

## ソール剛性分布が高齢者歩行の膝関節負荷に及ぼす影響

鳥井 勇輔<sup>\*1</sup>, 市川 将<sup>\*1</sup>, 品山 亮太<sup>\*1</sup>, 田川 武弘<sup>\*1</sup>, 西脇 剛史<sup>\*2</sup>

### Effect of sole stiffness distribution on the knee joint during walking for the elderly

Yusuke TORII<sup>\*1</sup>, Masaru ICHIKAWA<sup>\*1</sup>, Ryota SHINAYAMA<sup>\*1</sup>,

Takehiro TAGAWA<sup>\*1</sup> and Tsuyoshi NISHIWAKI<sup>\*2</sup>

<sup>\*1,2</sup> ASICS Corporation  
Takatsukadai 6-2-1, Nishi-ku, Kobe, 651-2271 Japan

Knee osteoarthritis (OA) is a restriction factor for daily activities of the elderly. The relationship between knee OA and knee adduction moment has been studied however the effect of walking speed on the relationship in the healthy elderly has not been clarified.

The purpose of this study is twofold: (1) to investigate the relationship between walking speed and knee adduction moment especially in the elderly, (2) to verify the effect of special-made shoe on knee adduction moment.

77 subjects joined the first experiment and it was found that knee adduction moment increased with the increase of walking speed while there was no significant difference between the elderly and the young. However, the elderly showed significantly lower leg extension power than the young so it is suggested that the load on the knee adduction is relatively larger in the elderly. The special-made shoe had a hard stiffness on the lateral side of the sole and showed small knee adduction moment during walking in two subjects who had relatively large knee adduction moment out of seven subjects.

**Key Words** : Osteoarthritis, Sole Designing For Elderly, Walking, Knee Adduction Moment

### 1. 緒 言

我が国では高齢化の進展にともない、日常生活において何らかの介護支援を要する高齢者が増加の一途を辿っている。その中でも比較的軽度な介護支援を要する高齢者に対して、適切な支援を行うことが、重度への移行を防ぐ意味で重要となっている。

この軽度な介護支援を要する高齢者において、その主たる原因に関節疾患がある。とりわけ変形性膝関節症(以下、膝 OA)を煩う例は多く、それに伴って運動量の減少が引き起こされている<sup>(1)</sup>。一方、介護支援を要しない高齢者においても膝 OA の罹患率は高く、自覚症状を有する者だけで約 1,000 万人、潜在的な患者(X線診断による患者数)は約 3,000 万人とも推定されている<sup>(1)</sup>。このように一般高齢者においても、関節疾患に伴う運動量低下の予防は重要性を帯びてきている。

このような状況の中、膝関節への負担を軽減し少しでも長く快適に歩ける機能を有するシューズは、高齢者の運動量低下を防ぐ上で効果的な役割を果たすと考えられる。

膝 OA に伴う膝関節への負担については、膝関節内反モーメントが指標としてあげられる<sup>(2)</sup>。先行研究において、膝 OA の重症度と膝関節内反モーメントに相関関係がある事<sup>(2)</sup>や、歩行速度を増すと膝関節内反モーメント

<sup>\*1</sup> 客員 株式会社アシックス スポーツ工学研究所 (〒651-2271 神戸市西区高塚台 6-2-1)

<sup>\*2</sup> 正員 株式会社アシックス スポーツ工学研究所

E-mail: torii-yu@asics.co.jp

も増加すること，また膝 OA 患者の方が，膝関節内反モーメントが大きい傾向にあることなどが報告されている<sup>(3)</sup>．また膝関節内反モーメントを減少させる方策として，膝 OA 患者に対し，シューズの中敷における外側楔状板構造の効果を検証した報告もある<sup>(4)</sup>．しかしながら，これまでの研究では対象とする歩行がある速度域に限定されていたり，膝関節内反モーメントの減少効果についても膝 OA 患者を対象としたもので，介護支援の予備群である一般高齢者を対象としたものではない．

そこで本研究は，一般健康人を対象に歩行速度及び加齢と膝関節内反モーメントの関係について明らかにし，高齢者の膝関節内反モーメントの減少が期待できるシューズ構造について検討を行った．また実際に作製したシューズが一般高齢者に対して，どの程度膝関節内反モーメントの減少に効果的であるかを定量的に確認した．

