

## 보행과 보행 분석

## Gait and Gait Analysis

I 정선근, 김기원

## I. 머리말

보행(gait)이란 두 하지를 반복적으로 번갈아 이용하여 우리 몸을 한 장소에서 다른 장소로 이동(locomotion)하는 행위를 뜻한다.<sup>1</sup> 보행에는 걷는 보행(walking gait)과 달리는 보행(running gait)이 있는데 보행 중 어느 시점에라도 최소한 일측 하지가 지면과 접지하고 있어야 걷는 보행이라고 할 수 있고 본 장에서는 주로 걷는 보행을 다룬다.

이동은 보다 포괄적인 의미로 보행뿐만 아니라 다른 모든 방법에 의한 위치 변화를 통칭한다. 기어가거나 자전거를 타거나 어떤 방법으로든 몸이 이동되는 것을 뜻한다. 눈부신 인류문명의 발달에도 불구하고 보행(gait)은 모든 이동 중에서 가장 흔히 사용되는 방법이며 일상 생활 동작(ADL)의 많은 부분을 차지한다.

보행은 중추, 말초신경의 협력에 의해 206개의 뼈와 수백 개의 감각 수용체와 수천 개의 신경 전달계와 636개의 근육을 조화롭게 움직임으로써 가능한 인간이 가진 가장 복잡한 습관적 무의식적 동작이라고 볼 수 있다. 따라서 많은 신경계, 근골격계 질환들이 보행 장애를 초래하여 장애와 장해를 발생시키므로 정상 및 병적 보행에 대한 이해는 재활의학 분야의 중요한 기초 지식이 되겠다.

Sutherland<sup>2</sup>가 지적했듯이 보행을 이해하는 방법에는 시각적 관찰을 통한 것과 생역학적 측정을 이용하는 방법이 있는데 두 가지 모두 보행의 원리와 생역학적 원칙에 대한 정확한 이해를 바탕으로 많은 임상례를 경험하는 것

이 필요하다. 본 장에서는 보행의 기본 개념, 정상 및 병적 보행의 생역학, 정량적 보행 분석 방법론에 대한 소개 등을 포함한다.

## II. 보행의 기본 개념과 정상 보행

## 1. 보행 주기

보행은 몸의 이동을 위해 한쪽 다리가 지면에 닿아 체중을 지탱하고 있는 동안 반대쪽 다리는 허공을 가로질러 앞으로 나아간 후 지면에 닿으면서 그 전까지 체중을 지탱하고 있던 다리로부터 체중을 인수받아 이를 지지하는 역할을 하고 체중을 지지해야 할 임무로부터 자유로워진 반대쪽 다리는 다시 허공을 가르며 앞으로 전진하는 행동이 목적지에 닿을 때까지 무수히 반복되는 동작이다. 똑같은 동작이 계속되므로 반복되는 일련의 기본 동작을 “주기(cycle)”의 개념으로 볼 수 있고 이를 보행 주기(gait cycle)라 한다.<sup>1</sup>

반복되는 동작에서 주기란 동작의 어느 시점에서부터 다시 그 동작이 반복되기 시작하는 시점까지이므로 보행의 주기는 발이 땅에 붙는 시점, 땅에서 떨어지는 시점, 허공을 가로지르고 있는 시점 등 어느 시점에서부터라도 시작한다고 할 수 있으나 보통 한쪽 발이 땅에 닿는 시점에

서 시작하여 그 발이 다시 땅에 닿는 시점까지를 보행 주기로 택한다. 족부 스위치(foot switch)나 힘판(force plate)을 이용하면 발이 땅에 닿는 시점을 정확히 알아낼 수 있어 이러한 보행 주기의 정의가 널리 쓰이게 되었다.<sup>3</sup>

## 2. 입각기, 유각기와 양하지 지지기

한쪽 다리의 입장에서 보행 주기를 보면 다리가 땅에 닿아 체중을 지지하는 시기와 땅에서 떨어져 허공을 가로질러 앞으로 전진하는 시기로 크게 나눌 수 있어 전자의 기간을 입각기(stance phase), 후자를 유각기(swing phase)라고 한다. 정상 성인이 편안한 속도로 걸음을 걷는 경우 입각기는 보행 주기 전체를 100%로 봤을 때 60% 정도를 차지하고 유각기는 40%를 차지하게 된다. 한 보행 주기에 참여하는 두 다리를 모두 생각하면 각각의 다리가 60%의 입각기를 가지므로 전체 보행 주기(100%) 중 20%의 기간 동안은 양 다리가 동시에 땅에 닿아 있게 되는데 이를 양하지 지지기(double stance phase)라 하며 하나의 보행 주기 중 10%씩 2회에 걸쳐 관찰된다.

양하지 지지기는 입각기 동안 체중을 지지하고 있던 한쪽 다리에서 방금 유각기를 끝낸 다른 쪽 다리로 체중을 인계, 인수하는 시기로 보행의 동역학(dynamics)에 중요한 요소를 차지한다. 보행의 속도가 빨라짐에 따라 양하지 지지기는 점점 짧아지게 되고 달리기 시작하면 양하지 지지기가 없어지게 된다. 따라서 양하지 지지기의 유무로 걷는 보행(walking gait)과 달리는 보행(running gait)을 구분하게 된다.<sup>1</sup>

## 3. 보행 주기의 세분화

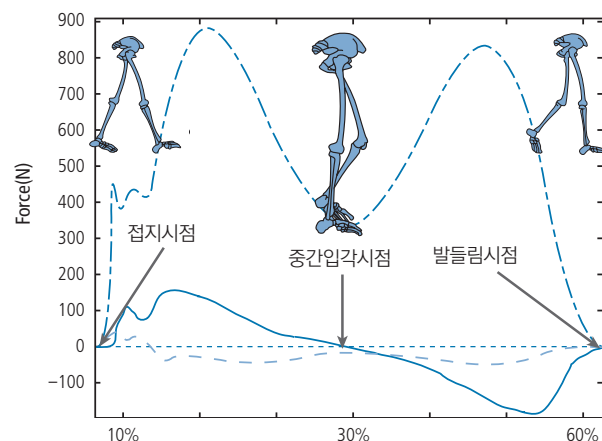
과거에는 보행 주기를 발 뒤축 접지(heel strike), 발 편평기(foot flat), 발 뒤축 들림(heel rise), 발가락 들림(toe off) 등의 시점을 기준으로 나누었으나, 이는 정상 보행에서만 적용될 수 있는 구분 방법이며 발 스위치(foot switch)를 쓰지 않으면 상기 정보를 정확히 얻을 수 없고 발 스위치를 써도 병적 보행의 경우 각 시점의 구분이 어렵다. 더욱이 보행의 가장 근본이 되는 개념으로 양 다리의 상호 작용에

대한 정보를 전혀 포함할 수 없기 때문에 현재는 거의 쓰이지 않는다.

최근에는 양측 다리가 각각 땅에 닿아 있는가 아닌가를 기준으로 보행 주기를 세분화한다. 다리가 땅에 닿아 있는 지 아닌지는 힘판(force plate)을 사용하면 애매모호한 시점 구분이 없이 정확히 알아낼 수 있어 병적 보행에서도 적용이 쉽고 양하지의 상호 작용에 대해 정확한 정보를 주는 장점이 있다.

보행 주기에서 확연히 구분할 수 있는 시점은 일측 하지에 땅에 붙는 순간(접지기), 반대측 하지에 땅에서 떨어지는 순간(들림기), 반대측 하지에 땅에 붙는 순간, 일측 하지에 땅에서 떨어지는 순간, 일측 하지에 땅에 붙는 순간 등이라고 볼 수 있고 정상 성인의 편안한 보행 속도에서는 상기 기술된 순서로 일어난다.

따라서 각 순간들 사이의 기간으로 보행 주기를 세분화하면 허공을 날아온 일측 하지에 땅에 붙은 이후 그 동안 땅에 붙어서 체중을 지탱하던 반대측 하지에 땅에서 떨어지는 순간까지는 양하지가 모두 땅에 붙어 있는 양하지 지지기가 되고 이 기간을 부하 수용기(loading response phase)라고 한다. 반대측 하지에 땅에서 떨어져서 유각기를 거친 다음 다시 땅에 붙을 때까지는 일측 하지만 땅에 붙어 있는 단하지 지지기(single limb support)가 되고 이를 보통 중



**그림 6-1** | 힘판 데이터를 이용한 접지 시점, 중간입각 시점, 발 들림 시점의 정의

실선: 전후방 지면 반발력, 파선: 내외측 지면 반발력, 1점쇄선: 상하방 지면 반발력

간입각 시점(midstance point)을 기준으로 두 기간으로 더 세분화하여 중립입각기(midstance phase)와 말기 입각기(terminal stance phase)로 나눈다.

