

## 研究報告



## 股関節伸展制限が障害物跨ぎ動作に与える影響\*

早川友章<sup>1)</sup>・斉藤良太<sup>2)</sup>・金井 章<sup>3)</sup>・小栗孝彦<sup>4)</sup>  
小林 篤<sup>5)</sup>・種田裕也<sup>6)</sup>・吉倉孝則<sup>7)</sup>

## 【要 旨】

本研究の目的は、股関節伸展可動域の制限が障害物跨ぎ動作に与える影響について検討することである。健常な青年男性8名(平均年齢21±1歳)を対象とし、我々の作成した股関節伸展制限装具による両側股関節伸展制限時・非制限時の双方において、高さの異なる障害物(2cm・8cm)跨ぎ動作を行った。この際、三次元動作解析装置・床反力計・表面筋電計により、下肢関節角度・下肢関節モーメント・下肢体幹筋の筋活動・Toe Clearanceを計測した。その結果、股関節伸展制限により立脚側の股関節・膝関節屈曲角度が増加、遊脚側の股関節屈曲角度が増加し、骨盤の前傾角度も増加した。また、立脚側の股関節・膝関節伸展モーメントが増加し、大殿筋・大腿直筋の活動が増加した。以上のことから、股関節伸展制限はToe Clearance維持のため、骨盤を含め、下肢の代償運動を必要とすることが確認された。

キーワード：股関節伸展制限，跨ぎ動作，転倒

## はじめに

超高齢社会を迎えつつある本邦では、高齢者の身体機能喪失・低下による要介護人口の増加は深刻な問題となっている。要介護の状態に陥る原因として、脳血管障害(27.7%)、高齢による衰弱(16.1%)、に続き転倒・骨折は第3位(11.8%)であり<sup>1)</sup>、転倒を予防することは重要な課題の1つとなっている。

転倒発生に関与する要因には身体機能など個人の特性に関係する内的要因と環境など外部の条件や状況に関連する外的要因がある。内的要因には、感覚入力ー情報処理ー運動出力という一連の流れ

の一部分の機能低下、すなわち視覚や深部感覚など感覚器官の機能低下、脳内の神経機構の機能低下、筋や関節の機能低下が挙げられる。外的要因には敷居などの段差、滑りやすい床、履物などが挙げられる。転倒は、これらの内的・外的要因が重なり合って発生する<sup>1)</sup>。

高齢者の身体機能低下による動作の特徴として、歩行時の股関節伸展角度の減少が挙げられる<sup>2)</sup>。これが他の歩行因子に与える影響として、歩行速度や重複歩距離の減少、またそれを補うための骨盤前傾の代償運動、筋活動パターンの変化などが報告されている<sup>3)~4)</sup>。またPerronら<sup>4)</sup>は、骨盤の運

\* Effects of Reduced Hip Extension While Stepping Over Obstacles

- 1) 医療法人愛整会北斗病院リハビリテーション科  
Department of Rehabilitation, Hokuto Hospital  
Tomoaki Hayakawa, RPT
- 2) 医療法人財団親和会八千代病院総合リハビリテーションセンター  
Department of Rehabilitation, Yachiyo Hospital  
Ryouta Saitou, RPT
- 3) 豊橋創造大学リハビリテーション学部  
Toyohashiso University  
Akira Kanai, RPT, PhD
- 4) 南医療生活協同組合総合病院南生協病院リハビリテ-

ション科

Department of Rehabilitation, Minamiseikyou Hospital  
Takahiko Oguri, RPT

- 5) 南医療生活協同組合かなめ病院リハビリテーション科  
Department of Rehabilitation, Kaname Hospital  
Atushi Kobayashi, RPT
- 6) 医療法人防医会いずみの病院リハビリテーション科  
Department of Rehabilitation, Izumino Hospital  
Yuya Taneda, RPT
- 7) 浜松医科大学医学部附属病院リハビリテーション部  
Department of Rehabilitation, Hamamatu Medical University  
Takanori Yoshikura, RPT

