

歩行および持ち上げ動作時の腰部負担に 関する基礎的研究

関 川 伸 哉

要 旨

本研究では、先行研究で用いられた動作分析手法による腰部負担算出方法を参考に、高齢者歩行の特徴の一つである腰部前屈動作が、腰部負担へ及ぼす影響を明らかにすると共に、動作手法の違いによる持ち上げ動作時の腰部負担と下肢関節モーメントの関係について分析を行った。腰部前屈歩行は、前屈角度が大きくなるにしたがい、腰部へ作用する最大前屈モーメントの値を増加させる。また、歩行時に腰部を前屈させることにより、通常歩行とは異なり歩行時全般を通して腰部へ大きな負担を与えることが明らかとなった。したがって歩行時に適切な姿勢を維持することは、腰痛予防の視点からも重要であるものと思われる。動作条件の違いによる持ち上げ動作は、腰部に作用する最大前屈モーメントの値に影響を与えると共に、下肢に作用する関節モーメントにも違いが現れる。持ち上げ動作時に腰部負担を軽減させるためには、可能な限りしゃがみこみ動作を行わず、把持対象物にできるだけ近づくことが重要である。また、しゃがみこみ動作が必要な際には、膝の屈伸運動を積極的に用いることが効果的である。

1. はじめに

我が国は、近い将来、総人口の4人に一人が高齢者となる超高齢社会を迎える¹⁾。高齢社会の到来により、高齢者の抱える様々な問題への対応が急務となってきている。高齢者が抱える問題は様々であり、中でも疾病に対する健康上の不安が上位を占めている²⁾。国民生活基礎調査によれば、我が国の高齢者の有訴者率において腰痛が最も高い値を示しており、多くの高齢者が腰痛で苦しんでいることがわかる³⁾。また、高齢者介護の場面においても介護動作に伴う介護職の腰痛問題が取り上げられている⁴⁾。著者らは、介護動作と腰部負担に関する基礎研究として、福祉用具の使用の有無および介護動作の違いによる、介護者の身体負担を運動学的視点から分析を行った⁵⁾⁶⁾。しかし、腰部負担を定量的に評価するまでには至らなかった。腰部負担に関する研究の多くは、運搬作業時に着目したもので主であり、それ以外の日常生活動作時の腰部負担に関する研究は少ない⁷⁾。そうした中、腰部負担の定量化を目的として、力学センサーを脊柱に埋め込み日常生活動作時の腰部負担を計測した研究がある⁸⁾。しかし、力学センサーを脊柱に直接埋め込む方法

は、侵襲的であり倫理的側面からも疑問が残る方法である。近年、動作分析手法の進歩により、力学モデルを用い非侵襲的に腰部負担を計測することが可能になってきた^{9)~12)}。日常生活動作時の腰部負担を定量的に評価することは、高齢者や介護職の腰痛問題や適切な介護手法を検討する上でも重要であると考えられる。

そこで本研究では、先行研究で用いられた動作分析手法による腰部負担算出方法を参考に、日常生活上の基本動作を対象に腰部負担を定量評価したのでここに報告する。本研究では、高齢者歩行の特徴の一つである腰部前屈動作が、腰部負担へ及ぼす影響を明らかにすると共に、動作手法の違いによる持ち上げ動作時の腰部負担と下肢関節モーメントの関係について分析を行った。

2. 実験方法

被験者は、腰部に既往歴の無い健康な健常者3名を対象とした。被験者は、平均身長 169.3 ± 4.2 cm、体重 63.8 ± 5.5 kg、年齢 24.0 ± 2.6 歳だった。被験者には、予め実験の趣旨を説明し、同意が得られた後に計測を開始した。腰部負担は、外力（重力・床反力・慣性力）により作用する腰部の回転力（関節モーメント）をもとに把握することができる。関節モーメントの値が大きければ、それだけ大きな力が腰部に作用しており腰部負担が大きいといえる。また、同様に下肢関節モーメントを計算することにより、外力に抗する下肢の関節の筋活動の大きさが把握できる。そこで

