정상 성인의 운동역학적 보행분석

The Journal Korean Society of Physical Therapy

■김건, 윤나미[1]
■현대가정의학과의원, [1]목포과학대학 물리치료과, [1]목포미래병원

A Study on Kinetic Gait Analysis of the Normal Adult

Geon Kim, PT, MS; Na-Mi Yoon, PT[1]

Hyun Dae Family Clinic; [1]Department of Physical Therapy, Mokpo Science University

Purpose: This study reports the basic reference data of the specific gait parameters for Korean normal adults.

Methods: The basic gait parameters were extracted from 73 Adults (35 men and 38 women), 18 to 33 years of age, using a Vicon MX motion analysis system. The segment kinetics, such as joint moment and power, was analyzed at the hip, knee and ankle.

Results: The motion patterns are typically associated with a specific phase of the gait cycle. The temporal-spatial gait parameters of Korean normal adults, such as cadence, walking speed, stride length, single support and double support, were similar to the other western reference data. The kinetic parameters of Korean normal adults, such as joint moments of force, joint mechanical power generation or absorption and ground reaction forces, were also similar to other western reference datasets.

Conclusion: This study demonstrates that objective gait analysis can be used to document the gait patterns of normal healthy adults. The techniques of 3-dimensional temporal-spatial gait parameters and kinematic parameters analysis can provide a detailed biomechanical description of a normal and pathological gait.

Keywords: Gait analysis, Normal adult, Temporal-spatial gait parameters, Kinetic parameters

논문접수일: 2009년 2월 27일
수정접수일: 2009년 5월 20일
게재승인일: 2009년 5월 29일
교신저자: 김건, gunman05@hanmail.net

Ⅰ. 서론

보행은 하지의 부하와 비부하 주기의 특징을 나타내는 임의의 이동방법으로, 인체가 두 발 보행(bipedal gait)을 통해 하나의 지점으로부터 다른 지점으로 이동하는 것이다. 정상 보행은 신체의 신경계, 근골격계, 그리고 생리학적인 지원 체제들이 훌륭하게 통합되어 유기적으로 상호 의존하는 기능적 관계인 좋은 예이다.

병적 보행은 정상적인 보행 운동 요소 중에 하나 이상의 특이적인 항진 또는 억제에 의해 초래되는데, 병적 보행 상태를 결정하는 주된 원인은 쇠약, 통증, 변형, 감각장애, 그리고 중추신경계 결핍과 관련이 있는 근 활동의 장애이다.

임상적 의사결정에서의 보행분석의 역할은 지난 20년에 걸쳐서 뜨겁게 토론되어져 왔으며,[1-3] 근본적으로 그 적용은 진단(diagnosis), 관찰(monitoring), 연구(research)를 위한 3개의 기본 카테고리로 분류된다.[4] 표준적인 임상 접근법은 진단상의 가설을 생성하기 위해서 포괄적인 환자의 과거 병력과 관찰적 보행분석(observational gait analysis)을 포함하는 검사에 의존하며, 계속되는 기기화된 보행분석은 이러한 가설을 확인하거나 또는 잘못을 증명하는데 이용될 수 있고, 또한 객관적이고 정량적인 평가를 통해 시간이 경과함에 따른 질환의 진행도와 치료 또는 수술의 유효성 평가에 유용하다.

보행분석 시스템은 관찰적 보행분석에서 자동화된 3차원(three-dimensional) 보행분석에 이르기까지 다양하다. 관찰적 보행분석은 적용상의 편의성과 간결함으로 인해 임상적으로 유용하지만, 인간의 복잡한 보행동작 패턴을 주관적인 부정확한 관찰에 의해 사실적이고 체계적으로 접근한다는 것은 분석상의 큰 오류를 범할 수 있다.

1990년대에 들어와 힘판(force plate), 동적 근전도(dynamic electromyography), 표지자 시스템(marker system)을 갖춘 자동화된 동작분석이 본격화되면서, Gage[5]는 정상아를 대상으로 3차원적 관절 운동학과 운동역학적(kinetic) 보행분석을 실시하였고, Lee 등[1]은 뇌성마비나 편마비 환자의 보행분석과 외과적 수술 결정을 위해 이용하였다. 이러한 3차원적 운동학과 운동역학적 분석 기술은 정상 보행과 병적 보행의 생체역학적 특성을 정밀히 분석하게 하는데, 최근에는 재활의학 및 정형외과, 스포츠의학 분야에서 객관화된 정량적 보행분석의 필요성이 증대되면서 점차 그 중요성이 대두되고 있다.

보행 운동학과 결합해 힘판의 중요한 사용 목적은 관절 모멘트(joint moment)를 산출하는 것에 의해 근 활성도(muscle activity)를 측정하는 것이다. 인간의 동작은 회전을 일으키는 힘의 구성 성분들 사이에서의 불균형의 결과이며, 이러한 회전을 일으키는 힘의 능력은 회전력(torque) 또는 힘의 모멘트라고 정의된다. 모멘트는 작용한 힘(muscle force)과 회전축과 그 힘의 작용선 사이의 수직거리(lever arm)를 곱한 힘의 크기와 동일한 한 벡터이므로 그 측정 단위는 뉴턴 곱하기 미터(N·m)로서 관절 모멘트는 그 관절에서의 근 활성도를 추론하기 위해서 사용될 수 있다.

일률(power)은 단축 속도(shortening velocity)와 근력을 곱하는 것에 의해 산출될 수 있는데, 관절용어로 일률의 양은 관절의 각 속도(angular velocity)에 관절 모멘트를 곱하여 구해질 수 있으며 기계력의 단위는 와트(W)로 측정되는 스칼라 양이다. 일률은 뼈와 근육을 거치는 분절 사이를 수동적으로 옮겨질 수가 있고, 이러한 힘의 유량(flow)은 근수축의 기능적인 역할을 판정하기 위해 사용될 수 있다. 양성 일률(positive power)은 모멘트와 각 속도가 같은 방향으로 작용할 때의 단축 수축을 가리키고 근 내부에서 발생하는 힘에 의해 수행된 관절에서의 에너지 생성(generation)을 의미하며, 음성 일률(negative power)은 모멘트와 각 속도가 반대 방향으로 작용할 때의 편심성 활동을 가리키고, 실제로 중력이나 다른 힘에 대항하여 수행되며 관절에서의 에너지 흡수(absorption)를 의미한다. 만약 각 속도가 영(zero)인 경우에는 관절에서의 생성되거나 흡수되는 어떠한 힘도 없게 되는데, 이는 바꾸어 말하면 제길이 수축을 가리킨다. 또한 능동적 유량(active flows)이 근육과 힘줄을 통해 힘을 전달하는 반면, 수동적 유량(passive flows) 은 관절 그 자체를 통해 옮겨질 수가 있는데, 이러한 수동적 유량은 보행에 있어서 매우 유의하다고 판명되었다.[6]