動のみではなく膝関節や足関節の運動にも影響を及ぼし、立脚後期に若年者と比較して、膝関節の屈曲角度が大きくなることを報告している。また、歩行中の筋活動のパターンについては、立脚後期での膝関節伸展筋の活動増加が認められている<sup>4)</sup>。このように歩行中の股関節伸展角度の減少が骨盤を含めた他の関節運動や筋活動に与える影響についての検討はされているが、転倒の外的要因となっている敷居などの障害物を跨ぐ動作に対する股関節伸展角度減少の影響については十分に検討されていない。

本研究の目的は、股関節伸展制限が障害物跨ぎ動作に与える影響について検討することである。

そのため、1. 股関節伸展制限装置による制限効果の確認、2. 股関節伸展制限が障害物跨ぎ動作に与える影響についての検討、の手順により研究を進めた。

## 実験1：股関節伸展制限装置による可動域制限効果の確認

### 対象と方法

#### <対象>

対象は、整形外科的、神経学的に問題がなく、本研究の内容を理解し同意の得られた健常な成年男性10名(平均年齢 $21 \pm 1$ 歳、平均身長 $172.4 \pm 6.6$ cm、平均体重 $65.8 \pm 7.7$ kg)とした。

#### <股関節伸展制限装置>

今回我々が作成した股関節伸展制限装置(図1)は、布製で、下縁が上前腸骨棘上縁に位置するように装着する腹部バンド、下縁が膝蓋骨上縁に位置するように装着する大腿部バンド、腹部バンドと大腿部バンドをつなぎ大腿前面で交差する2本のバ

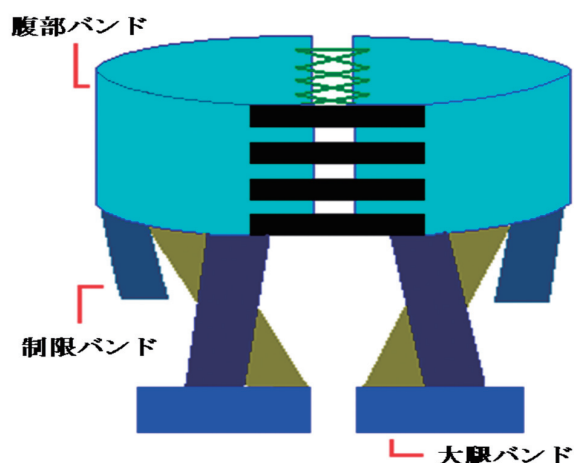


図1. 股関節伸展制限装置

ンドで構成されている。また、股関節伸展制限の程度は大腿外側に取り付けた制限バンドにより調節を行った。

#### <測定方法>

被験者は、我々の作成した股関節伸展制限装置を着用し、同一験者が、両側股関節伸展可動域制限時(制限時)と制限を行わない時(非制限時)の双方において関節角度計を用いて、股関節屈曲・伸展・外転・内転・外旋・内旋可動域を他動的に測定した。測定肢位は日本整形外科学会が定める関節可動域測定肢位とした。測定結果から、制限時、非制限時の可動域についてそれぞれの平均値を求め、対応のあるT検定を用いて比較検討した。なお、危険率5%未満を有意水準とした。

## 結果

非制限時と比較し制限時では、屈曲角度が $128^\circ$ から $125.5^\circ$ へ、伸展角度が $19.5^\circ$ から $-9^\circ$ へと有意に減少したが、その他の運動方向では有意な差は認められなかった。

## 実験2：股関節伸展制限が障害物跨ぎ動作に与える影響についての検討

### 対象と方法

#### 1. 対象

対象は、整形外科的、神経学的に問題がなく、本研究の内容を理解し同意の得られた健常な青年男性8名(平均年齢 $21 \pm 1$ 歳、平均身長 $168.4 \pm 6.4$ cm、平均体重 $64.2 \pm 7.9$ kg)とした。

#### 2. 動作課題

被験者は、股関節伸展制限装置を着用し、裸足にて10mの歩行路を歩行した。跨ぎ動作は、歩行路の中央付近に設置した発砲スチロール製の幅10cm、高さ2cm(敷居の高さ)・8cm(トイレ・浴室の出入り口の段差の高さ)の障害物を跨がせた。平地歩行時(平地歩行)、2cmの障害物跨ぎ時(2cm跨ぎ)、8cmの障害物跨ぎ時(8cm跨ぎ)の3種類の動作課題について、制限時・非制限時で各3回計測し比較した。歩行は、メトロノームを用いて歩行率を90歩/分に規定したが、歩幅、歩容は規定しなかった。また、股関節伸展制限装置による動作中の制限の程度を確認するため、制限時・非制限時に立位にて自動運動により最終可動域までの股関節屈曲・伸展運動を行い、角度を測定した。

