■ 研究論文

Journal of the Human Engineering Society of Korea
Vol.11, No.1, 1992

보행속도가 보행특성모수 및 지면반발력에 미치는 영향에 관한 연구†

A Study of the Effect of Walking Speed upon Gait Parameters and Foot-Ground Reaction Forces

황규성* · 정민근** · 이동춘*

ABSTRACT

Gait parameters for the Korean normal adults were compared with sex and age. Time-distance measurements and ground reaction force parameters were studied in relation to walking speed. Regression analysis was performed to establish functional relations between walking speed and various gait parameters.

It is found that cadence and stride length varied linearly with walking velocity whereas time of double support was inversely proportional to walking velocity. The amplitude of ground reaction force was increased with increasing velocities of gait due to the greater heel-strike forces and toe-off forces associated with these higher velocities. The results of this study can be usefull utilized as basic data to design and evaluate prosthetic devices, and to detect abnormal gait performances.

1. 서 론

인간의 신체동작(human locomotion)을 운동학(kinematics)적으로 해석하고, 신체의 하중과 운동에 의해서 발생하는 반력(reactive force)이 신체의 각 관절에 어떻게 작용하는가를 예측하고 분석하는 것이 보행연구(gait analysis)이다.

보행연구는 보행시 보행특성모수의 상호관계를 관측하고 분석할 수 있어야 하기 때문에 그렇게 간단한 문제는 아니며, 현재까지는 보다 더 정확하게 보행과정을 해석할 수 있는 방법을 찾는데 그 촛점이 맞추어지고 있다[3,4,17,18,19]. 예를 들어 Grieve[8]는 보행속도와 시간-거리 모수간의 관계를 설명하였으며, Murray[13], Lamoreux [12]과 Cavanagh[4]등은 보행속도가 하지운동의 각도, 근육 활동과 관절모멘트에 미치는 영향을 밝힌 바 있다. 또 Jacobs등[10]은 보행속도가 달라짐에 따라 관성작용이 변화하기 때문에 지면반

† 본 연구는 1991년도 한국과학재단의 첨단기술개발 연구과제 연구비 지원에 의하여 수행되었음.

* 동아대학교 공과대학 산업공학과

** 포항공과대학 산업공학과/산업과학기술연구소 기계연구분야

발력(foot-ground reaction force)이 변화함을 보였으며, Chao[6]는 남녀 성인에 대한 정상 보행시의 시간과 거리 변수에 대한 표준자료를 제시하였다. 비정상인에 대한 보행연구로서는 Sutherland[18], Murray[13], Stauffer[17], Perry[16] 및 Choe[5]등에 의한 연구를 들 수 있다[8, 9, 11, 12, 16, 17]. 이와같이 외국의 경우 1960년대의 후반부터 보행연구가 활발히 진행되어져 왔으며, 보행연구를 통해 얻은자료들은 임상의학분야의 하지관절의 병리적결함(pathological defects)으로 인한 보행의 비정상이나 각종 하지관련 수술후 정상적인 기능회복을 정량적으로 분석하는데 뿐만 아니라, 스포츠분야, 각종 보행관련 보행보조장비의 설계, 신발 연구분야 등에 폭 넓게 사용되어지고 있다[15, 16]. 이와 같은 분석을 위하여는 보행시 보행모수간의 관계를 정확히 파악하고 생체역학적 요소를 잘 이해하고 있어야 한다[5, 7, 10, 11, 12, 19].

국내에서는 최근에 이르기까지도 이에 대한 인식이 상대적으로 낮은 수준에 머물러 있었으나 국민소득이 증대되고 평균수명이 늘어나게 되면서 보건에 대한 국민의식이 점차 고조되어 감과 함께 각종 보행 보조장치나 스포츠관련분야에의 응용연구의 필요성이 인식되고 있는 상태이다. 그러나 이러한 응용연구를 위하여는 한국인에 대한 보행연구가 미진한 실정이다. 따라서 한국인에 대한 보행 특성모수간의 연구가 절대적으로 필요하다. 정상인과 비정상인에 대한 보행분석 비교시 가장 관심있는 보행모수는 보행속도이며, 이 보행속도는 다른 보행모수에 큰 영향을 미치므로 보행속도와 보행모수들간의 관계가 정량적으로 파악되어야 하며, 정상인에 대한 보행모수간의 관계를 알고 있을때 비정상성의 파악과 아울러 임상에서 정상성 회복의 자료로도 활용 가능해진다[1, 2].