역학분야에서 움직임을 분석하고 규명하는데 있어서 지면반발력(ground reaction force, GRF) 자료는 매우 중요한 요소이며, 주로 두 가지의 용도로 사용되는데 첫째, 역동역학(inverse dynamic) 모델을 이용하여 움직임 중의 관절 주위의 근육무리의 역할을 알아내기 위한 관절 모멘트나 힘을 구할 때 운동학적 자료들과 동조하여 이들을 구하는데 사용되고, 둘째는 지면반발력 변수 그 자체의 패턴 분석을 통하여 정상인과 비정상인, 또는 훈련 전후의 비교를 하는데 사용된다. 지면반발력은 수직적 부하(vertical load), 앞뒤(anteroposterior, AP)와 내외측(mediolateral, ML) 전단력(shear force)으로 구성되어 있는데 이러한 3개의 요소는 지면반발력 벡터를 만들기 위해 결합될 수 있다. 보행분석의 주 목표의 하나는 근 활성도를 결정하는 것인데 힘은 불가시적이지만 지면반발력 벡터는 TV화상에 있는 주사선 중첩에 의해 인공적으로 시각화될 수 있으며,[7] 이로서 근 활성도를 추정하게 된다. 비록 근육 활동을 결정하는 것으로 지면반발력 벡터 접근법이 조금은 간단하게 결론지어졌다 하더라도 그것은 발목관절에서 매우 정확하고 무릎관절에서도 꽤 정확하며,[8] 즉석의 직관적인 표시를 준다고 하는 이점을 가지고 있어 신속한 임상 평가에서 유용하게 적용될 수 있다. 또한 보행 시 지면반발력 크기의 변화를 관찰하는 것은 관절 모멘트의 해석에도 도움을 줄 수 있는 중요한 자료로서 의미가 있다. 그러나 지금까지 수행된 보행 연구들을 살펴보면 대부분 운동학적 데이터나, 관절 모멘트와 EMG 결과 등만을 보고하고 있을 뿐 지면반발력 매개변수에 대한 연구는 미미한 실정이다.[9,10-12] 따라서 본 연구에서는 이와 같이 3차원 동작분석기와 힘판을 이용해 한국인 정상 성인을 대상으로 보행분석을 실시하여 보행 동안 일어나는 시간적·공간적 지표의 변화와 모멘트, 일률, 그리고 지면반발력의 운동역학적 매개변수에 대한 표준자료를 제공함으로써 병적 보행 이해를 위한 기초와 정상 보행의 생체역학적 특성을 알아보고, 이를 통해 향후 임상에서 3차원 동작분석기를 이용한 환자들의 보행분석 시 필요한 기초자료로 삼기 위해 본 연구를 실시하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

대상자는 그들의 보행 패턴에 영향을 미칠 수 있는 수술이나 최근의 손상과 같은 어떠한 정형 외과적 질환의 과거력도 없는 정상 성인 총 73명으로 남자 35명, 여자 38명이었으며 대상자의 평균 연령은 20.7±2.7세, 체중은 평균 64.2±14.0kg이였고,

평균 체질량 지수는 23.0±3.7(normal weight, 20≤BMI; body mass index<24), 신장과 하지 길이는 각각 평균 166.7cm, 85.4cm이었다. 한편 무릎관절과 발목관절의 평균 폭(width)은 10.2cm, 6.8cm이었으며 목포과학대학 동작분석실에 설치되어 있는 3차원 동작분석기를 이용하여 2008년 11월부터 12월까지 본 연구를 실시하였다.

2. 실험방법

본 연구에 앞서 검사실의 실내 온도와 주위 환경을 대상자가 불편함을 느끼지 않도록 가장 편안하게 만들고 연구 대상자 개개인에게 연구의 목적과 실험방법에 대해 충분히 설명을 하고 동의를 구하였으며 순조로운 진행과 실험절차를 알려주기 위해 연구 보조원이 시범을 보인 후 시행하였다. 먼저 과거력 청취 및 이학적 검사를 실시하여 보행에 영향을 줄 만한 신경근골격계 손상이 없는 정상 성인임을 확인한 후, 신장, 체중, 양 하지의 길이, 양 무릎관절 및 발목관절 폭 등 보행검사 시 자료 분석에 필요한 신체 계측을 시행하였다.

대상자들의 보행검사는 Vicon Motion Systems Limited (Oxford, 영국)의 Vicon IQ motion capture and analysis software(Oxford Metrics Group, 영국) 등을 내장한 PC에 6-camera Vicon MX motion analysis system(120Hz, Vicon, Oxford, 영국)을 이용하여 보행 시의 3차원적 관절 운동학과 운동역학적 변화를 검사하였다. 검사 직전 카메라에서 발생될 수 있는 오차를 교정한 후 하지와 골반의 주요 관절과 근육에 표지자(marker)를 부착하고, 힘판(1080Hz, AMTI, Watertown, MA, 미국) 위에 기립 정지 상태에서 각 관절의 위치를 Vicon optical motion capture system에 연결된 컴퓨터 화면에서 정적 검사를 시행하였고, 재구성과 라벨링은 Vicon IQ software를 사용하여 수행되었다. 이때 부착된 표지자는 Plug-In-Gait model을 위한 Vicon guidelines을 따라 배치되었으며, 직경 1.4cm의 구형으로 부착 부위는 엉치뼈 표지자의 경우 좌우의 위뒤엉덩뼈가시 부위, 양측 골반 표지자는 좌우의 위앞엉덩뼈가시 부위, 양측 무릎관절 표지자는 무릎관절 굽힘의 축으로 무릎관절의 앞뒤를 연결하는 선상의 중간점인 외측 부위로 하였다. 양측 넓적다리 표지자는 넓적다리의 하 1/3에 해당하는 외측 부위로서 보행 시 자연스러운 팔의 운동을 저해하지 않는 높이의 부위, 양측 발목관절 표지자는 정강뼈의 가쪽관절융기 부위와 정강뼈의 하 1/3에 해당하는 외측 부위, 양측 앞발(forefoot) 표지자는 제 2 중족골두의 상면 부위, 양측 발꿈치뼈 표지자는 앞발 표지자와 앞발 표지자와 연결되는 발의 종축선 상의 뒤꿈치 뼈 부위로 하였다.