3. 測定方法

動作の測定は、三次元動作解析装置 VICON MX (VICON MOTION SYSTEM Ltd社製) と3枚のフォースプレート (AMTI 社製) を用いて関節角度・Toe Clearance (TC) ・内的な関節モーメント (関節モーメント) を測定した。マーカーセットには VICON MX に設定されている Plug In Gait を用いた。

立脚側は、障害物の直前に接地する脚とし、踵接地から障害物を跨いだ後に再び踵接地するまでを一歩行周期として正規化した。遊脚側は、先に障害物を跨ぐ脚とし、障害物を跨ぐ際の足尖離地から障害物を跨いだ後に再び足尖離地するまでを一歩行周期として正規化した。関節角度は、得られた結果から最大値を制限時・非制限時で比較した。TCは、遊脚側の第二中足骨頭マーカーが障害物前縁の直上を通過する際の第二中足骨頭マーカーと障害物間の距離を計測した。筋活動の測定は、表面筋電計 TELEMIO2400TG2 (NORAXON 社製) を用いて、大腿直筋・大腿二頭筋・大殿筋・中殿筋・腰部脊柱起立筋・前脛骨筋・腓腹筋について計測し、最大収縮時および一歩行周期における立脚期・遊脚期の平均振幅を算出した。各筋の最大収縮は、腓腹筋は端座位にて膝関節伸展位、その他はMMTの測定肢位にて測定した。その結果から、各動作における筋活動の最大収縮時に対する割合を算出し、動作の違いによる比較を行った。

4. 統計処理

統計学的検討は、SPSS11.5を用いて行った。測定項目間の比較には、Bonferroniの分散分析・多重比較検定を用いた。各動作課題における制限時・非制限時での比較には、対応のあるT検定を用いた。なお、危険率5%未満を有意水準とした。

結果

1. 関節角度

立位での股関節屈曲・伸展自動運動による関節可動域測定では、伸展角度は非制限時4.7° から制限時 -11.9° と有意に減少したが、屈曲角度には有意な差は認められなかった。

各動作課題における制限時・非制限時の比較では、全ての動作課題において、非制限時と比較し制限時で障害物を跨ぐ際の立脚側股関節伸展角度が有意に減少(図2・3)、膝関節屈曲角度が有意に増加したが(表1)、遊脚側では股関節屈曲角度が有意に増加した(図4・5)。制限時には、骨盤の前傾角度が有意に増加した(表1)。

動作課題間の比較では、平地歩行と比較し、2cm

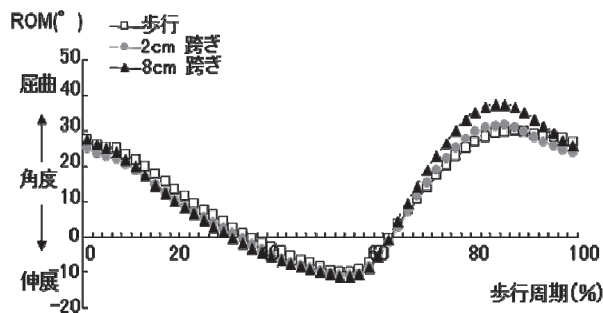


図2. 立脚側股関節屈曲・伸展角度(非制限時)

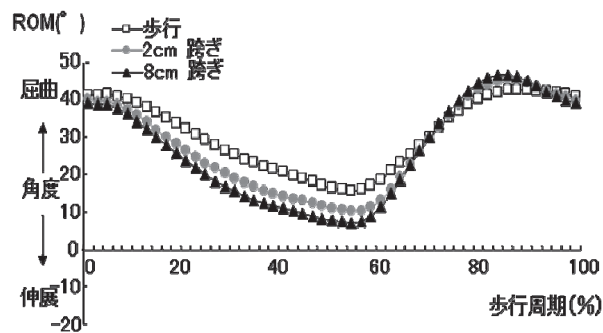


図3. 立脚側股関節屈曲・伸展角度(制限時)

