

高齢者における歩行時の二関節筋制御パターン ～加齢にともなう歩行機能低下を新たな視点から検証する

(研究助成金 50万円)

中京大学国際教養学部

代表研究者 渡邊航平

I はじめに

高齢者における歩行機能の低下は、自立した生活活動を大きく制約し身体活動量の低下やそれに伴うサルコペニアの加速の原因となる。加齢にともなう歩行機能の低下が生じるメカニズムを明らかにすることは、超高齢社会を迎えた本国にとって非常に重要な研究課題の1つであると言える。歩行時における関節運動やそれを引き起こす骨格筋の活動に対する加齢の影響が多くの研究で調べられてきた (van Hedel et al., 2006; Winter and Yack, 1987; Yang and Winter, 1985)。特に表面筋電図法を用いた下肢筋群の活動パターンを若齢者と高齢者で比較したデータは歩行動作の加齢変化を理解する上で有用な情報である。

大腿部の前面に位置する大腿直筋という筋は円滑な歩行動作にとって重要な役割を有する筋の1つである。この筋は、膝関節と股関節に関与し、膝関節伸展運動と股関節屈曲運動という2つの関節運動に貢献する二関節筋と呼ばれる筋である。我々の身体各所には単関節筋と呼ばれる1つの関節運動に貢献する筋とともに二関節筋が配列されている。単関節筋が力を生成する役割を担い、二関節筋はそれを関節間で分配する役割を担うと考えられており、ヒトの円滑な多関節運動にとって二関節筋は不可欠な存在であると言える (Jacobs and van Ingen Schenau, 1992; Van Ingen Schenau et al., 1992)。一方、二関節筋の活動は意図していない関節運動を引き起こしてしまう場合があり、身体運動の効率的な遂行にとっては正と負の両要素を持ち合わせている (Gregor et al., 1985; Lombard, 1903)。歩行研究において、脳性麻痺患者で観察される病的な歩行パターンに大腿直筋の異常な活動パターンが強く関連していることが指摘されており (Kerrigan et al., 1991; Knuppe et al., 2013; Reinbolt et al.,

2008; Riley and Kerrigan, 1998), このことは二関節筋の持つ負の要素によるものであると考えられる。これらの背景から、歩行時における大腿直筋の活動パターンは多くの研究で着目されてきた。

大腿直筋は近位部とそれ以外の部位が異なる運動神経枝に支配され (Sung et al., 2003; Yang and Morris, 1999), 各々が異なる筋腱複合体を形成している (Balius et al., 2009; Gyftopoulos et al., 2008; Hasselman et al., 1995) ことが解剖学的研究で示されている。このような形態的特徴から、大腿直筋では運動時において部位によって異なる活動特性や機能的役割を有している可能性が指摘されていたが、上述した多くの研究でこのことを考慮した研究は皆無である。そこで我々は大腿直筋が貢献する膝関節伸展運動と股関節屈曲運動という2つの運動課題を課した際の筋内活動分布を、2次元平面上に配列された128個の電極を用いた多チャンネル表面筋電図法という手法によって検討した (Watanabe et al., 2012)。その結果、膝関節伸展運動時には筋全体がほぼ均等に活動していたが、股関節屈曲運動時には主に筋の近位部において活動が見られた。このことから、大腿直筋では近位部が主に股関節屈曲トルクの発揮に貢献するとともに、近位部には股関節屈曲トルクに対して選択的に貢献する運動単位が局所的に配列されている可能性が考えられた。さらに我々は、歩行動作 (Watanabe et al., 2014b) や自転車運動 (Watanabe et al., in press) といった実際の身体運動時にも、股関節屈曲トルクを発揮する局面 (大腿を引き上げる局面) では近位部が選択的に活動することを明らかにした。つまり、歩行時における大腿直筋の活動パターンは部位によって大きく異なっており、その違いは筋内における機能的役割の違い (分業) によるものであると言える。このことは上述した二関節筋が持つ負の要素を解消するための非常に有用な制御機構であると考えられる。

本研究では「歩行時における高齢者の大腿直筋では分業型の制御機構 (Watanabe et al., 2014b) が正常に機能していない。」という仮説を立て、この仮説を検証することを目的とした。