## 2. 歩行速度及び加齢と膝関節内反モーメントの関係

本章では，歩行速度と膝関節内反モーメントの関係及び高年齢者における膝関節モーメントの特徴を明らかにし，高年齢者における膝関節内反モーメント減少に効果的なシューズ構造を検討した．

### 2.1 実験方法

表 1 に示す健康成人の男女合わせて 77 名（19-79 歳）が，実験の趣旨を理解し，同意のもと実験に参加した．被験者の身体的特徴を把握するために，マルチ周波数帯組成計（MC-190，株式会社タニタ社製）を用いて体重及び下肢筋量を測定し，脚伸展パワー測定器（アネロプレス 3500，Combi 社製）を用いて脚伸展パワーを測定した．

対象動作は，様々な歩行速度域による 10 m の定速歩行とした．被験者の主観に基づき，散歩程度の低速歩行から急ぎ足の高速歩行まで，5 段階程度に速度を変化させて実施した．その際，シューズは硬度分布を持たないエチレン酢酸ビニル共重合体（Ethylene Vinyl Acetate，以下 EVA）フォーム（SRIS-C53°）をミッドソールとした同一のシューズを用いた．

Table.1 The means and standard deviations of physical characteristics

	Young	Middle	Elderly
N (Male, Female)	31 (20,11)	33 (17,16)	24 (12,12)
Age (year)	29.3 ± 4.3	48.6 ± 5.0	70.0 ± 4.9
Height (cm)	168.2 ± 8.0	163.4 ± 8.7	157.8 ± 9.2
Body weight (kg)	60.9 ± 8.6	61.5 ± 12.2	60.2 ± 10.9
% Leg muscle mass (kg/BW)	0.30 ± 0.03	0.26 ± 0.03	0.23 ± 0.03
Leg extension power (W/kg)	1240.1 ± 385.6	1032.1 ± 439.1	575.7 ± 293.6



Fig.1 Marker positions

歩行中に計測したデータは，歩行速度と床反力，下肢の動作データとした．歩行速度は，10 m 区間内の中央 2.5 m を通過する時間を光電管（IRD-T175，Brower Timing System 社製）を用いて計測することで算出した．床反力は，多成分フォースプレート（9287C，日本キスラー株式会社製，以下 FP）を 2 台設置し，サンプリング周波数 1,000 Hz で測定した．各 FP 共に，片脚接地した試技を分析対象とした．下肢の動作データは，図 1 で示す様に，下肢の体節基準点 14 点に反射マーカ（15 mm）を取り付け，3 次元運動分析装置（MX-T10 及び MX-T20，Vicon Motion Systems 社製）を用いて，歩行中のマーカ軌跡をサンプリング周波数 250 Hz で測定した．各マーカ貼付部位は，左右側の上前腸骨棘，上後腸骨棘，大転子，膝関節内側上顆，膝関節外側上顆，内果，外果，シューズアッパー上の爪先，踵骨とした．得られた床反力及び下肢の動作データは，それぞれ 15 Hz 及び 25 Hz の遮断周波数で平滑化を行い，体重の 5 % 以上を接地期として抽出を行った．

## 2・2 分析指標

分析対象データは、各被験者の試技が安定して得られた 60 - 120 m/min の歩行速度データとし、低速度域から 20 m/min 毎に、遅い歩行 (60 - 80 m/min)、やや速い歩行 (80 - 100 m/min)、速い歩行 (100 - 120 m/min) と分類した。年代は 20, 30 代を若年齢者群, 40, 50 代を中年年齢者群, 60, 70 代を高年齢者群と分類した。分析指標は、高年齢者における膝関節内反モーメント減少に効果的なシューズ構造を検討する上で、重要と考えられる以下 4 項目とした。

### 膝関節内反モーメント $M$

下肢を剛体リンクモデルと仮定し、体節基準点の座標値から下肢の各関節座標系を定義した。次に、Newton-Euler の運動方程式に従って、逆動力学解析を行い、膝関節の関節モーメントを算出し、身長と体重で規格化を行った<sup>(5)</sup>。図.2 に、膝関節外-内反モーメントの典型的な時系列データを示す。負値が内反方向を表す。内反方向の 1 つ目のピーク値を  $M$  とし、本研究の膝関節内反モーメントの評価指標とした。