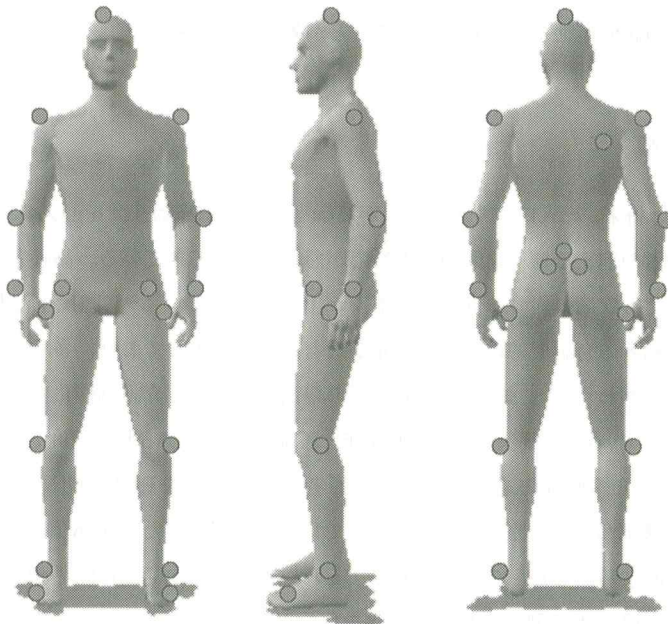


Figure 1 : Markers setup

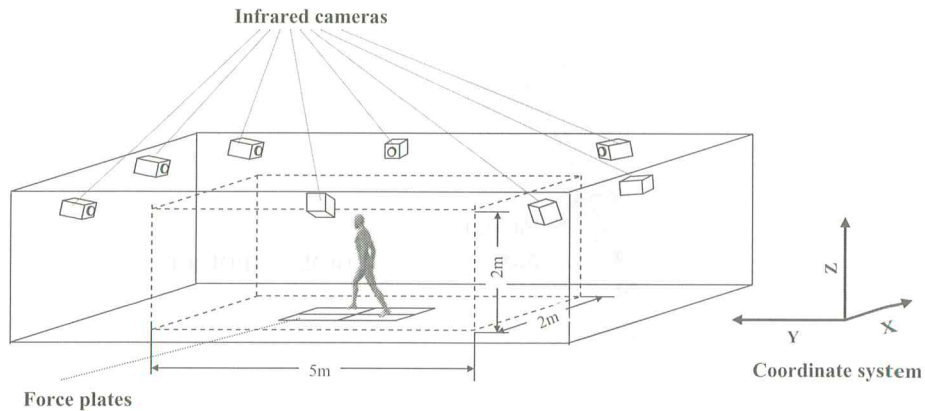


Figure 2: Experimental setup

動作分析手法により得られたデータをもとに、力学モデルを用い腰部および下肢の関節モーメントの計算を行った。

実験には、8台の赤外線カメラを装備した三次元動作解析装置（VICON512, Oxford metrics, Britain）と4枚の床反力計（9281C, Kistler, Switzerland）を用い、サンプリング周波数120 Hzで計測を行った。関節点位置を計測するために、臨床歩行分析研究会が勧めるマーカーの貼付方法を参考に¹³⁾直径25 mmの赤外線反射マーカーを被験者の頭頂、左右両側の肩峰、外側上果、尺骨形状突起、股関節（大転子中央と上前腸骨棘を結ぶ線上で大転子から1/3の点）、膝関節（膝関節裂隙より2 cm上方の高さで前後径の1/2と1/3の中点）、足関節外果突起、第五中足指節関節、上前腸骨棘、上後腸骨棘そして第4、5腰椎間、左右を識別するためマーカーの合計22箇所に貼付した（図1）。被験者に貼付したマーカーを8台のカメラで追尾することにより、各標点の三次元座標が計測できる。床面に設置されている床反力計の上で運動を行うことにより、足部に作用する床面からの床反力ベクトル作用点の進行・左右方向座標および進行方向、左右方向、垂直方向の各成分が計測できる。計測環境を図2に示す。床には、縦600 mm×横400 mmのフォースプレートが縦型に4枚埋め込まれている。8台のカメラは、天井部に取り付けられており被験者の運動を妨げることはない。三次元座標計測可能空間は、フォースプレート設置部分を中心に左右方向約2 m、進行方向約5 m、鉛直方向約2 mとなっており、健常歩行であれば5歩以上の計測が可能である。歩行の開始時および終了時は、過渡期で歩行が安定していない。そのため、歩行計測の際には、歩行が安定状態に達した4歩目以降のデータおよび歩行終了4歩目以前のデータを採用した。標点データは、赤外線カメラから三次元動作解析装置のデータステーション内に取り込まれ、三次元座標へと変換される。その後、サンプリング周波数120 Hzで床反力計のデータとともにA/D変換され、パーソナルコンピュータへ同時に取り込まれる。筋活動などによる人体からのアクティブに発生する歩行動作や振動による周波数成分は、約6 Hzとされており、それ以