중간입각 시점은 유각기에 있는 반대측 하지의 족부가 입각기에 있는 일측 하지와 겹쳐지는 시기를 기준으로 나눌 수도 있고 힘판(force plate) 사용이 가능한 경우는 전후방 지면 반발력의 방향이 바뀌는 시점, 즉, 후방 지면 반발력이 생겼다가 전방 지면 반발력으로 바뀌는 시점을 기준으로 할 수도 있다(그림 6-1).<sup>4</sup> 물론 후자가 훨씬 정확하고 동역학적 의미도 높다.

반대측 하지가 땅에 닿고 나서 일측 하지가 땅에서 떨어질 때까지 또 한 번의 양하지 지지기가 오게 되고 이때를 보통 전유각기(preswing phase)라고 부른다. 그러나, 일측 하지의 전유각기는 반대측 하지의 부하 수용기와 정확히 일치하며 동역학적으로 볼 때도 일측 하지가 지탱하던 부하를 반대측 하지로 옮겨주는 상황이므로 일측 하지의 입장에서 보면 부하 전달기(unloading phase)라고 부르는 것이 더 합당할 것이다. 부하 전달기 혹은 전유각기는 일측 하지가 땅에서 떨어지면서 끝나고 유각기가 시작된다.

유각기를 더 세분화 하는 방법으로 초기 유각기(initial swing phase)와 말기 유각기(terminal swing phase)의 두 기간으로 나누는 방법과 초기(initial), 중기(mid), 말기(terminal)

유각기의 세가지 기간으로 나누는 방법이 있겠다. 초기와 말기로 나누는 방법은 일측 하지 지지기를 중립입각기와 말기 입각기로 나누는 방법과 동일하다. 초기, 중기, 말기로 나누는 경우는 두 기간으로 나눈 후 유각기 중인 하지의 하퇴가 지면에 수직이 되는 시점을 기준으로 말기를 중기와 말기로 나누게 된다.

보행이라는 것은 두 다리가 조화롭게 움직임으로써 가능한 것이므로 보행을 관찰하고 보행 주기를 생각할 때는 일측 하지의 상태뿐만 아니라 그와 동시에 일어나는 반대측 하지의 상태에 대해서도 주의를 기울여야 한다. 그림 혹은 동영상에 이해에 많은 도움이 된다(그림 6-2).

#### 4. 보와 활보

한 발이 지면에 닿아 있는 상태에서 다른 발이 지면에 닿게 되는 것을 보(step)라 하고 한 발이 지면에 닿은 후 입각기와 유각기를 거쳐 즉, 1회의 보행 주기를 거쳐 다시 지면에 닿게 되는 것을 활보(stride)라 한다. 따라서 하나의 활보는 우측 보와 좌측 보를 포함하게 된다(그림 6-3).

보장(step length)은 보에서 두 발 사이의 보행 진행 방향 거리를 뜻한다. 우측 보장이라 함은 우측 발이 좌측 발

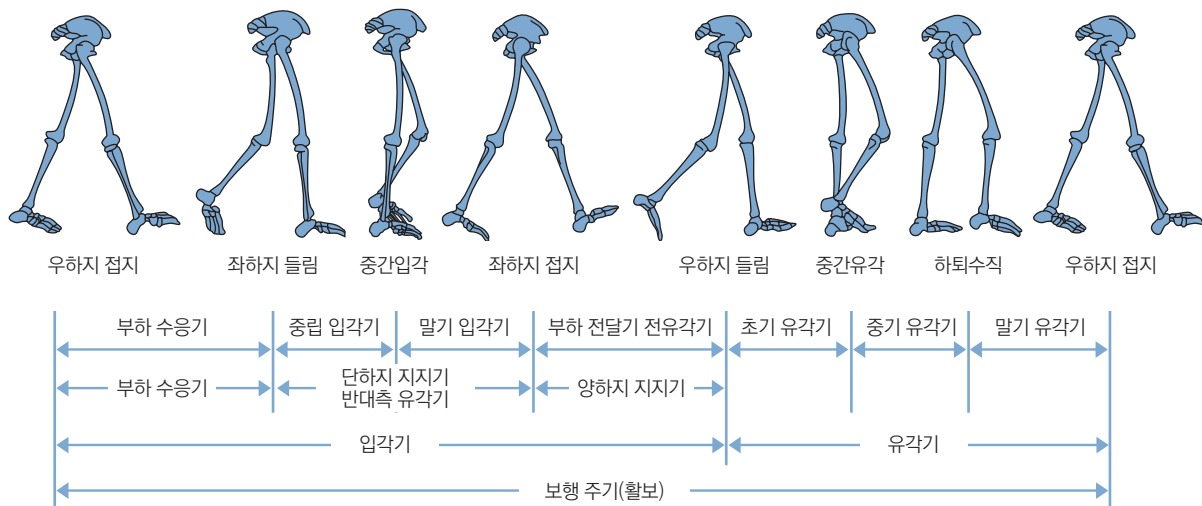


그림 6-2 | 보행 주기. 단, 각 기(phase)의 폭이 실제 시간 경과와 일치하지는 않음

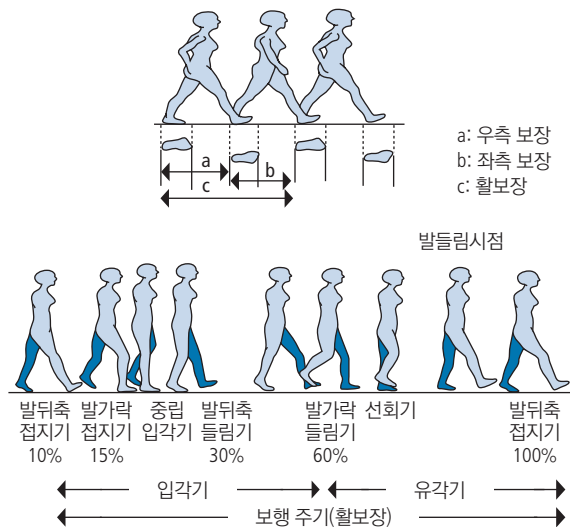


그림 6-3 | 보행 주기와 기타 보행 요소

보다 전방에 놓였을 때의 보장을 뜻하고 좌측 보장은 좌측 발이 전방에 놓였을 때의 거리이다. 정상 성인에서 보장은 남자 성인의 경우 약 74 cm이며 여성의 경우 64 cm 정도이다. 보행 속도가 빨라지면 보장도 길어진다. 보폭(step width)은 보에서 두 발 사이의 넓이(보행 진행 방향의 수직 방향으로의 거리)를 뜻한다. 정상 성인에서 약 5 cm 정도이다. 보장과 보폭은 발 뒤축의 중심점을 기준으로 측정하게 된다.

활보장(stride length)은 활보의 정의에 따라 좌측 보장과 우측 보장을 합친 값이 된다. 정상인에서는 약 135 cm 내지 150 cm가 되며 정상 보행 속도에서 약 1초 내지 1.2초 정도 걸린다.

## 5. 분속수

분속수(cadence)는 보행 주기의 개념에서 볼 때 주파수(frequency)에 해당된다. 일정한 시간 동안의 보 혹은 활보의 수를 뜻한다. 보통 1분 동안 일어나는 보의 수로 표시하는 경우가 많다. 정상 성인의 보행에서는 약 100~110 정도이다. 여성의 경우 좀 더 높고(평균 117) 소아에서는 더 높다(만 1세: 176, 만 7세: 143).

## 6. 보행 속도

보행 속도는 신체의 이동 거리를 이동 시간으로 나누어 계산하기도 하고 평균 보장과 평균 초당 보수를 곱하거나 평균 활보장과 평균 초당 활보수를 곱하여 계산하기도 한다. 보행 속도는 상황에 따라 달라질 수 있고 보행 속도에 따라 같은 개체에서도 보폭, 분속수, 관절각 등이 달라지게 되므로 보행 분석 결과를 해석함에 있어 보행 속도를 먼저 확인하는 것이 중요하다.