### 下腿傾き角度 $\theta$

踵骨から爪先に向かう単位ベクトル  $j$ 、FP 座標系の鉛直方向単位ベクトル  $k$ 、それらに直行する単位ベクトル  $i$  からなる足部座標系を定義した。そして、 $ik$  面内における足関節中心点から膝関節中心点に向かう位置ベクトル  $r$  と  $k$  とのなす角度を下腿傾き角度  $\theta$  と定義した。

### 衝撃力 $Fz^{1st}$

図.2 に、鉛直方向床反力の典型的な時系列データを並記した。二峰性の波形のうち、1 つ目のピーク値を  $Fz^{1st}$  とし、衝撃力の指標とした。

### 歩幅

歩幅は、接地時における左右の踵骨座標を用いて算出し、身長で除し、規格化を行った。

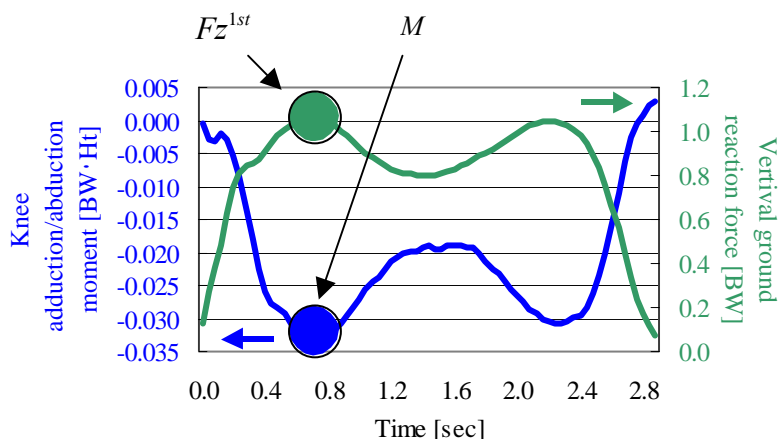


Fig.2 Typical time series data of Knee abduction/adduction moment and Vertical ground reaction force

## 2・3 結果

歩行速度と膝関節内反モーメント  $M$  について、年代別に表したものが図.3 である。膝関節内反モーメント  $M$  は分散が比較的大きいもののどの年代においても歩行速度が上昇するにつれ、有意に増加する傾向が見られた。高年齢者群では、その傾向が他の年代群よりやや強く見られ、歩行速度と膝関節内反モーメント  $M$  の回帰直線は、 $M = -0.0002 \times (\text{Walking velocity}) - 0.0095$  であった。これは歩行速度が 20 m/min 異なると、膝関節内反モーメント  $M$  が約 0.004 (BW・Ht) 異なることを示している。しかしながら膝関節内反モーメント  $M$  の大きさについては、年代による顕著な差は見られず、高年齢者群では他の年代群と同等もしくは低速度領域ではやや小さい傾向が見られた。

この膝関節内反モーメント  $M$  は、各試技とも 1 歩分の床反力データから算出している。そのため同じ歩行速度においても歩幅の違いの影響を受けることになる。図.4 は年代別の歩幅を各速度域において比較したデータであるが、高年齢者群は他の年代群に比べ、歩幅がやや狭くなる傾向が見られ、速い歩行領域では顕著に小さく傾

向が見られた。そのため、この歩幅の影響を除いて年代別の膝関節内反モーメント  $M$  について調べた。全試技の身長比歩幅データをもとに、歩幅の広い試技（身長比歩幅の平均 + 1SD 以上）、普通の歩幅の試技（身長比歩幅の平均  $\pm$  1SD 内）、そして歩幅の狭い試技（身長比歩幅の平均 - 1SD 未満）の 3 群に分け、それぞれにおいて年代別の膝関節内反モーメント  $M$  を比較した。その結果、図.5 に示す通り、歩幅の影響を除いた同一身長比歩幅群間でも、年代別で膝関節内反モーメント  $M$  に差は見られなかった。