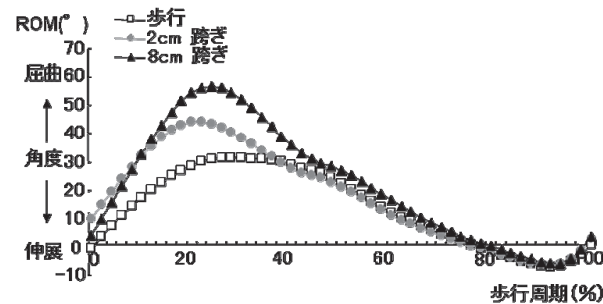


図4. 遊脚側股関節屈曲・伸展角度(非制限時)

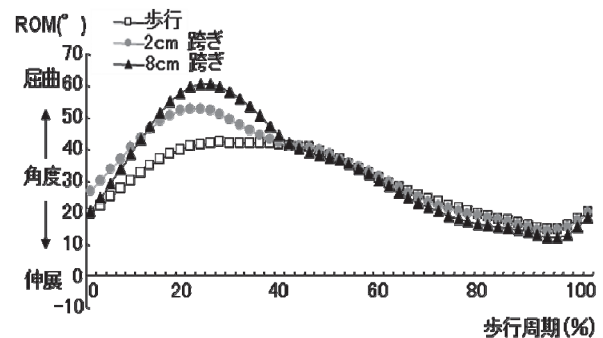


図5. 遊脚側股関節屈曲・伸展角度(制限時)

表1. 関節角度 (非制限時・制限時)

	非制限時	制限時
立脚側 股関節 伸展角度(°)		
歩 行	10.0±2.6	-15.7±12.0
2cm 跨ぎ	10.9±7.7	-10.2±13.0
8cm 跨ぎ	11.2±4.3	-7.0±11.4
遊脚側 股関節 屈曲角度(°)		
歩 行	30.8±4.7	66.7±7.4
2cm 跨ぎ	43.5±3.8	52.6±3.0
8cm 跨ぎ	56.0±4.7	60.6±3.0
立脚側 膝関節 屈曲角度(°)		
歩 行	1.9±3.6	27.0±9.3
2cm 跨ぎ	-0.3±4.9	19.7±9.6
8cm 跨ぎ	-0.1±3.5	16.5±8.9
遊脚側 膝関節 屈曲角度(°)		
歩 行	57.5±4.7	66.7±7.4
2cm 跨ぎ	66.5±11.0	73.4±8.0
8cm 跨ぎ	71.2±9.8	81.8±8.1
遊脚側 足関節 背屈角度(°)		
歩 行	6.8±3.6	8.3±3.9
2cm 跨ぎ	11.4±4.9	10.6±4.7
8cm 跨ぎ	13.4±6.9	14.6±8.4
骨盤 前傾角度(°)		
歩 行	10.0±2.4	16.3±4.3
2cm 跨ぎ	7.1±3.6	13.6±4.5
8cm 跨ぎ	6.8±4.0	12.2±4.5

跨ぎ、8cm跨ぎでは、遊脚側で制限時・非制限時の両条件ともに障害物の高さが高くなるに連れて障害物を跨ぐ際の股関節屈曲角度・膝関節屈曲角度が有意に増加した。

2. 立脚側関節モーメント

制限時・非制限時での比較は、全ての動作課題において、非制限時と比較し、制限時で立脚初期の股関節伸展モーメント(図6・7)・立脚中期から後期にかけての膝関節伸展モーメント(図8・9)が有意に増加した。

動作課題間の比較では、平地歩行と比較し、2cm跨ぎ、8cm跨ぎでは、制限時・非制限時の両条件ともに有意な差は認められなかった。

3. 表面筋電図

各動作課題における制限時・非制限時での比較は、平地歩行では、非制限時と比較し制限時で立脚側の大腿直筋・大殿筋(図10)・腰部脊柱起立筋の活動は有意に増加したが、腓腹筋の活動は有意に減少した。また、遊脚側では、腰部脊柱起立筋の活動は有意に増加したが、大腿二頭筋の活動は有意に減少した。2cm跨ぎでは、非制限時と比較し制限時で立脚側の大腿直筋・大殿筋(図10)・腰部脊柱起立筋の活動は有意に増加したが、腓腹筋の活動は有意に減少した。また、遊脚側では大殿