정상 성인이 일상 환경에서 걸을 때의 평균 속도는 시속 4.5 km(초속 1.24 m)부터 시속 4.9 km(초속 1.35 m) 정도로 계산된다. 일상적 보행 속도(usual, habitual, or preferred gait speed)는 최근에 신체 기능(physical performance)의 건강 상태에 대한 중요성이 알려지면서, 중요한 지표로 받아들여지고 있다.<sup>5</sup> 근감소증의 진단 기준은 보행 속도가 초속 0.8~1.0 m 이하인 경우 신체 기능이 저하된 것으로 판단한다.<sup>6</sup> 노령 인구에 있어서는 보행 속도가 0.1 % 증가하면 생존률이 유의하게 증가한다고 알려져 있다.<sup>7</sup>

보행 속도가 빨라질수록 몸의 무게 중심의 좌우 이동은 작아지나 상하 이동은 커지는 것으로 알려져 있어<sup>8</sup> 병적 보행 분석 시 보행 속도를 고려하여야 하며 안정된 보행이 느린 보행은 아니라는 것을 나타내어 준다. 10명의 정상 성인들을 대상으로 한 최근 연구<sup>9</sup>에 따르면 메트로놈을 이용하여 다양한 분속수 및 보장으로 걷게 하고 전후, 좌우 및 상하 평면에서의 안정성을 검사하였을 때 평상 시 분속수 및 보장으로 걷는 경우가 가장 안정된 것으로 알려져 있다.

## 7. 에너지 보존

정상 보행에서 보행 효율의 최대화 즉, 산소 비용의 최소화를 위해 보행주기를 끊임없이 반복하는 동안 운동 에너지(kinetic energy)와 위치 에너지(potential energy)의 총합을 일정하게 유지하는 생물학적 에너지 보존 원칙이 작용한다고 알려져 있다. 이는 몸 전체의 무게가 무게 중심점(통상 제 2 천추체의 1인치 앞쪽)에 집중되어 있다고 볼 때 중간 입각시점(midstance point)에 무게 중심점의 높이가 최대가 되어 위치 에너지는 최대가 되는 반면, 무게 중심점의 전



동영상 6-1

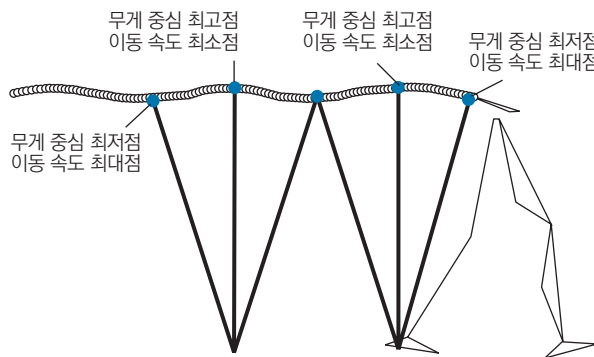


그림 6-4 | 전도된 진자 운동(inverted pendulum movement)을 보이는보행 중 무게 중심점 이동

방 이동 속도는 최소가 되어 운동 에너지는 최소가 된다. 무게 중심점이 최고점을 지나면 그 위치 에너지가 전방, 하방으로 이동하는 운동 에너지로 바뀌면서 무게 중심점의 전방 이동 속도가 점차 증가하여 중심점의 높이와 위치 에너지가 최저가 되는 양하지 지지기에는 전방 이동 속도와 운동 에너지가 최대가 된다. 결국 어느 시점에서도 운동 에너지와 위치 에너지의 총합은 일정하게 유지되는 역진자 운동(inverted pendulum)으로 설명된다는 것이다(그림 6-4)(동영상 6-1).

이러한 양상은 보행 효율의 향상에 큰 도움을 주는데 무게 중심점의 전방 이동을 위해 하지의 근수축을 지속하는 것이 아니라 무게 중심의 전도된 진자 운동을 가능케 하는 지지대(하지 골격)만을 제공하고 전방 이동 에너지는 중력(위치 에너지)으로부터 도출하게 되는 것이다. 이는 Perry 등<sup>10</sup>의 보행이 낙하하는 무게 중심으로부터 발생한다는 가설로서, 최근 연구<sup>11</sup>에 따르면 근 수축 없이 무게 중심이 낙하하는 것만으로는 보행 속도 및 지면 반발력의 수평, 수직 방향의 힘을 설명하는 데에 한계가 있다

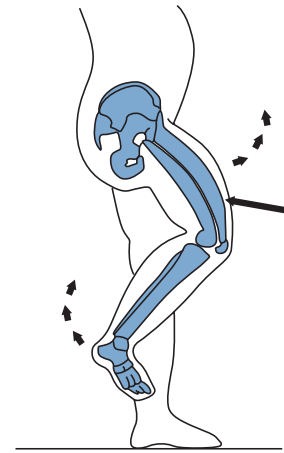


그림 6-5 | 하지 분절의 에너지 교환

고 한다.

역진자 운동이 번갈아 전방 이동하는 양측 하지에서 지속적으로 일어나게 하기 위해 능동적 근수축이 필요하지만 인체는 최적의 시기에 최소의 근수축을 제공함으로써 보행 효율을 극대화하는 조절과 조화의 기능을 보인다. 최근 가장 중요한 근수축은 진출기(push-off) 때 족관절 족저굴곡근의 수축이며, 보행 속도의 변화를 지배하는 데에 중요하다는 주장이 제기되고 있다.<sup>12</sup>

또한, 역진자 운동의 지지대로서 하지는 에너지 소모를 최소화하기 위한 근골격계의 기전을 갖고 있는데 하지의 배열 안정성(alignment stability)과 다관절 근육(multiple joint muscles)을 이용하여 원위부 관절의 운동 에너지를 근위부 관절로 전달하는 것 등을 들 수 있다. 하지의 배열 안정성이란 단하지 지지기 중 지면 반발력이 슬관절과 고관절에 신전 우력으로 작용할 때 강력한 제한 인대인 후방 슬와 인대(posterior popliteal ligament)와 장골대퇴 인대(iliofemoral ligament)가 이를 저항하여 족관절 족저굴곡근의 수축만으로도 붕괴 없이 지지할 수 있게 하는 것이다.



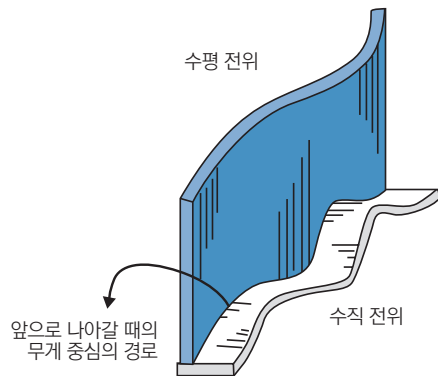


그림 6-6 | 정상 보행의 무게 중심 이동

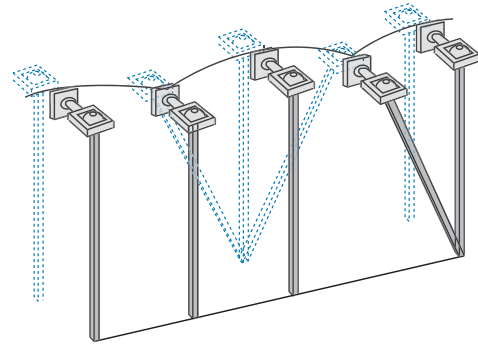


그림 6-7 | 컴퍼스 보행의 무게 중심 이동

다관절 근육의 효율성은 부하 전달기(전유각기)에 슬관절의 수동적 굴곡이 일어날 때 이 동적에너지를 유각기를 위한 고관절 굴곡 운동으로 바꾸는 대퇴직근의 작용과 유각기 중 보행 속도의 2배로 전방 이동하는 족부하퇴를 접지기를 위해 감속하는 슬굴곡근이 그 운동 에너지를 고관절에 전달하는 과정에서 볼 수 있다(그림 6-5).

## 8. 에너지 소모

보행 분석과 보행의 평가에서 간과하기 쉬우나 보행 양상을 결정하는 근본적인 요소로서 에너지 소모량이 있다. 보행 시 에너지 소모 정도를 나타내는 방법으로는 체중 1 kg 당 분당 산소 소모 정도를 나타내는 산소 소모율( $O_2$  consumption rate,  $ml/kg \cdot min$ )과 체중 1 kg당 1 m 이동 당 산소 소모 정도를 나타내는 산소 비용( $O_2$  cost,  $ml/kg \cdot m$ )이 있다. 전자는 일률(power), 후자는 일(work)의 개념과 유사하다고 볼 수 있겠다.