次に高年齢者群における膝関節内反モーメント  $M$  の特徴を分析する為に、モーメント値に大きく影響を及ぼす膝関節中心点と床反力ベクトル間の距離と床反力ベクトルの大きさに関わる指標について分析した。それぞれ、距離に関わる指標を下腿傾き角度  $\theta$ 、床反力の大きさに関わる指標を衝撃力  $Fz^{1st}$  とし、膝関節内反モーメント  $M$  との関係を調べた。下腿傾き角度  $\theta$  については、膝関節内反モーメント  $M$  と有意な関係を示し、下腿が地面に対して外側に倒れるほど、膝関節内反モーメント  $M$  が増加する傾向であった（図.6）。また衝撃力  $Fz^{1st}$  においても、衝撃力  $Fz^{1st}$  が大きくなるほど、膝関節内反モーメント  $M$  が有意に増加する傾向が見られた（図.7）。

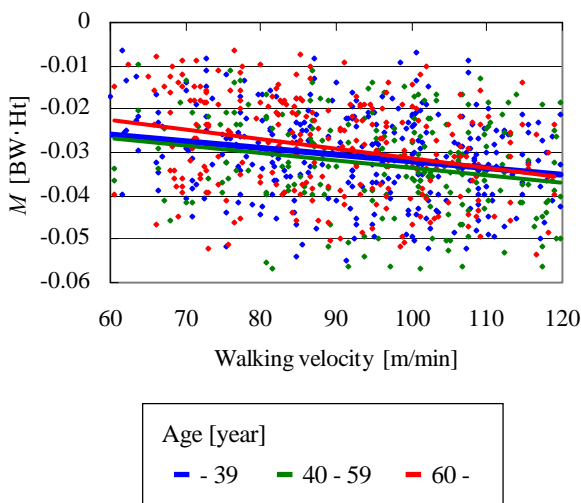


Fig.3 Relationship between Walking velocity and  $M$   
Over 60:  $p < 0.001$ ,  $R = 0.26$ ,  
 $M = -0.0002 \times \text{Walking velocity} - 0.0095$

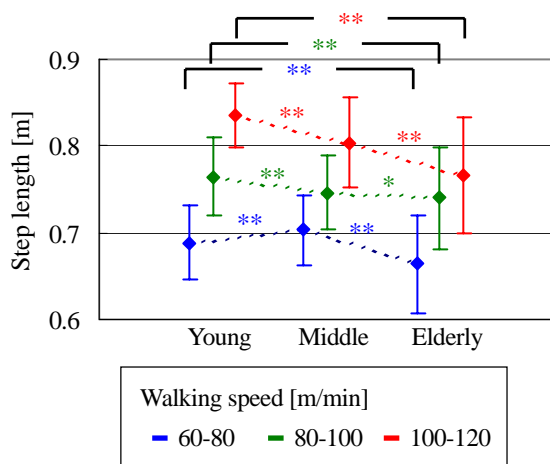


Fig.4 Comparison of step length among the three age groups  
Significant difference (\*:  $p < 0.05$ , \*\*:  $p < 0.01$ )

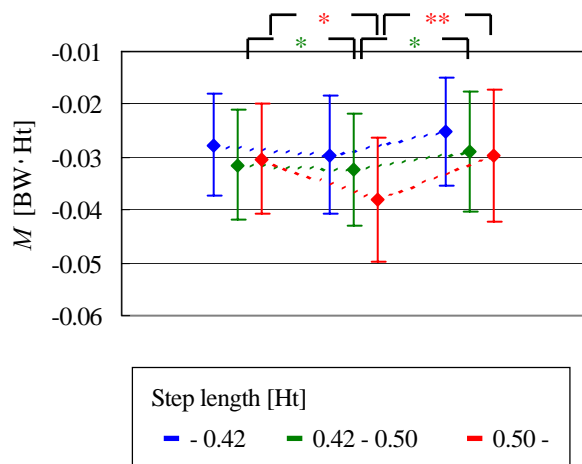


Fig.5 Comparison of  $M$  in same step length range among three age groups  
Significant difference (\*:  $p < 0.05$ , \*\*:  $p < 0.01$ )