동적 검사는 동일한 표지자를 부착한 상태에서 10-m 거리를 대상자가 편안한 보행으로 걷게 하였으며 10회 이상 반복 보행 후 가장 자연스러운 보행 양상을 3회 택해 분석하였다. Vicon optical motion capture system을 통해 얻어진 visual and analogue data는 real-time data capture를 사용하여 Vicon Nexus and Polygon 프로그램으로 처리하여 보행의 각 주기에 따른 3차원상의 자료로 나타내었고(Figure 2), 이를 다시 수치화하여 보행의 주요 주기에 따른 시상면, 관상면, 횡단면의 3차원상의 관절 운동으로 나타내었다. 검사 후 얻어진 보행 주기 별 자료는 그 평균치를 내어 통계 처리 후 분석하였다.

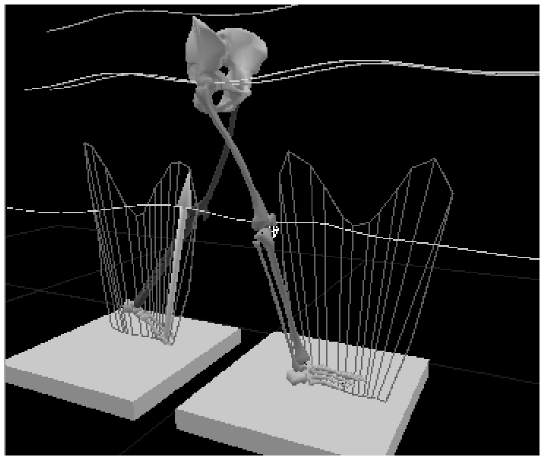

Figure 2. The 3D kinetic data using a 6-camera Vicon MX motion analysis system (Vicon, Oxford, UK).

III. 결과

1. 시간적·공간적 지표 분석

보행분석의 시간적·공간적 지표를 분석한 결과는 Table 1과 같다.

Table 1. Temporal-spatial gait parameters for normal adult

	Mean (SD)
Cadence (steps/min)	115.10±7.01
Opposite Foot Off (% cycle)	9.59±1.89
Opposite Foot Contact (% cycle)	50.27±0.65
Single Support (s)	0.41±0.49
Double Support (s)	0.20±0.45
Foot Off (% cycle)	59.89±1.45
Stride Length (% LL)	1.26±0.12*
Walking Speed (m/s)	1.21±0.13

Values are mean±SD
* Stride Length was normalized by lower limb length (LL)

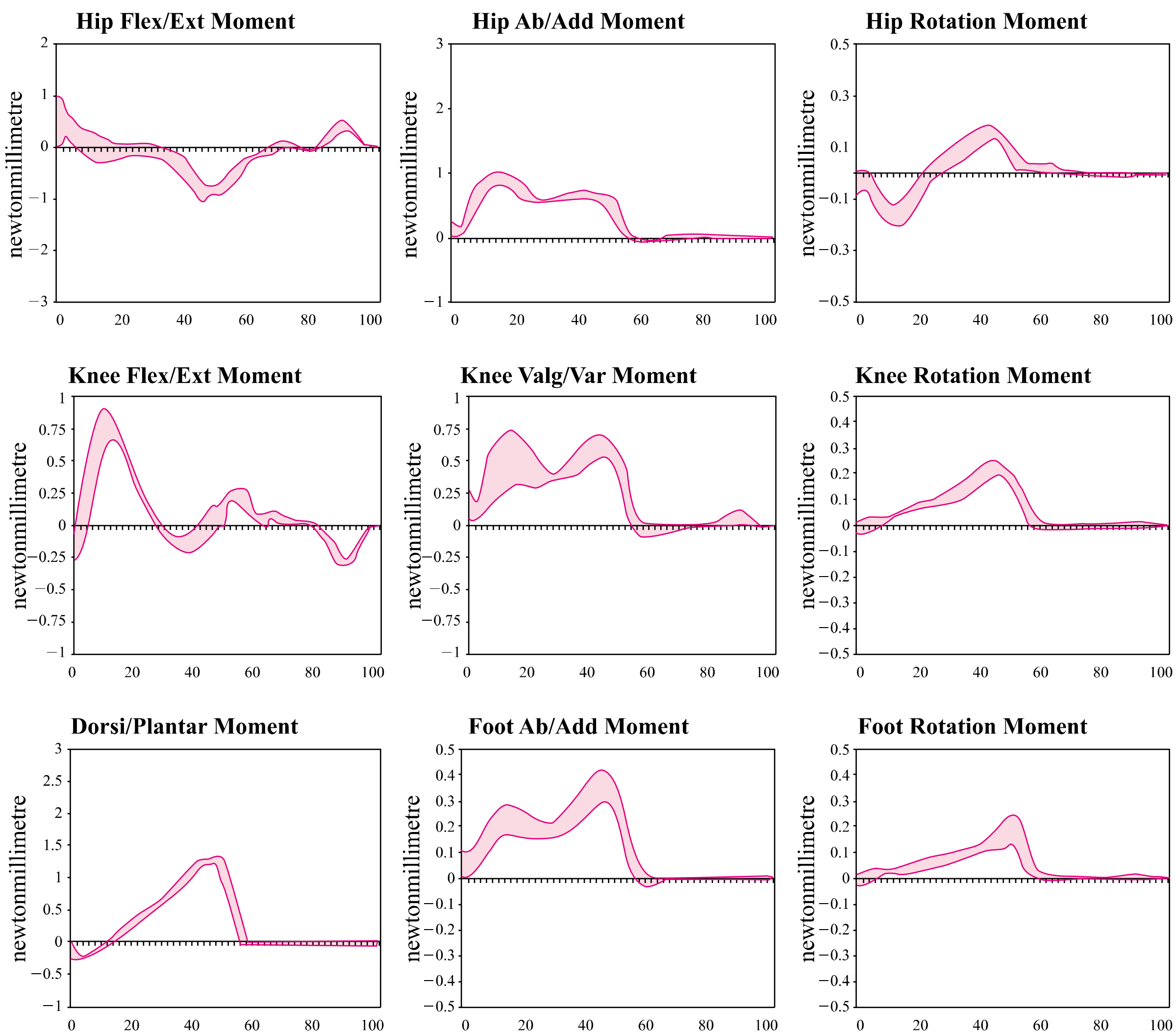

Figure 1. Joint moments for normal adult.

