

博 士 論 文

腸脛靭帯炎の発症に関与するランニング中
の下肢関節角度と腸脛靭帯の緊張

平成 28 年 3 月

広島大学大学院総合科学研究科

総合科学専攻

富 山 信 次

目次

第1章：研究の背景

第1節 腸脛靭帯の組成	1
第2節 腸脛靭帯炎の疫学	4
第3節 腸脛靭帯炎の発症機序	6
第4節 腸脛靭帯炎の治療と予防	8
第5節 腸脛靭帯炎とランニング動作.....	10
第6節 腸脛靭帯の緊張の測定.....	13
第7節 これまでの研究の問題点.....	17
第8節 研究の意義と目的.....	19
第9節 研究の構成と仮説.....	20
A 先行研究のまとめ.....	20
B 研究の仮説.....	21
C 研究の構成.....	22

第2章：股関節角度と膝関節角度が腸脛靭帯の矢状面上の位置に及ぼす影響

第1節 目的.....	24
第2節 方法.....	27
A 対象.....	27

B 測定条件	27
C 統計処理	29
第3節 結果	30
A 圧迫時の膝関節角度と信頼性	30
B 圧迫時の膝関節角度と股関節角度の近似式	30
第4節 考察	32
A 測定方法の信頼性	32
B 結果の考察と近似式	33
C 研究の意義と今後の展望	35
第5節 小括	38

第3章：ランニング動作時に腸脛靭帯に圧迫が生じる局面とその際の緊張

第1節 目的	39
第2節 方法	41
A 対象	41
B ランニング条件	41
C 三次元動作解析	42
D 身体モデルの作成	42
E 統計処理	44
第3節 結果	48
A ランニング中に圧迫が生じる際の股関節と膝関節角度	48

B 圧迫が生じる 4 局面の腸脛靭帯の緊張	48
第 4 節 考察	51
A 腸脛靭帯に圧迫が生じる 4 局面	51
B 腸脛靭帯の緊張と研究の意義	51
C 研究の限界と展望	53
第 5 節 小括	55
第 4 章：ランニング速度の違いが腸脛靭帯に圧迫が生じる際の緊張に与える影響	
第 1 節 目的	56
第 2 節 方法	59
A 対象	59
B ランニング条件	59
C 三次元動作解析	59
D 身体モデルの作成	60
E 統計処理	61
第 3 節 結果	63
A 接地期の腸脛靭帯の緊張	63
B 下肢関節角度の比較	63
C 圧迫が生じる際の腸脛靭帯の緊張	63
第 4 節 考察	67

A 腸脛靭帯の緊張の大きさとランニング速度	67
B 研究の意義	68
C 研究の限界と展望	69
第 5 節 小括	70
第 5 章：総合考察	
第 1 節 研究成果	71
A 研究成果	71
B 本研究のスポーツ現場への応用	72
C 本研究の独自性	74
D 本研究の限界と今後の課題	75
第 2 節 総括	77
文献	79
謝辞	88

第 1 章：研究の背景

第1節 腸脛靱帯の組成

腸脛靱帯（iliotibial band：ITB）は大腿筋膜張筋と大殿筋の付着部ならびに腸骨稜を起始としており、股関節と膝関節の二関節を跨いで脛骨外側にあるガーディ結節に付着する(Kaplan 1958、Renne 1975) (図 1-1)。ITB は大腿筋膜、大腿筋膜張筋、大殿筋などをそれぞれ由来としている浅深層に分かれた 5 ～7 の線維から構成されている(三浦たち 2009、Terry たち 1986、Lucas 1992)。日本語では靱帯と訳されているが、膝の前十字靱帯や足関節の前距腓靱帯で使われる Ligament と異なり大腿の外側を覆う Band として存在しており、役割としては腱のように作用することもある。ITB は筋膜様組織のため筋組織とは異なり収縮はしないが、起始としている大腿筋膜張筋や大殿筋が移行して ITB となるため、それらの筋の収縮に伴い ITB は緊張を高める。組織としての走行が大腿の外側に位置しているので股関節内転や膝関節内旋を制限し、股関節や膝関節の安定機構としての働きを有する(Fredericson たち 2000)。立位においては股関節の伸展を保持し(Lucas 1992)、膝関節伸展時には大腿二頭筋と共同で働き膝関節の外旋に作用する役割を有する (Kwak たち 2000)。このように ITB は股関節と膝関節の両方の動きに作用する。

膝関節伸展位では ITB は大腿骨外側上顆（Lateral Femoral Epicondyle：LFE）の前方に位置している。膝関節の屈曲に伴い ITB の緊張が増大し、矢状面上を前方から後方に移動する (Evans 1979、Fairclough たち 2006、Umehara たち 2015)。この移動に伴い、ITB は LFE を乗り越えて前方から

後方に位置するようになる (Jelsing たち 2013)。ITB が LFE を乗り越える際の膝関節屈曲角度は約 30° である (Noble 1978) (図 1-2)。この乗り越えの際に ITB と LFE との間に摩擦が頻発することで腸脛靭帯炎(ITB Syndrome : ITBS)が発症すると言われてきた (Orava 1979)。

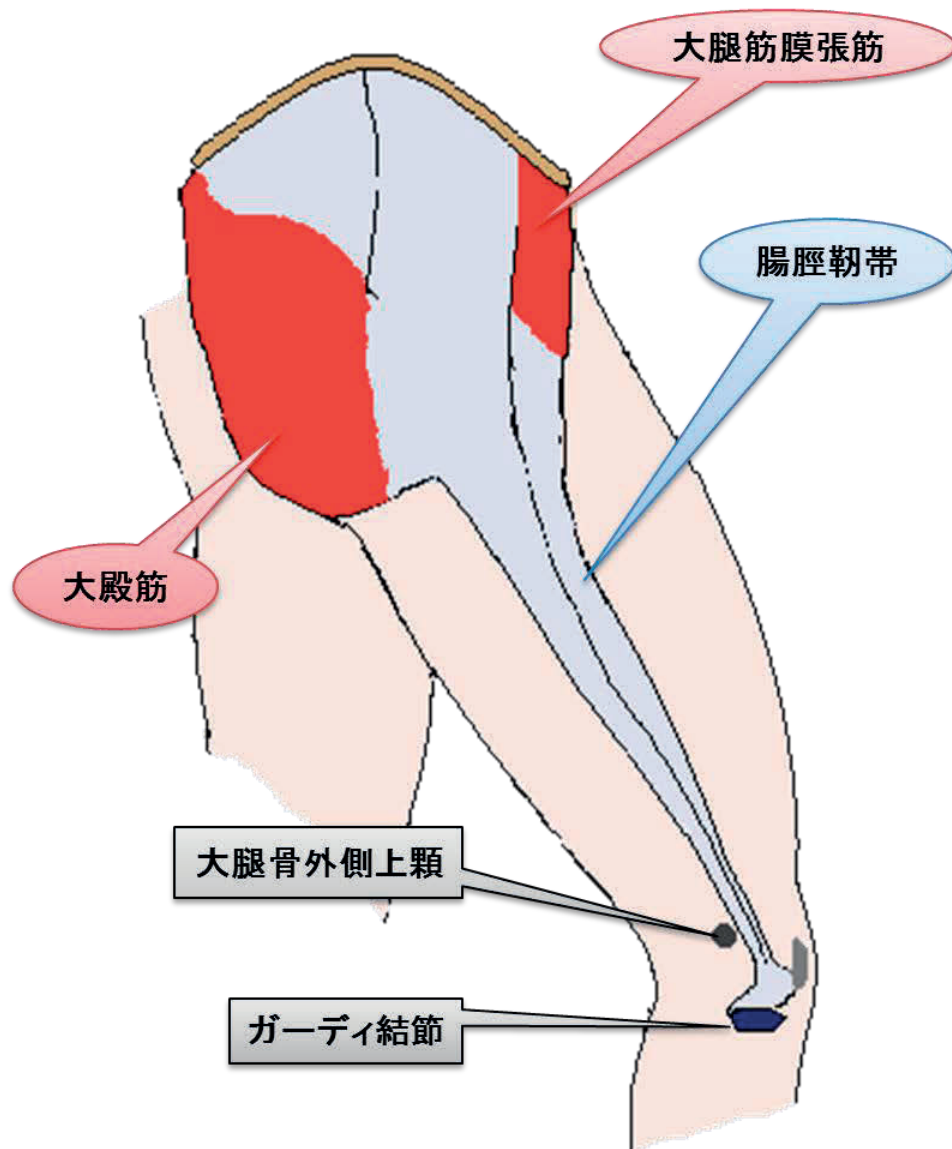


図 1-1 大腿を外側からみた表層解剖図

腸脛靭帯は骨盤周囲から脛骨外側のガーディ結節まで大腿外側に付着している。

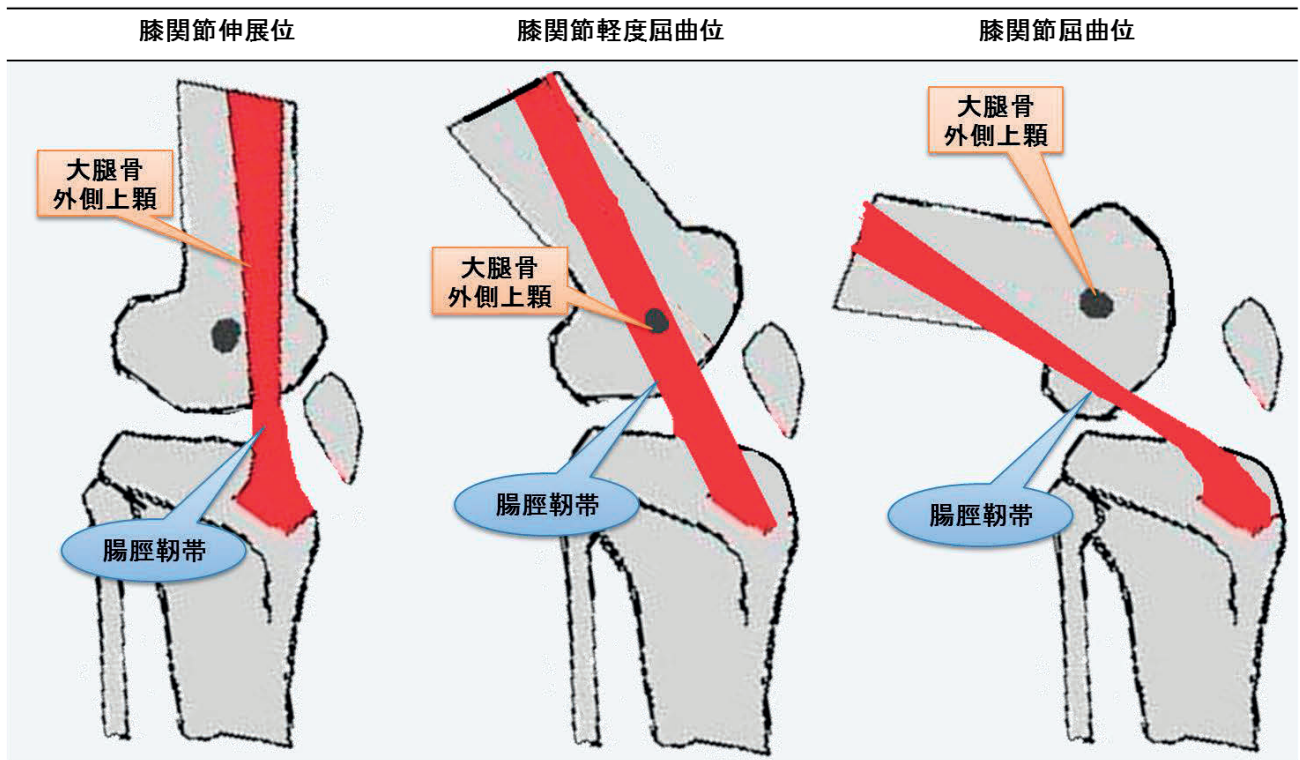


図 1-2. 膝関節の屈曲位と腸脛靭帯の矢状面上の位置

膝関節伸展位では腸脛靭帯は大腿骨外側上顆の前方に存在している。膝関節軽度屈曲位では腸脛靭帯は大腿骨外側上顆上に存在している。膝関節屈曲位では腸脛靭帯は大腿骨外側上顆の後方に存在している。

第 2 節 腸脛靭帯炎の疫学

ITBS は男性の発症率が高く、女性の 2～9 倍の発症率とされている (Taunton たち 2002、Messier たち 1995、McNicol たち 1981、Sutker たち 1985、Orava 1978)。16 歳以上、特に 35 歳以上で発症が多く (Orava 1978、Pinshaw たち 1984)、一般スポーツ選手では平均 32.3 歳での発症がみられる (増島ら 1983)。

表 1-1 にスポーツ別の ITBS の発生率を示した。ITBS はランニングやサイクリングといった同じ動作を繰り返すスポーツで多くみられ、ランニングに関連した膝関節の障害の約 12%、サイクリング選手の膝関節の障害の約 24%を占めると報告されている (Holmes たち 1993、Taunton たち 2002)。一般的にランニングのピッチは 150～190 歩/分、サイクリングのケイデンスは 80～120 回転/分程度である。そのため、これらの運動では 1 分間に 100 回前後の膝関節屈曲伸展動作が起こり、その回数だけ ITB が LFE を乗り越えて摩擦が生じていることになる。また、ITBS を発症している対象では大腿筋膜張筋や大殿筋の短縮が認められるとともに (林たち 2006、2008)、安静時やランニング時に ITB の緊張が大きいことが報告されている (Noble 1980、Hamil たち 2008)。

表 1-1. 腸脛靭帯炎の発症の多いスポーツ競技 (Orava 1978、Holmes 1993、福林 2015)

ランニングやサイクリングといった持久的なスポーツでの発症が多い。

スポーツ種目	種目の割合 (%)
中・長距離	30.7
ジョギング	21.6
サイクリング	15.0
スキー	14.8
サッカー(7 人制)	10.2
スプリント・ハードル走	9.1
オリエンテーリング	8.0
柔道	3.4
やり投げ	1.1
ウエイトリフティング	1.1

第3節 腸脛靭帯炎の発症機序

10年ほど前まで、ITBSはiliotibial band friction syndrome (ITBFS)と呼ばれていた。近年、ITBSの発症は摩擦によるものでなく頻発する圧迫刺激によるものであるという報告がなされている (Fairclough たち 2006)。ITBの下には約1cm²程度の脂肪嚢が存在しており、この脂肪嚢に対して圧迫刺激が頻回することでITBSが発症する (Fairclough たち 2006)。そのため、Frictionを除いてITBSと呼ばれるようになった。ITBとLFEとの間に生じる圧迫刺激は膝関節の屈曲に伴ってITBが後方に移動する際にLFEを乗り越えるときに起こっている。圧迫刺激の大きさと刺激の頻度が高いとITBに加わる刺激の総量も大きくなる。そのため、乗り越えがどれくらいの頻度で起こっているかと乗り越えの際に生じる圧迫力の大きさがITBS発症に関与する。

ITBS発症のリスクファクターは身体的要因とトレーニング要因に分けられる (Renne 1975)。身体的要因としては左右の脚長差、膝関節の内反 (O脚)、過回内足などといった静的アライメントの異常や (Noble 1980、増島たち 1983、Pinshaw たち 1984、Taunton たち 2002)、股関節外転筋力の低下 (Fredericson たち 2000) があげられる。これらの身体的要因によって運動中のITBの緊張が増加する。ITBの緊張増加に伴い硬度が増加し、LFEを圧迫する際により大きな圧迫力が発生するため、ITB下に存在する脂肪嚢に対して加わる刺激量が増えてITBSの発症リスクが増大する。トレーニング要因としては急激な練習量の増加などがあり (Orava 1978)、これはITBとLFEの間に生じる圧迫の回数が急激に増えることを意味する (図1-3)。

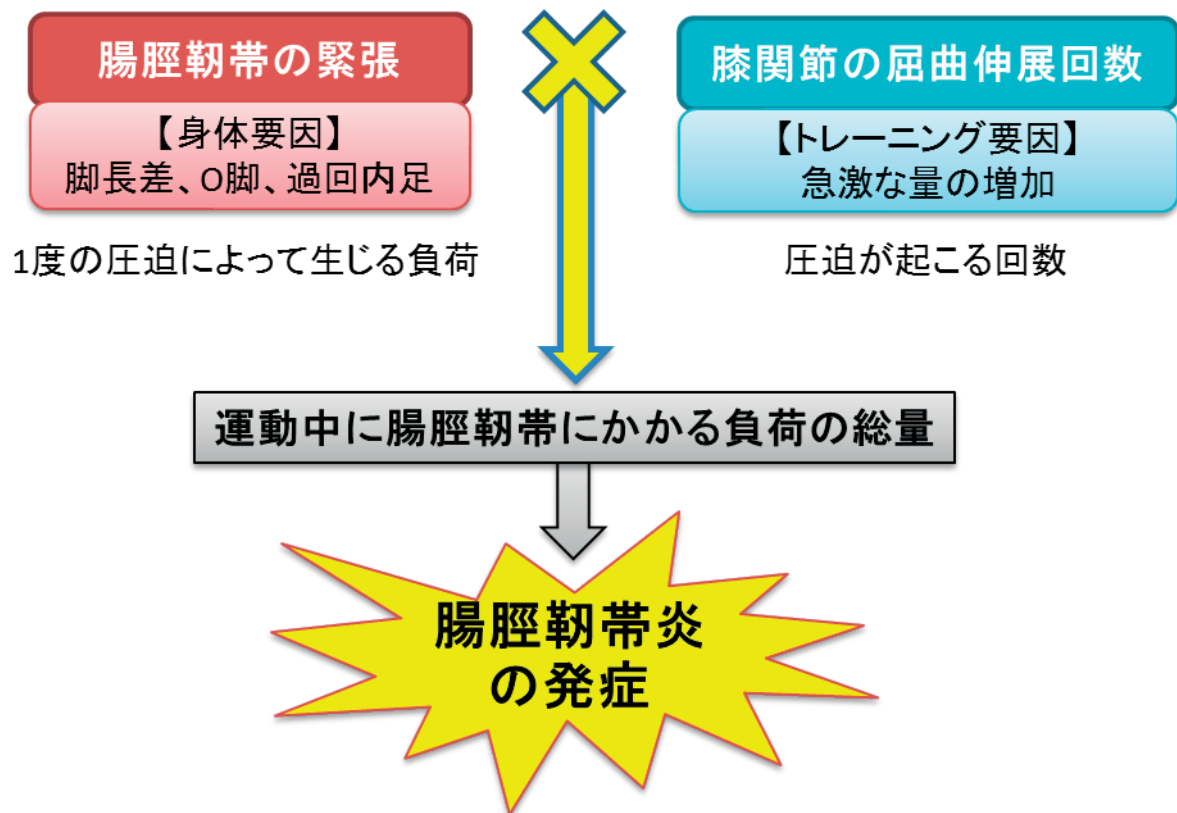


図 1-3. 腸脛靭帯炎発症のリスクファクター

腸脛靭帯炎の発症は1度の圧迫で生じる負荷の大きさと圧迫が起こる回数の2つの要因によって構成される。

第 4 節 腸脛靭帯炎の治療と予防

ITBS は軽度であれば約 2 週間、重度であれば約 6 週間のリハビリテーションが必要となる (Labsack たち 1990)。難治性のものには手術療法も行われ 6 ～8 週間で競技復帰するが、多くの例では保存療法が選択される (Noble 1980、Martens たち 1989、Michels たち 2009)。また、局所へのステロイド注射も有効であるとされている (Gunter と Schwellnus 2003、Hong と Kim 2013)。治療やリハビリテーションは ITB の緊張を減少させることで ITB が LFE を圧迫する際の圧迫力を減らす目的で行われる。

発症初期の 1 週間は炎症症状を抑えるために運動の中止、局所のアイシング、薬物療法が推奨される (Schwellnus たち 1991)。発症 1 週間以降で ITBS に有効なリハビリテーションとしては ITB のストレッチング、温熱療法、超音波療法などが推奨され、これらは ITB の緊張を減少させる目的で行われている (Fredericson たち 2000、Fredericson たち 2002、Labsack たち 1990)。骨盤や体幹部の前額面上の動きに異常があると ITBS の発症へと繋がる (Powers 2010)。そのため、股関節外転筋や腰方形筋の筋力強化トレーニングや筋機能の再学習は運動中の ITB への負担を軽減させる目的で実施される (Fredericson たち 2000、Fredericson たち 2006)。中殿筋などの股関節外転筋力が向上すると、膝関節内反モーメントが減少すること (Beers たち 2008) や痛みがなく走れる距離が増加することが報告されている (Allen 2014)。中殿筋や腰方形筋の筋力強化によるランニング時の膝関節の内反角度が減少するに従い ITB が伸張されなくなるため ITB の緊張も減少する (図 1-4)。

