

博士論文

腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の機能的役割の再考
－歩行速度，ステップ長を変化させた歩行中の腸腰筋を含
めた股関節屈曲筋群の活動－

**(Functional role of hip flexors including the iliopsoas muscle
-Effects of gait velocity and step length on hip flexor including
the iliopsoas muscle activities during walking-)**

2016年3月

立命館大学大学院スポーツ健康科学研究科

スポーツ健康科学専攻博士課程後期課程

治郎丸 卓三

立命館大学審査博士論文

腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の機能的役割の再考
－歩行速度，ステップ長を変化させた歩行中の腸腰筋を含
めた股関節屈曲筋群の活動－

**(Functional role of hip flexors including the iliopsoas muscle
-Effects of gait velocity and step length on hip flexor including
the iliopsoas muscle activities during walking-)**

2016年3月
March, 2016

立命館大学大学院スポーツ健康科学研究科
スポーツ健康科学専攻博士課程後期課程
**Doctoral Program in Sport and Health Science
Graduate School of Sport and Health Science
Ritsumeikan University**

治郎丸 卓三
JIROUMARU Takumi

研究指導教員：伊坂 忠夫教授
Supervisor : Professor ISAKA Tadao

目次

序.....	1
第1章 研究小史.....	4
1-1. 歩行能力.....	4
1-2. 歩行速度とステップ長, ピッチの関係.....	4
1-3. 歩行能力と下肢筋群の筋力・筋量の関係.....	5
1-4. 歩行能力と下肢筋群の筋活動の関係.....	8
1-5. 腸腰筋の特性.....	10
1-6. 先行研究の問題点.....	11
1-7. 本研究の目的と概略.....	13
第2章 腸腰筋における表面筋電図の記録法の確立.....	16
2-1. 目的.....	16
2-2. 方法.....	16
2-3. 結果.....	32
2-4. 考察.....	38
2-5. まとめ.....	49
第3章 歩行速度, ステップ長を変化させた歩行中の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群 の活動.....	51
3-1. 目的.....	51
3-2. 方法.....	51

3-3. 結果.....	58
3-4. 考察.....	69
第4章 総括論議.....	75
4-1. 腸腰筋の表面筋電図の有効性とその問題点.....	75
4-2. 腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の機能的役割の再考.....	79
4-3. 歩行中の股関節屈曲筋群活動に及ぼす筋長の影響.....	87
4-4. 股関節屈曲筋群の機能的役割からみた歩行能力の維持, 向上の方法の検討.	87
結論.....	93
謝辞.....	97
参考文献.....	98

序

加齢に伴い身体諸機能が減退することで自立生活が送れなくなる者が増加しないよう対策していくことは日本社会において重要な問題である。身体諸機能の減退による歩行能力の低下(青柳 2002)は、転倒(鈴木ら 1999;鈴木 2000)、日常生活動作(Activities of Daily Living, ADL)能力の低下(Guralnik et al. 1995)、要介護の増大(木村 2008)、そして死亡(Gibbs et al. 1996)など深刻な問題と結びつきやすい。歩行能力の指標のうち歩行速度は容易に測定が可能であり、体力全般を知る有効な指標である(衣笠ら 1994; Furuna et al. 1998; 杉浦ら 1998)。歩行速度を規定するのは、ステップ長とピッチである。一般に歩行速度が増加するにつれ、ステップ長もピッチもどちらも増大する(Murray et al. 1967; Andriacchi et al. 1977)が、歩行速度の増加によるステップ長の増大が限界を迎えると、それ以上の速度の増加にはピッチの増大に依存するようになる。これらのことから、ピッチよりもステップ長の方が歩行速度の増加を制限する重要な因子であると考えられる。一方、加齢に伴う歩行速度の低下はピッチの減少よりもステップ長の減少に強く影響される(Marino and Leavitt 1987; Himann et al. 1988)。

加齢に伴いステップ長が減少する理由として、下肢関節の可動域の減少(Kaneko et al. 1991)、下肢の筋力、筋量の減少があげられる(Judge et al. 1996; 金ら 2000, 2001)。ステップ長は足関節底屈筋力、膝関節伸展筋力と有意な相関関係(Judge et al. 1996)にあり、膝関節伸展筋群の筋量と、股関節屈曲筋群の1つである腸腰筋の筋量との間にも有意な関係がある(金ら 2000, 2001)。したがって、ステップ長を減少させる主な要因は足関節底屈筋群、膝関節伸展筋群、股関節屈曲筋群の筋力および筋量の低下である。歩行は下肢の全ての部位の機能を統合した運動で、正常歩行において下肢の各関節の十分な可動域と筋力が不可欠であり、各関節のいずれの機能が欠けても歩行能力の低下につながる(Neumann 2010)。

表面筋電図を用いて歩行中の足関節底屈筋群, 膝関節伸展筋群の筋活動とステップ長増大のための機能的役割について明らかにされている (Hof et al. 1983 ; 丸山ら 2011). しかし, 歩行中の股関節屈曲筋群 (腸腰筋, 縫工筋, 大腿直筋, 大腿筋膜張筋) の筋活動とステップ長増大のための機能的役割については明らかにされていない. 股関節屈曲筋群 (腸腰筋, 縫工筋, 大腿直筋, 大腿筋膜張筋) においては, 筋内筋電図やシミュレーション解析による研究により, 歩行速度の増加とともに腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群は立脚期後半から遊脚期前半にかけて活動を増大することが示されている (Andersson et al. 1997 ; Neptune et al. 2008). 立脚期後半から遊脚期前半は股関節屈曲角度が伸展位から屈曲位に向かい股関節屈曲角速度が高まる相であることから, 歩行速度増加のための股関節屈曲筋群の機能的役割としては主にピッチを高めるのに役立つとされてきた (Andersson et al. 1997 ; Neptune et al. 2008 ; Perry and Burnfield 2010). しかし, 遊脚期後半から立脚期前半においても股関節屈曲筋群である腸腰筋は活動を増大することが示されている (Andersson et al. 1997).

遊脚期後半は股関節屈曲角度が大きくなる相であり (Perry and Burnfield 2010 ; Götz-Neumann 2011), ステップ長を増大させるためには股関節屈曲角度の増大が必要 (Kaneko et al. 1991) になることから, 遊脚期後半はステップ長を増大させる重要な相である. しかし, これまでは遊脚期後半では, 股関節伸展筋群 (ハムストリングス) が遠心性収縮し下肢の動きにブレーキをかける相 (Perry and Burnfield 2010 ; Götz-Neumann 2011) であるとされてきたことから, 遊脚期後半における股関節屈曲筋群 (腸腰筋) の活動については着目されてこなかった. また, 従来, 歩行周期は足部と地面の接地の関係から立脚期, 遊脚期に分けられ (Perry and Burnfield 2010 ; Götz-Neumann 2011), この相分けでは足部と地面との関係に着目され, 歩行中の股関節運動についてはあまり着目されてこなかった. そのため, 腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の活動と股関節運動およ

びステップ長変化については詳細に把握されていない。

ステップ長を増大させるためには遊脚期後半に股関節屈曲角度を増大させる必要があり、遊脚期後半に股関節屈曲角度を増大しステップ長を増大させていく役割を持つのは股関節伸展筋群であるハムストリングスではなく、股関節屈曲筋群である腸腰筋であると考えられる。これまで用いられてきた足部運動に着目した歩行周期の相分けでは、股関節がどのように運動してステップ長、ピッチを変化させているかを詳細に把握することができなかった。下肢の関節の中でも最も近位に位置する股関節は下肢の運動の支点であるため歩行におけるステップ長、ピッチに影響すると思われる。したがって、遊脚期後半の股関節屈曲角度を増大しステップ長を増大させていく腸腰筋の役割を明らかにするためには、股関節運動に着目し相分けすべきであると考えられる。また、腸腰筋の歩行中の活動を記録するために筋内筋電図や表面筋電図が用いられるが、筋内筋電図は侵襲的な方法であるため歩行などの身体動作を研究する目的で利用することは容易ではない。そのため非侵襲的な方法である表面筋電図を用いたが、これまで表面筋電図を用いて腸腰筋の活動を記録 (Ivanenko et al. 2005, 2006, 2008 ; Cappellini et al. 2006) されてはいるものの、腸腰筋の表面筋電図を正確に記録する方法を全く確立しないままに記録されてきた。したがって、歩行実験に応用するためには腸腰筋の表面筋電図を正確に記録する方法を確立した上で用いる必要があった。

そこで本論文では、はじめに腸腰筋の表面筋電図を歩行実験に応用するために、腸腰筋の表面筋電図を正確に記録する方法を確立することを目的とした。次に、確立した腸腰筋の表面筋電図法を歩行実験に応用し、歩行中の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の活動と股関節運動を記録して、股関節屈曲、伸展運動の変化から腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群がどのようにステップ長を変化させているかを検討することで、歩行中における腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の機能的役割を再考することを目的とした。

第1章 研究小史

1-1. 歩行能力

歩行能力を維持することは自立した生活を送るための重要な条件である (Guralnik et al. 1995 ; 鈴木ら 1999 ; 鈴木 2000 ; 木村 2008). 行動体力は形態や機能などの身体活動を伴う行動を起こす能力, その行動をコントロールする能力である. 青柳 (2002) によると, 若年者では行動体力の機能的要素である筋力, 柔軟性, 持久力, 平衡性, 全身協調性 (歩行能力など) はそれぞれの構成要素が独立した能力として考えられるが, 加齢に伴い行動体力の機能は互いに関連して低下し, 歩行能力も同様に低下する. 歩行能力の低下は転倒と結びつきやすく (鈴木ら 1999 ; 鈴木 2000), また, ADL 能力の低下 (Guralnik et al. 1995), 要介護の増大 (木村 2008), そして死亡 (Gibbs et al. 1996) などの予測因子にもなる. 村永ら (2003) は, 加齢によりステップ長が減少している者ほど日常生活自立度が制限され, 転倒リスクが高くなることを報告しており, ステップ長の増大あるいは維持は生活機能を維持していく上で欠かせない要素であると考えられる.

1-2. 歩行速度とステップ長, ピッチの関係

歩行速度を規定する主要因は, ステップ長とピッチである. ステップ長 (歩幅) は歩行の最も基本的な距離的パラメータであり, 一側の足部接地から対側の足部接地までの足部接地間の距離である. ピッチ (歩行率) は歩行の最も基本的な時間的パラメータであり, 一定時間当たりの歩数のことである. すなわち, 歩行速度はステップ長とピッチの積によって求められる (歩行速度 = ステップ長 × ピッチ).

歩行速度の増加に伴いステップ長とピッチはどちらも増加する (Murray et al. 1967 ;

Andriacchi et al. 1977) が、歩行速度の増加に伴うステップ長の増加が限界を迎えると、それ以上の速度の増加はピッチの増加に依存する (Murray et al. 1966, 1971 ; Neumann 2010). 一方、競歩選手の歩行速度の増加はピッチよりもステップ長の増大に強く影響される (清水ら 1994). ところが、若年者と高齢者では同程度の歩行速度を得るための運動戦略および歩行速度増加に対する運動戦略が異なり、岡田ら (1999) によると、高齢者では歩行速度の増加に伴うピッチの増大率がステップ長の増大率より大きく、若年者ではステップ長依存型であるのに対して、高齢者ではピッチ依存型である. 図 1.1 は先行研究のデータを元にステップ長とピッチの関係を示した図 (Öberg et al. 1993 ; 法元 2007) であり、若年者はピッチよりもステップ長の変化が大きいものに対して、高齢者はステップ長よりもピッチの変化が大きいことを示している.

一方、通常速度よりも歩行速度を低下させる場合には、一般的にピッチよりもステップ長の方が先に減少する (Murray 1966, 1971 ; Neumann 2010). 歩行速度の低下は多くの歩行障害に見られ、その原因は疼痛、神経系障害、筋骨格系障害などが挙げられるが、その場合、ステップ長とピッチの両方とも低下する (Murray 1967 ; Sudarsky 1995 ; Don et al. 2007 ; Oatis 2004). ところが、加齢に伴う歩行速度の低下におけるその低下の度合いは、ピッチよりもステップ長の減少により影響される (Murray et al. 1969 ; 増田 1971 ; Himann et al. 1988 ; Kaneko et al. 1990, 1991). したがって、歩行速度を変化させる上でステップ長とピッチは互いに関連して両方が変化するが、特に高齢者においてはステップ長とピッチは別個だと考える必要がある.

1-3. 歩行能力と下肢筋群の筋力・筋量の関係

Kaneko et al. (1991) は、歩行中のステップ長減少の原因として、体力テストの結果の比較から、下肢関節の能動的な関節可動域の減少をあげている. また、彼らは、ピッ

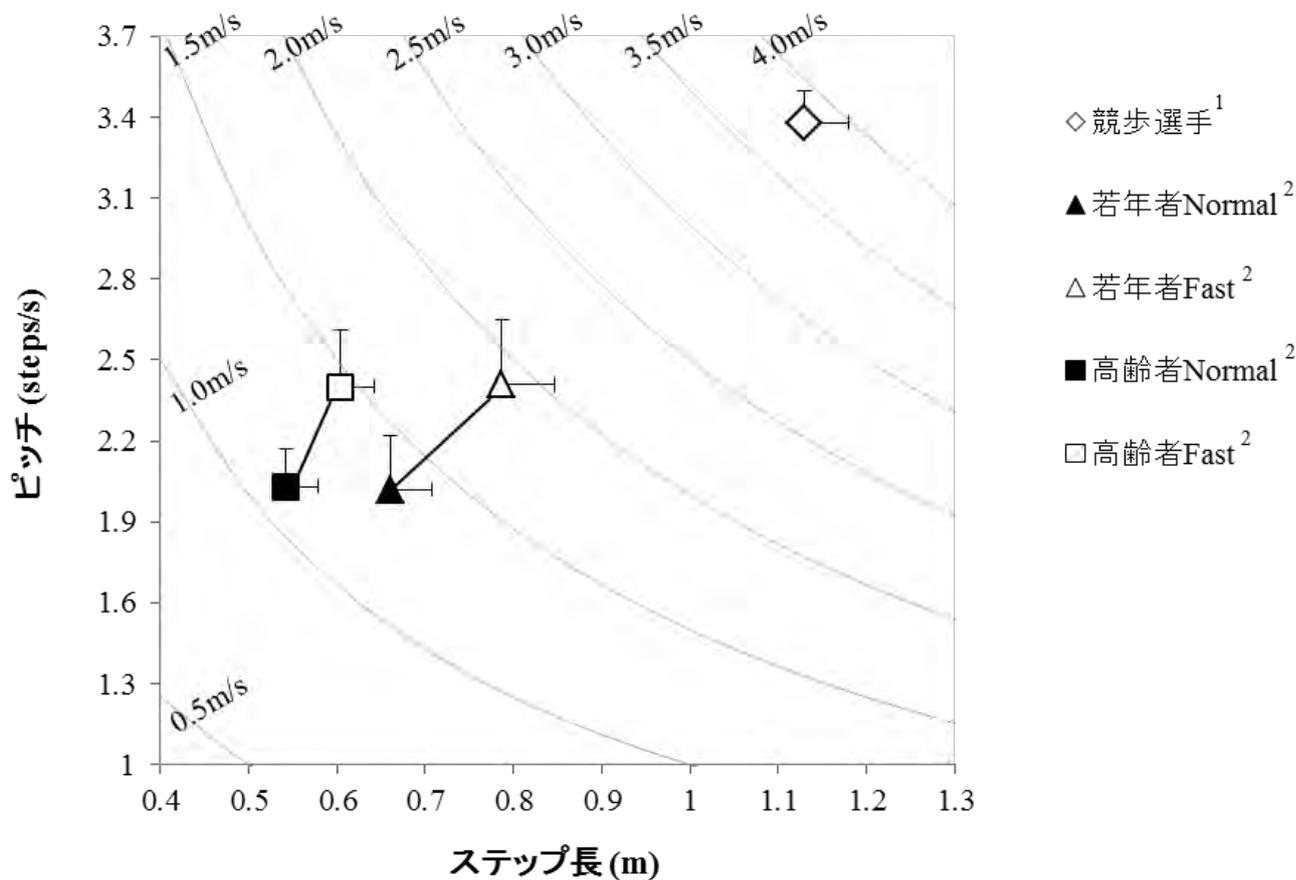


図 1.1 ステップ長とピッチの関係

競歩選手のステップ長とピッチの関係および若年者と高齢者のステップ長とピッチの関係。

1. 法元康二. (2007). 競歩の歩行技術に関するバイオメカニクス的研究: 身体部分間の力学的エネルギーの流れに着目して. 平成18年度筑波大学博士論文集.
2. Öberg, T., Karsznia, A., & Öberg, K. (1993). Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 30, 210-223.

表 1.1 先行研究のレビュー：歩行能力と下肢筋群の関係

○: 関係あり, -: 関係なし, 無印: 言及なし

Author (year)	Title	Walking Speed	N	Age	Ankle plantar flexor			Knee extensor			Hip flexor		
					Force	EMG	Volume	Force	EMG	Volume	Force	EMG	Volume
Hof et al. (1983)	Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity	0.5, 2.5 m/s	9 (M:5 W:4)	M:26±6 W:25±4		○							
Judge et al. (1993)	Exercise to improve gait velocity in older persons		31					○			—		
Judge et al. (1996)	Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics		58 (Y:32 O:26)	Y:26±6 O:79±6	○			○			—		
Sipila et al. (1996)	Effects of strength and endurance training on isometric muscle strength and walking speed in elderly women		34(W)	76-78				○					
Andersson et al. (1997)	Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion	1.0, 1.5, 2.0, 3.0 m/s	11 (M:9 W:2)	28 (23-35)								○	
淵本ら (1999)	高齢者の歩行能力に関する体力的 動作学的研究. -膝伸展, 足底屈, 足背屈の筋力と歩行の力-		161 (W)	40-89				○					
金ら (2000)	加齢による下肢筋量の低下が歩行能力に及ぼす影響		127 (M:57 W:70)	20-84						○			○
金ら (2001)	長期間トレーニングを継続している高齢アスリートの筋量と歩行能力の特徴		60 (M:26 W:34)	M:84±3 W:76±4			—			—			○
Requiao et al. (2005)	Quantification of level of effort at the plantarflexors and hip extensors and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences	0.67±0.09, 0.93±0.10, 1.26±0.19, 1.41±0.19 m/s	14 (M:7 W:7)	46±13							○		
Neptune et al. (2008)	The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics.	0.4, 0.8, 1.2, 1.6, 2.0 m/s	10 (M:5 W:5)	30±6		○			○			○	
丸山ら (2011)	筋力トレーニングとしてのロングステップ長歩行の可能性	1.0, 1.67 m/s	7 (M)	28±11		○			○				
					足関節底屈筋群の筋力, EMG と歩行能力が関係			膝関節伸展筋群の筋力, EMG と歩行能力が関係			股関節屈曲筋群の筋力, EMG, 筋量と歩行能力が関係		

M: Men, W: Women, Y: Young, O: Older

チ減少の原因として下肢関節の角速度の減少をあげている。そして、歩行能力と下肢筋量、下肢筋力との関係についてもこれまで幾つか報告されてきている（表 1.1）。

歩行能力と関係する筋群として先行研究であげられるのは、下肢の足関節底屈筋群、膝関節伸展筋群、そして股関節屈曲筋群である。Judge et al. (1996) は、高齢者の等速性運動 (60°/sec) での股関節、膝関節、足関節の伸展、屈曲最大筋力を測定し、歩行中の関節の運動力学との関係を検討した結果、ステップ長と足関節底屈筋力および膝関節伸展筋力との間に関係が認められたことを報告している。また、太田ら (1992) は下肢筋力と歩行能力に正の相関関係があることを報告している。一方、下肢筋量について、ステップ長と膝関節伸展筋群、股関節屈曲筋群の 1 つである腸腰筋の筋量との間に関係があることが報告され、加齢に伴う膝関節伸展筋群と腸腰筋の筋量の減少は、ステップ長の減少に大きな影響を及ぼす可能性を示唆している (金ら 2000, 2001)。さらに、金ら (2001) は、運動習慣を持つ者と、運動習慣を持たない者を比較して、足関節底屈筋群 (下腿三頭筋)、足関節背屈筋群 (前脛骨筋)、膝関節伸展筋群 (大腿四頭筋)、膝関節屈曲筋群および股関節伸展筋群 (ハムストリングス)、股関節屈曲筋群 (腸腰筋) の中で、ステップ長の増大に特に関係しているのは股関節屈曲筋群の 1 つである腸腰筋の可能性が高いことを指摘している。

1-4. 歩行能力と下肢筋群の筋活動の関係

足関節底屈筋群、膝関節伸展筋群は表層筋であるため、表面筋電図法を用いて歩行中の筋活動とステップ長増大のための機能的役割について明らかにされている (表 1.1)。Hof et al. (1983) は、歩行中のステップ長と足関節底屈筋群 (ヒラメ筋、腓腹筋) の筋活動との関係性を報告し、ステップ長とヒラメ筋、腓腹筋の最大筋活動との間に正の相関関係があることを報告している。また、丸山ら (2011) は、トレッドミル上での自由

歩行とステップ長を大きくしたステップ長増大歩行の足関節底屈筋群であるヒラメ筋と膝関節伸展筋群である外側広筋の筋活動を記録し、自由歩行と比べてステップ長増大歩行ではコンセントリック、エキセントリックの両期間において外側広筋の筋活動が有意に高くなるのに対して、ヒラメ筋の筋活動は両者の間で有意な差は認められなかったことを報告している。

歩行速度の増加とともに股関節屈曲筋群の活動量も増大することが報告されている (Andersson et al. 1997 ; Requiao et al. 2005 ; Neptune et al. 2008)。Andersson et al. (1997) は、歩行速度 1 m/s, 1.5 m/s, 2 m/s, 3 m/s の歩行中に股関節屈曲筋群の活動を筋内筋電図を用いて記録した。その結果、腸腰筋は大腿直筋、縫工筋とともに立脚期後半から遊脚期前半にかけて活動し、腸腰筋においては遊脚期後半から立脚期前半にかけても活動すること、また、2 m/s 以上の歩行速度になると腸腰筋の活動が増大することを明らかにしている。Neptune et al. (2008) は、シミュレーションを用いて、歩行速度の増加により立脚期後半に大腿直筋の活動が増大し、立脚期後半の前遊脚期から遊脚期前半にかけて腸腰筋の活動増大が生じることを報告している。

Andersson et al. (1997), Neptune et al. (2008) の研究から、股関節屈曲筋群である腸腰筋、縫工筋、大腿直筋は、歩行速度を増加させるために立脚期後半から遊脚期前半にかけて活動を増大し、この期間が股関節屈曲角速度、股関節屈曲角加速度を高める加速期であることからピッチを高めるのに役立つとされてきた (Andersson et al. 1997 ; Neptune et al. 2008 ; Perry and Burnfield 2010)。しかし、Andersson et al. (1997) の論文では、遊脚期後半から立脚期前半において、他の股関節屈曲筋群が活動していないのに対して腸腰筋が活動を増大することが示されている。

遊脚期後半は股関節屈曲角度が大きくなる相であり (Perry and Burnfield 2010 ; Götz-Neumann 2011)、ステップ長を増大させるためには股関節屈曲角度の増大が必要

(Kaneko et al. 1991) になることから、遊脚期後半はステップ長を増大させる重要な相であると考えられる。したがって、腸腰筋には股関節屈曲角度を大きくし、ステップ長を増大する機能的役割があるという仮説が立てられる。

しかし、遊脚期後半では、股関節伸展筋群（ハムストリングス）が遠心性収縮し下肢の動きにブレーキをかける相（Perry and Burnfield 2010 ; Götz-Neumann 2011）であるとされてきた。また、これまで歩行周期は足部と地面の接地の関係から相分けされ（Perry and Burnfield 2010 ; Götz-Neumann 2011）、この相分けでは足部と地面との関係に目がいき、歩行中の股関節運動についてはあまり着目されてこなかったことなどが関係してか、Andersson et al. (1997)では、遊脚期後半の腸腰筋の活動は、体幹、骨盤の安定化のために活動したと考察されているのみであり、腸腰筋の活動とステップ長増大との関係性については着目していない。

さらに、股関節屈曲筋群（腸腰筋、縫工筋、大腿直筋、大腿筋膜張筋）においては、腸腰筋が深層筋であるため表面筋電図法を正確に計測する方法が確立されていない。そのため、これまで歩行中の股関節運動と腸腰筋の表面筋電図を同時に記録して、股関節屈曲、伸展運動の変化から腸腰筋がどのようにステップ長を変化させているかは検討されておらず、遊脚期後半における腸腰筋のステップ長増大のための機能的役割については明らかにされていない。

1-5. 腸腰筋の特性

腸腰筋は、大腿直筋、縫工筋、大腿筋膜張筋と共に股関節屈曲の主動作筋である（Oatis 2004）。解剖学的に腸腰筋は腸骨筋と大腰筋の 2 つの筋からなる（Agur et al. 1991 ; Oatis 2004 ; Neumann 2010）。腸骨筋は腸骨窩から起こり、大腰筋は第 12 胸椎と椎間板を含む全腰椎の肋骨突起より起こり、腸骨筋と大腰筋の線維は鼠径部付近にて癒

合する (Agur et al. 1991). 腸腰筋の筋線維構成は赤筋線維よりも白筋線維が多い (駒谷 1986). 腸腰筋は他の股関節屈曲筋群よりもモーメントアームは短い, 生理学的断面積が大きいために強力な股関節屈曲筋となる (Juker et al. 1998 ; Oatis 2004).

腸腰筋は, 他の股関節屈曲筋群と異なり骨盤, 大腿骨に付着するだけでなく胸椎, 腰椎にも付着するため, 股関節運動および体幹運動の 2 つの役割をもつ (Oatis 2004 ; Neumann 2010). 体幹運動については, 腰椎の前彎と骨盤の前傾を保つとともに, 脊柱を左右に曲げるような負荷に対抗して腰椎を安定させる役割を果たしている (Andersson et al. 1995 ; Juker et al. 1998 ; Oatis 2004). また, 腸腰筋は股関節屈曲角度を大きくしていくほど発揮トルクが増大することが示されている (小栢ら 2011).

腸腰筋は深層筋であるため, 腸腰筋の活動は侵襲的な方法である筋内筋電図により記録されるのが一般的であった (Andersson et al. 1995, 1997 ; Juker et al. 1998).

1-6. 先行研究の問題点

以上の先行研究により以下の問題点が挙げられた.

1) 遊脚期後半から立脚期前半における腸腰筋が果たす役割については不明である.

Andersson et al. (1997) では, 遊脚期後半から立脚期前半において他の股関節屈曲筋群は活動を増大しないのに対して, 腸腰筋だけは活動を増大することが示されている. 歩行速度の変化に対して, ステップ長とピッチの両方は変化するが, 1 歩行周期において距離的パラメータであるステップ長が重要になる相と時間的パラメータであるピッチが重要になる相があると考えられ, ステップ長, ピッチのそれぞれに関与する筋も異なる可能性がある. 遊脚期後半は股関節屈曲角速度を高めるよりむしろ股関節屈曲角度が大きくなる (岡田ら 1999) 相であることから, 腸腰筋は遊脚期後半に股関節屈曲角度を大きくしてステップ長を増大する役割を持つことが予想される. しかしながら, そ

のことに着目した先行研究は皆無である。

2) 歩行速度に伴いステップ長、ピッチの両方に変化が生じてしまうため、歩行速度を変化させることではステップ長とピッチを分けて議論することはできない。

ステップ長とピッチを変化させる要因を個別に明らかにするためには、ピッチを一定のままでステップ長を変化させたり、あるいはステップ長を一定のままでピッチを変えるなどで条件を整える必要があると考える。先行研究では歩行速度を変化させた実験が多く、ステップ長やピッチのみを変化させた実験が少ない。しかしながら、ステップ長とピッチは関連しており同時に変化しうるものであるため、実験手法としては現実的には困難である。

3) 三次元動作解析法と表面筋電図法を併用して、歩行中の股関節運動と腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の表面筋電図を同時に記録して、股関節屈曲、伸展運動の変化から腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群がどのようにステップ長を変化させているかは不明であり、腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群におけるステップ長、ピッチ増大の役割については詳細に把握されていない。

Kaneko et al. (1991) は、ステップ長減少の原因として能動的な下肢の関節可動域の減少を、ピッチ減少の原因として下肢関節の角速度の減少を示している。股関節屈曲筋群が歩行能力と関係していることから、股関節屈曲筋群でも距離パラメータであるステップ長と関係する筋と、時間的パラメータであるピッチと関係する筋とが存在する可能性があるが、そのことに着目した先行研究はない。歩行中の股関節運動と股関節屈曲筋群活動におけるステップ長、ピッチとの関係性に着目されてこなかった理由として、これまで歩行周期は足部と地面の接地の関係から相分けされ (Perry and Burnfield 2010 ; Götz-Neumann 2011)、足部機能に目がいき、歩行中の股関節運動についてはあまり着目されてこなかったことが挙げられる。そのため、腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群が股関

筋をどのように動かしてステップ長を変化させているかは詳細には把握されていない。また、股関節屈曲筋群の中でも腸腰筋の表面筋電図を正確に計測する方法が確立されていないことも挙げられる。鼠径部直下の大腿三角では、腸腰筋は皮下表面に位置し (Agur et al. 1991), この領域の大きさが十分であれば、腸腰筋の表面筋電図を記録可能であると考えられる。実際に先行研究においても腸腰筋の表面筋電図は計測されている (Ivanenko et al. 2005, 2006, 2008 ; Cappellini et al. 2006) が、これらの研究では、腸腰筋の皮下表出領域の大きさや隣接筋からのクロストークの影響を検討し、腸腰筋の表面筋電図が計測に計測できることを確認した上で用いられていない。そのため、計測された腸腰筋の表面筋電図の正確性に疑問が残る。

1-7. 本研究の目的と概略

1-7-1. 目的

本研究では、はじめに腸腰筋の表面筋電図を正確に計測する方法を確立する。その確立した腸腰筋における表面筋電図法を歩行に応用することにより、歩行速度、ステップ長を変化させた際の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の活動と股関節運動を記録し、股関節屈曲、伸展運動の変化から腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群がどのようにステップ長を変化させているかを検討することで、歩行中における腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の機能的役割を再考することを目的とした。

歩行中における腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の機能的役割を再考するための歩行実験 (実験 4) に先立って、腸腰筋活動の表面筋電図を正確に計測することは可能か、以下の 3 つの実験により検証した。まず、磁気共鳴画像 (magnetic resonance imaging, MRI) により腸腰筋の表面電極貼付領域の存在を検討し (実験 1), 次に、クロストークの影響をみるために冷却法を用いて隣接筋である縫工筋からの影響なく腸腰筋の活動

が記録されることを確認した（実験 2）。最後に，股関節屈曲角度が変化した際の腸腰筋の表面筋電図測定の適用範囲を規定した（実験 3）。

1-7-2. 本研究の構成

本研究は，研究小史（第 1 章），腸腰筋における表面筋電図の記録法の確立（第 2 章），歩行速度，ステップ長を変化させた歩行中の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の活動（第 3 章），および総括論議（第 4 章）からなる。

第 2 章：腸腰筋における表面筋電図の記録法の確立

2-1) 腸腰筋表面電極貼付領域としての皮下表出領域の確認（実験 1）

腸腰筋における表面筋電図の記録法を確立することを目的とし，MRI 法を用いて，腸腰筋に表面電極を貼付するのに十分な領域が皮下に存在するかを確認した。

2-2) 腸腰筋表面電極貼付領域から記録された表面筋電図の妥当性（実験 2）

腸腰筋の表面筋電図に最も影響を及ぼす隣接筋と考えられる縫工筋からのクロストークを確認する目的で，冷却法（Watanabe and Akima. 2009）を用いて，腸腰筋を冷却しないように縫工筋を冷却し，冷却の影響から腸腰筋表面電極貼付領域から記録した表面筋電図の妥当性を検討した。

副論文：Jiroumaru, T., Kurihara, T., & Isaka, T. (2014). Establishment of a recording method for surface electromyography in the iliopsoas muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(4), 445-451.