따라서 본 연구에서는 우리나라의 보행특성모수를 파악하기 위하여 20세에서 79세까지의 정상인 80명을 대상으로 평상시 보행속도에서 보행을 관측분석함으로써 보행특성모수를 구하였다. 또한 보행모수의 연령별, 성별 변화를 분석하고 보행속도에 대한 보행모수들간의 관계와 보행시 보행속도 변화에 따른 지면반발력의 변화를 분석하였다. 이러한 연구는 한국인 임상분야의 재활(rehabilitation)과정에 대한 평가, 각종 보행보조장치의 설계, 스포츠 관련분야, 신발산업등의 기초자료로 유용하게 활용될 수 있을 것이다.

2. 실험방법 및 절차

2-1. 실험계획 및 방법

본 연구의 피실험자는 20세부터 79세까지의 정상인 남녀 80명을 실험대상으로 선정하였다. 피실험자에게 실험의 목적과 방법을 알려주고 충분한 예비실험을 실시하여 평상시의 자연스러운 보행을 할 수 있도록 하였다. 각 피실험자는 신발(테니스화)을 착용하고 좌, 우측 5회씩 총 10회의 실험을 실시하였으며, 신발에 의한 지면반발력의 변화를 측정하기 위해서 맨발로 좌, 우측 3회씩 총 6회의 실험을 실시하였다.

또한 시간-거리 특성분석, 운동역학분석 및 데이타의 수집 및 분석을 위해 포항공대 인간공학실에서 개발한 보행분석시스템인 FOANAS(Force Analysis System)를 사용하였다[2]. 시간거리특성의 측정 및 분석을 위해 Foot-switch시스템과 Photoelectric Switch를 보행로(walkway)에 설치했다. Foot-switch는 두께 2mm미만인 Membrane Switch를 신발안창 형태로 만들어 발과 지면(양발의 앞뒤) 접촉시 전기적 신호를 전송하는 폐회로구조를 지니고 있다. Photoelectric Switch는 피실험자가 Switch부분을 통과할 때 생기는 빛의 차단을 전기적 신호로 전환해주는 Photosensor로써 보행로에 1.5m 간격으로 설치되어, 일정거리를 보행하는데 소요시간을 측정할 수 있도록 하였다. 운동역학 분석시스템은 4개의 3차원 압전소자를 갖고 있는 Kistler사의 Force Platform을 사용하였다. 시간-거리특성 분석시스템과 운동역학분석시스템의 전기적 신호를 동기화(synchronization)하여 A/D Converter를 통해 수치데이타로 전환한후 분석용 소프트웨어인 FOANAS를 통하여 상기항목들을 분석하였다.

2-2. 보행특성 측정항목

1) 시간 - 거리 보행특성모수 측정

보행주기란 임의의 한쪽 발의 뒷꿈치가 지면에 닿는 순간(heel-strike)부터 같은 발의 뒷꿈치가 다시 지면에 닿을때까지의 시간으로[9, 10, 11, 13], 이러한 보행주기는 양쪽 발이 지면과 접촉하는 형태에 따라서 몇 단계로 나누어 구분되어지는데 이 구분은 Fig. 1과 같다. Fig. 1과 같은 보행특성모수들의 변화형태를 보행패턴이라 하며, 보행패턴을 기준으로 보행과정의 정상성과 비정상성을 분석할 수 있다[3, 7, 9, 11].

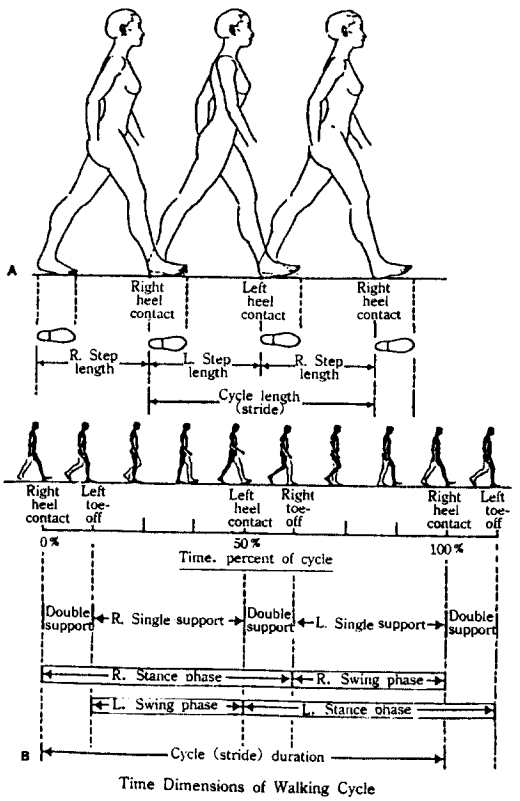


Fig. 1. Distance and time dimensions of walking cycle. [9]
(A : distance, B : time)

보행속도는 Photoelectric Switch에 의해서 계산되고 스윙시간, 단일디딤시간(single stance time) 및 중복디딤시간(double stance time)은 Foot-switch의 On-off상태에 따라 측정된다. 샘플링은 100Hz로 하였으며 다른 보행모수들은 보행속도, 스윙시간과 디딤시간에 의해서 계산되어진다. 또한 디딤률(stance-swing ratio)은 보행주기 내에서 디딤시간과 스윙시간의 비율을 나타낸 것으로서 정상성과 비정상성의 평가기준이 된다. 정상인의 경우 스윙시간 대 디딤시간의 비가 4:6이 된다. Fig. 2는 본실험에서 얻은 정상인의 디딤률 중의 하나를 Pie-chart로 나타낸 것이다.