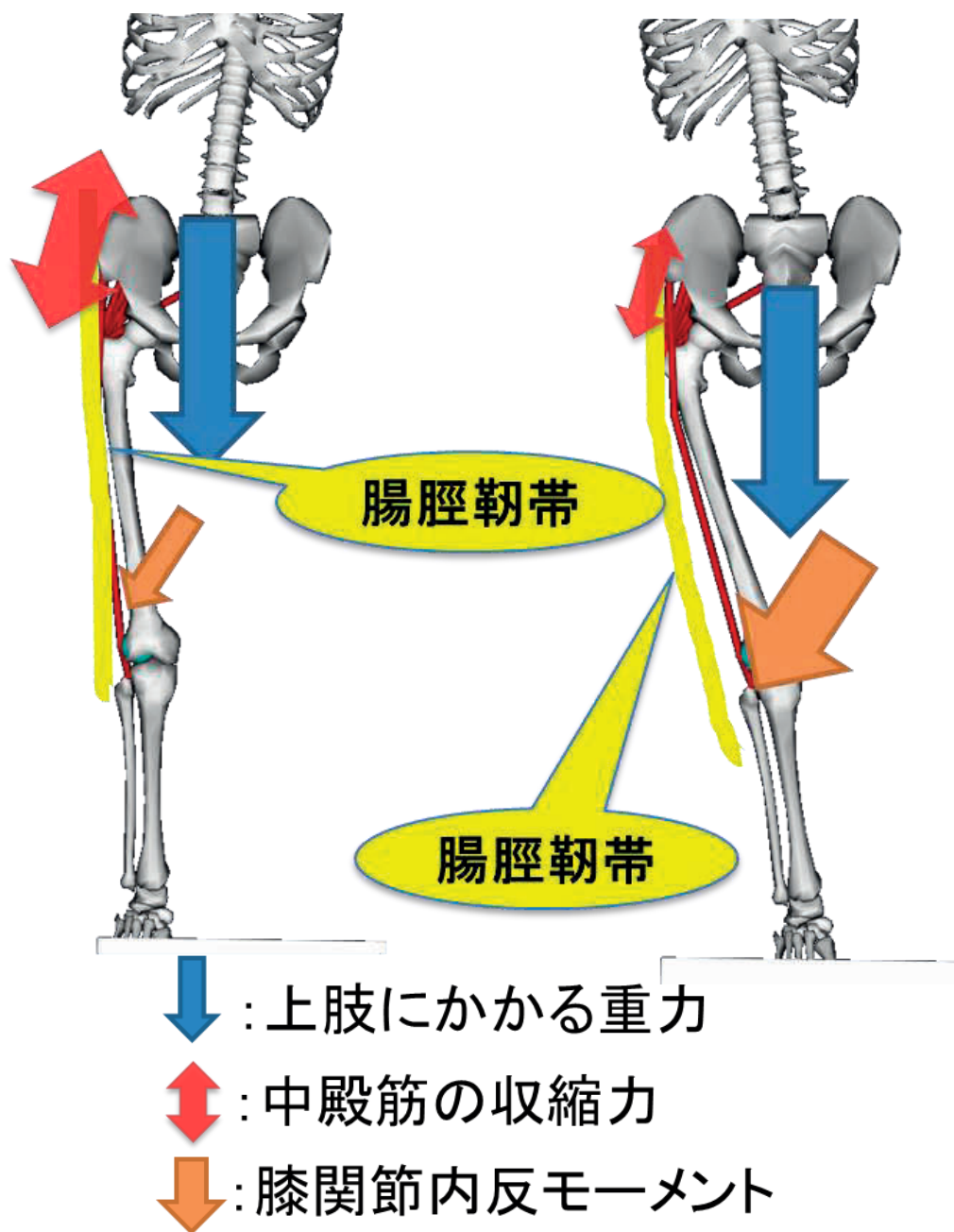


図 1-4. 股関節外転筋の弱化によるランニング時の腸脛靭帯の伸張

左図：中殿筋が正常に働き、重心の下で足をついても股関節の内転が起こらず、膝関節内反モーメントは少ない。右図：中殿筋の弱化により、股関節内転位で足部を接地し上半身の重さを支えられず、膝関節内反モーメントが増大する。

第 5 節 腸脛靱帯炎とランニング動作

ランニングやサイクリングといった運動の特徴として同じ動作を長時間続けることにあり、運動中は何度も膝関節の屈曲伸展動作が起こるため ITB が LFE を圧迫する回数も多くなる。ITBS が発症している、あるいは発症したランナーと健常なランナーのバイオメカニクスを比較した研究は多くなされている。表 1-2 に ITBS に関連したバイオメカニクス研究のシステマティックレビューの一部を示した (Louw と Deary 2014) (表 1-2)。股関節の内転角度や足関節の背屈角速度については結果が異なるものもあるが、後足部の回外角度の減少、膝関節の内旋角度の増大、体幹の側屈角度の増大といったものは ITB を有するランナーの特徴としてみられる (図 1-5)。

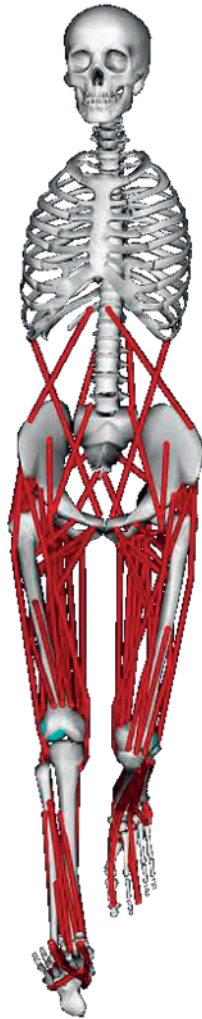
しかしながら、ITB の移動や乗り越えなど生体内で起こっているため視覚的にとらえることができず、下肢関節角度から推察する方法が用いられてきた。また、ITB は筋線維と異なり収縮するものでないため、筋線維の緊張を測定するのに用いられる筋電図による ITB の緊張の測定は不可能である。また、動作中の ITB の緊張を膝関節内反モーメントから推察する方法 (Beers たち 2008) もあるが、膝関節内反モーメントを制動するのは ITB のみでなく膝内側側副靱帯などもあり ITB 単独の緊張を測定はできない。

表 1-2. 腸脛靭帯炎を有するランナーのランニングのバイオメカニクスの特徴

股関節や足関節に関しては見解が一致していないが、後足部の回外角度の減少、膝関節最大内旋角度の増大、体幹の同側への側屈角度の増大がみられる。

部位	項目	有意差あり	有意差なし
後足部	回内	疲労後に増大(Miller 2007)	疲労前に変化なし (Miller 2007)
	回外	接地初期に減少 (Messier 1995, Grau 2008)	
足関節	最大背屈角速度	増大 (Miller 2007)	疲労後に変化なし (Miller 2007)
		減少 (Grau 2011)	
膝関節	最大屈曲角度	疲労後に増大 (Miller 2007)	変化なし (Orchard 1996, Ferber 2010, Grau 2011)
	最大内旋角度	増大 (Noerhren 2007, Ferber 2010)	
股関節	最大内転角度	増大 (Noerhren 2007, Ferber 2010)	
		減少 (Grau 2008, 2011)	
体幹	同側への側屈角度	増大 (Foch 2015)	

健常ランナー



ITBSランナー

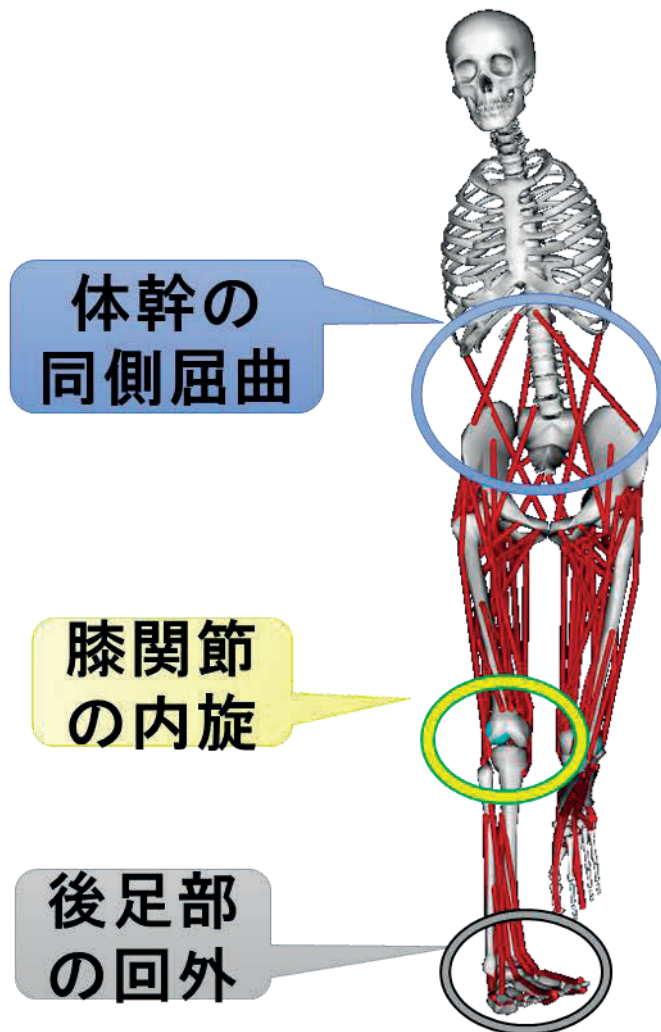


図 1-5. 腸脛靭帯炎を有するランナーにみられる接地期の特徴

腸脛靭帯炎を発症しているとランニングの接地期に体幹の接地側への側屈角度の増大、膝関節の内旋角度の増大、後足部の回外角度の減少がみられる。

第 6 節 腸脛靱帯の緊張の測定

これまで、ITB の緊張を測定する様々な方法が考案されてきた（図 1-6）。最も古い方法は、ITBS の臨床診断として用いられる Ober 法やその変法である（Ober 1935、Gajdosik たち 2003、Reese と Bandy 2003、Ferber たち 2010）。Ober 法は測定側を上に向けて側臥位となり、股関節伸展・外転位から重力によって股関節を徐々に内転させる。ITB の緊張と下肢にかかる重力が釣り合って、下肢が静止した時の股関節内転角度によって ITB の緊張を評価する方法である。この方法は測定の信頼性は高く簡便に行えることから、安静時の ITB の緊張を測定する方法として用いられている。

また、ITB の緊張を組織の硬度として考え、体表からその硬度を測定する方法も用いられている（富山たち 2012、北風たち 2013）。この方法では ITB に対して体表から組織硬度計を押し当てて、その硬度を測定している。組織硬度計による測定は筋組織などで有用である（高梨たち 2011）ことや、習熟された計測者による測定では信頼性が高いことが報告されている（高梨たち 2008）。しかしながら、測定部位や押圧角度に少しでもずれが生じると測定値も異なってくるため、安静臥位でのみ測定することが望ましい。

ある一定の姿勢や臥位のみでなく、立位や姿勢を変えた際の ITB の緊張を測定するために、超音波画像診断装置の超音波エラストグラフィ機能を使用した組織硬度を測定する方法が用いられる（Tateuchi たち 2014、Umehara たち 2015）。測定端子から照射される超音波が組織内を伝播する速度を測定することで組織の弾性率を求めることができ、これが組織の硬度に値する（中村と市橋 2014）。この方法では ITB のみを個別に評価することができる利点があ

る (Lacourpaille たち 2012)。測定端子を当てている状態であれば動作中も計測が可能である。

しかしながら、これらの方法では安静臥位や立位時もしくはごく低速の単関節運動時でしかこれらの計測方法は実施できない。そのため、実際に ITBS の発症しているランニング動作中やサイクリング動作中の ITB の緊張は測定できないでいた。

近年、動作シミュレーションソフトが多く開発され、リハビリテーションやスポーツ現場で活用されるようになってきた。SIMM ソフトもその一つで 1990 年に Delp によって開発され、スポーツ動作を解析するために改良が進められてきた (Delp たち 1990、Delp と Loan 1995、Delp たち 2007)。Miller たち (2007) や Hamil たち (2008) はこの SIMM ソフトを用いて運動中の ITB の緊張を測定する方法を開発した。多くの検体解剖の結果から筋の起始・停止、走行を基に身体モデルを作成しており、ITB の走行も考慮されている。この方法では動作中の ITB の伸張度を計算することで ITB の緊張を算出することができる。さらに Foch と Milner (2013) によって ITB 専用のモデルも作成され、その測定精度はより確かなものとなった。

三次元座標を基に作成された身体モデルに対して動作情報を読み込ませることで、運動時の ITB の位置を明らかにすることができる。身体モデルを介した動作シミュレーション上では筋の収縮弛緩データも組み込まれる。ITB は筋組織でなく収縮をしないため、他動的な力が加わることで伸張される。この SIMM ソフトを使用することによって運動中の ITB の伸張度を計算でき、その伸張度から ITB の緊張を算出できる (図 1-7)。

SIMM ソフトを用いた研究から ITBS の既往のあるランナーは健常者と比べてランニング時の ITB の緊張が高い (Miller たち 2007) ことや、前向き研究

で測定後に ITBS を発症したランナーは健常者よりも高い ITB の緊張を有していたことが報告された (Hamil たち 2008)。またランニングフォームの変化によって ITB の緊張が増減することも報告されている (Meardon たち 2013)。ステップ幅を狭くして走った際には股関節内転角度が大きくなり、ITB の緊張も増大することが報告されている (Meardon たち 2013)。ランニング条件を変えた際の ITB の緊張についての報告はまだない。ランニング条件の変化が ITB の緊張に及ぼす影響は不明であり、今後研究を進めていく必要がある。


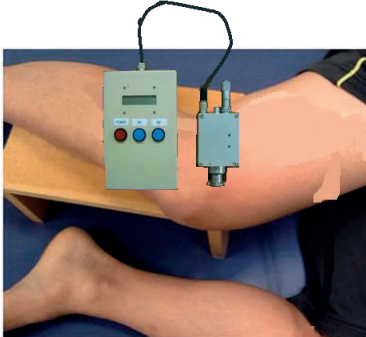
検査名	Ober 法	組織硬度計	超音波画像
方法	測定脚を上にして股関節伸展外転位から内転させる。ITB が伸張され、脚を下せなくなった時の内転角度を測定	組織硬度計を測定部位に押し当てることで ITB の硬さを測定	測定端子から出る超音波の伝播速度から組織の硬さを求める
利点	道具がいらず、簡便である	ITB の硬さを直接測定できるため、様々な位置の緊張を測定できる	動作中の硬度が測定可能で、他の組織との比較が可能である
欠点	安静臥位のみ測定可能	測定位置や押圧角度が動くと値が変化する。安静時のみ測定可能	測定機器が必要である。簡単な動きにしか対応できない
			

図 1-6. これまでの腸脛靭帯の緊張の検査方法とその特徴

Ober 法と組織硬度計による測定は安静時臥位でのみ可能である。超音波画像診断装置を用いると立位や単関節の動きの測定が可能である。

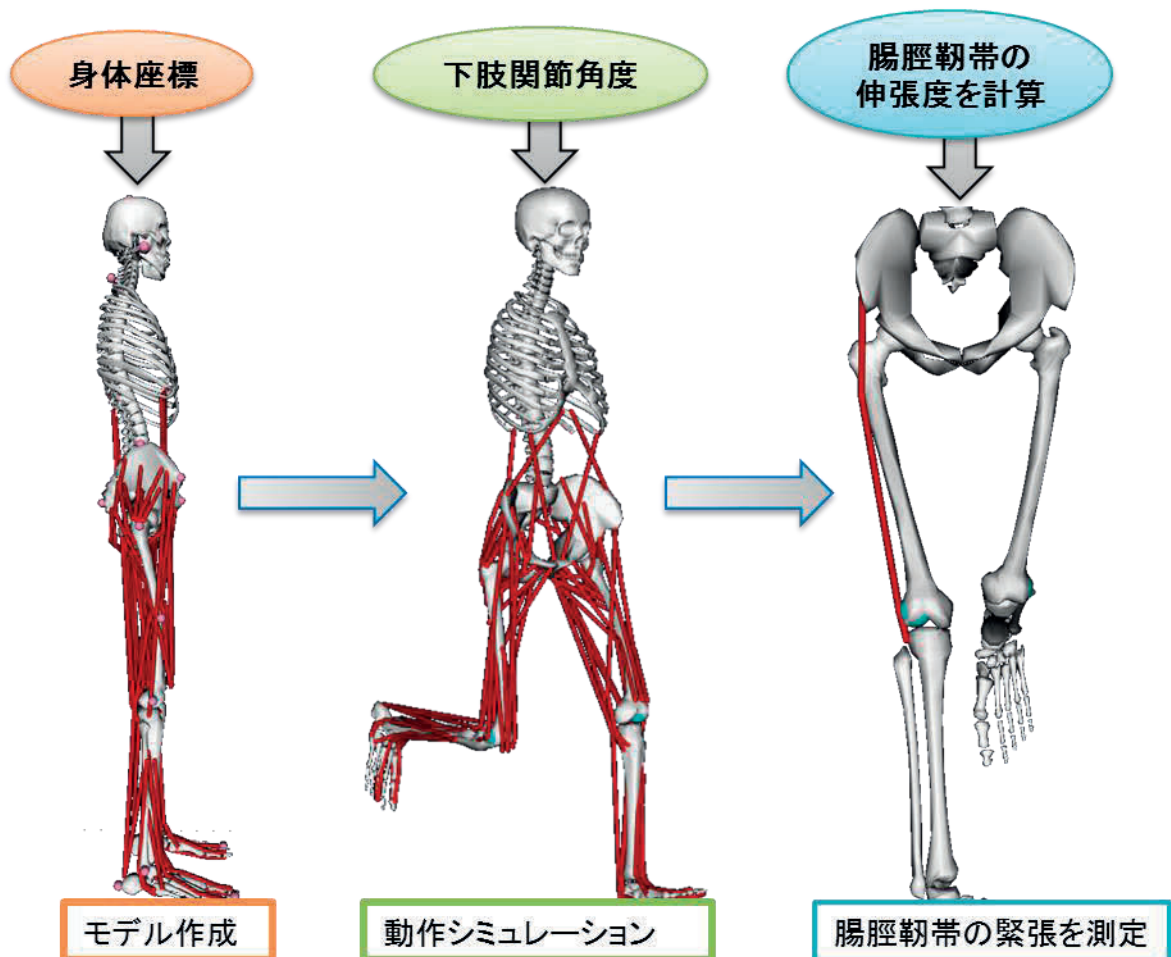


図 1-7. SIMM ソフトを使用した動作シミュレーションによる腸脛靱帯の緊張の測定方法

身体座標データを基に身体モデルを作成し、そこに関節角度の運動学データを組み込むことで動作シミュレーションを行う。動作中の腸脛靱帯の長さから腸脛靱帯の緊張を算出する。

第7節 これまでの研究の問題点

これまでのサイクリングやランニングのバイオメカニクス研究では下肢角度やモーメント、ITBの緊張に焦点をあててきた。ITBの緊張の大きさからITBの圧迫力を推察し、それを基に発症リスクの高さを論じてきた。しかしながら、動作中にITBに圧迫がどのタイミングで生じているかは論じられていない。Farrell たち（2003）はサイクリング中の角度からITBの圧迫領域を推察しており、膝関節伸展位の方がITBがLFEを圧迫する Impingement Zone に近いとして、ペダルが最も下がった範囲で痛みが生じやすいと考察している

（図1-8）。一方で三浦と金高（1996）はITBSに対しての自転車トレーニングは圧迫が起これずにリハビリテーションとして有用であったことを報告している。しかし、これらの研究では運動中のどの局面でITBはLFEを乗り越えて圧迫を生じさせているかについては明示されていない。

Noble（1979）はITBがLFEを圧迫する際の膝関節屈曲角度は約 30° であると報告している。しかし、この研究は股関節屈曲角度に関する記載はされていない。ITBは膝関節のみでなく股関節も跨いでいる。股関節の屈曲伸展に伴いITBが大腿骨近位にある大転子を乗り越えることで弾発股という症状が引き起こされる（Choi たち 2002）。弾発股を引き起こした対象の大転子周囲を超音波画像で確認すると、股関節の屈曲伸展に伴いITBが矢状面上を前後に移動し大転子を乗り越えている（Chang たち 2015）。そのため、股関節屈曲伸展によって膝関節周囲でもITBが矢状面上を移動することは明らかである。

これまではNoble（1978）の膝関節屈曲 30° で圧迫が生じるという研究を基に、スポーツ動作中のどこでITBに負担が生じているかが論じられてきた

(Orchard たち 1996、Farrell たち 2003)。しかしながら、圧迫が生じる際の膝関節角度が股関節角度によって変化するのであれば、スポーツ動作中にどの局面で ITB と LFE の間に圧迫が生じているかは不明である。

