《原 著》

関節モーメントによる健常者の段昇降分析

黒後 裕彦*¹ 飛松 好子*² 毛利 光宏*²
大町かおり*² 岩谷 力*² 鈴木 堅二*³

Analysis of Joint Moment in Healthy Adults Ascending and Descending Steps

Hirohiko KUROGO,*¹ Yoshiko TOBIMATSU,*² Mitsuhiro MOURI,*²
Kaori OHMACHI,*² Tsutomu IWAYA,*² Kenji SUZUKI*³

Abstract: The purpose of this study was to investigate the influence of height of risers on the force generated by a person ascending and descending steps. Force plates and a 3-dimensional motion analyzer were used to evaluate the stepping motion of 12 healthy adults ascending and descending steps, and the moments in the hip, knee, and ankle joint areas were calculated. In ascending, the extension moments of the hip and knee joints of the lead leg generated accelerating force. In descending, decelerating force was generated by the extension moments of the hip and knee joints, by the planter flexion moments of the ankle joint of the lead leg, and by the extension moment of the knee joint of the trail leg. The results of the present study indicated that height of stair risers influenced the magnitude of the force generated by a person ascending and descending steps but did not influence the pattern of the force that was generated. (*Jpn J Rehabil Med* 2000; 37: 389-397)

要 旨: 健常者 12 例を対象に段昇降動作を床反力計と 3 次元動作解析装置で測定した。段昇降時の股関節、膝関節、足関節の関節モーメントを求め、段高の違いが各関節の生体が発する力に与える影響を検討した。昇段では、先に振り出した脚の股関節と膝関節の伸展モーメントが駆動力として働き、降段では先に振り出した脚の股関節と膝関節の伸展モーメントと足関節底屈モーメントならびに、後から振り出す脚の膝関節伸展モーメントが制動力として働いていた。段昇降動作時において段の高さの違いは生体が発する力の大きさに影響を与えたが、生体が発する力のパターンには影響を与えなかった。(リハ医学 2000; 37: 389-397)

Key words: 健常人 (healthy adult), 関節モーメント (joint moment), 段昇降 (step ascending and descending)

研究背景

日常生活では階段や段を昇降する機会は多く、これらの動作での運動学および運動力学的解析¹⁻³⁾が報告されてきた。それらの多くは、階段や段の高さをひとつに設定して解析を行っている。しかし、日常における階段や段の高さは必ずしも一定ではない。

いくつかの段の高さで行われた段昇降動作を運動学的ならびに運動力学的に比較検討した報告がある。運動学的な解析では、健常者は段の高さの違いにより下肢関節や骨盤回旋の角度を変えて対応していると報告されている⁴⁾。運動力学的な解析では、健常者と下腿切断者を対象に床反力計を用いた分析があり、両群の降段時の最大垂直分力は段が高いほど増大すると述べ

2000 年 2 月 2 日受付, 2000 年 5 月 8 日受理

*¹ 東北文化学園大学医療福祉学部リハビリテーション学科/〒981-8551 宮城県仙台市青葉区国見 6-45-16
Department of Rehabilitation, Faculty of Medical Science & Welfare, Tohoku Bunka Gakuen University

*² 東北大学大学院医学系研究科障害科学専攻運動障害学講座肢体不自由学分野/〒980-0872 宮城県仙台市青葉区星陵町 2-1
Rehabilitation Medicine for the Physically Disabled, Tohoku University Graduate School of Medicine

*³ 帝京大学医学部附属市原病院リハビリテーション科/〒299-0111 千葉県市原市姉崎 3426-3
Department of Rehabilitation Medicine, Ichihara Hospital, Teikyo University School of Medicine

られている⁵⁾。しかし、これまで異なる段の高さでの段昇降動作を関節モーメントによって検討した報告はない。

身体の各部位を剛体リンクモデルに置き換えると、各関節の運動は回転運動としてとらえることができる。静止した状態の関節に回転運動を生じさせるには、力のモーメントが必要である⁶⁾。この力のモーメントを計測するには、通常、等尺性および等運動性に筋肉を収縮させ、そのときの外力により計測する方法がとられる。したがって、力のモーメントの測定は筋力測定と同じ意味となる。しかし、この方法では段昇降のような動作中の力のモーメントを求めることはできない。