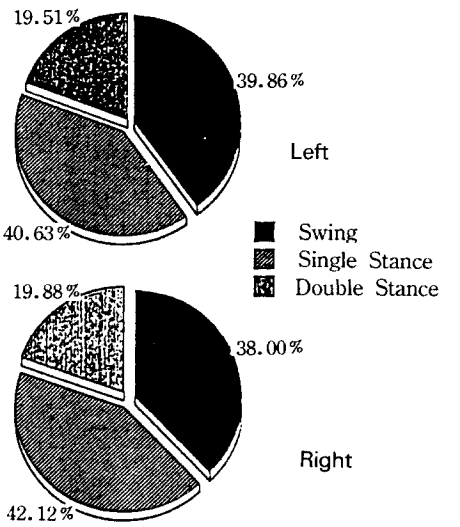
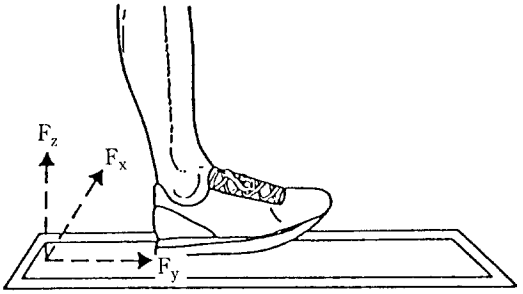


Fig. 2. The stance-swing ratio for the gait cycle.

2) 지면반발력의 측정

보행주기의 디딤시간중에 발생하는 지면반발력의 크기(magnitude)와 방향(direction)은 체중을 수용(weight acceptance)하고 이격(weight release)시키는 일련과정의 상태를 나타내주는 지표로써 그 방향에 따라 Fig. 3과 같은 3가지 성분의 힘으로 표시된다[15].

힘 성분의 크기, 지속시간, 하중변화율등을 포함하는 디딤시간 동안의 지면반발력의 파형변화는 보행속도나 신발의 종류등에 따라 차이가 있지만 정상인의 경우 거의 일정한 형태를 나타내주기 때문에 보행과정 중 개인차에 의한 것인지 비정상성에 의한 것인지 쉽게 분별할 수 있어 정상성과 비



1) Vertical Reaction Force, F_z
2) Anterior-Posterior Shear Force, F_y
3) Medial-Lateral Shear Force, F_x

Fig. 3. The direction of the components of the ground reaction force[15].

정상성을 분석하기 위한 유용한 지표로 사용된다[3,7].

Fig. 4는 정상인의 보행과정에서 나타나는 각 성분의 힘의 파형변화를 나타낸 그림으로 수직반발력이 디딤시간의 시작인 Heel-strike부터 체중수용에 이르는 기간(A:Initial double support time)과, 체중이격부터 디딤시간이 끝나는 Toe-Off에 이르는 기간(B:Second double support time)에 두번의 분명한 피크를 갖는 형태를 보인다.

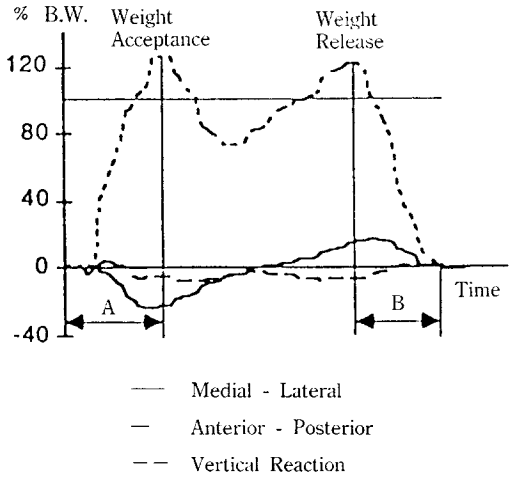


Fig. 4. Ground reaction forces of a gait cycle for normal human walking.

지면반발력의 크기는 체중에 대한 백분률로 표준화시킴으로써 체중차이에 의한 영향을 제거한 수치로 표시하였다.