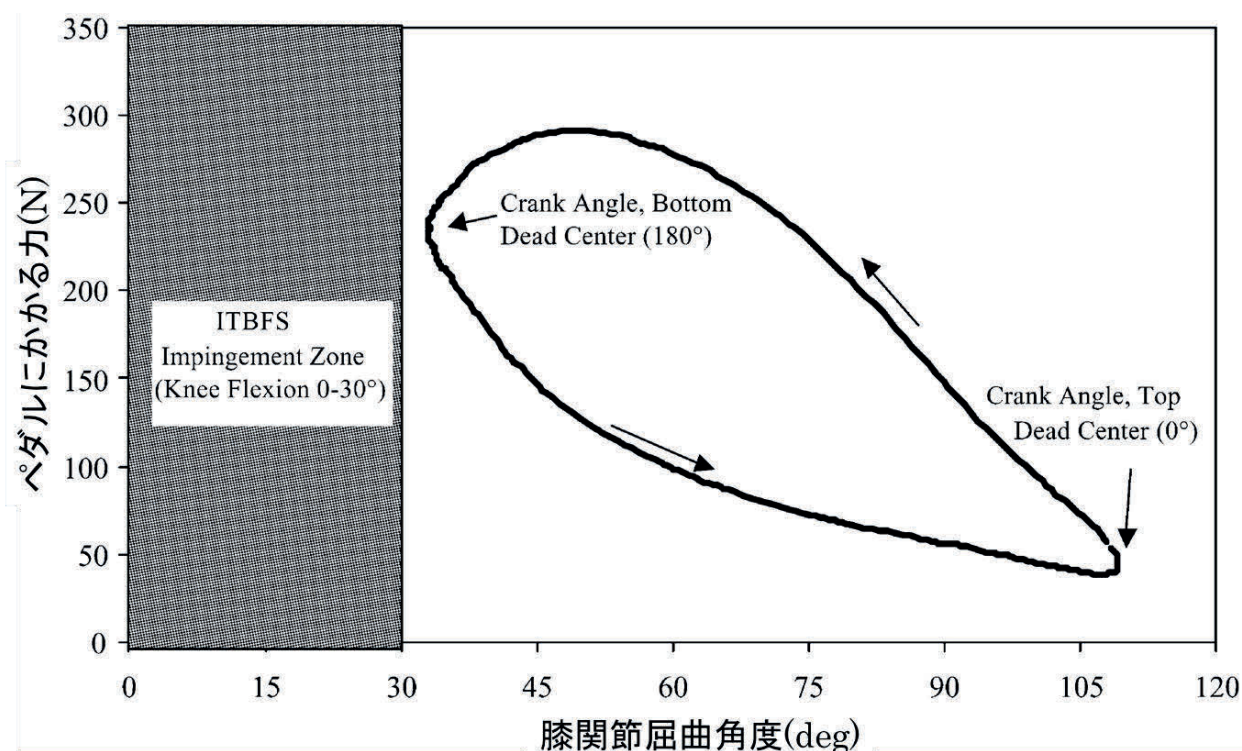


図 1-8. サイクリング中のペダル張力と膝関節屈曲角度の推移 (Farrell 2003 改変)。

ペダリング動作中にペダルの位置が最も下に位置する点 (Bottom Dead Center) では膝関節屈曲角度が 30° に近く、腸脛靭帯に圧迫が生じているため腸脛靭帯炎の発症に繋がる。

第 8 節 研究の意義と目的

近年、マラソンやランニングブームにより市民ランナーの数が急増しており、2006 年に約 600 万人だったランニング愛好者が 2012 年には約 1000 万人となり、6 年間で 400 万人も増加したこととなる（笹川スポーツ財団 2012）。ITBS は成人で多く発症する障害であり（増島たち 1983、Orava 1978、Pinshaw たち 1984）、初心者ランナーが長距離を走ると発症しやすいため（Orava 1978）、その発症数は増加していると考えられる。Pinshaw たち（1984）は週に 41～80km 程度の走行量でも発症が多いことを報告しており、これは初心者ランナーにとっても長すぎる距離ではない。そのため、ITBS に対する予防方法を確立することや発症メカニズムを解明することは非常に有益である。

しかしながら、これまでにまとめたように ITBS の研究は進んでおらず、運動中にどの局面で ITB に負荷が加わっているかも不明である。そのため、ITBS の予防や障害発生メカニズムを考察するにあたって、その前提である ITB に負担が加わる局面を明らかにする必要がある。

本研究は ITBS の発症予防の観点から、その発症メカニズムを解明することを目的とした。ITB に圧迫の生じる際の下肢関節角度が不明であるため、動作中のどの局面で ITB に負担が生じているかは定かではない。動作中のどの局面でどの程度の負荷が ITB に加わっているかを明確にすることで ITBS の発症メカニズムを明らかにする一助とする。

第9節 研究の構成と仮説

A. 先行研究のまとめ

これまで、ITBS とランニング動作に関連するバイオメカニクス研究が多く行われてきた。それらの研究によって ITBS を発症しているランナーに特有のランニング動作は少しずつ明らかになってきている (Orchard たち 1996、Noerhren たち 2007、Grau たち 2008、Ferber たち 2010、Foch たち 2015)。しかしながら、これらの研究は後ろ向き研究であることとランニング中の ITB の緊張は測定することができないことが指摘されている。そのため、関節角度などから ITB にとって負荷の大きい動きであると推察することにとどまっている。また、ITB にいつ圧迫が生じるかについては着目しておらず、Noble (1979) の膝関節屈曲 30° で ITB が LFE を乗り越えるという報告をもとにランニング中の接地期の下肢関節角度を測定している。

近年、身体モデルを作成することで動作中の ITB の緊張を算出する方法が確立された (Miller たち 2007、Hamil たち 2008)。それによって実際にどういった条件やフォームでのランニングが ITBS 発症リスクを増大させるかが明らかにできるようになった。しかしながら、この方法を用いた研究には Meardon たち (2013) の歩隔を変化させることでランニングフォームを変えた際の ITB の緊張に関する研究しかない。

B. 研究の仮説

本研究では、ITB が LFE を圧迫する際の股関節角度に着目した。第 2 章として股関節角度を変化させた条件で ITB が LFE を圧迫する際の膝関節角度を測定した。第 2 章の仮説は、圧迫が生じる際の膝関節角度は股関節屈曲角度によって増減するとした。

第 2 章の仮説が正しければ、これまでに膝関節屈曲 30° で ITB に圧迫が生じるとされてきた先行研究は見直す必要がある。つまり、ランニング中に股関節は屈曲伸展動作を行っているため、どの局面で ITB に圧迫が生じているかを明らかにするには股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度から推定しなければならない。そこで、第 3 章ではランニング中の下肢関節角度からどの局面で ITB が LFE を乗り越えて負荷が加わっているかを明らかにする。また、その際の ITB の緊張を測定することでランニング中にどの局面で最も ITB に負担が加わるかも明らかにする。ランニングの 1 周期中に膝関節は屈曲-伸展-屈曲-伸展と 2 回ずつ屈曲伸展動作が含まれる。そのため、第 3 章の仮説は、ランニング 1 周期の中で ITB は 4 回 LFE を乗り越えるとした。

第 3 章の結果によりランニング中のどの局面で ITB に圧迫が生じて、ITB の緊張が高くなるかが明らかになるため、ランニング中にどの局面の動きに着目すべきかが判明する。そこで第 4 章では、練習要因であるランニング速度を変化させた際の ITB の緊張を測定する。速度の遅いランニングで ITBS が発症しやすいという報告 (Pinshaw たち 1984) はあるが、これは疫学調査によるものであり、実際に遅い速度のランニングが ITB に対して負荷の大きいものであるかは実証されていない。一般的に遅い速度のランニングでは下肢の関節可動域が小さくなるため、ITB の伸張も小さいと考えられる。よって、第 4 章の

仮説は、圧迫が生じる際の ITB の緊張は速度の遅いランニングの方が小さくなるとした。ランニング速度による ITB の負荷の大小が判明すれば、ITBS を発症してから復帰するにあたり、どの程度のランニング速度で練習復帰するのが望ましいかが明らかになる。この知見は競技復帰を考えたアスレチックリハビリテーションにおいて非常に有用となり、ITBS の再発予防や早い時期での競技復帰に役立つと考える。

C. 研究の構成

図 1-9 に先行研究のまとめと本研究の構成と仮説を示した。

第 2 章 ; 研究 1 「腸脛靭帯に圧迫が生じる際の下肢関節角度」

第 3 章 ; 研究 2 「ランニング動作時に腸脛靭帯に圧迫が生じる局面とその際の緊張」

第 4 章 ; 研究 3 「ランニング速度による腸脛靭帯に圧迫が生じる際の緊張の変化」

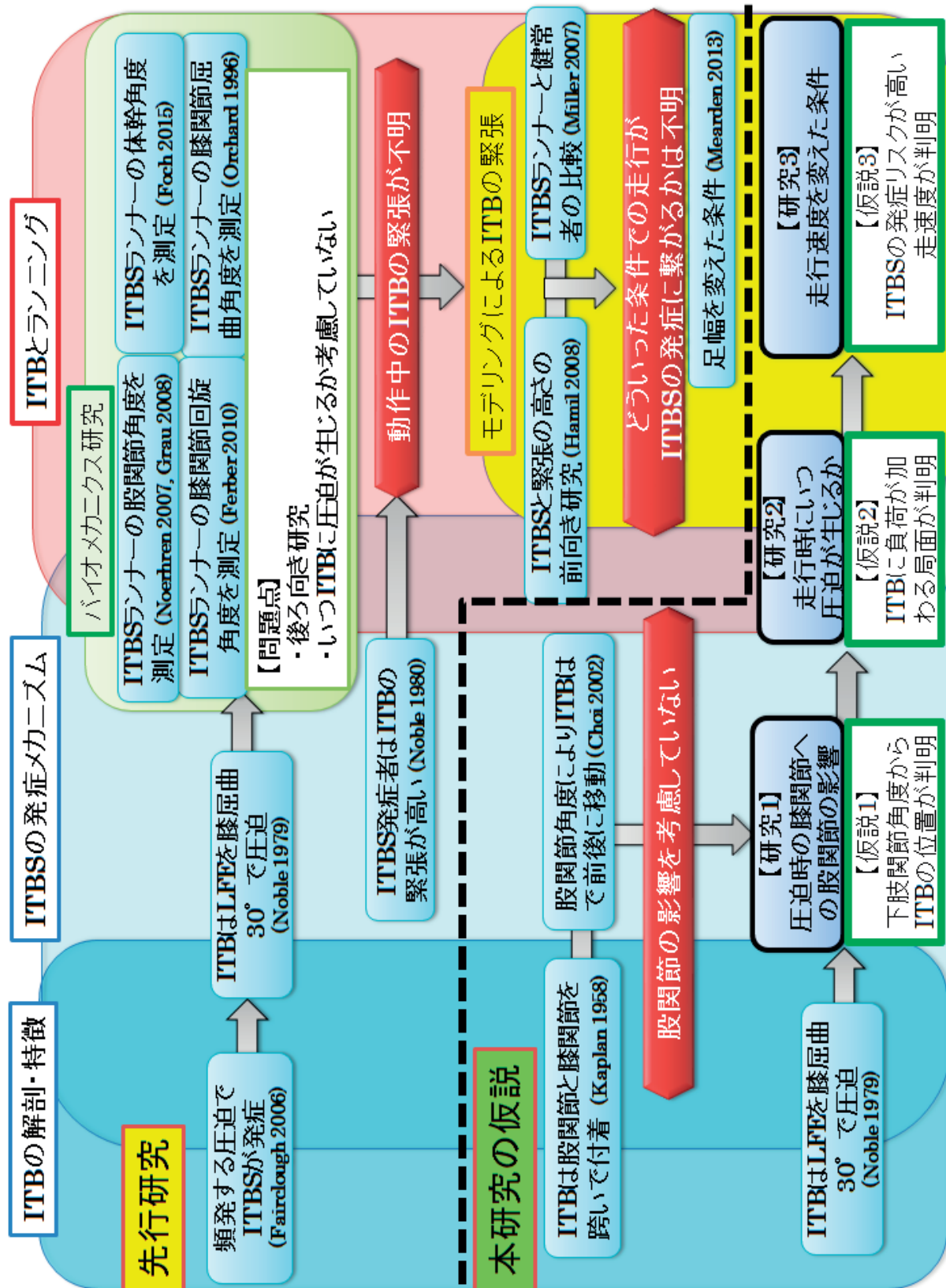


図 1-9. 腸脛靭帯炎に関する先行研究のまとめと本研究の仮説

第2章：股関節角度と膝関節角度が腸脛靱帯の矢状面上の位置に及ぼす影響

第1節 目的

Noble (1979) は検体解剖によって膝関節を 30° 屈曲させた時に ITB の後方線維が LFE の上に位置することを確認した。Noble はこの 30° で ITB が LFE を圧迫することから ITBS の臨床検査として Noble Compression Test を考案した。体表から LFE を指で押しながら被測定者の膝関節を屈曲させることで ITB に圧が生じて疼痛が出現したら陽性という検査である (図 2-1)。しかしながら、文献によって痛みが生じると記載している角度は様々である。桜庭 (2008) は Noble (1979) と同様に 30° 付近で疼痛が再現されるとしている。一方、葛西 (1992) は膝関節屈曲 60° 付近で ITB の乗り越えが起こるとしており、Renne (1975) は膝関節屈曲 20° から 80° の範囲で疼痛が発生していると報告している。

ITB に関連したもう一つの障害として外側型の弾発股が知られている。股関節の屈曲に伴い、大腿骨の大転子部と ITB の動きが悪くゴリッという音と共に弾けるように ITB が大転子を乗り越えるという症状である (Choi たち 2002)。ITB の厚さの異常が大転子痛に関連するという報告 (Long たち 2013) や大転子部で ITB が炎症を生じるというケースレポート (松本たち 2007) から、ITB は股関節の動きに伴い大転子部で矢状面上を移動することがわかる (図 2-2)。Noble や葛西はこの検査の際に股関節の角度については言及していない。しかしながら、ITB は膝関節のみでなく股関節も乗り越えて付

着しているため、ITB の矢状面上の移動には股関節の角度も関連してくることが考えられる。

そのため、股関節角度によって ITB が LFE を圧迫する際の膝関節角度は変化するのではないかと考えられる。第 2 章では 5 段階の股関節屈曲伸展角度において圧迫が生じる際の膝関節角度を測定し、そのデータから股関節と膝関節の連動によって、ITB の矢状面上の位置の変化を明らかにすることを目的とした。

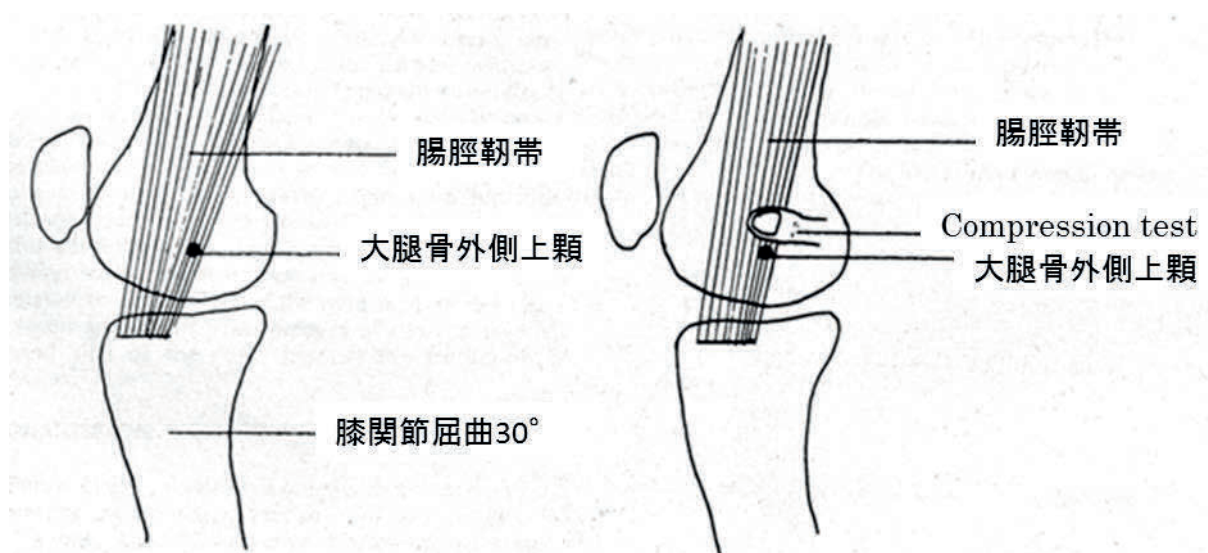


図 2-1. 腸脛靱帯が大腿骨外側上顆上に位置する際の膝関節屈曲角度とそれを基に考案された臨床検査

膝関節 30° 屈曲位では腸脛靱帯は大腿骨外側上顆の上に位置する。その際に大腿骨外側上顆上の腸脛靱帯を指で押すと腸脛靱帯に加わる圧が増大し、腸脛靱帯炎を有すると痛みが生じる (Noble Compression Test)。

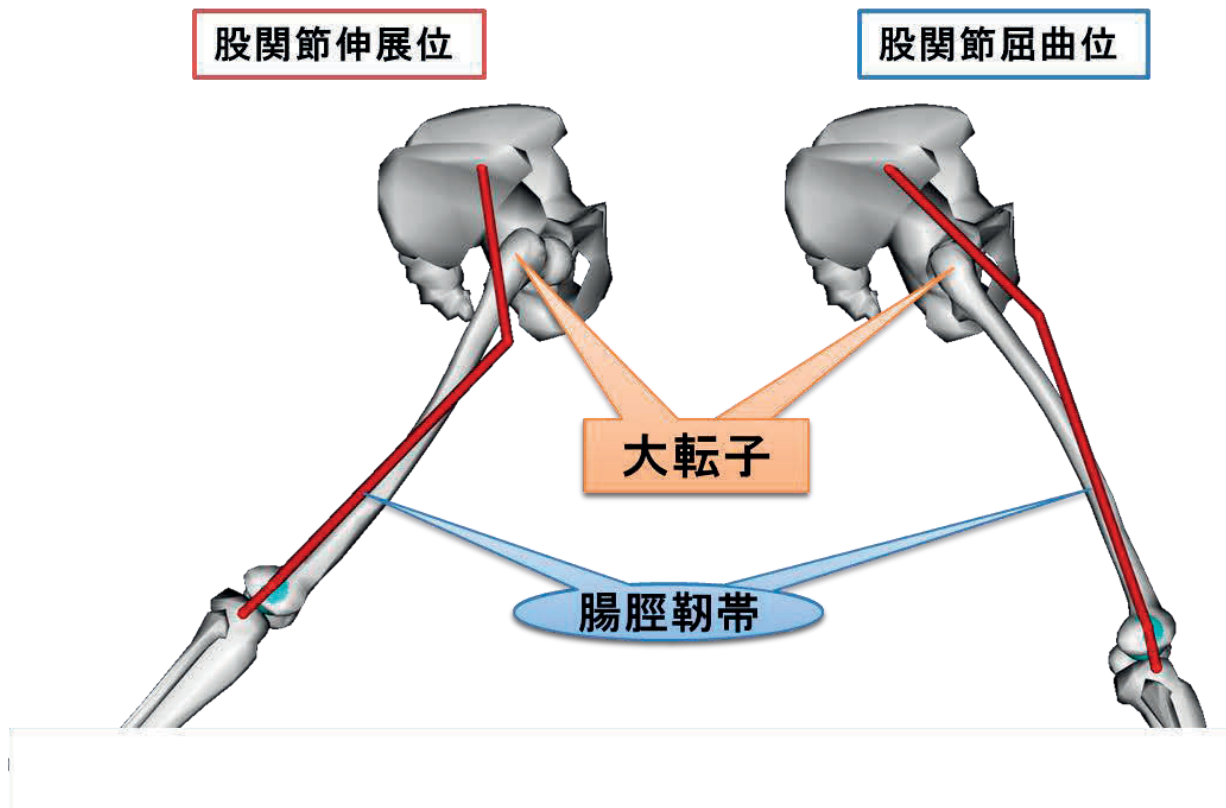


図 2-2. 股関節の屈曲伸展によって大転子を乗り越える腸脛靭帯

股関節伸展位では腸脛靭帯は大転子の後方に位置しているが、股関節を屈曲すると腸脛靭帯は大転子の前方に移動する。

第2節 方法

A. 対象

下肢に整形外科的な疾患の既往を有さない健康な男性 18 名を対象とした。年齢（平均±SD）は 20.2 歳±1.4 歳、身長は 170.2cm±3.8cm、体重は 58.0 ±5.2kg であった。対象には紙面にて本研究の目的と内容を十分に説明した後、研究同意書に署名をうけ測定を実施した（広島大学医歯薬保健学研究科心身機能生活制御科学講座倫理委員会承認番号 0914）。

B. 測定条件

測定する脚は利き足（ボールを蹴る側）とし、測定姿勢は側臥位で股関節内外旋 0°、内外転 0° とした。股関節角度を伸展 10°、屈曲 0°、屈曲 20°、屈曲 40°、屈曲 60° の 5 条件に規定した。このとき、非測定側の股関節と膝関節を屈曲させて身体を安定させるようにした。測定は対象の股関節と膝関節を固定する者と、ITB の触知を行い膝関節角度の測定を行う者の 2 名で行った（図 2-3）。測定者は理学療法士の資格を有しており、体表からの触診に熟知しているものであった。まず、股関節を規定の屈曲角度まで他動的に動かした。股関節屈曲角度はゴニオメーター（東大式）で確認した。次に、測定者が LFE を触知しながら下腿を他動的に動かし、ITB が LFE を乗り越えた際の膝関節屈曲角度をゴニオメーターで測定した。触診による ITB の乗り越えの判断は ITB の幅の中央が LFE の最大隆起部に達した際の角度と規定した。



図 2-3. 規定された股関節角度における乗り越え時の膝関節角度の測定

触診によって腸脛靱帯の大腿骨外側上顆の乗り越えを判断し、乗り越えた際の膝関節角度をゴニオメーターにて測定する。

C. 統計処理

得られた膝関節屈曲角度のデータは平均値±SD で表した。5 条件の比較にはそれぞれ対応のある t 検定を用いた。検定の多重性を考慮して Bonferroni 法を用いて有意水準 5%を条件間で比較する数の分だけ除して調整した ($P < 0.005 = 0.05/10$)。