II 方法

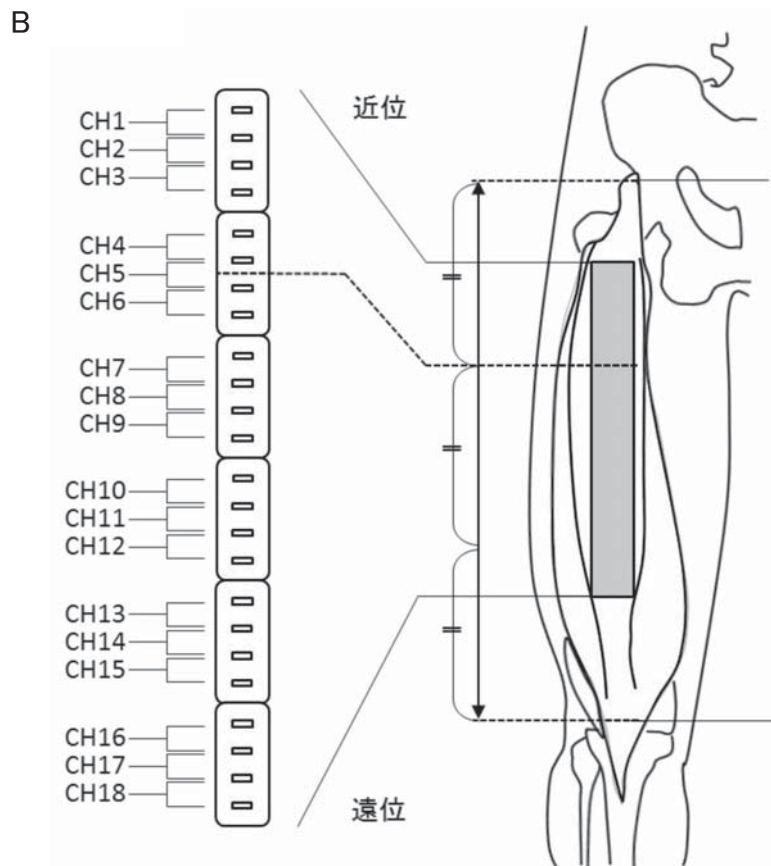
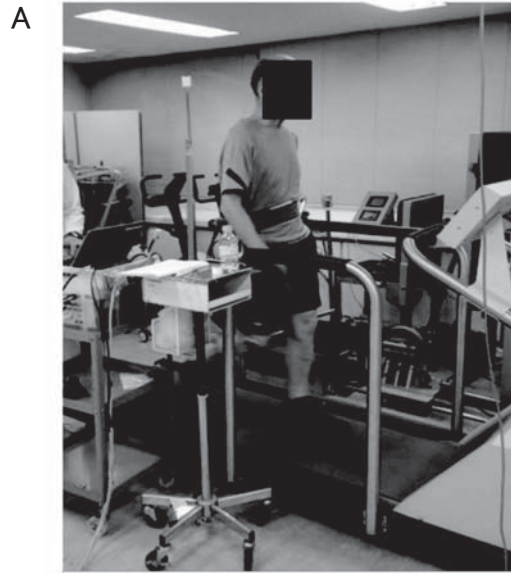
男子大学生7名 (年齢 20.4 ± 1.0 歳, 身長 169.5 ± 5.3 cm, 体重 64.1 ± 6.9 kg) および男性高齢者8名 (年齢 73.8 ± 5.9 歳, 身長 166.5 ± 6.6 cm, 体重 63.1 ± 8.7 kg) を被験者とした。本研究の被験者は、定期的な運動習慣はあるものの、特定の競技スポーツに従事している者は含まれていない。本研究は中京大学・人を対象とする研究に関する倫理審査委員会の承認を得て行った (承認番号: 2014-001)。

被験者は測定練習および本実験の2回、実験室に来室した。測定練習ではセンサを付けた状態で歩行路での歩行運動およびトレッドミル上での歩行運動の練習を実施した。本実験では、準備運動の後、10 mの歩行路を日常的な歩行速度で5回歩行した。2 mおよび8 mの地点に配置した光電管を用いて、最初と最後の2 mを除いた6 mの歩行速度を算出した。5回分の歩行速度の平均値を各被験者の通常歩行速度とした。

トレッドミル (MEDTRACK ST65, Quinton instrument co., WA, USA) 上で、通常歩行速度 (通常), 通常歩行速度より1 km/h速い速度 (高速), 通常歩行速度より1 km/h遅い速度 (低速) の3