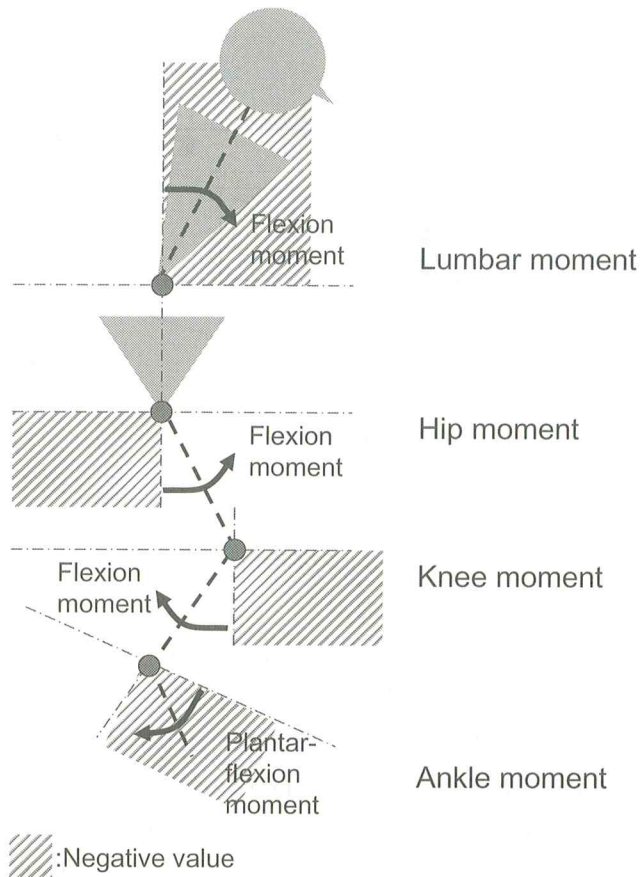


Figure 3: Positive and negative polar of lumbar moment and lower extremity moment

上の高周波成分は計測時の量子化によるノイズとみなすことができる¹⁴⁾。本研究においても三次元座標データおよび床反力データには、6 Hz のデジタル・ローパス・フィルタを用い高周波成分を除去した。三次元座標および床反力データをもとにモデル解析により下肢関節モーメントを求めた¹⁵⁾¹⁶⁾。腰部モーメントの計算は、先行研究で使用したものと同様の方法で行った¹¹⁾¹²⁾。腰部および下肢（股、膝、足）関節モーメントの極性を図3に示す。腰部では後屈モーメント（外部からの力により腰が後屈方向へ曲げられようとする回転力）をプラス、下肢では屈曲・背屈モーメント（外部からの力により下肢関節が屈曲または背屈方向へ曲げられようとする回転力）をプラスとした。

実験条件は、静止立位時を含め図4に示す7条件とした。歩行動作は、通常歩行（Condition-1）、腰部前屈15度（Condition-2）、30度（Condition-3）の3条件とした。持上げ動作は、つま先から20 cm 離れた10 kg の把持対象物（荷物）を膝の屈伸動作を用いて持上げる（Condition-4）、同じく10 kg の荷物を膝の屈伸動作を用いないでつま先から20 cm（Condition-5）および30








Condition-0	Condition-1	Condition-2	Condition-3	Condition-4	Condition-5	Condition-6
						
Standing	Normal gait	Gait as bend down 15 degrees	Gait as bend down 30 degrees	Lifting up 10kg load 20cm ahead using knee bending motion	Lifting up 10kg load 20cm ahead without knee bending motion	Lifting up 10kg load 30cm ahead without knee bending motion

Figure 4: Experimental Conditions

cm (Condition-6) 離れたところから持上げるの、3条件とした。

3. 結 果

試行間および被験者間に著明な差がみられなかったため、代表的な波形を以下に示す。図5[a]～[c]は、歩行時の腰部モーメントの結果である(Condition-1～3)。縦軸は腰部モーメント(Nm)で、横軸は一足の踵接地から同足の踵接地までの一歩行周期(%)を表している。通常、歩行時には、左右足部が床に設置している両脚支持期(D.S.)と一側下肢のみにより支持する単脚支持期(S.S.)が存在する。踵接地直後の初期D.S.は、他側下肢が床反力計の外にあり適切な値を計測することができないためグレーゾーンで示す。図上部には、一歩行周期の動作をスティックピクチャーで示している。腰部前屈モーメントの値は、腰部前屈角度が大きくなるにしたがい、一歩行周期全般を通してその値は大きくなっている。また、歩行条件の違いにより腰部モーメントの波形パターンは異なっている。通常歩行では、D.S.の際に前屈モーメントの値が急激に増加するが、S.S.ではそれ程大きな値を示していない。一方、前屈15度の歩行(Condition-2)においては、通常歩行同様にD.S.の際に前屈モーメントの値が最大となるものの、S.S.においてもその値は大きく歩行時全般で前屈モーメントが作用している。また、前屈30度の歩行(Condition-3)では、歩行時全般で更に大きな前屈モーメントが作用している。

