



보행스피드에 대한 상체 공헌도의 연령에 따른 변화

Age-Related Change of Upper Body Contribution to Walking Speed

배영상* (계명대학교)

Bae, Yeoung-Sang* (Keimyung University)

ABSTRACT

Y. S. BAE, Age-Related Change of Upper Body Contribution to Walking Speed. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 17, No. 4, pp. 27-36, 2007. The purpose of this study was to investigate the effect of the upper body in order to increase a propulsive force in the old's walking. The subjects were each 10 males, the latter term of the aged and former term of the aged. There were three walking speeds of slow(about 5km/h), medium(about 6km/h), and maximum speed(about 7km/h). The subjects walking 11m were filmed the 5m section (from 3m to 8m) by 2-video cameras using three dimensional cinematography. And we computed different mechanical quantities and especially computed the relative momentum in order to achieve this study's aim. In this study, we was able to acquire some knowledge. The step length and step frequency increased in proportion to the walking speed, and the faster walking speed, the shorter ratio of supporting time(both legs supporting time/one step length time). When it was one leg support phase , the torso was indicated to generate the momentum in order to produce the propulsive force of walking. The upper and lower body had a cooperative relation for walking such as keeping step rate with the arms to legs and maintaining the body balance. The opposition phase for upward-and-downward direction of the torso and arms in walking was functioned to prevent the increase rapidly toward vertical direction of the center of gravity. The arms had contributed to coordinate the tempo of legs and the posture maintenance of the upper body. And by absorbing the relative momentum from the upper torso with arms to the lower torso, it had the rhythmical movement on upward-and-downward direction reducing the vertical reaction force. On account of the relations of absorption and generation of the propulsive force and the production of vertical impulse in the lower torso when walking by maximum speed, it was showed that the function of lower torso was come up as important problem for the mechanical posture stability and propulsive force coordination.

KEYWORDS : BODY CONTRIBUTION, PROPULSIVE FORCE, RELATIVE MOMENTUM, LOWER TORSO,
UPPER TORSO, OLDER WALKING

I. 연구의 필요성 및 목적

고령자에 있어 보행운동은 가장 기본적인 이동을 위한 기능이며, 일상생활에 관계하는 중요한 운동능력으로서, 고령자가 추구해야 할 생활체력 요소의 기본적인 부분이다. 특히, 보행운동은 그 자체가 호흡순환운동계 기능의 유지향상에 크게 기여할 수 있는 소위 “워킹”으로 주목 받으면서, 운동강도 측면에서 검증과 원칙에 따른 운동프로그램의 개발 등이 진행되고 있다(田中와 牧田, 2006; 田中、中垣와 重松, 2006; 久野, 2006) .

고령자의 보행동작에 대한 연구는 운동역학적 견지에서 많은 보고(Cris, David, & Michael, 2001; Himann, 1988, Kaneko, 1991; 伊東, 1989; 金子, 1999; 金, 久野, 相場, 増田, 足立, 西嶋, 石津와 岡田, 2000; 小坂, 下方와 矢部, 2001; 中村, 2001)가 이루어지고 있지만, 대부분의 연구는 보행운동의 메커니즘 해명과 함께 보행중의 전도 사고를 여하히 막을 수 있을까 하는 과제극복의 관점에 초점이 맞추어 지고 있다. 왜냐하면, 보행운동에 관련된 전도는 연령대를 불문하고 중대한 결과를 초래하는 경우가 있지만, 고령자에 있어서는 특히 심각하다는 것이다. 즉 전도가 원인이 되어 골절을 하게 되면, 그것이 원인이 되어, 거동불능(Bedridden)상태가 되는 경우가 많기 때문이다. 이들 연구의 주요 관점은 전도경험의 유무에 따른 여러 가지 보행테스트의 결과를 비교하여 전도경험자가 그 능력이 낮음을 보고하거나, 보행 테스트의 결과를 전도의 위험인자의 하나로 보고하였으며, 고령자의 보행능력의 특징을 포착하여 전도와와의 관련을 지적하기도 하였다.

그리고 고령자의 보행동작해석에 이용되는 요인으로서 1) 보행속도, 2) 보행밸런스, 3) 보폭, 4) 족부의 동작을 중심으로 검토하였고, 고령자의 보행운동의 특징과 요인에 관계하여, 1)보행속도와 근력, 2) 보행속도와 밸런스의 관계를 검토함으로써 고령자의 보행 중의 전도위험인자를 구명하였다.

한편으로는 보행의 안정성 평가를 위해 하지를 중심으로 보행속도, 보폭, 하지의 운동범위, 하지근토크 등 운동역학적 변인에서 찾거나 하는 연구도 많이 보고되고 있다(김로빈, 이성철과 진영완, 2000; 손명성, 2000;

윤남식, 이경옥, 김지연, 문무성과 양길태, 2000; 정철수, 신인식, 서정석, 은선덕과 인권, 2001; 은선덕과 이영석, 2004; 이경옥, 2004; 은선덕과 이기광, 2004; 문근성, 2005).

그러나 상체(머리, 팔, 몸통)의 기능적 역할의 변화에 대해서는 거의 보고되고 있지 않다(Capozzo, 1981; Van Emmerik, & Wagenaar, 1996; 김희수, 윤희중, 류지선과 김태삼, 2004; Van Emmerik, McDermott, Haddad, & Van Wegen, 2005). 일반적으로 보행에서 팔의 운동은 자연스럽게 무의식으로 실시되는 것으로 “팔꿈치를 조금 굽히고 팔을 가볍게 흔드는 것”으로 인식되고 있다. 그리고 팔의 전후운동을 크게 하는 것은 다리의 운동을 리드하며, 보다 큰 보폭을 가져오게 하고, 활동하는 근육을 증가시켜, 근활동의 강도를 높이며, 신체활동의 운동량을 높이는 것으로 인지되고 있다. 또한, 역학적 관점에서 팔운동은 하반신의 다리 동작과 조정을 위해 일어나게 되는 것으로서 다이내믹한 보행의 상징으로 생각되고 있다.