床反力計と3次元動作解析装置を使うと動作中の力のモーメントを求めることができる⁷⁾。この場合の力のモーメントには重力と慣性力と床からの反力などの影響が含まれているので、それらを除く必要がある。そうして求められたモーメントを関節モーメントとする⁸⁾と関節モーメントとは生体が発する力と関係するといえる。この生体が発する力とは筋力のことであり、それゆえ関節モーメントは動作中の筋力を推定するための一手段といえる^{8,9)}。しかし、関節モーメントが表す筋力とは主動筋や拮抗筋など関節に作用するすべての筋からなる合力としての筋力である¹⁰⁾。

段昇降動作において関節モーメントを測定すると、各関節での生体が発する力の程度とその経時的変化の把握が可能となる。そのため、生体が発する力が段の高さの異なる昇降動作によってどのような影響を受けるのかを検討することができる。

今回の研究の目的は、健康者を対象にして、2足1段型での段昇降時の股関節、膝関節、足関節の各関節での生体が発する力が段の高さの違いによってどのような影響を受けるかを検討することである。

研究方法

1. 対 象

健康女性12例を対象とした。平均年齢は19.7±2.6歳(18~28歳)、平均身長は157.5±1.9cm(154.1~161.0cm)、平均体重は50.5±4.9kg(42.0~57.4kg)であった。全例、定期的なスポーツ習慣はなく、整形外科的疾患ならびに神経疾患の既往はなかった。

2. 方 法

1) 運動課題

被験者は安静立位から、先に振り出す脚を右脚(以下、先脚)とし、後から振り出す脚を左脚(以下、後脚)とした昇段と降段の2足1段動作を行った。昇降する段の高さを10cm、20cm、30cmの3種類とした(図1)。

2) 昇降方法と手順

被験者は床反力計上で両腕を胸の前で組み、裸足で直立安静立位をとった。動作開始時の足部の位置は股関節の内外旋を任意として、両足内側部を正中線から左右にそれぞれ5cmとした。また両足先端と台の端との距離は7cmとした。

被験者は測定開始前に昇降練習を数回行った後、検者の合図で動作を開始した。昇降速度に関しては、日常的に自然に行っている速度とした(表1)。測定順序はランダムとし、測定回数は各段の昇降につき3回とした。

3) 測定項目

身体の3次元変位は被験者に直径2.5cmの球形反射マーカーを貼付し、それを計測の標点として求め

図1 昇降動作と台の設定位置

昇段、降段とも右脚から振り出す2足1段動作とした。昇降用の2個の台を床反力計上の図に示した位置に設定した。

表1 全所要時間 (n=12)

	高さ	全所要時間 (秒)
昇段時	10 cm	2.48±0.20
	20 cm	2.55±0.19
	30 cm	2.61±0.17
降段時	10 cm	2.33±0.12
	20 cm	2.53±0.17
	30 cm	2.52±0.15

平均値±標準偏差, * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

た。貼付部位は両側の肩峰、股関節（大転子と上前腸骨棘とを結ぶ線上で大転子から1/3の位置）、膝関節（大腿骨内転筋結節と膝関節裂隙の中央の高さで、膝蓋骨を除いた膝の前後径の中点の位置で、膝の外側皮膚面）、外果、第五中足骨頭であった⁸⁾。

床反力の測定では、床反力計を使って垂直、前後、左右方向の3分力を求めた。3次元動作解析装置と床反力計を同期させ、両者のデータをサンプリング周波数60 Hzで取り込み、各標点座標ならびに床反力の時間的変化を記録した。

4) 計測機器

床反力と画像データの測定には600×900 mmの水晶圧電式多成分床反力計（キスラー社製、9287 A）2基とチャージアンプ（キスラー社製、9865 c）2基、測定電荷結合型素子カメラ7基、3次元動作解析シス

テム（オックスフォードメトリクス社製、Vicon 370）を用いた。

3種類の段高を設定するために10 cm、20 cm、30 cmの高さの木製の台を2個ずつ作製した。2基の床反力計が床と同じ高さで平行に埋め込まれており、その上に高さの同じ2個の台を設置した（図1）。

3. 分析対象とその算出方法

1) 関節角度変化曲線

3次元動作解析システムより得られた各標点座標と床反力データの高周波ノイズをバタワース特性のデジタルフィルターを用いて除去した。各標点座標データに対する遮断周波数を6 Hz、床反力データに対する遮断周波数を20 Hzとして処理した。

