, 이훈식, 정미라, 이창민, 이중숙(2000). 중량물 들고 보행시 잡기유형의 차이에 대한 운동학적 분석. 한국운동역학회지, 9(2), 211-228.

전재훈, 외(2006). 보행속력과 동작의 부드러움과의 상관관계에 관한 연구. 한국운동역학회지, 16(1), 11-17.

정미라, 서국웅, 강영택, 염창홍(2001). 탱고 backward walk 동작시 신발 굽 유형에 따른 하지의 근전도 분석. 한국운동역학회지, 11(2), 31-46.

정철정, 신혜숙, 이종훈(1999). 왈츠 스텝시 신발 굽 높이가 하지각과 지면반력에 미치는 영향. 한국체육

학회지, 38(2), 553-563.

조성초(2001). 책가방 무게가 초등학생의 보행에 미치는 영향. 대한스포츠의학회지, 19(2), 303-310.

채원식(2006). 롤러 신발과 조깅 슈즈 신발 착용 후 보행 시 지면반력의 형태 비교 분석. 한국운동역학회지, 16(1), 101-108.

양근택(1997). 스쿠바다이빙백과사전 : 다이빙이론과 실제, 풍등출판사.

은선덕, 이기광(2004). 노인의 트레드밀 보행시 속도에 따른 보행 패턴의 변화 연구. 한국체육학회지, 43(5), 397-404.

이상학, 김기운, 김민환, 김호순(2002). 스쿠버아카데미, 대경북스.

홍성표, 권영옥, 이순호(1991). 상체의 중량변화가 보행에 미치는 영향. 한국체육학회지, 30(1), 377-388.

Duane V. Knudson & Craig S. Morrison(2005). Qualitative Analysis of Human Movement : Daehanmedia

Eastlack, M. E., J. Arvidson, L. Snyder-Mackler, J. V. Canoff, and C. L. McGarvey(1991). Interrater reliability of video-taped observational gait analysis assessments. Physical Therapy, 71, 465-472.

Kwon, Y.H.(2004). KWON 3D Motion Analysis Package ver. 3.1. Seoul : Visol corp.

Lehmann, J. F.(1982). Gait analysis:Diagnosis and management. In Krusen's handbook of physical medicine and rehabilita-tion, edited by F.J.Kottke,G.K. Stillwell,and J.F.Lehmann. Philadelphia: Saunders, 86-101.

Nigg, De Boer, & Fisher. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running, Medicine and Science in Sports and Exercise. 27(1), 98-105.

Plagenhoef, S. C, Evans, F. G., & Abdelnour, T.(1983). Anatomical data for analyzing human motion. Research quarterly for Exercise and Sport, 54(2), 169-178.

Scott, S. H. & Winter, D.A.(1990). Internal forces at chronic running injury sites. Medicine and Science in Sports and Exercise, 22(3), 357-369.

SSI Korea(2002). Openwater Diver Manual. SSI Korea.

Whittle, M.W. (1991). Gait analysis:An introduction . Oxford, England:Butterworth-Heinemann.

Winter, D. A.(1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait:Variability and compensating effects. Human Movement Science, 3, 51-76.

Winter, D. A.(1987). Biomechanics and motor control of human gait. Waterloo, Ontario :University

of Waterloo Press.

Winter, D. A.(1989). Biomechanics of normal and pathological gait : Implications for understanding human locomotor control. Journal of Motor Behavior, 21, 337-355.

Woollacott, M. H., and A. Shumway-Cook, eds.(1989). Development of posture and gait across the life span. Columbia, S. C. : University of South Carolina Press.

Yong-Tai Wang, Ph.D, Chang-kook Kim, Ph.D, V.Farrar&T.Ford III(1994). The Effects of Heel Height on Ground Reaction Forces in Female' Normal Walking. 한국사회체육학회지, 2, 187-196.

CHEJU NATIONAL UNIVERSITY · SINCE 1952 ·
제주대

<Abstract>

Kinematic analysis of the gait loaded with SCUBA equipment according to heights of heel

Kim, Jin-Hyun

Physical Education Major
Graduate school of Education, Cheju National University
Cheju, Korea

(Supervised by professor Ryew, Jae-Chung)

The purpose of this study was to investigate clinical materials for optimal height of the heel related with underwater activity and injury prevention by means of kinematic comparison-analysis of gait pattern according to subsidiaries' height of the heel in scuba diving. A subject Participated in the experiment was skilled male experienced for over 2 years and dived over 300 times in scuba diving and gait motion in every heights of heel was photographed for 3D analysis. 5 different variables was analyzed by SPSS12.0 program and checked with Scheffe.

1. Temporal variable

There was the longest delay in the supporting-1. And it showed the result in oder of supporting-1, swing, supporting-2, stance.

2. Linear kinematic variable

At the analysing the vertical(Z) displacement of COG and the velocity(Z) of

COG by the phases, it showed that the results with the 3~4 cm-heel was much lower than 0~2cm-heel. and this showed significant difference statistically.

3. Angular kinematic variable

1) The Angular kinematic variable of lower leg(hip, knee, ankle)

The result of the Angular kinematic variable of ankle in the swing, hip, knee, ankle in the stance and ankle in the supporting-1 showed significant difference statistically. There was the smallest flexion in the 3~4 cm-heel.

2) Titled angle of anterior-posterior & right-left of trunk

The result of the Titled angle of anterior-posterior showed significant difference statistically in the supporting-1. and the title angle of right-left of trunk showed significant difference statistically in all phases. and It showed that lower heels made larger flexions.

The result of this study with these facts, was that the optimal height of the heel moveable easily in rough diving was proved to be 3~4cm in all varibles by elapsing phase-by-phase.