図6[a]～[c]は、持ち上げ動作時の腰部モーメントおよび下肢関節モーメントの結果である(Condition-4～6)。縦軸はモーメント(Nm)で、横軸は静止立位の状態から持ち上げ動作完了までの時間(秒)を表している。持ち上げ動作は、静止立位(Phase-1)、動作開始から荷物の把持(Phase-2)、持ち上げる動作開始から立位(Phase-3)、荷物を把持した状態での静止立位(Phase-4)の4相に分けた。図上部には、一連の動作をスティックピクチャーで示している。腰部モーメントの値は、動作開始後(Phase-2)徐々に大きくなり荷物を把持した直後(Phase-3)で最大となる。その後、Phase-4に近づくにつれてその値は徐々に小さくなる。3つの条件共に波形のパターンは類似しているが、Condition-4, 5, 6の順番で腰部前屈モーメントの最大値が大きくなっている。一

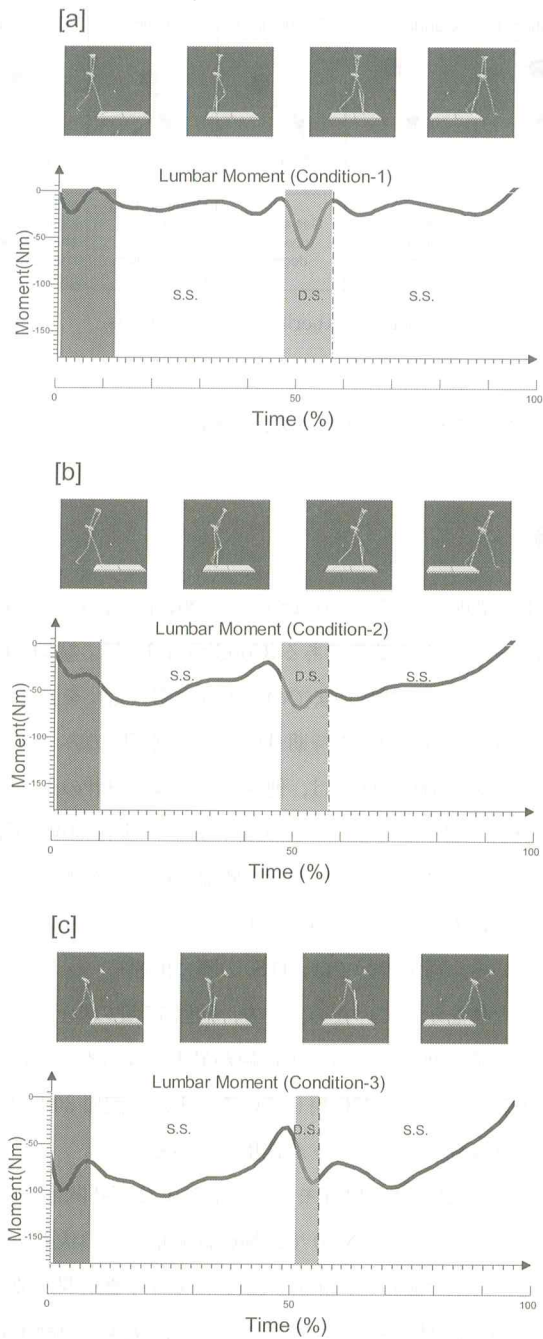


Figure 5: Lumbar Moment during walking [Condition-1~3]. S.S.: Single Support phase; D.S.: Double Support phase. Negative value of lumbar moment on the y-axis indicates flexion moment (generated extension moment).