各標点座標データをもとに両側の股関節屈伸、膝関節屈伸、足関節底背屈の各関節角度を求め、全所要時

図2 昇段時の下肢の関節角度変化曲線（ $n=12$ ）

各グラフとも縦軸は関節角度、横軸は所要時間。所要時間は昇段開始時から終了時までを100%として表示している。

間を100%として正規化し、各関節の角度変化曲線を求めた。

2) 関節モーメント曲線と関節モーメントの最大値とその出現時期

各標点座標と床反力のデータをもとにJMOME 5 A (臨床歩行分析研究会)⁸⁾を使用して両側の股関節屈伸、膝関節屈伸、足関節底背屈の各関節モーメントを求め、その値を体重で除した。全所要時間を100%として正規化し、各関節のモーメント曲線と関節モーメントの最大値を求めた。また動作開始時から関節モーメントの最大値を示した時までの時間の全所要時間に対する百分率を最大出現時間(%)とし、その値を求めた。各関節モーメントの最大値とその出現時間の値を、各動作ごとに個人ごと ($n=3$) の平均処理し、12例の値の平均値を求めた。

動作の開始や終了ならびに各相を区分する時点を床反力データから以下のように求めた。動作の開始は垂直分力が変動し始める時点、先脚離床時は右床反力計の垂直成分が消失する時点、先脚接地時は右床反力計の垂直成分が再び出現する時点、後脚離床時は左床反力計の垂直成分が消失する時点、後脚接地時は左床反力計の垂直成分が再び出現する時点、動作の終了は垂直分力の変動が静止する時点とした⁵⁾。

4. 統計学的検討

段高の違いによる関節モーメントの最大値とその出現時間については1元配置分散分析を行い、事後検定にはScheffeの方法を用いた。危険率5%未満をもって統計的に有意とした。

図3 降段時の下肢の関節角度変化曲線 ($n=12$)

各グラフとも縦軸は関節角度、横軸は所要時間。所要時間は降段開始時から終了時までを100%として表示している。

表2 昇段時の関節モーメントの最大値とその出現時期 ($n=12$)

高さ	先に振り出す脚 (先脚)		後から振り出す脚 (後脚)	
	最大値 (Nm/kg)	出現時期 (%)	最大値 (Nm/kg)	出現時期 (%)
股関節屈曲モーメント				
10 cm	0.20 ± 0.03	28.8 ± 4.9	0.05 ± 0.05	50.9 ± 6.2
20 cm	0.22 ± 0.03	28.2 ± 2.5	0.13 ± 0.10	51.7 ± 2.6
30 cm	0.25 ± 0.04	28.1 ± 3.3	0.15 ± 0.09	50.8 ± 3.1
股関節伸展モーメント				
10 cm	0.30 ± 0.09	50.7 ± 6.1	0.22 ± 0.09	41.8 ± 7.0
20 cm	0.53 ± 0.15	50.5 ± 4.5	0.25 ± 0.10	40.8 ± 4.2
30 cm	0.79 ± 0.15	51.7 ± 3.4	0.32 ± 0.13	40.7 ± 5.1
膝関節伸展モーメント				
10 cm	0.70 ± 0.13	53.8 ± 6.0	0.16 ± 0.09	21.3 ± 3.9
20 cm	1.05 ± 0.19	53.6 ± 4.8	0.20 ± 0.15	19.9 ± 2.0
30 cm	1.19 ± 0.23	55.6 ± 3.2	0.24 ± 0.13	20.6 ± 2.6
膝関節屈曲モーメント				
10 cm			0.37 ± 0.14	44.8 ± 5.1
20 cm			0.35 ± 0.26	45.6 ± 7.5
30 cm			0.27 ± 0.21	44.2 ± 6.5
足関節底屈モーメント				
10 cm	0.49 ± 0.18	72.2 ± 8.4	1.20 ± 0.16	46.2 ± 5.8
20 cm	0.45 ± 0.12	67.0 ± 8.3	1.30 ± 0.14	47.5 ± 2.4
30 cm	0.46 ± 0.12	70.9 ± 6.9	1.42 ± 0.14	47.3 ± 3.0