정상 보행 속도에서 산소 소모율은  $12.0 \sim 12.1 ml/kg \cdot min$ 이고 보행 속도가 초속 67 cm에서 167 cm까지인 경우 속도의 증가에 따라 산소 소모율은 직선적으로 증가되는 양상을 보인다. 보행 속도가 아주 낮아지면 신체 균형을 위해 사용하는 에너지가 커져서 산소 소모율이 오히려 증가한다. 보행 속도가 초속 190 cm 이상이 되면 정상인의 경우 달리는 것이 걷는 것보다 산소 소모율을 적게 하므로 달리는 쪽을 택하게 된다.

병적 보행에서는 보행의 효율이 떨어져 산소 비용의 증가를 초래하지만 환자는 자신이 감당할 수 있는 정도의 산소 소모율을 유지하는 범위에서 보행 속도를 결정한다. 예로 편마비 환자의 산소 비용은 정상 보행의 산소 비용( $0.15 ml/kg \cdot m$ )의 5배에 해당되는  $0.73 ml/kg \cdot m$  정도이지만 보행 속도를 정상 보행의 12.5% 정도에 해당하는 초속 10 cm로 결정하여 산소 소모율은 정상 보행보다 낮은  $7.3 ml/kg \cdot min$ 을 유지하게 되는 것이다. 앞서 보행 속도가 관절 각, 보장, 분속수 등 보행의 여러 요소에 영향을 주는 중요한 요소임을 언급하였는데 산소 비용과 산소 소모율은 보행 속도를 결정하여 보행 양상에 더욱 근본적인 영향을 미치는 것이다.

## 9. 정상 보행의 6가지 결정 요소

1950년대 임상 보행 분석의 선구적인 그룹이었던 샌프란시스코의대 스탠퍼드대학 팀은 정상인의 보행에서 시상면 상 무게 중심점이 약 2인치 진폭의 매끄러운 사인파를 그리며 상하운동을 하며 전진함을 알게 되었고 수평면 상에서 역시 비슷한 정도의 진폭으로, 그러나 절반의 주파수로 좌우 운동을 하는 사인파를 관찰하였다(그림 6-6, 동영상 6-1). 이들은 골반과 고관절만 있고 족부, 족관절, 슬관절이 없이 하지가 뿔뿔한 나무막대로 되어 있는 컴퍼스(compass) 보행 모델을 가상하여 이의 무게 중심점 이동을 계산하니 상하 운동 진폭 3인치, 좌우운동 진폭 6인치



동영상 6-2

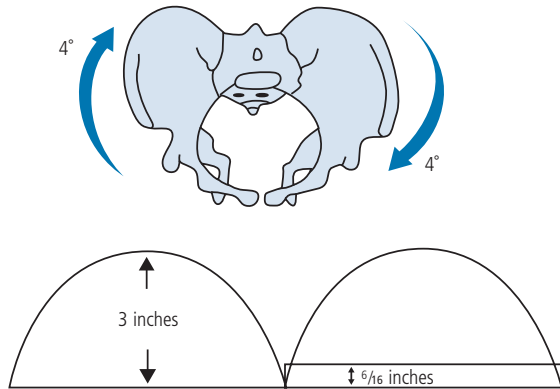


그림 6-8 | 첫 번째 결정 요소: 골반 회전



동영상 6-3

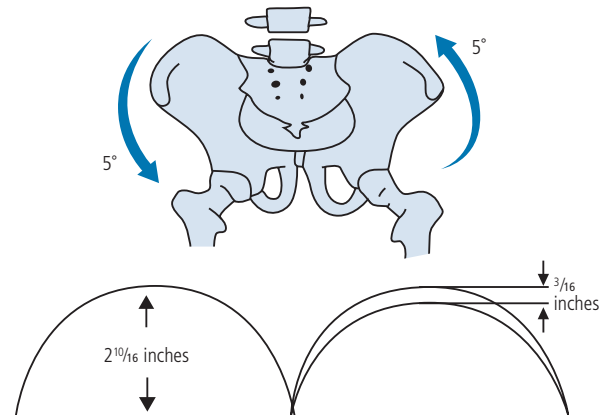


그림 6-9 | 두 번째 결정 요소: 골반 경사

의 값을 보였고 상하 운동의 경우 매끄러운 사인파가 아닌 원호와 꼭지점을 가지는 궤적을 가짐을 알게 되었다(그림 6-7). 이러한 비교를 통해 정상 보행의 무게 중심점 이동 궤적이 컴퍼스 보행에 비해 에너지 소모에 있어 훨씬 효율적임을 직관하였고 정상 하지의 어떤 움직임(요소)이 이러한 효율적 무게 중심점 이동을 가능하게 하는지를 설명하는 정상보행의 6가지 결정 요소를 주장하였다.<sup>1</sup>

첫 번째 요소로 골반 회전(pelvic rotation)을 주장하였는데 보행 중 골반의 움직임을 수평면에서 보면 중간입각 시점에는 전방 이동 방향에 대해 수직을 이루고 양하지 지지기에는 앞선 하지측으로 4° 가량 회전하게 된다. 즉, 머리 위에서 보행하는 골반을 볼 때 우측보(right step)의 시점에는 골반이 반시계 방향으로 좌측보에는 시계 방향으로 회전하게 된다(동영상 6-2: 전방으로 진행하는 정상 보행을 위에서 아래로 바라본 보행분석 영상으로 골반의 회전이 관찰된다.). 이는 무게 중심점이 최소가 되는 양하지 지지기에 하지의 길이를 길게 하는 효과를 가져 무게 중심점 이동 궤적의 최저점을 6/16인치 가량 높인다(그림 6-8).

두 번째 요소인 골반 경사(pelvic obliquity)는 골반의 움직임을 전방에서 관찰하면 단하지 지지기 때 골반이 유각기 측으로 기울어지는 골반 경사를 보여 지지하는 하지의 고관절이 내전이 되는 양상이다(positive Trendelenberg)(동영상 6-3: 정상보행을 앞에서 뒤로 바라본 보행분석 영상). 이러한 양상은 무게 중심점이 최고가 되는 중간입각 시점에서 최대가 되어 5°의 골반 경사를 이루게 되고 이는 최고점을 3/16인치 낮추는 효과를 가지는 것으로 주장하였다(그림 6-9).

세 번째 요소인 입각기 슬관절 굴곡(stance knee flexion)이란 입각기 중 슬관절은 신전굴곡신전 운동을 하는데 무게 중심점 최고점인 중간입각기 시점에서 슬관절은 15°의 굴곡을 보여 무게 중심점 최고점을 7/16인치 감소시킨다고 생각되었다(그림 6-10, 동영상 6-4).

이상의 세 가지 요소에 의해 상하 운동 진폭이 1인치 ( $6/16 + 3/16 + 7/16$ ) 감소됨을 주장하였고 이는 컴퍼스 모델에 비해 원호의 지름을 2배 이상 증가시키고 원호 마지막 지점에서 다음 원호로 진행하는 꼭지점에서 무게 중심점



동영상 6-4

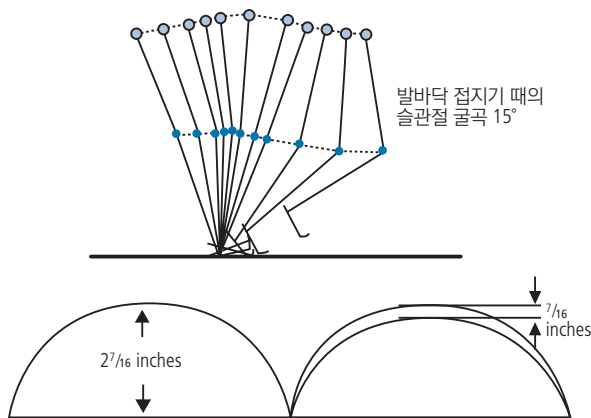


그림 6-10 | 세 번째 결정 요소: 슬관절 굴곡

궤적의 급격한 방향 전환을 약간 완화하는 역할도 하게 된다. 그러나, 원호의 꼭지점은 여전히 존재한다.