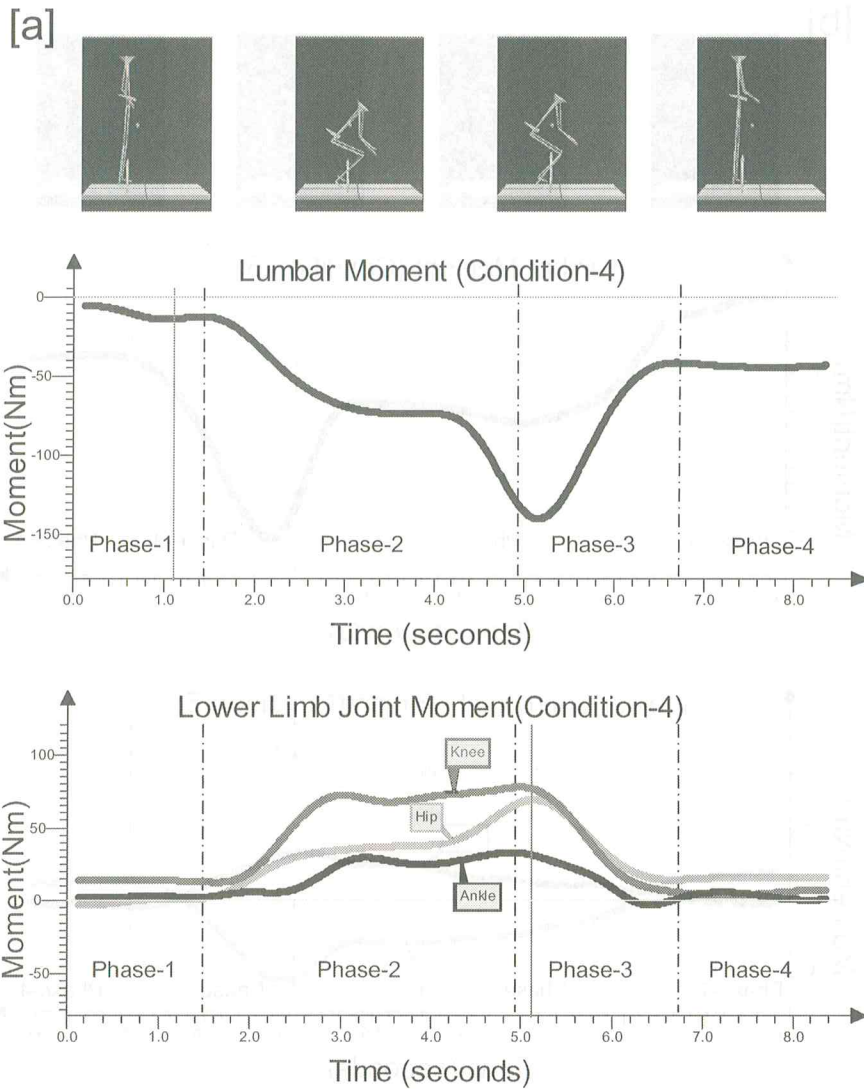


Fig. 6a

方, 下肢関節モーメントは動作条件により発生するモーメントに違いがみられる。Condition-4 では, 動作開始から完了までの間 (Phase-2・3) 屈曲および背屈モーメントが発生している。しかし Condition-5・6 では, Condition-4 とは逆に膝関節伸展モーメントが発生し, 腰部モーメントが最大値に達する時期 (Phase-3 初期) には股関節屈曲モーメントの値が急激に増加する。

図 7 は, 各動作時の腰部前屈モーメントの最大値を示している。静止立位時 (Condition-0) においても前屈モーメントが作用しているがその値は非常に小さい。通常歩行時 (Condition-1) には, 最大で約 60 Nm の前屈モーメントが作用する。また, 前屈 15 度の歩行 (Condition-2) においては, 通常歩行と比較し S.S. の際の腰部前屈モーメントの値が大幅に増加していた (図 5 [b])