본 연구에서는 지면반발력의 크기, 기울기, 작용점을 동일한 시간간격으로 투영시킨 Vector diagram을 통해서 지면반발력을 분석하였다. FOANAS에 의해 분석된 정상인 지면반발력의 Vector diagram은 Fig. 5와 같다. Fig. 5의 상단 왼쪽그림은 시상면에 수직반발력과 전후응력의 합성을 나타낸 것으로 체중을 수용하는 부분은 벡터간격이 좁고 체중을 이완하는 부분은 벡터간격이 넓어서 시간에 따른 작용점 변화를 나타내며, 전후응력이 체중을 수용하는 부분과 이완하는 부분에서 서로 반대방향을 갖고 있음을 알수 있다. Fig. 5의 상단 오른쪽 그림은 지면반발력의 좌우 변화량을 나타낸 것으로 보행시 안정성(stability)의 평가기준이 된다. Fig. 5의 하단 그림은 시상면과 전두면에서 이루어지는 벡터를 합성하여 3차원의 Vector diagram으로 나타낸 것이다. 이는 시간의 흐름에 따른 진행과정이 제시되므로 디딤시간의 경과에 따라서 보행시 신체중심이 얼마나 안정적으로 이동하는지 명확하게 분석할 수 있다. 이상과 같이 Vector diagram은 보행과정에서 발생하는 여러가지 운동역학적 비정상성을 종합적으로 보여준다.

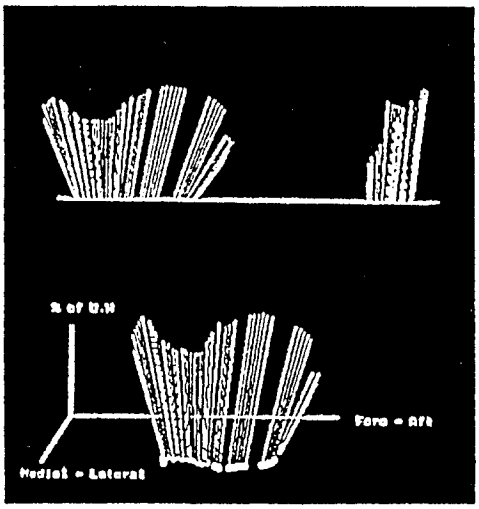


Fig. 5. Three dimensional vector diagram by FOANAS.

3. 분석결과 및 고찰

3-1. 분석결과

보행은 여러가지 보행모수들의 상호작용에 의해서 표현되어진다. 따라서 보행모수의 패턴이나 관계를 분석하는 것은 보행연구에 가장 중요하다. 보행은 정상인이라해도 개인차가 있고 성별, 나이에 따라서 어떠한 관계를 갖는지 분석해 볼 필요가 있다. Fig.6은 한국인의 보행분석에서 성별 및 나이에 따른 각 보행모수의 변화를 나타낸 그림이다. Fig.6에서 볼 수 있는 바와 같이 각 보행모수간에는 남·녀 차이를 볼 수 있다($p<0.01$). 연령별 보행모수들의 변화는 20~30대, 40~50대, 60대, 70대로 구별되는 보행특성층을 형성하고 있다. 특히 60대, 70대에서는 모든 보행특성모수들의 값이 현저히 떨어지고 있음을 알 수 있다.

지면반발력중 Vertical reaction force(Fz)를 체중으로 정상화하여 분석한 결과는 Fig.7과 같다. 지면반발력 특성인 Heel strike크기는 신발착용시와 맨발시에는 차이가 있고($p<0.01$), Toe-off시에는 차이가 없다. 지면반발력의 크기는 남·녀 차이는 없으나 연령차이는 현저히 나타나고 있다($p<0.01$).