2. 운동역학적 분석

1) 엉덩관절의 모멘트(moment), 일률(power) 분석

시상면에서의 엉덩관절 최대 굽힘(flexion)모멘트는 -0.84±0.36 Nm/kg이고, 최대 폄(extension) 모멘트 0.73±0.39Nm/kg, 관상면에서의 엉덩관절 최대 모음(adduction)모멘트는 -0.23±0.13 Nm/kg이며, 최대 벌림(abduction)모멘트 0.96±0.18Nm/kg, 횡단면에서의 엉덩관절 최대 안쪽 돌림(internal rotation)모멘트는 0.12±0.17Nm/kg이고, 최대 가쪽돌림(external rotation) 모멘트 -0.13±0.16Nm/kg이었다(Table 2, Figure 1).

엉덩관절 일률의 최대값은 1.55±0.44W/kg이고, 최소값 -0.75±0.42W/kg이었다(Table 2, Figure 2A).

2) 무릎관절의 모멘트, 일률 분석

시상면에서의 무릎관절 최대 굽힘모멘트는 -0.47±0.18Nm/kg이고, 최대 폄모멘트 0.50±0.22Nm/kg, 관상면에서의 무릎관절 최대 내반(vaurs)모멘트는 -0.08±0.14Nm/kg이며, 최대 외반(valgus)모멘트 0.57±0.15Nm/kg, 횡단면에서의 무릎관절 최대 안쪽돌림모멘트는 0.24±0.18Nm/kg이고, 최대 가쪽돌림모멘트 -0.03±0.03Nm/kg이었다(Table 2, Figure 1).

무릎관절 일률의 최대값은 0.95±0.27W/kg이고, 최소값 -1.58±0.55W/kg이었다(Table 2, Figure 2A).

3) 발목관절의 모멘트, 일률 분석

시상면에서의 발목관절 최대 발등굽힘(dorsiflexion)모멘트는 -0.23±0.16Nm/kg이고, 최대 발바닥쪽굽힘(plantar flexion)모멘트 1.42±0.27Nm/kg이었다(Table 2, Figure 1).

발목관절 일률의 최대값은 4.90±0.93W/kg이고, 최소값 -1.09±1.16W/kg이었다(Table 2, Figure 2A).

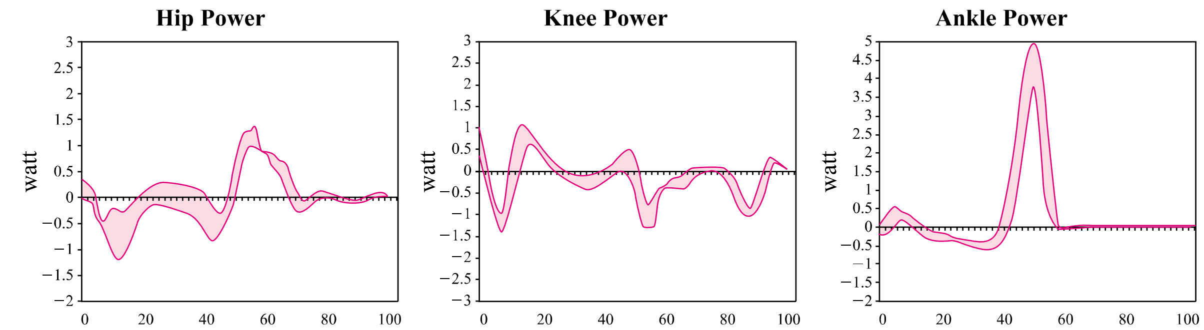

Figure 2A. Joint powers.

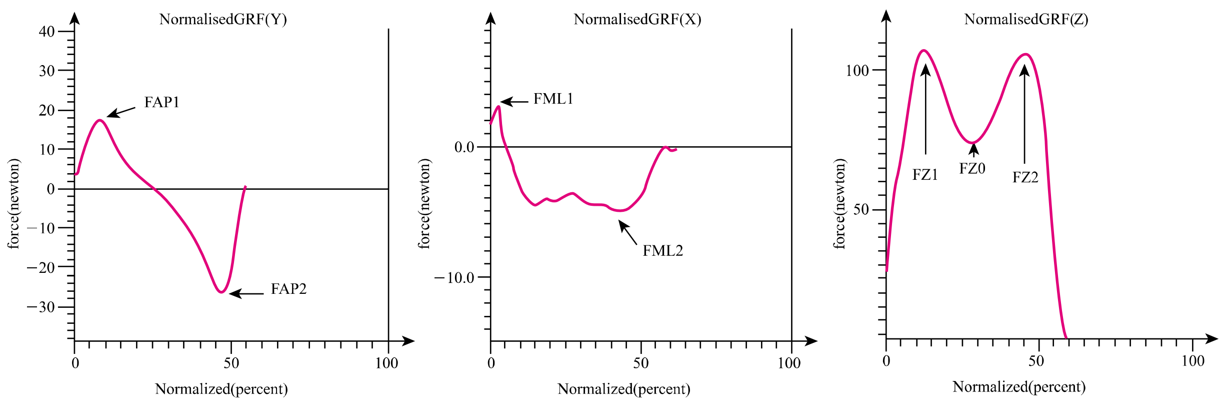

Figure 2B. Ground reaction forces for normal adult.