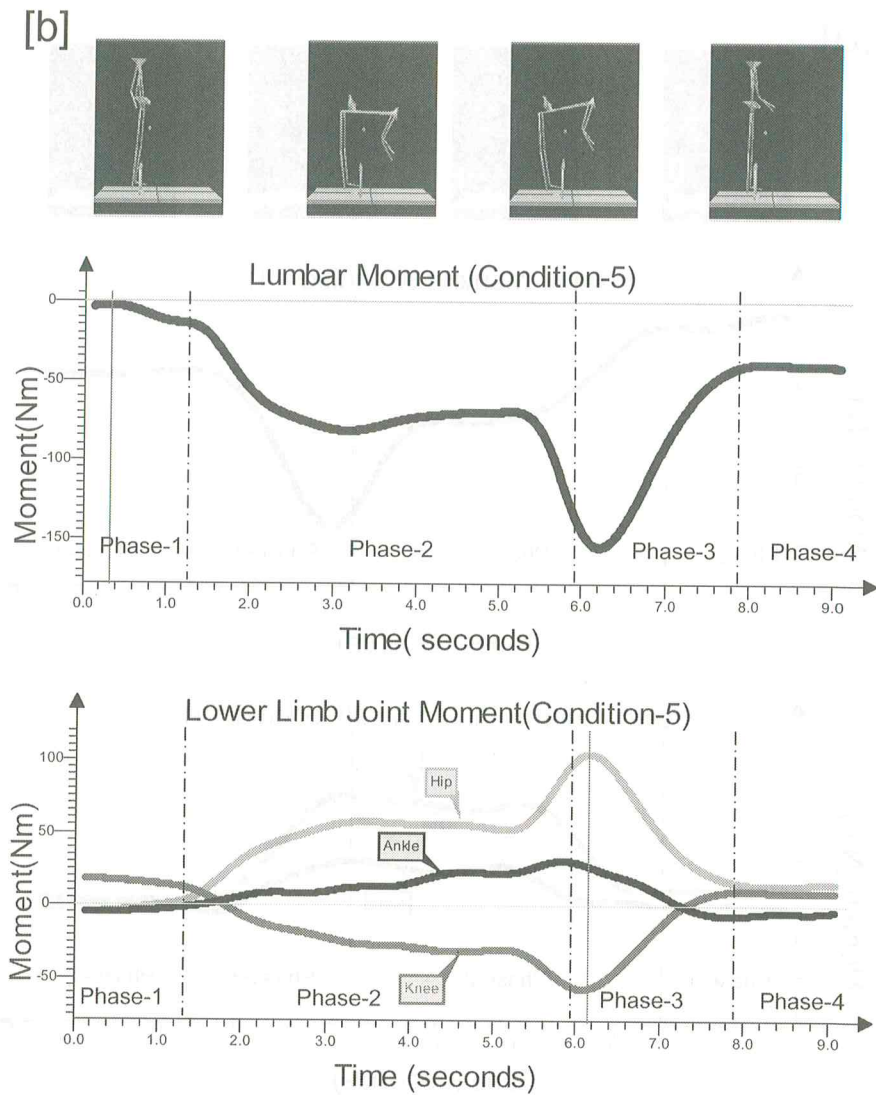


Fig. 6b

が、最大前屈モーメントの値には大きな差は無い。しかし、前屈 30 度の歩行においては、前屈 15 度の歩行同様に S.S. の際の腰部前屈モーメントの値が大きく (図 5 [c])、さらには最大前屈モーメントの値も 100 Nm を超えている。持上げ動作においては Condition-4, 5, 6 の順番で腰部前屈モーメントの最大値が大きくなっている。

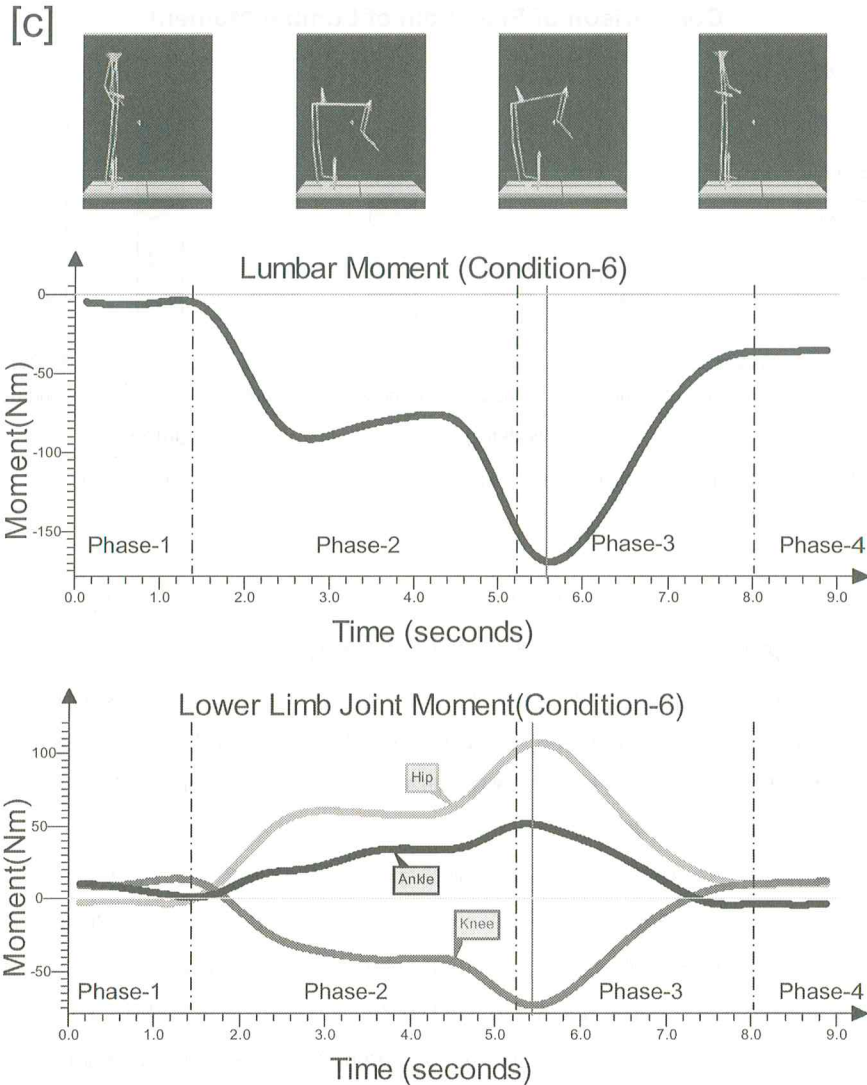


Fig. 6c

Figure 6: Lumbar Moment during lifting [Condition-4~6] Phase-1: Standing; Phase-2: Bending down; Phase-3: Lifting; Phase-4: Done. Hip: Hip joint moment; Knee: Knee joint moment; Ankle: Ankle joint moment. Negative value of lumbar moment on the y-axis indicates flexion moment (generated extension moment). Positive values of lower limb moment along the y-axis indicate flexion/dorsal-flexion moment. Negative values on the y-axis indicate extension/plantar-flexion.