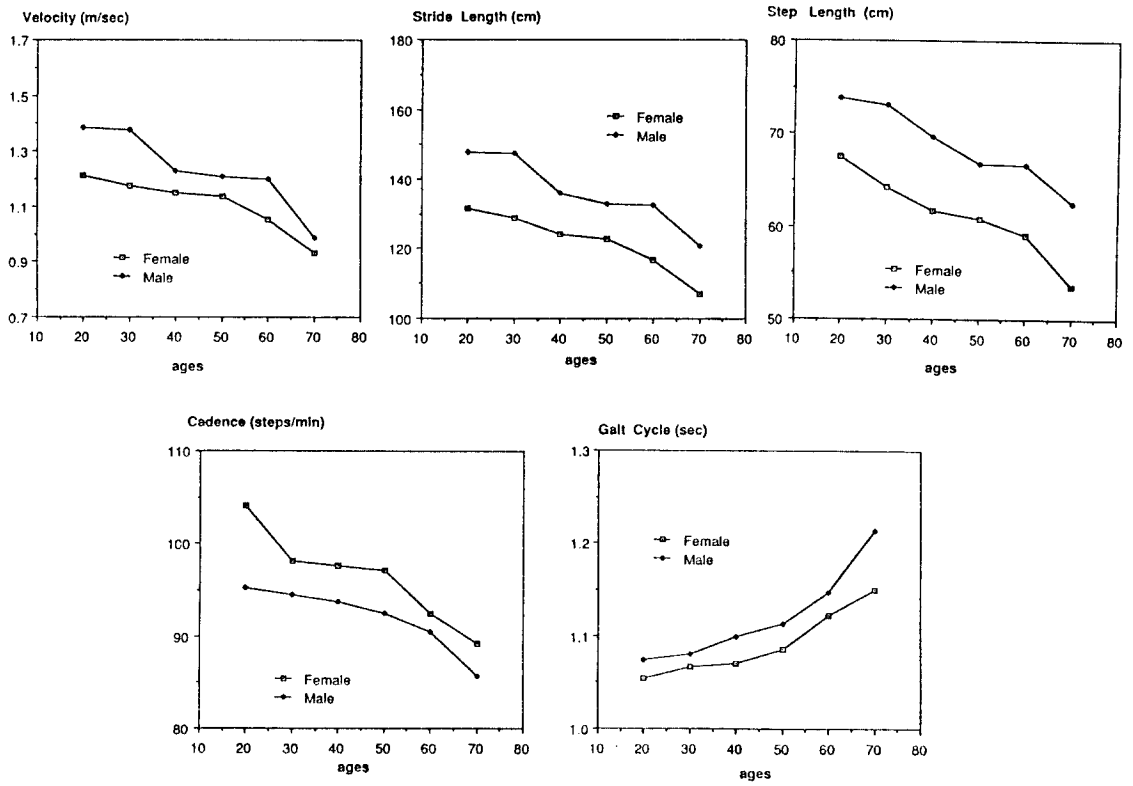


Fig.6. Relationship between gait characteristic parameters and age.

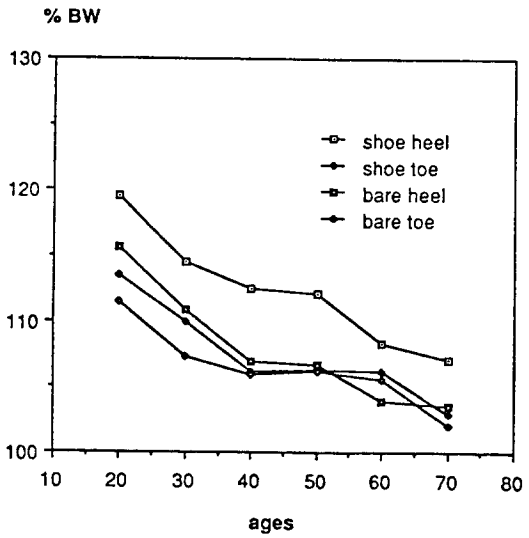


Fig. 7. Relationship between ground reaction force and age

한편 보행속도 변화에 따른 보행모수와 지면반발력의 변화를 분석한 결과는 Fig. 8에 제시하였다. Fig. 8에서 보는 바와 같이 보행간격(stride length), 보조(cadence)와 보폭(step length)은 보행속도가 증가함에 따라서 선형관계를 갖고 증가됨을 보이고 있다. 중복디딤(double stance)시간과 보행주기(cycle time)는 보행속도의 증가에 따라 역으로 감소함을 보인다.

보행속도에 따른 지면반발력의 변화는 Fig. 9와 같다. 보행속도증가에 따라 지면반발력도 증가함을 보이는데, 보행속도 증가에 따른 변화는 Toe-off 시와 Hell-strike시에 민감하게 변화한다. 신발착용시와 맨발시는, 보행속도에 따라 선형관계는 비슷하나 반발력의 크기에서 차이가 있다.

Kirtely[11]의 연구에 의하면 중복디딤시간 비율과 보행속도의 상관계수(r)는 -0.71인데 비해, 본 연구에서 -0.88이고, Collins[7]의 지면반발력과 보행속도의 상관계수는 0.95인데 본 연구에서는 0.79이었다.