4) **지면반발력 분석**

Figure 2B는 대상자의 보행 주기에 따른 지면반발력 변화를 체중(body weight, BW)에 대한 비율로 표현한 것으로 앞뒤(AP) 지면반발력은 발뒤꿈치가 지면에 착지할 때 몸을 멈추려 하면서 생기는 제동력(breaking force)으로 부하반응기(loading response) 끝에서의 정점(FAP1)과 그 이후 지면을 딛고 나갈 때 나타나는 추진력(propulsion force)으로 말기입각기(terminal stance)에서의 정점(FAP2) 패턴으로 나타났고, 내외측(ML) 지면반발력은 처음 지면과 접촉 시 발이 체중을 지지할 때 유연하게 함으로 충격을 완화하는 부하반응기 중간에서 일어나는 최대 회내 정점(FML1)과 발의 안정성을 유지시켜 주고 추진력을 발휘할 수 있도록 해주는 말기입각기에서의 최대 회외 정점(FML2)이 나타난다. 수직(vertical) 지면반발력의 패턴은 신체의 무게 중심이 빠르게 떨어지고 체중 가속의 효과가 나타나는 초기입각기(early stance)에서의 첫 번째 정점(Fz1), 기준 발 위로 신체가 앞으로 구르며 무게 중심이 올라가면서 생기는 중간입각기(mid stance)에서의 골짜기(Fz0), 그리고 말기입각기 후에 전족 라커(forefoot rocker) 위로 무게 중심이 떨어지고, 하방으로 가속하는 것을 가리키는 두 번째 정점(Fz2)으로 나타내어진다.

최대 앞뒤 지면반발력(FAP1)의 평균값은 14.02±3.61% BW이며, 최소 앞뒤 지면반발력(FAP2)은 -23.49±3.18% BW로 나타났고, 최대 내외측 지면반발력(FML1)은 2.38±0.60% BW이며, 최소 내외측 지면반발력(FML2)은 -4.49±1.13% BW로 나타났다. 수직 지면반발력의 Fz1은 113.27±7.59% BW, Fz0는 74.25±6.47% BW, Fz2는 107.65±5.86% BW이었다(Table 2, Figure 2B).

IV. 고찰

하지 장애가 없는 대상자의 보행분석은 보행의 특징을 나타내고, 재활 결과를 개선하기 위한 근골격계 질환을 이해하는 틀을 제공하며 보행이 병리학에 의해 영향을 받은 사람들로부터 획득되어진 데이터에 대한 임상의의 해석에 영향을 줄 수 있다.

보행 주기 동안의 시간적 지표의 변화에서 나타난 각종 수치를 서구와 국내의 여러 학자들이 보고한 내용과 비교해보면, 분속수의 경우 Riley 등[13]은 114.13±8.30steps/min로 보고하여 본 연구결과인 115.10±7.01steps/min와 비슷한 결과를 보였고, Huang 등[14]이 60대의 건강한 성인을 대상으로 연구한 106.10±17.10steps/min보다는 다소 높은 수치를 보여 노화에 따른 근력 저하로 인한 분속수 감소의 보행 패턴 변화를 알 수 있었다. 보행속도는 1.21±0.13m/s의 결과를 보여 Gage[15]의 1.19m/s와

Table 2. Kinetic parameters for normal adult

	Mean (SD)
Hip flexion moment max (Nm/kg)	-0.84±0.36
Hip extension moment max (Nm/kg)	0.73±0.39
Hip adduction moment max (Nm/kg)	-0.23±0.13
Hip abduction moment max (Nm/kg)	0.96±0.18
Hip internal rotation moment max (Nm/kg)	0.12±0.17
Hip external rotation moment max (Nm/kg)	-0.13±0.16
Knee flexion moment max (Nm/kg)	-0.47±0.18
Knee extension moment max (Nm/kg)	0.50±0.22
Knee varus moment max (Nm/kg)	-0.08±0.14
Knee valgus moment max (Nm/kg)	0.57±0.15
Knee internal rotation moment max (Nm/kg)	0.24±0.18
Knee external rotation moment max (Nm/kg)	-0.03±0.03
Ankle dorsiflexion moment max (Nm/kg)	-0.23±0.16
Ankle plantar flexion moment max (Nm/kg)	1.42±0.27
Hip power max (W/kg)	1.55±0.44
Hip power min (W/kg)	-0.75±0.42
Knee power max (W/kg)	0.95±0.27
Knee power min (W/kg)	-1.58±0.55
Ankle power max (W/kg)	4.90±0.93
Ankle power min (W/kg)	-1.09±1.16
AP GRF max (% BW)	14.02±3.61
AP GRF min (% BW)	-23.49±3.18
ML GRF max (% BW)	2.38±0.60
ML GRF min (% BW)	-4.49±1.13
1st GRF max (% BW)	113.27±7.59
Transition peak max (% BW)	74.25±6.47
2nd GRF max (% BW)	107.65±5.86

Values are mean±SD
max: maximum
min: minimum
BW: Body weight
GRF: Ground reaction force
AP: anteroposterior
ML: mediolateral

비슷하였으나, Perry[16]의 1.43m/s, Skinner[17]의 1.39m/s와 비교해서는 보다 낮은 보행속도를 보였으며, 평균 연령 74세(n=15)의 노인을 대상으로 Lee 등[18]이 보고한 0.85±0.19m/s보다는 현저히 높은 속도를 보여 젊고 건강할수록 보행속도가 증가하는 경향을 알 수 있었다.[19,20] 단하지 지지기와 양하지 지지기는 각각 0.41±0.49sec, 0.20±0.45sec의 결과를 보여 Kim[21]이 보고한 0.37±0.02sec, 0.27±0.03sec와 유사하였다.

보행분석의 공간적 지표인 활보장은 1.26±0.12m의 결과를 보여 Riley 등[13]의 1.54±0.14m보다는 낮은 수치였으나, Kim[21]이 정상 성인을 대상으로 연구한 1.32±0.09m와는 유사하였다. 이는 서구인과의 평균 신장과 하지 길이의 차이로 인한 결과일 것이라고 생각된다. 보행 주기는 반대 발 들기 9.59±1.89%, 반대 발 접촉 50.27±0.65%, 발 들기는 59.89±1.45%의 결과를 보여, Riley 등[13]이 23세를 대상으로 보고한 반대 발 들기 10.86±1.66%, 반대 발 접촉 49.86±1.10%, 발 들기 61.24±1.63%의 결과와 26세의 정상 성인을 대상으로 한 Sadeghi 등[22]의 연구결과인 발 들기 60.70%와 유사하였다.