또한 몸통의 운동은 일반적으로 몸통부위가 가장 큰 질량과 관성모멘트, 강건한 큰 근육군을 가지면서도 운동과제를 직접 해결하는 작용을 하지 않고, 신체의 링크크세그먼트에서 중간매체로 작용하는 것으로 간주되고 있다. 즉, 상하방향으로 몸통을 이동하거나 수평방향으로 이동하는 경우 몸통은 상지에서 하지로 또는 하지에서 상지로 힘의 작용을 전달하는 작용과 하지의 충격을 흡수하는 것으로 생각되고 있는 것이다.

이와 같은 관점에서 팔과 몸통(상부동체와 하부동체)의 운동은 보행 중의 자세의 안정성이라는 측면에서 2족 보행을 결정하는 중요한 기능을 하는 신체부분임에도 불구하고 이들 부분의 기능적 역할에 대해서는 거의 논의되고 있지 않은 실정에 있다. 뿐만 아니라, 양팔을 포함한 상체는 신체중심을 지나는 연속축을 중심으로 하는 전신의 각운동량을 줄이는 기능을 하는 것으로 이해되고 있지만, 양팔을 포함한 상체의 스윙은 보행의 추진력을 증대시키는데 유익하게 작용하는 것으로 보고되고 있다(Hinrich, 1987a, 1987b; 金子 & 福永, 2006)

따라서 본 연구에서는 고령자의 안전하면서도 쾌적한 생활조건을 확보하기 위한 보행동작의 메커니즘을 구명함에 있어 상체부의 역할을 명확히 하고자 보행스피드

에 따른 상체의 상대운동량의 변화를 연령의 변화와 함께 검토함으로써 고령에 따른 하지기능의 저하를 상체의 운동으로 여하히 보상하면서 보행의 추진력 증대에 상체가 여하히 공헌 하는가를 밝히는데 목적이 있다.

II. 연구방법

본 연구의 피험자는 D광역시에 거주하는 고령자로서 평소에 게이트볼 클럽활동에 참여하고 있는 신체적 정신적으로 장애가 없는 건강한 남자 20명이었다. 이들 피험자는 전기고령자(65~74세) 10명(연령; 70.4 ± 2.59 세, 신장; 1.66 ± 0.04 m, 체중; 66.24 ± 7.53 kg)과 후기고령자(75세 이상) 10명(연령; 76 ± 1.36 세, 신장; 1.65 ± 0.06 m, 체중; 62.8 ± 6.74 kg)으로 나뉘어져 실험에 적극적으로 참여하였다.

피험자들은 여러 가지의 스피드로 약 20분간 위밍업을 실시하였으며, 위밍업 중에 보다 빠른 보행을 수행할 수 있는 개인의 능력을 테스트함으로써 피험자가 안전하게 걸을 수 있는 최대 스피드를 확인하였다.

보행실험을 위한 거리는 보행 전체거리를 11m로 하여 3m지점과 8m지점에 광전관을 설치하였다. 가속거리 3m 지점을 지나는 시점부터 5m를 측정하였으며, 나머지 3m는 감속거리이지만, 11m 지점까지 최선을 다하여 걷도록 하였다. 보행속도는 일반완보, 일반속보 그리고 최대속보 등 3종류로 하였다. 일반완보는 측정 구간 5m의 소요시간을 3.5초(약5km/h) 이상으로 하고, 일반속보는 약3초 전후(약6km/h)로 하며, 최대속보는 2.5초 이하(약7km/h)로 하여 통과하도록 하였다. 피로에 따른 보행동작의 마이너스적인 영향을 최소화하기 위하여 피험자는 보행속도의 증가 사이시간에 5분간의 휴식을 취하게 하였다.

실험장비는 2대의 비디오카메라를 이용하여 60fps의 촬영속도로 지정된 보행속도로 보행하고 있는 피험자를 촬영하였으며, 피험자의 관절점에 마크를 붙여 디지털 작업에 정확을 기할 수 있도록 하였고, DLT법에 의거하여 데이터 프로세싱을 실시하였다.

특히 본 연구에서는 상체부위가 보행에 미치는 영향

을 검토하기 위해 상체를 머리, 팔, 몸통상부 그리고 몸통하부로 나누었다. 여기서 몸통상부와 몸통하부의 구분선은 늑골최하단부를 근거로 하여 나누었으며, 신체부분계수의 사용은 岡田(阿江와 藤井, 2004)등이 고안한 고령자의 신체부분계수를 사용하였다.

보행동작의 분석구간은 보행로의 측정구간인 5m내의 보행동작을 근거로 하여, 왼발접지상태에서 오른발이 접지하는 양발접지국면을 거쳐, 왼발이 이지하였다가 다시 왼발이 접지하는 순간까지의 일족보폭주기를 분석하였다.

그리고 상대운동량은 다음과 같은 개념으로 산출되었다. 즉 일반적으로 운동량은 질량과 속도의 곱으로 나타내며, 운동량의 변화는 그 변화하는 시간내에 작용한 힘의 역적과 같다고 정의하고 있다. 그러나 신체각부분의 역할을 명확히 하기 위해서는 관절에 대한 신체각부분의 운동에 의해 실제로 발휘되었다고 생각하는 운동량(이것을 상대운동량이라 정의 함)을 고려하는 것이 유의하다고 생각된다. 즉 원위의 신체부분은 인접의 근위단에 대해 운동을 한다는 점에 착안한 것이다.