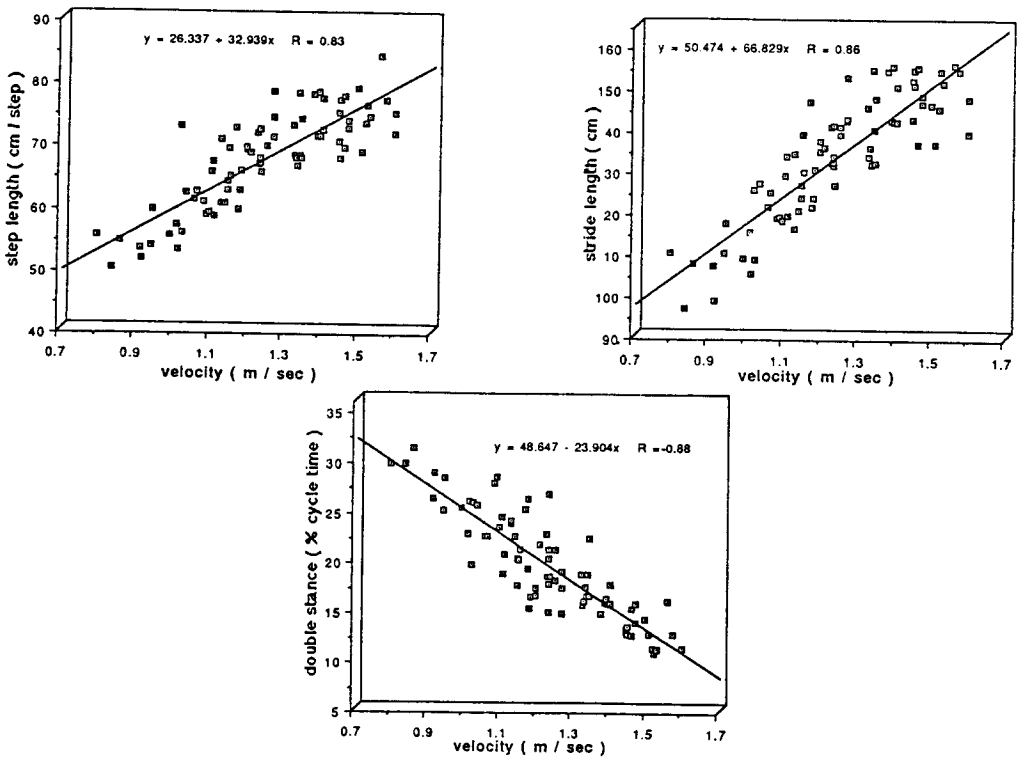


Fig. 8. Relationship between gait characteristic parameters and velocity.