つの異なる速度での歩行を各60秒行った（図1 A）。その際に大腿直筋から多チャンネル表面筋電図を記録した。

図1 トレッドミル上での測定風景および電極配置図



我々の先行研究において、大腿直筋の長軸方向で顕著な活動特性の部位差が観察されていることから (Watanabe et al., 2012; Watanabe et al., 2013; Watanabe et al., 2014a; Watanabe et al., 2014b; Watanabe et al., in press), 大腿直筋の近位から遠位にかけて合計24個の電極を貼付し、表面筋電図を記録した。上前腸骨棘から膝蓋骨上縁までを結んだ線分を大腿直筋の長軸と定義し、近位側から3分の1の箇所に近位側から6個目と7番目の電極の中間を配置させた。本研究では電極面積1 x 5 mmの電極が電極間距離10mmで4つ配列されているアレイ型電極を6個並べて貼付した。

表面筋電図は多チャンネル表面筋電図記録装置 (EMG-USB, OT Bioelectronica, Torino, Italy) を用いて1000倍に増幅され、2048Hzで記録された。記録された表面筋電図信号は20-450Hzのバンドパスフィルターを通された後にアレイ型電極内で双極差動を行い双極誘導筋電図を算出した。本研究では各アレイ型電極で3つ電極ペアができるため、計18チャンネルの双極誘導筋電図が算出されることとなる (図1B)。

歩行中に筋電図と共に右足の爪先および踵に貼付したフットスイッチから爪先が地面から離れるタイミング (爪先離地) と踵が地面に着くタイミング (踵接地) を検出した。踵着地から踵着地までを1歩とし、各速度における20歩分の表面筋電図データを抽出して解析に用いた。また、右脚の膝関節には関節ゴニオメータを設置し、運動中の膝関節角度を記録した。

抽出された20歩分の筋電図データは、各1歩に要した時間によって100等分され、2%毎にAveraged Rectified Value (ARV) を算出し、加算平均した。各被験者内において、チャンネル毎に全課題 (3つの歩行速度) 中の最大ARVを用いて、ARVを標準化した。各時間において筋の長軸方向のCentral locus activation (CLA) を算出した (Watanabe et al., 2014b; Watanabe et al., in press)。CLAはARVの重心位置を意味するものであり、近位側で相対的にARVが高い場合にはCLAが近位側に位置し、筋全体のARVが相対的に均一であればCLAは筋の中央部に位置することとなる。

CLAは1歩に要する時間を10等分した10局面に分けて統計解析を行った。各局面におけるCLAの平均値を若齢者と高齢者の間でMan-Whitney検定を用いて比較した。CLAと同様に通常歩行速度および高速、低速試行における歩行速度、各試行における爪先離地のタイミング、ケイデンス (歩行周期)、各局面における膝関節角度も若齢者と高齢者の間で比較した。有意水準は5%未満とした。

III 結果

若齢者と高齢者との間で、各試行の歩行速度およびケイデンスには有意な差は見られなかったが、通常および低速時における爪先離地のタイミングが高齢者の方が有意に早期に出現した (表1)。

表 1 歩行パラメータ

		若齢者	高齢者	
歩行速度(km/h)	通常	4.47 ± 0.46	4.34 ± 0.39	
	高速	5.47 ± 5.34	5.34 ± 0.39	
	低速	3.47 ± 0.46	3.34 ± 0.39	
爪先離地(%歩行周期)	通常	63.06 ± 1.27	60.79 ± 2.35	*
	高速	60.84 ± 0.47	62.93 ± 5.09	
	低速	64.48 ± 10.7	61.18 ± 3.93	*
ケイデンス(bpm)	通常	115.13 ± 5.22	126.14 ± 16.00	
	高速	124.18 ± 4.95	140.94 ± 22.45	
	低速	104.59 ± 8.19	113.43 ± 15.65	

*p<0.05 若齢者vs高齢者

図 2 に各歩行速度における若齢者および高齢者の群内の平均ARVを示し、図 3 にそれらをグレースケールマップに変換して示した。両群ともに歩行周期の90~20%および50~80%においてARVが高い値を示した。低速および通常速度での歩行時には各部位のARVに群間での差異は見られなかったが、高速での歩行時では歩行周期の50~80%において、近位部で若齢者、遠位部で高齢者の値が高い傾向が見られた。