2-3) 腸腰筋における表面筋電図法の適用範囲の検討（実験 3）

腸腰筋における表面筋電図法を歩行に応用するために，腸腰筋における表面筋電図法の適用範囲を検討する目的で，MRI 法を用いて異なる股関節角度（屈曲 -10° ， 0° ， 30° ， 60° ）に変化させた際にも腸腰筋の表面電極貼付領域が存在するかを確認した。さらに，

表面筋電図法を用いて、異なる股関節角度（屈曲 -10° 、 0° 、 30° 、 60° ）において、腸腰筋の筋電図信号に他の股関節屈曲筋群の筋電図信号からの影響が及んでいるか否かを、コヒーレンス解析を行うことにより確認した。

副論文：Jiroumaru, T., Kurihara, T., & Isaka, T. (2014). Measurement of muscle length-related electromyography activity of the hip flexor muscles to determine individual muscle contributions to the hip flexion torque. SpringerPlus, 3, 624.

第3章：歩行速度、ステップ長を変化させた歩行中の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の活動（実験4）

実験1, 2, 3で確立された腸腰筋における表面筋電図法を歩行に応用し、様々な歩行速度（スロー、ノーマル、ファスト）および、一定歩行速度で様々なステップ長（ステップ長を小さくしピッチ増大、ノーマル、ピッチを小さくしステップ長増大）に変化させた際の、歩行中の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の表面筋電図の記録を行った。さらに、三次元動作解析法により股関節運動および骨盤運動データも計測し、股関節屈曲筋群の表面筋電図と股関節屈曲角度、角速度および骨盤前傾角度、角速度との関係を検討した。

第4章：総括論議

以上の結果に基づき、歩行中における腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の機能的役割の再考を行い、特に遊脚期後半における腸腰筋のステップ長増大の役割に着目し、歩行能力を維持、向上させるための方法論について考察を行った。

第2章 腸腰筋における表面筋電図の記録法の確立

2-1. 目的

腸腰筋は身体の深部にあるため、その活動を記録することは困難であり、通常は筋内筋電図を用いて腸腰筋の筋電図活動を測定する (Andersson et al. 1997 ; Basmajian et al. 1985 ; Juker et al. 1998). しかし、筋内筋電図による研究は侵襲的であり、ダイナミックな運動を研究する目的で利用することは容易ではない。本章の目的は、困難であるとされた腸腰筋における表面筋電図の記録法の実現可能性を検証することである。そのために、実験1ではMRIを用いて鼠径部直下の大腿三角で表面に位置している (Agur et al. 1991) 腸腰筋の皮下表出領域の面積を定量化し、実験2では冷却法 (Watanabe and Akima. 2009) により、最も隣接する股関節屈曲筋群である縫工筋からの筋電図信号の混入 (クロストーク) の影響を評価して、腸腰筋からの表面筋電図信号が縫工筋からの影響なく腸腰筋から記録されたものであるかを検証し、実験3では腸腰筋の表面筋電図法の適用範囲を確認するために、MRIを用いて股関節屈曲角度変化に伴う腸腰筋の表面電極貼付領域の影響を確認した。さらに、表面筋電図法を用いて、異なる股関節角度において腸腰筋の筋電図信号に他の股関節屈曲筋群の筋電図信号からの影響が及んでいるか否かを、コヒーレンス解析を行うことにより確認した。

2-2. 方法

2-2-1. 腸腰筋表面電極貼付領域としての皮下表出領域の確認 (実験1)

2-2-1-1. 被験者

50名の健康な成人男性 (年齢: 19.5 ± 0.7 歳, 体重: 67.8 ± 7.9 kg, 身長: 173.5 ± 6.1 cm) が研究に参加した。実験前に本実験の手順、目的、リスクについて説明し、全参加者が

ら書面によるインフォームドコンセントを取得した。本実験は、立命館大学びわこ・くさつキャンパスの倫理審査委員会によって承認（BKC-IRB-2011-06）を得てから行われた。

2-2-1-2. プロトコール

MRI を用いて、鼠径部直下の大腿三角でわずかにみられる腸腰筋の皮下表出領域を定量化し、この領域が表面筋電図を貼付、記録できる程度の十分な大きさか否かの評価を行った。

2-2-1-3. MRI 測定

MRI 装置は、臨床用 1.5-T MRI システム（Signa HDxt ; GE Healthcare UK Ltd 社製, イギリス）を用いた。腹部の呼吸によるアーチファクトを減らすために呼気トリガを設定して画像を取得した（スピンエコー法, 繰り返し時間 (TR) = 1 呼吸, エコー時間 (TE) = 7.6 ミリ秒, マトリックス = 512 × 512, 有効視野 = 420 × 420 mm, ギャップなし, スライス厚 = 1 cm, 励起数 = 2）。被験者の姿勢は、膝関節を完全伸展の仰臥位安静とした。上前腸骨棘（anterior superior iliac spine, ASIS）から大腿骨小転子までの連続した横断画像を取得した。典型的な MRI 結果および解剖学的スケッチ画は、それぞれ図 2.1a および 2.1b に示す。

MRI 横断画像から腸腰筋, 縫工筋, 内腹斜筋, 大腿動脈, 腸骨, および皮膚ラインの輪郭を識別した（図 2.1b）。腸腰筋の皮下表出領域の測定として, 画像解析ソフトウェア（Image J, ver 1.45 ; National Institute of Health, アメリカ）を使用して, 以下の手順を実施した（図 2.1c）: (1) 両側の腸骨の後方端部に沿って直線（図 2.1c の L1）を引く ; (2) 腸腰筋の皮下表出領域の内側縁および外側縁から L1 に垂直な 2 本の直線（図 2.1c

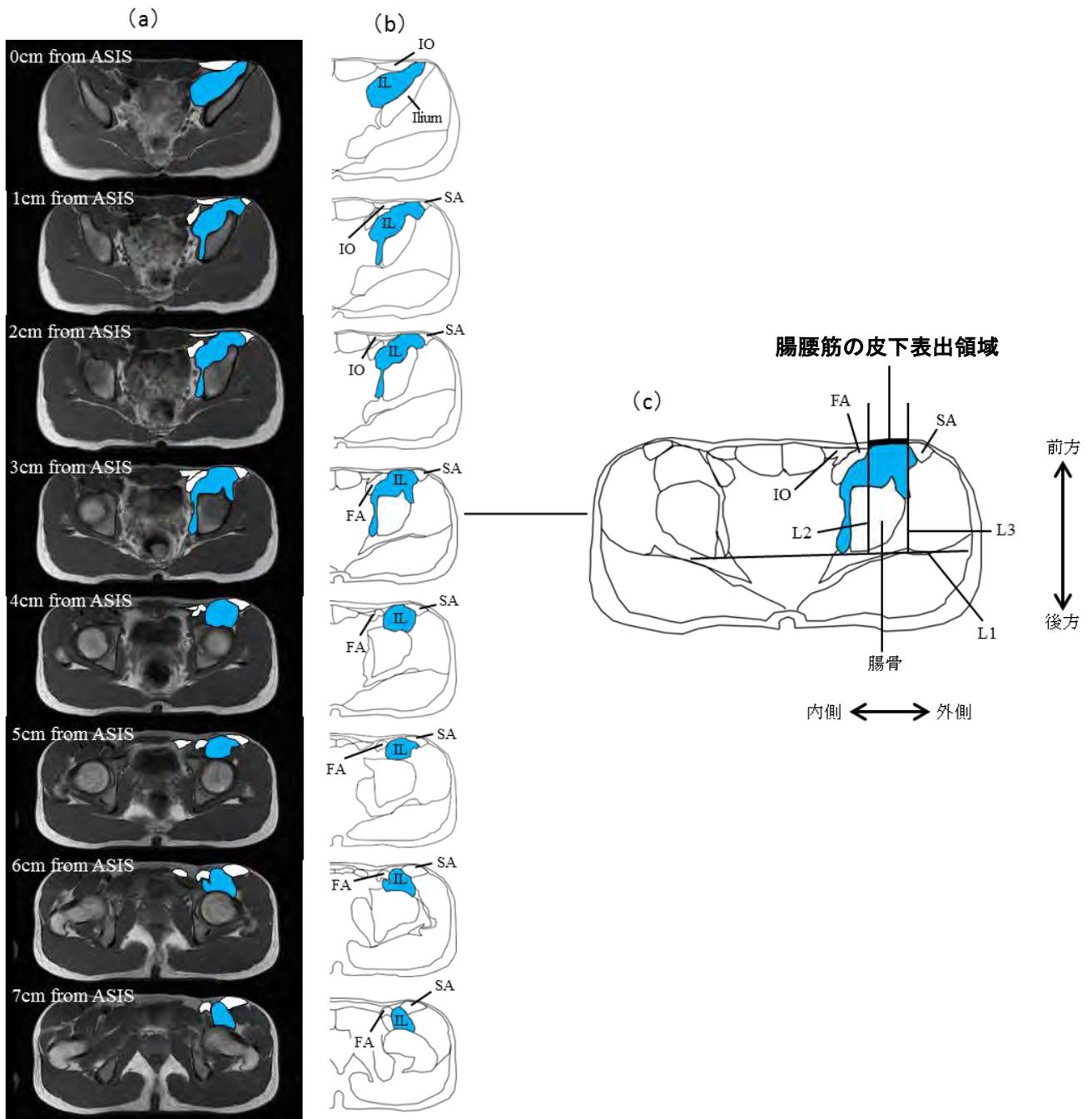


図 2.1 代表的 MRI 横断画像および各画像のスケッチ画

ASIS からの 0~7 番目までの代表的な MRI 横断画像 (a), および各画像の解剖学的ガイド付きスケッチ画 (b). 腸腰筋に面した皮膚の境界 (腸腰筋の皮下表出領域) を測定するための略図 (c). IL: 腸腰筋, SA: 縫工筋, FA: 大腿動脈, IO: 内腹斜筋, L1: 両側で腸骨の後方端部に沿って引かれた直線, L2 および L3: 腸腰筋の内側および外側縁で L1 に垂直に引かれた 2 本の直線.

の L2 と L3) を引く ; (3) 皮膚ラインと L2 と L3 との交点を識別する ; (4) 皮膚ライン (図 2.1c) に沿った 2 つの交点間の長さを測定し, 腸腰筋に面した皮膚の境界 (腸腰筋の皮下表出領域) を同定する ; (5) 画像ごとに (1) ~ (4) のステップを実施した ; (6) 腸腰筋に面した近位-遠位長は, 1 cm 以上の腸腰筋の皮下表出領域が認められる画像の数と定義した. 台形近似を用いて腸腰筋の皮下表出領域面積を推定した. 各被験者に対して腸腰筋の最大皮下表出領域の値とその身体位置レベルも識別した.

2-2-2. 腸腰筋表面電極貼付領域から記録された表面筋電図の妥当性 (実験 2)

2-2-2-1. 被験者

14 名の健康な成人男性 (年齢: 26.1 ± 2.9 歳, 体重: 65.6 ± 5.5 kg, 身長: 172.2 ± 5.9 cm) がこの実験に参加した. 被験者には実験前に本実験の手順, 目的, リスクについて説明し, 全参加者から書面によるインフォームドコンセントを取得した. 本実験は, 立命館大学びわこ・くさつキャンパスの倫理審査委員会によって承認 (BKC-IRB-2011-06) を得て行われた.

2-2-2-2. プロトコール

最大随意等尺性股関節屈曲運動中の腸腰筋および縫工筋から表面筋電図を記録した. 縫工筋からの筋電図信号のクロストークの影響を調べるために, 筋の冷却による筋電図の中央周波数, 二乗平均平方根 (root mean square, RMS) 変化を利用した. 著者らは縫工筋上の皮膚を 20 分間冷却した (図 2.2). 股関節屈曲運動は, 冷却前 (Pre), 冷却終了直後 (Post), および回復 5, 10, 20 分後 (それぞれ R5, R10, R20) に実施した. R5 は, Post の 3 回目の課題試験終了 5 分後に実施した.

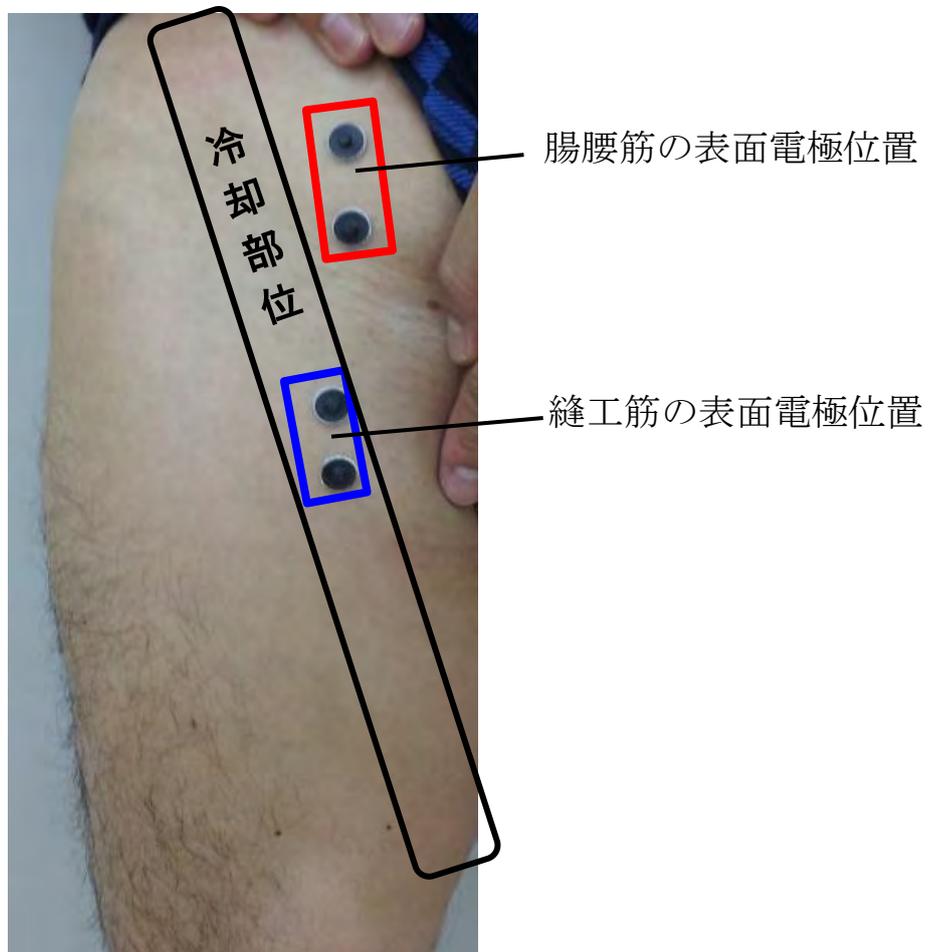


図 2.2 縫工筋の冷却位置

腸腰筋の皮膚を冷却しないように縫工筋上の皮膚をアイスパックで 20 分間冷却した。

2-2-2-3. 股関節屈曲運動

仰臥位での股関節屈曲時の最大随意等尺性収縮 (maximal voluntary isometric contraction, MVIC) は、筋力を測定する等速性装置 (CYBEX 770 ; Lumex Inc.社製, アメリカ) を用いて測定した。すべての被験者は、習熟のために実験実施の少なくとも1週間前に MVIC 課題の練習セッションに参加した。課題実施に際して、被験者は仰臥位でベッドに横たわり、体幹と左大腿部をベルトで固定し、股関節角度 0°, 膝関節角度 90°の状態にした。右大腿部は股関節角度 0°, 膝関節角度 90°の状態に Cybex アタッチメントを装着した (図 2.3)。MVIC 課題は、力の上昇期 (1~2 秒), 最大努力の持続期 (≥2 秒), 力の弛緩期を含む 5 秒間持続した。MVIC 課題は、課題間に 90 秒の間隔をおいて実施した。Pre, Post 時の課題では MVIC 課題は 3 回実施し、R5, R10, R20 時の課題では、疲労の影響、筋の温度上昇を最小限に抑えるために MVIC 課題は 1 回とした。Pre および Post 時の MVIC は、3 回の試験のうち高いものから 2 つの値を平均することにより決定した。

2-2-2-4. 冷却方法

縫工筋上の皮膚の冷却は、水とポリアクリル酸ナトリウム ((-CH₂-CH(CO₂Na)-) n) を充填したアイスパックを使用して 20 分間実施した (FRA-70; ICE JAPAN 社製, 日本)。アイスパックを使用する前に、超音波診断装置 (Noblus ; Hitachi Aloka Medical 社製, 日本) を用いて縫工筋の位置を同定し、皮膚上にインクでマークした。冷却中はインピーダンスなどの変化を避けるために縫工筋上に配置した表面筋電図電極を外して、電極が配置されていた位置の皮膚に防水シートを貼付した。冷却直後に新たな使い捨て表面筋電図電極を皮膚上に印したマークに基づいて元の位置に正確に貼付した。筋温度は、冷却前 (Pre), 冷却終了直後 (Post), 冷却終了 20 分後の回復時 (R20) に、筋温度計

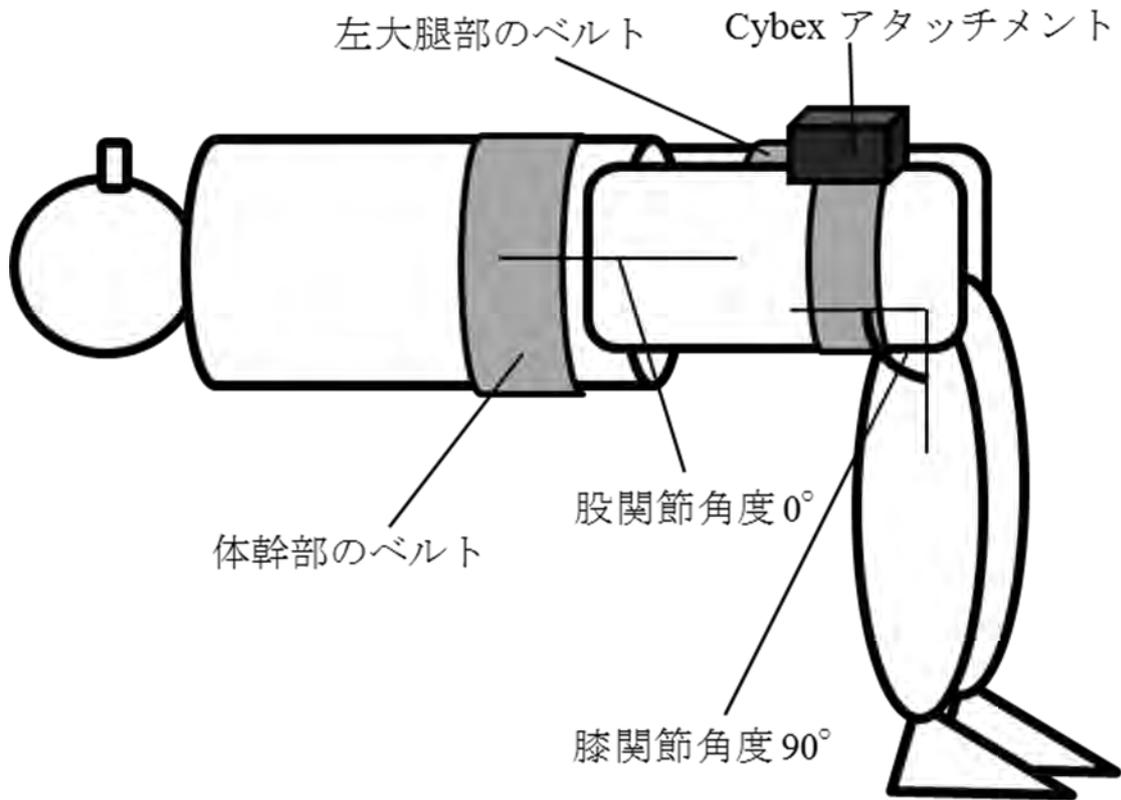


図 2.3 股関節屈曲運動課題

股関節屈曲運動実施中，体幹と左大腿部は，股関節屈曲角度 0°，膝関節屈曲角度 90°に保持した状態でベルトにより固定した．右大腿部も，股関節屈曲角度 0°，膝関節屈曲角度 90°に保持した状態で Cybex アタッチメントに取り付けた．

(CTM-205 ; Terumo 社製, 日本) を用いて縫工筋および腸腰筋の表面筋電図電極付近の皮膚上で記録した。

2-2-2-5. 表面筋電図の記録

表面筋電図信号は, アクティブ電極 (MQ8/16 16-bit 筋電図 増幅器 ; Kissei Comtec 社製, 日本) を用いて腸腰筋および縫工筋から記録した。電極は使い捨て銀/塩化銀表面電極を用いて, 増幅は差動, 電極間距離 1 cm, 電極サイズ 1 × 1 cm, 入力インピーダンス > 1 GΩ, 同相信号除去比 93 dB とした。筋電図信号は, 遠隔測定システム (MQ16) により 1000 Hz (16-bit) のサンプリング周波数で記録した。筋電図信号の帯域幅は 10 ~ 500 Hz であり, 筋電図信号は双極リードで記録した。筋電図データはパーソナルコンピュータに収集し, 解析ソフト (Kine Analyzer ; Kissei Comtec 社製, 日本) を用いて処理した。

腸腰筋, 縫工筋の電極位置は超音波検査により以下の方法で確認した後, 決定した。被験者は股関節角度 0°, 膝関節角度 90°の状態ですべての体位で横たわり, 超音波プローブを鼠径部の直下にあて, 皮下脂肪, 腸腰筋, 縫工筋, 大腿動脈を識別した (図 2.4a)。近位方向にゆっくりとプローブを移動させながら皮下脂肪下に腸腰筋の存在を確認した (図 2.4b, c)。横断画像で腸腰筋の最大幅となる位置を腸腰筋用の電極貼付位置とした。腸腰筋の筋腹と同じ方向で大腿骨のラインに沿って電極を配置した (Agur et al. 1991) (図 2.4d)。縫工筋の電極は, ASIS と脛骨内側顆を結んだラインに沿って推定される筋線維と平行になるように ASIS より 8 cm 遠位に貼付した (Warfel 1993)。腸腰筋の神経支配帯は, 仙骨岬角のレベルに位置するが (Van Campenhout et al. 2010), 縫工筋の神経支配帯は筋腹全体に分散している (Itou et al. 2000)。本実験では, 神経支配帯の位置を慎重に検討し, これらの部位に電極を配置することを回避した。したがって,

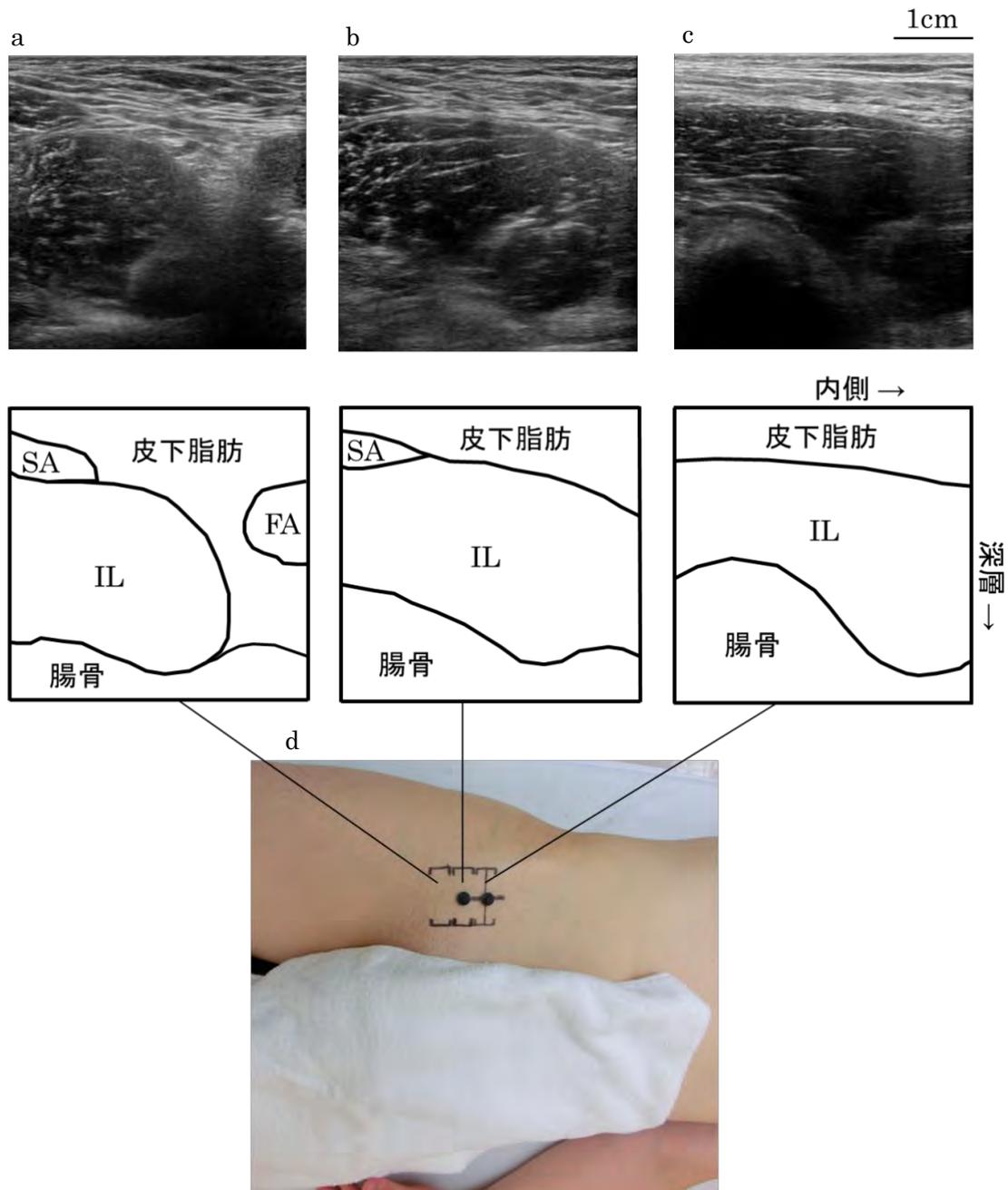


図 2.4 腸腰筋，縫工筋の超音波診断画像

超音波プローブは，略図として示されているように，画像 a～c を取得するために鼠径部の直下にあてた．超音波診断装置を使用した腸腰筋の皮膚表面上の電極配置

(d)．図 d の上段に，プローブ位置を示すマーク ([]) を皮膚上に表示する．

IL：腸腰筋，SA：縫工筋，FA：大腿動脈．

腸腰筋および縫工筋の筋電図信号は、それらの神経支配帯の影響を受けなかったと考える。基準電極は右膝蓋骨に貼付した。電極を取り付ける前に、皮膚を剃毛し、アルコールで洗浄した。MVIC 課題の最大努力の持続期中の筋電図信号から中央周波数および RMS を算出した。各試験の MVIC 時の中央周波数を算出するために、筋電図信号を 1024 ミリ秒（1024 サンプル）にわたりサンプリングした。筋電図の周波数スペクトルは、ハミングウィンドウ処理（50%重複）および高速フーリエ変換を用いて算出し、得られた周波数スペクトルを用いて中央周波数を算出した（Basmajian et al. 1985）。Pre および Post 測定時の場合、3 回の試験で高いものから 2 回の値を選択し、中央周波数および RMS の平均値を算出した。

さらに、同一の実験条件を使用して 2 回の試験間の筋電図データ収集の再現性を確認した。再現性の確認は、実験 2 の被験者から 3 名募集して行なった。最初の試験（試験 1）の 1 週間後に同一課題の再現性の試験（試験 2）を実施した。試験 1 と試験 2 における股関節屈曲トルク値、および縫工筋、腸腰筋の中央周波数、RMS の級内相互相関係数（intraclass correlation coefficient, ICC）を算出して比較した。

2-2-2-6. 統計解析

得られた結果は全て平均値と標準偏差で示した。股関節屈曲トルクは一元配置分散分析を用いて解析した。筋電図の中央周波数および RMS、並びに筋温度は、二元配置分散分析（筋 × 時間）を用いて解析した。有意な主効果が得られた場合、事後検定として Dunnett test を用いて、冷却前と各時間帯の値をそれぞれ比較した。有意水準は 5% とした。統計処理には、SPSS software（version 21.0；IBM 社製、日本）を使用した。

2-2-3. 腸腰筋における表面筋電図法の適用範囲の検討（実験 3）

2-2-3-1. 被験者

10名の健康な成人男性(年齢:27.2±2.7歳, 体重:67.2±6.3kg, 身長:172.0±3.8cm)が研究に参加した。そのうちの6名(年齢:28.7±1.8歳, 体重:69.3±7.1kg, 身長:171.2±3.9cm)は, 後述のMRI測定を行った。また, 実験前に本実験の手順, 目的, リスクについて説明し, 全参加者から書面によるインフォームドコンセントを入手した。本実験は, 立命館大学びわこ・くさつキャンパスの倫理審査委員会によって承認(BKC-IRB-2011-06)を得て行われた。