股関節伸展 10° から股関節屈曲 60° まで可動した範囲 70° の中でどれだけ膝関節角度が増加したかを確認するため、股関節屈曲 60° 条件における膝関節屈曲角度から股関節伸展 10° 条件における膝関節屈曲角度を減算した。減算によって得られた値を股関節が可動した範囲である 70 で除することで、股関節屈曲角度が 1° 増加するにあたり LFE を乗り越える際の膝関節角度が何度増加するかを確認した。また、得られたデータから近似式を求め、実測値と推定値の差を求めることで誤差値を算出した。

また、測定の信頼性を確認するために同一検者が 1 つの条件につき 3 度ずつ測定を行い、級内相関係数 (Intraclass Correlation Coefficients : ICC) を算出することで、検者内信頼性 ICC (1, 1) を検証した。統計検定には 3 回計測したデータの平均値を用いた。

第3節 結果

A. 圧迫時の膝関節角度と信頼性

表 2-1 に股関節屈曲角度と ITB が LFE を圧迫する際の膝関節角度の関係とその際の ICC を示した。股関節伸展 10° での膝関節屈曲角度は $24.4 \pm 3.1^{\circ}$ で最も小さく、以下股関節屈曲角度が増加するに伴い圧迫が生じる際の膝関節屈曲角度は有意に増加した ($p < 0.005 = 0.05/10$)。

測定の検者内信頼性は股関節伸展 10° 、屈曲 0° 、屈曲 20° 、屈曲 40° 、屈曲 60° でそれぞれ ICC (1, 1) = 0.92、0.95、0.93、0.92、0.96 であった (表 2-1)。

B. 圧迫時の膝関節角度と股関節角度の近似式

股関節屈曲角度の変化による、ITB が LFE を圧迫する際の膝関節屈曲角度の推移を図 2-4 に示した。股関節屈曲角度の増加にしたがって、膝関節屈曲角度がほぼ直線的に増加することが認められた。股関節伸展 10° から股関節屈曲 60° まで、股関節が 70° 屈曲する間に膝関節屈曲角度は 27.6° 増加していた。近似式は $y = 0.39x + 28.6$ (y : 膝関節屈曲角度 x : 股関節屈曲角度) であり、実測値との誤差は伸展 10° 、屈曲 0° 、屈曲 20° 、屈曲 40° 、屈曲 60° でそれぞれ 0.33° 、 0.79° 、 0.52° 、 0.17° 、 0.23° であった。

表 2-1. 5 つの股関節角度条件における圧迫が生じる膝関節角度と測定の信頼性

全ての股関節条件で他の股関節条件と比較して有意差が存在した。股関節屈曲角度が増加するに伴い、ITB が LFE を圧迫する膝関節屈曲角度が有意に増加した。(* $p < 0.005 = 0.05/10$)。

股関節角度	伸展 10°	屈曲 0°	屈曲 20°	屈曲 40°	屈曲 60°
膝関節角度(deg)	24.4*	29.4*	35.8*	43.9*	52.0*
標準偏差	3.1	3.0	2.1	2.9	4.5
ICC (1,1)	0.97	0.92	0.96	0.96	0.94

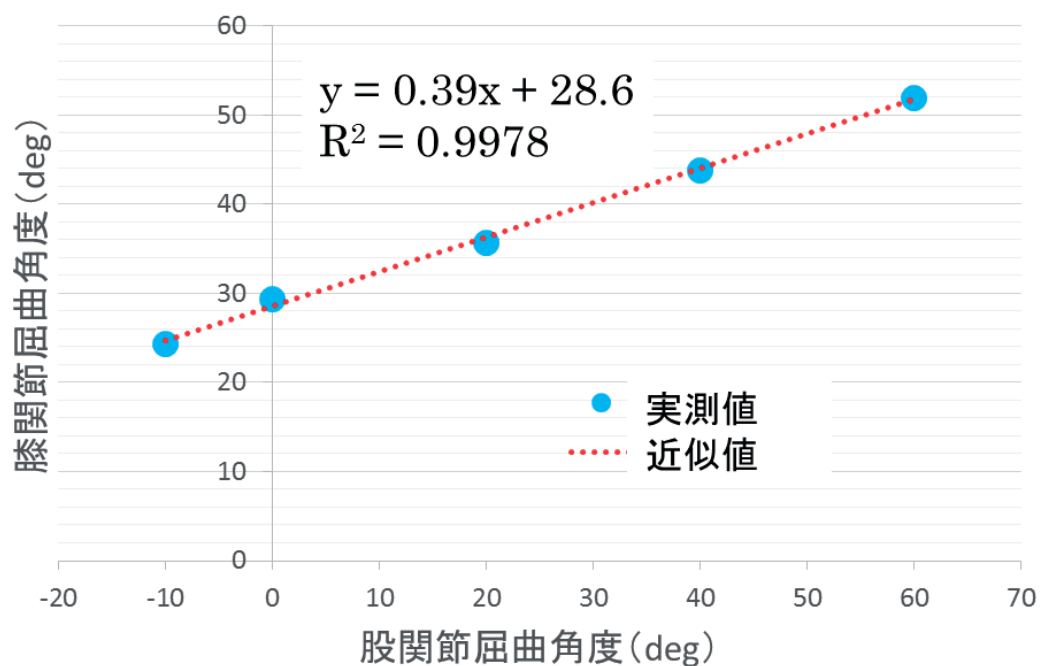


図 2-4. 5 つの股関節屈曲角度条件における腸脛靭帯が大腿骨外側上顆を圧迫する際の膝関節角度の推移とその近似式

股関節屈曲角度が大きくなるほど、腸脛靭帯が大腿骨外側上顆を圧迫する際の膝関節屈曲角度が大きくなる。実測値と近似式から算出された値の誤差は 5 つの股関節条件全てで 0.8° 以下であった。

第4節 考察

A. 測定方法の信頼性

本研究では、ITB が LFE を圧迫する際の膝関節屈曲角度を触診によって判定した。これは ITBS の疼痛誘発検査として臨床で使用されている Noble compression test の方法に準じて実施されており、この検査の信頼性は高いことが報告されている (Fredericson たち 2000、Noble 1980)。また、各条件で 3 回ずつ測定することにより測定の信頼性の検定を行った。股関節角度の再現性については ICC (1, 1) が 5 条件全てにおいて 0.90 以上であり、これは Landis と Koch の判定基準に基づく「Almost Perfect」であり高い信頼性を有していた。そのため、測定されたデータは十分に信用に足るものといえる。

ITB の起始となる大腿筋膜張筋の緊張をみるテストとして Ober 法やその変法が知られておりその信頼性も高い (Ober 1935、Gajdosik たち 2003、Reese 2003、Ferber たち 2010)。この方法では股関節を他動的に内転させることで ITB の緊張の増加を測定するものであり、股関節内外転により ITB の緊張が変化することが報告されている。測定に際して ITB の緊張の増減を除外するために、本研究では側臥位で測定脚を測定者が支えることで股関節内外転角度を一定とした。また、他動的に規定の股関節屈曲・伸展角度まで動かした後に保持することで、自動運動時に起こる筋の収縮に伴う ITB の緊張の変化を除外した。Noble (1978) の研究では ITB が LFE を圧迫する際の膝関節屈曲角度は 30° としており、これが股関節屈曲 0° で行われていたとすると、本研究の結果である 29.4° に近い値となっている。これらのことから、本研究の

測定信頼性は高いものと考えられる。

B. 結果の考察と近似式

ITBS 発症の際に炎症を引き起こすのは ITB の中でも大腿筋膜張筋を由来とする後方線維である (Jelsing たち 2013)。ITB は遠位の膝関節周囲では約 37mm から 50mm の幅を持つ組織で、膝関節屈曲に伴う移動の際には後方線維が LFE を乗り越えている (Orhcard たち 1996、Wang たち 2006、Wang たち 2008、Jelsing たち 2013)。股関節の他動的な屈曲に伴い、股関節の前方に付着している大腿筋膜張筋及び大腿筋膜張筋由来の ITB の後方線維は弛緩する。ITB は膝関節伸展位では LFE の前方に位置しており、そこから膝関節屈曲に伴う ITB の緊張の増加によって矢状面上を後方に移動する (Evans 1979、Fairclough たち 2000)。本研究では股関節屈曲角度が大きいほど圧迫が生じる際の膝関節屈曲角度が増加することになったが、それは股関節屈曲によって ITB が弛緩している分、LFE を乗り越えるまでにより大きな ITB の緊張が必要となったと考えられる。そのため、図 2-4 でみられるように、股関節屈曲角度の大きい条件ほど、ITB が LFE を圧迫する際の膝関節屈曲角度が増加した。

さらに、図 2-4 にみられるように ITB が LFE を圧迫する際の股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度の推移は直線関係に近くなった。近似式による推定値と実測値との誤差は 5 条件ですべて 0.8° 未満であり、実測値の標準偏差よりも小さい値となっている。そのため、求められた近似式から今回測定していない股関節屈曲角度においても ITB が LFE を圧迫する際の膝関節角度を推測することは信用に足ると考えられる。

膝関節伸展位では ITB は LFE の前方に位置している。膝関節の屈曲に伴い ITB の緊張が増大し、矢状面上を前方から後方に移動する (Fairclough たち 2006、Jelsing たち 2013)。本研究の結果から ITB が LFE を乗り越える際の股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度の推移が算出された。この推移結果により、股関節と膝関節の角度から ITB が LFE の前方に位置しているか、後方に位置しているかを明らかにすることができる (図 2-5)。図 2-5 の赤い線は本研究の結果を基に算出された近似式である。線上では ITB は LFE の上に位置しており、右下の青色の範囲では ITB は LFE の前方に、左上の黄色の範囲では ITB は LFE の後方に位置している。

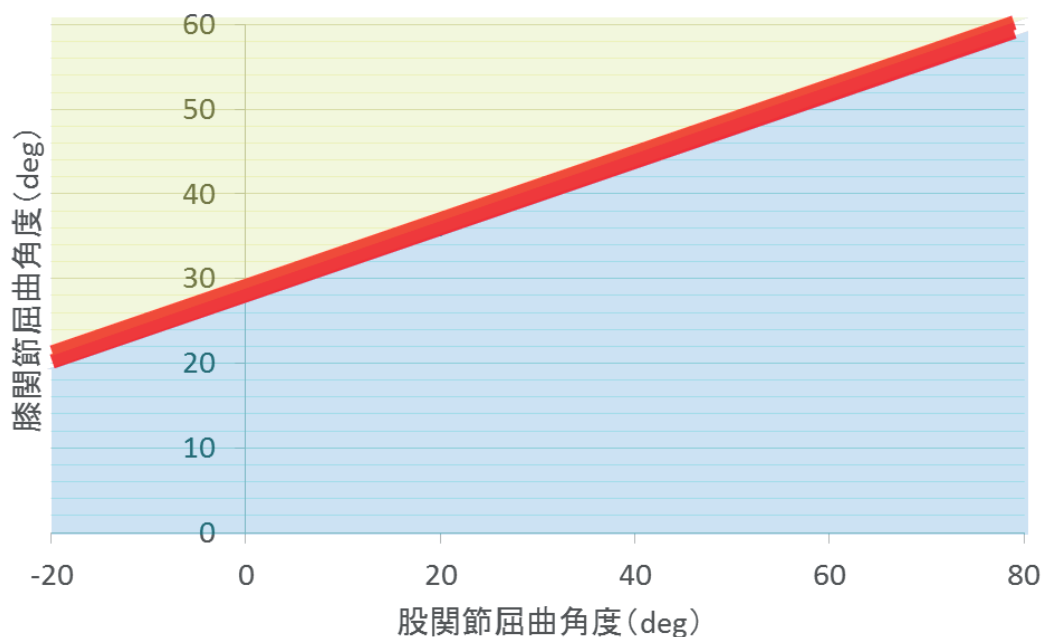


図 2-5. 股関節と膝関節角度から推察した腸脛靱帯と大腿骨外側上顆の位置関係

赤い直線は腸脛靱帯が大腿骨外側上顆を圧迫する際の股関節角度と膝関節角度の推移の近似式を表す ($y = 0.39x + 28.6$)。直線の左上 (黄色の範囲) では腸脛靱帯は大腿骨外側上顆よりも後方に位置しており、直線の右下 (青色の範囲) では腸脛靱帯は大腿骨外側上顆よりも前方に位置している。

C. 研究の意義と今後の展望

これまで ITB が LFE を圧迫する際の膝関節屈曲角度は約 30° であるとされており (Noble 1979)、股関節角度については考慮されてこなかった。ランニングやサイクリング動作中に膝関節屈曲 30° で ITB と LFE との間で圧迫が生じてその局面で疼痛も生じていると考えられてきた (Orchard たち 1996、Farrell たち 2003、Hamil たち 2008)。しかしながら、本研究の結果から圧迫が生じる際の膝関節屈曲角度は必ずしも 30° ではないことがわかった。股関節伸展 10° と股関節屈曲 60° で圧迫が生じる際の膝関節角度を比べると約 28° も差があった。図 2-6 にランニングの接地期における膝関節角度の推移を示した。Orchard たち (1996) は接地期初期に膝関節屈曲 30° に近くなるため、灰色の部分で ITB が LFE を圧迫していると推察している。しかしながら、本研究では圧迫が生じる際の膝関節角度は約 24° から約 52° まで増加したため、股関節角度次第では図 2-6 の水色の部分で圧迫が生じている可能性がある。

図 2-7 には Farrell たち (2003) のサイクリング動作時の膝関節角度の推移を示した。膝関節屈曲約 30° の灰色の部分は Crank angle が 180° 付近でありペダルが最も下に位置する点である。Farrell たちはこの局面で ITB が LFE を圧迫しているとしているが、本研究の結果からは水色の部分である Crank angle が $90^{\circ} \sim 240^{\circ}$ の地点でも圧迫が生じる可能性が示される。

つまり、ランニングやサイクリングの動作中のどの局面で ITBS の発症に繋がる圧迫が生じているかは不明である。膝関節角度のみでなく、股関節屈曲角度にも着目することで実際に ITB がどの局面で LFE を圧迫しているかが明らか

になる。そこで、第3章ではランニング動作中の股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度から ITB と LFE との間に圧迫がいつ起こっているかを明らかにし、その際の ITB の緊張を測定する。

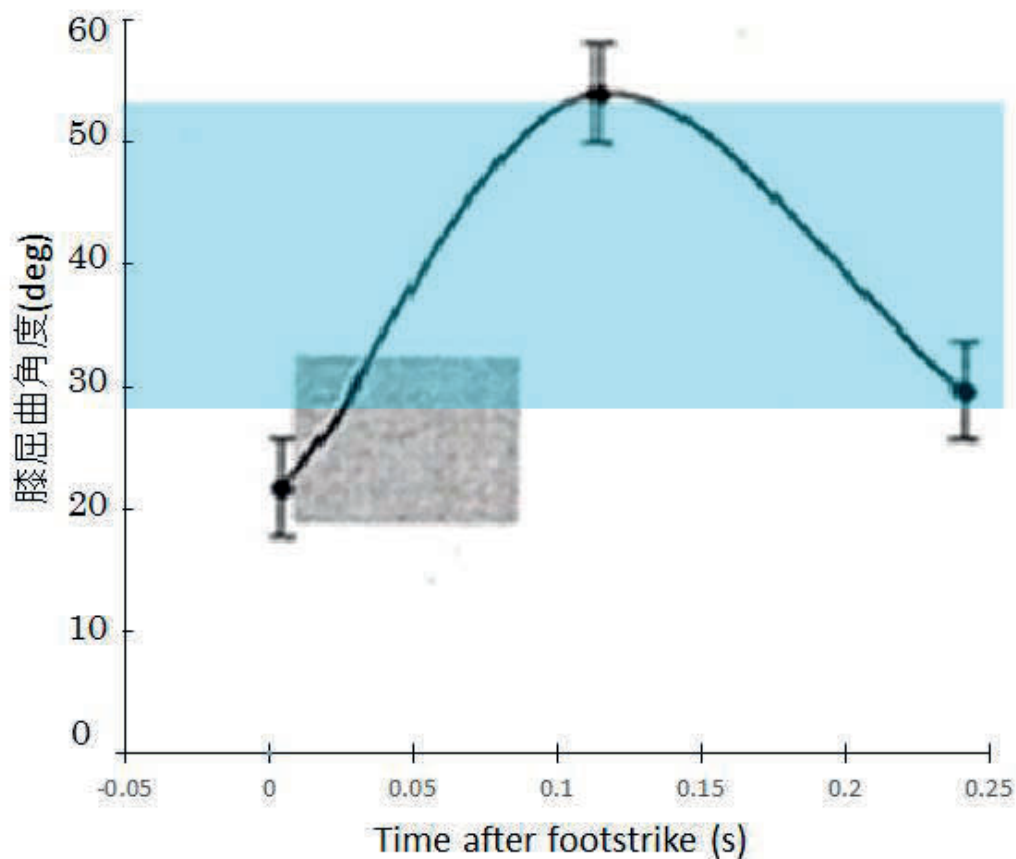


図 2-6. ランニング中の接地期における膝関節角度の推移と腸脛靭帯が大腿骨外側上顆を圧迫していると推察される局面（Orchard たち 1996 改変）

先行研究では接地期初期の膝関節屈曲 30° 未満の範囲（灰色および濃い青色の枠内）で腸脛靭帯が大腿骨外側上顆を圧迫するとされている。しかしながら、本研究の結果では股関節角度によってより大きい範囲（水色および濃い青色の枠内）で圧迫が生じる可能性があることが示された。

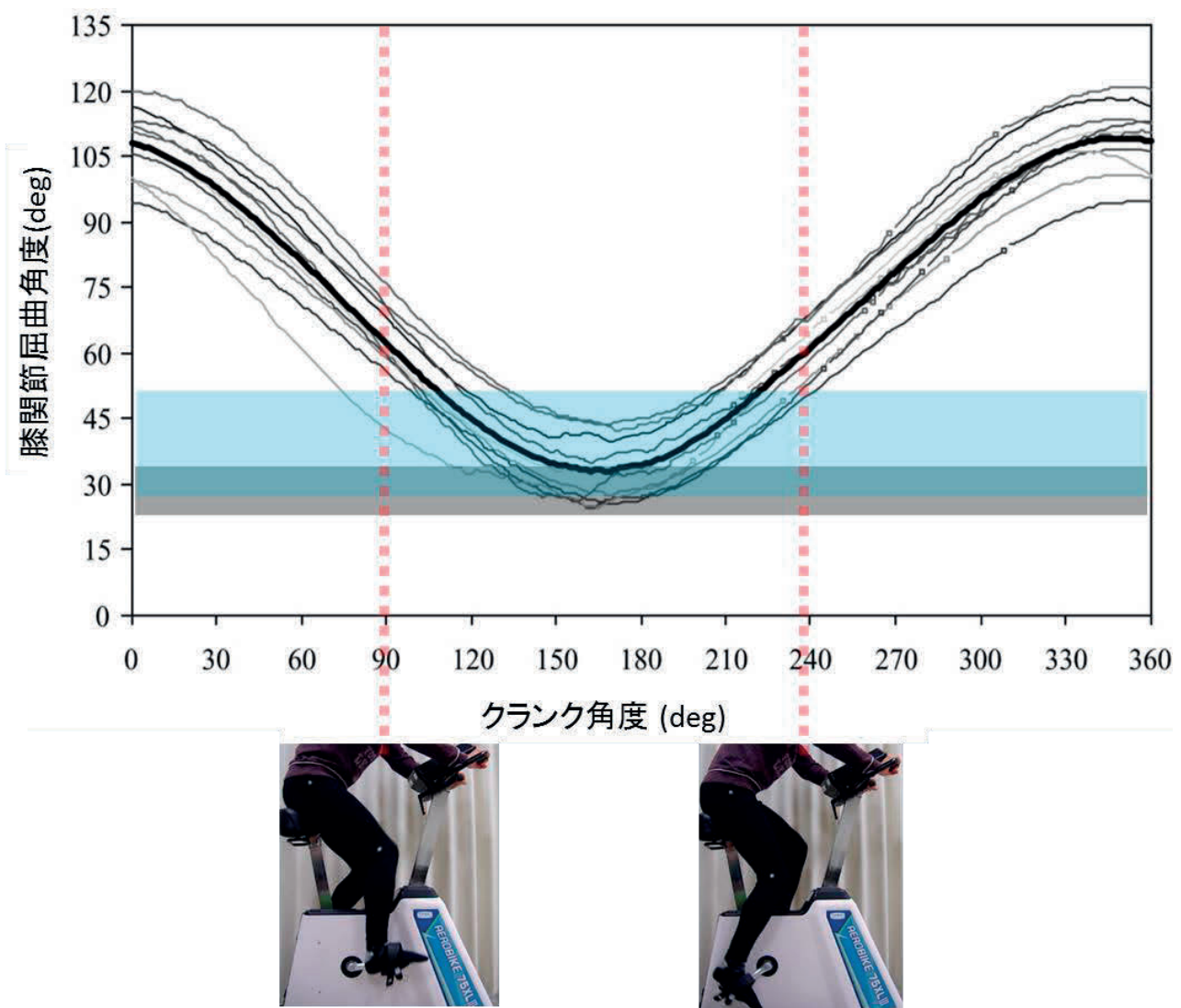


図 2-7. サイクリング動作時の膝関節角度の推移と腸脛靭帯が大腿骨外側上顆を圧迫していると推察される局面（Farrell たち 2003 改変）

先行研究ではペダルが最も下にある時に膝関節屈曲角度が 30° に近くなるため、腸脛靭帯が大腿骨外側上顆を圧迫しているとしている（灰色および濃い青色の枠内）。しかしながら、本研究の結果では股関節角度によってより大きい範囲（水色および濃い青色の枠内）で圧迫が生じている可能性を示した。