상대운동량에 의해 신체각부분의 운동량을 나타내면,

$$\begin{aligned} m_a v_a &= m_a v_{a/sh} + m_a v_{sh/h} + m_a v_h \\ m_t v_t &= m_t v_{t/h} + m_t v_h \\ m_l v_l &= m_l v_l \end{aligned}$$

이다. 여기서, m 은 질량, v 는 속도, 그리고 아래첨자 a, t, l 는 각각 팔, 몸통, 다리를 나타내며, $a/sh, sh/h, t/h$ 는 각각 어깨에 대한 팔의 상대속도, 대퇴돌기에 대한 어깨의 상대속도, 그리고 대퇴돌기에 대한 몸통의 상대속도를 나타낸다. 또, 왼편 향은 신체각부분의 운동량을 나타내며, 오른편 향은 상대운동량을 나타낸다.

III. 결과 및 고찰

1. 보행방법에 따른 운동학적 요소

<표 1>은 3종류의 보행방법에 대한 전기고령자와 후기고령자의 보행속도, 보폭, 보조, 양발 및 한발의 접

표 1. 전기 및 후기 고령자의 보행종류별 보행속도, 보폭, 보조, 접지시간 (전기 : 전기고령자, 후기 : 후기고령자)

구분	보행속도(m/s)		보폭(m)		보조(회/s)		양발접지시간(s)		한발접지시간(s)	
	전기	후기	전기	후기	전기	후기	전기	후기	전기	후기
일반완보 (약5km/h)	1.34± 0.15	1.52± 0.17	0.72± 0.08	0.79± 0.04	1.87± 0.14	1.91± 0.15	0.14± 0.03	0.15± 0.04	0.40± 0.03	0.38± 0.03
t값	-2.504*		-2.698*		-0.637		-0.371		1.259	
일반속보 (약6km/h)	1.64± 0.16	1.80± 0.16	0.78± 0.07	0.83± 0.06	2.08± 0.16	2.15± 0.15	0.12± 0.03	0.10± 0.03	0.36± 0.03	0.36± 0.02
t값	-2.356*		-1.665		-1.083		1.483		0	
최대속보 (약7km/h)	2.23± 0.21	2.28± 0.19	0.88± 0.09	0.88± 0.06	2.53± 0.24	2.59± 0.26	0.07± 0.01	0.07± 0.02	0.33± 0.03	0.32± 0.03
t값	-0.638		-0.032		-0.588		0		0.802	
F값	65.17***	66.63***	10.95***	5.95**	30.32***	62.43***	20.09***	28.52***	9.68**	21.52***

*** p<.001, ** p<.01, * <.05

지시간을 나타낸 것이다.

<표 1>에 나타난 바와 같이 보행속도를 일반완보, 일반속보, 최대속보로 통계했음에도 불구하고 일반완보와 일반속보에서는 전기고령자와 후기고령자간에 5%의 유의한 차이를 보였지만, 다른 요소에서는 유의한 차이를 나타내지 않았다. 그러나 3종류의 보행방법 간에는 0.1~5%의 유의 수준에서 큰 유의한 차이를 나타내었다. 또한, 보행속도의 증가는 보폭과 보조의 증가에 의해 이루어짐을 나타내었으며, 특히 양발의 접지시간이 현저히 단축되는 현상을 나타내었다.

Bohannon(1997)에 의하면, 보행속도는 대부분의 연구에서 보폭과 마찬가지로 연령증가와 함께 저하하는 것을 보고하였으며, 20 - 79세의 남녀를 대상으로 한 보통 보행속도와 최대보행속도를 측정된 보고에서는 연령증가에 따라 보행속도는 저하한다는 것, 특히 최대 보행속도에서 연령의 영향이 크다는 것을 시사했다. 본 연구에서는 고령자들의 보행속도 증가에 따른 연령의 영향을 검토하고자 전기고령자와 후기고령자로 나누어 3종류의 보행속도 조건하에서 실시하였으나, 피험자들이 평소 스포츠클럽 활동을 열심히 하고 있는 건장한 고령자이었던 때문에 양그룹간에 유의한 차이를 볼 수

없었을 뿐만 아니라, 연령증가에 따른 보행속도에 관련된 요인에 차이가 없는 것으로 생각된다.

그리고, 伊東(1989)에 의하면, 20 - 65세의 남성을 대상으로 한 보행연구에서 고령자군이 그보다 젊은 연령군에 비해 유의하게 보폭이 저하한 것을 나타낸 연구를 비롯하여 대부분의 보고에서 보폭이 연령증가에 따라 저하하는 것이 보고되고 있다. 보폭의 연령증가에 따른 영향에서도 보행속도와 비슷한 현상을 고려할 수 있을 것으로 생각된다. 그러나 3종류의 보행속도에 따른 보폭의 크기는 속도의 증가에 따라 0.1%의 유의수준에서 유의하게 증가하는 것으로 나타났다. 특히 최대속보에서의 보폭은 일반완보보다 약10 - 16cm 정도 더 큰 것으로 나타났다.

보조에 관해서 Kaneko(1991)는, 보조는 연령증가의 영향을 받지 않음이 지적되고 있지만, 남성에 있어 청년기군에 비해 고령기군에서 보행 1주기의 소요시간이 길어지고, 건장한 남성에 있어 최대 보행시의 보행률에 연령이 관계하며, 장년기 여성에 있어 보조가 연령증가와 함께 저하하는 등 보조에 해당하는 능력이 연령의 영향을 받는다고 보고하고 있다. 본 연구에서는 전기고령자와 후기고령자간에 유의한 차이는 나타내지 않았

지만, 보행속도에 따라서 보조의 증가가 현저하게 나타났다. 아울러 양발의 접지시간이 전체 접지시간에 대해 차지하는 비율도 짧아지는 것으로 나타났다.