꼭지점을 없애고 매끄러운 사인파로 바꾸는 역할을 위해 네 번째 요소인 족부와 족관절의 움직임과 다섯 번째 슬관절의 움직임이 필요하다. 족부와 족관절의 움직임이란 최초 접지 시점 이후 전경골근의 원심 수축(eccentric contraction)에 의해 족관절이 서서히 족저 굴곡하면서 무게 중심점 궤적의 꼭지점(충격)을 매끈하게 만들고(동영상 6-5) 단하지 지지기에 하퇴 삼두근(triceps surae)의 원심 수축을 하며 최고점을 지난 다음 계속해서 말기 입각기에는 하퇴 삼두근의 구심 수축(concentric contraction)으로 무게 중심점의 급격한 하강을 막아 다음 꼭지점을 매끈하게 하는데 기여한다(그림 6-11).

원호의 꼭지점 부위 즉, 접지기 시점에서 슬관절의 움직임 역시 족부와 족관절과 유사하여 대퇴 사두근의 원심 수축을 통해 슬관절 굴곡이 일어나며 접지 시점의 충격을



동영상 6-5

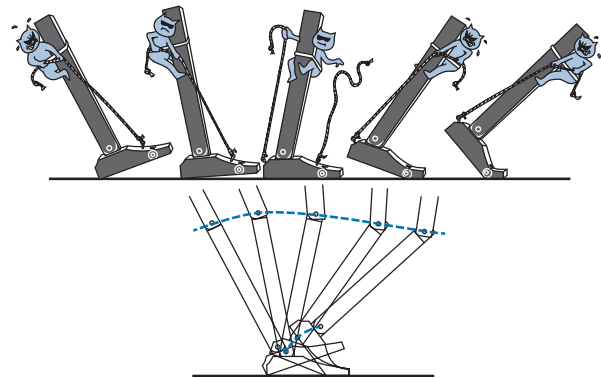


그림 6-11 | 네 번째, 다섯 번째 결정 요소

흡수하고 꼭지점을 매끈하게 만들며 입각기의 말기에는 전방 이동하는 무게중심점에 대해 접지되어 있는 하퇴부에 의해 슬관절이 수동적으로 신전되면서 역시 무게 중심점의 급격한 하강을 막아 다음 꼭지점을 매끈하게 하는데 기여한다.

여섯 번째 요소는 골반의 수평면상의 전위(pelvic movement)로 보행 중 단하지 지지기 때 안정성을 위해 무게 중심점이 지지 기저부(base of support: 단하지 지지기의 경우 접지된 족부) 위로 이동해야 하는 원칙에 유래한다. 즉, 컴퍼스 보행 모델에서는 지지하는 하지로 무게 중심을 옮기기 위해 6인치의 좌우측 이동이 필요하다. 그러나 정상 성인은 생리학적 슬외반(normal physiologic valgus)을 갖고 있어(그림 6-12) 족부가 고관절에 비해 내측에 위치하므로 슬관절 없이 곧은 막대로 하지를 가정한 컴퍼스 모델에 비해 보폭도 훨씬 작고 좌우측 진폭도 같은 정도로 작게 보이는 것이다.



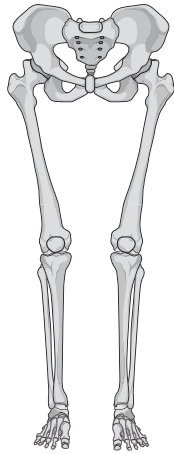


그림 6-12 생리학적 슬외반

상기 주장은 정량적 보행 분석이 제대로 정립되기 전인 1953년도에 발표되어 정확한 측정 결과보다는 직관에 의존한 부분이 있음을 지적하는 반론이 최근 제기되었다.<sup>12</sup> 특히, 최고점을 하강시키는데 작용하는 것으로 알려진 골반 경사와<sup>13</sup> 슬관절 굴곡이 반론의 대상이 되었다.<sup>14</sup> 무게 중심점 상하 이동진폭의 감소가 보행 효율 향상에 기여함은 인정되나 실제 3차원 보행 분석에서 골반 경사와 슬관절 굴곡이 최대가 되는 시점은 무게 중심점의 최고점보다 일찍 일어난다는 사실에 그 근거하고 있다(그림 6-13).

Della 등<sup>15</sup>은 30명의 정상 성인들을 대상으로 한 보행 분석을 통하여 무게 중심점의 상하 이동 진폭의 감소는 주로 말기입각기의 발뒤꿈치 들림(heel rise)이 주된 역할을 하며 중기입각기의 슬관절 굴곡이나 골반 경사는 거의 미미하다고 주장하였다.

## 10. 보행 주기별 정상 보행 양상

### 1) 부하 수용기(Loading response phase)

일측 하지가 유각기를 끝내고 접지를 시작한 시점부터 반대측 하지가 유각기를 시작할 때까지의 기간이며 이 때 일어나는 가장 중요한 생역학적 사건은 유각기를 끝낸 하지가 지면과 접지를 하는 것이다. 접지하는 하지는 고관절 30° 굴곡, 슬관절과 족관절 중립위에서 접지하게 되며,

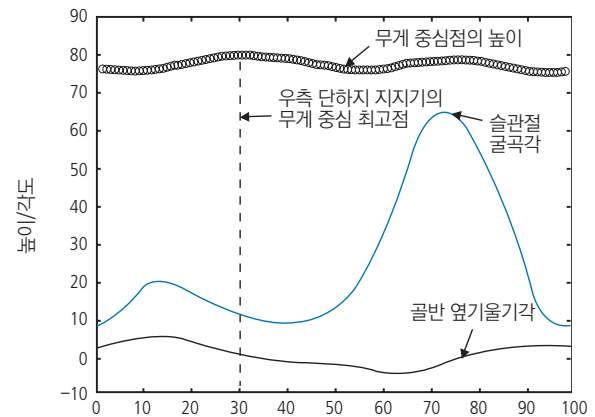


그림 6-13 무게 중심점의 최고점과 슬관절 굴곡각, 골반 옆기울기각의 관계

직후 슬관절 신전근과 족관절 배굴근의 원심 수축을 통해 슬관절을 약간 굴곡하고 족관절을 족저굴곡하는데 이는 접지로 오는 충격을 완화하고 무게 중심점 이동 궤적의 최소점에서 꼭지점을 사인파로 바꾸는 역할을 하며 기존 지지하던 하지의 역진자 운동에 의해 발생된 전방 이동 에너지를 새로이 접지하는 하지의 역진자 운동에 의해 다시 위치 에너지로 바꾸는 과정이기도 하다. 이러한 과정에서 골반의 전상방 전위를 도와 위치 에너지의 회복을 촉진하는 것이 고관절 신전근과 슬굴곡근(hamstring)의 활동이다. 슬굴곡근은 유각기 말기부터 유각하는 하지의 감속을 위해 활동을 시작하고 부하 수용기 초기까지 지속한다(그림 6-14).

### 2) 중간 입각기(Midstance phase)

반대측 하지가 유각기로 들어가는 시점부터 힘판의 전후방 반발력의 방향이 바뀌는 시점(중립입각 시점)까지의 기간이며 무게 중심점이 최고가 되어 위치 에너지를 완전히 회복하는 시점까지이다. 이때는 지면 반발력과 하지의 배열 안정성으로 무게 중심을 지지하므로 족관절의 배측굴곡을 편심성으로 조절하는 하퇴 삼두근만 활동하고 고관절, 슬관절은 수동적으로 신전 상태를 유지한다. 단하지 지지기이므로 관상면상(coronal plane)에서 골반의 안정성을 유지하기 위해 고관절 외전근(중둔근 소둔근 복합체)의 활동이 일어난다(그림 6-15).