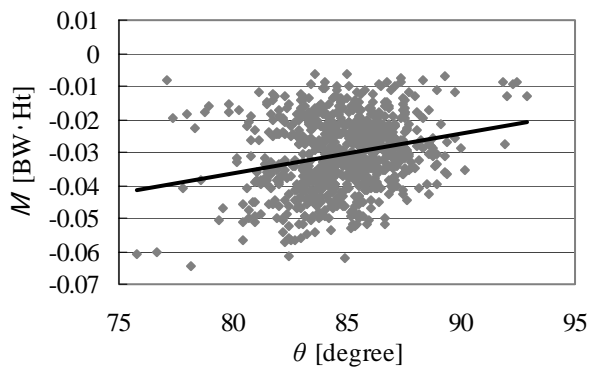


Fig.6 Relationship between  $\theta$  and  $M$   
 $p < 0.001, R = 0.25,$   
 $M = 0.0012 \times \theta - 0.1331$

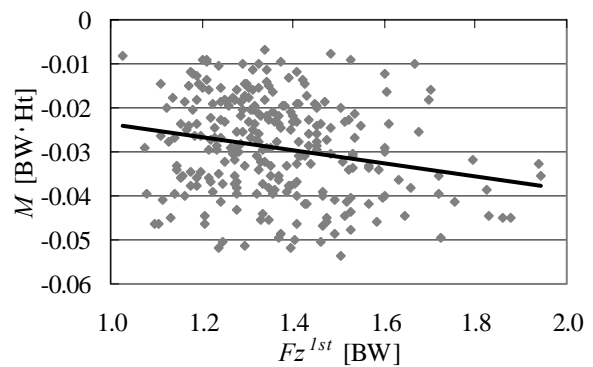


Fig.7 Relationship between  $Fz^{1st}$  and  $M$   
 $p < 0.001, R = 0.16,$   
 $M = -0.015 \times Fz^{1st} - 0.0085$

## 2・4 考察

歩行速度の上昇に伴い、膝関節内反モーメント  $M$  は大きくなる傾向が見られ、速い歩行では膝関節内側部への負担が増加することが確認された。先行研究<sup>(3)</sup>でも、歩行速度を2段階に変化させた際に膝関節内反モーメント  $M$  は大きくなることが報告されていたが、幅広い速度範囲においても、直線的に膝関節内反モーメント  $M$  が増加していくことが本実験で明らかとなった。

一方、年代別の差は、歩幅の影響を除いても確認することができなかった。しかしながら表.1 で示す様に、高齢者は若年者と比較し下肢筋量が減少し、脚伸展パワーにおいては若年者の約半分まで低下していた。即ち、高齢者は、若年者と同じ膝関節内反モーメント  $M$  を受けた時に、膝関節内側部で筋以外の靭帯や軟骨等の静的支持組織が支える負荷が大きくなることが推察される。そのため高齢者には、膝関節内側部への負担軽減が、若年者よりも必要と思われる、膝 OA の進行を防ぐ意味においても、シューズによる対策は有益なものと考えられる。

膝関節内反モーメント  $M$  の減少を期待するシューズを考えた場合、本実験で示された下腿傾き角度  $\theta$  の減少や、衝撃力  $Fz^{1st}$  の減少につながる構造のものが望ましい。具体的には、シューズミッドソール外側に高硬度材を配置させることで下腿傾き角度  $\theta$  の減少を促し、また踵部に衝撃緩衝性素材を配置する、もしくは高硬度材を配置させない事で衝撃力  $Fz^{1st}$  の減少につなげていくことが考えられる。

## 3. 高齢者へのシューズ着用効果

本章では、前章で考案した高齢者への膝関節内反モーメント  $M$  減少効果を目的にしたシューズの効果について明らかにする。

### 3・1 実験方法

高齢者への膝関節内反モーメント  $M$  減少効果を目的にしたシューズとして、2章の結果より、下腿傾き角度  $\theta$  を減少させるために外側のみ高硬度の EVA フォーム (SRIS-C67°)、その他の部分は一般的な硬度の EVA フォーム (SRIS-C53°) をミッドソールとし、さらに中敷外側に楔状板を配置した (以下、実験シューズ)。この楔状板の形状は最外側を 5 mm、最内側を 0 mm となるよう傾斜構造で素材は EVA フォーム (SRIS-C55°) とし、また踵部に衝撃緩衝性を持たせるために、踵部分は高硬度 EVA フォームを配置しないようにした。これらの仕様は、着用した際に顕著な違和感を覚えないものであった。