선행연구와 본 연구에서 나타나는 결과의 차이는 선행연구에서는 보행속도에 대한 제한을 두지 않고 연령별로 그룹을 나누어 실시한 반면 본 연구에서는 보행속도에 따라 3종류의 보행방법으로 제한을 두었기 때문에 연령의 증가에 따른 보행속도의 감소, 보폭이나 보조의 감소 현상이 나타나지 않았다고 생각된다. 그리고 일반적으로 보행속도는 보폭과 보조의 곱으로 나타내듯이 보행속도의 증가에 따라 보폭과 보조도 동반하여 증가하는 것으로 나타났다. 이것은 연령에 관계없이 보행속도를 증가시키기 위해서는 보폭의 증가와 보조의 증가가 함께 이루어져야 함을 나타낸 것으로 생각된다. 이것은 양발과 한발의 접지시간에서도 잘 나타나고 있다. 즉, 보행속도가 증가함에 따라 일족보폭의 주기시간이 짧아지며, 특히 한발의 접지시간 보다 양발의 접지시간이 절대적으로나 상대적으로 더 짧아지는 현상을 보이고 있다는 점에 주목해야 할 것으로 생각된다.

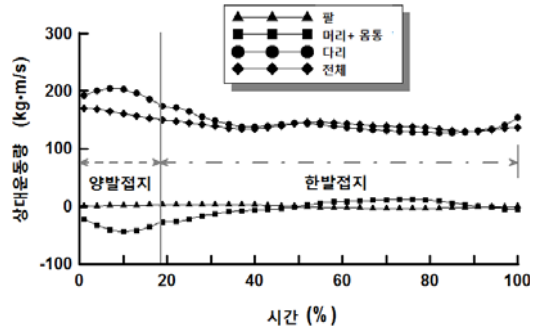
2. 신체각부위의 상대운동량의 변화

<그림 1-a, b, c>는 후기고령자군에 있어 최대속보시의 전후방향, 좌우방향, 상하방향에 대한 상대운동량의 평균을 나타낸 것으로 그림에서 시간 축은 1족 보폭의 소요시간(양발지지시간과 한발지지시간의 합)을 100%로 표준화한 것이다.

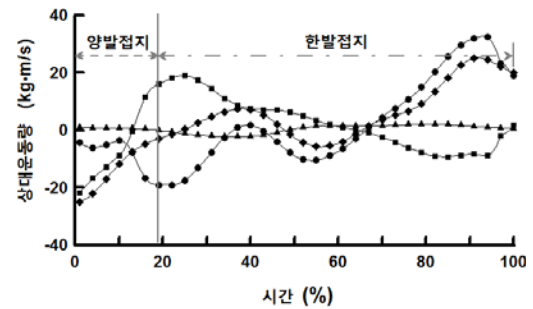
<그림 1-a>는 전후방향의 상대운동량을 나타낸 것으로 전후방향의 대부분의 운동량은 양다리에 의해 발생하게 됨을 알 수 있다. 그리고 팔의 상대운동량은 거의 제로에 가까운 값을 나타냈는데, 이것은 오른팔과 왼팔이 전후로 교차하기 때문에 나타나는 현상으로 생각되며, 이러한 현상에 의해 양팔은 몸통의 밸런스 유지와 양다리의 템포를 조정하는 역할을 담당하고 있는 것으로 생각된다.

아울러 머리와 몸통을 합친 몸통부위는 양발접지국면에서 마이너스 값을 보였다가 플러스로 바뀌어 나가는 것으로 나타났는데, 마이너스값은 다리에 비해 몸통이 후방에 있다는 것을 의미하면서, 요관절이 굴곡되어

(a) 최대속보의 전후방향(후기고령자)



(b) 최대속보의 좌우방향(후기고령자)



(c) 최대속보의 상하방향(후기고령자)

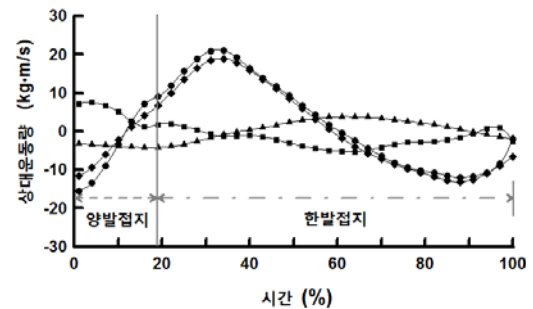


그림 1. 후기고령자군에 있어 최대속보시의 각 방향성분별에 대한 상대운동량의 평균(n=10)

있음을 나타내는 것이고, 플러스 값은 전방에 있다는 것을 의미하면서 요관절이 신전해 있다는 것을 나타낸다. 따라서 양발접지국면에서는 요관절이 굴곡되면서 몸통부위에서 다리부위로 운동량이 전이되며, 양발접지국면의 후반부터 다리부위에서 몸통부위로 운동량의 전이가 이루어지는 것을 보이고 있다. 즉 한발지지국면에서 몸통부위에서 운동량을 발생하면서 보행의 전진

운동에 적극 기여하는 것으로 생각된다.

<그림 1-b>는 좌우방향의 상대운동량을 나타낸 것으로, 몸통과 다리가 상호 반대적인 위상을 보이며, 팔은 다리의 운동에 보조가 맞추어지는 현상을 보인다. 점이 특이하다고 생각된다. 즉 양발접지에서 한발지기로 이행하면서 좌우방향의 밸런스를 유지하면서 신체 전체적인 자세유지를 위해 상체와 하체가 협조적인 관계를 유지하는 것으로 생각된다.