2-2-3-2. プロトコール

異なる股関節屈曲角度(-10°, 0°, 30°, 60°)での最大随意等尺性股関節屈曲運動中の股関節屈曲筋群(腸腰筋および縫工筋, 大腿直筋, 大腿筋膜張筋)の表面筋電図を記録した。各股関節角度において, 腸腰筋の表面筋電図信号に他の股関節屈曲筋群からの表面筋電図信号の影響が及んでいるかを確認するために, 腸腰筋の筋電図信号と他の股関節屈曲筋群の筋電図信号とのコヒーレンス解析を行ない, 腸腰筋と他の股関節屈曲筋群の周波数における類似性を検討した。また, 腸腰筋と他の股関節屈曲筋群間でコヒーレントな関係が認められた際には, その周波数領域の位相差が0°であるか否かを確認した。その後, MRIを用いて, 異なる股関節屈曲角度(-10°, 0°, 30°, 60°)での腸腰筋の皮下表出領域を検討し, 表層に位置している領域が表面筋電図を記録できる程度に十分に大きいかどうかを評価した。

2-2-3-3. 股関節屈曲運動

股関節の等尺性屈曲トルクは, 等速性装置(CYBEX 770; Lumex Inc.社製, アメリカ)を用いて測定した。すべての被験者は実験の少なくとも1週間前に最大随意等尺性収

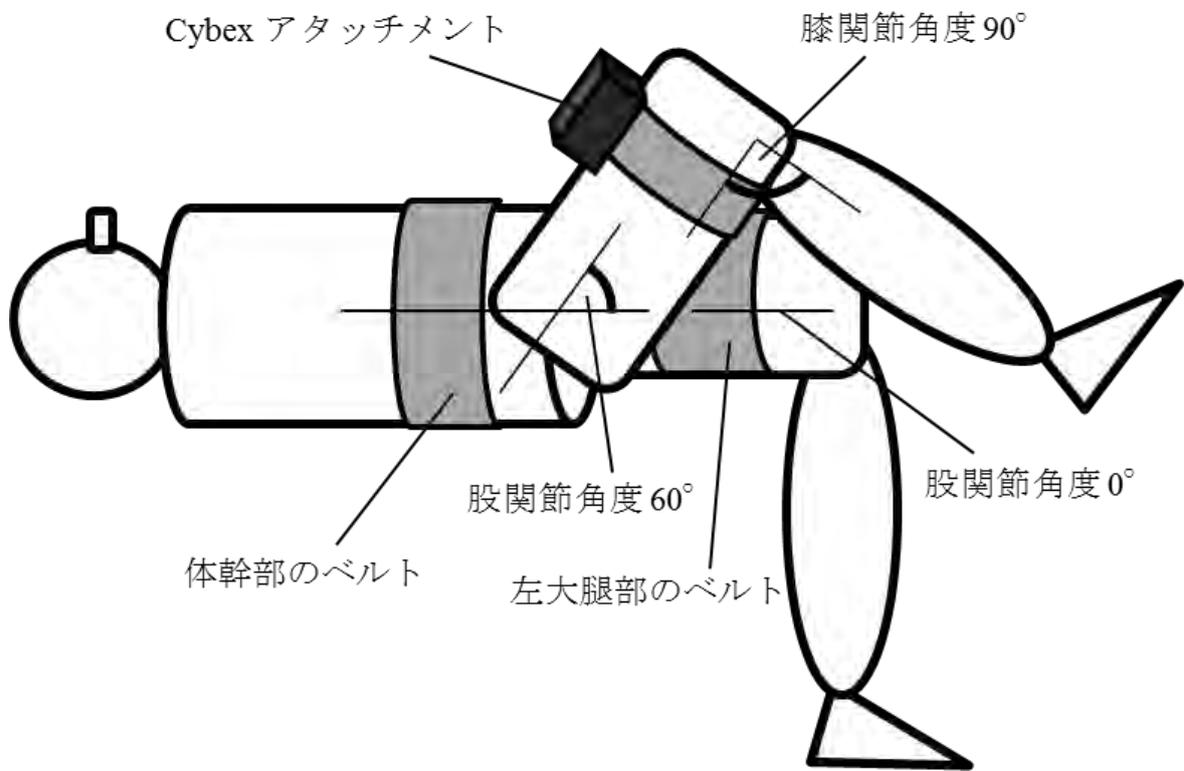


図 2.5 異なる股関節屈曲角度による股関節屈曲運動課題

体幹と左大腿部は、股関節角度 0° 、膝関節角度 90° に保持した状態でベルトにより固定した。右大腿部は Cybex アタッチメントを取り付け、膝関節角度を 90° に保持した状態で、右股関節角度を -10° 、 0° 、 30° 、 60° に設定した。

縮 (maximal voluntary isometric contraction, MVIC) 課題に慣れるための練習セッションに参加した。課題実施に際して、被験者は仰臥位でベッドに横たわり、体幹と左大腿部を股関節角度 0、膝関節角度 90°の状態ですべルトにより固定した。右大腿部は膝関節角度を 90°に保持した状態で、股関節屈曲角度をランダムに-10°、0°、30°、および 60°の状態にした (図 2.5)。被験者は課題の間、股関節屈曲運動だけによって力を発揮するように指示した。MVIC 試験は、力の上昇期 (1~2 秒)、最大努力の持続期 (≥2 秒)、力の弛緩期を含む 5 秒間以上持続した。

2-2-3-4. 表面筋電図記録

装置の詳細および手順は、実験 2 に記載されている通りである。本実験では、4 つの股関節屈曲の主動筋、すなわち縫工筋、大腿直筋、大腿筋膜張筋、および腸腰筋の 4 つの股関節屈曲筋群 (Oatis 2004) における表面筋電図信号を記録した。表面筋電図信号は、アクティブ電極 (MQ8/16 16-bit 筋電図増幅器; Kissei Comtec 社製, 日本) を用いて記録し、電極サイズ 0.5 × 0.5 cm の表面筋電図電極を使用し、電極間距離は 1 cm であった。大腿直筋の電極は下前腸骨棘および膝蓋骨の上縁を結んだラインの midpoint に貼付した。大腿筋膜張筋の電極は ASIS と大転子の頂点を結んだラインの midpoint に貼付した。腸腰筋の電極は、超音波診断装置 (Noblus; Hitachi Aloka Medical 社製, 日本) による確認のもと実験 1 の結果から ASIS から 3~5 cm 遠位のレベルに筋線維と平行となるように貼付した (図 2.6)。基準電極は右膝蓋骨に貼付した。電極を取り付ける前に、皮膚を剃毛し、アルコールで洗浄した。

異なる股関節角度において、腸腰筋の表面筋電図信号に他の股関節屈曲筋群からの表面筋電図信号の影響が及んでいないかを評価するために、腸腰筋の筋電図信号と他の股関節屈曲筋群の筋電図信号とのコヒーレンス解析で、腸腰筋と他の股関節屈曲筋群の周

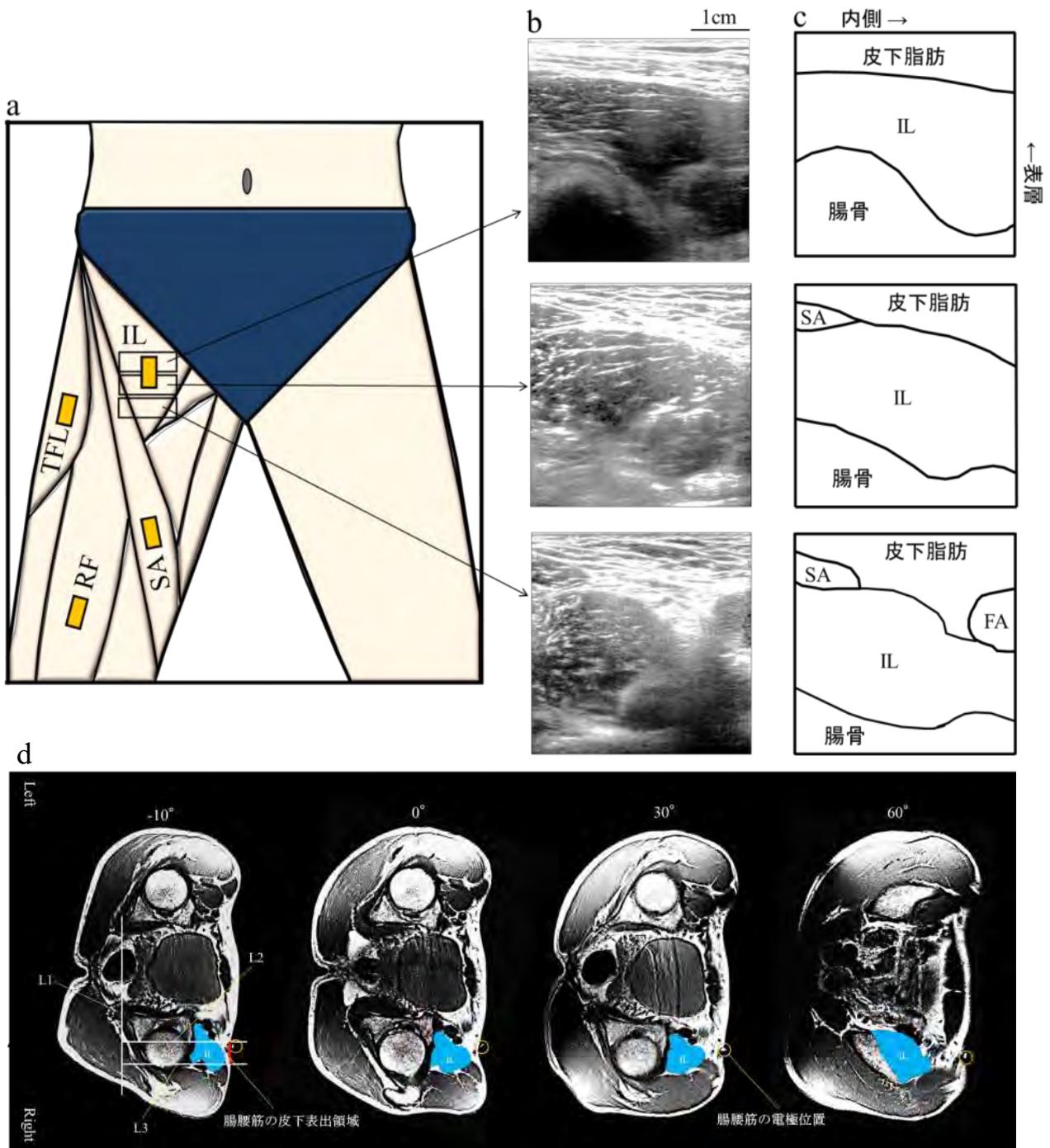


図 2.6 腸腰筋の表面電極貼付位置

股関節屈曲筋群上の電極位置 (a). 腸腰筋の最大皮下表出領域, その 1cm 近位および 1cm 遠位の超音波画像 (b). 股関節角度 0° の場合の鼠径部直下に存在する腸腰筋の皮下表出領域の概略図 (c). 右側臥位姿勢での右股関節角度 -10° , 0° , 30° , 60° の代表的な MRI 横断画像 (d). IL: 腸腰筋, SA: 縫工筋, RF: 大腿直筋, TFL: 大腿筋膜張筋. IL の電極位置は丸で囲まれる. L1 は両側で腸骨の後方端部に沿って引かれた直線. L2 および L3 は腸腰筋の内側および外側縁で L1 に垂直に引かれた 2本の直線 (実験 1 参照).

波数における類似性を検討した。また、腸腰筋と他の股関節屈曲筋群間でコヒーレントな関係が認められた際には、その周波数領域の位相差が 0° であるか否かを確認し、腸腰筋の筋電図信号に他の股関節屈曲筋群の筋電図信号からのクロストークの影響が及んでいるか否かを確認した。MVIC における最大努力の持続期間中の 2 秒間の筋電図信号を解析した。以下の式に基づきコヒーレンスを求めた。

$$C_{xy}(f) = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{P_{xx}(f)P_{yy}(f)}$$

P_{xy} は、2 つの信号の x および y のクロスパワースペクトルの密度で、 P_{xx} と P_{yy} は、それぞれ x と y のパワースペクトルの密度である。2 つの信号 x と y のクロスパワースペクトルの密度は以下の式で求めた。

$$P_{xy}(f) = YX^*$$

ここで、 X および Y は、それぞれ x と y のフーリエ変換で、 $*$ は、複素共役を表している。同様に自動パワー密度は以下の式で計算した。

$$P_{xx}(f) = XX^*$$

位相については以下の式で計算した。

$$\arctan\left(\frac{Im}{Re}\right)$$

Re および Im はフーリエ変換データの実数部と虚数部である。

2-2-3-5. MRI 測定

被験者 10 名のうちの 6 名に対して、表面筋電図記録の翌日に MRI 測定を行った。被験者は検査ベッドの上で体の右側を下にしてリラックスしながら側臥位となり、右膝関節を 90°屈曲したまま、右股関節屈曲角度を -10°、0°、30°、60°の状態にした。左脚は被験者が楽な姿勢として骨盤をストラップで固定し、被験者の動きを制限するために、パッドやクッションを体幹の横に配置した。さらに腸腰筋電極が貼付された位置の皮膚には水溶性のマーカーを取り付けた。

MRI 装置は、1.5-T MRI システム (Signa HDxt ; GE Healthcare UK Ltd 社製, イギリス) を用い、呼吸によるアーチファクトを減らすために呼気トリガを設定して実施した (スピンエコー法, 繰り返し時間 (TR) = 1 呼吸, エコー時間 (TE) = 7.6 ミリ秒, マトリックス = 512 × 512, 有効視野 = 400 × 400 mm, ギャップなし, スライス厚 = 1 cm, 励起数 = 2)。ASIS から大腿骨小転子までの連続した横断画像を取得した。これらの画像から、腸腰筋に面した皮膚の境界 (腸腰筋の皮下表出領域) を測定した (図 2.5d)。さらに、皮膚表面から腸腰筋までの深さを測定した。本実験で用いた MRI システムの構成に従い、股関節屈曲角度 -10°、0°、30°、60°の側臥位、および 0°の場合のみ仰臥位を測定した。

実験 1 と同様に、腸腰筋の皮下表出領域を測定として、画像解析ソフトウェア (Image J, ver 1.45 ; National Institute of Health, アメリカ) を使用して、以下の手順を実施した (図 2.6d) ; (1) 両側の腸骨の後方端部に沿って直線 (図 2.6d の L1) を引く ; (2) 腸腰筋の皮下表出領域の内側縁および外側縁から L1 に垂直な 2 本の直線 (図 2.6d の L2 と L3) を引く ; (3) 皮膚ラインと L2 と L3 との交点を識別する ; (4) 皮膚ライン (図 2.6d)

に沿った2つの交点間の長さを測定し、腸腰筋に面した皮膚の境界（腸腰筋の皮下表出領域）を同定する；(5) 画像ごとに(1)～(4)のステップを実施した；(6) 腸腰筋に面した近位－遠位長は、1 cm以上の腸腰筋の皮下表出領域が認められる画像の数と定義した。台形近似を用いて腸腰筋の皮下表出領域面積を推定した。1 cmの電極間距離と0.5×0.5 cmの電極サイズを考慮すると、腸腰筋の筋上に表面電極を取り付けるためには $\geq 1 \text{ cm}^2$ の領域が必要になる。

2-2-3-6. 統計分析

腸腰筋の皮下表出領域、腸腰筋の皮下表出領域面積、皮膚表面から腸腰筋までの深さは、一元配置分散分析（股関節屈曲角度）を用いて比較し、得られた結果は全て平均値と標準偏差で示した。また、腸腰筋の皮下表出領域、腸腰筋の皮下表出領域面積においては最小値も、皮膚表面から腸腰筋までの深さにおいては最大値も示した。股関節屈曲角度間の有意な主効果が得られた場合、事後検定として **Dunnet test** を用いて、股関節屈曲角度 60°と各股関節屈曲角度の値をそれぞれ比較した。有意水準は5%とした。統計処理には、SPSS software (version 21.0 ; IBM 社製, 日本) を使用した。また、コヒーレンスは、異なる股関節角度での腸腰筋の筋電図信号と他の股関節屈曲筋群の筋電図信号の周波数の類似性における相関に基づく指標として算出した。また、腸腰筋と他の股関節屈曲筋群間でコヒーレントな関係が認められた際には、その周波数領域の位相差が0°であるか否かを確認した。

2-3. 結果

2-3-1. 腸腰筋表面電極貼付領域としての皮下表出領域の確認（実験 1）の結果

全50名の被験者で腸腰筋の皮下表出領域を確認することができた。腸腰筋の最大皮

下表出領域は 2.9 ± 0.4 cm, 腸腰筋の皮下表出領域を表示するスライス数は 6.1 ± 0.9 枚, さらに測定された腸腰筋の皮下表出領域面積は平均 13.2 ± 2.7 cm², 最小 6.6 cm² であった. 腸腰筋の最大皮下表出領域は ASIS から 3~5 cm 遠位のレベルで認められた(表 2.1) (図 2.7).

2-3-2. 腸腰筋表面電極貼付領域から記録された表面筋電図の妥当性 (実験 2) の結果

再現性の確認実験の結果, 冷却前 (Pre) の股関節屈曲トルクがそれぞれ 245.8 ± 37.6 Nm および 263.6 ± 45.6 Nm, 冷却後 (Post) はそれぞれ 215.7 ± 51.6 Nm および 221.3 ± 55.9 Nm であり, 股関節屈曲トルクの ICC は 0.97 であった. 腸腰筋, 縫工筋の中央周波数の値は図 2.8 に示した通りであり, 中央周波数, RMS の ICC は, 試験 1 および 2 の腸腰筋, 縫工筋の Pre および Post 値を用いて推定し, それぞれ 0.96 および 0.92 であった.

筋温度について有意な交互作用 (筋 × 時間) が認められた ($p < 0.001$). 縫工筋の筋温度は時間の経過とともに有意に変化した ($p < 0.001$) が, 腸腰筋の筋温度は時間ともなう有意な変化は認められなかった (図 2.9). 縫工筋の筋温度は Pre から Post にかけて有意な低下が認められ ($p < 0.001$), 冷却終了 20 分後には Pre の値近くまで回復した (R20 : 33.0 ± 1.4 °C ; $p = 0.084$ (Pre との比較)).

図 2.10 に時間経過ともなう股関節屈曲トルクについて示した. 股関節屈曲トルクの有意な変化が認められた ($p < 0.001$). Pre における股関節屈曲トルク (256.4 ± 49.8 Nm) と比較して, Post (84.0%), R5 (86.8%), R10 (88.1%), R20 (91.0%) の股関節屈曲トルクはすべて有意に低かった (各時間帯とも $p < 0.001$).

図 2.11 には時間経過ともなう腸腰筋, 縫工筋の筋電図の中央周波数の変化を示した. 中央周波数において有意な交互作用 (筋 × 時間) は認められなかったが, 筋の有意な主効果は認められた. 縫工筋の中央周波数においては時間とともに変化しているこ

とが示された ($p < 0.001$). 縫工筋における各時間帯の中央周波数を Pre (70.1 ± 15.0 Hz) と比較すると, Post (51.9 ± 11.5 Hz; $p < 0.001$) および早期回復期 (R5 : 59.2 ± 12.6 Hz, R10 : 63.1 ± 12.1 Hz; $p < 0.001$) には有意に低値を示したが, R20 (65.8 ± 11.3 Hz; $p = 0.080$) では有意差は認められなかった. しかし, 腸腰筋の中央周波数においては有意な変化は認められなかった. 図 2.12 には時間経過にともなう腸腰筋, 縫工筋の RMS の変化を示した. RMS に関しては筋の有意な主効果は認められなかった.

2-3-3. 腸腰筋における表面筋電図法の適用範囲の検討 (実験 3) の結果

マーカー位置での腸腰筋の皮下表出領域 (腸腰筋の電極位置) は, 全ての股関節屈曲角度の場合で 1 cm 以上であった (表 2.2). 60° および他の 3 つの股関節屈曲角度において腸腰筋の皮下表出領域の有意な差を認めた (すべて; $p < 0.05$) (表 2.2). さらに, 腸腰筋の平均皮下表出領域面積は 60° および他の 3 つのの股関節屈曲角度の場合で有意な差を認めた (すべて; $p < 0.05$) (表 2.2). 皮膚表面から腸腰筋までの深さは, $-10^\circ \sim 0^\circ$ では 1 cm 以下であった (表 2.2). 60° および他の 3 つの股関節屈曲角度で, 皮膚表面から腸腰筋までの深さに有意な差が認められた (すべて; $p < 0.05$) (表 2.2). 仰臥位の 0° の場合は, 側臥位の値よりも約 0.4 cm 小さかった (表 2.2).

異なる股関節屈曲角度での腸腰筋と他の股関節屈曲筋群の表面筋電図におけるコヒーレンスおよびコヒーレントな関係が認められた周波数での位相差は表 2.3 に示した. 各股関節屈曲角度 (-10° , 0° , 30° , 60°) での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群 (縫工筋, 大腿直筋, 大腿筋膜張筋) の全ての筋間のコヒーレンスは, 5 Hz から 60 Hz 付近の周波数領域において有意水準を超えていた (すべて; $p < 0.05$). しかし, この周波数領域の位相差を確認したところ, 各股関節角度 (-10° , 0° , 30° , 60°) での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群の全ての筋間において位相差は 0° になることはなかった.

表 2.1 近位－遠位長での腸腰筋に面した皮膚の境界（腸腰筋の皮下表出領域）の解剖学的特性

ASIS からの近位－遠位長に対する遠位への方向	近位－遠位長の各レベルでの腸腰筋の皮下表出領域の長さ (cm)	腸腰筋の最大皮下表出領域が認められる領域 (被験者数)
	n = 50 (内側－外側長)	n = 50 (内側－外側長)
	平均 (標準偏差), 最小値で示す.	
ASIS から 1 cm	1.5 (0.4), 0	0
ASIS から 2 cm	2.0 (0.4), 1.0	0
ASIS から 3 cm	2.4 (0.5), 1.7	7
ASIS から 4 cm	2.7 (0.5), 1.7	29
ASIS から 5 cm	2.5 (0.5), 1.3	14
ASIS から 6 cm	1.9 (0.5), 0	0
ASIS から 7 cm	1.2 (0.8), 0	0

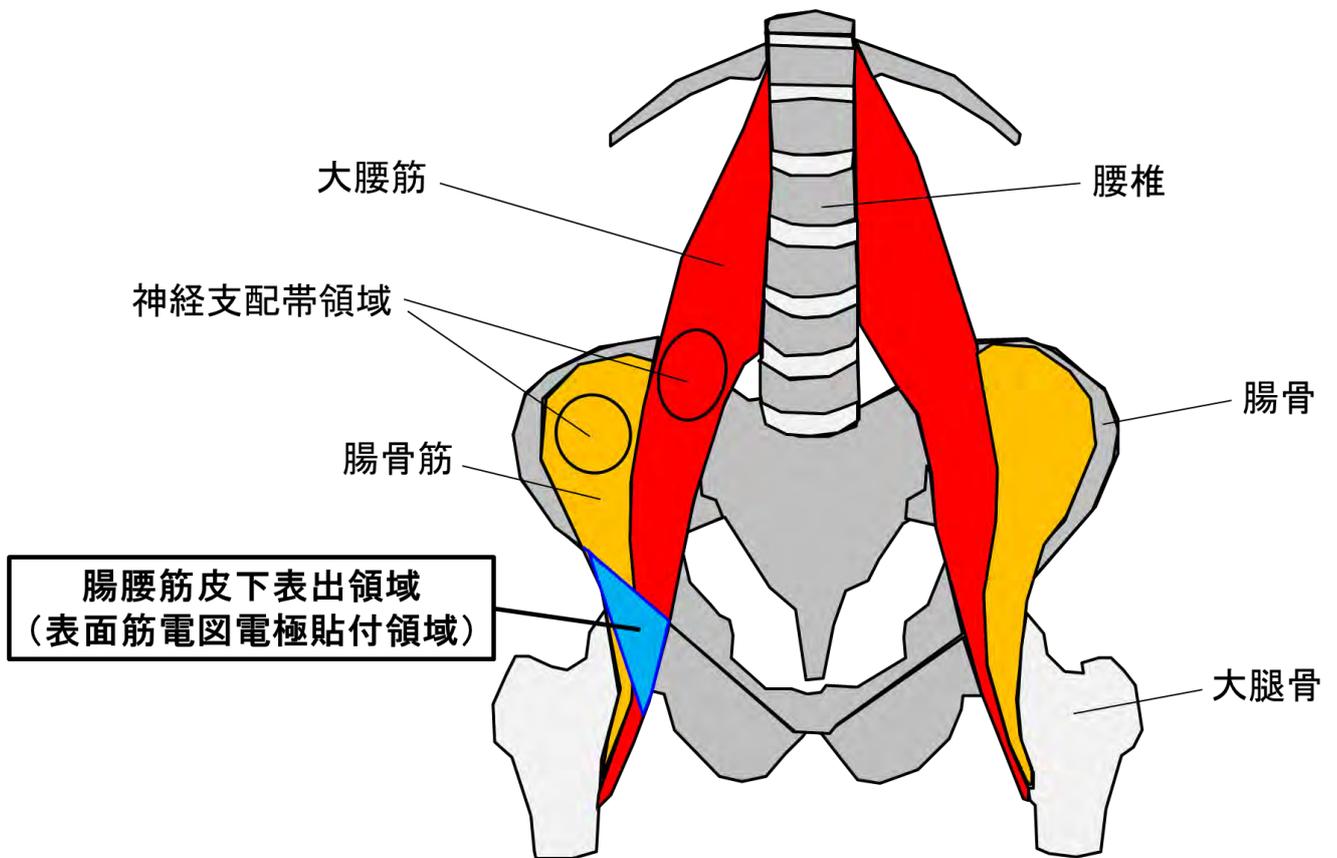


図 2.7 腸腰筋の皮下表出領域の概念図

前額面上において鼠径部直下に表面筋電図電極を貼付できるだけの腸腰筋の皮下表出領域が存在.

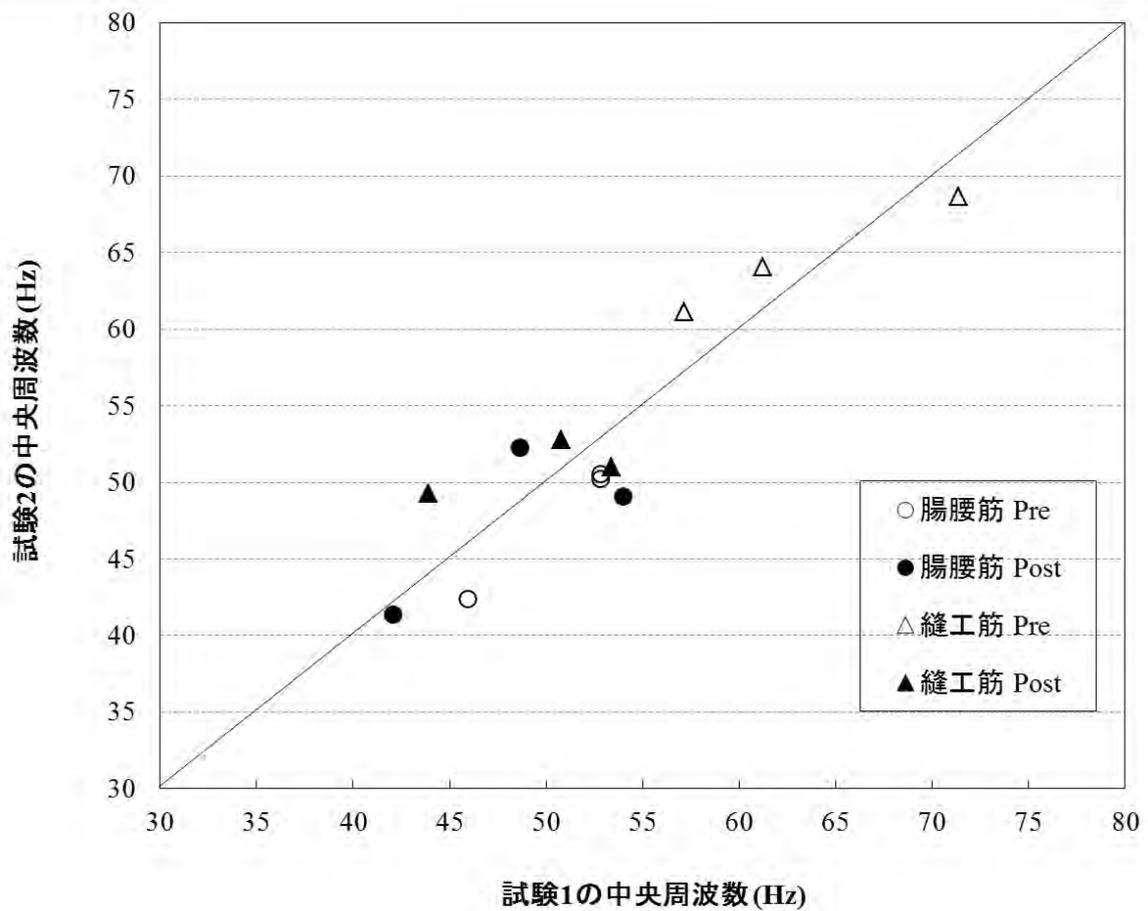


図 2.8 再現性の確認

試験 1 および 2 の冷却前 (Pre) と冷却後 (Post) 間の腸腰筋および縫工筋の筋電図検査の中央周波数. 試験 2 は試験 1 の 1 週間後に同一プロトコールにて実施した.