第5節 小括

側臥位にて股関節屈曲角度を変化させた条件で ITB が LFE を圧迫する際の膝関節角度を測定した。その結果、以下のことが明らかになった。

- ① 股関節屈曲角度が大きくなるほど ITB が LFE を圧迫する際の膝関節屈曲角度は大きくなった。
- ② その際の股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度はグラフ上で直線関係を有していた。
- ③ ある股関節屈曲角度における圧迫が生じる際の膝関節角度が推察できることが示唆された。

次に、ITBS の発症メカニズムを解明するために、ITB と LFE の間に圧迫が生じる局面はランニング中どの局面で起こっているかを明らかにする必要がある。

第3章：ランニング動作時に腸脛靱帯に圧迫が生じる局面 とその際の緊張

第1節 目的

ITBS の発症は約半数が中・長距離、ジョギングといった走るスポーツにおいて報告されている (Orava 1978、Holmes たち 1993)。また、ランニング障害全体の内、ITBS は 5～15%を占めるといわれている (Taunton たち 2002、Pinshaw たち 1984)。ランニング動作は足部が床面に接地している立脚期と足部が床面から離れている遊脚期に分けられ、これらの動作を繰り返し行う運動である。ランニング動作においては ITB と LFE の間に圧迫が何度も生じることになる。

第2章で示した結果から、股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度を基に運動中に ITB が LFE の前方に位置しているのか後方に位置しているのかを推察することが可能になった (図 3-1)。そのため、ランニング中の股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度を図 3-1 に当てはめることで、ITB と LFE の矢状面上の位置関係が明らかになる。つまり、ランニング中のどの局面で ITB が LFE 上に位置して圧迫が生じているかを推察することが可能になった。また、これまでランニング中に ITB の緊張を測定することは困難とされてきたが、近年身体モデルを用いて ITB の緊張を算出する方法が確立された (Miller たち 2007, Hamil たち 2008)。ITB の緊張を測定することでランニング時の各局面において ITB に加わる負荷の大きさを比較することができる。

本研究ではランニング時にどの局面で圧迫が生じ、どの程度の緊張が発生し

ているかを明確にすることで、ITBS がどのようにして発症するのかを説明する一助とすることを目的とする。

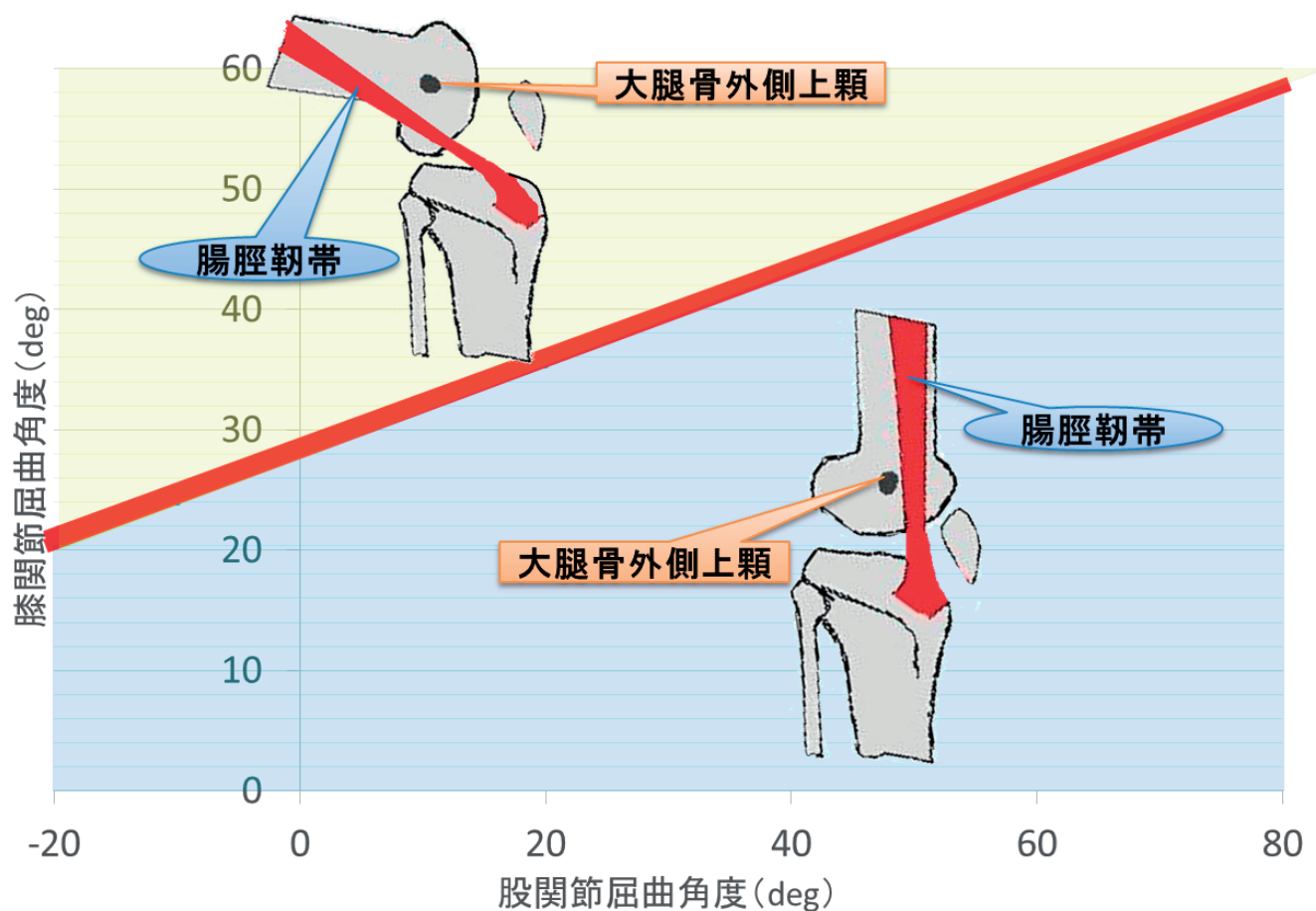


図 3-1. 股関節と膝関節から推察した腸脛靭帯と大腿骨外側上顆の位置関係

第 2 章の結果を赤い直線で示す。直線よりも左上に位置する股関節・膝関節角度では腸脛靭帯は大腿骨外側上顆の後方に位置しており、直線よりも右下に位置する股関節・膝関節角度では腸脛靭帯は大腿骨外側上顆の前方に位置している。

第2節 方法

A. 対象

対象は下肢に整形外科的疾患を有さない大学陸上競技長距離男子選手 8 名 16 脚とした。年齢（平均±SD）は 20.8 ± 1.5 歳、身長は 166.6 ± 3.0 cm、体重は 53.4 ± 1.1 kg であった。対象には紙面にて研究目的を説明し、本研究の目的と内容を十分に説明した後に、研究同意書に署名をうけ測定を実施した。

B. ランニング条件

ランニングはオールウェザートラック上にて実施した。対象は 20m の助走距離をとり、一定の速度（14.4km/h）でのランニングを行った。速度の規定には 1 秒に 1 拍の音が鳴るように設定したメトロノームを使用し、スタートから 5 秒後に 20m 地点に到達するように指示をした。全ての対象でランニングシューズは Adeiprene+（adidas 社）を使用した。ランニング動作は 6 台のハイスピードカメラ（EXILIM EX-ZR1600 Casio 社）を用いて 120fps で撮影した（図 3-2）。

C. 三次元動作解析

対象の身体に合計 44 点のマーカを貼付した（頭頂、仙骨、両側の耳珠、肩峰、腸骨稜、上前腸骨棘、大腿前面、大転子、大腿外側、大腿内側、大腿骨外側上顆、大腿骨内側上顆、脛骨近位、脛骨遠位、下腿後面、踵骨、踵の外側、外果、内果、第一中足骨頭、第五中足骨頭、足背部、足尖）。側方から確認できるマーカを図 3-3 に示した。

マーカの座標は三次元動作解析システム（ToMoCo-VM、東総システム社）を用いて算出し、ランニング時の股関節屈曲角度、股関節内転角度、股関節外旋角度、膝関節屈曲角度を求めた。仙骨に付着したマーカが前方へ移動する速度をランニング速度として計算した。

分析区間は測定側の足部が床面に接地した瞬間から、次に同側の足部が床面に接地するまでとした。各対象で 3 回ずつ測定を行い、その平均値を用いた。

D. 身体モデルの作成

SIMM ソフト（MusculoGraphics 社）は Delp らによって開発された様々な解析やシミュレーションが行えるソフトであり（Delp たち 1990）、OpenSim はそれを基に作成された簡易版のフリーソフトである。筋骨格構造を持ったモデルの構築とそれを用いた動力学計算が可能になる。SIMM ソフトにおける筋骨格モデルは骨ファイル、関節ファイル、筋ファイルによって構成されており、それぞれの情報は多く検体解剖データから構築されている。検体を解剖す

ることで筋が骨に付着している起始と停止の位置を正確にデータ化すると共に、筋の走行もかなり精密に表現しており、他の骨格や筋による干渉でその走行が曲がることも計算されている（長谷 2010）。また、OpenSim を使用した動作中の各筋肉の動きと筋電図での解析結果は類似する（家城と伊藤 2014）とされており、その筋電図データと同様の信頼性が確認できる。

三次元動作解析システムで算出したマーカーの三次元座標と各関節角度のデータを基に OpenSim 3.2（MusculoGraphics 社）を用いて各対象におけるランニング時の身体モデルを作成した。身体モデルは Foch によって 2011 年に作成された IT Band Model を使用した。このモデルは ITB の緊張を測定するために開発されたモデルでランニングといったスポーツ動作にも対応できるようになっている。モデル上ではシミュレーションから構成される ITB の長さが算出される。本研究では ITB の緊張（ITB Strain）をこの身体モデルから算出した。ITB strain は先行研究をに従い「ある瞬間の ITB の長さと安静立位時長の差を安静立位時長で除したもの」とした（Miller たち 2007、Hamil たち 2008）（図 3-4）。

$$\text{ITB Strain (t)(\%)} = \frac{\text{ITB Length}(t) - \text{ITB Length}_{(\text{stand})}}{\text{ITB Length}_{(\text{stand})}} \times 100$$

(t) : 任意の時間

(stand) : 安静立位時

E. 統計処理

各対象におけるランニング時の股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度の推移と、第2章で示した ITB が LFE を乗り越える際の股関節・膝関節角度のグラフ上の交点、(つまり ITB と LFE の間に圧迫が生じたと推察される点) の ITB Strain を求めた。分析区間でこの交点は4点存在した。足部接地前の膝伸展時の乗り越え (Before Foot Contact : BFC)、足部接地後の膝屈曲時 (After Foot Contact : AFC)、爪先離地前の膝伸展時 (Before Toe Off : BTO)、爪先離地後の膝屈曲時 (After Toe Off : ATO) であった。4つの局面それぞれの ITB Strain を対応のある t 検定にて比較し、5%未満を有意水準として統計処理を実施した。多重性を考慮して4局面それぞれの比較のために Bonferonni 法を用いて有意水準の調整を行った ($p=0.05 / 6 = 0.0083$)。

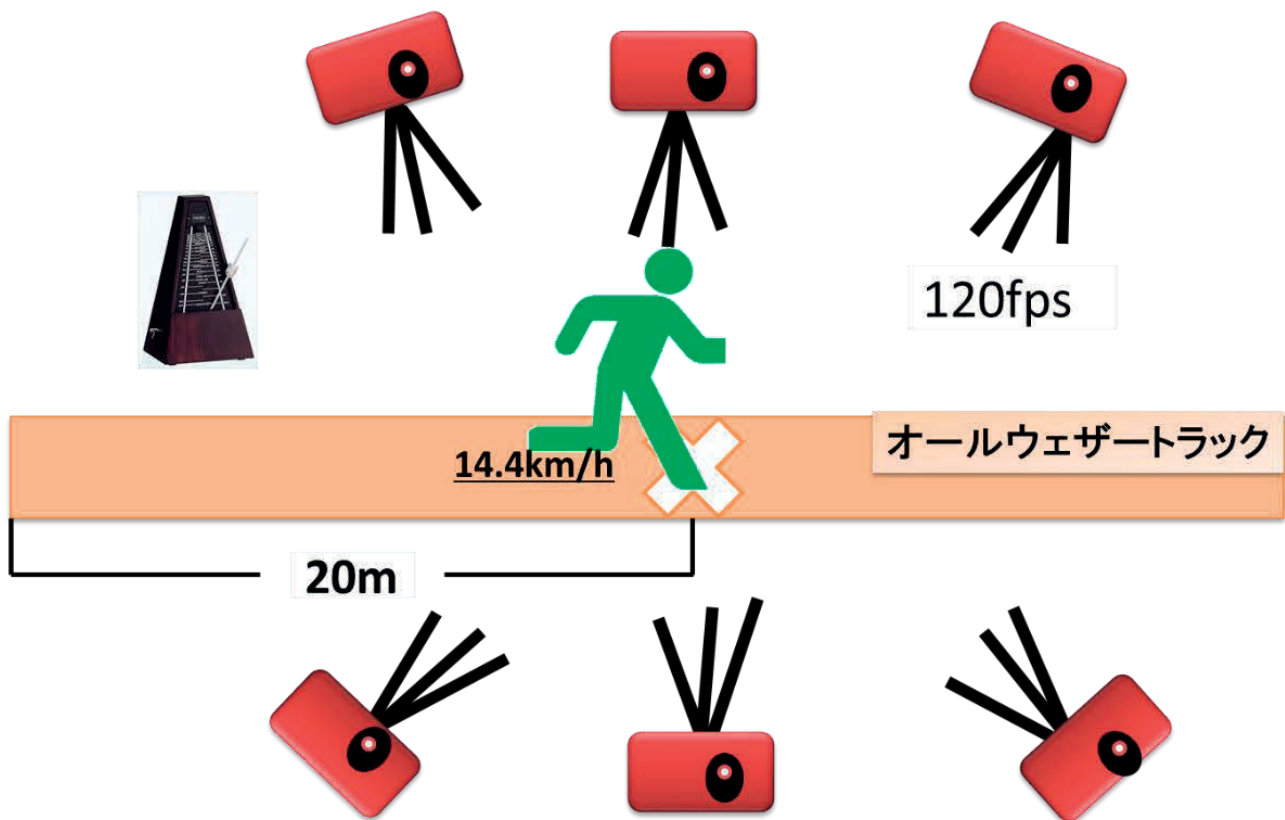


図 3-2. ハイスピードカメラでのランニング動作の撮影状況

6 台のハイスピードカメラで撮影した。



図 3-3. 側方にある測定時のマーカーと動作解析時に対応したマーカー位置
側方から確認できる 12 点のマーカーとそれに対応する動作解析上の位置が
示されている。図中で視認できない膝関節内側上顆なども含め両側で合計 44
点にマーカーを貼付している。

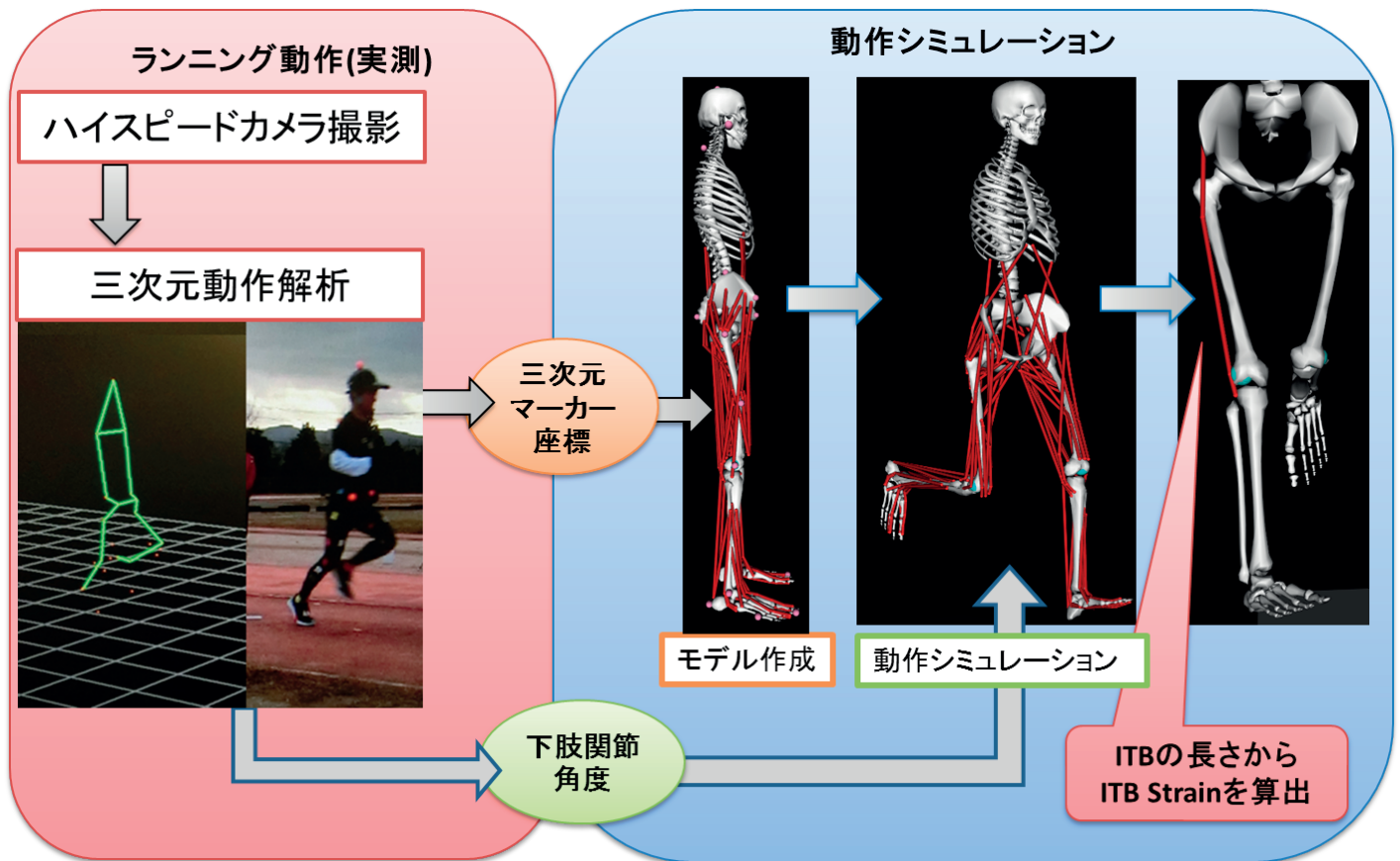


図 3-4. ランニング動作の撮影から ITB Strain の算出までの流れ

ランニング動作をハイスピードカメラで撮影し、三次元動作解析ソフトを用いてマーカースの三次元座標と下肢関節角度を算出する。マーカース座標から身体モデルを作成し、関節角度よりランニング動作のシミュレーションを行う。SIMMソフト上で腸脛靱帯の長さを計算し、ITB Strain を算出する。

第3節 結果

A. ランニング中に圧迫が生じる際の股関節と膝関節

図 3-5 にある対象におけるランニング動作中の股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度の推移の一例を示した。図 3-5 の中に示されている赤の直線は第 2 章の結果から算出した ITB が LFE を圧迫する際の股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度の近似式である。ランニング動作の 1 周期中に股関節・膝関節角度の推移と直線の交点は 4 点確認された。すなわち、ランニング 1 周期の中で 4 回、ITB と LFE の間に圧迫が生じていると推察された。また全ての対象において、4 点での圧迫が確認された。

B. 圧迫が生じる 4 局面の腸脛靱帯の緊張

図 3-6 にランニング時に乗り越えが生じた局面における ITB Strain を示した。BFC 局面では $-3.2 \pm 1.2\%$ 、AFC 局面では $0.08 \pm 1.2\%$ 、BTO 局面では $2.1 \pm 1.2\%$ 、ATO 局面では $3.4 \pm 1.1\%$ であった（表 3-1）。4 局面はそれぞれ ATO、BTO、AFC、BFC の順に有意に ITB の緊張が高かった（ $p < 0.0083$ ）。