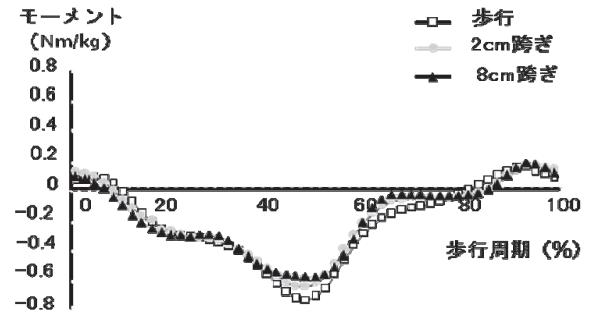


図6. 立脚側股関節伸展モーメント (非制限時)

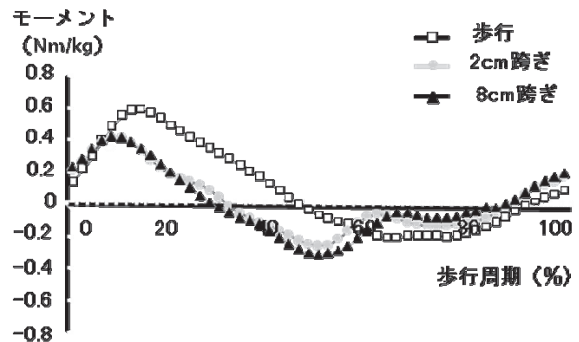


図7. 立脚期股関節伸展モーメント (制限時)

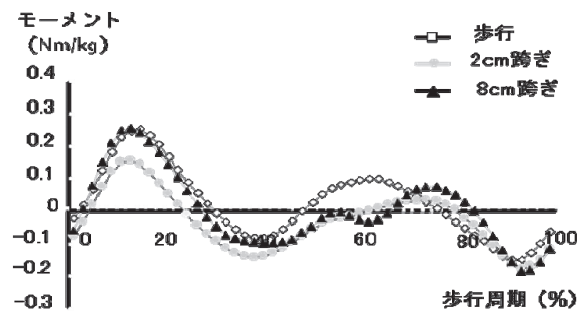


図8. 立脚期膝関節伸展モーメント (非制限時)

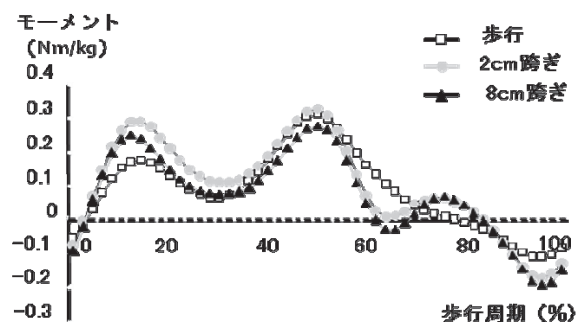


図9. 立脚期膝関節伸展モーメント (制限時)