平均値±標準偏差, * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

結 果

1. 段昇降時の全所要時間

段昇降動作開始時から終了時までの所要時間を表1に示す。

2. 関節角度変化曲線

昇段では、どの高さの段においても先脚が上段に接地した後、先脚の股関節と膝関節の角度は伸展し続いていた (図2)。降段での後脚の膝関節角度変化曲線は段高20 cm時と段高30 cm時ではほぼ同様のパターンを示していた (図3)。

3. 関節モーメント曲線および関節モーメントの最大値とその出現時期

1) 昇段時の関節モーメントの最大値とその出現時期への段高の影響

昇段時の先脚股伸展モーメントの最大値は段高10 cm時より段高20 cm時ならびに段高30 cm時で有意に大きく、段高20 cm時より段高30 cm時で有意に大きかった (表2)。先脚膝伸展モーメントの最大値は段高10 cm時より段高20 cm時ならびに段高30 cm時で有意に大きかった。先脚股伸展と先脚膝伸展モーメントの最大値の出現時期は両方とも先脚が上段で接地し、後脚が下段で接地している両脚支持期に示

された (図4)。各関節モーメント曲線のパターンは同様であり、関節モーメントの最大値の出現時間は段高の変化による影響を受けなかった。

2) 降段時の関節モーメントの最大値とその出現時期への段高の影響

降段時の先脚股伸展モーメントの最大値は段高10 cm時より段高30 cm時で有意に大きかった (表3)。先脚膝伸展モーメントの最大値は段高10 cm時より段高30 cm時で有意に大きく、段高20 cm時より段高30 cm時で有意に大きかった。先脚足関節底屈モーメントの最大値は段高10 cm時より段高20 cm時ならびに段高30 cm時で有意に大きく、段高20 cm時より段高30 cm時で有意に大きかった。先脚の股伸展と膝伸展と足関節底屈での関節モーメントにおける最大値の出現時期は後脚が上段で接地し、先脚が下段で接地している両脚支持期に示された (図5)。

後脚膝伸展モーメントの最大値は段高10 cm時より段高20 cm時ならびに段高30 cm時で有意に大きかった (表3)。後脚膝伸展モーメントの最大値の出現時期は後脚で上段を接地し、先脚が離地している時期に示された (図5)。

足関節底屈以外の各関節モーメントの最大値の出現時間は段高の変化による影響を受けなかった。

図4 昇段時の下肢の関節モーメント曲線 ($n=12$)

各グラフとも縦軸はモーメントを体重で除した値、横軸は所要時間。所要時間は昇段開始時から終了時まで100%として表示している。

考 察

昇降動作を分析するにあたって、身長と体重の影響を考慮し¹⁾、ほぼ同様な身長の被験者を対象とした。体重の標準偏差が大きいので、モーメントの値を体重で除して比較検討した。また、被験者は段昇降を自然な速度で行ったが、所要時間に大きなばらつきは認められなかった。

昇段時において、先脚の股伸展と膝伸展モーメントの最大値は段が高くなるにつれて有意に大きくなったが、唯一、膝伸展モーメントの最大値は段高20cm時と段高30cm時で有意差はなかった。両伸展モー

メントの最大値の出現時期は先脚が上段で接地し、後脚が下段で接地している両脚支持期で示されていた。これらのことから昇段時に体幹を上方へ移動するには、股伸展力と膝伸展力が必要であり、段が高くなると股伸展力がより必要となると考えられた。一方、昇段時の足関節底屈モーメントの最大値は両側とも段高の影響がなかった。平地歩行時での足関節底屈モーメントの最大値は推進期で示され、植松¹¹⁾で約1.3 Nm/kg、Winter¹²⁾で約1.5 Nm/kgであり、今回と同じような値を示している。そのため足関節底屈力は平地歩行と同程度の力であり、それは段の高さにかかわらず体幹の前方への推進力として寄与していると考え

表3 降段時の関節モーメントの最大値とその出現時期 ($n=12$)