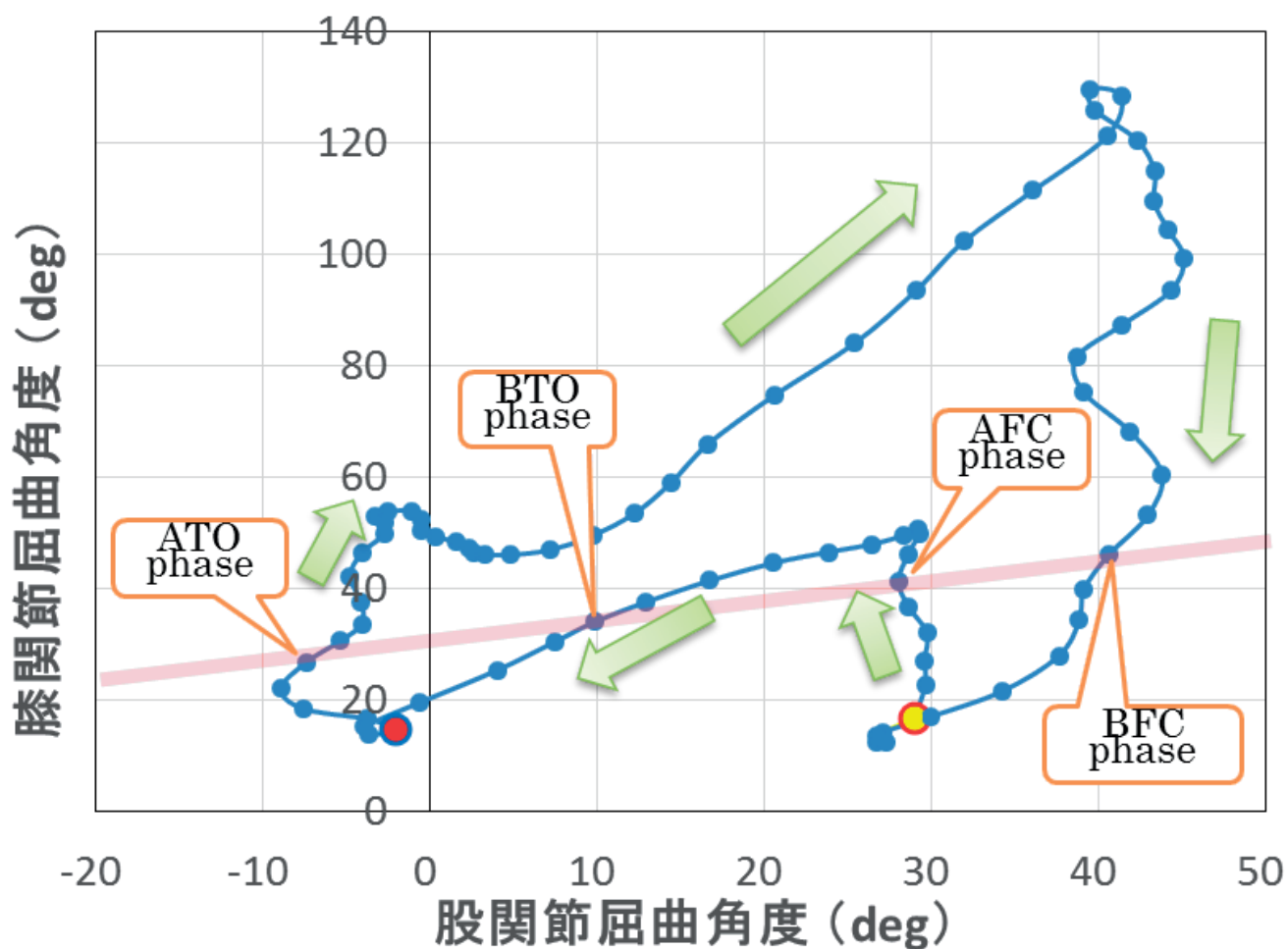


図 3-5. ランニング 1 周期中の股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度の推移

接地時と黄色い点、離地時を赤い点で示した。第 2 章で求められた腸脛靭帯が大腿骨外側上顆を圧迫する際の股関節・膝関節角度の推移を赤い直線で表した。ランニング動作中の股関節・膝関節角度の推移と 4 点で交わっていた。

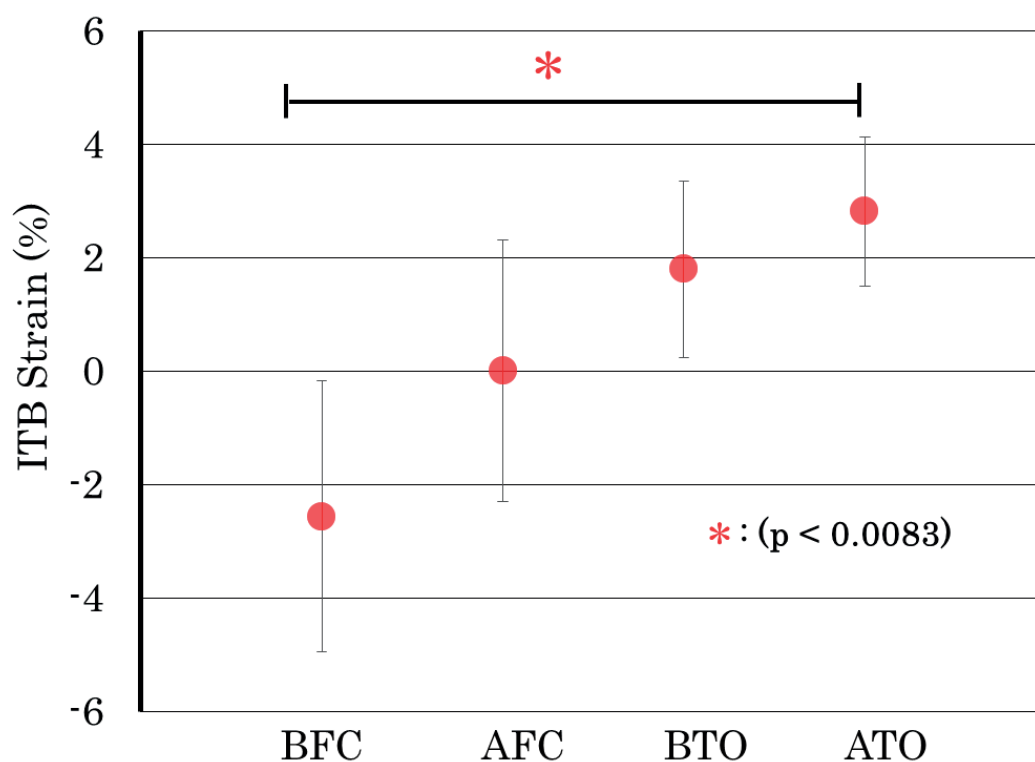


図 3-6. 腸脛靱帯に圧迫が生じた 4 局面における腸脛靱帯の緊張

離地後局面（ATO）、離地前局面（BTO）、接地後局面（AFC）、接地前局面（BFC）の順に有意に ITB Strain が高くなった（ $p < 0.0083$ ）。

表 3-1. 腸脛靱帯に圧迫が生じた 4 局面の腸脛靱帯の緊張と偏差

離地後、離地前、接地後、接地前の順に有意に ITB Strain が高くなった（ $p < 0.0083$ ）。

	接地前	接地後	離地前	離地後
ITB Strain(%)	-2.56	0.01	1.80	2.82
標準偏差	2.39	2.32	1.56	1.32

第4節 考察

A. 腸脛靱帯に圧迫が生じる 4 局面

Jelsing たち（2013）の超音波画像診断装置を用いた報告によると、膝関節の屈曲に伴い ITB は矢状面上を後方に移動して LFE を乗り越える。ランニング中は膝関節のみでなく股関節も連動しているため、ランニング中に ITB がどこに位置しており、どの局面で LFE を乗り越えるかは明らかにされていなかった。本研究では第 2 章の結果をもとにランニング動作中にどの局面で ITB が LFE 上に位置しているかを検討した結果、1 周期中に 4 回出現することを示した。

図 3-7 に ITB が LFE 上に位置する局面におけるランニングフォームを示した。BFC の局面では股関節が伸展しながら膝関節も伸展しており、ITB は LFE の後方から前方に移動する。AFC の局面では股関節角度は変わらないが膝関節は大きく屈曲して ITB は LFE の前方から後方に移動する。BTO の局面では股関節が急激に伸展して膝関節は徐々に伸展していき ITB は LFE の後方から前方に移動する。ATO の局面では股関節は伸展位で変わらないが膝関節が大きく屈曲して ITB は LFE の前方から後方に移動する。

B. 腸脛靱帯の緊張と研究の意義

ITB の緊張が増加すると LFE との圧迫が大きくなり、ITBS の発症リスクを増大させる。ITB は筋膜様組織であり自ら収縮しない。そのため、他動的に伸

張されることで張力が増大する受動的な組織である。立位では股関節を内転し ITB が伸長された肢位でその硬度が増大する (Tateuchi たち 2015)。よって、動作中の ITB の長さの変化はその緊張の変化を示している (Miller たち 2007、Hamil たち 2008)。本研究この理論に基づいて先行研究と同様に SIMM モデルを使用して動作中の ITB Strain を算出した。

ITB は股関節と膝関節を跨いでいるため二関節の影響を受け、その緊張が増減する。今回、身体モデルはランニング中の股関節屈曲伸展角度・内外転角度・内外旋角度、膝関節屈曲伸展角度を基に作成し、ITB Strain を算出した。その結果、ITB の緊張は接地前、接地後、離地前、離地後と時系列の進行とともに大きくなった。これは接地期前後よりも離地期前後の方が ITB が LFE を圧迫する力が強いことを示している。これまで ITBS では接地期初期に ITB へ負荷が加わり疼痛が生じているとされてきた (Orchard 1996)。しかしながら、本研究の結果より接地初期よりも離地前後の方が ITB の緊張が大きくより大きな負荷が生じていることが示唆された。

理学療法リハビリテーションにおいて、ストレッチング、温熱療法、超音波療法などが ITBS に対する有効な治療とされており、これらは ITB の緊張を減少させる目的で行われる (Fredericson たち 2000、Labsack 1990)。ITBS を発症している対象では大腿筋膜張筋や大殿筋といった ITB の起始となっている筋の短縮がみられ (林 2008)、安静時にも高い緊張を有する (Noble 1980)。ランニング中も ITBS の症状を持つ対象では健常者よりも高い ITB の緊張を有している (Hamil たち 2008)。このように ITB の緊張の高さは ITBS の発症リスクを増大させている。これまでランニングフォームの変化によってランニング中の ITB の緊張が増減することは報告されている (Meardon たち 2013)。しかしながら、本研究のようにランニング中のどの局面で ITB が LFE

を乗り越えており、ITB と LFE の間に圧迫が生じているかを論じたものは渉
獵の限りは存在しない。今後、ランニング中の ITB と LFE の間に圧迫が加わ
る局面の ITB の緊張をランニング条件を変化させながら測定することで、
ITBS の発症機序をさらに解明していくことを今後の課題とする。

C. 研究の限界と展望

本研究の限界をあげる。第 1 に実際にランニング中の ITB の緊張や移動を測
定できないことである。ITB の緊張や移動は超音波画像診断装置を用いて計測
する方法があるが (Tateuchi たち 2015、Umehara たち 2015)、測定にはプ
ルーフを当てたままにする必要があり運動時には活用できない。そのため、身
体モデルから算出する方法が多くなされており、本研究もその方法に準じた。
この身体モデルは多くの検体を基に作成されており、信頼性は非常に高いこと
が報告されている (Delp たち 1990)。第 2 に健常者を対象としている後ろ向
き研究という点である。研究デザインから ITBS を発症しているランナーある
いは ITBS のリスクファクターを有しているランナーにおいて、本研究の結果
のように足部離地期前後で ITB の緊張が増加しているかは不明である。しかし
ながら、ITBS を有さない健常者の動きを測定したことで、発症メカニズムを
知るための指標としては十分有益なデータであると考ええる。今後は ITBS を発
症しているランナーを対象とすることや、前向き研究として追跡調査を実施す
ることにより詳細な ITBS の発症機序を解明する必要がある。



図 3-7. ランニング中に ITB が LFE を乗り越える 4 局面での姿勢

接地前局面（BFC）では股関節屈曲位・膝関節屈曲位であり、腸脛靭帯は大腿骨外側上顆の前方から後方に移動している。接地後局面（AFC）では股関節軽度屈曲位・膝関節軽度屈曲位であり、腸脛靭帯は大腿骨外側上顆の後方から前方に移動している。離地前局面（BTO）では股関節軽度屈曲位・膝関節屈曲位であり、腸脛靭帯は大腿骨外側上顆の前方から後方に移動している。離地後局面（ATO）では股関節伸展位・膝関節軽度屈曲位であり、腸脛靭帯は大腿骨外側上顆の後方から前方に移動している。

第5節 小括

ITBS はランニング時に発症しやすいスポーツ障害である。ランニング動作から身体モデルを作成し、ランニング時の下肢関節角度と ITB の緊張の大きさを測定した。

- ① ランニング時には 1 周期中に 4 回 ITB と LFE の間に圧迫が生じていた。
- ② ITB の緊張は離地後局面、離地前局面、接地後局面、接地前局面の順に有意に高かった。
- ③ ITB の高い緊張は ITBS に繋がるため、これまで言われてきた接地後の局面よりも離地期前後の局面の方が ITBS の発症に関与していることが示唆された。

第 3 章ではランニング条件を規定した上で ITB が LFE を圧迫する際の ITB の緊張を計算した。しかしながら、ランニング条件を変更した際に ITB の緊張がどのように増減するかは不明である。

第4章：ランニング速度の違いが腸脛靭帯に圧迫が生じる際の緊張に与える影響

第1節 目的

ITBS 発症には内的要因と外的要因があげられる (Renne 1975)。内的要因としては年齢 (Orava1978、Pinshaw たち 1984)、性別 (Taunrton たち 2002、Messier たち 1995)、および ITB の緊張の大きさ (Lavine 2010、Hamil たち 2007) などがあげられる。外的要因としてはトレーニング量、サーフェイス (床面)、速度、およびコースなどがあげられる (Pinshaw たち 1984)。不整地な道路でのランニングは ITBS の発症数を多くする (Messier と Pittala 1988)。また、急激なトレーニング量の増加は ITBS 発症のリスクになる (Orava 1978) とされてきた。走行距離が増加すれば、ITB が LFE を圧迫する回数が増加するため ITB に加わる負荷の量も増大することになる。

近年、身体モデルを用いた ITB Strain の測定方法が確立されたことにより、ランニング中の緊張が計測できるようになった (Hamil たち 2007、Miller たち 2008)。ランニングにおける ITB の緊張の数値化により、ランニングフォームやランニング条件を変化させた際にどの程度 ITB に加わる負荷が増加したかを観察できるようになった。Meardon たち (2013) は普通に走った場合に加えて、それよりも歩隔を 5%以上広くした条件と 5%以上狭くした条件でランニング中の ITB の緊張を比較した。その結果、歩隔を狭くすると股関節内転位となり、ITB が伸張されたランニングフォームとなるため、緊張が

高く ITBS の発症リスクが高いことが示唆された（図 4-1）。

しかしながら、ランニング条件に着目した研究は渉猟の限り実施されていない。外的要因である速度、コース、サーフェイスなどは ITBS の発症に関与する要因であるとされているが、これらの報告は発生率からみた後ろ向き研究である（Orava1978、Pinshaw たち 1984）。Noble（1980）は下り坂でのランニングは下肢に加わる衝撃が強いため、ITBS 発症リスクが大きいとしており、同様にランニング速度が速い方が下肢への衝撃が大きいため発症リスクが高いと推察した。Pinshaw たち（1984）は ITBS を発症したランナーは 90% 以上がゆっくりとした速度でランニングをしていたと報告している。これらの報告にみられるランニング速度が ITBS の発症率を増減させるという科学的な根拠は存在していないため、推論の域を出るものではない。

第 3 章ではランニング中のどの局面で ITB に圧迫が生じて、ITBS の発症リスクが高くなるかを測定した。しかしながら、この実験はランニング速度、コースやサーフェイスが規定された条件のもとで測定を実施したものであった。そこで、第 4 章では異なる 2 種類のランニング速度における ITB の緊張を測定する。ランニング速度が速い条件と遅い条件のどちらが ITB の緊張が大きいかを明らかにすることで ITBS 発症機序を解明する一助とすることを目的とした。

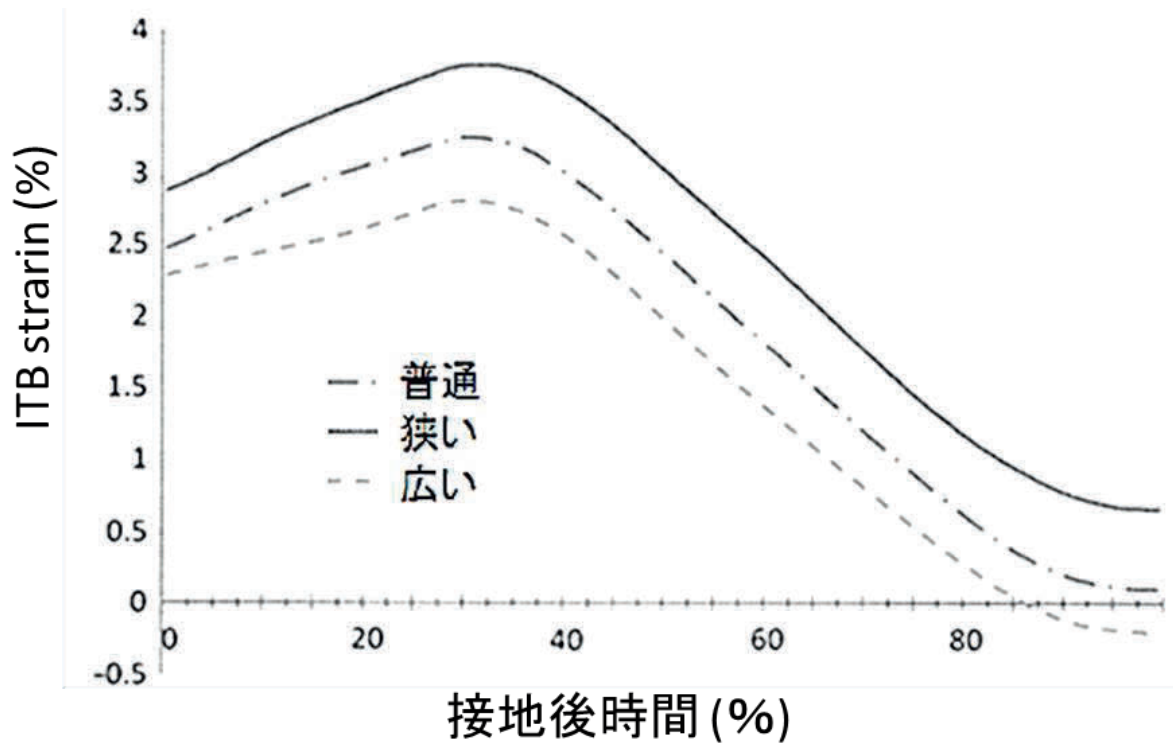


図 4-1. ランニング時の歩隔を変化させた際の腸脛靱帯の緊張（Meardon たち 2013 の報告から）

歩隔を変化させた際の接地期の腸脛靱帯の緊張を測定した。接地全体を通して歩隔が狭い条件、歩隔が普通の条件、歩隔が広い条件の順に腸脛靱帯の緊張が大きくなった。

第2節 方法

A. 対象

対象は下肢に整形外科的疾患を有さない大学陸上競技長距離男子選手 6 名 12 脚とした。年齢（平均±SD）は 20.6 ± 1.8 歳、身長は $168.6 \pm 4.1\text{cm}$ 、体重は $54.4 \pm 2.2\text{kg}$ であった。対象には紙面にて研究目的を説明し、本研究の目的と内容を十分に説明した後に、研究同意書に署名をうけ測定を実施した。

B. ランニング条件

20m の助走距離をとり、低速（ 14.4km/h ）と高速（ 18.0km/h ）の 2 種類の速さでオールウェザートラック上を走った。低速条件と高速条件は対象ごとにランダムに試行した。速度の規定にはメトロノームを使用し、4 秒あるいは 5 秒で 20m 地点に到達するように指示をした。全ての対象でランニングシューズは Adeiprene+（addidas 社）を使用した。ランニング動作は 6 台のハイスピードカメラ（EXILIM EX-FC160S Casio 社）を用いて 120fps で撮影した（図 4-2）。

C. 三次元動作解析

対象の身体に合計 44 点のマーカーを貼付した（頭頂、仙骨、両側の耳珠、肩峰、腸骨稜、上前腸骨棘、大腿前面、大転子、大腿外側、大腿内側、大腿骨

外側上顆、大腿骨内側上顆、脛骨近位、脛骨遠位、下腿後面、踵骨、踵の外側、外果、内果、第一中足骨頭、第五中足骨頭、足背部、足尖)。

マーカの座標は三次元動作解析システム (ToMoCo-VM、東総システム社) を用いて算出し、ランニング時の股関節屈曲角度、股関節内転角度、股関節外旋角度、膝関節屈曲角度を求めた。

分析区間は測定側の足部接地から測定側の足部離地までとした。各試行で足部接地から離地までを相対時間 (% Time) で標準化した。各対象で 3 回ずつ測定を行い、その平均値を解析に用いた。

D. 身体モデルの作成

Open Sim 3.2 (MusculoGraphics 社) を用いてランニング時の身体モデルを作成した。モデルは Foch たち (2013) の IT Band Model を使用した。モデルではシミュレーションから構成される ITB の長さが算出される。この長さから立脚期中の ITB の緊張 (ITB Strain) を算出した。ITB strain は先行研究を基に「ある瞬間の ITB の長さと安静立位時長の差を安静立位時長で除したもの」とした (Miller たち 2007、Hamil たち 2008)。

$$\text{ITB Strain (t)(\%)} = \frac{\text{ITB Length}(t) - \text{ITB Length}_{(\text{stand})}}{\text{ITB Length}_{(\text{stand})}} \times 100$$