2-4. 考察

2-4-1. 腸腰筋の表面電極貼付領域としての皮下表出領域の調査（実験 1）

全 50 名の被験者において鼠径部の表面下側に腸腰筋の表出領域を有することが明らかとなった。腸腰筋の皮下表出領域の平均 6.08×2.93 cm, 最小 4.00×2.14 cm（近位-遠位軸 × 内側-外側軸）であり、皮下表出領域面積は平均 13.2 ± 2.7 cm², 最小 6.6 cm² であった。2 cm を上回る腸腰筋の皮下表出領域は、ASIS から 2~5 cm 遠位のレベルに存在した。電極サイズが 1×1 cm, 電極間距離が 1 cm であることを考慮すると、対象の筋上に表面電極を取り付けるには、 3 cm² 以上の面積が必要とされる。したがって、著者らは、腸腰筋の皮下表出領域は、腸腰筋上の皮膚に表面筋電図電極を取り付けられる程、十分に大きいと判断した。

本実験で用いた電極間距離 1 cm は、先行研究（Watanabe and Akima. 2009）と同一であったが、他の研究（Hermens et al. 2000 など）で通常使用されるもの（2 cm）よりは小さかった。電極間距離を 2 cm とすると、皮膚表面には 4 cm² の面積が必要とされる。腸腰筋の皮下表出領域は、この要件を満たす程十分に大きかったが、このように電極間距離が長くなったり、電極の直径が大きくなるとクロストークの可能性が増加する。成人男性では問題にはならないが、高齢者では腸腰筋の生理学的断面積が減少し、20~30 歳代に比べ 75 歳以上では約 50 % 生理学的断面積が減少していた（金ら 2000）ことから、高齢者では十分なデータが得られない可能性がある。さらに、ダイナミックな運動中に皮膚が動くような場合には、隣接した筋からできるだけ遠くに電極を配置し、クロストークの影響を最小限に抑える必要がある（De Luca et al. 2012）。本実験の結果から、電極間距離 1 cm とすると腸腰筋に表面筋電図電極を貼付するのに十分に大きな皮下表出領域が鼠径部直下に存在することが示唆された。

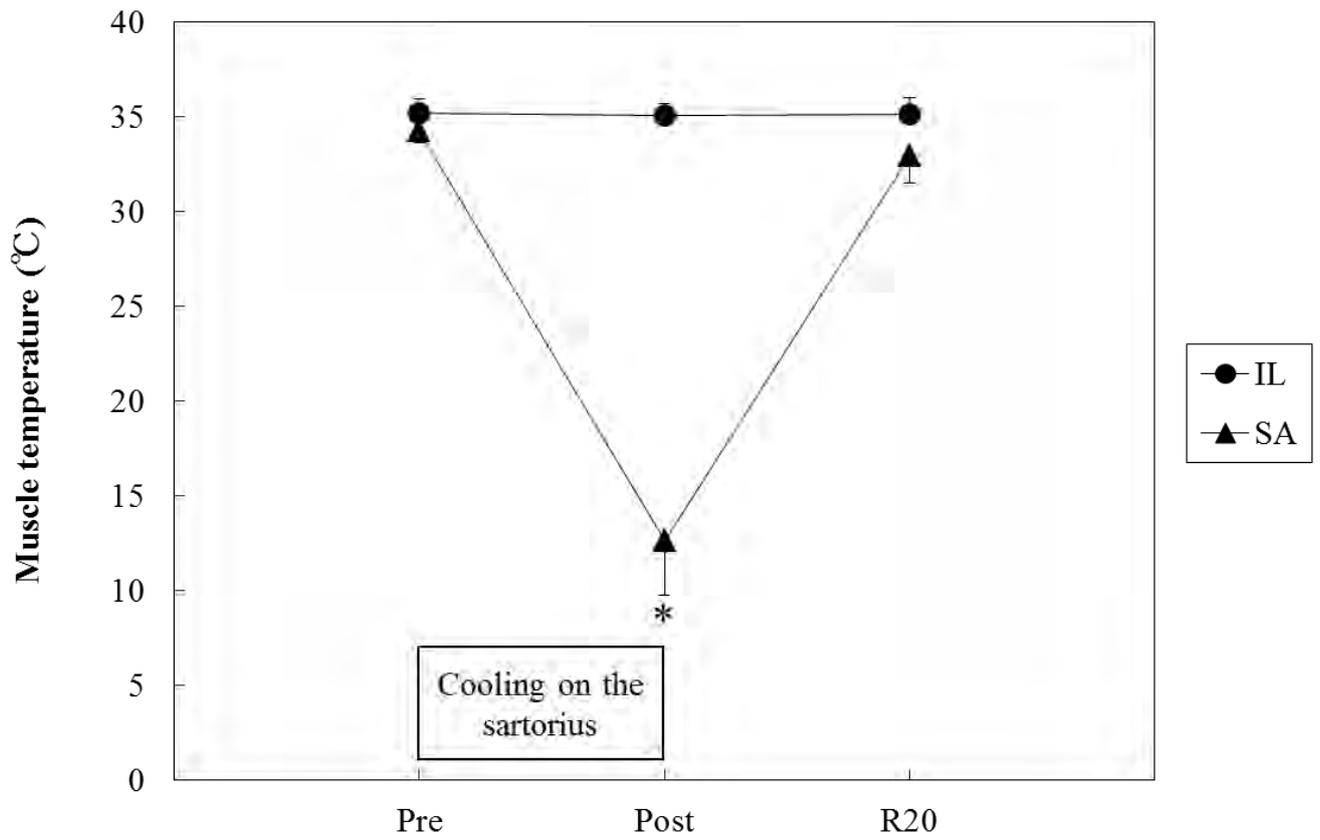


図 2.9 冷却前 (Pre), 冷却後 (Post), 冷却 20 分後の回復期 (R20) の腸腰筋, 縫工筋における筋温度
 * $p < 0.001$ Pre との比較. IL : 腸腰筋, SA : 縫工筋.

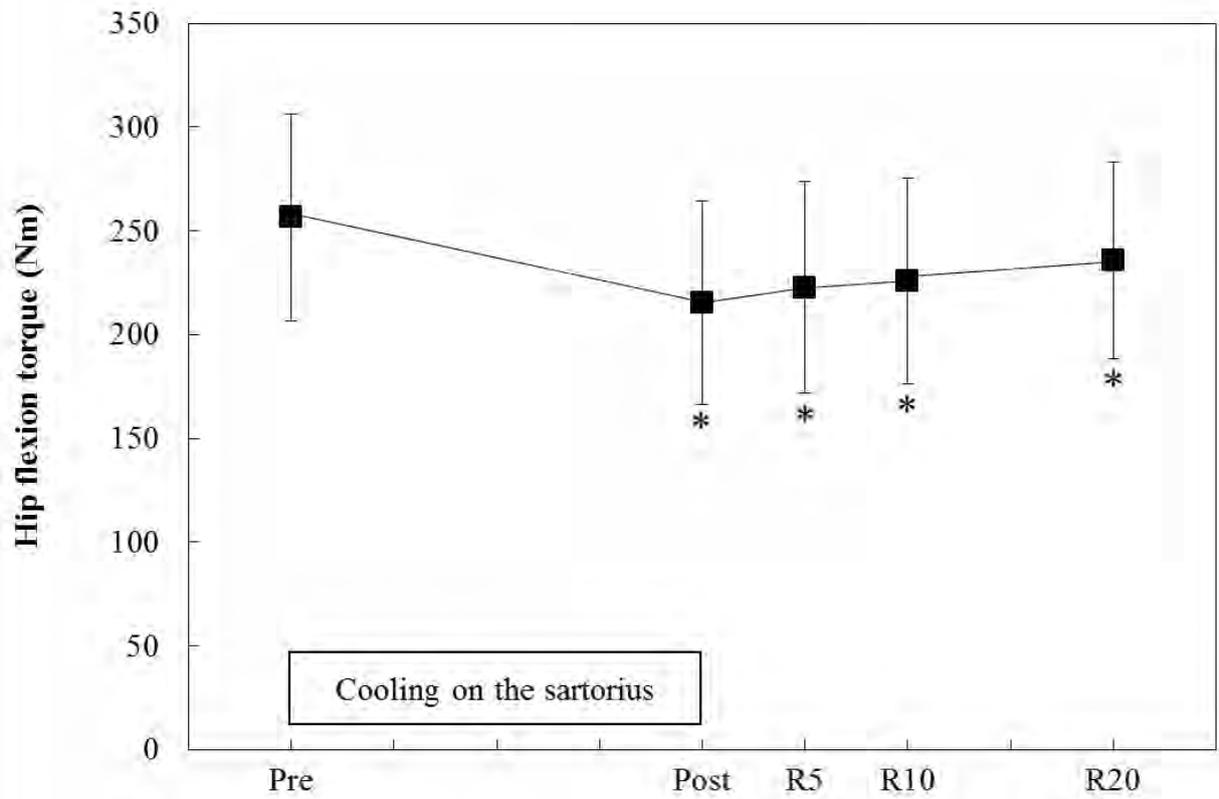


図 2.10 冷却前 (Pre), 冷却直後 (Post), 冷却 5, 10, 20 分後の回復期 (それぞれ R5, R10, R20) の最大随意等尺性収縮による股関節屈曲トルク
 * $p < 0.001$ Pre との比較.

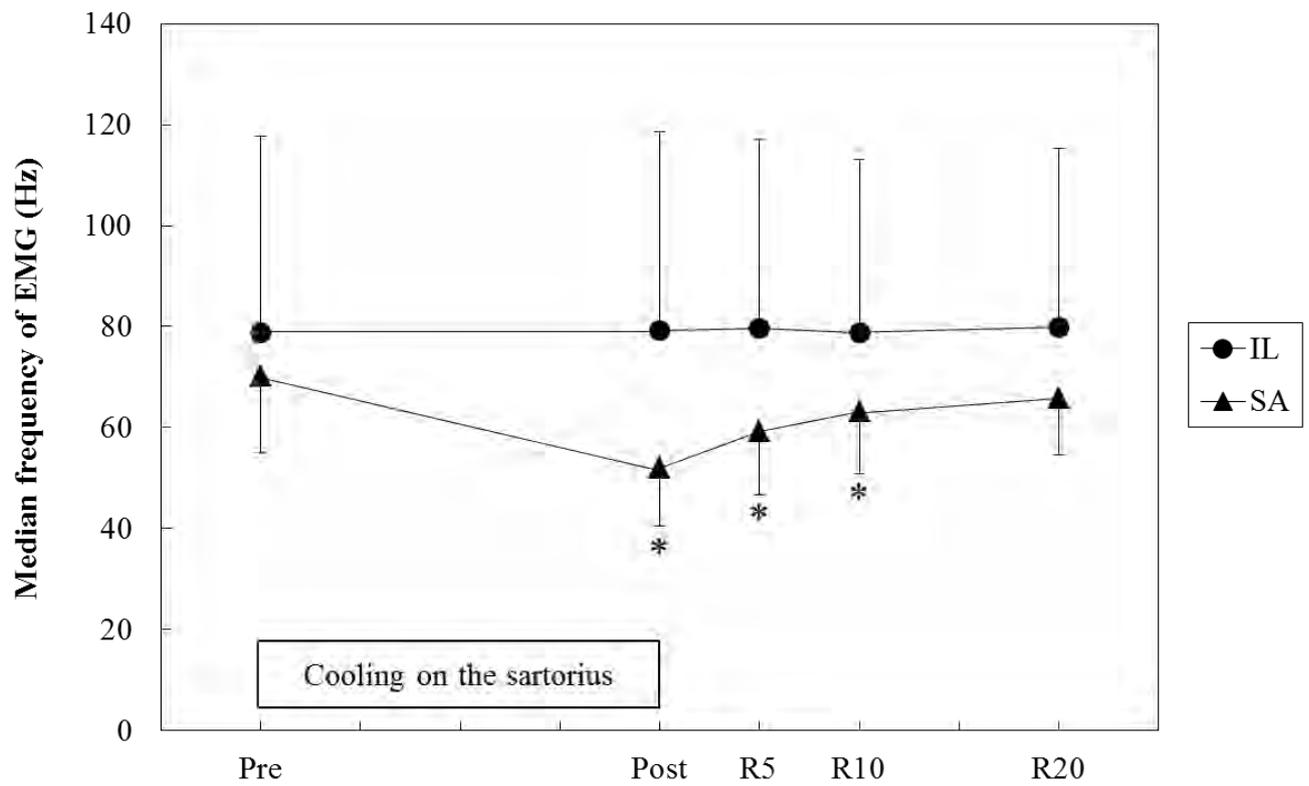


図 2.11 冷却前 (Pre), 冷却後 (Post), 冷却 5, 10, 20 分後の回復期 (それぞれ R5, R10, R20) の腸腰筋, 縫工筋における中央周波数
 * $p < 0.001$ Pre との比較. IL : 腸腰筋, SA : 縫工筋.

2-4-2. 腸腰筋表面電極貼付領域から記録された表面筋電図の妥当性 (実験 2)

腸腰筋および縫工筋の皮下表出領域を実験前に超音波検査で識別し、適切な表面電極の貼付位置を決定した後、表面電極を取り付け、股関節屈曲の等尺性収縮時の腸腰筋および縫工筋の筋電図活動を測定した。本実験は、表面筋電図法を使用して腸腰筋の筋電図活動を記録し、その妥当性を検討した最初の報告である。

腸腰筋は身体深部にあり、皮下表出領域からの筋電図信号には、隣接筋、おそらく共同筋である股関節屈曲筋群（縫工筋、大腿直筋、大腿筋膜張筋）からのクロストークが含まれる可能性がある。3筋の中では、縫工筋が腸腰筋の皮下表出領域に最も近接して位置するので、腸腰筋へのクロストークの可能性が最も高い（図 2.1a, b）。先行研究では、相互相関解析を用いてクロストークの影響を評価しているが（De Luca 1997）、相互相関解析では共同筋間の運動単位同期による影響を受けてしまうことも示されている（Keenan et al. 2007）。したがって、相互相関解析を用いず冷却法により縫工筋の筋電図信号を変化させ腸腰筋へのクロストークの影響を評価した（Kinugasa et al. 2005）。

筋温度により筋電図信号の中央周波数は強く影響される（Drinkwater 2008）。本実験の結果からも、縫工筋上の皮膚を冷却すると、縫工筋の表面筋電図は影響を受け中央周波数が低下したが、腸腰筋の表面筋電図は影響を受けなかった（図 2.11）。皮膚の冷却効果による筋温度変化は筋までの深さと逆相関し（Enwemeka et al. 2002）、皮膚表面から 2 cm より深い領域では 20 分間冷却しても筋温度が有意に低下しない（Enwemeka et al. 2002）。縫工筋は皮下表出領域に位置しているため、冷却が可能である。同様の実験プロトコールを使用して大腿部における中間広筋の測定を試みた先行研究（Watanabe and Akima. 2009）では、皮膚温度が 1 °C 減少するごとに外側広筋の中央周波数が 1.9 % 減少したとしている。本実験では、筋温度が 1 °C ずつ減少するごとに、冷却後に記録された中央周波数が冷却前の値と比べて 1.2 ± 0.5 % 減少した。この減少は被験者間で異なり

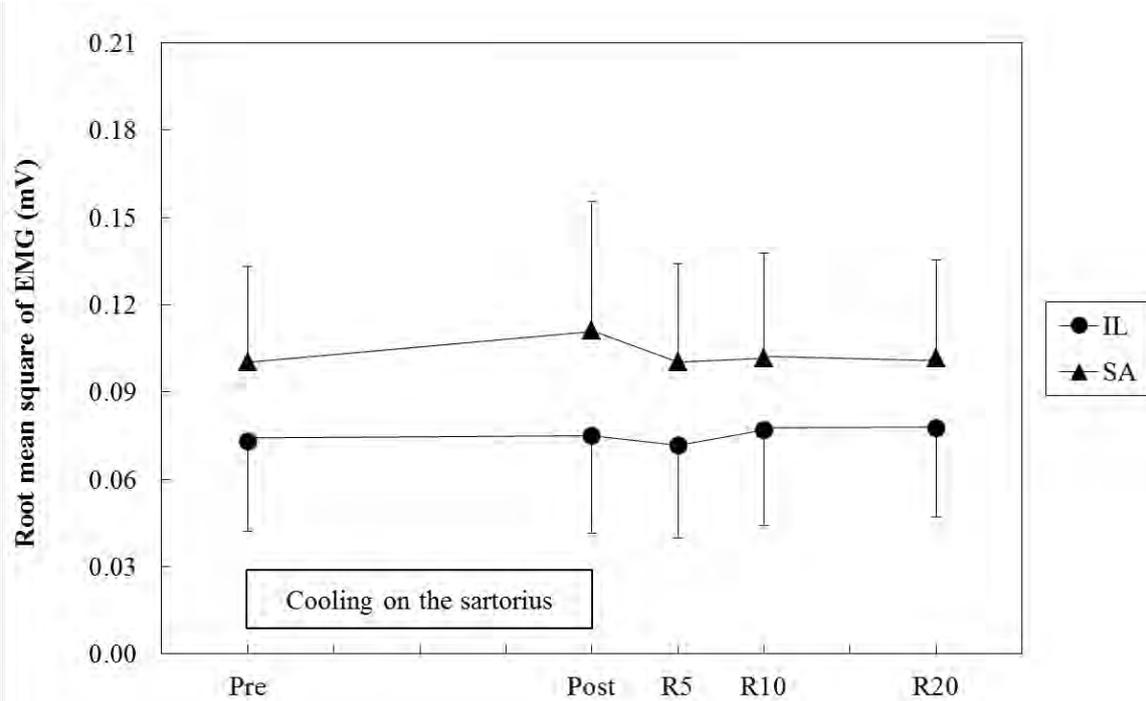


図 2.12 冷却前 (Pre), 冷却後 (Post), 冷却 5, 10, 20 分後の回復期 (それぞれ R5, R10, R20) の腸腰筋, 縫工筋における RMS
 IL : 腸腰筋, SA : 縫工筋.

表 2.2 腸腰筋の皮下表出領域，皮下表出領域面積，および皮膚表面から腸腰筋までの深さ
 腸腰筋の皮下表出領域，皮下表出領域面積は平均（標準偏差），最小値で示す．また，
 皮膚表面から腸腰筋までの深さは平均（標準偏差），最大値で示す．

	-10°	0°	30°	60°
腸腰筋マーカ位置から 1 cm 近位の腸腰筋の皮下表出領域, cm	2.6 (0.9)*, 1.6	2.1 (0.8)*, 1.1	1.4 (0.2)*, 1.1	0.7 (0.4), 0
腸腰筋マーカ位置の腸腰筋 の皮下表出領域, cm	2.5 (0.6)*, 2.0	2.4 (0.4)*, 2.0	2.0 (0.3)*, 1.7	1.0 (0.6), 0.2
腸腰筋マーカ位置から 1 cm 遠位の腸腰筋の皮下表出領域, cm	2.1 (0.5)*, 1.5	1.8 (0.4)*, 1.3	1.5 (0.2), 1.1	0.5 (0.4), 0
腸腰筋の皮下表出領域面積, cm ²	11.9 (3.9)*, 7.4	10.2 (3.1)*, 6.6	6.4 (1.4)*, 4.2	2.9 (1.6), 1.3
側臥位における皮膚表面から 腸腰筋までの深さ, cm	0.8 (0.4)*, 1.6	1.0 (0.4)*, 1.7	1.1 (0.5)*, 2.0	2.1 (1.1), 3.4
仰臥位における皮膚表面から 腸腰筋までの深さ, cm		0.7 (0.4) 1.5		

* p < 0.05 : 60°との比較

表 2.3 4つの異なる股関節屈曲角度での腸腰筋の筋電図信号と他の股関節屈曲筋群の筋電図信号のコヒーレンスと位相差
コヒーレンス，位相差は平均（標準偏差）で示す.

	-10°	0°	30°	60°
IL vs SA コヒーレンス	0.57 (0.07)	0.53 (0.10)	0.52 (0.10)	0.52 (0.10)
IL vs RF コヒーレンス	0.53 (0.11)	0.51 (0.09)	0.55 (0.12)	0.70 (0.13)
IL vs TFL コヒーレンス	0.46 (0.08)	0.49 (0.05)	0.48 (0.06)	0.45 (0.04)
IL vs SA 位相差	110.3 (17.3)	105.9 (90.2)	80.2 (16.4)	82.4 (43.8)
IL vs RF 位相差	78.0 (85.1)	95.5 (92.5)	109.4 (95.0)	101.2 (35.6)
IL vs TFL 位相差	105.4 (29.3)	96.2 (66.7)	63.9 (41.9)	64.6 (37.4)

1 °Cあたり 0.6 %~1.8 %と変動したが、温度変化に対する感受性は、皮下脂肪厚、筋の大きさの違いに起因すると考えられる。

筋温度は筋の力発揮、中央周波数に影響を与えるが、RMS に影響を与えないことが知られている (Drinkwater 2008)。例えば、等尺性膝伸展の MVIC トルクは、外側広筋上の皮膚温度が 1 °C減少するごとに 0.46 %減少する (Watanabe and Akima. 2009)。本実験では股関節屈曲運動の MVIC トルクが、縫工筋の筋温度が 1 °C減少するごとに 0.75 %減少し、冷却後の MVIC トルクが有意に減少することを認めた (図 2.10)。MVIC トルクの低下に関しては、疲労も大きな影響を与える要因である。本実験では、冷却を行っていない腸腰筋では中央周波数の減少は認められなかった (図 2.11)。筋が疲労することによって中央周波数が減少することも知られている (Dimitrova et al. 2003) ことから、腸腰筋には疲労が生じていなかったと考えられる。したがって、縫工筋における中央周波数の減少 (図 2.11) は冷却の影響によるものと考えられ、以前の報告 (Watanabe and Akima. 2009) や本実験結果に基づいて、MVIC トルクの低下は主に疲労よりはむしろ、縫工筋の冷却に起因すると考えられる。股関節屈曲トルクは大腿直筋、大腿筋膜張筋、腸腰筋から構成され、これらの筋の股関節屈曲トルクへの貢献は、それぞれ 37 %、20 ~30 %、22 %である (Markhede et al. 1981)。以上の結果から縫工筋の貢献は、股関節屈曲トルクの 10~20 %であると推定される。本実験では、股関節屈曲運動の MVIC トルクは、縫工筋の冷却後に 16 %減少したので、縫工筋の冷却がうまく実施されたことが示唆される。

本実験では、縫工筋の中央周波数に冷却の影響が顕著に認められた (図 2.11)。しかし、腸腰筋の中央周波数には有意な変化は認められなかった (図 2.11)。また、先行研究 (Watanabe and Akima. 2009) と同様に、縫工筋および腸腰筋の RMS に冷却による有意な変化は認められなかった (図 2.12)。このことから、腸腰筋の皮下表出領域に最も

近接する縫工筋の活動は腸腰筋の表面筋電図法を変化させるものではないことが示され、腸腰筋の皮下表出領域から記録された表面筋電図は、腸腰筋の活動を主に反映するものであることが示唆された。

2-4-3. 腸腰筋における表面筋電図法の適用範囲の検討（実験3）

実験1, 2から、腸腰筋には表面電極を貼付できるだけの皮下表出領域が十分に存在し、その領域から得られた表面筋電図信号は主に腸腰筋に由来し、隣接筋からクロストークの影響なく腸腰筋の活動を記録できることが示唆された。しかしながら、これらの結果は、股関節屈曲角度が0°の場合のみの結果であり、股関節屈曲角度が変化する歩行において、腸腰筋の表面筋電図を応用できるかは明らかにできていない。そこで、MRIを用いて異なる股関節屈曲角度においても腸腰筋の表面筋電図を記録できるだけの腸腰筋の皮下表出領域が存在するかを確認し、股関節屈曲角度変化により腸腰筋の表面筋電図と他の股関節屈曲筋群（縫工筋、大腿直筋、大腿筋膜張筋）の表面筋電図との関係性が変化しないかをコヒーレンス解析により評価し、腸腰筋の表面筋電図法の歩行における応用の可能性を検討した。

実験3で使用された電極サイズは0.5×0.5 cmで、電極間距離は1 cmであった。そのため、表面電極を取り付けるために少なくとも $\geq 1 \text{ cm}^2$ の面積が必要であったが、腸腰筋の皮下表出領域は股関節屈曲角度-10°, 0°, 30°, そして60°のいずれにおいても十分であったと判断した（表2.2）。

理論的には、実験3で使用した1 cmの電極間距離では皮下1 cmの筋活動を検出することができる。そのため、皮膚表面から腸腰筋までの深さは股関節屈曲角度-10°と0°の範囲では十分であると結論付けた。股関節屈曲角度30°での深さは $1.1 \pm 0.5 \text{ cm}$ であったが、股関節屈曲角度0°の場合の側臥位および仰臥位の値を比較したところ、仰臥位

での値は側臥位の値に比べ約 0.4 cm 小さかったので、皮膚表面から腸腰筋までの深さは仰臥位の股関節屈曲角度 30°で 1 cm 未満になることが予測される。ただし、60°での深さは 2.1 ± 1.1 cm であったことから、皮膚表面から腸腰筋までの深さは仰臥位の股関節屈曲角度 60°では 1 cm 以上になることが予測される。

さらに、コヒーレンス解析の結果、異なる股関節屈曲角度での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群（縫工筋、大腿直筋、大腿筋膜張筋）の筋電図信号におけるコヒーレンスは、各股関節屈曲角度（-10°, 0°, 30°, 60°）での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群の全ての筋間で、5 Hz から 60 Hz 付近の周波数領域において有意水準を超えていた。各股関節屈曲角度において腸腰筋と他の股関節屈曲筋群の全ての筋間で 5 Hz から 60 Hz 付近の周波数領域でコヒーレントな関係にあったことから、この周波数領域では腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群の筋電図信号においてクロストークしているという可能性が考えられた。しかし、この周波数領域での位相差を確認したところ、各股関節屈曲角度での腸腰筋と他の股関節屈曲筋群の全ての筋間において 0°にはならなかったことから、各股関節角度での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群の筋電図信号波形には位置的なズレが生じていることが考えられる。したがって、5 Hz か 60 Hz 付近の周波数領域でのコヒーレントな関係はクロストークの影響ではない可能性が考えられた。

以上の異なる股関節屈曲角度に変化させた際の MRI および表面筋電図の結果から、腸腰筋の表面筋電図は、少なくとも股関節屈曲角度 -10°から 30°の範囲では記録可能であることが考えられた。通常の歩行では、股関節の屈曲、伸展の可動範囲は股関節屈曲角度 -10°から 25°である（Kuster et al. 1995 ; Kerrigan et al. 1998）ことから、通常の歩行において腸腰筋の筋電図活動を記録することが可能であると考えられる。歩行中の腸腰筋を含む股関節屈曲筋群の表面筋電図は歩行能力に関連する腸腰筋の機能的役割についてより詳細に理解する助けとなる。

2-5. まとめ

本章の目的は、困難であるとされた腸腰筋における表面筋電図の記録法の実現可能性を検証することであった。

- 腸腰筋の皮下表出領域は平均 6.08×2.93 cm, 最小 4.00×2.14 cm (近位-遠位軸 × 内側-外側軸) であり, 皮下表出領域面積は平均 13.2 ± 2.7 cm², 最小 6.6 cm² であった. 2 cm を上回る腸腰筋の皮下表出領域は, ASIS から 2~5 cm のレベルで皮下に存在することが明らかとなった.
- 腸腰筋の隣接筋である縫工筋上の皮膚冷却は, 縫工筋の筋温度および中央周波数を低下させたが, 腸腰筋の筋温度および中央周波数に有意な変化は認められなかった. また, 縫工筋および腸腰筋の RMS に冷却による有意な変化は認められなかった.
- 腸腰筋の皮下表出領域面積は股関節屈曲角度 -10° , 0° , 30° , そして 60° のいずれの角度においても平均 1 cm² 以上であった. また, 皮膚表面から腸腰筋までの深さは, 側臥位における股関節屈曲角度 -10° , 0° では 1 cm 以下であったが, 30° では 1.1 ± 0.5 cm, 60° では 2.1 ± 1.1 cm であった. しかし, 仰臥位における股関節屈曲角度 0° では側臥位の値に比べ約 0.4 cm 小さかった.
- 異なる股関節屈曲角度での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群 (縫工筋, 大腿直筋, 大腿筋膜張筋) の筋電図信号におけるコヒーレンスは, 各股関節屈曲角度 (-10° , 0° , 30° , 60°) での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群の全ての筋間で, 5 Hz から 60 Hz 付近の周波数領域において有意水準を超えていた. しかし, この周波数領域での位相差を確認したところ, 各股関節屈曲角度 (-10° , 0° , 30° , 60°) での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群の全ての筋間において位相差は 0° になることはなかった.