実験シューズとの比較対照として、実験シューズの構造のうち、ミッドソール外側の高硬度 EVA フォーム (SRIS-C67°) を一般的な高度の EVA フォーム (SRIS-C53°) に変更し、また中敷に楔状板を配置しないシューズ (以下、対照シューズ) を用いた。

被験者は、健常成人の女性 7 名 (62 - 72 歳)、身長  $155.4 \pm 4.7$  cm、体重  $55.0 \pm 8.3$  kg、測定した順に A から G とした。対象動作は、10 m の定速歩行とし、その人の自然な歩行時の速度を規定速度とした ( $66.8 \pm 7.7$  m/min)。区間内およそ中央 5.0 m を測定区間とした。歩調及び歩幅については特に規定しなかった。

### 3・2 分析指標

2 章と同様な方法で、膝関節内反モーメント  $M$ 、下腿傾き角度  $\theta$ 、衝撃力  $Fz^{1st}$ 、歩幅について算出した。評価対象となるデータは右脚のものを用いた。

### 3・3 結果

図 8 は、実験シューズ、対照シューズを着用した際の膝関節内反モーメント  $M$  を被験者別に示した結果である。実験シューズによって有意に膝関節内反モーメント  $M$  の減少が見られた被験者は 7 名中 2 名 (Subject. B, G) で、残り 5 名については有意な差は見られなかった。効果の確認できた 2 名については、それぞれ膝関節内反モーメント  $M$  が  $0.0036$  (BW・Ht)、 $0.0042$  (BW・Ht) 減少した。

図 9、図 10 はそれぞれ、各被験者が対照シューズを着用して歩行した際の膝関節内反モーメント  $M$ 、下腿の傾き角度  $\theta$  を示す。効果の確認できた 2 名では、膝関節内反モーメント  $M$  及び下腿の傾き角度  $\theta$  が大きい傾向にあった。

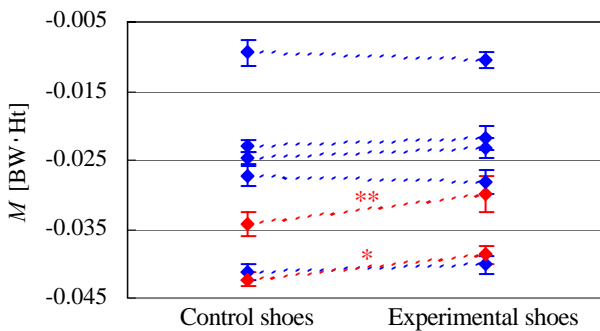


Fig.8 Comparison of  $M$  in all subjects  
Significant difference (\*:  $p < .05$ , \*\*:  $p < .01$ )

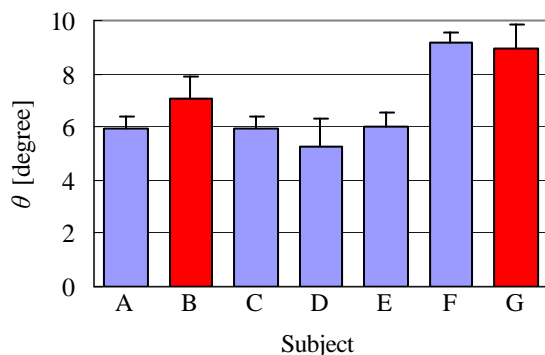


Fig.9  $\theta$  s of all subjects  
The effect of wearing experimental shoes compared with wearing control shoes in decreasing knee adduction moment

■ Significant    ■ Not significant

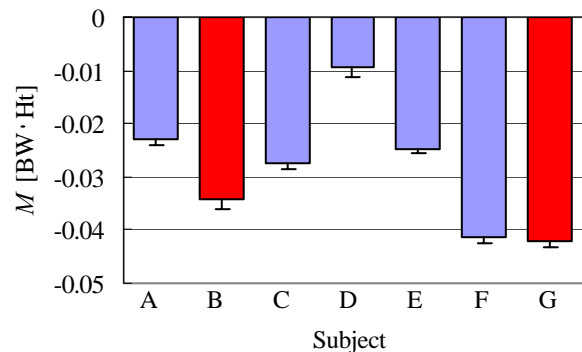


Fig.10  $M$  s of all subjects  
The effect of wearing experimental shoes compared with wearing control shoes in decreasing knee adduction moment