본 연구에서의 신체 분절, 운동형상학(kinematic), 그리고 힘판 데이터는 보행 주기 동안의 각 면과 하지의 개개의 관절에서의 순 근육 모멘트(net muscle moment)를 산출하는데 이용되었고, 일률은 순 근육 모멘트와 관절 각 속도에 의해 계산(Power = moment x angular velocity)되어 평균 산출을 목적으로 개개의 피험자의 체중에 대해 표준화되었다. 관절 모멘트는 그 관절에서의 근 활성도를 추론하기 위해서 사용될 수 있으며, 일반적으로 사용되는 관례는 관절 각(joint angle)에서 사용되어지는 것과는 반대이다. 관절 모멘트에 대한 정량적인 수치를 획득하기 위해서는 연쇄분절(link-segment) 모델이라 불리는 하지의 수학적인 등가물이 구성되어야만 하고, 실제적인 계산은 뉴턴의 방정식을 사용해 이루어진다.[23]

시상면에서의 엉덩관절 굽힘/폄모멘트 변화를 살펴보면 부하반응기에 급속히 폄모멘트가 증가하나 이후 지속적으로 폄모멘트가 서서히 감소하여 입각기 중기에 굽힘모멘트로 바뀌고, 입각기 말에서 유각기 초기까지 굽힘모멘트를 보이다가 다시 감소하기 시작하여 유각기 중기에 폄모멘트로 바뀌는 양상을 보였으며, 엉덩관절 최대 굽힘모멘트 -0.84±0.36Nm/kg, 최대 폄모멘트 0.73±0.39Nm/kg의 결과를 보였는데 이는 다른 연구의 결과와도 유사하였다.[4,9,13,24] 관상면에서의 엉덩관절 모음/폄모멘트의 양상은 외형적으로 수직 지면반발력의 패턴과 비슷하고, 엉덩관절에서의 관상면·횡단면 상의 모든 모멘트 패턴 및 최대값은 서구의 여러 연구들과 유사하였다.[4,9,13,24]

시상면에서의 무릎관절 굽힘/폄모멘트 변화를 살펴보면 초기입각기에 굽힘모멘트를 보였다가 급속히 폄모멘트가 증가하나 중간입각기에 다시 굽힘모멘트가 증가되고 말기입각기 시 폄모멘트가 증가하였으며, 유각기에는 다시 굽힘모멘트가 증가되는 패턴을 보였다. 본 연구결과 무릎관절 최대 굽힘모멘트는 -0.47±0.18Nm/kg의 결과를 나타냈는데 Winter[25]가 보고한 0.62Nm/kg과는 다소 차이를 보였지만, 국내의 경우 Cho[26]가 보고한 0.55Nm/kg이나 서구의 다른 연구결과와도 유사하였다.[4,9,13,24] 무릎관절에서의 관상면·횡단면 상의 모든 모멘트 패턴 및 최대값은 서구의 여러 연구들과 유사하였다.[4,9,13,24]

시상면에서의 발목관절 굽힘/폄모멘트 변화를 살펴보면 부하반응기에 발등굽힘모멘트를 보이지만 중간입각기에서 말기유각기까지 지속적으로 발바닥쪽굽힘모멘트가 증가하였다가 전유각기에 다시 감소하기 시작하여 유각기를 통해 영점상태가 유

지되는 패턴을 보였다. 발목관절 최대 발등굽힘 모멘트는 -0.23±0.16Nm/kg, 최대 발바닥쪽굽힘모멘트 1.42±0.27Nm/kg의 결과를 나타냈는데 Winter[25]는 노인과 젊은이의 최대 발바닥쪽굽힘모멘트를 비교했을 때 각각 1.44Nm/kg과 1.63Nm/kg의 결과를 보고하여 본 연구결과와는 약간의 차이를 보였으나, 국내와 서구의 다른 연구결과와는 유사하였다.[4,9,13,24]

본 연구결과 정상 성인의 보행 주기 동안 대부분의 모멘트는 폄근임을 알 수 있었고, 반면 굽힘근 활성도는 주로 무릎관절에서, 그리고 발가락 들기의 근처에 엉덩관절에서 나타났다. 발목관절에서의 발등/발바닥쪽굽힘모멘트를 살펴보면 초기접지기(initial contact) 후에 곧바로 일시적인 발등쪽굽힘근이 존재한 이후에는 유각기에서 영점까지 급속히 감소하는 반대쪽 초기접지기까지는 입각기의 전체를 통해 점차적으로 발바닥쪽굽힘모멘트가 상승하였는데, 이는 서구의 다른 연구들과 일치하였다.[4,9,13,24]

무릎관절 모멘트는 뒤넙다리근 활성도를 나타내는 말기유각기에서의 마지막 굽힘근 패턴으로 인해 입각기에서 굽힘근 패턴을 보이다가 이후에 폄근모멘트를 보여주는데, 초기접지기의 직후에 최초의 굽힘모멘트가 대개 지면반응(ground reaction)과 운동형상학상의 필터 처리(filtering)에 있어서의 모순에 의해 야기되는 인위결과(artifact)인 것을 주의할 필요가 있다. 시상면에서의 엉덩관절 모멘트는 엉덩허리근 활동을 나타내는 굽힘근인 발가락 들기(toe-off) 직후의 짧은 주기를 제외하고는 대부분은 폄근이다. 관상면에서는 중간볼기근 활동을 나타내는 벌림근(abductor)이 강하게 작용하나, 실질적으로는 유각기 동안에 영점상태를 보이게 되는데, 이는 바로 내부모멘트(internal moments)임을 지시하는 가치가 있다. 예를 들면, 내부모멘트가 무릎관절에서 양성(extensor)이라면, 이것은 지면반발력이 외부의 굽힘모멘트를 생성하고 있는 것을 의미하는 것이 틀림없다. 즉, 무릎관절에 대해서 후방임을 의미한다.