高さ	先に振り出す脚 (先脚)		後から振り出す脚 (後脚)	
	最大値 (Nm/kg)	出現時期 (%)	最大値 (Nm/kg)	出現時期 (%)
股関節屈曲モーメント				
10 cm	0.17±0.03	25.9±3.1	0.24±0.09	49.9±2.1
20 cm	0.14±0.11	26.1±3.0	0.27±0.08	51.4±2.6
30 cm	0.19±0.06	24.7±3.3	0.31±0.08	50.6±2.4
股関節伸展モーメント				
10 cm	0.26±0.11	51.1±1.6	0.18±0.02	70.1±2.9
20 cm	0.33±0.14	52.1±2.6	0.12±0.03	71.8±4.6
30 cm	0.43±0.18	52.6±2.5	0.12±0.03	70.0±3.9
膝関節伸展モーメント				
10 cm	0.18±0.20	57.9±4.6	0.64±0.21	46.2±2.3
20 cm	0.33±0.28	56.9±3.3	0.96±0.23	46.4±2.0
30 cm	0.69±0.28	54.3±2.1	1.06±0.26	45.3±2.4
足関節底屈モーメント				
10 cm	0.67±0.10	54.3±3.3	1.11±0.13	43.4±2.5
20 cm	0.99±0.21	53.6±3.6	1.10±0.11	43.3±2.3
30 cm	1.40±0.29	51.7±2.1	1.07±0.10	40.7±2.2

平均値±標準偏差, * $p<0.05$, ** $p<0.01$

えられた。

先脚の股関節の伸展モーメントの最大値は先脚が上段へ接地した後の立脚期に示されていた。平地歩行でも股伸展モーメントの最大値は立脚期前半で示されている^{12,13)}。平地歩行での股伸展モーメントの役割は、立脚初期で体幹が大きく前傾しないための制動力として働くためと説明されている^{13,14)}。平地歩行の立脚初期では床反力により下肢の前方への動きが制動されるが、それに伴って体重心に前方への慣性力が発生する。このままでは体幹が前傾してしまうため、股伸展モーメントが必要になるとされている。これに対し昇段時での股伸展モーメントが制動力とは考えにくい。関節角度をみると昇段時で先脚が上段に接地した後も先脚の股と膝関節は伸展を続けていた。これはどの高さの段でも認められた。宮原らは今回の研究と同一の条件で健康者の段昇降における下肢の関節角度を調べている⁴⁾が、その報告でも同じような結果を示している。今回の研究において、同じ時期に先脚の股伸展と膝伸展モーメントが認められることから、股と膝関節の伸筋群は求心性収縮をしていると考えられた。そのため、昇段動作での股と膝関節の伸展力は、先脚が上段へ接地した後に体幹を上方に移動させるための駆動力として働くと考えられた。

降段時の先脚の足関節底屈モーメントの最大値は段が高くなると有意に大きくなった。それに対して先脚の股伸展と膝伸展モーメントの最大値は段高 10 cm

時と段高 20 cm 時では有意差はなかったが、段高 10 cm 時と段高 30 cm 時ではそれぞれ有意に大きくなった。これらの最大値の出現時期は後脚が上段で接地し、先脚が下段で接地している両脚支持期で示された。降段時では段が低い場合はおもに先脚の足関節底屈力の増大により下肢の屈曲方向への回転モーメントを制動し、段が高くなると、膝伸展力や股伸展力も増大させて対応していると考えられた。

先脚が床に接地するまでの間で後脚が単脚支持している相では、後脚の膝伸展モーメントの最大値は段高 10 cm 時より段高 20 cm 時で有意に大きかったが、段高 20 cm 時と段高 30 cm 時では有意差がなかった。後脚の膝関節の角度変化曲線は段高 20 cm 時と段高 30 cm 時ではほぼ同じである。宮原ら⁴⁾の段昇降での関節角度の報告でも、降段時の後脚の膝屈曲角度の最大値は段高 20 cm 時と段高 30 cm 時で有意差がなく、膝関節の角度変化曲線はほぼ同じパターンを示している。これらのことから、段高 20 cm 時まででは後脚の膝伸展力によって体幹の下方への移動は制動されるが、それ以上の高さでは後脚の制動力は変わらず、もし先脚の離床から下段へ接地するまでの実時間が段が高くなるほど長くなるとするならば、重心の下方への速度は重力の影響によって増大すると考えられた。ある高さ以上では後脚の膝伸展力による体幹の下方への制動力を増すことができず、それに伴う体重心の下方への速度はより大きくなり、先脚が下段に接地した時

図5 降段時の下肢の関節モーメント曲線 ($n=12$)