<그림 1-c>는 상하방향의 상대운동량을 나타낸 것으로, 몸통부위와 양팔이 상호 반대적인 위상을 보이고 있는 것으로 나타났다. 즉 양발접지구면에서 몸통은 플러스 값을 나타내다가 한발접지구면에서 마이너스 값으로 바뀌는데 대해 양팔은 양발접지구면에서 마이너스 값을 보이다가 한발접지구면에서 플러스 값을 나타내었다. Hinrich(1987)는 러닝에서 이와 같은 현상을 포착하고, 이것은 양팔이 신체중심의 상하이동의 크기, 즉 상하이동을 감소시키는데 기여하며, 에너지소비를 줄이는데 공헌하는 것이라고 고찰하고 있다. 아울러 양팔의 마이너스 운동량은 몸통부의 플러스 운동량을 유도하면서 신체가 보다 큰 플러스 운동량을 발휘하도록 하여 결과적으로 보다 큰 수직역적을 발생하도록 하는 것이다. 즉, 양팔이 다리부위로 가속하면 나머지 신체 부분에 대한 상방향으로의 역적 발생을 용이하게 하는 것이다. 결과적으로 이것은 신체중심의 상방향으로의

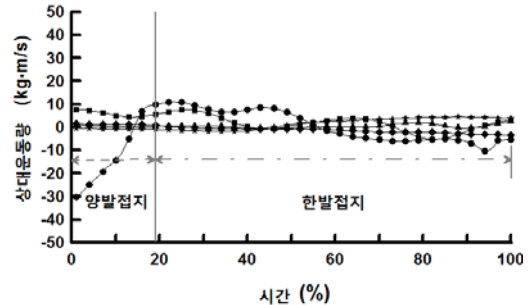
급가속을 방지하고, 수직반력을 줄이며, 역적을 줄여 상방향으로의 운동을 리드미컬하게 하는 중요한 메커니즘이 된다고 생각된다.

3. 상체부위의 상대운동량의 변화

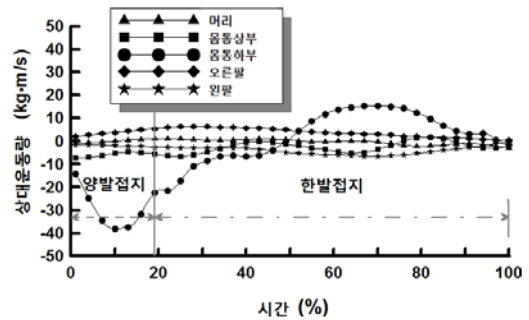
<그림 2-a, b, c>는 후기고령자군에 있어 최대속보시의 상체부위의 상대운동량의 평균을 전후방향, 좌우방향, 상하방향별로 나타낸 것으로 그림에서 시간 축은 1족 보폭의 소요시간(양발지지시간과 한발지지시간의 합)을 100%로 표준화한 것이다.

여기서 <그림 2-a>는 머리, 몸통상부, 몸통하부, 오른팔 그리고 왼팔의 전후방향 상대운동량의 변화를 나타낸 것이다. 그림에 나타난 바와 같이 오른팔과 왼팔은 상호반대의 위상을 보이면서 왼발이 접지하고 오른

(a) 최대속보의 전후방향(후기고령자)



(b) 최대속보의 좌우방향(후기고령자)



(c) 최대속보의 상하방향(후기고령자)

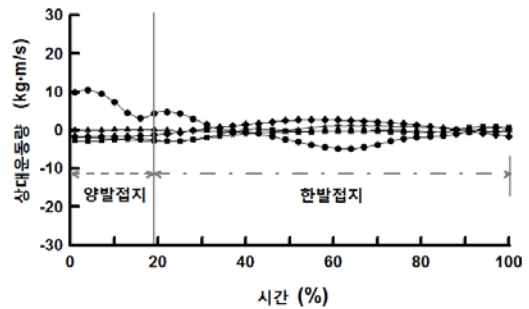


그림 2. 후기고령자군에 있어 최대속보시의 상체부위의 상대운동량의 평균(n=10)

발이 접지하면서 이루어지는 양발접지구간과 왼발이 이지하여 오른발 한발 접지가 이루어지는 1보행주기에 있어 오른팔은 플러스의 값을 보인 반면 왼팔은 마이너스의 값을 보였다. 이것은 앞서서도 설명하였듯이 양팔이 전후방향에서 상호반대적인 위상을 보이는 것은 양팔의 전후운동이 보행의 추진력에 미치는 영향은 경미하다는 것을 의미하면서, 양다리의 템포와 몸통의 자세유지 등을 위해 양팔이 공헌하는 것으로 생각된다.

한가지 주목할 것은 몸통하부의 기여도 이다. 그림에 나타난 바와 같이, 몸통부위의 상대운동량의 대부분은 몸통하부에서 발생하는 운동량으로서 양발접지국면에서 운동량의 유출을 보이고, 한발접지국면에서 운동량의 유입을 보이고 있다. 즉, 양발접지국면의 초기에 몸통하부가 굴곡되면서 운동량이 다리부위로 전이되었다가 한발접지국면에서 신전되면서 운동량을 발생하여 보행의 추진력에 공헌하고 있는 것으로 생각된다. 그러나 몸통상부의 기여도는 몸통하부에 비해 상대적으로 적은 것으로 나타났다.

<그림 2-b>는 상체각부위의 좌우방향의 상대운동량을 나타낸 것이다. 여기서도 양팔은 상호보완적으로 작용하고 있음을 볼 수 있으며, 몸통하부의 역할이 보다 큰 것을 유추할 수 있다. <그림 1-b>에서 보았듯이 상체와 하체가 상호보완적으로 좌우방향의 보조를 맞추고 있었는데 <그림 2-b>의 상체부의 좌우방향의 상대운동량은 하체부위에 상대적인 값으로서 볼 수 있으며, 양팔의 상대운동량이 대칭 값을 보인 것을 고려한다면, 좌우방향의 상대운동량은 몸통하부의 상대운동량을 중심으로 한 몸통상부의 상대운동량이 공헌하고 있는 것으로 생각할 수 있다.