본 연구결과 시상면에서의 엉덩관절 일률의 최대값(생성)은 1.55±0.44W/kg이고, 최소값(흡수) -0.75±0.42W/kg이었는데, 부하반응기에 생성이 한 번 있고 곧이어 흡수가 일어나며 다시 입각기 말 유각기 초에 경사도가 급한 생성이 나타난 후 그 값이 급속히 줄어드는 양상을 보였으며, 이는 서구와 국내의 다른 연구결과와도 유사하였다.[4,9,13,24] 무릎관절 일률의 최대값은 0.95±0.27W/kg이고, 최소값 -1.58±0.55W/kg이었으며, 그래프 양상을 보면 부하반응기에 생성이 있은 직후 보행의 전 주기 동안 흡수와 생성이 수 차례 반복되어지며, 말기유각기에 최고 흡수하는 양상을 보였는데 이는 서구와 국내의 다른 연구결과와도 유사하였다.[4,9,26] 발목관절 일률의 최대값은 4.90±0.93 W/kg이고, 최소값 -1.09±1.16W/kg이었으며 그래프 양상을 보면 중간입각기에 한 번의 약한 생성이 있으나, 지속적으로 흡수하다가 말기입각기에 급격한 경사를 보이며 최대 생성이 일어나며, 유각기에 영점상태가 되는 양상을 보였는데 이는 서구와 국내의 다른 연구결과와도 유사하였다(Figure 2A).[4,9,26,27]

보행 중에 하지를 통한 일률의 유량은 매우 복잡하다. 뒤꿈치접지기(heel-strike)에서의 유량은 바닥에 의한 충격이 하지의 일률을 흡수함으로써 일반적으로 근위부(proximal)로부터 원위부(distal)로 흐른다. 입각기 후기에 유량은 역전되어지고(원위부로부터 근위부까지), 주로 발목에서의 일률 생성의 결과로써 하지 일률이 급속히 상승한다. 초기유각기(early swing) 동안 아주 적은 근 활성도가 존재하지만, 약간의 수동적인 일률(passive power)이 관절을 통해 원위로 흐르고 있다. 중간유각기(mid-swing)에 유량이 다시 무릎에서의 유의한 흡수에 의해 역전되고(말초부에서 근위부까지), 일률은 몸통을 향해 하지를 떠나고, 이것은 유각기의 끝까지 계속된다. 일반적으로 폄근은 하지로부터 에너지를 제거하고 몸통에 그것을 더해주는 반면, 중력과 함께 굽힘근은 반대의 효능을 발생한다. 발바닥쪽굽힘근은 하지와 몸통 모두에 에너지를 더하기 때문에 발가락 들기(push-off)는 이 법칙에 대한 예외이다. 게다가 중력에 대한 무릎 폄근이나 발목의 발바닥쪽굽힘근에 대한 엉덩관절 굽힘근의 활동과 같은 반대의 일률 협동작용(synergies)은 분절을 통해 일률 유량을 균형을 취하게 한다.[28]

앞뒤 지면반발력은 체중의 25%보다 작거나 같은 것으로 알려져 있으며, 본 연구결과 최대 앞뒤 지면반발력 FAP1의 평균값은 14.02±3.61% BW이며, 최소 앞뒤 지면반발력 FAP2는 -23.49±3.18% BW로 나타났는데 이는 활보장과도 밀접한 관련이 있는 것으로 보고되고 있다.[4,13,24,25] 정상 보행의 경우 입각기를 통해 신체 벡터(center of pressure)의 기저면은 발뒤꿈치 바깥쪽에서부터 중족관절과 근위지절에 이르는 발의 길이를 따라 앞으로 나아가게 되는데, 이 때 내외측 지면반발력은 안쪽에서 바깥쪽으로 작용하게 되며 체중의 10% 미만으로 가장 적은 값을 보인다. 본 연구결과 최대 내외측 지면반발력 FML1은 2.38±0.60% BW로 부하 반응기 중간에 일어났으며, 최소 내외측 지면반발력 FML2는 -4.49±1.13% BW로 말기입각기에서 정점에 도달하는 것으로 나타났는데 이는 다른 연구결과와도 유사하였고, 내외측 지면 반발력은 신체의 외측 운동에 반응해 거의 항상 내측으로 향하고 그 크기는 활보폭(stride width)에 비례한다고 보고되고 있다.[13,24,25] 이러한 앞뒤 또는 내외측 지면반발력은 체중심의 앞뒤·내외측 이동에 의한 전단력으로 수직 지면반발력에 비해서는 그 크기가 작으나 각각 제동/추진력과 안정성과 관련된 중요한 정보를 제공해 준다. 정상 보행 시 수직적 힘의 패턴은 가운데가 움푹 파여 두 정점이 분리된 'M' 형태를 취하는 Butterfly 또는 Pedotti diagram이라고도 하는데,[4,29] 보통 속도로 걸을 때 두 정점 값은 체중의 약 110%

이며, 파인 지점의 힘은 체중의 약 80%라고 보고되고 있으며,[16] 이는 본 연구결과인 수직 지면반발력의 Fz1은 113.27±7.59% BW, Fz0은 74.25±6.47% BW, Fz2는 107.65±5.86% BW와 유사하였다. 일반적으로 전체적 보행 주기 동안 수직 지면반발력 Fz1이 Fz2에 비해 더 큰 값을 보이며, 특히 전이정점(transition peak)이라고 불리는 Fz1과 Fz2 사이의 최소 지면반발력(Fz0)은 무릎의 굽힘과 폄으로부터 기인되는데 발이 지면에 착지하면서 발생되는 충격(Fz1)을 흡수하는 역할로서 상해방지에 중요하다. 이러한 수직·내외측 지면반발력 패턴의 다양함은 보행속도에 의존하며, 속도가 증가함에 따라 정점력도 커진다.[4,30] 결론적으로 보행 시 관절 운동역학 패턴은 보행속도가 증가함에 따라 정점 모멘트와 일률 값은 물론 지면반발력 또한 증가하게 된다.[4,24,27,30]

지금까지의 연구에서 운동형상학적 자료는 병리적 보행분석 분야에서 광범위하게 사용되어 왔다. 그러나 운동형상학적 자료는 병적 보행에서 보이는 비정상 조절기전이 어떻게 이동에 영향을 미치는지 정확한 정보를 제공해주지 못하므로, 보행분석은 운동형상학적 자료뿐 아니라 하지의 각 관절에서의 모멘트와 일률, 지면반발력과 같은 운동역학적 자료도 포함되어야 한다. 본 연구에서는 이와 같이 3차원 동작분석기와 힘판을 이용해 보행의 시간적·공간적 지표와 운동역학적 결과를 함께 분석하여 보행 중의 어떤 동작(event)을 위해 어떤 힘들이 작용하고 있는지 확인하였다. 이와 더불어 앞으로의 보행분석에 관한 연구에서는 근 활동의 타이밍과 상대적 강도, 또는 비정상 원인을 알아내는 데 유용한 동적 근전도 자료를 함께 활용한 연구가 폭넓게 이루어진다면 정상 보행은 물론 병적 보행의 보다 세밀한 생체역학적 분석을 하는데 도움이 되리라 생각된다.