(t) : 任意の時間

(stand) : 安静立位時

E. 統計処理

2つの速度条件間で、ランニング時の股関節屈曲角度、股関節内転角度、股関節外旋角度、膝関節屈曲角度、ITB Strain をそれぞれ一元配置分散分析にて比較した。各対象におけるランニング時の股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度の推移と、安静時に測定した ITB が LFE を乗り越える際の股関節・膝関節角度のグラフ上の交点（つまり ITB と LFE の間に圧迫が生じたと推察される点）における ITB Strain を求めた。分析区間の中で推察される瞬間である接地後の膝屈曲時と離地前の膝伸展時それぞれの局面における ITB Strain を各対象で算出し、高速条件と低速条件の2群間の比較には対応のある t 検定を用いた。さらに、接地後乗り越え時と離地前乗り越え時の ITB Strain を、高速・低速の両条件の比較には対応のある t 検定を用いた。いずれの統計処理においても 5%未満を有意水準とした。

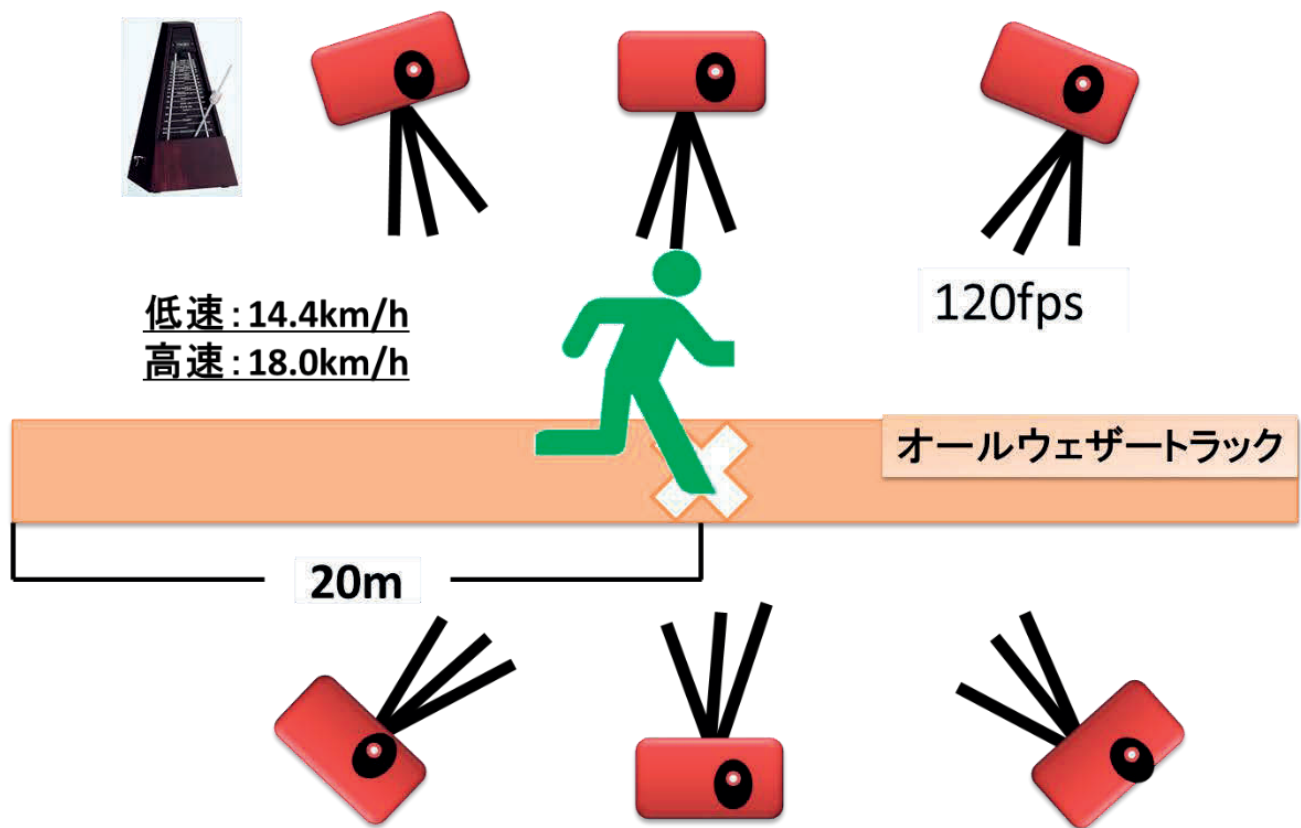


図 4-2. 2つの速度条件でのランニング動作の撮影状況

2つの速度条件でのランニングを6台のハイスピードカメラで撮影した。

第3節 結果

A. 接地期の腸脛靱帯の緊張

図 4-3 に 2 つの速度条件におけるランニング中の ITB Strain を示した。ITB Strain は接地後 29%から 37%の範囲で有意に高速条件が大きく、接地後 58%から 75%の範囲では有意に低速条件が大きかった ($p<0.05$)。

B. 下肢関節角度の比較

図 4-4 に高速条件、低速条件それぞれにおける足部接地中の股関節屈曲伸展角度、内外旋角度、内外転角度、膝関節屈曲伸展角度の推移を表した。股関節屈曲伸展角度、股関節内外転角度、膝関節屈曲角度は速度条件間で有意な差はみられなかった。股関節外旋角度は接地後 0%から 44%の範囲で低速条件の方が高速条件よりも大きくなった ($p<0.05$)。

C. 圧迫が生じる際の腸脛靱帯の緊張

図 4-3 では高速・低速条件それぞれにおける接地期全体の ITB Strain の推移を示した。第 4 章の分析区間である接地期では接地後と離地前の 2 局面において ITB が LFE を乗り越えて圧迫が生じていることが確認できた。各対象における足部接地から圧迫が生じる 2 局面が出現するまでの時間とその際の ITB Strain を求めた。

表 4-1 に 2 つの速度条件における圧迫が生じた時間とその際の ITB Strain とを示した。接地後の局面では高速条件で $22.5 \pm 11.3\%$ の時間、低速では $26.1 \pm 6.0\%$ の時間で、離地前の局面では高速条件で $75.2 \pm 11.7\%$ の時間、低速条件で $71.6 \pm 12.3\%$ の時間でそれぞれ圧迫が生じていた。接地後、離地後のどちらの局面でも圧迫が生じるまでの時間に速度条件間での差はみられなかった。

離地前の局面で低速条件の方が高速条件よりも ITB Strain が大きかった ($p < 0.05$)。低速・高速の両条件において接地後の局面よりも離地前の局面の方が ITB Strain が大きかった ($p < 0.01$)。

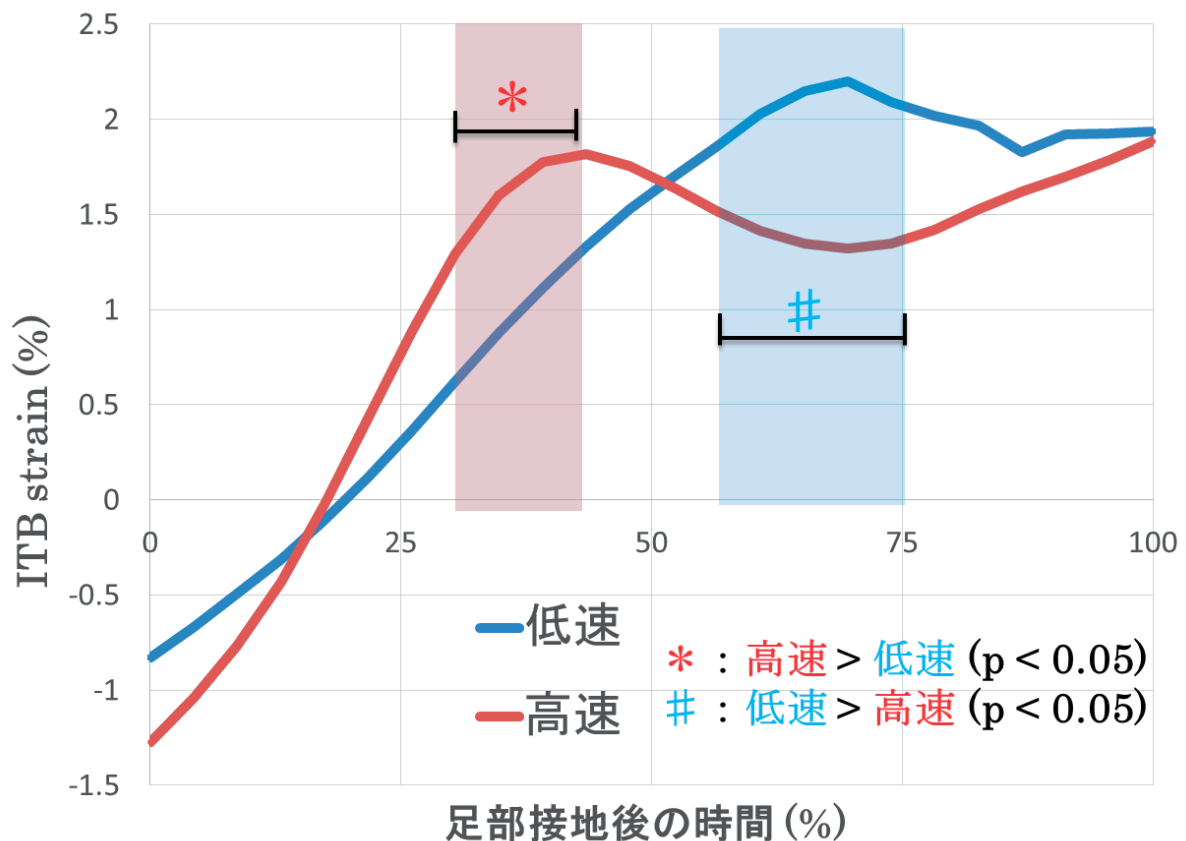


図 4-3. 2 つのランニング速度における ITB の緊張の推移

接地期における腸脛靭帯の緊張は接地後 29%から 37%の範囲で有意に高速条件が大きく、接地後 58%から 75%の範囲では有意に低速条件が大きかった ($p < 0.05$)。

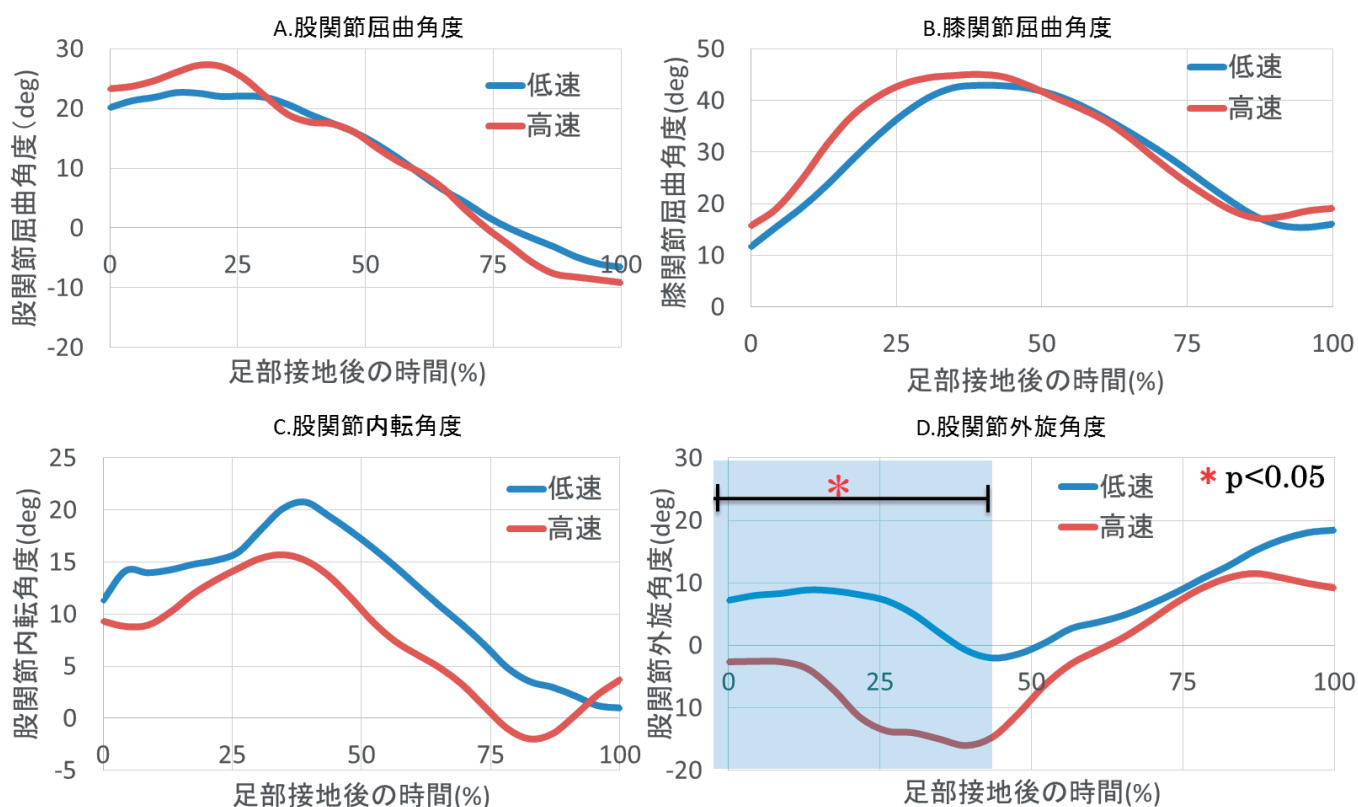


図 4-4. 2つの速度条件における接地期の下肢関節角度

A. 股関節屈曲角度：有意な差はみられなかった。B. 膝関節屈曲角度：有意な差はみられなかった。C. 股関節内転角度：有意な差はみられなかった。D. 股関節外旋角度：接地後 0%から 44%の範囲で低速条件の方が高速条件よりも大きくなった ($p < 0.05$)。

表 4-1. 足部接地から圧迫が生じる局面のまでの時間と ITB の緊張

離地前の局面で低速条件の方が ITB Strain が大きかった ($p < 0.05$)。低速条件、高速条件ともに接地後の局面よりも離地前の局面の方が ITB Strain が大きかった ($p < 0.01$)。

		高速	低速	p 値
接地後	ITBstrain(%)	-0.07±1.65	0.61±1.16	0.21
	時間 (%)	22.5±11.3	26.1±6.0	0.09
離地前	ITBstrain(%)	1.44±0.61	2.22±1.10	0.04
	時間 (%)	75.2±11.7	71.6±12.3	0.48
ITB Strain の比較	p 値	< 0.01	< 0.01	

第4節 考察

A. 腸脛靱帯の緊張の大きさとランニング速度

ITB は筋膜様組織であり、収縮するものではないが、外力が加わることで受動的に伸張される。Tateuchi たち (2015) は立位にて骨盤の位置を変化させて ITB を伸張位にすると超音波画像上でその硬度が増加することを示した。

ITB は大腿外側に付着しており、機能上も伸張性が高い組織ではない。むしろ、伸張せずに外側方向への外力に抗することで股関節や膝関節の安定性を生み出している (Fredericson たち 2000)。実際に様々な方法でのストレッチングで伸張率を測定すると、ITB は安静時の 109.4～111.2%であった

(Fredericson たち 2002)。同様に様々な下肢関節角度での ITB の緊張を超音波画像から調べた研究 (Umehara たち 2015) では、安静時よりも最大 1.56 倍の緊張の増加が確認されており、関節角度によって 1.5 倍程度も緊張が増減することがわかる。

本研究では ITB の緊張の測定に ITB strain という指標を用いた。表 4-1 に示したように離地前の局面で圧迫が生じる際の ITB は低速条件で 2.22%、高速条件で 1.44%増加した。安静立位を基準としているため、低速条件では安静立位よりも 2.22%、ITB が伸張されたことを示している。条件間で比較すると低速条件は高速条件よりも約 1.54 倍伸張されて ITB の緊張が高かった。ITB は最も伸張された状態でも 10%程度しか伸びない組織であるため (Fredericson たち 2002)、圧迫が起こる際に高速条件の 1.44%に比べ、低速条件で 2.22%の値が得られたことは緊張が高いことは大きな差を示すことになる。

B. 研究の意義

長距離のレースではなるべく速いペースで走り、短い時間でゴールすることが求められている。しかしながら、長距離走の練習となるべく長い時間をかけて走り続けるジョギングや、決められた距離を一定のペースで走ることが求められる。そこで、練習ではその目的によりランニング速度が異なる。

本研究では低速条件では 14.4km/h、高速条件では 18.0km/h の速度と規定した。それぞれ 1km を 4 分、3 分 20 秒で走る速度である。今回の対象において低速条件は普段の練習で走っている速度であり、高速条件は 5000m～10000m のレースで走る速度である。つまり、本研究の低速条件は練習の走速度、高速条件はレースでの走速度と見なすことができる。本研究の結果から ITB が LFE を圧迫する局面の ITB の緊張は低速条件の方が大きかった。そのため、練習で設定されるような速度でのランニングは練習効果は高いものの、ITBS の発症リスクが大きいという結果となった。

ITBS は発症してから 2～6 週での練習復帰が望ましいとされている（大西 2002）。障害からの復帰直後はすぐに専門練習に入るのではなく、ゆっくりとしたジョギングなどの基礎練習から行うのが一般的である。また、ITBS を発症したランナーは安静時、ランニング時ともに ITB の緊張が高いことが報告されている（Miller 2007, Noble 1980）。ITB の緊張が高いという特徴を有しているランナーが練習に復帰した際に低速からランニングを開始することは ITB に加わる負荷をより大きくする結果になる。

C. 研究の限界と展望

本研究ではランニング速度を変化させた際の ITB の緊張を比較した。本研究の限界として以下の点をあげる。第 1 に、ランニング条件の数が少ないことである。今回は練習とレースを想定して 2 種類の速度における ITB の緊張を測定した。ランニングの練習では今回の条件よりもさらに遅く走ることもあり、今後はランニングの速度の条件数を増やす必要がある。

第 2 に、健常者を対象に測定していることである。ITBS を発症しているランナーではランニング中の ITB の緊張が増加しており (Hamil たち 2008)、ランニング中の股関節内転角度が大きくなる (Noerhren たち 2007、Ferber たち 2010)。そのため、ITBS の発症者におけるランニング速度のリスクを考察するには前向き研究にて速度による違いを検討する必要がある。本研究の特徴として身体モデルを用いることでランニング中の ITB の緊張を測定していることがあげられる。それによって、ITBS 発症に及ぼすランニング速度の影響を評価する際の基準となる健常者のデータを算出することができた。そのことは健常者における ITBS の発症がどのようにして起こっているのかを解明することに繋がると考えられる。今後、ITBS を発症しているランナーにおけるランニングの測定も行うことで、より ITBS の発症機序を解明することができる。

今後の展望として、ITBS を有しているランナーを対象とすることと、床面や曲走路といったランニング条件を変化させることをあげる。

第 5 節 小括

ITBS は長時間のランニング時に発症しやすいため、その際のランニング条件は発症に大きく関与している。異なる 2 種類のランニング速度における ITB の緊張を算出した。

- ① ITB の緊張は接地直後に高速条件の方が高くなったが、離地前には低速条件の方が高くなった。
- ② ITB が LFE を圧迫する局面においては足部接地直後の局面では速度による差はみられなかったが、足部離地前の局面では低速条件の方が有意に大きな ITB の緊張を示した。
- ③ 足部離地前の局面では ITB の緊張が高い状態で圧迫が生じるため、低速でのランニングは高速でのランニングに比べ ITBS の発症リスクが高いことが示唆された。

第5章：総合考察

第1節 研究成果

A. 総合結果

本研究は第2章・第3章・第4章の3つの研究から構成されている。ランニング中における股関節と膝関節角度に着目し、ITBの緊張を測定することでITBSの発症に関与する要因を解明し、ITBS発症予防に繋げることを目的とした。ITBSの発症にあたってはITBのLFEに対する圧迫力とその圧迫が発生する回数が重要となる。圧迫力はITBの緊張が大きくなるに従い増加し、圧迫は膝関節の屈曲伸展に伴ってITBがLFEを乗り越える度に生じている。そのため、ITBの乗り越えが起きている局面でのITBの緊張が重要になってくるがITBに圧迫の生じる際の下肢関節角度が不明であった。

第2章ではITBが膝関節のみでなく股関節を跨いでいることおよび、弾発股にみられるように股関節の屈曲伸展に伴い矢状面上を前後に移動することに着目した。ITBがLFEを乗り越える際の膝関節角度について股関節屈曲角度を変化させながら測定した。股関節屈曲角度が増加するほどITBがLFEを乗り越えて圧迫が生じる際の膝関節角度が増加した。また、圧迫が生じる際の股関節角度と膝関節角度のグラフ上の近似値と測定における実測値との間の差は1°未満であり、近似式から圧迫が生じる際の下肢関節角度を推察できることが示唆された。