図 2 若齢者および高齢者のAveraged Rectified Value群内平均値

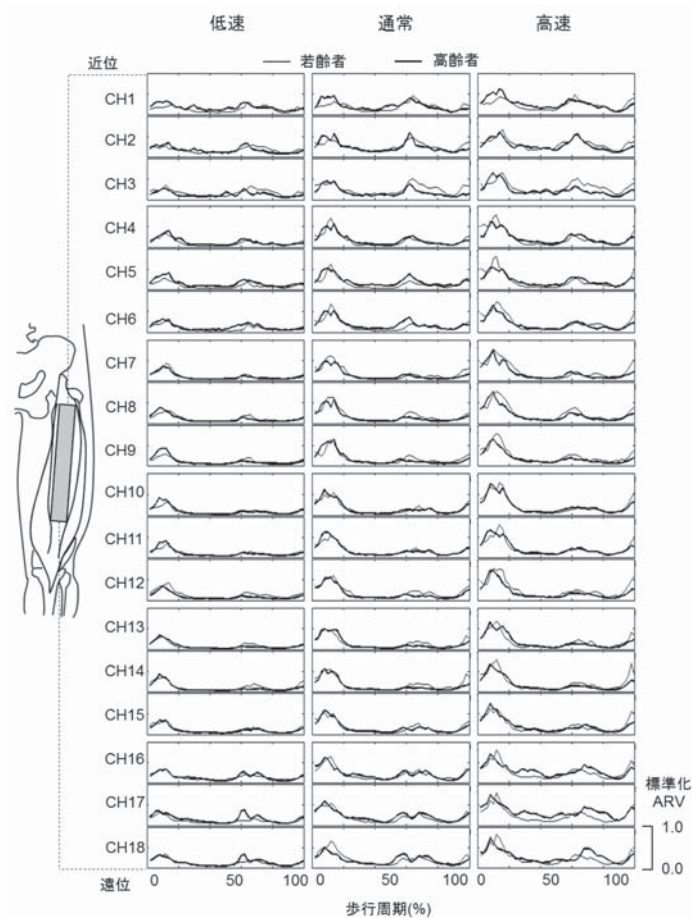


図3 各若齢者および高齢者のAveraged