<그림 2-c>는 상체각부위의 상하방향의 상대운동량을 나타낸 것이다. 그림에 나타난 바와 같이 오른팔과 왼팔의 상대운동량은 동일한 위상과 주기를 가지면서 양발접지국면에서는 마이너스의 값을, 그리고 한발접지국면에서는 플러스의 값을 나타내고 있다. 그리고 양팔의 동일한 위상과 주기의 변화에 몸통상부가 편성하여 양팔의 운동에 협조하고 있음을 그림에서는 나타내고 있다. 즉 양팔을 중심으로 한 몸통상부의 상하방향의 상대운동량은 몸통하부가 흡수하면서 신체중심의 상하방향으로의 급가속을 저지하고, 수직역적을 감소시키는 역할을 하는 것으로 생각된다.

4. 보행속도의 종류에 따른 몸통하부의 상대운동량의 변화

<그림 3-a, b, c, d>는 전기고령자군에 있어 보행속도의 종류에 따른 몸통하부의 전후방향과 상하방향, 그리고 오른팔의 전후방향과 상하방향의 상대운동량의

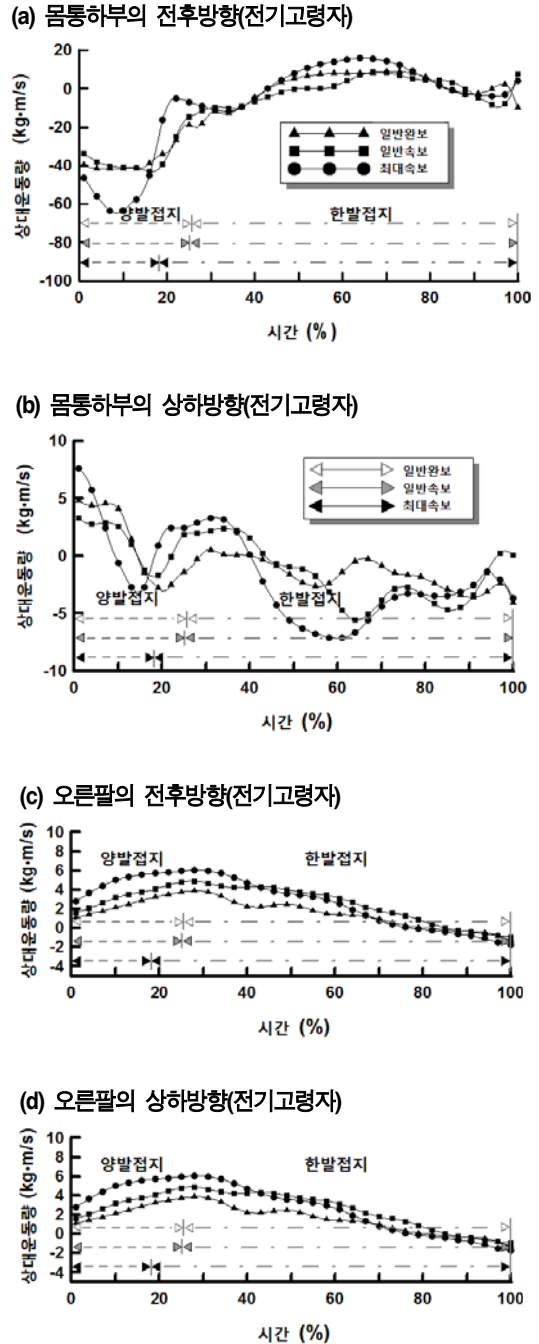


그림 3. 전기고령자군에 있어 보행속도의 종류에 따른 몸통하부의 상대운동량의 평균(n=10)

평균을 나타낸 것으로 그림에서 시간축은 1족 보폭의 소요시간을 100%로 표준화한 것이다.

<그림 3-a>는 전기고령자의 몸통하부의 전후방향의 상대운동량을 나타낸 것으로, 보행속도의 증가, 특히 최대속보 시는 일반보행과 일반속보에 비해 상대적으로 큰 상대운동량의 크기를 나타내었다. 이것은 최고속보 시에 몸통하부의 보다 큰 굴곡과 신전으로 보행의 추진력을 획득하기 위한 추진역적의 흡수와 발생이 이루어지고 있는 것으로 생각되었다.

小林(2001)에 의하면 몸통부는 골반, 요부, 흉부, 배부, 견부를 포함하는 최대 파워의 발생원이라고 강조하면서, 파워 발생원을 유효히 기능하게 하는 동작을 실시하는 것이 퍼포먼스를 향상시키는 열쇠라고 주장하였다. 또한, 金 등(2000), 久野, 金와 衣笠(2001), 久野와 坂戸(2004), 久野(2006)는 골반과 대퇴골을 연결하는 대요근과 장골근 등의 체심부의 근육군의 작용이 러닝과 보행의 능력에 크게 영향을 미치고 있다고 보고하고 있다. 이로 미루어 볼 때, 일반완보와 일반속보에서 보다 최고속보에서 몸통하부의 기여도가 높은 것은 약 시속7km의 빠른 보행을 실시했을 때 대요근과

장골근 등의 체심부근이 동원되면서 높은 파워를 발휘하게 된다는 것을 의미하며, 이것은 일반적인 보행속도로는 하지근력의 유지향상에 도움이 되지 못한다는 久野 등(2004)의 보고와 일치하는 부분이라고 생각된다.

그리고 <그림 3-b>는 전기고령자의 몸통하부의 상하방향의 상대운동량의 변화를 보행속도별로 나타낸 것이다. 그림에서 나타난 바와 같이 보행속도의 증가에 따라 몸통하부의 마이너스 상대운동량의 값이 증가하는 것으로 나타났다. 몸통하부의 마이너스 역적은 양팔의 플러스 역적에 의한 상방향으로의 힘에 의한 것으로, 결과적으로는 신체의 수직역적을 낮게 하는 원인을 제공하는 것으로 생각된다. 이것은 McGibbon(2001)이 지적한바와 같이 몸통하부는 운동량의 전이를 이용하여 하지의 운동을 보상하며, 몸통의 운동량이 역학적인 자세의 안정과 전도위험의 증가를 조절할 것으로 생각된다.