V. 결론

지금까지의 보행분석에 관한 연구들은 대부분 소수의 한정된 환자군과 정상군을 비교함으로써 병적 보행과 정상 보행을 객관적으로 비교할 수 있는 연구보고는 많지 않았다. 본 연구에서는 보행분석의 기초자료를 얻기 위하여 정상 성인 73명을 대상으로 3차원 동작분석기를 이용하여 보행 주기 동안의 시간적·공간적 지표 변화와 골반, 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절에서의 운동 역학적 자료의 변화치를 분석하여 서구의 다른 연구들과 유사한 결과를 얻었다. 따라서 앞으로의 병적 보행에 대한 연구의 비교 기초자료로서, 또한 대한민국 건강한 성인의 정상 지표로서 임상적으로 긍정적 가치가 있을 것으로 생각되며, 앞으로도 3차원 동작분석기와 힘판과 더불어 동적 근전도를 활용한 보다 많은 대상자의 보행분석을 실시하여 기존의 연구자료들과 비교 분석할 수 있는 객관성과 정확성이 높은 광범위한 연구가 있기를 기대해 본다.

Author Contributions
Research design: Kim G, Yoon NM
Acquisition of data: Kim G, Yoon NM
Analysis and interpretation of data: Kim G, Yoon NM
Drafting of the manuscript: Kim G, Yoon NM
Administrative, technical, and material support: Kim G, Yoon NM
Research supervision: Kim G, Yoon NM

참고문헌

1. Lee EH, Goh JCH, Bose K. Value of gait analysis in the assessment of surgery in cerebral palsy. Arch Phys Med Rehabil. 1992;73(7):642-6.
2. Watts HG. Gait laboratory analysis for preoperative decision making in spastic cerebral palsy: Is it all it's cracked up to be? J Pediatr Orthop. 1994;14(6):703-4.
3. Morton R. New surgical interventions for cerebral palsy and the place of gait analysis. Dev Med Child Neurol. 1999;41(6):424-8.
4. Kirtley C. Clinical Gait analysis: Theory and Practice. London, Churchill Livingstone, 2006:83-222.
5. Gage JR. Gait analysis in cerebral palsy. New York, Mac Keith, 1991:61-100.
6. Winter DA, Robertson DG. Joint torque and energy patterns in normal gait. Biol Cybern. 1978;29(3):137-42.
7. Stallard J. Assessment of the mechanical function of orthoses by force vector visualization. Physiotherapy. 1987;73(8):398-402.
8. Wells RP. The projection of ground reaction force as a predictor of internal joint moments. Bull Prosthet Res. 1981;18(1):15-9.
9. Kwon YS, Kang GH, Jung BO et al. Moment and power of lower extremities during hemiplegic gait. The Journal of Korean Society of Physical Therapy. 1999;11(1):55-61.
10. Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. Stair ascent and descent at different inclinations. Gait Posture. 2002;15(1):32-44.
11. Kim YS, Kim EJ, Seo CJ. The comparative analysis of EMG and Gait patterns of lower extremities during going up stairs and down. The Korean Journal of Physical Education. 2006;45(4):535-44.

12. Eun SD. An investigation of the effect of the height of steps on the joint moment of lower extremities of the elderly while walking downstairs. Korean Journal of Sport Biomechanics. 2006;16(4):31-8.
13. Riley PO, Paolini G, Della Croce U et al. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. Gait Posture. 2007;26(1):17-24.
14. Huang SC, Wei IP, Chien HL et al. Effects of severity of degeneration on gait patterns in patients with medial knee osteoarthritis. Med Eng Phys. 2008;30(8):997-1003.
15. Gage JR. Gait Analysis for decision making in cerebral palsy. Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst. 1983:43(2):147-63.
16. Perry J. Gait analysis: Normal and Pathological function. Thorofare, New Jersey, Slack, 1992:224-43, 367-458.
17. Skinner HB, Barrack RL. Ankle weighting effect on gait in able bodied adults. Arch Phys Med Rehabil. 1990;71(2):112-15.
18. Lee SY, Son GS, Jeon HJ et al. The effects of therapeutic exercise on the balance and gait in older adults. J Kor Soc Phys Ther. 2007;19(2):1-10.
19. Kang HG, Dingwell JB. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy adults. J Biomech. 2008;41(14):2899-905.
20. Kim K, Seo SK, Yoon HJ et al. Correlations between muscle strength of the ankle and balance and walking in the elderly. J Kor Soc Phys Ther. 2008;20(1):33-40.
21. Kim HW. A study on kinematic gait analysis of the normal adult. Kyung bok College, Korea. 2001.
22. Sadeghi H. Contributions of lower-limb muscle power in gait of people without impairments. Phys Ther. 2000;80(12):1188-96.
23. Winter DA, Patla AE, Frank JS et al. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. Phys Ther. 1990;70(6):340-7.
24. Whittle MW. Gait analysis: An introduction. 4th ed. New York, Butterworth Heinemann, 2007:47-100.
25. Winter DA. The Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Ontario, Waterloo Biomechanics, 1991:43-127.
26. Cho SH. Development and clinical evaluation of safe-locking and motorized knee device of long leg brace. Yonsei University, Dissertation of Doctorate Degree. 1997.
27. Winter DA. The biomechanical patterns in normal walking. J Mot Behav. 1983;15(4):302-30.
28. Siegel KL, Kepple TM, Stanhope SJ. Joint moment control of mechanical energy flow during normal gait. Gait Posture. 2004;19(1):69-75.
29. Boccardi S, Chiesa G, Pedotti A. New procedure for evaluation of normal and abnormal gait. Am J Phys Med. 1977;56(4):163-82.
30. Stansfield BW, Hillman SJ, Hazlewood ME et al. Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. J Pediatr Orthop. 2001;21(3):403-11.