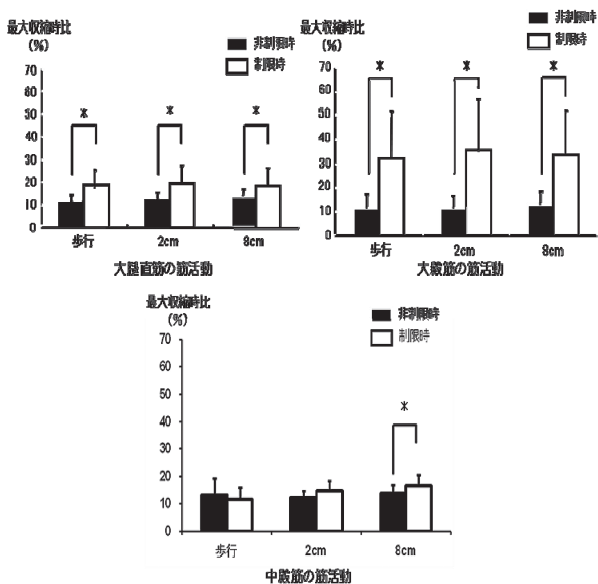


図10. 立脚側 大腿直筋・大殿筋・中殿筋 筋活動

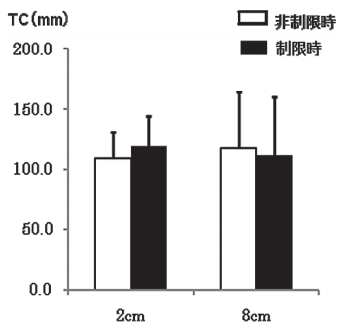


図11. Toe Clearance (TC)

筋・腰部脊柱起立筋・腓腹筋の活動は有意に増加したが、大腿二頭筋の活動は有意に減少した。8cm 跨ぎでは、非制限時と比較し制限時で立脚側の 大腿直筋・大殿筋・中殿筋(図10)・腰部脊柱起立筋の活動は有意に増加したが、腓腹筋の活動は有意に減少した。また、遊脚側では大殿筋・腰部脊柱起立筋の活動は有意に増加したが、大腿二頭筋の活動は有意に減少した。

動作課題間の比較では、立脚側では非制限時で、平地歩行と比較し、8cm 跨ぎで大腿直筋・大腿二頭筋・中殿筋・前脛骨筋の活動は有意に増加したが、制限時では中殿筋の活動は有意に増加した。遊脚側では制限時・非制限時ともに平地歩行・2cm と比較し、8cm 跨ぎで腓腹筋の活動は有意に増加、非制限時では平地歩行と比較し、2cm 跨ぎ・8cm 跨ぎで大腿二頭筋、制限時では平地歩行と比較し、8cm 跨ぎで大腿直筋の活動は有意に増加した。

#### 4. Toe Clearance (TC)

各動作課題における制限時・非制限時での比較では、平地歩行で制限時にTCは有意に増加したが、2cm 跨ぎ・8cm 跨ぎではTCに有意な差は認められなかった(図11)。

動作課題間の比較では、平地歩行と比較し、2cm 跨ぎ・8cm 跨ぎでTCは有意に増加した。

#### 考察

今回使用した股関節伸展制限装具は、我々が作成したものであり、布製で取り付けられた制限バンドにより股関節伸展制限角度を調整するものである。その股関節可動域制限効果の確認を行ったところ、他動での可動域測定では、装具装着により股関節伸展のみならず、屈曲可動域も128° から125.5° へ有意に減少していた。しかし、今回測定を行った平地歩行・跨ぎ動作において股関節屈曲角度の最大値は50~65° 程度であったことから、平地歩行・跨ぎ動作における股関節屈曲に対しては影響を及ぼしていないものと考えられる。

今回測定を行った制限時平地歩行中の股関節伸展角度最大値の平均は-15.7° であった。Bennettら<sup>5)</sup>によると、人工股関節置換術後患者の歩行中股関節伸展角度は高齢になるほど制限されており、その程度は-6.3° から-16.9° であったとしている。よって、今回作成した股関節伸展制限装具による股関節伸展制限は、転倒リスクの高い高齢者同等の制限を加えることができていると考える。

平地歩行・跨ぎ動作では、関節角度変化の結果より、股関節伸展制限の有無に関わらず、平地歩行・2cm 跨ぎ・8cm 跨ぎと障害物の高さが高くなるに連れて股関節屈曲・膝関節屈曲角度が増加していたこと、またその際のTCは一定に保たれていたことから、高さの異なる障害物に対しては股関節・膝関節屈曲角度を増加させてTCを確保していることが確認された。それに対し、同じ高さでの障害物跨ぎ動作の制限時・非制限時の比較では、遊脚側股関節屈曲角度のみ増加していたことから、股関節伸展制限を行ったことによる代償動作として、遊脚側の股関節屈曲角度を増加させることでTCを確保していたと考える。植松ら<sup>6)</sup>によると、高齢者における歩行中の股関節伸展角度減少の影響として、遊脚側に股関節屈曲角度を増加させることにより足部挙上困難を代償すると報告しており、本研究における股関節伸展制限が跨ぎ動作に及ぼす影響と一致する。この理由として、股関節伸展制限(股関節屈曲拘縮)が生じると立位姿勢を保持するため、代償的に骨盤の前傾角度、膝関節の屈