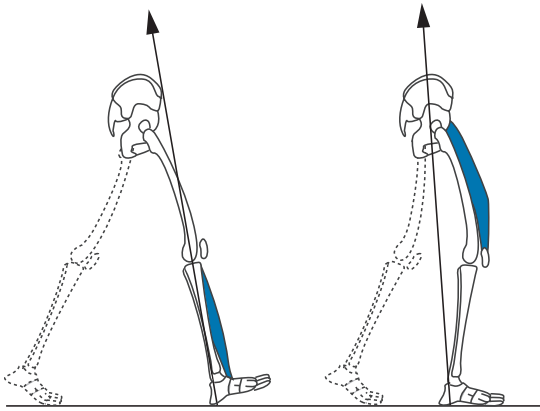


그림 6-14 | 부하 수용기

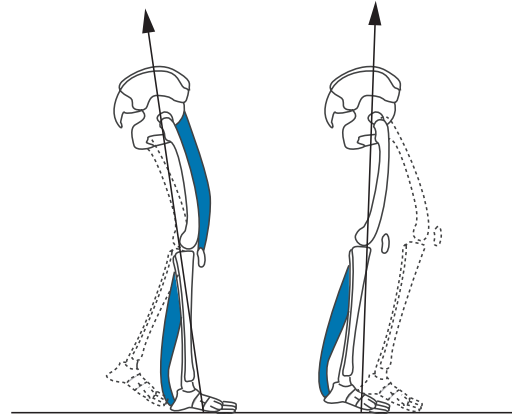


그림 6-15 | 중간입각기

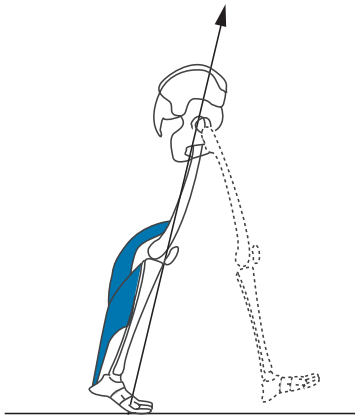


그림 6-16 | 말기입각기

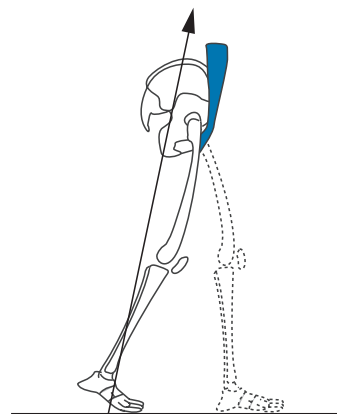


그림 6-17 | 전유각기

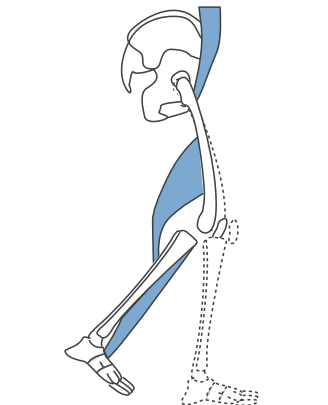


그림 6-18 | 초기 유각기

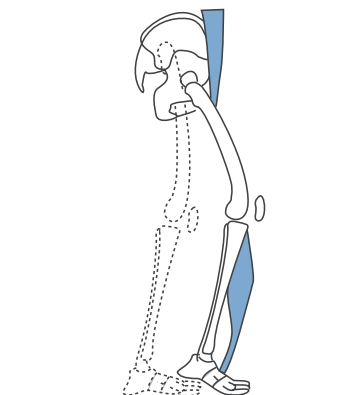


그림 6-19 | 중간 유각기

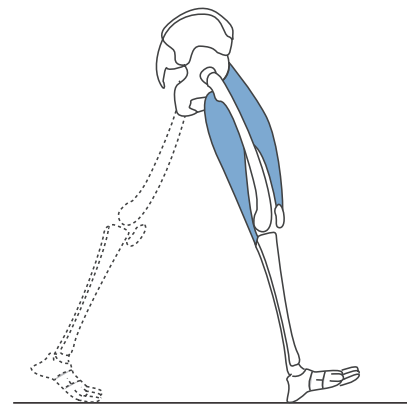


그림 6-20 | 말기 유각기

### 3) 말기 입각기(Terminal stance phase)

중립입각 시점으로부터 반대측 하지가 접지를 하는 단하지 지지기의 후반기이다. 이 때는 최고점에 위치한 무게 중심점을 전하방으로 떨어뜨리면서 위치 에너지를 전방 이동 에너지로 변환하는 시기이고 이를 위해 하퇴 삼두근이 원심 수축으로 조절된 족관절 배측굴곡(최대 10°)을 유지하다가 말기에는 무게중심점의 급격한 하강을 막기 위해 하퇴 삼두근이 구심으로 수축하여 중심점을 전상방으로 진출시키는 작용을 한다. 고관절과 슬관절은 근육의 활동 없이 지면 반발력에 의해 수동적으로 신전된 상태를 유지한다(그림 6-16).

### 4) 부하 전달기, 전유각기(Unloading phase, preswing phase)

반대측 하지가 접지를 시작하고 일측 하지가 유각기에 들어가는 시점까지이며 반대측 하지의 부하 수용기와 일치한다. 이때는 지금까지 지지하던 무게 중심점을 반대측 하지에 넘겨주고 유각기를 준비해야 하는 시기이다. 족관절 족저 굴곡이 20° 정도인 상태에서 근위부와 무게 중심점은 전방으로 이동하는데 하퇴 삼두근의 활동이 멈추게 되므로 슬관절은 더 이상 수동적으로 신전되지 않고 수동적 굴곡이 일어난다(그림 6-17). 이러한 작용으로 슬관절 굴곡이 45° 정도는 되어 있어야 발끝림 배제(toe clearance)를, 슬관절 굴곡에 주로 의존하는 초기유각기 때 최대 60°까지의 슬관절 굴곡을 기대할 수 있다. 슬관절 수동적 굴곡이 갖는 또 다른 의미는 이 작용에 의해 대퇴직근에 장력이 가해지고 이는 고관절 굴곡력으로 작용하여 유각기의 시작을 도와주어 보행 효율을 높이는 것이다. 상부 운동계 질환의 보행에서 하지의 신전 공력이 강하면 부하 전달기, 전유각기의 슬관절 수동 굴곡이 발생되기 힘들어 뼈뺀다 리보행으로 유각기 보행 장애를 초래하는 경우가 많다.

### 5) 초기 유각기(Initial swing phase)

고관절 굴곡근과 대퇴 직근에 의해 고관절의 굴곡이 일어나므로써 유각기가 시작되는데 이 때는 족관절의 배측굴곡 정도보다 슬관절의 굴곡에 의해 발끝림 배제가 유지되는 시기이다(그림 6-18).

### 6) 중간 유각기(Midswing phase)

유각 중인 하지가 더욱 가속되는 시기이며 이때는 발끝림 배제가 족관절 배측굴곡에 의해 유지된다(그림 6-19).

### 7) 말기 유각기(Terminal swing phase)

앞으로 닥쳐올 접지를 앞두고 이를 준비하는 활동이 일어난다. 즉, 유각 중인 하지를 감속하고 슬관절, 족관절을 중립위에 고관절을 30° 굴곡 위에 두기 위해 슬굴곡근, 족관절 배측굴곡근, 고관절 신전근, 슬관절 신전근이 활동한다(그림 6-20).

## 11. 보행의 발달

신경학적 발달과 학습 효과와 더불어 정상 소아의 경우 만 1세경 독립 보행이 가능하게 된다. 이 시기의 보행 양상은 성인과 무척 달라 보폭을 넓게 가지고 고관절과 슬관절을 과도하게 구부리는 양상을 보이며 발 뒤축 접지기가 없이 발바닥 전체로 접지하고 상지의 상반 운동(reciprocal movement)도 볼 수 없다.

Sutherland<sup>2</sup>의 연구에 따르면 보행 양상의 성숙은 만 4세까지 가장 현저한 변화를 보이며 보통의 경우 만 2년 6개월 정도면 발 뒤축 접지, 상지의 상반 운동이 가능해지고 보행 시 관절각의 변화 양상도 거의 정상 성인의 것과 비슷해진다. 그러나 보행 속도, 보장, 분속수 등은 만 7세가 되어야 성숙되는 양상을 보여 Sutherland는 보행 양상의 성숙을 규정짓는 다섯 가지 요소로 단하지 지지기의 기간, 보행 속도, 분속수, 보장, 보폭대비 골반 넓이 등을 주장하였다. 만 7세까지 보행이 성숙됨에 따라 감소하는 분속수를 제외한 나머지 요소는 모두 증가하게 된다. 1세에서 6세 사이 아동을 대상으로 한 국내 연구<sup>16</sup>에 따르면 2세 경부터 초기 접지를 뒤꿈치로 하게 되고 부하 반응시기에 슬관절에서 초기 굴곡 파형이 나타나며, 두 팔을 번갈아 흔드는 것은 3.5세에 완성되는 등 해외 보고와 비슷하나 보행 중 횡단면에서 골반의 내외회전이 증가하는 등 골반의 움직임 안정되게 하는 하지 근위부 근육의 발달이 늦는 것으로 나타났으며 이로 인해 단하지 지지 시간이 짧고 고관절의 내회전 움직임과 슬관절의 내반 움직임이 증가되어 있다.