Rectified Value群内平均値のグレースケールマップ

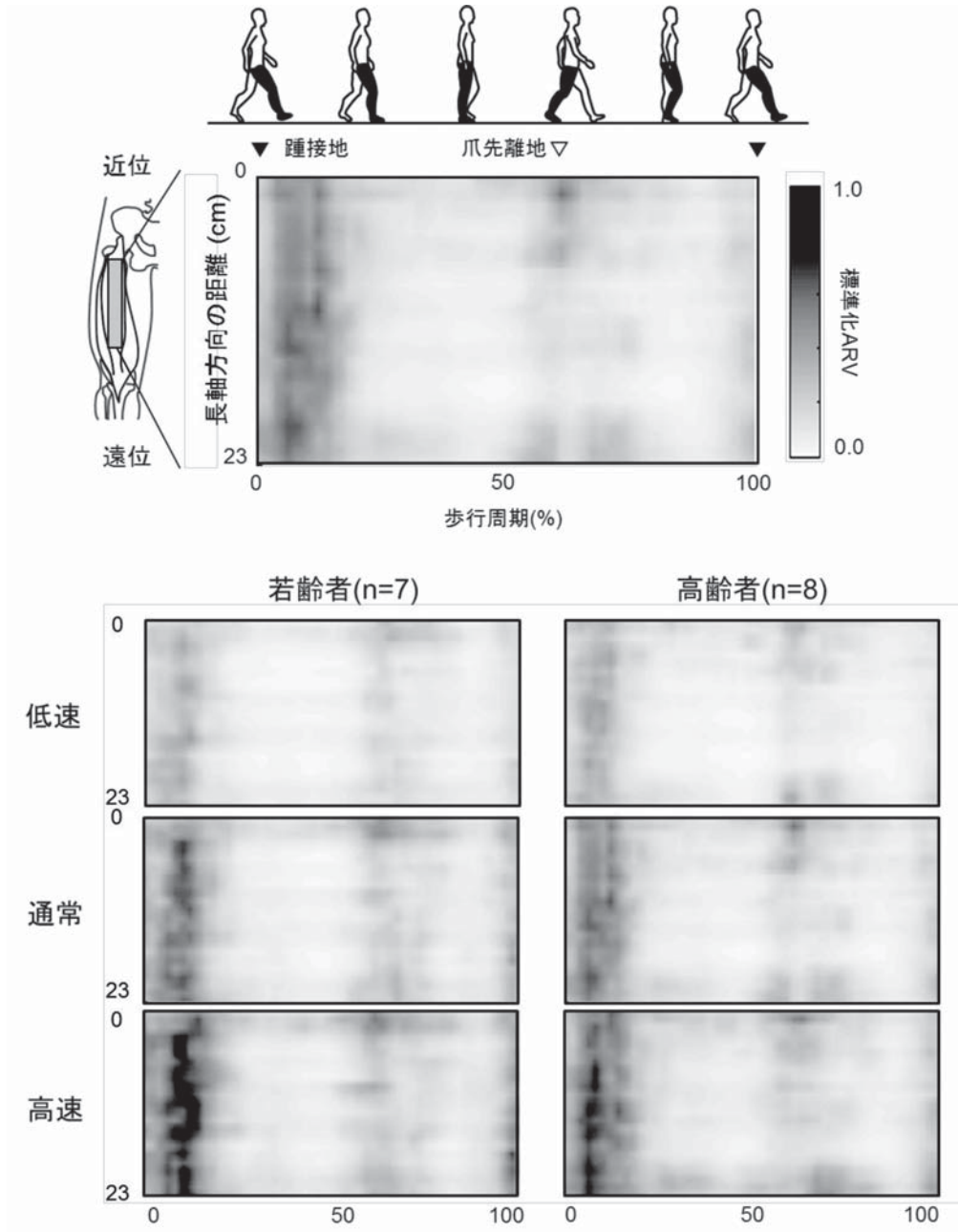
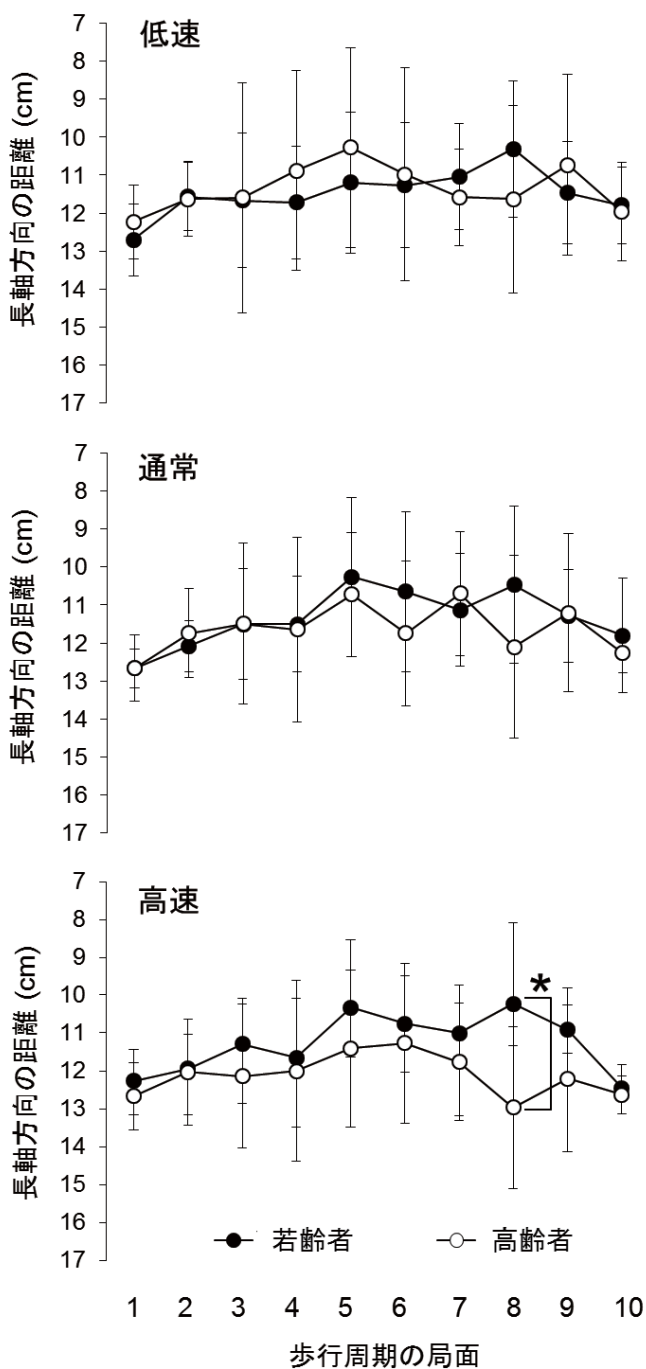