各グラフとも縦軸はモーメントを体重で除した値、横軸は所要時間。所要時間は降段開始時から終了時までを100%として表示している。

の先脚の股と膝の伸展力によって下肢の屈曲方向への回転モーメントを制動すると考えられた。

今回の研究において、各関節モーメントはどの高さの段昇降においても同様のパターンを示し、その最大値の出現時期にも段高の違いによる影響がほとんどなかった。このことは、段の高さが異なっても各関節の生体が発する力はその経時的なパターンを変えず、力の大きさのみを変え対処していることを示していた。そして生体が発する力の大きさの違いは各関節において異なっていた。それは、各関節で生じる生体の発する力や各関節の角度が相互に影響を受けていて、違いが生じるためと考えられた。

関節モーメントは関節が回転運動するために必要な生体から発する力と関係する。身体空間座標と床反力データから求めることが可能なため、動作中の筋力を測定する手段として使用できる。しかし、関節モーメントの値を解釈するうえでいくつかの注意点^{9,10)}が挙げられる。それは、あらかじめ身体を剛体リンクモデルと仮定していること、各体節の重心位置と質量には生体物理定数を使用していること、測定している筋力は動筋と拮抗筋とで生じる合力であること、靱帯などの受動要素を含んでいること^{15,16)}などである。これらの点を考慮しても関節モーメントは段昇降動作での制動力と駆動力とを表しており、生体が発する力を忠

実に反映していると考えられた。

結 論

1) 段昇降の際に昇段では先に振り出した脚の股関節と膝関節の伸展力が駆動として働き、降段では先に振り出した脚の股関節と膝関節の伸展力と足関節底屈力ならびに後から振り出す脚の膝関節伸展力が制動として働いていた。

2) 生体が発する力のパターンは段の高さの違いによってもほぼ同様であった。

3) 生体が発する力は段の高さの違いによってその大きさを変えていたが、その大きさは各関節によって異なっていた。

文 献

- 1) Livingston LA, Stevenson JM, Olney SJ: Stairclimbing kinematics on stairs of differing dimensions. Arch Phys Med Rehabil 1991; **72**: 398-402
- 2) McFadyen BJ, Winter DA: An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. J Biomech 1988; **21**: 733-744
- 3) Andriacchi TP, Andersson GBJ, Fermier RW, Stern D, Galante JO: A Study of lower-limb Mechanics during stair-climbing. J Bone Joint Surg Am 1980; **62A**: 749-757
- 4) 宮原洋八, 鈴木堅二, 黒後裕彦, 大町かおり, 今田 元, 岩谷 力: 健康男性成人における段昇降の三次元動作

解析. 総合リハ 1999; **27**: 555-564

- 5) 小住兼弘: 下腿切断者における段昇降の動作解析. リハ医学 1998; **35**: 170-177
- 6) 大槻義彦: 物理学入門. 学術図書出版, 東京, 1989
- 7) Bresler B, Frankel JP: The forces and moments in the leg during level walking. Trans Am Soc Mech Eng 1950; **72**: 27-36
- 8) 臨床歩行分析研究会 編: 関節モーメントによる歩行分析. 医歯薬出版, 東京, 1997
- 9) 大橋正洋, 江原義弘, 島田勝英, 前田淳一, 片野由香里, 佐藤房郎: モデル計算による立ち上がり動作時の関節トルク計測—妥当性および問題点の検討—. リハ医学 1990; **27**: 107-113
- 10) 志波直人, 中村英智, 田川義彦: 関節の機能障害—関節モーメント測定について—. 総合リハ 1996; **24**: 909-913
- 11) 植松光俊, 金子公宥: 高齢女性の自由歩行における下肢関節モーメント. 理学療法学 1997; **24**: 369-376
- 12) Winter DA: Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. Human Movement Sci 1984; **3**: 51-76
- 13) 田中義孝: 変形性股関節症および人工股関節置換術例の歩行分析. 日整会誌 1993; **67**: 1001-1013
- 14) Perry J: Gait Analysis—Normal and Pathological Function—. SLACK Inc, NJ, 1992
- 15) Yoon YS, Mansour JM: The passive elastic moment at the hip. J Biomech 1982; **15**: 905-910
- 16) Mansour JM, Audu ML: The passive elastic moment at the knee and its influence on human gait. J Biomech 1986; **19**: 369-373