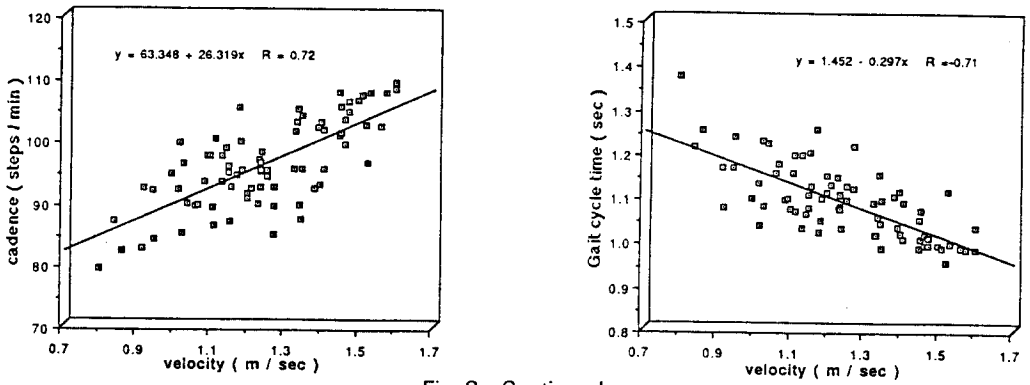


Fig. 8. Continued

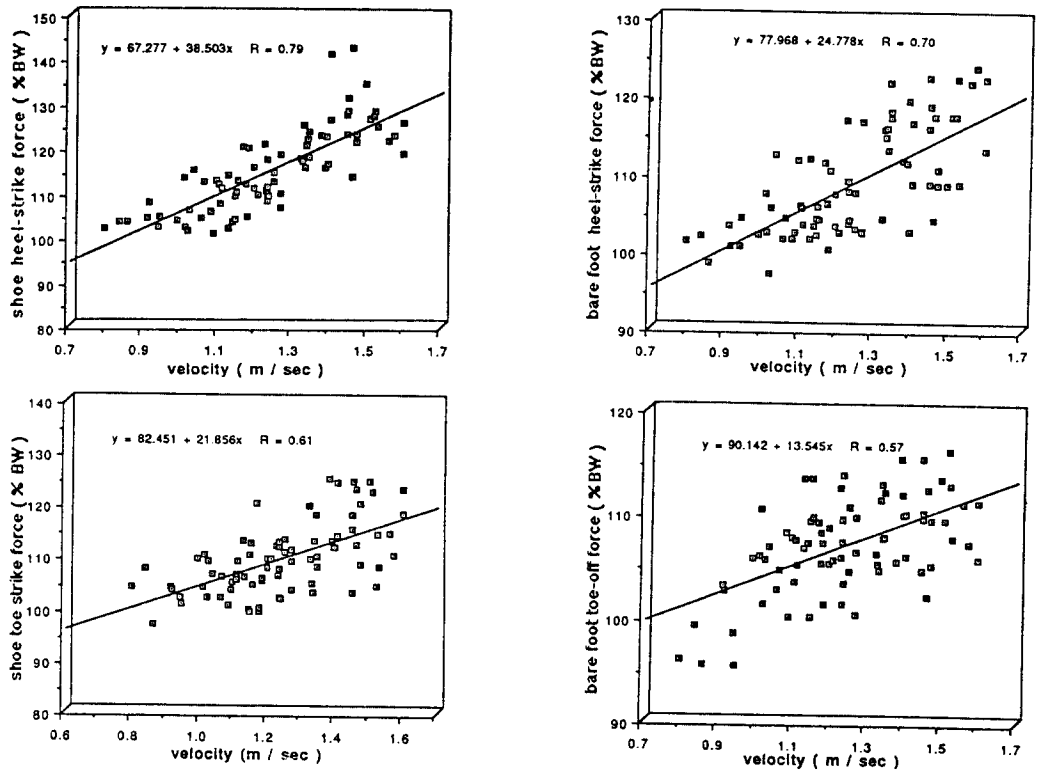


Fig. 9. Relationship between ground reaction force and velocity.

3-2. 고 찰

보행은 여러가지 보행모수들의 상호작용에 의해 보행시 신체의 움직임으로 표현되기 때문에 보행 모수들간의 관계분석은 보행연구에서 중요하다. 보행특성의 연령별 차이는 20~30대, 40~50대, 60대, 70대로 구별되나 60대와 70대에서 현격한 차이를 나타내므로 노인에 대한 보행연구에 피실험자 수를 증가시켜 직업별, 지역별의 상세한 연구가 이루어져야 할 것이다. 연령층의 분류를 10년

간격으로 구분하였으나 임상적 의미로 분류하여 분석할 수도 있을 것이다. 보행속도 자체가 보행의 정상성 평가에 기준이 되기도 하지만, 보행속도의 변화에 따른 보행모수들의 변화를 분석함으로서 임상적으로 정상인과 비정상인의 구별과 하지 수술환자들의 회복정도를 평가하는데 정량적 기준이 된다. 보행속도의 증가에 따라서 중복디딤시간이 감소하고 있는데, 보행속도가 점점 더 빨라지면 중복디딤시간이 zero가 되는데, 중복디딤시간이 zero가 되는 순간부터는 보행이 아니라 달리기가 된다[11]. 보행시 스윙상태와 디딤상태의 비율은 4:6으로 나타나고 있다. 이는 정상인의 디딤율이며 이 비율이 달라짐을 Fig. 2같이 정량적으로 나타낼 수 있어 정성적 특성을 정량적으로 손쉽게 분석할 수 있다. 보행속도는 보조와 보행간격으로 결정되기 때문에 이 세 모수는 밀접한 관계를 갖고 있다. 보행속도의 증가에 따라 보조와 보행간격이 증가하는데, 지나치게 보행간격을 크게하면 많은 에너지가 소비된다. 다리의 길이에 따라서 경제적인 보행을 할 수 있는 보행모수간의 연구가 한국인의 생체역학모델 개발에 의해 이루어져야 할 것이다.

보행속도의 변화에 따른 지면반발력 변화는 보행성 평가에 좋은 기준이 된다. Fig. 5의 지면반발력 벡터분석은 보행성 평가에 정량적 기준이 된다. 벡터분석에서 나이가 증가함에 따라서 지면반발력의 좌우 변화량의 산포가 증가하여 보행의 안정성을 잃어감을 볼 수 있었다. 지면반발력중 Hell strike부분에서 신발착용시와 맨발시 차이가 있었는데, 이 부분은 신발의 종류와 재질에 따른 상세한 연구가 필요하며, 지면의 종류에 따른 연구도 이루어져야 할 것이다. 신발산업 등에 응용하기 위하여는 발의 형태에 따른 지면반발력의 변화를 비교 분석할 필요가 있다.