図4に各群の平均CLAを示した。低速および通常速度での歩行時にはCLAに群間での差異は見られなかったが、高速での歩行時では局面8において高齢者のCLAが若齢者と比較して有意に遠位側に位置していた ($p<0.05$)。また、いずれの歩行速度においても各局面の膝関節角度に有意な群間差は見られなかった。

図4 若齢者および高齢者のCentral Locus Activation群内平均値

* $p<0.05$ 若齢者vs高齢者



IV 考 察

本研究では、歩行中の膝関節角度や各試行の歩行速度およびケイデンスにも有意な差はなく、これらの運動学的パラメータに関しては群間での統制ができていたと言える。しかしながら、通常および低速時における爪先離地のタイミングが若齢者と比較して高齢者の方が有意に早い時期に出現した（表1）。その差異は1歩行周期の約3%であった。通常速度条件において若齢者では $63.06 \pm 1.27\%$ 、高齢者では $60.79 \pm 2.35\%$ であり、低速条件において若齢者では $64.48 \pm 1.07\%$ 、高齢者では $61.18 \pm 3.93\%$ であった。本研究では1歩行周期を10等分して筋電図データを解析したため、多くの被験者は局面6で爪先離地のイベントが生じていると推測できる。したがって、若齢者と高齢者との間における爪先離地のタイミングの違いは本研究の結果に大きな影響を及ぼすものではないと判断した。

歩行時における大腿直筋では、1歩の間に大きく分けて2つの活動が観察されており（van Hedel et al., 2006; Winter and Yack, 1987; Yang and Winter, 1985）、本研究でも同様の活動パターンが見られた（図2および3）。2つの活動は、踵が地面に接地する前後と地面から爪先が離れる前後にそれぞれ見られる。1つ目の活動は体重を支えるための膝関節伸展トルクに関連したもので、2つ目は脚を前方に運ぶための股関節屈曲トルクに関連したものであると推測される。我々の先行研究において、1つ目の活動が見られる局面（歩行周期の90~20%）では筋の中央部から遠位部が、2つ目の活動が見られる局面（歩行周期の50~80%）では筋の近位部が、それぞれより高い活動を有していた（Watanabe et al., 2014b）。本研究においても、低速および通常歩行時に先行研究と同様の傾向が両群で観察された（図2および3）。このような活動パターンは、CLAが局面1から8にかけて近位方向に移動する様相に反映されており、低速および通常歩行時に群間でCLAの変化に有意な差はなかった（図4）。CLAは筋の長軸方向における筋活動パターンの部位差を反映することから、低速および通常歩行の条件下では群間で大腿直筋の活動分布は類似していたと解釈できる。しかしながら、高速条件の局面8すなわち2つ目の活動が見られる局面において高齢者のCLAが若齢者と比較して有意に遠位側に位置していた（図4）。この結果は、高速で歩行した場合に当該局面では、若齢者は低速や通常速度条件と同様に筋の近位部の活動が相対的に高まるが、高齢者は筋の遠位部の活動が相対的に高まることを意味している。このことから、大腿直筋において、高齢者では低速や通常速度での歩行時は若齢者と類似した制御機構が機能しているが、高速歩行時には歩行周期の50~80%で観察される分業型の制御機構が機能していない可能性が考えられた。

歩行周期の50~80%における関節運動は、大腿直筋が有する2つの関節運動にとっては相反する関節トルクが同時に生成される。すなわち、スウィング局面と呼ばれるこの局面では、股関節の屈曲運動によって脚全体を持ち上げながら、下肢全体を畳むように膝関節を屈曲させる必要がある。大腿直筋は股関節の屈曲運動に貢献するため、この局面で活動する（van Hedel et al., 2006; Winter and Yack, 1987; Yang and Winter, 1985）。一方で、大腿直筋の活動は解剖学的に股関節の屈曲運動とともに膝関節の伸展運動も生じさせる。つまり、大腿直筋はスウィング局面において下肢を折り畳むための膝関節屈曲トルクに対して逆向きの膝関節伸展トルクを生じさせている可能性がある。このような矛盾する