<그림 3-c>는 전기고령자에 있어 오른팔의 전후방향의 상대운동량의 변화를 나타낸 것이다. 전후방향에 있어서 팔의 운동은 반대편의 팔과 상호보완적으로 협조적으로 작용한다는 측면에서 오른팔의 플러스 운동량은 왼팔의 마이너스 운동량을 추정할 수 있다. 그림에서 나타난 바와 같이 보행속도가 증가함에 따라 팔의 상대

운동량이 증가하였는데, 특히 양발접지 구간에서 보다 활발한 운동량의 발생을 볼 수 있었다. 이것은 Wu 등(2005)이 지적한바와 같이 양팔의 적극적인 전후방향의 흔들기는 발뒤꿈치 착지에서 족저압력의 피크값과 보폭과의 상관이 있다고 하고 있어, 보행속도의 증가에 따라 팔운동을 크게 하는 것이 효과적임을 알 수 있다. 또한 이것은 큰 팔운동이 다리의 운동을 리드하며, 보다 큰 보폭을 가져오게 하고 활동하는 근육을 증가시켜, 근활동의 강도를 높이며, 신체의 운동량을 높인다고 보고한 湯(2006)의 주장과 일치한다고 할 수 있다.

<그림 3-d>는 전기고령자에 있어 오른팔의 상하방향의 상대운동량의 변화를 나타낸 것이다. 앞에서 양팔은 상하방향에서는 동일한 위상과 주기로 운동하고 있음을 설명하였다. 그림에서 나타난 바와 같이 보행속도의 증가에 따라 팔운동의 상대운동량이 크게 증가함을 알 수 있다. 결국 팔운동에 있어 상하방향의 상대운동량의 증가는 신체중심의 상하이동의 크기를 줄이는 한편 수직반력과 역적을 감소시키면서 신체중심의 급가속을 막음으로써 신체중심의 스무드한 이동에 도움을 주는 역할을 하게 되는 것으로 생각된다.

IV. 결론

고령자의 보행에 있어 상체각부분의 운동이 보행의 추진력 증대에 여하히 공헌하는 가를 구명하기 위해 1족보행주기 동안의 몸통상부, 몸통하부, 팔 및 다리의 상대운동량의 변화를 중심으로 검토하였다. 그 결과 다음과 같은 지견을 얻을 수 있었다.

1. 보행속도의 증가에 따라 보폭 및 보조가 증가하였으며, 양발의 접지시간비(양발접지시간/1족보행시간)가 짧아지는 것으로 나타났다.
2. 한발지지국면 시에 몸통부위가 운동량을 발생하면서 보행의 추진력 생성에 기여하는 것으로 나타났다.
3. 보행 중 상체와 하체가 상호협조적인 관계를 가지면서 신체 전체의 밸런스를 유지하였고, 팔은 다리운동에 보조를 맞추는 현상이 나타났다.
4. 보행 중 몸통부위와 양팔의 상하방향으로의 반대

적인 위상은 수직방향으로 신체중심이 급가속되는 것을 방지하는 것에 기여하였다.

5. 양팔은 양다리의 템포와 몸통의 자세유지에 기여하며, 양팔을 중심으로 한 몸통상부의 수직방향의 상대 운동량은 몸통하부가 흡수함으로써, 수직반력을 줄여 상하방향으로 운동을 리드미컬하게 하는데 기여하였다.

6. 몸통하부가 최대속보(약7km/h)에서 보다 큰 추진 역적의 흡수와 발생, 수직방향의 역적생성에 관여하고 있어, 보행의 역학적 자세안정과 추진력 조절에 몸통하부의 공헌도가 중요함을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

- 김로빈, 이상철, 진영완(2000). 보행 시 속도변화에 따른 하지관절의 운동역학적 분석. **한국체육학회지**, 39(4), 675-687.
- 김희수, 윤희중, 류지선, 김태삼(2004). 보행시 노인의 상체움직임에 대한 3차원적 분석. **한국운동역학회지**, 14(3), 1- 16.
- 문곤성 (2005). 보행속도변화에 따른 발목관절의 운동학적 분석과 하퇴근육의 근전도 분석. **한국운동역학회지**, 15(1), 177-196.
- 손명성 (2000). 걷기 시 하지의 힘의 특성과 일률의 평가. **한국체육학회지**, 39(2), 499-511.
- 윤남식, 이경옥, 김지연, 문무성, 양길태(2000). 트레드밀 보행 시 경사도에 따른 하지관절의 각도변화 양상과 동적운동범위의 변화. **한국체육학회지**, 39(1), 569-582.
- 은선덕, 이기광(2004). 노인의 트레드밀 보행 시 속도에 따른 보행패턴의 변화 연구. **한국체육학회지**, 43(5), 397-404.
- 은선덕, 이영석(2004). 노인의 계단오르기 활동시 계단 높이가 지지기 동안의 하지 관절모멘트에 미치는 영향. **한국체육학회지**, 43(5), 405-414.
- 이경옥(2004). 보행 시 연령에 따른 하지관절 내 운동학적 협응과 제어. **한국운동역학회지**, 14(3), 17-36.
- 정철수, 신인식, 서정석, 은선덕, 인 권(2001). 연령과 속도에 따른 보행형태와 역학적 효율성 분석. **한국운동역학회지**, 10(2), 205-219.
- 阿江通良、藤井範久 (2004) . スポーツバイオメカニクス 20講. 東京: 朝倉書店.
- Aniannsson A. (1992). Compensatory muscle fiber hypertrophy in elderly men. *Journal of Applied Physiology*, 73, 812-816.
- 米國國立老化研究所、東京都老人總合研究所運動機能部門 (2002) . 高齢者の運動ハンドブック. 東京: 大修館書店
- Bohannon R. W. (1997). Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: Reference values and determinants. *Age & Aging*, 26, 15-19.
- Butler R. N. (1997). 長壽生活のあり方. 長壽科學振興財団第10回國際シンポジウム報告、*Productive Aging* No. 19, 國際センター.
- Capozzo A. (1981). Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking in different speeds. *J of Biomechanics*, 14(3), 411-425.
- McGibbon C. A. , Krebs D. E. & Puniello M. S. (2001). Mecanical energy analysis identifies compensatory strategies in disabled elders' gait. *J of Biomechanics*, 34(4), 481-490.
- 福永哲夫 (2003) . "生活 Fitness" の性年齢別変化. 体力科學, 52, 9-16.
- Himann J. E. (1988). Age-related changes in speed of walking. *Med Sci Sports Exerc*, 20-2, 161-166.
- Hinrichs R. N., Cavanagh P. R., & Williams K. R. (1987). Upper extremity function in running I: Center of mass and propulsion considerations. *International J of Sport Biomechanics*, 3(3),222-241.
- Hinrichs R. N.(1987). Upper extremity function in running II: Angular momentum considerations. *International J of Sport Biomechanics*, 3(3), 242-263.
- 伊東 元 (1989) . 健常男子の最大速度歩行時における歩行周期の加齢変化. 日本老年學會誌、26、