以上の結果から、腸腰筋には表面筋電図電極を貼付できるほどに十分な広さの皮下表出領域が存在し、そこから記録された表面筋電図における最も近接する縫工筋からの活動の影響は無視できる程度あることが示唆された。また、腸腰筋の表面筋電図を記録できるのは、少なくとも股関節屈曲角度 -10° から 30° の範囲であることが考えられた。したがって、通常の歩行中には、股関節の屈曲、伸展の可動範囲は股関節屈曲角度 -10° から 25° である (Kuster et al. 1995 ; Kerrigan et al. 1998) ことから、歩行中の腸腰筋の筋電図活動を記録することが可能であることが考えられた。

第3章 歩行速度，ステップ長を変化させた歩行中の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の活動（実験4）

3-1. 目的

股関節角度，股関節角速度と腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群との関係を検討して，歩行中の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の機能的役割については明らかにされていない．先行研究では歩行速度を変化させた実験が多く，ピッチやステップ長を変化させた実験は少ない．しかしながら，ピッチとステップ長は同時に変化しうるため，ピッチやステップ長だけを変化させることは実験手法としては現実的には困難である．本章の目的は，腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の筋電図と股関節屈曲角度，股関節屈曲角速度および骨盤前傾角度，骨盤前傾角速度との関係を明らかにすることである．そのために，実験1，2，3で確立された腸腰筋における表面筋電図法を歩行に応用し，様々な歩行速度および，一定歩行速度で様々なステップ長に変化させた際の，歩行中の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の表面筋電図の記録を行う．さらに，三次元動作解析法により股関節，骨盤運動データも計測し，股関節屈曲筋群の筋電図と股関節屈曲角度，股関節屈曲角速度および骨盤前傾角度，骨盤前傾角速度との関係を明らかにする．

3-2. 方法

3-2-1. 被験者

歩行速度課題の実験には10名の健康な成人男性（年齢： 24.6 ± 2.8 歳，体重： 62.4 ± 5.6 kg，身長： 172.5 ± 4.0 cm）が参加した．ステップ長課題の実験に参加したのは歩行速度課題に参加した3名と，参加していない別の7名の健康な成人男性（年齢： 25.0 ± 3.9 歳，体重： 64.7 ± 3.7 kg，身長： 175.7 ± 5.3 cm）であった．どちらの課題についても，被験

者には実験前に本実験の手順，目的，リスクについて説明し，全参加者から書面によるインフォームドコンセントを取得した．本実験は，立命館大学びわこ・くさつキャンパスの倫理審査委員会によって承認（BKC-IRB-2011-06）を得て行われた．

3-2-2. プロトコール

被験者は，様々な速度条件，スロー歩行（3 km/h），ノーマル歩行（5 km/h），ファスト歩行（7 km/h）および，一定速度（5 km/h）での様々なステップ長条件，ステップ長増大歩行（1.0 m），ノーマル歩行（自由歩行），ピッチ増大歩行（0.4 m）にて，トレッドミル上で歩行運動を行った．速度条件課題のスロー歩行，ノーマル歩行，ファスト歩行，そして，ステップ長条件課題のノーマル歩行では，歩行リズムを規定せずに任意のリズムで歩行を行わせた．また，ステップ長条件課題のステップ長増大歩行，ピッチ増大歩行では，メトロノームのリズムをステップ長増大歩行では 80 回/分，ピッチ増大歩行では 190 回/分に変化させることでステップ長を変化させた．歩行中に，股関節屈曲筋群（腸腰筋および縫工筋，大腿直筋，大腿筋膜張筋）の表面筋電図を記録するとともに，股関節，骨盤の運動データも同時に記録し，歩行速度増大における股関節屈曲筋群がステップ長，ピッチに対して果たす役割を検討した．

3-2-3. 歩行運動

被験者はトレッドミル（Ti22；Horizon Fitness 社製，アメリカ）において歩行運動を行った（図 3.1）．足部は裸足の状態で実施した．すべての被験者は，習熟のために実験実施の少なくとも 1 週間前に歩行課題の試用セッションに参加した．歩行速度課題実験に参加した被験者はウォーミングアップとしてトレッドミル上で 6 分間（スロー，ノーマル，ファストの歩行速度条件課題を各 2 分間）の歩行運動を行った．その後，スロー，



図 3.1 歩行実験風景

三次元動作解析装置と表面筋電図によりトレッドミル歩行中の身体活動を計測している風景。本実験で使用したマーカー位置は1:上前腸骨棘, 2:下前腸骨棘, 3:大転子, 4:大腿骨外側上顆, 5:外果, 6:踵骨, 7:第5基節骨底。

ノーマル, ファストの3つの条件をランダムに測定した。また, ステップ長課題実験に参加した被験者はウォーミングアップとしてトレッドミル上で6分間(ステップ長増大, ノーマル, ピッチ増大のステップ長条件課題を各2分間)の歩行運動を行った。その後, ステップ長増大, ノーマル, ピッチ増大の3つの条件をランダムに測定した。各歩行課題は少なくとも5歩行周期以上(約10秒)を記録した。各試行間に3分間の休息を設けて実施した。

3-2-4. 運動分析

解剖学的特徴点として, 左右の上前腸骨棘, 左右の上後腸骨棘 (posterior superior iliac spine, PSIS), 左右の大転子, 左右の大腿骨外側上顆, 左右の外果, 左右の踵骨, 左右の第5基節骨底の計14点に反射マーカ―を貼付した(図3.1)。歩行速度課題実験では, 16台のカメラ(200 Hz)を用いそれぞれの三次元座標値を三次元モーションキャプチャシステム (Raptor-E Digital Real Time System ; Motion Analysis Corporation 社製, アメリカ)で計測した。また, ステップ長課題実験では, 反射マーカ―を同様部位に貼付し, それぞれの三次元座標値を4台のカメラ(200 Hz)を用い三次元モーションキャプチャシステム (UM-CAT ; ユニメック社製, 日本)で計測した。

計測された歩行運動学的データは, 運動解析ソフトウェア (Kine Analyzer ; Kissei Comtec 社製, 日本)を用いて三次元座標値に変換した。計測から得られた三次元座標値は2次のバターワース型ローパスフィルターを用いてカットオフ周波数8 Hzで平滑化した。グローバル座標系のX軸・Y軸・Z軸はそれぞれトレッドミルに対して前後, 左右, 鉛直方向とした。歩行の1歩行周期を右足部接地時から次の右足部接地時までとし, 各歩行課題における連続した3歩行周期を分析対象とした。

歩行周期における足部の接地イベント(足部接地と足趾離地)は, 運動解析ソフトウ

エア (Kine Analyzer ; Kissei Comtec 社製, 日本) を用いて歩行運動中の足部マーカデータから決定した (Mickelborough et al. 2000). 右足部接地から次の右足部接地までを 1 歩行周期とし, 1 歩行周期を 100 % として座標データを規格化し, すべての被験者について各歩行課題の連続した 3 歩行周期の平均値を用いた. また, 各歩行周期内での右足部接地から左足部接地までの距離を抽出し, 3 歩行周期の平均の距離をステップ長とした. 1 分間当たりの歩数を計算してピッチ (歩数/分) とした.

股関節屈曲, 伸展角度は, 骨盤部 (右の ASIS と PSIS を結んだ線に対する垂線) と大腿部 (右大転子と右大腿骨外側上顆) の分析点の座標データから算出した. 骨盤角度は骨盤部の左右 ASIS, PSIS で作られた平面の法線ベクトルと鉛直面がなす角度で算出した. 算出した角変位を数値微分することで, 股関節屈曲角度, 股関節屈曲角速度, 骨盤前傾角度, 骨盤前傾角速度を算出した.

3-2-5. 表面筋電図の記録

表面筋電図計測装置の詳細および手順は, 実験 3 に記載されている通りである. 本実験では, 実験 2, 3 と同様に, 右の腸腰筋および縫工筋, 大腿直筋, 大腿筋膜張筋からアクティブ電極を用いてトレッドミル歩行運動中の表面筋電図を記録した. 直径 0.5 × 0.5 cm のアクティブ電極 (MQ16 ; Kissei Comtec 社製, 日本) を用い, 電極間の距離を 1 cm に設定した. 筋電図信号は, 遠隔測定システム (MQ16 ; Kissei Comtec 社製, 日本) により 2000 Hz のサンプリング周波数で, 双極リードで記録した. 筋電図データはパーソナルコンピューターに収集し, 解析ソフト (Kine Analyzer ; Kissei Comtec 社製, 日本) を用いて処理した. 歩行運動学的データと筋電図信号はトリガ信号に基づいて同期した.

各歩行課題における連続した 3 歩行周期の右側の各筋の筋電図信号を抽出した. 各筋の筋電図信号を全波整流した後, 遮断周波数 10~1000 Hz のバンドパスフィルターを用

いて平滑化した (Andersson et al. 1997). これらの処理を経た筋電図信号から 1 歩行周期時間 (100%) の 5% 期間ごとに RMS を算出した. 歩行課題後に, 徒手筋力テスト (Hislop et al. 2013) を用いて, 腸腰筋は仰臥位にて股関節屈曲 0° , 膝関節屈曲 90° , 縫工筋, 大腿直筋は座位にて股関節屈曲 90° , 膝関節角度 90° , 大腿筋膜張筋は側臥位にて股関節屈曲 45° , 膝関節伸展 0° にて, 最大自発的等尺性収縮を 5 秒間行ない, 得られた RMS のピーク値で標準化した.

3-2-6. 相分け

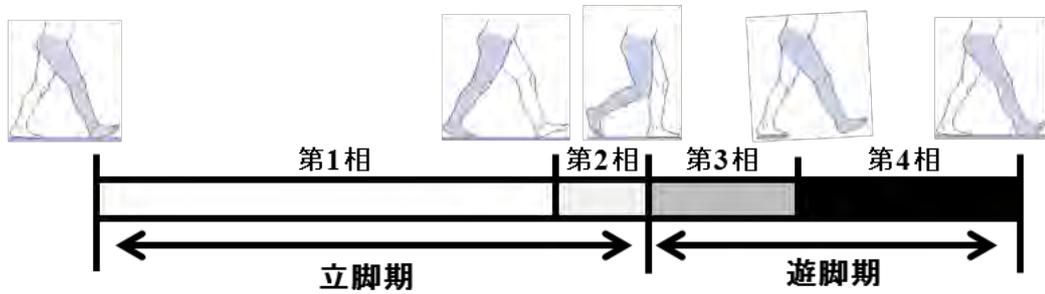
立脚期, 遊脚期の股関節運動から相分けを行った. 先行研究において股関節屈曲筋群が主に活動するのは立脚期における股関節伸展運動が終了する付近 (ターミナルスタンス), すなわち立脚期のプレスイング (立脚屈曲運動相) から活動し, 遊脚期ではインシャルスイング (遊脚屈曲運動相) およびターミナルスイング (遊脚伸展運動相) に活動することが報告されている (Andersson et al. 1997 ; Neputune et al. 2008 ; Perry and Burnfield 2010). したがって, 歩行条件間において, 股関節屈曲筋群の活動期から機能的役割を検討するために, 立脚期, 遊脚期の前半と後半に分けるため, 1 歩行周期中の右下肢運動を足部の接地イベントと股関節屈曲・伸展角速度変化から 4 つの運動相に分けた (図 3.2).

第 1 相 (立脚期前半) : 右足部接地～右股関節伸展角速度が 0 になる地点 (各歩行条件平均 : 歩行周期 $0\% \sim 50 \pm 2\%$ までの期間).

第 2 相 (立脚期後半) : 右股関節伸展角速度が 0 になる地点～右足趾離地 (各歩行条件平均 : 歩行周期 $50 \pm 2\% \sim 62 \pm 4\%$ までの期間).

第 3 相 (遊脚期前半) : 右足趾離地～右股関節屈曲角速度が初めに 0 になる地点 (各歩行条件平均 : 歩行周期 $62 \pm 4\% \sim 85 \pm 3\%$ の期間).

a) 1歩行周期における相分け(4相)



b) 歩行条件別の相分け

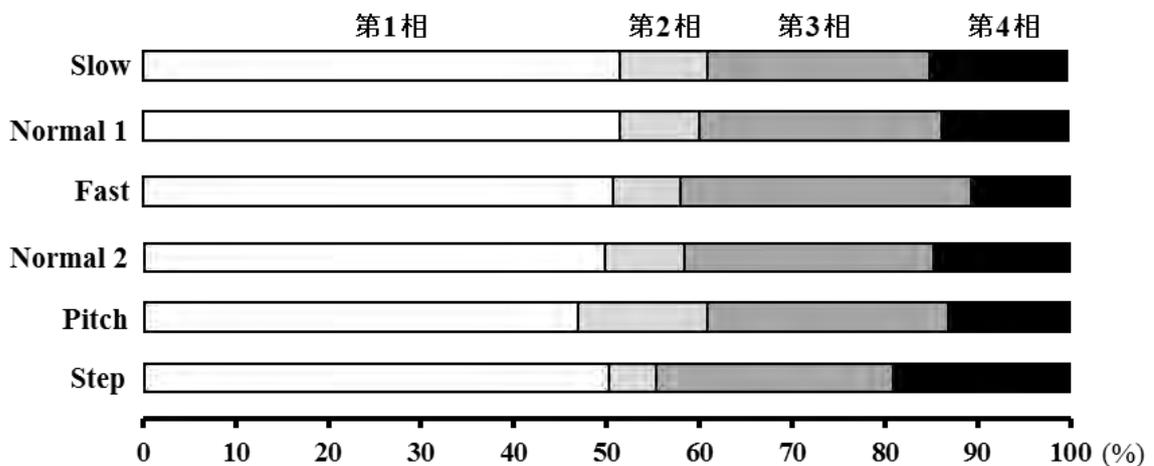


図 3.2 歩行周期の相分け

a) 第1相:右足部接地から右股関節伸展角速度が0になる地点(股関節最大伸展位)までの期間, 第2相:右股関節伸展角速度が0になる地点から右足趾離地までの期間, 第3相:右足趾離地から右股関節屈曲角速度が初めに0になる地点(股関節最大屈曲位)までの期間, 第4相:右股関節屈曲角速度が初めに0になる地点から右足部接地までの期間. b) 歩行条件別の相分け.

第4相（遊脚期後半）：右股関節屈曲角速度が初めに0になる地点～右足部接地（各歩行条件平均：歩行周期 $85 \pm 3\%$ ～ 100% の期間）。

3-2-7. 統計処理

得られた結果は、すべて平均値と標準偏差（SD）で示した。表面筋電図のRMS、股関節運動データおよび骨盤運動データは、筋ごとに二元配置分散分析（条件 × 相）を用いて解析した。それらに交互作用、主効果が認められた場合、post-hocテストとしてTukeyの方法を用いて、速度条件（スロー、ノーマル、ファスト）およびステップ長条件（ステップ長増大、ピッチ増大）の5条件、第1相～第4相の4相をそれぞれ比較した。有意水準は5%とした。統計処理には、SPSS software（version 21.0；IBM社製、日本）を使用した。

3-3. 結果

歩行条件別における歩行周期中の股関節屈曲角度、股関節屈曲角速度、および骨盤前傾角度、骨盤前傾角速度を図3.3に示す。

股関節屈曲角度は立脚期後半（歩行周期50～60%付近）のステップ長増大歩行において他の歩行条件に比べ股関節伸展角度が大きくなった。遊脚期前半の序盤（歩行周期70～80%付近）のステップ長増大歩行において他の歩行条件に比べ股関節屈曲角度が大きくなった。遊脚期前半の終盤（歩行周期80～90%付近）のファスト歩行において他の歩行条件に比べ股関節屈曲角度が大きくなり、遊脚期後半（歩行周期90～100%付近）のステップ長増大歩行において、他の歩行条件に比べ股関節屈曲角度が大きくなった。

歩行条件別の歩行周期における股関節屈曲角度の範囲はスロー歩行（立脚期： $-15 \pm 4^\circ \sim 18 \pm 2^\circ$ ，遊脚期： $-11 \pm 4^\circ \sim 18 \pm 3^\circ$ ），ノーマル1歩行（立脚期： $-18 \pm 5^\circ \sim 23 \pm 2^\circ$ ，

遊脚期： $-13 \pm 5^\circ \sim 26 \pm 2^\circ$ ），ファスト歩行（立脚期： $-17 \pm 5^\circ \sim 27 \pm 6^\circ$ ，遊脚期： $-13 \pm 5^\circ \sim 30 \pm 2^\circ$ ），ステップ長増大歩行（立脚期： $-22 \pm 6^\circ \sim 36 \pm 6^\circ$ ，遊脚期： $-22 \pm 7^\circ \sim 30 \pm 3^\circ$ ），ノーマル2歩行（立脚期： $-17 \pm 6^\circ \sim 18 \pm 4^\circ$ ，遊脚期： $-12 \pm 7^\circ \sim 20 \pm 4^\circ$ ），ピッチ増大歩行（立脚期： $-8 \pm 4^\circ \sim 16 \pm 1^\circ$ ，遊脚期： $-3 \pm 4^\circ \sim 19 \pm 2^\circ$ ）で，ステップ長増大歩行の立脚期前半のみ股関節屈曲角度が 30° 以上となった（図 3.3a）。

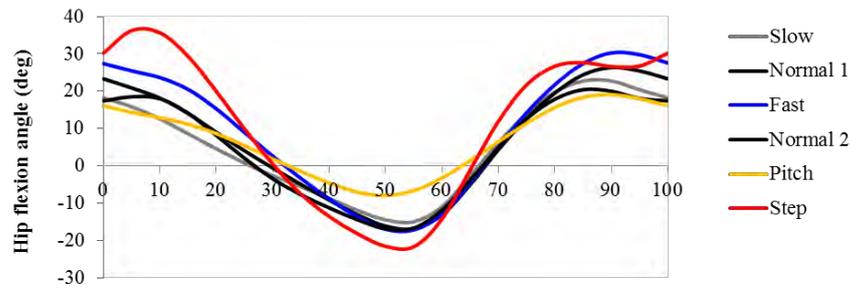
股関節屈曲角速度は遊脚期前半の序盤から終盤（歩行周期 60～80 %付近）にかけてファスト歩行が他の歩行条件に比べ大きく，遊脚期後半（歩行周期 90～100 %付近）ではステップ長増大歩行は股関節屈曲，伸展角速度が屈曲方向であったが，ステップ長増大歩行以外の歩行では伸展方向であった（図 3.3b）。

骨盤前傾角度はステップ長増大歩行だけが他の歩行条件と異なる運動パターンを示し，遊脚期後半（歩行周期 90～100 %付近）に骨盤前傾角度が大きくなった（図 3.3c）。また，骨盤前傾角速度においてもステップ長増大歩行だけが他の歩行条件と異なる運動パターンを示し，遊脚期後半（歩行周期 90～100 %付近）に骨盤前傾角速度が大きくなった（図 3.3d）。

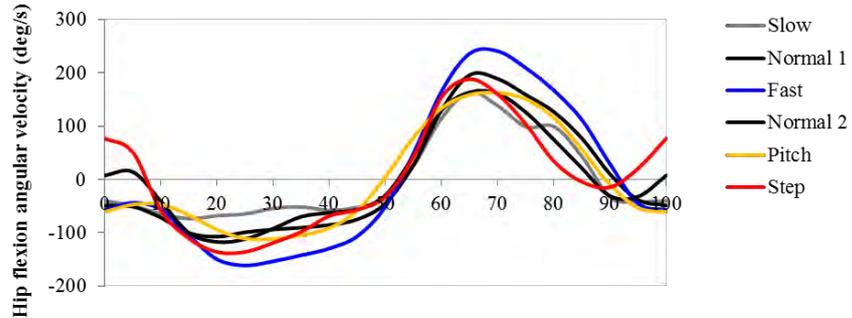
歩行条件別のステップ長，ピッチを表 3.1 に示すとともに，その関係性についても図 3.4 に示す。歩行条件別の各筋の表面筋電図の全波整流後の波形を典型例で示す（図 3.5）。

股関節屈曲筋群から記録された筋電図活動の各筋の歩行周期中の活動パターンは，4筋とも3峰性を示し，立脚期前半の序盤，立脚期後半～遊脚期前半の序盤，そして遊脚期後半で活動を増大した。しかし，定性的には各筋において歩行条件間で活動パターンが異なった（図 3.6）。腸腰筋の筋電図活動は，ファスト歩行とステップ長増大歩行が他の歩行条件に比べ，遊脚前半の終盤および遊脚期後半（歩行周期 80 %および 90 %付近）から立脚期前半の序盤にかけて大きくなった（図 3.6a）。縫工筋の筋電図活動は，ファスト歩行とピッチ増大歩行が他の歩行条件に比べ，立脚期後半（歩行周期 45 %付近）

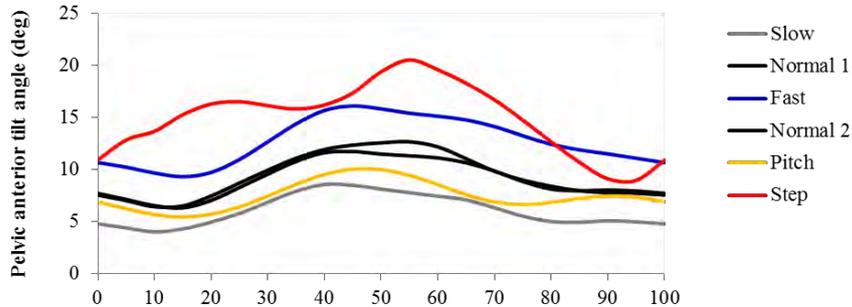
a) 股関節屈曲角度



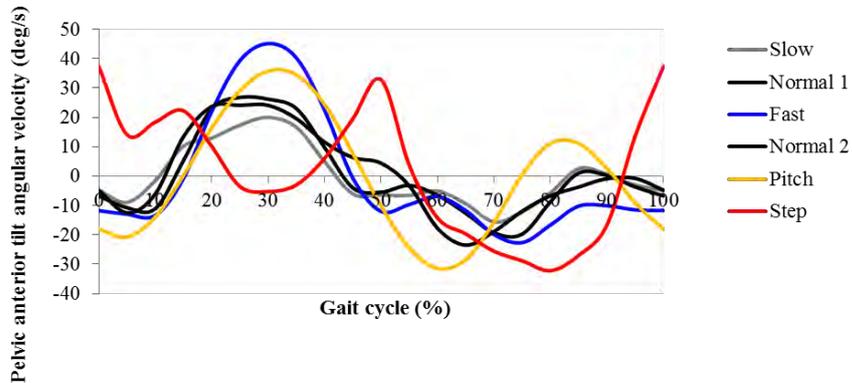
b) 股関節屈曲角速度



c) 骨盤前傾角度



d) 骨盤前傾角速度



e) 歩行条件別の相分け

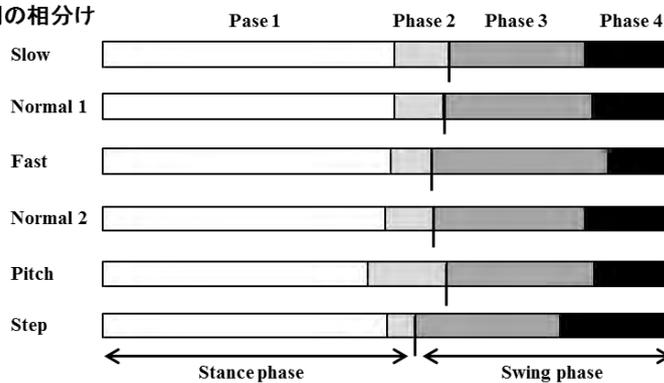


図 3.3 歩行条件別における股関節および骨盤の運動

a) 1 歩行周期における股関節屈曲角度, b) 1 歩行周期における股関節屈曲角速度, c) 1 歩行周期における骨盤前傾角度, d) 1 歩行周期における骨盤前傾角速度, e) 各歩行条件の相分け.

表 3.1 歩行条件別におけるステップ長, ピッチ, 歩行スピード
平均 (標準偏差) で示す.

	Slow	Normal 1	Fast	Normal 2	Pitch	Step
Step length (m)	0.47 (0.03)	0.69 (0.05)	0.80 (0.04)	0.73 (0.03)	0.45 (0.04)	1.02 (0.05)
Pitch (steps/s)	1.75 (0.12)	2.02 (0.14)	2.44 (0.15)	1.90 (0.10)	3.19 (0.05)	1.36 (0.05)
Speed (m/s)	0.82 (0.06)	1.40 (0.06)	1.95 (0.08)	1.38 (0.07)	1.44 (0.14)	1.39 (0.10)

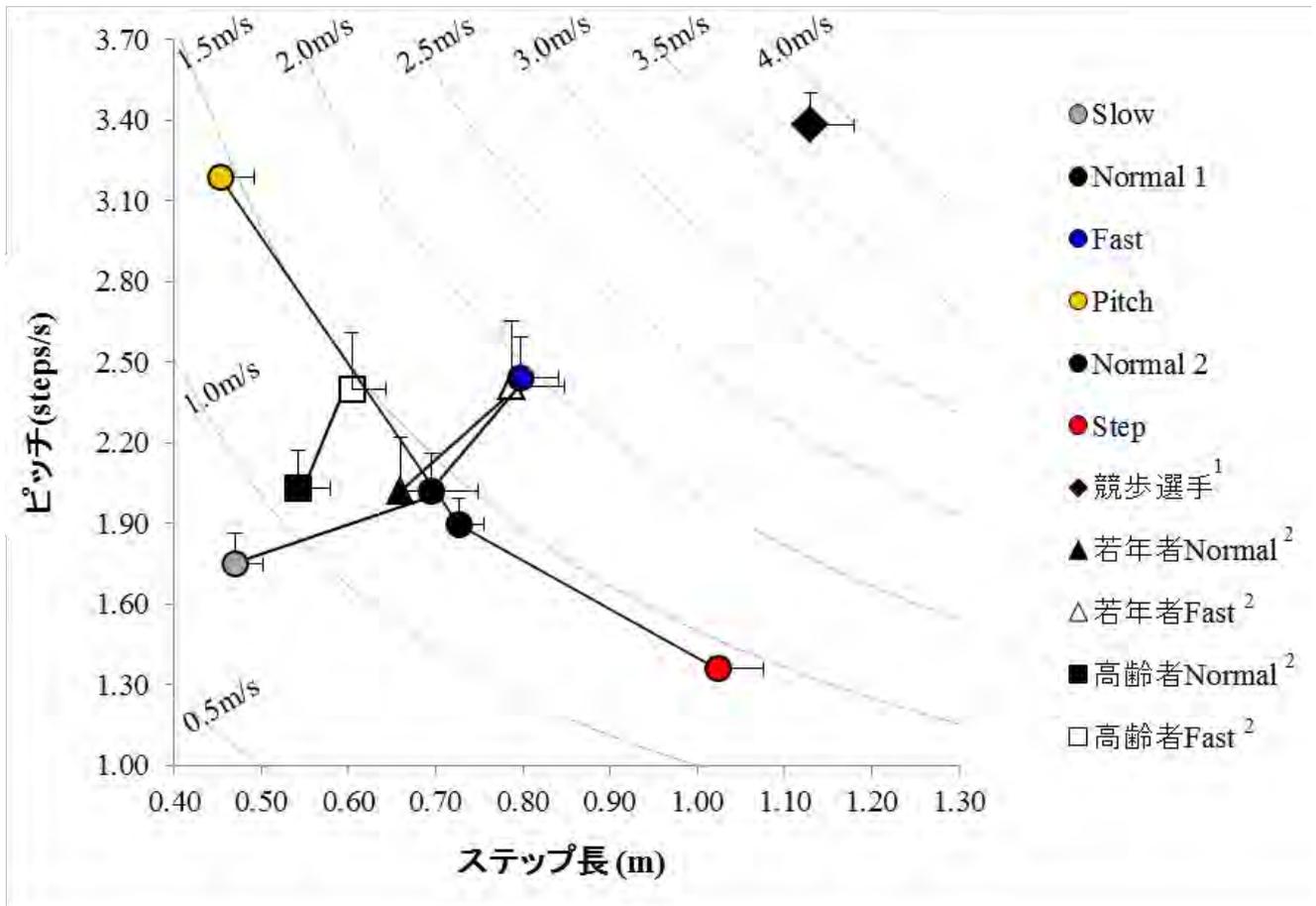


図 3.4 歩行条件別におけるステップ長とピッチの関係

1. 法元康二. (2007). 競歩の歩行技術に関するバイオメカニクス的研究: 身体部分間の力学的エネルギーの流れに着目して. 平成 18 年度筑波大学博士論文集.
2. Öberg, T., Karsznia, A., & Öberg, K. (1993). Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 30, 210-223.

から遊脚期前半の序盤（歩行周期 70 %付近）にかけて大きくなった（図 3.6b）．大腿直筋の筋電図活動においても，ファスト歩行とピッチ増大歩行が他の歩行条件に比べ，立脚期後半（歩行周期 50 %付近）から遊脚期前半の序盤（歩行周期 70 %付近）にかけて大きくなった（図 3.6c）．大腿筋膜張筋の筋電図活動は，ピッチ増大歩行が他の歩行条件に比べ，遊脚期前半の中盤（歩行周期 80 %付近）から立脚期前半の序盤にかけて大きくなった（図 3.6d）．

歩行周期を 4 相に分け，歩行条件別における股関節屈曲筋群の筋活動量の比較を行った（図 3.7）．腸腰筋の筋活動量は，第 3 相において，ファスト歩行がスロー歩行，ピッチ増大歩行より有意に高値を示した．また，第 4 相において，ステップ長増大歩行がファスト歩行以外の他の歩行条件より有意に高値を示し，腸腰筋はファスト歩行の遊脚期前半，ステップ長増大歩行の遊脚期後半において活動の増大を示した（図 3.7a）．

縫工筋の筋活動量は，第 2 相において，ファスト歩行がピッチ増大歩行以外の他の歩行条件より有意に高値を示し，ピッチ増大歩行がファスト歩行以外の他の歩行条件より有意に高値を示し，縫工筋はファスト歩行，ピッチ増大歩行の立脚期後半において活動の増大を示した．また，第 4 相において，ステップ長増大歩行がスロー歩行より有意に高値を示し，縫工筋はステップ長増大歩行の遊脚期後半においても活動の増大を示した（図 3.7b）．

大腿直筋の筋活動量は，第 2 相において，ファスト歩行がピッチ増大歩行以外の他の歩行条件より有意に高値を示し，ピッチ増大歩行がファスト歩行以外の他の歩行条件より有意に高値を示した．さらに，第 3 相においても，ピッチ増大歩行がファスト歩行以外の他の歩行条件より有意に高値を示し，大腿直筋はファスト歩行，ピッチ増大歩行の立脚期後半から遊脚期前半にかけて活動の増大を示した．また，第 4 相において，ステップ長増大歩行がスロー歩行より有意に高値を示し，大腿直筋はステップ長増大歩行の

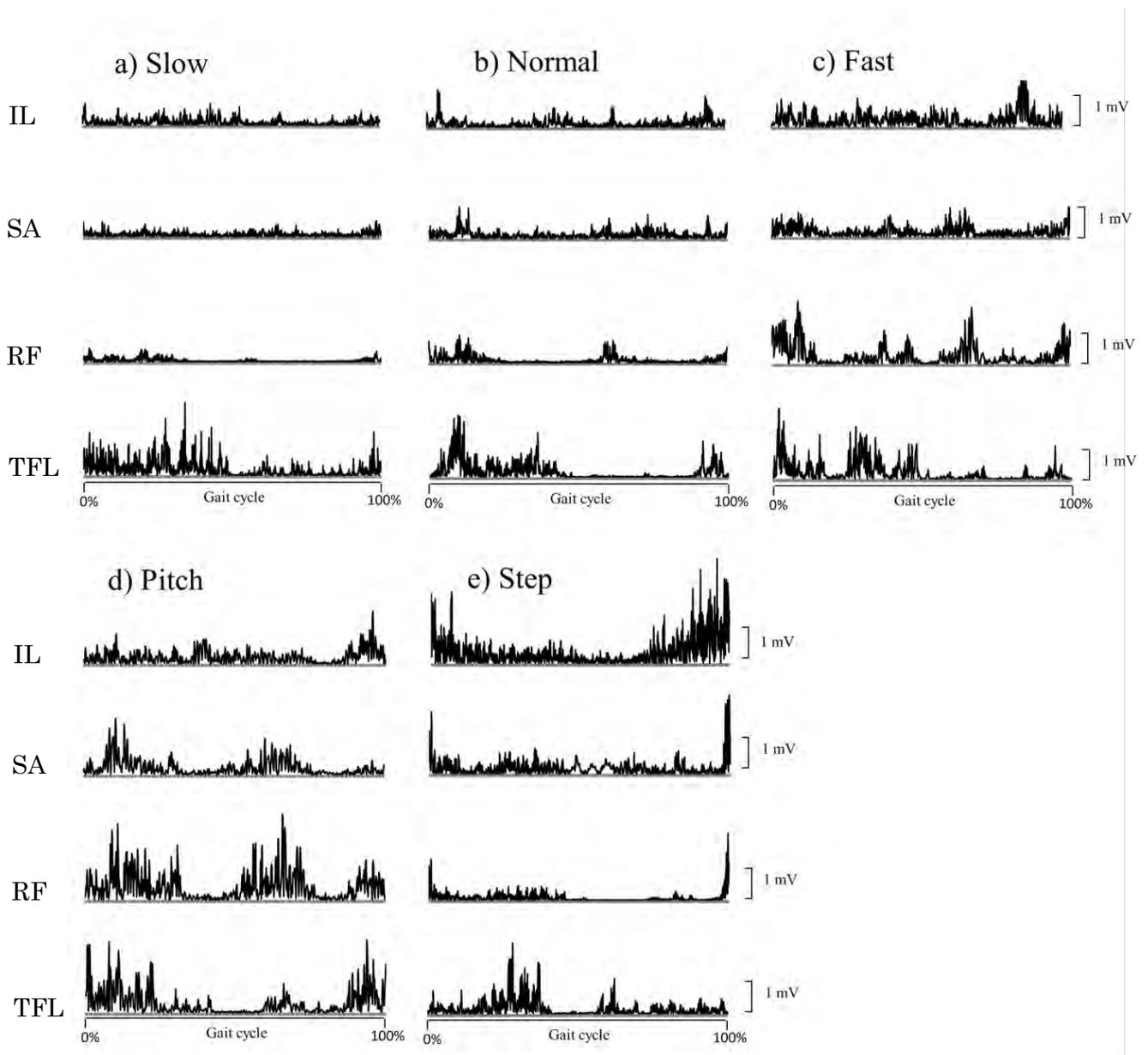
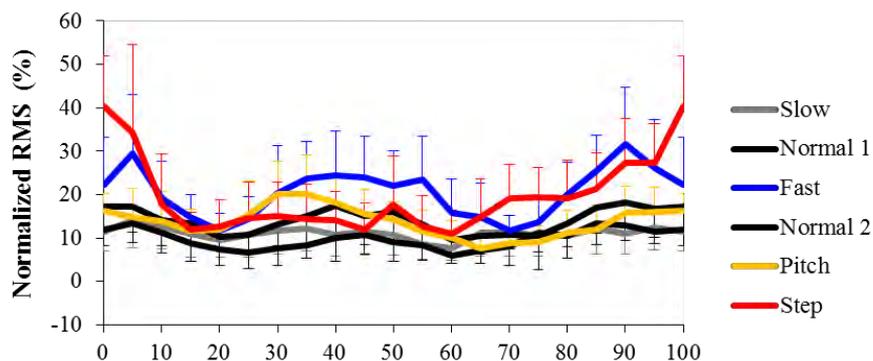


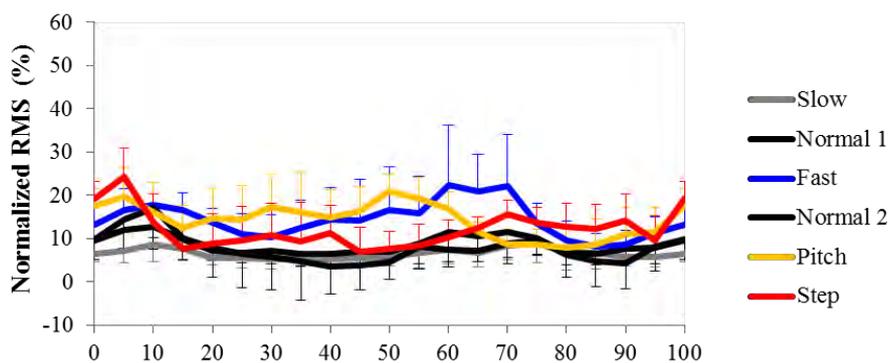
図 3.5 歩行条件別の各筋における表面筋電図の全波整流波形

各筋の表面筋電図波形を全波整流し、遮断周波数 10~1000 Hz のバンドパスフィルターを用いて平滑化した波形. a) スロー歩行における股関節屈曲筋群の 1 歩行周期の表面筋電図, b) ノーマル歩行における股関節屈曲筋群の 1 歩行周期の表面筋電図, c) ファスト歩行における股関節屈曲筋群の 1 歩行周期の表面筋電図, d) ピッチ増大歩行における股関節屈曲筋群の 1 歩行周期の表面筋電図, e) ステップ長増大歩行における股関節屈曲筋群の 1 歩行周期の表面筋電図. IL: 腸腰筋, SA: 縫工筋, RF: 大腿直筋, TFL: 大腿筋膜張筋.