4. 考 察

通常歩行時の腰部前屈モーメントは、両脚支持の際に急激に値が増加するが、その期間は短い。

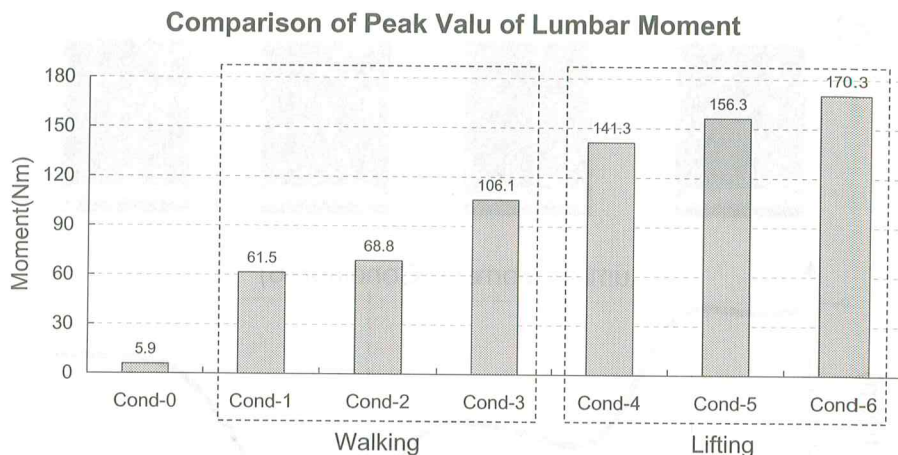


Figure 7: Comparison of maximal value of lumbar flexion moment [Condition-1…6].

また、S.S.の際には20 Nm程度の比較的小さな値にとどまっており、通常歩行時には、D.S.の短い期間を除き腰部への負担はさほど大きくないものと思われる。一方、前屈15度および30度の歩行においては、S.S.を含め歩行時全般を通して腰部へ負担がかかっており、腰部前屈歩行は腰痛発生の一要因となるものと思われる。また、歩行時の腰部前屈角度が大きくなるにしたがい、腰部への負担は大きくなる。したがって、腰痛予防を促進する上でも歩行時の姿勢をいかに維持するかは重要な課題であると考えられる。

持上げ動作は、立位の状態から腰を曲げて把持対象物に近づく過程で徐々に大きくなり荷物を持上げる前段階で約130 Nmの腰部前屈モーメントが作用する。この値は、前屈30度歩行時の最大前屈モーメントの値を上回っており、低い位置の荷物を持上げるために「かがみこむ」動作は、それ自体が腰部へ大きな負担を与えるものと思われる。したがって、介護場面においても低い布団上の介護よりは、ベッド上の介護の方がかがみこみ動作を行う必要が無く、腰部負担を軽減できるものと考察される。持上げ動作時の腰部前屈モーメントの値は、荷物を持上げた直後に最大となる。同じ重さの荷物を持上げる場合でも膝の屈伸運動を用いることにより約15 Nm (Condition-4と5との差)もの違いが生じる。膝を曲げることにより腰部と把持対象物の距離が短くなり腰部前屈モーメントの値が減少するものと考えられる。また、Condition-4では、Condition-5・6とは異なり動作期間を通して下肢の全ての関節で抗重力筋(股・膝関節伸筋、足関節底屈筋)が活動しており、3つの関節が協調して持上げ動作に寄与していることがわかる。中でも膝関節には、大きな屈曲モーメントが作用している。これは大腿四頭筋をはじめとした膝伸筋の活動を意味しており、体重心の上方移動に膝伸筋が効果的に作用しているものと思われる。下肢の主要(股・膝・足)関節の中でも膝関節伸筋は、歩行時をはじめとした日常生活動作全般で活動しておりその値は他の関節と比較し大きい¹⁷⁾。また、膝関節伸筋の主な働きは、体重心の上下動