曲角度が増加する<sup>7)</sup>。この骨盤前傾は歩行周期中に立脚側に対しては、股関節伸展制限を補う役割を果たすが、遊脚側には障害物の高さが高くなるに連れて必要となる足部挙上をより股関節屈曲を増加させて行わなければならないという結果をもたらしたと考える。

また、股関節伸展制限が与える股関節屈曲・膝関節屈曲角度増加といったアライメントの変化から、跨ぎ動作の際に立脚側の股関節、膝関節に発生する伸展モーメントが増加した。そのため、股関節伸展モーメントの増加は大殿筋の筋活動を、膝関節伸展モーメントの増加は大腿直筋の筋活動を増加させたと考える。

各動作課題における制限時の腰部脊柱起立筋活動増加、2cm跨ぎ・8cm跨ぎにおける腓腹筋活動減少については、股関節・膝関節屈曲位、骨盤前傾位になっていることから体幹は前傾位となることが考えられる。これに伴い腰部脊柱起立筋の活動が増加し、立脚側の膝関節が屈曲位となることから、腓腹筋は弛緩位となるため活動が減少したと考える。

さらに、跨ぎ動作股関節伸展制限時に中殿筋の活動が増加したことに対し、遊脚側の股関節屈曲(下肢挙上)の反作用として、立脚側の骨盤に対して遊脚側の骨盤には引き下げる力が作用する。このため遊脚側の骨盤下制を制動するため立脚側中殿筋活動が増加したと考える。

以上のことより、股関節伸展制限はTC維持のため、骨盤を含め、下肢の代償運動を必要とすることが確認された。そのため、股関節伸展制限を有する者では障害物跨ぎ動作時に制限の無い者と比較し、動作に必要な股関節・膝関節伸展筋の活動増加が必要となる。そして、その筋活動に応じるだけの筋力を有していない者では立脚側の支持性は低下し、転倒の可能性を高めることになる。また、骨盤前傾による代償動作が生じることで、股関節屈曲可動域減少・筋力低下により遊脚側の股関節屈曲が制限されている者では十分なTCを確保できず、転倒の可能性を高めることが予測される。

これらのことから、股関節伸展制限は股関節屈曲の可動域減少・筋力低下、大腿直筋・大殿筋の筋力低下とともに障害物跨ぎ動作時の転倒の危険性を高める重要な因子であると考えられる。

## 結語

股関節伸展制限が障害物跨ぎ動作に与える影響を検討した。股関節伸展制限により立脚側の股関節・膝関節の屈曲角度増加、遊脚側の股関節屈曲角度が増加し、骨盤の前傾角度も増加した。また立脚側の股関節・膝関節伸展モーメントにも増加が認められた。このため、股関節伸展制限は障害物跨ぎ動作の転倒の危険性を高める重要な因子であると考えられる。

## 【参考文献】

- 1) 大高洋平, 里宇明元. 転倒の原因と対策. 総合臨床 55 : 1937-1938, 2006.
- 2) 南角学, 神先秀人, 他. 術後早期における人工股関節置換術患者の歩行分析-歩行中の股関節伸展角度の減少が重心移動に及ぼす影響-. 理学療法科学 20 (2) : 121-125, 2005.
- 3) Tanaka Y. Gait analysis of patients with osteoarthritis of the hip and those with total hip arthroplasty. J.Jpn orthop Assoc 67 : 1001-1003, 2005.
- 4) Perrou M, Malouin F, et al. Three dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. ClinBiomech 15 : 504-515, 2000.
- 5) Bennett D, Humphreys L, et al. Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients A large scale, long-term follow-up study. Gait&Posture 28:194-200, 2008
- 6) 植松光俊, 塩中雅博, 他. 高齢者の歩行特性. 理学療法 18 (4) : 382-391, 2001.
- 7) 嶋田智明, 武政誠一, 他. アライメント異常からみた骨・関節障害に対する科学的アプローチ-股関節屈曲拘縮の運動学的分析を通して-. 理学療法学 18 (6) : 627-630 1991.