- 347 - 352.
- 飯干 明 (2006) . 高齢者の歩行姿勢. 体育の科學, 56 (10) , 791-796.
- Kaneko M. (1991). A kinematic analysis of walking and physical fitness testing in elderly women. *Can J Sport Sci*, 16-3, 223-228.
- 金子公有 (1999) . 高齢者の意識歩行による歩行運動の変化. 保健の科學, 41 (7) , 512-517.
- 金子公有, 福永哲夫 (2006) . バイオメカニクス: 身体運動の科學的基礎. 東京: 杏林書院.
- 勝田 茂 (2002). 体力からみて高齢者にふさわしいスポーツ. 体育の科學, 52(10), 763-768.
- 川上泰雄, 金久博昭, 福永哲夫 (2004) . 中高齢者の筋特性. 体育の科學, 54(3), 197-202.
- 金俊東, 久野譜也, 相場りか, 増田和實, 足立和隆, 西嶋尚彦, 石津政雄, 岡田守彦 (2000) . 加齢による下肢筋量の低下が歩行能力に及ぼす影響. 体力科學, 49, 589-596.
- 小坂井留美, 下方浩史, 矢部京之助 (2001) . 加齢に伴う歩行動作の変化. *Japanese J of Biomechanics in Sports and Exerc*, 5(3), 162-167.
- 小林寛道 (2003) . ゆっくりした動きの意味. 体育の科學, 53(6), 396-400 .
- 小林寛道 (2001) . ランニングパフォーマンスを高めるスポーツ動作の創造. 東京: 杏林書院.
- 久野譜也, 金俊東, 衣笠龍太 (2001) . 体幹深部筋である大腰筋と疾走能力との関係. 体育の科學, 51(6), 428-432 .
- 久野譜也, 坂戸洋子 (2004) . 高齢者になぜ筋力トレーニングが必要か . 体育の科學, 54(9), 712-719.
- 久野譜也 (2006) . 介護予防のための筋力トレーニング指導法. 東京: (有) ナップ.
- 松尾彰文 (2006) . 走動作の骨盤と肩の動き. 体育の科學, 56(3), 162-167.
- 三井 孝, 岡子浩二 (2006). 高齢者の歩行動作の特徴と指導. 体育の科學, 56(11), 890-894.
- 中村和彦 (2001) . 高齢者の日常生活動作の変容. *Japanese J of Biomechanics in Sports and Exerc*, 5(3), 173- 177.
- Patricia A. B. (2006). 高齢者のための生活関連体力強化法. 東京: (有) ナップ.
- Van Emmerik R. E. A., McDermott W. J., Haddad J. M., & Van Wegen E. E. H. (2005). Age-related changes in upper body adaptation to walking speed in human locomotion, *Gait & Posture*, 22-3, 233-239.
- Van Emmerik R. E. A., & Wagenaar R. C. (1996). Effects of velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *J of Biomechanics*, 29-9, 1175-1184.
- 柴田 博 (2002) . 高齢者スポーツの意義. 体育の科學, 52(10), 756-758.
- 杉浦美穂 (1998) . 地域高齢者の歩行能力— 4年間の縦断変化. 体力科學, 47, 443 - 452.
- 田中喜代治, 牧田 茂 (2006) . 中高年者のための運動プログラム—病態別編—. 東京: (有) ナップ.
- 田中喜代治, 中垣内眞樹, 重松良祐 (2006) . 中高年者のための運動プログラム—病態別編—. 東京: (有) ナップ.
- 湯海鵬 (2006) . 巧みな歩行と腕振り. 体育の科學, 56 (3) , 56-161.
- 渡部和彦 (2001) . 高齢者の歩行動作のバイオメカニクス — 指導のための方法原理を探る—. *Japanese J of Biomechanics in Sports and Exerc*, 5(3), 168-172.
- Wu Tingqi, 渡部和彦 (2005) . 高齢女性における各種の強調歩行が歩行動作に及ぼす影響: 歩行速度、足底圧力、足部動作の変化に着目して. 体育學研究, 50, 651-661.
- 安永明智 (2005) . 高齢者のQuality of Lifeと社會關係~高齢期における運動・スポーツの意義と役割の視点から~ . 体育の科學, 55(2), 115-119.

투 고 일 : 10월 30일
 심사 일 : 11월 6일
 심사완료일 : 12월 14일