Ⅳ. 결 론

본 연구에서는 정상인 80명에 대해서 연령별, 남녀별에 따른 보행모수의 관계를 분석하였으며, 보행속도가 변화함에 따라 보행모수들간의 관계를 분석하였다. 이 결과는 한국인에 대한 보행연구의 기준이 될 것이다. 보행특성은 남녀간에 차가 있고 ($p<0.01$), 연령별 보행특성치들의 특징은 20~30대, 40~50대, 60대, 70대별로 구분되는 차이를 나타내고 있다. 보행패턴에 가장 많은 영향을 미치는 것은 보행속도이며, 보행속도에 따른 보행모수들과 지면반발력의 관계를 분석함으로서, 임상의학에서의 정성적 요인을 정량적으로 평가할 수 있는 기준을 제시함으로써 관련분야에 유용하게 이용될 수 있을 것이다.

또한, 본 연구의 결과는 각종 보행 보조장치 설계 및 평가, 신발연구, 스포츠관련분야 등에 기초자료로서 활용할 수 있을 것이다. 신발의 종류에 따른 지면반발력의 상세한 연구와 발의 형태에 따른 지면반발력의 변화 등에 관하여는 계속적인 비교 연구가 필요하며, 한국인의 보행분석 생체역학 모델 개발도 계속적으로 이루어져야 할 것이다.

참 고 문 헌

[1] 황규성, 정민근, 이동춘, "한국인의 보행특성에 관한 연구", 인간공학회지, Vol. 10, No. 2, pp. 15-22, 1991.

[2] 정민근, 김상호, 김태복, "보행비정상성의 평가를 위한 보행분석시스템의 구현", 대한산업공학회지, Vol. 17, No. 2, pp. 39-50, 1991.

[3] Andriacchi, T.P., Ogle, J.A. and Galante, J.O., "Walking speed as a basic for normal and abnormal gait measurements", *J. Biomechanics*, Vol. 10, pp. 261-268, 1977.

[4] Cavanagh, P.R. and Gregor, R.J., "Knee joint torque during the swing phase of normal treadmill walking", *J. Biomechanics*, Vol. 8, pp. 337-344, 1975.

[5] Chao, E.Y., "Functional evaluation of total knee replacement patients through gait analysis", *ASME Publication*, No. 75-APMB-5, 1975.

[6] Chao, E.Y., Laughman, R.K., Schnei-

der, E. and Stauffer, R.N., "Nomative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking", *J. Biomechanics*, Vol.16, No.3, pp.219-233, 1983.

[7] Collins, J.J. and Whittle, M.W., "Infuence of gait parameters on the loading of the lower limb", *J. Biomed. Eng.*, Vol. 11, pp.409-412, 1989.

[8] Grieve, D.W. and Grear, R.J., "The relationship between the length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults", *Ergonomics*, pp.379-399, 1966.

[9] Inman, V.T., Ralsston, H.J. and Todd, J., *Human Walking, Willims and Wilkins, Baltimore*, 1981.

[10] Jacobs, N.A., Skorecki, J. and Charnley, J., "Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait", *J. Biomechanics*, Vol.5, pp.11-34, 1972.

[11] Kirtley, C., Whittle, M.W. and Jefferson, R.J., "Influence of walking speed on gait parameters", *J. Biomed. Eng.*, Vol.7, pp. 282-288, 1985.

[12] Lamoreux, L., "Kinematic measurements in the study of human walking", *Bull, Pros.*, Biomechanics Lab., University of California, San Francisco, pp.3-8, 1971.

[13] Murray, M.P., Kory, R.C., Clarkson, B.H. and Sepic, S.B., "Comparsion of free and fast speed walking patterns of normal men", *Am. J. Phys. Med.*, pp. 8-24, 1966.

[14] Murray, M.P., Brewer, B.J. and Zuege, R.C., "Kinesiologic measurement of functional performance befer and after McKee-Farrar total hip replacement", *J. Bone Jnt Surg.*, Vol.54A, pp.237-256, 1972.

[15] Nigg, B.M., *Biomechanics of Runing Shoes, Human Kinetics Publishers*, 1986.

[16] Perry, J., Hoffer, M.M., Giovan, P., Antonelli, D. and Greenberg, R., "Gait analysis of the triceps surae in cerebral palsy", *J. Bone Jnt Surg.*, Vol.56A, pp. 511-520, 1974.

[17] Stauffer, R., Kettlekamp, D., Thompson, C. and Wenger, D., "The MacIntosh prosthesis: Prospective clinical and gait evaluation", *Arch. Surg.*, Vol.110, pp.717-720, 1975.

[18] Sutherland, D.H., Schottstaedt, E.R., Larsen, L.J., Ashley, R.K., Gallander, J.N. and James, P.M., "Clinical and electromyographic study of seven spastic children with interal rotation gait", *J. Bone Jnt Surg.*, Vol.51A, pp.1070-1082, 1969.

[19] Winter, D.A., "Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadences", *Clin Orthop Related Res*, Vol.175, pp.147-154, 1983.