関節トルクの生成を解消する方略が、我々が先行研究で明らかにしたスウィング局面における大腿直筋近位部の選択的な活動であると考えている (Watanabe et al., 2014b)。等尺性筋収縮を用いた研究 (Watanabe et al., 2012) において股関節屈曲運動時に大腿直筋の近位部が選択的に活動するという結果が得られていることから、スウィング局面では大腿直筋近位部の活動によって股関節屈曲トルクを生成した場合でも膝関節伸展トルクの生成は最小限に抑えられていると推測される。脳性麻痺患者ではスウィング局面で膝関節の屈曲角度が十分ではなく膝関節が伸展した状態であり (Stiff-knee gait), この病理的な歩行パターンに大腿直筋の活動が強く関与していることが指摘されている (Kerrigan et al., 1991; Knuppe et al., 2013; Reinbolt et al., 2008; Riley and Kerrigan, 1998)。大腿直筋の腱を移行することや薬物で大腿直筋の活動を抑制することによってStiff-knee gaitが改善されることも報告されている (Chantraine et al., 2005; Sung and Bang, 2000)。以上のことから大腿直筋の活動は円滑な歩行運動にとって非常に重要な役割を担っており、スウィング局面における正常な下肢関節動作は非常に高度な二関節筋の制御によるものであると考えられる。

本研究において、高齢者では高速歩行時のスウィング局面で若齢者と異なる大腿直筋の活動分布であることが明らかになった。上述してきた通り、スウィング局面における大腿直筋近位部の選択的な活動は脚全体、特に足部の自然なクリアランスを実現する重要な神経制御であると考えられる。この局面で大腿直筋の中央部から遠位部に活動が生じた場合、膝関節伸展トルクも生成され、脳性麻痺患者で観察されるStiff-knee gaitに類似した歩行パターンを引き起こす可能性が考えられる。このような歩行パターンは足部の自然なクリアランスを妨げ、躓きなどによる転倒リスクを高めると推測される。高齢者で観察されたスウィング局面におけるCLAの遠位部方向へのシフト (図4) は、大腿直筋の中央部から遠位部の活動を反映していることから、本来は発揮すべきでない膝関節伸展トルクを生成していた可能性がある。本研究ではスウィング局面における若齢者と高齢者の膝関節角度に有意な差はなかったことから、Stiff-knee gaitのような顕著な歩行パターンの変化として表出するものではなかった。本研究に参加した高齢者は、若齢者と同等の通常歩行速度であったことから、歩行機能の顕著な加齢低下が生じていなかったかもしれない。より歩行機能が低下した高齢者を対象とした場合、関節運動にも何らかの変化が表出してくるかもしれない。関連研究において、至適な歩行速度は若齢者と高齢者との間で統制されるのが一般的である。そのため、実験条件の面では妥当な被験者群であったが、今後は、より幅広い身体機能を有する高齢者を対象とした研究を進める必要がある。

V まとめ

本研究では、円滑な歩行動作の遂行に重要な役割を担っているとされる大腿直筋を対象とし、若齢者と高齢者との間で歩行時の表面筋電図を比較した。多チャンネル表面筋電図法を使用することによって大腿直筋の全体から表面筋電図を記録し、歩行中における筋内の活動分布を評価した。その結果、低速歩行および通常速度歩行では若齢者と高齢者との間に活動分布の差異は見られなかった。一方、高速歩行において爪先が地面から離れて脚全体を前方に運ぶスウィング局面の活動分布に群間差が観察され、

高齢者が若齢者と比較して大腿直筋の遠位部を相対的に高く活動させていることが明らかとなった。我々の先行研究において、スウィング局面では大腿直筋の近位部が選択的に活動し、この現象は股関節屈曲トルクを選択的に生成し、自然な歩行動作を遂行するための重要な神経制御であると考察していた。したがって、高速歩行のスウィング局面において、高齢者で観察された大腿直筋の活動制御パターンは円滑な歩行動作に必要な脚全体の折り畳みを妨げる可能性がある。本研究で明らかになった高齢者特有の歩行時における大腿直筋の制御パターンは、加齢にともなう転倒リスクの増大にとって潜在的な神経制御の加齢変化であると考えられる。