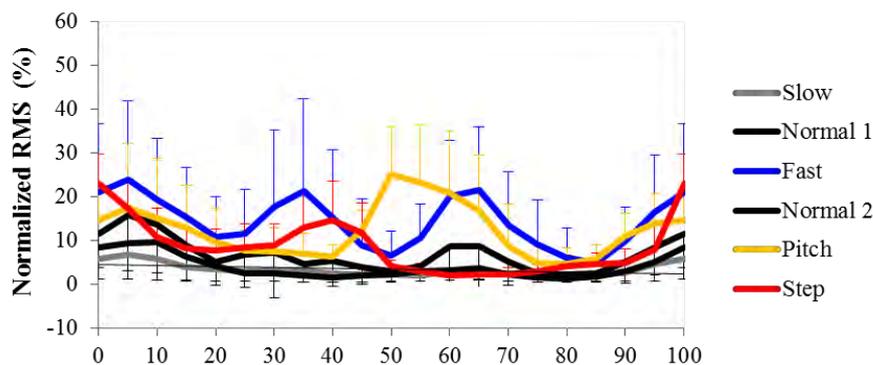
a) IL



b) SA



c) RF



d) TFL

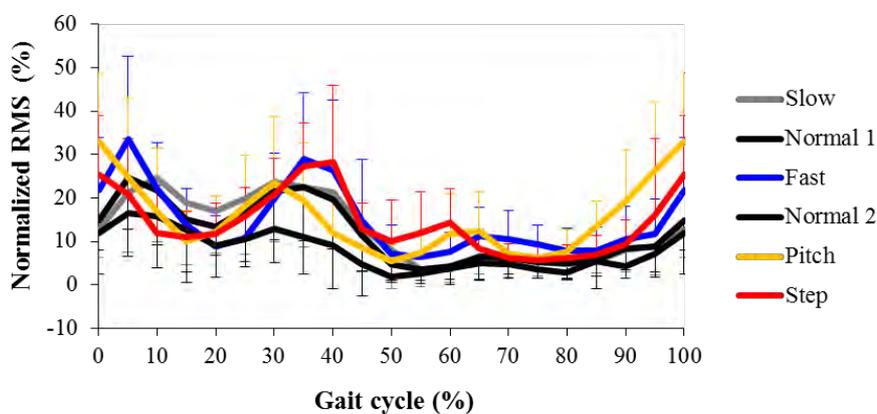


図 3.6 歩行条件別における股関節屈曲筋群の筋電図活動

a) 歩行条件別における腸腰筋活動の被験者平均, b) 歩行条件別における縫工筋活動の被験者平均, c) 歩行条件別における大腿直筋活動の被験者平均, d) 歩行条件別における大腿筋膜張筋活動の被験者平均.

IL : 腸腰筋, SA : 縫工筋, RF : 大腿直筋, TFL : 大腿筋膜張筋.

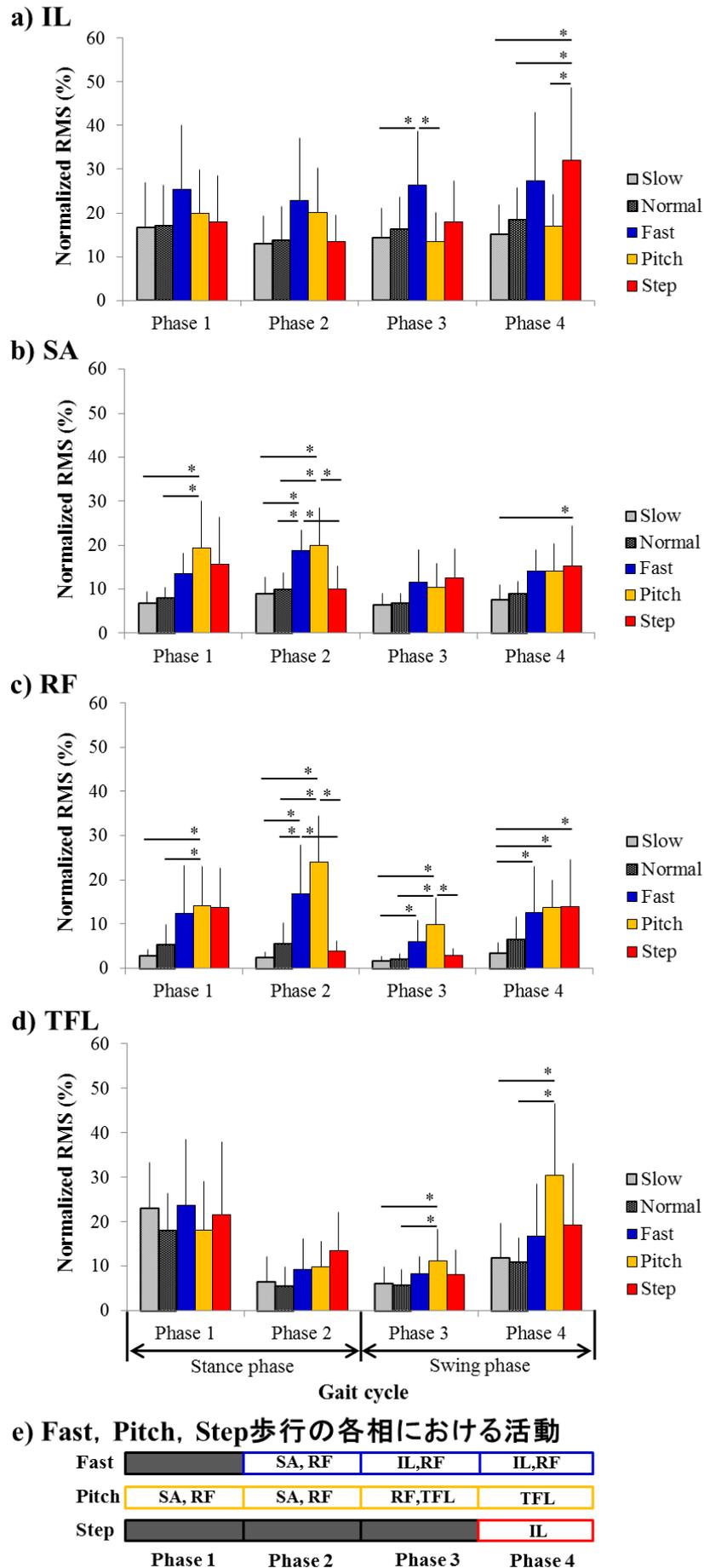


図 3.7 歩行周期各相における歩行条件別の股関節屈曲筋群筋電図活動

a) 腸腰筋の筋電図活動, b) 縫工筋の筋電図活動, c) 大腿直筋の筋電図活動, d) 大腿筋膜張筋の筋電図活動. e) ファスト, ピッチ増大, ステップ長増大歩行の各相における活動増大筋. IL: 腸腰筋, SA: 縫工筋, RF: 大腿直筋, TFL: 大腿筋膜張筋. *p < 0.05.

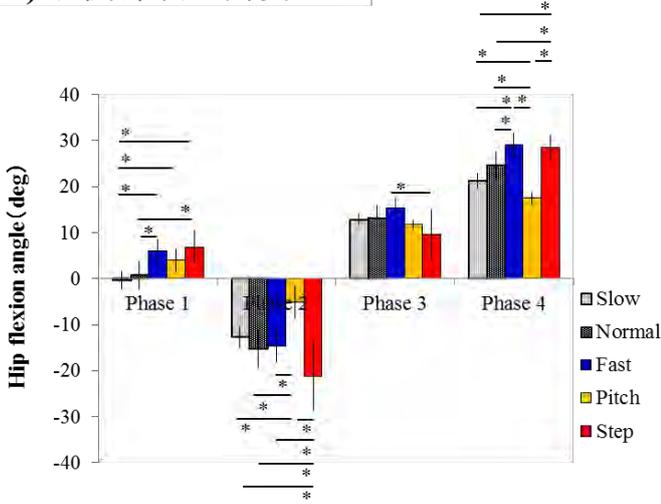
遊脚期後半においても活動の増大を示した（図 3.7c）.

大腿筋膜張筋の筋活動量は、第3相と第4相において、ピッチ増大歩行がスロー歩行、ノーマル歩行より有意に高値を示し、大腿筋膜張筋はピッチ増大歩行の遊脚期前半から遊脚期後半において活動の増大を示した（図 3.7d）.

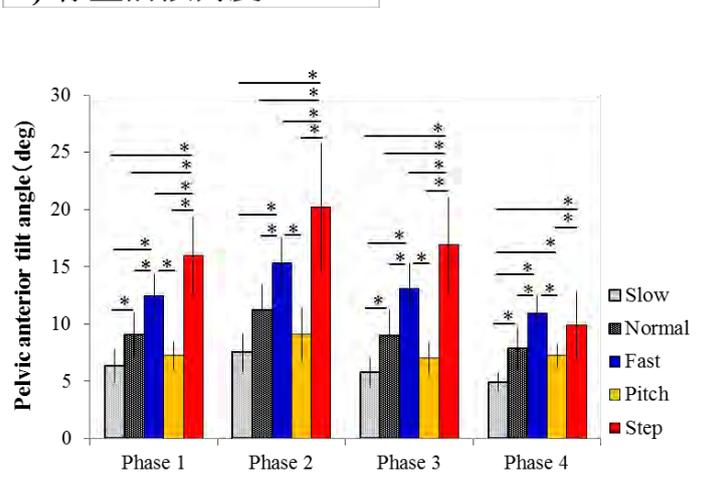
歩行周期を4相に分け、歩行条件間における股関節運動、骨盤運動の比較を行った（図 3.8）. 股関節屈曲角度は、第1相において、スロー歩行がノーマル歩行以外の全ての歩行条件より有意に低値を示し、ノーマル歩行がファスト歩行、ステップ長増大歩行より有意に低値を示した. 第2相において、ピッチ増大歩行が全ての歩行条件より有意に高値を示し、ステップ長増大歩行が全ての歩行条件より有意に低値を示した. 第3相において、ファスト歩行がステップ長増大歩行より有意に高値を示した. 第4相において、ステップ長増大歩行がファスト歩行以外の全ての歩行条件より有意に高値を示し、ファスト歩行がステップ長増大歩行以外の全ての歩行条件より有意に高値を示した. また、ピッチ増大歩行が全ての歩行条件より有意に低値を示した. つまり、ステップ長増大歩行では立脚期後半に股関節伸展角度を増大し、遊脚期後半に股関節屈曲角度を増大して歩行を行っていた. また、ピッチ増大歩行では立脚期後半に股関節伸展角度を減少し、遊脚期後半に股関節屈曲角度を減少して歩行を行っていた. そして、ファスト歩行では遊脚期後半に股関節屈曲角度を増大して歩行を行っていた（図 3.8a）.

股関節屈曲角速度は、第1相において、スロー歩行が全ての歩行条件より有意に高値を示し、ファスト歩行が全ての歩行条件より有意に低値を示した. 第2相において、ステップ長増大歩行がスロー歩行以外の全ての歩行条件より低値を示した. 第3相においてはファスト歩行が全ての歩行条件より有意に高値を示した. 第4相では、ステップ長増大歩行において、他の全ての歩行条件より有意に高値を示した. つまり、ステップ長増大歩行では遊脚期後半に股関節屈曲角速度を生じた状態で歩行を行っていたのに対

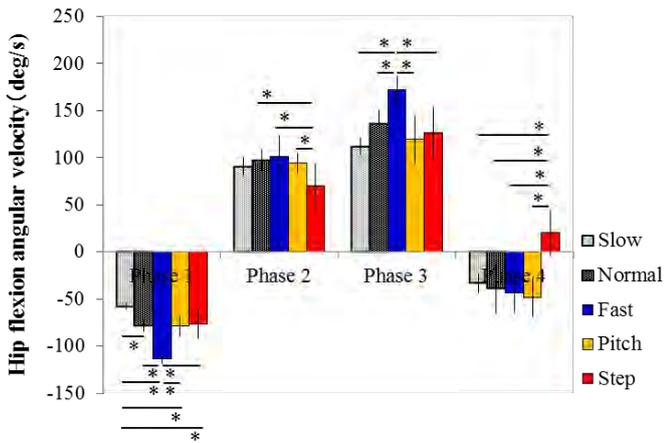
a) 股関節屈曲角度



c) 骨盤前傾角度



b) 股関節屈曲角速度



d) 骨盤前傾角速度

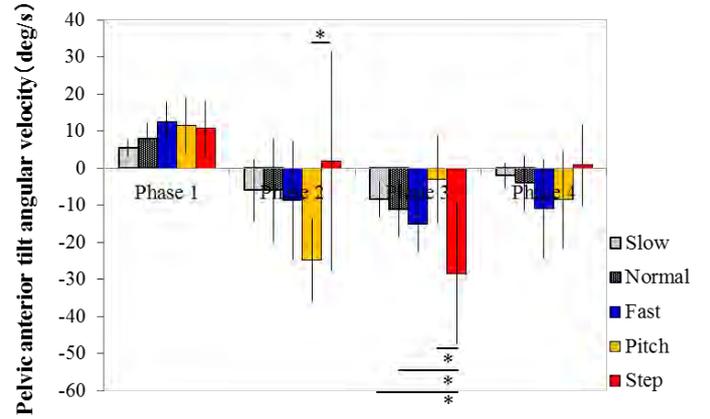


図 3.8 歩行周期各相における歩行条件別の股関節, 骨盤運動

a) 股関節屈曲角度, b) 股関節の屈曲角速度, c) 骨盤の前傾角度, d) 骨盤の前傾角速度.
* $p < 0.05$.

して、ステップ長増大歩行以外の他の歩行条件では遊脚期後半に股関節伸展角速度を生じた状態で歩行を行っていた。そして、ファスト歩行では遊脚期前半に股関節屈曲角速度を増大して歩行を行っていた（図 3.8b）。

骨盤前傾角度において、第 1 相においてノーマル歩行がスロー歩行より有意に高値を示し、ファスト歩行がステップ長増大歩行以外の全ての歩行条件より有意に高値を示し、ステップ長増大歩行が他の全ての歩行条件より有意に高値を示した。第 2 相においてファスト歩行がステップ長増大歩行以外の全ての歩行条件より有意に高値を示し、ステップ長増大歩行が他の全ての歩行条件より有意に高値を示した。第 3 相においてノーマル歩行がスロー歩行より有意に高値を示し、ファスト歩行がステップ長増大歩行以外の全ての歩行条件より有意に高値を示し、ステップ長増大歩行が他の全ての歩行条件より有意に高値を示した。また、第 4 相においてノーマル歩行、ピッチ増大歩行がスロー歩行より有意に高値を示し、ファスト歩行がステップ長増大歩行以外の全ての歩行条件より有意に高値を示し、ステップ長増大歩行がスロー歩行、ピッチ増大歩行より有意に高値を示した（図 3.8c）。つまり、ステップ長増大歩行、ファスト歩行は歩行周期全般において他の歩行条件よりも骨盤前傾角度を増大し歩行を行っていた。

骨盤前傾角速度においては、第 2 相においてステップ長増大歩行がピッチ増大歩行より有意に高値を示した。また、第 3 相においてステップ長増大歩行がスロー歩行、ノーマル歩行、ファスト歩行より有意に低値を示した（図 3.8d）。つまり、ステップ長増大歩行は遊脚期前半に骨盤後傾角速度を増大して歩行を行っていた。

3-4. 考察

本実験の目的は、腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の筋電図と股関節屈曲角度、股関節屈曲角速度との関係を検討して、歩行中の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の機能的役割

については明らかにすることであった。本実験において筋ごとに歩行条件と歩行相における二元配置分散分析を行った結果、大腿直筋においてピッチ増大歩行、ファスト歩行の第2相に交互作用が認められ、有意な主効果が歩行条件と歩行相で認められた。歩行条件では大腿筋膜張筋以外の全ての筋においてファスト歩行が他の条件よりも有意に大きく、歩行相では腸腰筋以外の全ての筋において第3相が他の相と有意に異なった。以降では、筋ごとに各歩行相における歩行条件別の比較を行なった。

3-4-1. 腸腰筋の筋活動と股関節屈曲角度、股関節屈曲角速度との関係

3-4-1-1. 第4相におけるステップ長増大歩行の腸腰筋活動

第4相における腸腰筋の筋電図活動は、ステップ長増大歩行がファスト歩行以外の他の全ての歩行条件より有意に増大した(図3.7a)。股関節屈曲角度は、ステップ長増大歩行がファスト歩行以外の全ての歩行条件より有意に高値を示し(図3.8a)、股関節屈曲角速度は、ステップ長増大歩行が全ての歩行条件よりも有意に高値を示した(図3.8b)。この結果から、遊脚期後半である第4相において、ステップ長増大歩行では股関節屈曲角度をより大きくしていくために腸腰筋が活動を増大した可能性が考えられた。

第4相において、ステップ長増大歩行以外の他の全ての歩行条件では股関節角速度が伸展方向であったのに対して、ステップ長増大歩行だけは股関節角速度が屈曲方向であった。また、ステップ長増大歩行は他の歩行条件に比べ第4相の期間が長いことも特徴的であった。ステップ長増大歩行の第4相を、遊脚期において股関節屈曲角速度が初めに0になる地点から2回目に0になる地点までを第4相前半とし、股関節屈曲角速度が2回目に0になる地点から足部接地までを第4相後半として分析を行った。その結果、腸腰筋の筋電図活動は第4相前半と後半で有意な差は認められなかった。

以上の結果から、ステップ長増大歩行では、遊脚期の早い段階から遊脚期の最後まで

股関節屈曲角度を大きくするために股関節屈曲運動を行ない続け、ステップ長を増大させるために腸腰筋が活動し続けていたという可能性が考えられる。

3-4-1-2. 第3相におけるファスト歩行の腸腰筋活動

第3相における腸腰筋の筋電図活動は、ファスト歩行がノーマル歩行、ステップ長増大歩行以外の他の全ての歩行条件より有意に増大した（図 3.7a）。股関節屈曲角度は、ステップ長増大歩行よりも有意に高値を示し（図 3.8a）、股関節屈曲角速度は、他の全ての歩行条件よりも有意に高値を示した（図 3.8b）。この結果から、第3相である遊脚期前半の序盤から中盤にかけて股関節屈曲角速度を高めることで股関節屈曲角度を大きくしステップ長を増大していくのに、腸腰筋が重要な役割を持つことが考えられた。

ステップ長増大歩行との間で股関節屈曲角度に有意な差が認められたのは歩行速度の影響が考えられる。先行研究において歩行速度を増大していくと腸腰筋の活動増大のタイミングが早まることが示されている（Andersson et al. 1997）。ステップ長増大歩行とファスト歩行では、股関節屈曲角度が増大することが伺えるが（図 3.3a）、両者では腸腰筋の活動増大のタイミングが異なり、歩行速度が速いファスト歩行では股関節屈曲角速度を高めるために早い段階から活動を増大したものと考えられる。

3-4-1-3. 腸腰筋活動増大と股関節屈曲運動、骨盤前傾運動の関係

Andersson et al. (1997) は、歩行速度を増大すると遊脚期後半における腸腰筋の活動が生じることを報告し、この際の腸腰筋の活動は骨盤、体幹部をコントロールし、姿勢を安定化させるために活動したと考察している。このように考察された理由として、腸腰筋が骨盤、体幹部の安定化に関与（Andersson et al. 1995 ; Juker et al. 1998）することや、遊脚期後半は従来、股関節伸展筋群であるハムストリングスにより下肢の動きを減

速する期間（Perry and Burnfield 2010 ; Götz-Neumann 2011）であるため、歩行速度を増加させるのに関与する期間と考えられていなかった可能性がある。

本実験において骨盤運動と腸腰筋活動の関係を検討したところ、歩行周期全般においてステップ長増大歩行、ファスト歩行は他の歩行条件と比べ骨盤前傾角度を増大して歩行し、第3相におけるステップ長増大歩行ではファスト歩行以外の全ての歩行条件よりも骨盤後傾角速度を増大し歩行していた（図 3.8c,d）。しかしながら、腸腰筋活動が増大したのは第3相におけるファスト歩行と第4相におけるステップ長増大歩行であったことから（図 3.7a）、腸腰筋の活動増大と骨盤前傾角度、骨盤前傾角速度とに関係性は認められないと考えられた。この結果は、Andersson et al.（1997）が考察している内容とは異なる結果であり、第3相におけるファスト歩行でも、第4相におけるステップ長増大歩行においても、腸腰筋の筋電図活動が増大するとともに、股関節屈曲角度と股関節屈曲角速度も増大することから、腸腰筋の活動増大と関係しているのは股関節屈曲角度と股関節屈曲角速度であると考えられた。しかし、歩行中、骨盤は前後の傾斜のみならず前後の回旋および上下の回転運動を行うことに伴い、皮膚が変形すると考えられる。この皮膚の変形に伴う反射マーカ―や表面筋電図電極のずれが骨盤運動や筋電図活動を正確に捉えていない可能性も考えられ、その影響が、Andersson et al.（1997）が考察している内容と異なった可能性も考えられる。

3-4-2. 縫工筋、大腿直筋の筋活動と股関節屈曲角度、股関節屈曲角速度との関係

縫工筋と大腿直筋は歩行相ごとの条件間比較では類似した傾向を示し、両筋は第2相におけるピッチ増大歩行と第4相におけるステップ長増大歩行で他の歩行条件よりも筋電図活動を増大した（図 3.7b, c）。

第2相におけるピッチ増大歩行の股関節、骨盤運動データで特徴的だったのは股関節

屈曲角度であった。第2相におけるピッチ増大歩行の股関節屈曲角度は他の全ての歩行条件と比較して有意に高値を示した（図3.8a）。つまり、立脚期後半である第2相におけるピッチ増大歩行では股関節伸展角度が減少しているが、これは角速度を高めることではなく股関節の可動範囲を減じることによりピッチを高めているためであると考えられた。

また、第4相におけるステップ長増大歩行では縫工筋、大腿直筋は活動を増大したが、これは先に述べた腸腰筋と同じ役割、すなわちステップ長を増大する役割を両筋ともが担っている可能性が考えられる。

一方、大腿直筋においては第3相におけるピッチ増大歩行でも活動の増大が認められたが、股関節、骨盤運動との関連性が認められなかったことから、第2相で活動を増大させた影響が縫工筋よりも長く及んだ（図3.6b,c）可能性が考えられる。

3-4-3. 大腿筋膜張筋の筋活動と股関節屈曲角度、股関節屈曲角速度との関係

大腿筋膜張筋は、第3相、第4相におけるピッチ増大歩行では他の全ての歩行条件よりも活動を増大させた（図3.7d）。股関節、骨盤運動の結果から、第4相におけるピッチ増大歩行では股関節屈曲角度が他の歩行条件よりも有意に減少していた（図3.8a）。この結果から、第4相においてピッチ増大歩行は、股関節の可動範囲を減じてピッチを高めている可能性が考えられた。

この遊脚期後半である第4相における大腿筋膜張筋の活動増大については著者が知る限り報告されていない。遊脚期後半である第4相において、ピッチ増大歩行では股関節伸展角速度が高まる。大腿筋膜張筋は股関節屈曲筋群であることから股関節伸展筋として活動したとは考えにくい。ところで、大腿筋膜張筋は股関節屈曲筋でありながら、股関節の内旋、外転作用も有する。したがって、遊脚期後半である第4相において、ピ

ッチ増大歩行では大腿筋膜張筋は股関節屈曲以外の他の作用で活動した可能性が考えられた。また、縫工筋，大腿直筋，大腿筋膜張筋はピッチの増大に関与している可能性が考えられた。

以上の結果から，股関節屈曲筋群の機能的役割を検討するには骨盤運動との関係から検討するのではなく，股関節運動から検討する必要があることが考えられた。

第4章 総括論議

4-1. 腸腰筋の表面筋電図の有効性とその問題点

本博士論文では、歩行中における腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の機能的役割を再考することを目的とした。その目的を達成するために、腸腰筋における表面筋電図法を歩行に応用し、筋電図活動および股関節運動データの同時記録を行なう必要性があった。これまで、表面筋電図法と三次元動作解析法を併用して、歩行中の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の表面筋電図と股関節運動および骨盤運動とを同時に解析されていなかった。腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の筋電図と身体動作が同時に解析されてこなかったその理由の1つとして、腸腰筋の表面筋電図を正確に計測する方法が確立されていないことが挙げられる。

腸腰筋は身体の深層に存在するので、その活動を表面筋電図法により正確に記録することは不可能と考えられていた。従来では、筋内筋電図を用いて腸腰筋の筋電図活動を測定してきた (Basmajian et al. 1985 ; Andersson et al. 1997 ; Juker et al. 1998)。しかし、筋内筋電図による研究は侵襲的であり、運動課題により制限され、限られた被験者にしか適用できないため、運動選手、高齢者、子供、そして、あらゆる病態の患者など様々な被験者において、ダイナミックな運動を研究する目的で利用することは困難である。それに対して、表面筋電図法は、非侵襲的であり、とりわけ歩行や走行などのダイナミックな運動中の筋の正確な役割や機能を評価するのに適している。鼠径部直下の大腿三角では、腸腰筋は皮下に位置し (Agur et al. 1991)、この領域の大きさが十分であれば、腸腰筋の表面筋電図を記録可能であると考えられ、実際に先行研究においても腸腰筋の表面筋電図は計測されている (Ivanenko et al. 2005, 2006, 2008 ; Cappellini et al. 2006) が、それらの研究では腸腰筋の表面筋電図が正確に計測できるか、腸腰筋の皮下表面領

域の大きさや隣接筋からのクロストークの影響を検討した上で用いられていなかった。そのため、計測された腸腰筋の表面筋電図の正確性に疑問が残る状態であった。そこで、本博士論文では、腸腰筋の表面筋電図による測定の可能性とその有効性を以下の3つの実験により検証した。

実験1では、MRI法により腸腰筋の表面電極貼付領域の存在を検討した。その結果、腸腰筋の皮下表出領域は平均 6.08×2.93 cm、最小 4.00×2.14 cm（近位-遠位軸 × 内側-外側軸）であり、皮下表出領域面積は平均 13.2 ± 2.7 cm²、最小 6.6 cm²であった。2 cmを上回る腸腰筋の皮下表出領域は、ASISから2~5 cmのレベルで皮下表面に存在することが明らかとなった。このことから、電極間距離1 cmであれば腸腰筋に表面筋電図電極を貼付するのに十分な皮下表出領域が鼠径部直下に存在することが示された。

実験2では、冷却法により、隣接筋である縫工筋からの筋電図信号の混入（クロストーク）の影響を評価した。その結果、腸腰筋の隣接筋である縫工筋に対する皮膚冷却は、縫工筋の筋温度および中央周波数を低下させたが、腸腰筋の筋温度および中央周波数に有意な変化は認められなかった。また、縫工筋および腸腰筋のRMSに冷却による有意な変化は認められなかった。このことから、腸腰筋の皮下表出領域から記録された表面筋電図は腸腰筋の活動を主に反映するものであることが示唆された。