### III. 정량적 보행 분석

장비를 이용한 정량적 보행 분석은 관찰적 보행 분석에 비해 정확하고 객관적, 정량적 평가를 가능하게 해주며 보통 60 Hz 이상의 표본 추출률을 가져 시간적으로 더욱 자세히 관찰할 수 있는 기본적인 장점을 가진다. 이를 위해 각 분절의 움직임을 정량화하는 운동형상학적(kinematic) 분석, 힘판(forceplate)으로 측정된 지면 반발력과 운동 형상학적 데이터를 결합하여 계산하는 운동역학적(kinetic) 분석, 그리고 각 근육의 활동도를 측정하는 동적 근전도(dynamic EMG)가 가장 흔히 사용되는 측정 방법이다. 이중 운동역학적 분석과 동적 근전도분석은 눈으로도 확인할 수 있는 움직임에 대한 정량화(운동형상학적 분석)뿐만 아니라 보행 이상을 초래하는 병적 상황을 알아낼 수 있는 방법을 제공한다.

#### 1. 운동형상학적 분석

##### 1) 운동형상학적 분석

장비방법론에 있어서는 전기 측각계(electrogoniometer), 초음파장비(ultrasonic measure), 광전자(optoelectric) 혹은 전자기(electromagnetic)를 이용한 방법 등이 있다.

전기 측각계의 경우 한 평면(주로 시상면)에서의 움직임만 측정할 수 있는 간단한 장비로부터 6개의 전위차계(potentiometer)를 이용하여 한 관절에 대한 6 자유도(6 degree of freedom, three rotations and three translations)의 측정을 가능하게 하는 장비도 있으나 사용하기 번거롭고 이에 비해 단지 인접한 두 분절 사이의 관계만을 측정하여 지면 반발력과 결합이 불가능하다는 단점이 있어 널리 사용되지 않는다(그림 6-21).

초음파 장비는 초음파를 발생하는 능동적 표식자를 사용하므로 혼동의 문제는 없으나 표식자까지 전선 연결이 필요하고 표식자가 많아지면 표본 추출률이 감소되는 단점이 있다.

최근에 개발된 전자기 장비는 하나의 표식자(marker)가 광전자 장비의 세 개의 표식자에 해당하는 6 자유도의 결과를 도출할 수 있고 광전자 장비의 단점인 표식자 소실, 혼동 등이 없다는 점 등 획기적인 장점이 있으나 아직 표

식자의 크기가 크고, 표식자의 수가 늘어갈수록 표본 추출률이 떨어지며, 하나의 표식자가 하나의 신체 분절(강제)의 삼차원적 움직임을 대변할 수 있으나 관절 중심점의 추정이 어려운 단점, 금속성 물질에 의한 전자기 방해 등의 단점이 있어 아직은 많이 사용되지 않고 있으나 향후 발전 방향을 주시할 가치가 있는 방법으로 생각된다(그림 6-22).

19세기 영화의 발명 시점 전후로 미국과 유럽에서 인체 혹은 동물의 동작을 카메라로 연속 촬영하여 객관적 동작 분석을 성공한 과학자들이 있었다. 처음에는 제각기의 방법으로 시도되었으나 이후 서로 영향을 주고받으면서 현재 사용하는 광전자 장비의 시초가 되었다.<sup>17</sup>

광전자 장비는 스스로 신호를 발하는 능동 표식자를 사용하는 경우와 외부에서 가해진 광원에 대해 신호를 반사하는 수동표식자를 사용하는 경우로 크게 나뉜다. 전자의 경우 표식자의 혼동이 절대로 없다는 점과 정확도가 무척 높다는 점(통상 인체 동작 분석에서 1 cm 이하)에서 큰 장점을 가지지만 능동 신호 발산을 위한 전선이 각 표식자마다 공급되어 동작을 방해할 수 있고 표식자 수가 많아지면 표본 추출률이 떨어지며, 표식자의 신호 발산 각도가 넓지 않아 회전 운동의 경우 표식자 소실의 가능성이 높아지는 단점 때문에 임상 보행 분석보다는 실험실에서 많이 사용된다. 현재 임상 보행 분석에서 가장 많이 사용되는 운동 형상학적 장비는 수동 표식자를 이용한 광전자방식이다. 이는 표식자의 소실과 혼동이 가장 큰 단점으로 손꼽히지만 컴퓨터와 멀티미디어 기술의 발달로 많은 보완이 이루어지고 있는 상태이다(그림 6-23).

아직까지는 표식자를 이용한 보행 분석이 운동형상학적 분석의 표준으로 받아들여지고는 있으나, 공간 및 시간적 제약과 피험자의 불편이다. 피험자가 표식자를 부착한 의상을 입고, 카메라가 설치된 공간 내에서 기록된 움직임만 분석이 가능하다. 일상 환경에서의 보행을 정확하게 반영하지 못할 수 있고, 피험자 및 검사자의 수고를 요하여 임상에서 적용하는 데 제한이 있다.

최근에는 공학 기술의 발달로 소형 관성센서를 각 신체 부위에 착용(wearable inertial sensor)하여 보행을 분석하려는 시도들이 있다.<sup>18</sup> 일상 생활에서 장시간의 보행 양상을 기록할 수 있다는 장점이 있으나, 센서의 정확성이 떨어지고 관절의 움직임을 각 센서 사이의 상대좌표계의 회전을 계산하여 얻게 되어 오차가 크다는 단점이 있다.

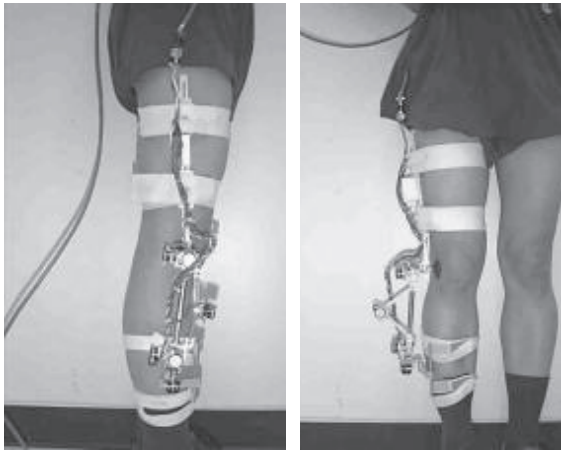


그림 6-21 | 3차원 전기 측각계(SMPP of RIC 제공)

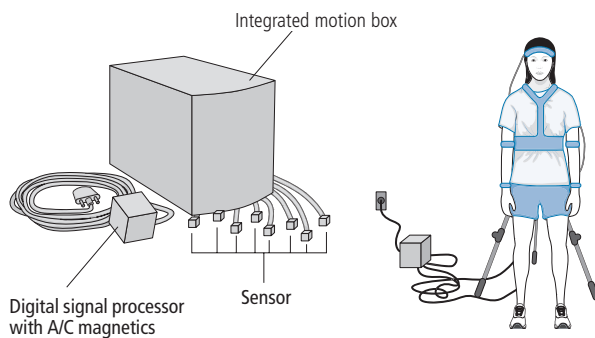


그림 6-22 | 전자기(Electromagnetic) 장비

적외선을 이용하여 대상(object)의 3차원 정보를 획득할 수 있는 깊이 카메라(depth camera, RGBD camera) 역시 새로운 보행 분석 기술로 적용될 수 있다. 피험자가 표식자나 센서를 부착할 필요 없이 1대의 카메라로 3차원 운동형상학적 정보를 얻을 수 있는 장점이 있으나, 적외선 조사를 통한 3차원 깊이 정보가 광학 표식자 만큼 정확하지 않다는 단점이 있다. 마이크로소프트에서 일반에 공개한 키넥트(Kinect)가 가장 대표적인 깊이 카메라로, 싼 가격에 구입할 수 있고 설치가 용이하여 높은 정확도를 요구하지 않는 상황에서 정량적인 분석 방법으로 활용될 수 있다.<sup>19)</sup>

최근 수년 사이 급격히 발전한 기계학습의 딥러닝이 적용된 자세 추정 알고리즘(pose estimation algorithm)은 일반

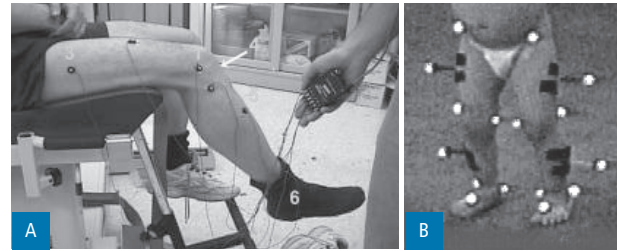


그림 6-23 | 능동 표식자와 수동 표식자

A: 능동 표식자를 부착한 모습이며 발광체를 활성화시키기 위한 전선과 트랜스미터가 보인다. B: 수동 표식자를 부착한 모습이다.