に関連しており、持ち上げ動作時に膝関節を使用することは効果的であると考察される。一方、Condition-5・6では、膝の屈伸動作を用いないことにより膝は最大伸展位となり膝関節伸展モーメントが作用している。また、股関節屈曲モーメントの値がCondition-4と比較し急激に増加しており、膝関節屈伸動作の代償は主に股関節で行われているものと考察される。同じ重さの荷物を持ち上げる場合でも、把持対象物から10 cm離れることにより腰部前屈モーメントは、約15 Nm (Condition-5と6との差)増加する。これは腰部と把持対象物とのレバーアーム(距離)が長くなり作用するモーメントの値が大きくなったものと思われる。したがって、把持対象物にできるだけ近づき、膝の屈伸運動を用いることにより腰部前屈モーメントの値は少なくなり、腰部負担を抑えることができる。

5. ま と め

先行研究で用いられた動作分析手法による腰部負担算出方法を参考に、高齢者歩行の特徴の一つである腰部前屈動作が、腰部負担へ及ぼす影響を明らかにすると共に、動作手法の違いによる持ち上げ動作時の腰部負担と下肢関節モーメントの関係について分析を行った。腰部前屈歩行は、前屈角度が大きくなるにしたがい、腰部へ作用する最大前屈モーメントの値を増加させる。また、歩行時に腰部を前屈させることにより、通常歩行とは異なり歩行時全般を通して腰部へ大きな負担を与えることが明らかとなった。動作条件の違いによる持ち上げ動作は、腰部に作用する最大前屈モーメントの値に影響を与えると共に、下肢に作用する関節モーメントにも違いが現れる。腰部負担を抑える持ち上げ動作とは、把持対象物をできるだけ骨盤周辺の高い場所に置き、かがみこみ動作を行わないようにする。また、かがみこみ動作を行う場合には、把持対象物をできるだけ身体に近づき、膝の屈伸運動を積極的に用いるようにすることが重要である。今回の計測では、健常者のみを対象として実験を行ったが、今後は、高齢者および腰部疾患者を対象とした計測を実施し、動作時の特徴を明らかにすると共に、具体的介護動作の分析を通し腰部負担軽減につながる介護手法について検討を進めていきたい。

参 考 文 献

- 1) 厚生労働省介護制度改革本部資料：平成16年厚生労働省調査，2004.
- 2) 内閣府編集：平成17年度版高齢者白書，2005.
- 3) 厚生労働省大臣官房統計情報部編：平成13年国民生活基礎調査，2002.
- 4) 須藤俊亮，藤井 聡，佐々木寛：介護作業における業務上腰痛の発症状況と対策に関する研究，産業保健情報誌さんぽ山形（山形産業保健推進センター），2003.
- 5) 関川伸哉，勝平純司：移乗介護動作に関する研究—福祉用具使用の有無の比較第一報—，日本義肢装具学会第17回大会，2001.
- 6) 関川伸哉，勝平純司：移乗介護動作に関する研究 第二報 —トランスファーボード使用の有

- 無比較一, 日本義肢装具学会第18回大会, 2002.
- 7) Chaffin D.B., Andersson G.B.J., Martin B.J.: *Occupational Biomechanics*, 3, 1999.
 - 8) Wilke H.J., Neef P., Caimi M., Hoogland T., Claes L.E.: New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life, *SPINE*, 24(8), 755-762, 1999.
 - 9) 山崎信寿, 山本真路, 井上剛伸: 移乗介護動作の計測と腰部負担の評価, *バイオメカニズム* 16, 195-205, 2002.
 - 10) 勝平純司, 山本澄子, 関川伸哉, 丸山仁司: 階段およびスロープ昇降時の腰部負担の比較, *日本義肢装具学会誌*, 19(1), 52-58, 2003.
 - 11) 勝平純司, 山本澄子, 関川伸哉, 丸山仁司: 階段およびスロープ昇降時の腰部モーメントの分析, *人間工学*, 39(5), 232-240, 2003.
 - 12) 勝平純司, 山本澄子, 関川伸哉, 丸山仁司: 階段およびスロープ昇降時の関節モーメントの分析, *バイオメカニズム* 17, 103-114, 2004.
 - 13) 臨床歩行分析懇談会編: 歩行データ・インターフェース・マニュアル 歩行データフォーマット標準化提案書, 41-42, 1992.
 - 14) Winter DA: Measurement and reduce of noise in kinematics of locomotion. *J. Biomech.* 1974; 7, 157-159.
 - 15) Elftman H: Forces and energy changes in the leg during walking. *Am. J. Physiol.* 1939; 125, 339-356.
 - 16) 土屋和夫 監修: 臨床歩行分析入門. 医歯薬出版株式会社. 1989; 95-122.
 - 17) 関川伸哉, 竹内豊計, 山本澄子: 義足膝継手の機能と大腿切断者動作との関連性, *日本義肢装具学会誌* Vol. 19, No. 1, 68-75, 2003.