実験3では、腸腰筋の表面筋電図法の適用範囲を確認するために、股関節屈曲角度を変化させた際の最大随意等尺性筋力発揮時の股関節屈曲筋群である縫工筋、大腿直筋、大腿筋膜張筋からのクロストークの影響を評価し、MRI法を用いて異なる股関節屈曲角度においても腸腰筋の表面電極貼付領域の存在を確認した。その結果、腸腰筋の皮下表出領域面積は股関節屈曲角度-10°、0°、30°、そして60°のいずれの角度においても平均1 cm²以上であった。また、皮膚表面から腸腰筋までの深さは、側臥位における股関節屈曲角度-10°、0°では1 cm以下であったが、30°では 1.1 ± 0.5 cm、60°では 2.1 ± 1.1 cm

であった。しかし、仰臥位における股関節屈曲角度 0° では側臥位の値に比べ約 0.4 cm 小さかった。また、異なる股関節屈曲角度での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群（縫工筋、大腿直筋、大腿筋膜張筋）の筋電図信号におけるコヒーレンスは、各股関節屈曲角度 (-10° , 0° , 30° , 60°) での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群の全ての筋間で、 5 Hz から 60 Hz 付近の周波数領域において有意水準を超えていた。しかし、この周波数領域での位相差を確認したところ、各股関節屈曲角度 (-10° , 0° , 30° , 60°) での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群の全ての筋間において位相差は 0° になることはなかった。以上の結果から、腸腰筋の表面筋電図を記録できるのは少なくとも股関節屈曲角度 -10° から 30° の範囲であることが考えられた。

通常の歩行中には、股関節の屈曲・伸展の可動範囲は股関節屈曲角度 -10° から 25° である (Kuster et al. 1995 ; Kerrigan et al. 1998) ことから、腸腰筋上に表面電極を使用しても、通常の歩行中の腸腰筋の筋電図活動を十分に記録することが可能であると考えられ、腸腰筋における表面筋電図法が歩行に応用可能であると考えられた。

腸腰筋は歩行速度やステップ長などの歩行能力と関係 (金ら 2000, 2001) するほかにも、日常生活やスポーツパフォーマンスとも関係 (Deane et al. 2005 ; Copaver et al. 2012) することから、身体動作を行う上でその重要性が指摘されている。しかしながら、腸腰筋が身体深層に位置し表面筋電図の記録が困難であるとされてきたため、身体動作中における腸腰筋の筋活動に関する報告は非常に少ない。そのため、運動中における腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群活動については不明な点が多く残る。

しかし、本博士論文により確立された腸腰筋の表面筋電図の取得方法を身体動作に応用することで、これまで理解されてこなかった歩行など身体動作中の腸腰筋の機能的役割について、より詳細に理解する助けとなることが考えられる。歩行など身体動作中における腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群における機能的役割を再考することは、ヒトの健

康増進や障害者にとってより良いトレーニング法やリハビリテーション法などの考案に繋がることから、スポーツ健康科学やリハビリテーション科学など身体動作を扱う多くの研究領域において重要であると考えられる。

一方で、本博士論文により明らかとなった腸腰筋の表面筋電図法による測定の問題点をまず、以下に列挙していく。本研究の被験者は成人男性に限られており、筋が萎縮してしまっている高齢者などでは、成人男性と比べ筋の大きさなど形態的特徴が異なると考えられるため、このような被験者に対して本論文で確立した方法論が適用できるかは明らかにされていない。筋腹が小さく皮下表面に露出している領域が小さいと電極間距離を縮めなくてはならないが、電極間距離を縮めてしまうと皮膚表面から筋の活動電位を記録できる深さも短くなり、表面筋電図を記録する上で問題が生じてしまう。今後、高齢者などに対する本方法論の適用の可能性を検討していく必要があると考えられる。

次に、腸腰筋は解剖学的には大腰筋と腸骨筋の2つから構成される筋であるが、本論文ではこれら2つの筋を共同筋として捉え1つの筋として実験を行ったが、実際には大腰筋と腸骨筋では作用が異なる可能性も考えられる (Andersson et al. 1995, 1997) ことに注意しなければならない。本実験で明らかにした腸腰筋の表面筋電図貼付領域は解剖学的には腸骨筋の筋腹が大きく存在する領域である。今後、腸腰筋の表面筋電図で記録した筋電図が大腰筋と腸骨筋のどちらの活動を反映するものかを検討し、大腰筋と腸骨筋を腸腰筋として合わせて考えるべきか分けて考えるべきかを検討する必要がある。

次に、腸腰筋の皮下表出領域から得られた表面筋電図が腸腰筋からのものであるかは、本実験で明らかにした腸腰筋の皮下表出領域が表面筋電図を貼付するのに十分な領域であるかを評価するだけでは不十分である。今後、筋内筋電図を用いて腸腰筋の筋電図を記録し、腸腰筋の表面筋電図と同様の筋電図であるかを検討し、腸腰筋の表面筋電図が腸腰筋からのものであることを検討する必要がある。また、冷却法により腸腰筋の表

面筋電図へのクロストークの影響を静的運動で評価したが、動的運動では評価しておらず、動的運動では皮膚の滑走などの影響により腸腰筋の皮下表出領域が変化することが考えられる。そこで、超音波診断装置を用いて立位の状態で動的に股関節屈曲、伸展運動（ -10° から 30° の範囲）を行っている最中の腸腰筋の皮下表出領域を確認した。その結果、内外側方向に腸腰筋が移動することはなく腸腰筋の皮下表出領域は変化しないことが確認できたが、上下方向の腸腰筋の滑走の影響については確認することが困難であった。腸腰筋の皮下表出領域が鼠径部直下に存在するためにプローブを股関節前面付近に当てていたため、プローブがすぐに動いてしまい定量化することは困難であった。歩行などさらに動的な運動では、皮膚の滑走などの影響がより大きくなることが予測され腸腰筋の皮下表出領域が大きく変化する可能性も考えられる。今後、歩行中においてリアルタイムに腸腰筋の皮下表出領域が変化していないかを検討する方法を考案していく必要がある。

最後に、本博士論文では股関節屈曲角度 -10° から 30° の範囲では腸腰筋の表面筋電図が応用可能であることを明らかにしたが、股関節の内転・外転、内旋・外旋運動や骨盤の傾斜・回旋・回転運動の影響については検討できていない。したがって、歩行など股関節内外転・内外旋、骨盤運動の傾斜・回旋・回転運動が大きく生じることがない動作の場合には問題ないと考えられるが、方向転換やスポーツ動作などこれらの運動が大きく生じてしまう身体動作については正確に計測できるかは疑問が残る。上述したが、今後、筋内筋電図なども併用しながら、各種身体運動における腸腰筋の表面筋電図の記録法の応用可能性をさらに検討していく必要があると考える。

4-2. 腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の機能的役割の再考

1歩行周期において距離パラメータであるステップ長が重要になる相と時間的パラメ

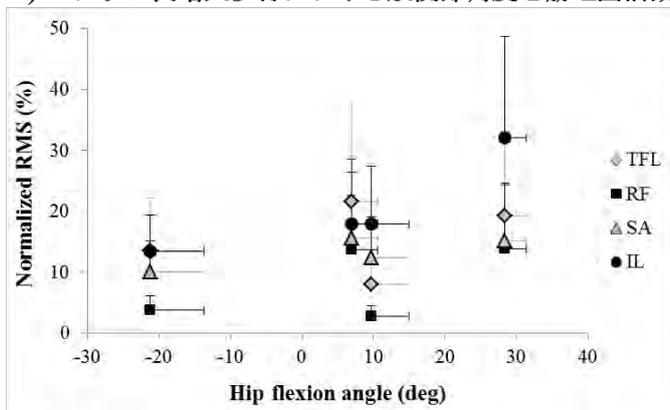
表 4.1 歩行条件別における股関節運動と股関節屈曲筋活動との関係

		第 1 相	第 2 相	第 3 相	第 4 相
ステップ増大 ステップ長(m): 1.02(0.05) ピッチ(steps/s): 1.36(0.05) 速度(m/s): 1.39(0.10)	角度	股関節屈曲↑ ^{1,2}	股関節伸展↑ ^{1,2,3,4}		股関節屈曲↑ ^{1,2,4}
	角速度		股関節屈曲↓ ^{2,3,4}		股関節屈曲↑ ^{1,2,3,4}
	筋活動				IL↑ ^{1,2,4} , SA↑ ¹ , RF↑ ¹
ピッチ増大 ステップ長(m): 0.45(0.04) ピッチ(steps/s): 3.19(0.05) 速度(m/s): 1.44(0.14)	角度	股関節屈曲↑ ¹	股関節伸展↓ ^{1,2,3,5}		股関節屈曲↓ ^{1,2,3,5}
	角速度				
	筋活動	SA↑ ^{1,2} , RF↑ ^{1,2}	SA↑ ^{1,2,5} , RF↑ ^{1,2,5}	RF↑ ^{1,2,5} , TFL↑ ^{1,2}	TFL↑ ^{1,2} , RF↑ ¹
ファスト ステップ長(m): 0.80(0.04) ピッチ(steps/s): 2.44(0.15) 速度(m/s): 1.95(0.08)	角度	股関節屈曲↑ ^{1,2}	股関節伸展↑ ⁴ 股関節伸展↓ ⁵	股関節屈曲↑ ⁵	股関節屈曲↑ ^{1,2,4}
	角速度	股関節伸展↑ ^{1,2,4,5}		股関節屈曲↑ ^{1,2,4,5}	股関節屈曲↓ ⁵
	筋活動		SA↑ ^{1,2,5} , RF↑ ^{1,2,5}	IL↑ ^{1,4} , RF↑ ¹	IL→, RF↑ ¹
ノーマル ステップ長(m): 0.69(0.05) ピッチ(steps/s): 2.02(0.14) 速度(m/s): 1.40(0.06)	角度				
	角速度				
	筋活動				
スロー ステップ長(m): 0.47(0.03) ピッチ(steps/s): 1.75(0.12) 速度(m/s): 0.82(0.06)	角度	股関節屈曲↓			
	角速度	股関節伸展↓ ^{2,3,4,5}			
	筋活動	SA↓ ⁴ , RF↓ ⁴			

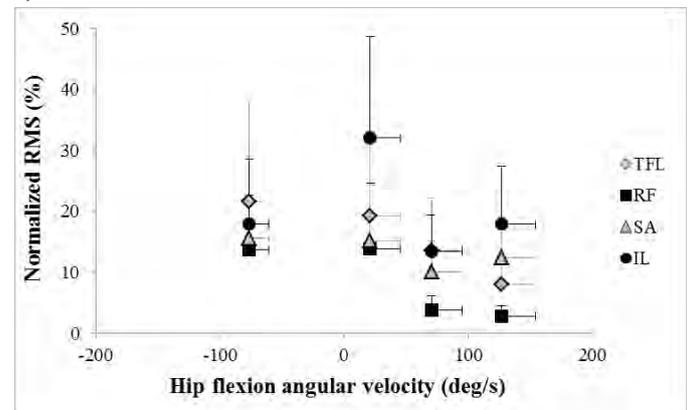
1. vs. スロー, 2. vs. ノーマル, 3. vs. ファスト, 4. vs. ピッチ増大, 5. vs. ステップ長増大

IL : 腸腰筋, SA : 縫工筋, RF : 大腿直筋, TFL : 大腿筋膜張筋

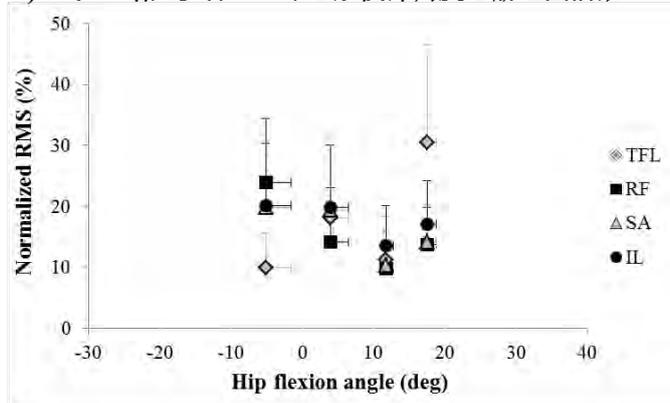
a) ステップ長増大歩行における股関節角度と筋電図活動



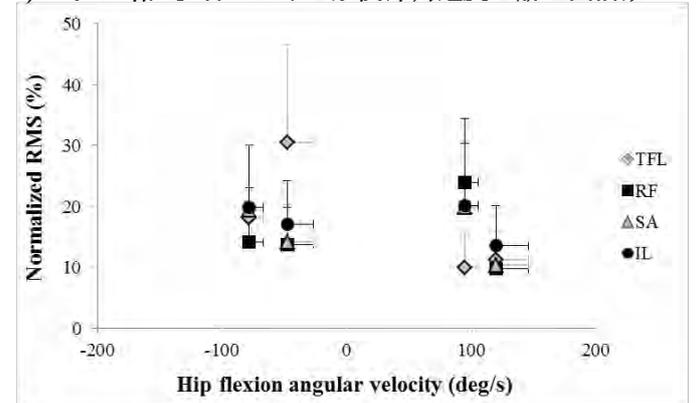
d) ステップ長増大歩行における股関節角速度と筋電図活動



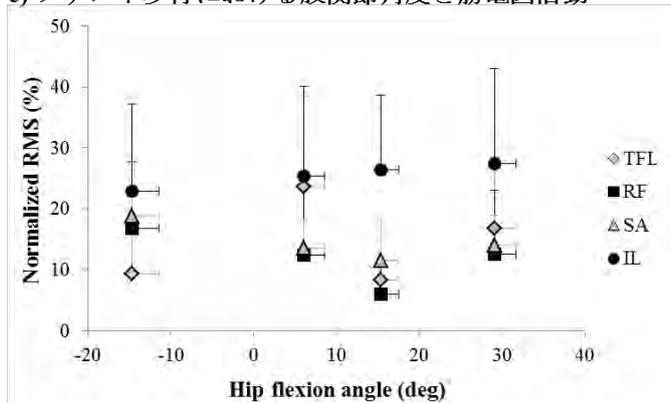
b) ピッチ増大歩行における股関節角度と筋電図活動



e) ピッチ増大歩行における股関節角速度と筋電図活動



c) ファスト歩行における股関節角度と筋電図活動



f) ファスト歩行における股関節角速度と筋電図活動

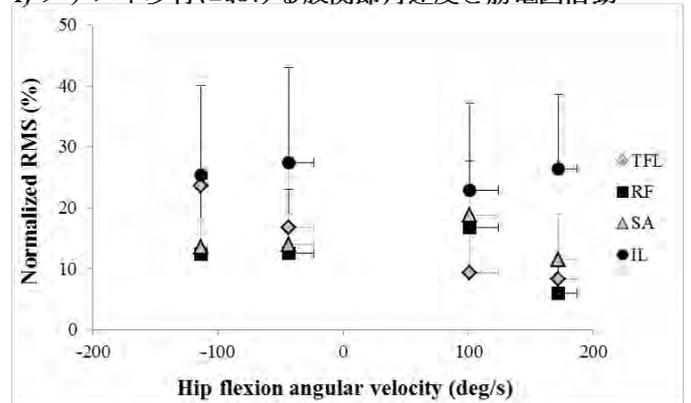


図 4.1 股関節屈曲角度、角速度と股関節屈曲筋群筋電図活動との関係

一タであるピッチが重要になる相があると考えられ、ステップ長、ピッチは別個のものであることから、それぞれに関与する筋も異なる可能性がある。Kaneko et al. (1991) は、ステップ長減少の原因として能動的な下肢の関節可動域の減少を、ピッチ減少の原因として下肢の関節角速度の減少を示している。したがって、股関節角度は距離パラメータと関係し、股関節屈曲角速度が時間的パラメータと関係すると考えられる。しかしながら、これらのことに着目し、股関節屈曲筋群の機能的役割を明らかにした先行研究はこれまで存在しなかった。

従来、歩行周期は足部と地面の接地の関係から立脚期、遊脚期に分けられ (Perry and Burnfield 2010 ; Götz-Neumann 2011), さらに細かく足部機能に着目するために立脚期を 5 相、遊脚期を 3 相に分けて (Perry and Burnfield 2010) 考えられてきた。この相分けでは足部と地面との関係に着目しており、歩行速度の増大やピッチ、ステップ長変化に対して、股関節がどのように運動して距離的パラメータ、時間的パラメータを変化させているかを詳細に把握することができない。下肢の関節の中でも最も近位に位置する股関節は下肢の運動の支点であるため歩行における距離的パラメータと時間的パラメータに影響すると思われる。そこで、本論文では、股関節運動に着目して相分けを行い、歩行中に股関節を動かす主要な筋の機能的役割を再考した。本論文で得られた主な結果を表 4.1 にまとめた。また、各相における股関節屈曲角度、角速度と股関節屈曲筋群の筋電図活動との関係についてピアソンの相関係数分析を用いて評価した (図 4.1)。

4-2-1. 歩行条件別の筋活動、股関節運動の関係 —ステップ長増大歩行条件—

ステップ長増大歩行は、ステップ長が 1.02 (0.05) m と条件別で最も長い歩行条件であり、ステップ長に関係する股関節角度を強調した歩行様式であることが考えられ、股関節角度が他の歩行条件よりも増大する相が存在することが予測される。

本博士論文の結果から、ステップ長増大歩行において第2相と第4相において股関節伸展、屈曲角度が他の歩行条件よりも有意に増大し、第4相でノーマル歩行に比べて活動を増大した筋は腸腰筋であった。また、ステップ長増大歩行において股関節屈曲角度と有意な正の相関関係が認められたのは腸腰筋 ($r = 0.56$, $p < 0.01$)、縫工筋 ($r = 0.42$, $p < 0.01$)、大腿直筋 ($r = 0.42$, $p < 0.01$) の筋電図活動であった (図 4.1a)。しかし、股関節屈曲角速度と股関節屈曲筋群の間には有意な相関関係はすべての筋において認められなかった (図 4.1d)。これらのことから、遊脚期後半である第4相に股関節屈曲角度を増大しステップ長を大きくしていくのに腸腰筋、縫工筋、大腿直筋、特に腸腰筋の活動が重要であることが示唆された。

金ら (2001) は、筋量とステップ長の関係から下肢筋群の中で最もステップ長増大に関与する筋は腸腰筋であることを報告した。また、Andersson et al. (1997) は歩行速度を増大することで遊脚期後半に活動を増大する股関節屈曲筋群は腸腰筋のみであることを報告している。したがって、遊脚期後半において股関節屈曲角度を増大し、ステップ長を大きくしていくのに最も関与するのは腸腰筋である可能性が考えられた。

一方、ステップ長増大歩行における立脚期後半である第2相では股関節伸展角度が他の歩行条件よりも有意に増大したものの、ステップ長増大歩行の第2相で活動を増大させる股関節屈曲筋群は存在しなかった。また、股関節伸展角度と股関節屈曲筋群との間で有意な相関関係は認められなかった (図 4.1a)。したがって、立脚期後半において股関節伸展角度を増大しステップ長を大きくしていくのに関与するのは、股関節屈曲筋群ではなく他の筋群であることが考えられる。第2相と第4相は、左右の脚で同時に行われている相であり、左脚が第2相のとき右脚は第4相である。先行研究において立脚期後半である第2相で活動を増大するのは足関節底屈筋群 (腓腹筋、ヒラメ筋) であることが報告されており、立脚期後半における足関節底屈筋群の活動とステップ長との関係

についても報告されている (Hof et al. 1983 ; Judge et al. 1996). 先行研究の結果ではステップ長を増大させていくのには立脚期後半における足関節底屈筋群の活動が重要であるとされてきたが, 本博士論文の結果より立脚期後半の足関節底屈筋群だけでなく, 遊脚期後半における腸腰筋の活動もステップ長の増大に重要である可能性が考えられた.

4-2-2. 歩行条件別の筋活動, 股関節運動の関係 —ピッチ増大歩行条件—

ピッチ増大歩行は歩行条件間のピッチが 3.19 (0.05) steps/s と歩行条件間で最もピッチが多い歩行条件であり, ピッチに関係する股関節角速度を強調した歩行様式であることが考えられ, 股関節角速度が他の歩行条件よりも増大する相が存在することが予測される. ところが本博士論文の結果では, ピッチ増大歩行において股関節屈曲角速度が他の歩行条件よりも有意に増大する相は存在しなかったが, 股関節屈曲, 伸展角度が有意に減少する相が存在した. 立脚期後半の第 2 相では股関節伸展角度を, 遊脚期後半の第 4 相では股関節屈曲角度を減少させることから, 股関節の可動範囲を減じてピッチを高めていることが考えられた.

ピッチ増大歩行における立脚期後半の第 2 相でノーマル歩行, ステップ長増大歩行と比べて活動が増大した筋は縫工筋, 大腿直筋であった. また, ピッチ増大歩行において股関節屈曲角度と有意な負の相関関係が認められたのは大腿直筋 ($r = -0.38, p < 0.05$) の筋電図活動であった (図 4.1b). しかし, 股関節屈曲角速度と股関節屈曲筋群との間にはすべての筋において有意な相関関係は認められなかった (図 4.1e). これらのことから, 立脚期後半である第 2 相において股関節伸展角度が増大しすぎないようにブレーキをかけ, 股関節伸展角度を減少させピッチを高めていくのに大腿直筋の活動が重要であることが示唆された. 先行研究では, 立脚期後半である第 2 相において縫工筋, 大腿

直筋が活動することが報告されており (Andersson et al. 1997 ; Neputune et al. 2008 ; Perry and Burnfield 2010), 特に大腿直筋は立脚期後半に下肢の振り出し開始を早めて股関節伸展可動範囲を減じることで, ピッチを高めるていることが考えられた.

一方, ピッチ増大歩行における遊脚期後半である第 4 相でノーマル歩行と比べて活動を増大した筋は大腿筋膜張筋であった. また, ピッチ増大歩行において股関節屈曲角度と有意な正の相関関係が認められたのは大腿筋膜張筋 ($r = 0.38$; $p < 0.05$) の筋電図活動であった (図 4.1b). しかし, 股関節屈曲角速度と股関節屈曲筋群との間にはすべての筋において有意な相関関係は認められなかった (図 4.1e). これらのことから, 遊脚期後半である第 4 相に股関節屈曲角度が増大しすぎないようにブレーキをかけ, 股関節屈曲可動範囲を減じてピッチを高めていくのに大腿筋膜張筋が関係していた可能性が考えられる. 股関節屈曲運動にブレーキをかけるにあたって股関節伸展筋による遠心性収縮が生じていたことが考えられるが, 股関節内旋, 外転筋でもある大腿筋膜張筋は, 股関節屈曲運動にブレーキをかける際に股関節内旋あるいは外転運動などが生じ活動を増大したのではいかと予測される. 本博士論文では股関節の内旋, 外転の運動を計測していないため, 今後の課題として, ピッチ増大歩行における大腿筋膜張筋の役割を明らかにするために, 股関節内旋・外旋, 内転・外転運動も計測しさらに検討していく必要がある.

4-2-3. 歩行条件別の筋活動, 股関節運動の関係 —ファスト歩行条件—

ファスト歩行は, 歩行速度を増大する条件であることから空間的パラメータ, 時間的パラメータの両方が増大する歩行様式である. そのため, 股関節屈曲角度と股関節屈曲筋群および股関節屈曲角速度と股関節屈曲筋群との間にはすべての筋において有意な相関関係は認められなかった (図 4.1c,f). したがって, どちらのパラメータの増大のた

めに股関節屈曲筋群が活動を増大したのかを検討するためには、ファスト歩行の相ごとに筋電図活動，股関節角度，股関節角速度を複合的に捉える必要がある。

ファスト歩行の筋電図活動において，立脚期後半である第2相ではノーマル歩行，ステップ長増大歩行と比べて縫工筋および大腿直筋が活動を増大し，遊脚期前半である第3相ではピッチ増大歩行と比べ腸腰筋が活動を増大し，遊脚期後半である第4相ではスロー歩行と比べて大腿直筋が活動を増大した。ファスト歩行の股関節角度，股関節角速度において，立脚期後半である第2相では股関節角度，股関節角速度ともに有意な増大は認められなかった。また，遊脚期前半である第3相では股関節屈曲角度，股関節屈曲角速度ともに増大したことからどちらのパラメータと関係しているかはわからない。しかし，ファスト歩行の第4相において股関節屈曲角度が増大し，股関節屈曲角速度が減少したにも関わらず，大腿直筋の活動が増大し，腸腰筋の活動は減少せず維持されたままであった。

以上の結果から，ファスト歩行の第3相および第4相の腸腰筋と大腿直筋の活動の増大は股関節屈曲角度を大きくしていくことと関係し，ステップ長を増大していくのに役立つ可能性が考えられた。Andersson et al. (1997) の先行研究では，歩行速度の増加により第4相の遊脚期後半において腸腰筋の活動増大が認められたが，大腿直筋の活動増大は認められなかった。したがって，遊脚期後半における大腿直筋の活動増大は先行研究とは異なる結果であった。先行研究と異なる結果となった理由としては，本博士論文ではステップ長を大きくするために，膝関節伸展，股関節屈曲運動を大きく行ったことにより，腸腰筋だけでなく大腿直筋の活動も増大した可能性が考えられる。

4-2-4. 歩行速度，ステップ長，ピッチが歩行に与える股関節屈曲筋群の機能的役割

上述のことから，歩行速度を増大させるのに役立つ筋は腸腰筋および縫工筋，大腿直

筋であると示唆された。ステップ長を大きくしていくのに関与するのは腸腰筋であると示唆され、ピッチを高めていくのに関与するのは縫工筋、大腿直筋、大腿筋膜張筋であると考えられた。中でも歩行速度を増加していくためのステップ長増大には、遊脚期後半に腸腰筋が活動し股関節屈曲角度を増大することが重要であると考えられた。以上の結果から、歩行速度を増加させる上で股関節屈曲筋群の機能的役割は異なり、歩行条件や歩行相による股関節運動の違いが股関節屈曲筋群活動を増大させる要因になっていることが示唆された。

4-3. 歩行中の股関節屈曲筋群活動に及ぼす筋長の影響

先行研究 (Hawkins and Hull, 1990) の計算式に基づいて股関節屈曲筋群の筋長を計算し、筋長変化と筋活動の影響を検討したところ、腸腰筋と大腿直筋は股関節屈曲角度が増加しても筋長が変化しにくく、筋活動が股関節角度に影響されにくいことがわかっている (図 4.2) (Jiroumaru et al. 2014)。そこで、同様の計算によって、本実験における歩行中の筋長変化を求めた結果を図 4.3 に示した。股関節屈曲角度が増大する遊脚期後半の第 4 相では、全ての股関節屈曲筋群の筋長が短くなった。しかし、腸腰筋は筋長変化が少なく、大腿直筋は力-長さ関係の影響から筋長が短くなっても筋活動を維持することができる特徴を持つことから、第 4 相において股関節屈曲角度を大きくしてステップ長を増大していくのに役立つことができる可能性がある。

4-4. 股関節屈曲筋群の機能的役割からみた歩行能力の維持、向上の方法の検討

歩行能力の低下は、足関節底屈筋群、膝関節伸展筋群、股関節屈曲筋群の筋力、筋量、筋活動と関連性があることが先行研究により報告されている (表 1.1)。その中でも、歩行中における機能的役割が不明瞭であった股関節屈曲筋群の機能的役割を本博士論文

により検討した。具体的には、各股関節屈曲筋群で機能的役割が異なり、活動を増大する条件やタイミングが各股関節屈曲筋群で違い、中でも歩行速度を増加させる上で腸腰筋は遊脚期後半に股関節屈曲可動範囲を増大してステップ長を大きくしていく役割を持つことが考えられた。また、縫工筋、大腿直筋、大腿筋膜張筋はピッチを増大する役割を持つことが考えられ、大腿直筋は立脚期後半に股関節伸展可動範囲を減じ、大腿筋膜張筋は遊脚期後半に股関節屈曲可動範囲を減じてピッチを増大していく役割を持つ可能性が考えられた。以上の結果から、歩行能力を維持、向上させるための方法を考察する。

競歩選手の歩行速度の増加はピッチよりもステップ長の増大に強く影響され(清水ら 1994)、加齢に伴う歩行速度の低下におけるその低下の度合いは、ピッチよりもステップ長の減少により影響される(Murray et al. 1969; 増田 1971; Himann et al. 1988; Kaneko et al. 1990, 1991)。また、若年者と高齢者では同程度の歩行速度を得るための運動戦略および歩行速度増加に対する運動戦略が異なり、岡田ら(1999)によると、高齢者では歩行速度の増加に伴うピッチの増大率がステップ長の増大率より大きく、若年者ではステップ長依存型であるのに対して、高齢者ではピッチ依存型である。したがって、ステップ長を増大させることが競歩選手の歩行パフォーマンスを上げる上でも、高齢者の歩行能力を維持する上でも重要であり、ピッチ依存型の歩行からステップ長依存型の歩行に変化させていくことが重要であることが考えられる。

これまで、股関節屈曲運動はステップ長増大など歩行能力を向上させる目的でリハビリテーションなどの臨床場面においても実施されてきた。しかし、ステップ長を増大させるには股関節屈曲筋群のどの筋を対象としてどのような方法で運動すればよいのかは不明瞭であった。また、高齢者あるいは障害者が、歩行などのトレーニングにおいても使い過ぎてしまう筋と、なかなか使うことができない筋とのアンバランスが生じてし

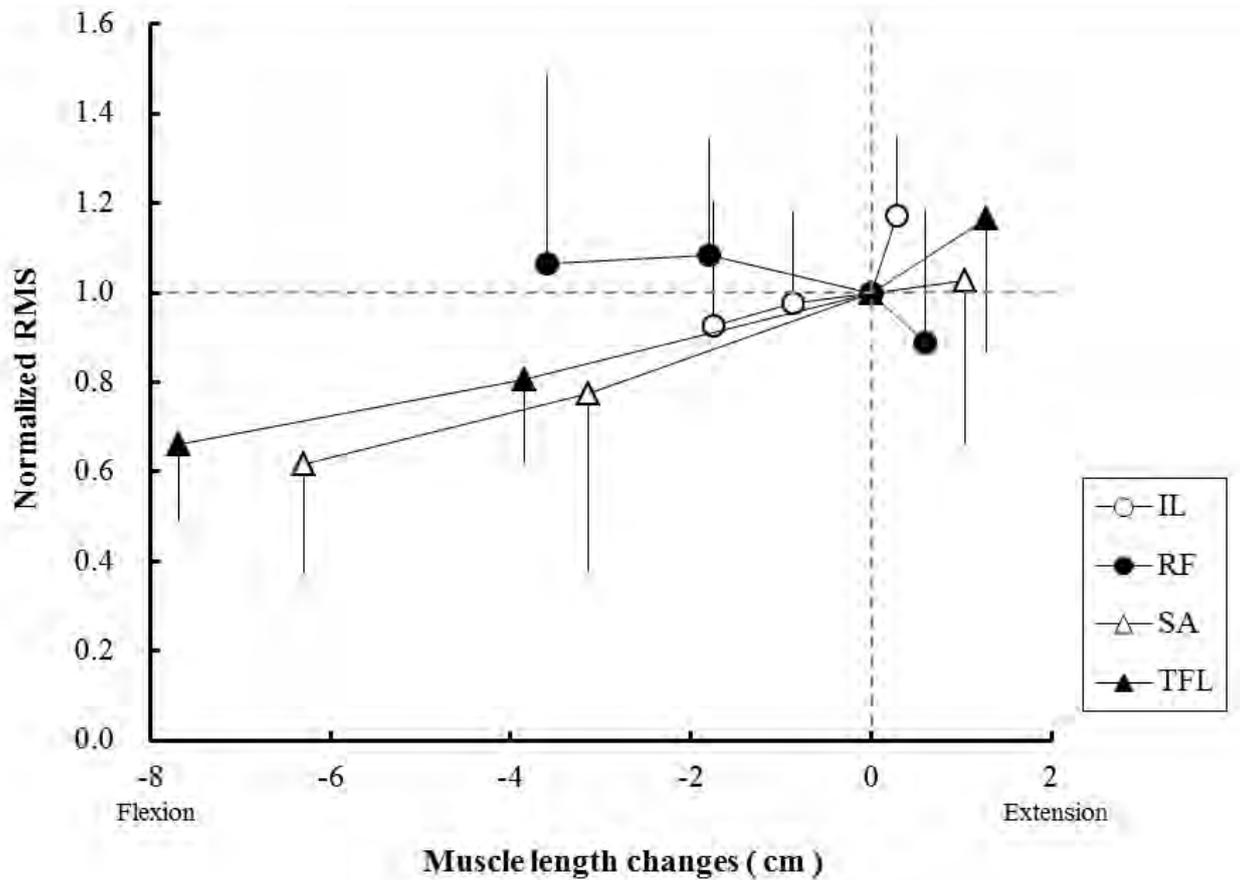
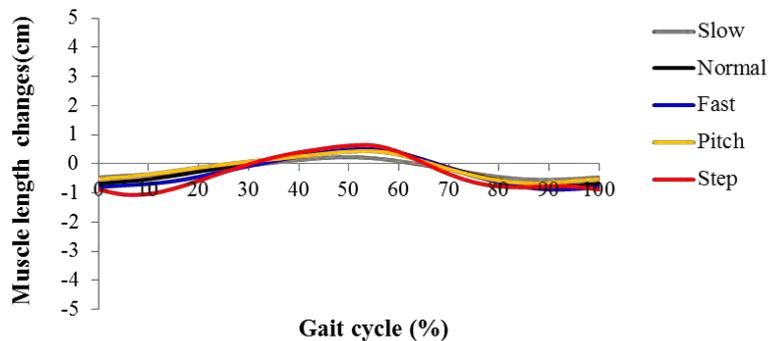


図 4.2 股関節屈曲筋群の筋長変化と筋電図活動の関係

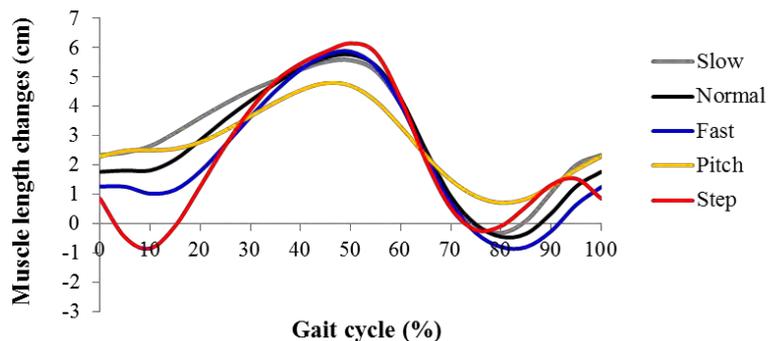
IL : 腸腰筋, SA : 縫工筋, RF : 大腿直筋, TFL : 大腿筋膜張筋.