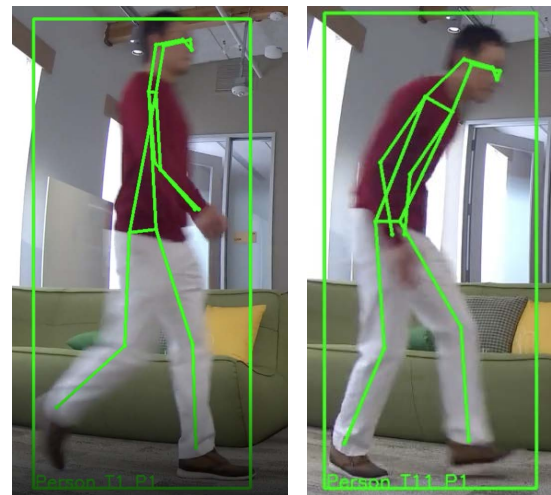


그림 6-24 | 자세 추정 알고리즘을 이용한 보행 분석

특별한 표식자나 장비 없이 비디오 영상만으로 보행 분석이 가능하다.

적인 비디오 영상에서 각 신체 부위의 좌표를 얻어낼 수 있는 가능성을 보여 주었다. 구글에서는 DeepPose라는 이름으로, 페이스북에서는 DensePose라는 이름으로 알고리즘을 공개하였으며, 이외에도 공개된 코드들이 있다. 이 기술을 이용하면, 피험자가 아무런 표식자나 센서를 부착하지 않고 일반 카메라로 촬영한 영상을 통해 보행 양상을 분석할 수 있다. 아직은 3차원 좌표를 정확하게 얻어내는 데에 한계가 있으나 계속 발전하고 있어, 임상 환경 및 일상 생활에서의 보행 또는 운동 분석의 적용을 크게 넓힐 것으로 예상된다(그림 6-24).

또한 최근에는 기계공학의 발달로 가속계(accelerometer)와 회전의(gyroscope)로 구성된 모바일 보행분석 장비가 발전되고 있다. 기존 광전자 장비나 전자기 장비에 비



해 정확도는 떨어지나 공간적 제약이 거의 없고 오랜 기간 지속적인 동작의 기록이 가능하다는 점에서 향후 큰 발전이 기대된다.

분석 장비를 선택함에 있어 물론 비싸고 좋은 장비를 갖추면 좋겠지만 중요한 것은 정량화하려는 보행 요소를 정확히 측정할 수 있다면 기술적 난이도가 낮다고 해서 검사의 가치가 떨어지는 것은 아니라는 것이다. 특히 정상 보행의 대부분의 움직임은 시상면에서 일어나므로 2차원적 분석만으로도 충분히 가치 있는 정보를 얻을 수 있으며 때로는 분석수와 보행 속도만을 측정하여도 충분한 경우가 있다.

## 2) 운동형상학적 분석의 표식자

사용 장비에 관계없이 운동형상학적 분석의 기본 전제는 신체 각 분절이 강체(rigid body)라는 것이다. 각 분절에 대한 2차원적 운동을 측정하기 위해서는 최소한 2개의 표식자가 필요하고 3차원적 운동을 측정하기 위해서는 같은 직선상에 있지 않는 3개의 표식자가 필요하다. 즉, 두 점이 연결된 직선만으로는 직선 축을 중심으로 회전하는 움직임을 측정할 수 없고 한 강체에 대해 평면이 규정되어야만 3차원적 움직임을 모두 측정할 수 있다는 것이다. 따라서 양하지와 골반의 움직임을 분석하기 위해서는 21개의 표식자가 필요하나 현재의 광전자 장비로는 표식자의 소실과 혼동의 문제로 실제적 사용을 위해 대부분의 경우 골반에만 3개의 표식자를 쓰고 나머지 분절에는 두 개씩의 표식자만 사용하고 나머지 하나는 가상 표식자(virtual marker)를 이용한다(그림 6-25). 대퇴의 경우 골반 표식자로부터 추정된 고관절 중심점, 하퇴의 경우는 대퇴에서 추정된 슬관절 중심점, 족부에서는 하퇴에서 추정된 족관절 중심점이 가상 표식자가 된다. 물론 여기에는 인접한 두 분절은 관절 중심점으로 연결되어 있고 상대적 전위(relative translation)는 일어나지 않고 순수한 회전 운동만 존재한다는 전제가 필요하다. 그러나 이 접근을 자세히 보면 고관절 중심은 골반의 세 표식자로부터 추정되고 나머지 분절은 근위부의 가상 표식자를 기준으로 원위부의 가상 표식자를 추정하게 되므로 오류값이 원위부로 갈수록 증폭된다는 문제점이 있다.

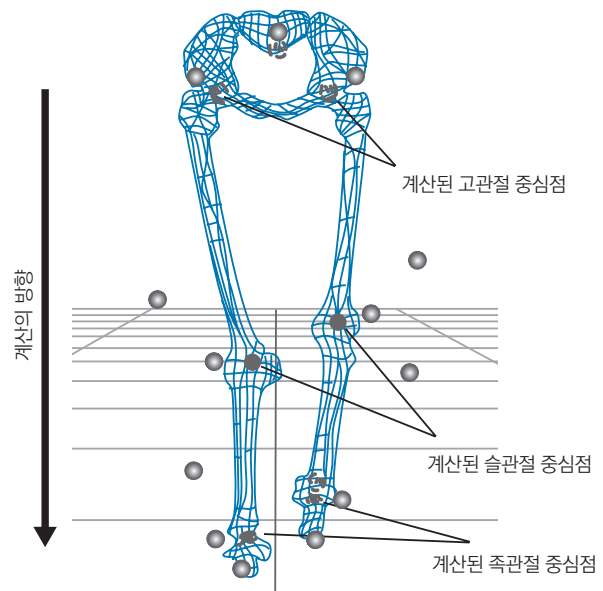


그림 6-25 | 전형적인 임상 보행 분석의 표식자

실제 표식자들은 골반에만 세 개가 부착되고 나머지 분절에는 두 개씩 부착되는 것을 나타낸다. 계산된 관절 중심점이 가상 표식자로 사용된다. 따라서 고관절 중심점(가상 표식자)을 제일 먼저 계산하고 이를 토대로 슬관절, 족관절 중심 순으로 계산을 하게 된다.

## 3) 3차원 회전 변위의 해부학적 분해

인접한 두 분절에 고정된 각각 세 표식자의 3차원적 위치를 알면 두 분절 사이의 회전, 전위 정도는 수학적으로 쉽게 계산된다. 문제는 두 분절 사이의 회전, 전위 정도를 해부학적으로 분해 즉, 굴곡/신전, 외전/내전, 외회전/내회전으로 분해해서 표시하는 것이 간단하지 않아 지금까지 많은 학자들이 오일러각(Euler angles)과 나선각(Helical angles)에 기초한 방법에 대해 토론하였다(그림 6-26).<sup>4</sup> 오일러각은 2차각이 수직이 되면 계산 불능 상태가 되는 나침반 잠금 현상(Gimbal lock phenomenon)이 나타나는 등의 이유로 수학적으로는 나선각이 우월하지만 보행에서는 그러한 상황이 발생하기 어려우며 이미 많은 연구자와 실험실에서 오일러각을 오랫동안 사용해 오고 있어 익숙하고 나선각으로 계산한 해부학적 각도가 오일러각에 비해 큰 차이가 없다는 이유로 오일러각으로 표준화가 될 것으로 보인다.