VI 謝 辞

本研究への助成をいただいた財団法人総合健康推進財団様に厚くお礼申し上げます。

VII 参考文献

- 1) Balius, R., Maestro, A., Pedret, C., Estruch, A., Mota, J., Rodriguez, L., Garcia, P. and Mauri, E., 2009. Central aponeurosis tears of the rectus femoris: practical sonographic prognosis. *British Journal of Sports Medicine* 43, 818-24
- 2) Chantraine, F., Detrembleur, C. and Lejeune, T. M., 2005. Effect of the rectus femoris motor branch block on post-stroke stiff-legged gait. *Acta Neurologica Belgica* 105, 171-7
- 3) Gregor, R. J., Cavanagh, P. R. and LaFortune, M., 1985. Knee flexor moments during propulsion in cycling-a creative solution to Lombard's Paradox. *Journal of Biomechanics* 18, 307-16
- 4) Gyftopoulos, S., Rosenberg, Z. S., Schweitzer, M. E. and Bordalo-Rodrigues, M., 2008. Normal anatomy and strains of the deep musculotendinous junction of the proximal rectus femoris: MRI features. *AJR. American Journal of Roentgenology* 190, W182-6
- 5) Hasselman, C. T., Best, T. M., Hughes, C. t., Martinez, S. and Garrett, W. E., Jr., 1995. An explanation for various rectus femoris strain injuries using previously undescribed muscle architecture. *American Journal of Sports Medicine* 23, 493-9
- 6) Jacobs, R. and van Ingen Schenau, G. J., 1992. Control of an external force in leg extensions in humans. *J Physiol* 457, 611-26
- 7) Kerrigan, D. C., Gronley, J. and Perry, J., 1991. Stiff-legged gait in spastic paresis. A study of quadriceps and hamstrings muscle activity. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 70, 294-300
- 8) Knuppe, A. E., Bishop, N. A., Clark, A. J., Alderink, G. J., Barr, K. M. and Miller, A. L., 2013. Prolonged swing phase rectus femoris activity is not associated with stiff-knee

- gait in children with cerebral palsy: a retrospective study of 407 limbs. *Gait and Posture* 37, 345-8
- 9) Lombard, W. P., 1903. The action of two-joint muscle. *American Physical Education Review* 8, 141-145
 - 10) Reinbolt, J. A., Fox, M. D., Arnold, A. S., Ounpuu, S. and Delp, S. L., 2008. Importance of preswing rectus femoris activity in stiff-knee gait. *Journal of Biomechanics* 41, 2362-9
 - 11) Riley, P. O. and Kerrigan, D. C., 1998. Torque action of two-joint muscles in the swing period of stiff-legged gait: a forward dynamic model analysis. *Journal of Biomechanics* 31, 835-40
 - 12) Sung, D. H. and Bang, H. J., 2000. Motor branch block of the rectus femoris: its effectiveness in stiff-legged gait in spastic paresis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 81, 910-5
 - 13) Sung, D. H., Jung, J. Y., Kim, H. D., Ha, B. J. and Ko, Y. J., 2003. Motor branch of the rectus femoris: anatomic location for selective motor branch block in stiff-legged gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 84, 1028-31
 - 14) van Hedel, H. J., Tomatis, L. and Muller, R., 2006. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. *Gait and Posture* 24, 35-45
 - 15) Van Ingen Schenau, G. J., Boots, P. J., de Groot, G., Snackkers, R. J. and van Woensel, W. W., 1992. The constrained control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience* 46, 197-207
 - 16) Watanabe, K., Kouzaki, M. and Moritani, T., 2012. Task-dependent spatial distribution of neural activation pattern in human rectus femoris muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 22, 251-8
 - 17) Watanabe, K., Kouzaki, M. and Moritani, T., 2013. Region-specific myoelectric manifestations of fatigue in human rectus femoris muscle. *Muscle and Nerve* 48, 226-234
 - 18) Watanabe, K., Kouzaki, M. and Moritani, T., 2014a. Non-uniform surface EMG responses to change in joint angle within rectus femoris muscle. *Muscle and Nerve* 50, 794-802
 - 19) Watanabe, K., Kouzaki, M. and Moritani, T., 2014b. Regional neuromuscular regulation within human rectus femoris muscle during gait. *Journal of Biomechanics* 47, 3502-3508
 - 20) Watanabe, K., Kouzaki, M. and Moritani, T., in press. Heterogeneous neuromuscular activation within human rectus femoris muscle during pedaling. *Muscle and Nerve*
 - 21) Winter, D. A. and Yack, H. J., 1987. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 67, 402-11

- 22) Yang, D. and Morris, S. F., 1999. Neurovascular anatomy of the rectus femoris muscle related to functioning muscle transfer. *Plastic and Reconstructive Surgery* 104, 102-6
- 23) Yang, J. F. and Winter, D. A., 1985. Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 60, 485-91