■ Significant    ■ Not significant

### 3・4 考察

実験シューズの効果は、全員に見られず、対照シューズにおいて膝関節内反モーメント  $M$  が大きい被験者にのみ見られる傾向にあった。その効果は、それぞれ  $0.0036 (BW \cdot Ht)$ ,  $0.0042 (BW \cdot Ht)$  で、2章の歩行速度と膝関節内反モーメント  $M$  の関係からすると、歩行速度が約  $20 \text{ m/min}$  遅くなった負荷に相当した。即ち、やや速い歩行の場合でも、実験シューズを着用することで、遅い歩行の負荷にまで膝関節内反モーメント  $M$  が減少すると考えられる。

一方、膝関節内反モーメント  $M$  及び下腿傾き角度  $\theta$  が大きいにも関わらず、実験シューズにより膝関節内反モーメント  $M$  が減少しなかった被験者がいた (subject. F)。この被験者は、運動習慣として毎日1時間半、両下肢に  $1 \text{ kg}$  の重錘をつけてウォーキングするなど、膝関節内側部にかかる負荷に対してそれに対応できる歩容をしていた可能性が考えられる。

今回の実験シューズは、着用した際に顕著な違和感を覚えない仕様となっていた。実験シューズの効果は、全員に見られなかったが、膝関節内反モーメント  $M$  が大きく、脚力低下が顕著な高齢者には、その効果が期待できるものと考えられる。

## 4. 結 言

本研究は、一般健康人を対象に歩行速度及び加齢と膝関節内反モーメントの関係について明らかにし、高齢者の膝関節内反モーメントの減少が期待できるシューズ構造について検討を行った。また実際に作製したシューズが一般高齢者に対して、どの程度膝関節内反モーメントの減少に効果的であるかを定量的に確認した。

(1) 歩行中の膝関節内反モーメント  $M$  は、幅広い速度範囲においても歩行速度が上るにつれて、有意に増加する傾向が見られた。しかしながら年代別の差は見られなかった。

(2) 高齢者は若年齢者と比較し下肢筋量が減少し、脚伸展パワーにおいては若年齢者の約半分まで低下していた。そのため高齢者には、歩行中の膝関節内反モーメントの軽減は必要であり、シューズによる対策は有益なものと考えることができた。

(3) 膝関節内反モーメント  $M$  の減少を期待するシューズとして、シューズミッドソール外側に高硬度 EVA フォームを配置し、中敷外側に楔状板を配置したものを作製した。

(4) 作製した実験シューズを着用することで、膝関節内反モーメント  $M$  が大きい高齢者において、それが軽減される効果が確認された。またその効果は、やや速い歩行の場合でも、遅い歩行の負荷にまで軽減されることがわかった。

## 文 献

- (1) 厚生労働省, “平成 22 年国民生活基礎調査” 統計情報・白書, 各種統計調査, 厚生労働統計一覧
- (2) T Miyazaki, M Wada, H Kawahara, M Sato, H Baba, S Shimada, “Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis”, *Annals of the Rheumatic Diseases*, Vol. 61, Issue. 7 (2002), pp. 612-622
- (3) Scott C. Landry, Kelly A. McKean, Chery L. Hubley-Kozey, William D Stanish, Kevin J. Deluzio, “Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at self-selected and fast walking speed”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, Issue, 8 (2007), pp. 1754-1761
- (4) D. Casey Kerrigan, Jennifer L. Lelas, Joyce Goggins, Greg J. Merriman, Robert J. Kaplan, David T. Felson, “Effectiveness of a lateral-wedge insoles on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 833, Issue. 7 (2002), pp. 889-893
- (5) T.P.Andriacchi et al., *Basic Orthopedic Biomechanics*, 2nd edition. Raven Press Ltd., New York, pp. 37-68, 1997