Jiroumaru, T., Kurihara, T., & Isaka, T. (2014). Measurement of muscle length-related electromyography activity of the hip flexor muscles to determine individual muscle contributions to the hip flexion torque. SpringerPlus, 3, 624.

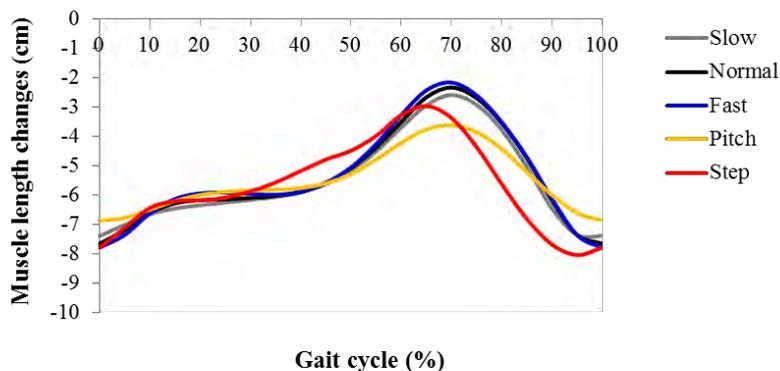
a) IL



b) SA



c) RF



d) TFL

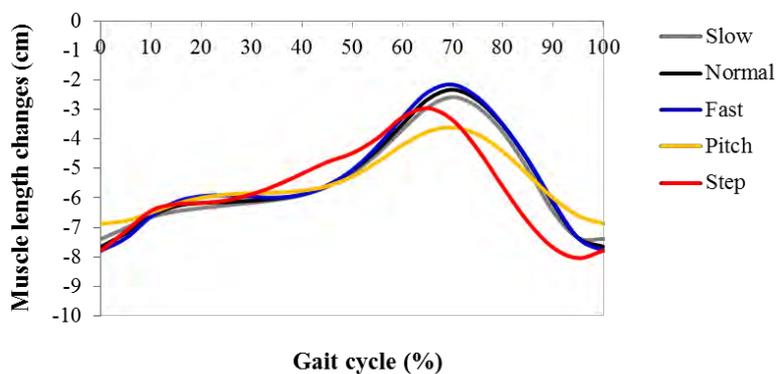


図 4.3 歩行周期における歩行条件別の筋長変化の推定値

股関節屈曲角度 0° ，膝関節屈曲角度 0° の際に Muscle length は 0cm.

IL：腸腰筋，SA：縫工筋，RF：大腿直筋，TFL：大腿筋膜張筋。

まう (Long et al. 1993) ことは臨床的によく経験することであり, これらの筋のアンバランスが整形外科的な疾患につながってしまう可能性も示されている (Long et al. 1993). 股関節屈曲筋群は股関節屈曲運動を行う筋であるが各筋で異なる作用を持っている (Oatis 2004 ; Neumann 2010). 具体的には, 腸腰筋は股関節屈曲以外に腰椎側屈, 腰椎安定や股関節外旋, 縫工筋は股関節外転, 外旋や膝関節屈曲, 大腿直筋は股関節外転や膝関節伸展, 大腿筋膜張筋は股関節外転, 内旋や膝関節伸展などの作用も持っている. したがって, 歩行中におけるステップ長やピッチなどの機能的役割においても異なる役割を持っている可能性がある.

股関節屈曲筋群の中でも特に腸腰筋がステップ長を大きくしていくのに役立っていると考えられ, ステップ長増大のためにはどのタイミングで, どのような条件のときに腸腰筋活動が増大するかを理解し, トレーニングプログラムを考案する必要がある. 本研究の結果から, 速い速度の歩行と同様に普通速度の歩行であっても, 遊脚期後半に股関節屈曲角度を大きくしてステップ長を増大させることで, 腸腰筋の活動が増大することが明らかとなった. 速い速度で歩けない高齢者や障害者においては, リハビリテーションやトレーニングにおいてゆっくりの歩行速度でも良いので遊脚期後半に股関節屈曲角度を増大させるように心がけて歩くことで, ステップ長増大のための腸腰筋トレーニングになると考えられる.

また, 本論文の結果からピッチを増大した歩行において, 立脚期後半に大腿直筋が股関節伸展可動範囲を減じるために活動し, 遊脚期後半に大腿筋膜張筋が股関節屈曲可動範囲を減じるために活動することで, ステップ長を小さくしてピッチを高めたと考えられた. 大腿直筋, 大腿筋膜張筋は歩行速度が速くなく, 普通速度の歩行においてピッチを高めようとすることで活動が増大したことから, ステップ長が減少した状態で歩行速度を維持するためにピッチを高めようすると活動が増大することが考えられる. した

がって、ステップ長が減少してしまった高齢者がピッチ依存型の歩行様式(岡田 1999)を学習してしまうと、大腿直筋、大腿筋膜張筋を主体に活動させる歩行様式となってしまう、腸腰筋を主体に活動させるステップ長依存型の歩行様式はますますできなくなってしまう可能性が考えられる。

これを改善するためには、上述した遊脚期後半に腸腰筋の活動を増大させるようなステップ長増大歩行、あるいはそれに類似した遊脚期後半を意識した股関節屈曲角度を大きくした運動により、腸腰筋をトレーニングしていくことでステップ長を維持、増大させた上での歩行能力の維持、向上が目指せると考えられる。今後の課題としては、これらのトレーニング法や評価法を、実際にピッチ依存型の歩行に陥ってしまっている高齢者や障害者に応用しその有効性について検討し、臨床応用していく必要があると考える。

結論

遊脚期後半に股関節屈曲角度を増大しステップ長を増大させていく腸腰筋の役割を明らかにするためには、これまで用いられてきた足部運動に着目した歩行周期の相分けではなく、股関節運動に着目した歩行周期の相分けを行う必要があった。また、腸腰筋の歩行中の活動を記録するためには非侵襲的な方法である表面筋電図を用いる必要があったが、これまで表面筋電図を用いて腸腰筋の活動を記録されてはいるものの、腸腰筋の表面筋電図を正確に記録する方法を全く確立せずに記録されてきた。したがって、歩行実験に応用するためには腸腰筋の表面筋電図を正確に記録する方法を確立した上で用いる必要があった。

そこで本論文では、はじめに腸腰筋の表面筋電図を歩行実験に応用するために、腸腰筋の表面筋電図を正確に記録する方法を確立することを目的とした。次に、確立した腸腰筋における表面筋電図法を歩行実験に応用し、歩行速度、ステップ長を変化させた際の歩行中の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の活動と股関節運動を記録し、股関節屈曲、伸展運動の変化から腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群がどのようにステップ長を変化させているかを検討することで、歩行中における腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の機能的役割を再考することを目的とした。

得られた知見は、以下の通りであった。

1. 腸腰筋表面電極貼付領域としての皮下表出領域の確認

腸腰筋の皮下表出領域は平均 6.08×2.93 cm、最小 4.00×2.14 cm (近位-遠位軸 × 内側-外側軸) であり、皮下表出領域面積は平均 13.2 ± 2.7 cm²、最小 6.6 cm² であった。2 cm を上回る腸腰筋の皮下表出領域は、ASIS から 2~5 cm のレベルで皮下表面に存在することが明らかとなった。したがって、電極間距離 1 cm であれば腸腰筋に表面筋電図

電極を貼付できるだけの領域が存在することが示唆された（実験 1）

2. 腸腰筋表面電極貼付領域から記録された表面筋電図の妥当性

股関節屈曲角度 0° での腸腰筋からの表面筋電図信号の妥当性を検証し、縫工筋に対する冷却は、縫工筋の中央周波数を低下させたが、腸腰筋の中央周波数に有意な変化はなかった。このことから、腸腰筋の皮下表出領域から記録された表面筋電図は腸腰筋の活動を主に反映するものであることが示唆された（実験 2）。

3. 腸腰筋における表面筋電図法の適用範囲の検討

腸腰筋の皮下表出領域面積は股関節屈曲角度 -10° , 0° , 30° , そして 60° のいずれの角度においても平均 1 cm^2 以上であった。また、皮膚表面から腸腰筋までの深さは、側臥位における股関節屈曲角度 -10° , 0° では 1 cm 以下であったが、 30° では $1.1 \pm 0.5 \text{ cm}$, 60° では $2.1 \pm 1.1 \text{ cm}$ であった。しかし、仰臥位における股関節屈曲角度 0° では側臥位の値に比べ約 0.4 cm 小さかった（実験 3）。また、異なる股関節屈曲角度での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群（縫工筋、大腿直筋、大腿筋膜張筋）の表面筋電図におけるコヒーレンスは、各股関節屈曲角度（ -10° , 0° , 30° , 60° ）での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群の全ての筋間で、 5 Hz から 60 Hz 付近の周波数領域において有意水準を超えていた。しかし、この周波数領域の位相差を確認したところ、各股関節屈曲角度（ -10° , 0° , 30° , 60° ）での腸腰筋と他の 3 つの股関節屈曲筋群の全ての筋間において位相差が 0° になることはなかった。これらのことから、腸腰筋の表面筋電図を記録できるのは少なくとも股関節屈曲角度 -10° から 30° の範囲であることが考えられた（実験 3）。

4. 歩行速度、ステップ長を変化させた歩行中の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の活動

立脚期後半である第2相では、ピッチ増大歩行、ファスト歩行において他の歩行条件より縫工筋、大腿直筋の活動が増大し、股関節伸展角度は低値を示した。また、遊脚期前半である第3相では、ファスト歩行において他の歩行条件より腸腰筋の活動が増大し、股関節屈曲角度、股関節屈曲角速度は高値を示した。そして、遊脚期後半である第4相では、ステップ長増大歩行において他の歩行条件より腸腰筋の活動が増大し、股関節屈曲角度は高値を示し、股関節屈曲角速度はステップ長増大歩行のみ屈曲であった。また、ピッチ増大歩行において他の歩行条件より大腿筋膜張筋が活動を増大し、股関節屈曲角度は低値を示した。これらのことから、歩行速度を増大させるのに役立つ筋は腸腰筋、縫工筋、大腿直筋で、ステップ長の増大に関係するのは腸腰筋であると考えられた。また、ピッチの増大に関係するのは縫工筋、大腿直筋、大腿筋膜張筋であると考えられた（実験4）。

ステップ長増大歩行において股関節屈曲角度と腸腰筋、縫工筋、大腿直筋の筋電図活動との間に正の相関関係が認められた。また、ピッチ増大歩行において股関節屈曲角度と大腿直筋の筋電図活動との間に負の相関関係が認められ、股関節屈曲角度と大腿筋膜張筋の筋電図活動との間に正の相関関係が認められた。これらのことから、ステップ長の増大には腸腰筋、縫工筋、大腿直筋、特に腸腰筋の活動増大により、股関節屈曲角度を大きくすることが重要であると考えられた。また、ピッチの増大には大腿直筋、大腿筋膜張筋の活動により、股関節屈曲、伸展可動範囲を減じることでピッチを高めていることが考えられた（実験4）。

本博士論文では、MRIによる画像解析から、腸腰筋には表面筋電図電極を貼付するのに十分な領域が存在し、隣接筋からのクロストークの影響をほとんど受けることなく腸

腸腰筋の表面筋電図を記録することが可能であることが示唆された。また、股関節屈曲角度 $-10^{\circ}\sim 30^{\circ}$ の範囲では腸腰筋の表面筋電図を記録することが可能であることが考えられた。その結果、歩行中など身体動作中の腸腰筋の表面筋電図を正確に計測することが可能であると考えられた。

そして、確立した腸腰筋の表面筋電図法を歩行に応用し、歩行速度、ステップ長を変化させた際の腸腰筋を含めた股関節屈曲筋群の活動と股関節運動を検討した。その結果、腸腰筋が遊脚期後半に股関節屈曲角度を増大しステップ長を大きくしていく役割を持つことが考えられた。また、縫工筋、大腿直筋が立脚期後半、大腿筋膜張筋が遊脚期後半にピッチを高める役割を持つことが考えられた。

以上のことから、腸腰筋には歩行に応用するだけの表面筋電図貼付領域が存在すること、そして、歩行中において各股関節屈曲筋群で異なる機能的役割が存在し、腸腰筋は遊脚期後半に股関節屈曲角度を大きくし、ステップ長を増大する役割を持つことが考えられ、ステップ長依存型の歩行改善には、遊脚期後半における腸腰筋の活動増大が重要になることが示唆された。

謝辞

本博士論文の作成にあたり、博士課程後期課程4年間にわたって懇切丁寧な研究指導、親身な御助言を賜った立命館大学スポーツ健康科学部・伊坂忠夫教授に心から感謝の意を表します。

立命館大学スポーツ健康科学部・栗原俊之助教には、本研究の遂行にあたり、長期間にわたり、絶え間なくご指導いただきましたことを心より感謝いたします。

立命館大学スポーツ健康科学部・長野明紀教授、塩澤成弘准教授、京都大学大学院人間・環境学研究科・神崎素樹教授、ならびに立命館大学スポーツ健康科学部の諸先生方から多くの御助言を賜り心より感謝いたします。

立命館大学スポーツ健康科学部の伊坂研究室をはじめとする大学院生、医療法人金沢整形外科クリニックの職員の皆様ならびに滋賀医療技術専門学校の学生の皆様には、本博士論文の実験における被験者を快く引き受けていただき、また様々な面で協力していただきました。謹んで皆様に感謝いたします。

参考文献

Agur, A. M. R., & Lee, M. J. (1991). *Grant's atlas of anatomy*. Baltimore: Williams and Wilkins.

Andersson, E., Oddsson, L., Grundström, H., & Thorstensson, A. (1995). The role of the psoas and iliacus muscles for stability and movement of the lumbar spine, pelvis and hip. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 5(1), 10-16.

Andersson, E. A., Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1997). Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 161(3), 361-370.

Andriacchi, T. P., Ogle, J. A., & Galante, J. O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics*, 10(4), 261-268.

青柳幸利. (2002). 高齢者では歩行能力が体力の代表. *老年医学*, 40, 237-240.

Basmaïjan, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive*. Baltimore: Williams and Wilkins.

Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neurophysiology*, 95(6), 3426-3437.

Copaver, K., Hertogh, C., & Hue, O. (2012). The effects of psoas major and lumbar lordosis on hip flexion and sprint performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 83(2), 160-167.

De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.

De Luca, C. J., Kuznetsov, M., Gilmore, L. D., & Roy, S. H. (2012). Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions. *Journal of Biomechanics*, 45(3), 555-561.

Deane, R. S., Chow, J. W., Tillman, M. D., & Fournier, K. A. (2005). Effects of hip flexor training on sprint, shuttle run, and vertical jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(3), 615-621.

Dimitrova, N. A., & Dimitrov, G. V. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 13-36.

Don, R., Serrao, M., Vinci, P., Ranavolo, A., Cacchio, A., Ioppolo, F., Paolonia, M., Procacciantia, R., Frascarellia, F., De Santisa, F., Pierellib, F., Frascarellia, M., & Santilli, V. (2007). Foot drop and plantar flexion failure determine different gait strategies in Charcot-Marie-Tooth patients. *Clinical Biomechanics*, 22(8), 905-916.

Drinkwater, E. (2008). Effects of peripheral cooling on characteristics of local muscle. *Medicine and Sport Science*, 53, 74-88.

Enwemeka, C. S., Allen, C., Avila, P., Bina, J., Konrade, J., & Munns, S. (2002). Soft tissue thermodynamics before, during, and after cold pack therapy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(1), 45-50.

法元康二. (2007). 競歩の歩行技術に関するバイオメカニクス的研究: 身体部分間の力学的エネルギーの流れに着目して. 平成 18 年度筑波大学博士論文集.

淵本隆文. (1999). 高齢者の歩行能力に関する体力的・動作学的研究 (第 2 報): 膝伸展, 足底屈, 足背屈の筋力と歩行の力. 体育科学, 29, 108-115.

Furuna, T., Nagasaki, H., Nishizawa, S., Sugiura, M., Okuzumi, H., Ito, H., Kinugasa, T., Hashizume, K., & Maruyama, H. (1998). Longitudinal change in the physical performance of older adults in the community. *Journal of the Japanese Physical Therapy Association*, 1(1), 1-5.

Gibbs, J., Hughes, S., Dunlop, D., Singer, R., & Chang, R. W. (1996). Predictors of change in walking velocity in older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44(2), 126-132.

Götz-Neumann, K. (2011). *Gehen verstehen: ganganalyse in der physiotherapie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Guralnik, J. M., Ferrucci, L., Simonsick, E. M., Salive, M. E., & Wallace, R. B. (1995). Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *New England Journal of Medicine*, 332(9), 556-562.

Hawkins, D., & Hull, M. L. (1990). A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *Journal of Biomechanics*, 23(5), 487-494.

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.

Himann, J. E., Cunningham, D. A., Rechnitzer, P. A., & Paterson, D. H. (1988). Age-related changes in speed of walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(2), 161-166.

Hislop, H., Avers, D., & Brown, M. (2013). Daniels and Worthingham's muscle testing: techniques of manual examination and performance testing. St Louis, MO: Saunders.

Hof, A. L., Geelen, B. A., & Van den Berg, J. W. (1983). Calf muscle moment, work and efficiency in level walking: role of series elasticity. *Journal of Biomechanics*, 16(7), 523-537.

Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., Dominici, N., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2005). Coordination of locomotion with voluntary movements in humans. *The Journal of Neuroscience*, 25(31), 7238-7253.

Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Spinal cord maps of spatiotemporal alpha-motoneuron activation in humans walking at different speeds. *Journal of Neurophysiology*, 95(2), 602-618.

Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2008). Spatiotemporal organization of α - motoneuron activity in the human spinal cord during different gaits and gait transitions. *European Journal of Neuroscience*, 27(12), 3351-3368.

Jiroumaru, T., Kurihara, T., & Isaka, T. (2014). Establishment of a recording method for surface electromyography in the iliopsoas muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(4), 445-451.

Jiroumaru, T., Kurihara, T., & Isaka, T. (2014). Measurement of muscle length-related electromyography activity of the hip flexor muscles to determine individual muscle contributions to the hip flexion torque. *SpringerPlus*, 3, 624.

Judge, J. O., Underwood, M., & Gennosa, T. (1993). Exercise to improve gait velocity in older persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74(4), 400-406.

Judge, J. O., Davis, B., & Öunpuu, S. (1996). Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 51(6), 303-312.

Juker, D., McGill, S., Kropf, P., & Steffen, T. (1998). Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(2), 301-310.

Kaneko, M., Fuchimoto, K., Fuchimoto, T., Morimoto, Y., Kimura, M., Kitamura, T., Tsutsui Y & Arai, T. (1990). Biomechanical analysis of walking and fitness testing in elderly women. *Fitness for the aged, disabled, and industrial worker*. Champaign, IL: Human Kinetics, 84-89.

Kaneko, M., Morimoto, Y., Kimura, M., Fuchimoto, K., & Fuchimoto, T. (1991). A kinematic analysis of walking and physical fitness testing in elderly women. *Canadian Journal of Sport Sciences*, 16(3), 223-228.

Keagy, R. D., Brumlik, J., & Bergan, J. J. (1966). Direct electromyography of the psoas major muscle in man. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 48(7), 1377-1382.

Keenan, K. G., Farina, D., Meyer, F. G., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2007). Sensitivity of the cross-correlation between simulated surface EMGs for two muscles to detect motor unit synchronization. *Journal of Applied Physiology*, 102(3), 1193-1201.

Kerrigan, D. C., Todd, M. K., & Croce, U. D. (1998). Gender differences in joint biomechanics during walking normative study in young adults. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 77(1), 2-7.

金俊東, 久野譜也, 相馬りか, 増田和実, 足立和隆, 西嶋尚彦, 石津政雄, & 岡田守彦. (2000). 加齢による下肢筋量の低下が歩行能力に及ぼす影響. *体力科学*, 49(5), 589-596.

金俊東, 大島利夫, 馬場紫乃, 安田俊広, 足立和隆, 勝田茂, 岡田守彦, & 久野譜也. (2001). 長期間トレーニングを継続している高齢アスリートの筋量と歩行能力の特徴. *体力科学*, 50(1), 149-158.

木村みさか. (2008). 加齢に伴う体力低下と介護予防の必要性. *The Bone*, 22, 21-26.

衣笠隆, 長崎浩, 伊東元, 橋詰謙, 古名丈人, & 丸山仁司. (1994). 男性 (18~ 83 歳) を対象にした運動能力の加齢変化の研究. *体力科学*, 43(5), 343-351.

Kinugasa, R., Yoshida, K., Watanabe, T., Kuchiki, K., & Horii, A. (2005). Skin cooling alters the activation patterns of different heads of the quadriceps. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 30(2), 127-139.

駒谷壽一. (1986). ヒト大腰筋の筋線維構成について. *昭和医学会雑誌*, 46(5), 677-685.

Kuiken, T. A., Lowery, M. M., & Stoykov, N. S. (2003). The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk. *Prosthetics and Orthotics International*, 27(1), 48-54.

Kuster, M., Sakurai, S., & Wood, G. A. (1995). Kinematic and kinetic comparison of downhill and level walking. *Clinical Biomechanics*, 10(2), 79-84.

Long, W. T., Dorr, L. D., Healy, B., & Perry, J. (1993). Functional recovery of noncemented total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 288, 73-77.

Marino, G. W., & Leavitt, J. L. (1987). Ground reaction forces in the walking patterns of the older adults. *Biomechanics XA*. Champaign, IL: Human Kinetics, 413-417.

Markhede, G., & Stener, B. (1981). Function after removal of various hip and thigh muscles for extirpation of tumors. *Acta Orthopaedica*, 52(4), 373-395.

丸山昭男, 久津見学, & 宮田浩文. (2011). 筋力トレーニングとしてのロングステップ長歩行の可能性. *臨床スポーツ医学*, 28(4), 469-475.

増田允. (1971). 中高年齢者の歩行姿勢について. *体力研究*, 21, 28-36.

Mickelborough, J., Van der Linden, M. L., Richards, J., & Ennos, A. R. (2000). Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events. *Gait & Posture*, 11(1), 32-37.

村永信吾, & 平野清孝. (2003). 2 ステップテストを用いた簡便な歩行能力推定法の開発. *昭和医学会雑誌*, 63(3), 301-308.

Murray, M. P., Drought, A. B., & Kory, R. C. (1964). Walking patterns of normal men. *The*

Journal of Bone & Joint Surgery, 46(2), 335-360.

Murray, M. P., Kory, R. C., Clarkson, B. H., & Sepic, S. B. (1966). Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 45(1), 8-24.

Murray, M. P. (1967). Gait as a total pattern of movement: Including a bibliography on gait. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 46(1), 290-333.

Murray, M. P., Kory, R. C., & Clarkson, B. H. (1969). Walking patterns in healthy old men. *Journal of Gerontology*, (24), 169-178.

Murray, M. P., Gore, D. R., & Clarkson, B. H. (1971). Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteo-arthritis and avascular necrosis. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 53(2), 259-274.

Neptune, R. R., Sasaki, K., & Kautz, S. A. (2008). The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait & Posture*, 28(1), 135-143.

Neumann, D. A. (2010). *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation*. St Louis, MO: Mosby.

Oatis, C. A. (2004). *Kinesiology: the mechanics & pathomechanics of human movement*. North America: Lippincott Williams & Wilkins.

Öberg, T., Karsznia, A., & Öberg, K. (1993). Basic gait parameters: reference data for normal

subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 30, 210-223.

小栢進也, 建内宏重, 高島慎吾, & 市橋則明. (2011). 関節角度の違いによる股関節周囲筋の発揮筋力の変化: 数学的モデルを用いた解析. *理学療法学*, 38(2), 97-104.

岡田英孝, 阿江通良. (1999). 高齢者の歩行動作特性: 歩行速度の影響を考慮した kinematics の検討. *バイオメカニクス研究概論 (第14回日本バイオメカニクス学会大会)*, 121-126.

太田壽城. (1992). 高齢者の歩行に関する研究 (第2報): 下肢筋力から見た高齢者の歩行運動. *スポーツ医科学*, 6, 37-41.

Perry, J., & Burnfield, J. (2010). *Gait analysis : normal and pathological function*. Thorofare, NJ: Slack.

Requiao, L. F., Nadeau, S., Milot, M. H., Gravel, D., Bourbonnais, D., & Gagnon, D. (2005). Quantification of level of effort at the plantarflexors and hip extensors and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(4), 393-405.

清水茂幸, 坂田洋満, & 藤本浩一. (1994). 国内一流競歩競技者のレース中における歩行フォームの分析的研究. *筑波大学運動学研究*, 10, 61-66.

Sipilä, S., Multanen, J., Kallinen, M., Era, P., & Suominen, H. (1996). Effects of strength and endurance training on isometric muscle strength and walking speed in elderly women. *Acta*

Physiologica Scandinavica, 156(4), 457-464.

Sudarsky, L. (1995). An overview of neurological diseases causing gait disorder. Evaluation and management of gait disorders. New York: Marcel Dekker, 79-92

杉浦美穂, 長崎浩, 古名丈人, & 奥住秀之. (1998). 地域高齢者の歩行能力. 体力科学, 47(4), 443-452.

鈴木隆雄, 杉浦美穂, 古名丈人, 西澤哲, 吉田英世, 石崎達郎, 金憲経, 湯川晴美, & 柴田博. (1999). 地域高齢者の転倒発生に関連する身体的要因の分析的研究. 日本老年医学雑誌, 36(7), 472-478.

鈴木隆雄. (2000). 転倒予防の重要性と対策. Medical Practice, 17, 443-447.

Van Campenhout, A., & Molenaers, G. (2011). Localization of the motor endplate zone in human skeletal muscles of the lower limb: anatomical guidelines for injection with botulinum toxin. Developmental Medicine & Child Neurology, 53(2), 108-119.

Warfel, J. H. (1993). The extremities: muscles and motor points. Philadelphia, PA: Lea & Febiger.

Watanabe, K., & Akima, H. (2009). Cross-talk from adjacent muscle has a negligible effect on surface electromyographic activity of vastus intermedius muscle during isometric contraction. Journal of Electromyography and Kinesiology, 19(4), 280-289.