第 3 章ではランニング中のどの局面で ITB が LFE を圧迫しており、ITBS 発症に繋がっているかを明らかにした。ランニング中の下肢関節角度を測定し、第 2 章の結果より ITB が LFE を圧迫する局面を推察した。身体に貼付したマーカーから身体モデルを作成し、ランニング中の ITB の緊張を算出した。ランニング 1 周期中に ITB が LFE を圧迫する局面が 4 回存在した。離地後局面、離地前局面、接地後局面、接地前局面の順に ITB の緊張が強く、ITBS 発症リスクが高いことが判明した。

第 4 章では異なるランニング速度における ITB の緊張を測定した。第 3 章と同様に身体モデルを作成し、2 種類の速度でランニングの接地期における ITB の緊張を算出した。接地期の前半では高速条件が、接地期の後半では低速条件の方が ITB の緊張が高かった。また、圧迫が生じる際の ITB の緊張は接地後の局面では両条件間で差がなかったのに対して、離地前の局面では低速条件の方が大きかった。

B. 本研究のスポーツ現場への応用

ITBS はランニングに伴って生じるスポーツ障害であり、ランニングに関連した膝関節の障害の約 12% を占める (Tounton たち 2002)。スポーツ選手のみでなく、週に 41~80km 程度の走行量であるレクリエーションレベルのランナーにも発症が多い (Pinshaw たち 1984)。近年、マラソンやランニングブームによって市民ランナーの数が急増していることからその発症数の増加していることが考えられる。

ITBS は程度によって発症から 2~6 週間での練習再開が目安とされている

(Labsack たち 1990)。有効なリハビリテーションとしては ITB の緊張を減少させるためのストレッチング、温熱療法、超音波療法が推奨される

(Fredericson たち 2000、Fredericson たち 2002、Labsack 1990)。また運動中の ITB への負担を軽減させるために股関節周囲筋の筋力強化トレーニングも推奨される (Fredericson たち 2006)。

ITBS に関するバイオメカニクス研究が多くなされているが、接地期全体を測定区間としているものが多く、またその結果は研究により異なるため確かな見解は得られていない。第 3 章ではランニング中にどの局面で ITB の負荷が加わるかを明らかにした。それによって、ITBS が発症するにあたって従来から言われてきた膝関節屈曲 30° にあたる接地直後ではなく、離地前の局面の方が深く ITBS に関連していた。ITBS の発症に関しては離地期直前を着目する必要がある。

また、ITBS 発症後の練習復帰に関する研究はなされていない。第 4 章の結果からランニングが遅い方が ITBS の発症リスクが高いことが明らかになった。そのため、ITBS からの競技復帰初期には、疼痛に対して慎重になってゆっくりとした速度でランニングを開始するよりもむしろある程度、速い速度でのランニングの方が復帰には有効であることが示唆された。

ITBS は様々な競技レベルや年代のランナーに発症する慢性のスポーツ障害である (Pinshaw たち 1984、Tenforde たち 2011)。Messier たち (1995) は ITBS を有するランナーに対して大規模調査を行った。その結果、走行量の多いランナーの方が ITBS の発症数が多かった (Messier たち 1995)。走行量が多いと膝関節を屈曲伸展する回数が多くなり、ITB が LFE を圧迫する回数も多くなる。そのため、競技レベルの高いランナーでも圧迫の回数が多いことから発症に繋がると考えられる。また、ITBS を発症したものは競技歴が短い

ランナーが多いという報告がある (Messier たち 1995)。競技歴や競技レベルが低いと練習時のランニング速度はゆっくりとしたものになる。第 4 章の結果からもランニング速度が遅い方が ITB に加わる負荷が大きくなる。そのため、競技レベルの低いランナーはその練習条件から ITBS の発症が多くなる。ランニングに関連する慢性スポーツ障害としてシンスプリントや膝蓋腱炎などがあげられるが、これらの障害は練習強度が高いほど発症リスクも高くなる。一方、ITBS は練習強度の低いほど、発症リスクが高くなると言えるであろう。こういった事実が判明したことは今後、ITBS の発症を予防するにあたり有益な一助となる。

C. 本研究の独自性

本研究の独自性はランニング中の ITB の移動に際して股関節角度に着目したことである。これまで、ITBS は膝関節屈曲 30° で ITB が LFE を圧迫することで発症しているとされてきた (Noble 1979)。第 2 章では ITB が LFE を圧迫する際の膝関節角度は股関節屈曲角度によって変化することを明らかにした。

第 3 章・第 4 章では近年、計測方法が確立された身体モデルである SIMM ソフトを使用した方法を用いてランニング時の ITB の緊張を測定した。これまで動作中の ITB の緊張を測定した研究はなかったため、安静時の測定や動作中のモーメントから推察するしかなかった。第 3 章ではこの SIMM ソフトを使用してランニング中のどの局面で ITB が LFE を圧迫するかを示し、その時の ITB の緊張を算出した。第 2 章の結果を基に、股関節角度と膝関節角度から

ITB が LFE を圧迫する局面を求めた。ITBS の発症に関して、ITB が LFE を圧迫する際の ITB の緊張を測定したことと、その際に股関節屈曲角度が関連することを示したことは本研究の独自性を強く主張するものである。また、第 4 章ではランニング速度が遅い方が ITB の緊張が大きく ITBS の発症リスクが高いことが明らかになった。ランニング条件を変化させた際の ITB の緊張を計測した研究はこれまで渉猟の限りは存在せず、本研究独自の結果である。

D. 本研究の限界と今後の課題

第 2 章では側臥位にて触診によって ITB の移動を判断しながら、股関節角度を変化させ ITB が LFE を乗り越える際の膝関節角度を測定した。ITB の移動の判断は超音波画像診断や MRI といった画像を用いておらず、視覚でなく触知によって判断したため、測定の信頼性が問題となる。そこで本研究では測定の信頼性を高めるために、ITB の移動を ITBS の診断に使用される Compression Test という方法を用いた (Noble 1979)。この方法は簡便に ITBS の検査をする方法として知られており、基本的な触診の知識を有するものであれば可能な方法である。また、級内相関係数 ICC (1,1) を用いて計測したデータを解析することで測定の信頼性を確かめた。いずれの股関節屈曲角度条件においても、ICC は 0.90 以上であり測定の信頼性が高いことが実証された。しかし、この測定方法では実際のスポーツ動作中の ITB の位置を確認することができないことが課題となった。この課題は第 3 章以降で用いた方法により解消された。

第 3 章と第 4 章では身体モデルを作成して ITB の位置をシミュレーション

し、ランニング時の ITB の緊張を測定した。しかし、対象が健常者であったことが限界としてあげられる。ITBS を発症しているランナーでの測定は非常に有用であるが、あくまで ITBS の痛みを抱えているランニング動作になってしまふ。そのため、前向き研究として健常者を追跡調査することで将来的に ITBS を発症する対象の特徴をとらえることが必要となる。対象数を増やし、本研究で測定した対象も追跡することで今後、前向き研究として ITBS の発症リスクを解明する一助としたい。

今回の研究ではオールウェザートラックの直線上を規定の速度でランニングするという条件で測定した。Messier たち (1995) は床面がオールウェザートラックでの練習が多いランナーの ITBS 発症数が多いことを報告している。加えて、不整地な道路でのランニングは ITBS の発症数を多くする (Messier と Pittala 1988)。また、曲走路では内側の脚と外側の脚では動きが異なる。そのため、どちらかの脚の ITB に加わる負荷が大きいことが考えられる。このように実際の練習場面を想定すると、より様々なランニング条件のもとで測定する必要がある。今後も新たなランニング条件での測定を実施することでより詳細な ITBS 発症メカニズムを解明していくことを今後の展望とする。

第 2 節 総括

ITB は股関節角度によって矢状面上を移動することを証明し、これまでの研究結果とは別の視点から、ランニング中のどの局面で ITB に負荷が生じているかを解明することで ITBS の発症メカニズムを解明し、その予防に繋げることを目的とした。

本研究の結果から、以下のことが判明した。股関節屈曲角度が増加すると ITB が LFE を圧迫する際の膝関節屈曲角度が増加する。ランニング 1 周期中では 4 回 ITB が LFE を圧迫していることが確認でき、足部離地の前後で ITB の緊張が高かった。また、ランニング速度が遅いほど ITB が LFE を圧迫する際の ITB の緊張が高く、ITBS の発症リスクが高かった。

ITB が LFE を圧迫する力は ITB の緊張が高いほど強くなる。これまで ITBS に対して ITB の緊張に関する研究は多くなされてきたが、どの局面で圧迫が生じるかは論じられてこなかった。ITBS は ITB と LFE の間に存在する脂肪囊に対して圧迫ストレスが頻発することで発症する。つまり、ITB の緊張が高くても ITB が LFE を圧迫しなければ ITBS は発症しない。加えて、圧迫が生じる際にどの程度 ITB の緊張が大きいか問題となる。

本研究の結果から圧迫が生じる局面は股関節屈曲角度と膝関節屈曲角度によって決まる。つまり、ランニングフォームが変わることによって、ITB の圧迫が生じている局面が変化することになる。加えて、足部離地の前後で ITB の緊張が高まるため、この際の ITB の緊張を減少させることが ITBS の発症予防に繋がると考えられる。ITBS の発症にあたり、ランニング中のどの局面でどの程度 ITB に負荷が加わっているかを明らかにしたことで、ITBS の発症メカニ

ズムの一部が明らかになった。また、ランニング速度による ITBS 発症リスクの増減を報告できたことから ITBS 発症予防に繋がる見解を示唆できた。今後、も研究を進めることで ITBS の発症メカニズムの全貌を解明できるものと考えている。

【文献】

- 1) Allen JD (2014) Treatment of distal iliotibial band syndrome in a long distance runner with gait re-training emphasizing step rate manipulation. *Int J Sports Phys Ther* 9(2): 222-231
- 2) Beers A, Ryan M, Kasubuchi Z, Fraser S, Taunton J E (2008) Effects of multi-model physiotherapy, including hip abductor strengthening, in patients with iliotibial band friction syndrome. *Physiother Can* 60(2): 180-188
- 3) Chang KS, Cheng YH, Wu CH, Özçakar L (2015) Dynamic ultrasound imaging for the iliotibial band / snapping hip syndrome. *Am J Phys Med Rehabil* 94(6): e55-56
- 4) Choi YS, Lee SM, Song BY, Paik SH, Yoon YK (2002) Dynamic sonography of external snapping hip syndrome. *J Ultrasound Med* 21(7): 753-758
- 5) Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG (2007) OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng* 54(11): 1940-1950
- 6) Delp SL, Loan JP, Hoy FE, Zajac EL, Topp EL, Rosen JM (1990) An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans Biomed Eng* 37(8): 757-767
- 7) Delp SL and Loan JP (1995) Graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Comput Biol Med* 25(1): 21-34
- 8) Evans P (1979) The Postural function of the iliotibial tract. *Ann R Coll*

Surg Engl 61(4): 271-280

- 9) Fairclough J, Hayashi K, Toumi H, Lyons K, Bydder G, Phillips N, Best TM, Benjamin M (2006) The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: implications for understanding iliotibial band syndrome. *J Anat* 208(3): 309-316
- 10) Farrell KC, Reisinger KD, Tillman MD (2003) Force and repetition in cycling: possible implications for iliotibial band friction syndrome. *Knee* 10(1): 103-109
- 11) Felvey EC, Clark RA, Franklyn-Miller A, Bryant AL, Briggs C, McCrory PR (2009) Iliotibial band syndrome: an examination of the evidence behind a number of treatment options. *Scand J Med Sci Sports* 20(4): 580-587
- 12) Ferber R, Kendall KD, McElroy L (2010) Normative and critical criteria for iliotibial band and iliopsoas muscle flexibility. *Athl Train* 45(4): 344-348
- 13) Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, Dowdell BC, Oestreicher N, Sahmann SA (2000) Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sport Med* 10(3): 169-175
- 14) Fredericson M, Weir A (2006) Practical management of iliotibial band friction syndrome in runners. *Clin J Sports Med* 16(3): 261-268
- 15) Fredericson M, White JJ, MacMahon JM, Andriacchi TP (2002) Quantitative analysis of the relative effectiveness of 3 iliotibial band stretches. *Arch Phys Med Rehabil* 83(5): 589-592
- 16) Foch E and Milner CE (2013) Frontal plane running biomechanics in female runners with previous iliotibial band syndrome. *J Appl Biomech*

30(1): 58-65

- 17) Foch E and Milner CE (2014) The influence of iliotibial band syndrome history on running biomechanics examined via principal components analysis. *J Biomech* 47(1): 81-86
- 18) Foch E, Reinbolt JA, Zhang S, Fitzhugh EC, Miller CE (2015) Associations between iliotibial band injury status and running biomechanics in woman. *Gait posture* 41(1): 706-710
- 19) 福林徹, 金岡恒治, 蒲田和芳, 吉田昌弘, 鈴川仁人, 小林匠 (2015) 下肢のスポーツ疾患治療の科学的基礎: 筋・腱・骨・骨膜. *ナッブ* 67-74
- 20) Gajdosik RL, Snadler MM, Marr HL (2003) influence of knee positions and gender on the Ober test for length of the iliotibial band. *Clin Biomech* 18(1): 77-79
- 21) Gunter P, Schwellnus MP (2003) Local corticosteroid injection in iliotibial band friction syndrome in runners : a randomized controlled trial. *Br J Sports Med* 38(3): 269-272
- 22) Grau S, Krauss I, Maiwald C, Axmann D, Horstmann T, Best R (2011) Kinematic classification of iliotibial band syndrome in runners. *Scand J Med Sci Sports* 21(2): 184-189
- 23) Grau S, Maiwald C, Krauss I, Axmann D, Horstmann T (2008) The influence of matching populations on kinematic and kinetic variables in runners with iliotibial band syndrome. *Res Q Exerc Sport* 79(4): 450-457
- 24) Hamil J, Miller R, Noehren B, Davis I (2008) A prospective study of iliotibial band strain in runners. *CLIN Biomech* 23(8): 1018-1025
- 25) 長谷和徳 (2010) 筋力計算ソフトウェアの事例. *バイオメカニクス研究*

- 14(1): 37-44
- 26) 林優, 林典雄, 赤羽根良和, 笠井勉 (2006) 腸脛靭帯炎における臨床的特徴と運動療法成績について. 東海北陸理学療法学術大会誌 22(1):38
- 27) 林優 (2008) 腸脛靭帯炎 発症メカニズムとその予防・再発予防. 臨床スポーツ医学 25(1):256-260
- 28) Holmes JC, Pruitt AL, Whalen NJ (1993) Iliotibial band syndrome in cyclists. *Am J Sports Med* 21(3): 419-424
- 29) Hong JH, Kim JS (2013) Diagnosis of iliotibial band friction syndrome and ultrasound guided steroid injection. *Korean J Pain* 26(4): 387-391
- 30) 家城悠馬, 伊藤利明 (2014) OpenSim における RRA と CMC の検証 (最適化の基礎理論と応用). 数理解析研究所講究録 1879: 192-205
- 31) Jelsing EJ, Finnoff JT, Cheville AL, Levy BA, Smith J (2013) Sonographic evaluation of the iliotibial band at the lateral femoral epicondyle: does the iliotibial band move? *J Ultrasound Med* 32(7): 1199-1206
- 32) Kaplan EB (1958) Iliotibial tract ; clinical and morphological significance. *J Bone joint Surg Am* 40(4): 817-832
- 33) 葛西清徳 (1992) 過誤使用による腸脛靭帯摩擦症候群. 三病医誌 2: 88-93
- 34) 北風浩平, 山田哲, 日高正巳, 川口浩太郎 (2013) 腸脛靭帯組織硬度が外側広筋組織硬度ならびに下腿内旋可動域に及ぼす影響. 兵庫医療大学紀要 1(2): 35-42
- 35) Kwak SD, Ahmad CS, Gardner TR, Grelsamer RP, Henry JH, Blankevoort L, Ateshian GA, Mow VC (2000) Hamstrings and iliotibial band forces affect knee kinematics and contact pattern. *Orthop Res* 18(1): 101-108
- 36) Lebsack D, Gieck J, Saliba E (1990) Iliotibial band friction syndrome. *J*

- Athl Train 25(1): 356-361
- 37) Lacourpaille L, Hug F, Bouillard K, Hogrel JY, Nordez A (2012) Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiol Meas* 33(3): 19-28
- 38) Landis JR and Koch GC (1977) Measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 33(1): 159-174
- 39) Lavine R (2010) Iliotibial band friction syndrome. *Curr Rev Musculoskelet Med* 3(1-4): 18-22
- 40) Long SS, Surrey DE, Nazarian LN (2013) Sonography of greater trochanteric pain syndrome and the rarity of primary bursitis. *Am J Roentgenol* 201(5): 1083-1086
- 41) Louw M, Deary C (2014) The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners a systematic review of the literature. *Phys Ther Sport* 15(1): 64-75
- 42) Lucas CA (1992) Iliotibial band friction syndrome as exhibited in athletes. *J Athl Train* 27(3): 250-252
- 43) Martens M, Libbrecht P, Burssens A (1989) Surgical treatment of iliotibial band friction syndrome. *Am J Sports Med* 17(5): 651-654
- 44) 松本晋太郎, 赤羽根良和, 鵜飼建志, 林優, 林典雄, 笠井勉 (2007) 大転子部で発生した腸脛靭帯炎の一例. *愛知県理学療法士会誌* 19(1): 18-19
- 45) 増島篤, 土居通泰, 黒沢尚, 熊野潔, 万納寺穀智, 横江清司, 村瀬研一, 入江一憲, 大久保夫美子, 中嶋寛之 (1983) 腸脛靭帯について. *東日本スポーツ医学研究会会誌* 4: 184-187
- 46) McNicol K, Taunton JE, Clement DB (1981) Iliotibial tract friction

- syndrome in athletes. *Can J Appl Sport Sci* 6(2): 76-80
- 47) Michels F, Jambou S, Allard M, Bousquet V, Colombet P, de Lavigne C (2009) An arthroscopic technique to treat the iliotibial band syndrome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17(3): 233-236
- 48) Meardon SA, Campbell S, Derrick TR (2012) Step width alters iliotibial band strain during running. *Sports Biomech* 11(4): 464-472
- 49) Messier SP, Edwards DG, Martin DF, Lowery RB, Cannon DW, James MK, Curl WW, Read HM Jr, Hunter DM (1995) Etiology of iliotibial band friction syndrome in distance runners. *Med Sci Sports Exerc* 27(7): 951-960
- 50) Messier SP, Pittala KA (1988) Etiology factors associated with selected running injuries. *Med Sci Sports Exerc* 20(5): 501-505
- 51) Miller RH, Lowry JL, Meardon SA, Gillette JC (2007) Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome during an exhaustive run. *Gait Posture* 26(3): 407-413
- 52) 三浦健, 金高宏文 (1996) 腸脛靭帯炎に対する回復トレーニングの一例 : 自転車トレーニングの有効性について. *体育学研究* 41(1): 38-44
- 53) 三浦真弘, 影山幾男, 紀瑞成, 加藤征治 (2005) 腸脛靭帯の構成線維とその機能解剖学的意義について. *臨床解剖研究会記録* 9(1): 6-7
- 54) Noble CA (1979) The treatment of iliotibial band friction syndrome. *Br J Sports Med* 13(2): 51-54
- 55) Noble CA (1980) Iliotibial band friction syndrome in runners. *Am J Sports Med* 8(4): 232-234
- 56) Noehren B, Davis I, Hamil J (2007) ASB clinical biomechanics award

- winner 2006 prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. Clin Biomech 22(9): 951-956
- 57) Ober FR (1935) Back strain and sciatica. JAMA 104(1): 1580-1581
- 58) Orava S (1979) Iliotibial tract friction syndrome in athletes –an uncommon exertion syndrome on the lateral side of the knee. Br J Sports Med 12(2): 69-73
- 59) Orchard JW, Peter AF, Anna TA, Bruce RM (1996) Biomechanics of iliotibial band friction syndrome in runners. Am J of Sports Med 24(3): 375-379
- 60) Pinshaw R, Atlas V, Noakes TD (1984) The nature and response to therapy of 196 consecutive injuries seen at a runner's clinic. S Afr Med J 65(8): 291-298
- 61) Powers CM (2010) The influence of abnormal hip mechanics on knee injury; a biomechanical perspective. J Orthop Sports Phys Ther 40(2): 42-51
- 62) Renne JW (1975) Iliotibial band friction syndrome. J Bone Joint Surg Am 57(8): 1110-1111
- 63) Reese NB, Bandy WD (2003) Use of an inclinometer to measure flexibility of the iliotibial band using the Ober test and the modified Ober test :difference in magnitude and reliability of measurement. J Orthop Sports Phys Ther 33(6): 326-330
- 64) 桜庭景植 (2008) 腸脛靭帯炎 発症メカニズムとその予防・再発予防. 臨床スポーツ医学 25 臨時増刊号: 256-260
- 65) 笹川スポーツ財団 「ジョギング・ランニング人口」増加.

http://www.ssf.or.jp/press/pdf/121005_press_release.pdf, 2012.10.5

- 66)Schwellnus MP, Theunissen L, Noakes TD, Reinach SG (1991) Anti-inflammatory and combined anti-inflammatory / analgesic medication in the early management of iliotibial band friction syndrome. S Afr Med J 79(10): 602-606
- 67)Sutker AN, Barber FA, Jackson DW, Pagliano JW (1985) Iliotibial band syndrome in distance runners. Sports Med 2(6): 447-451
- 68)高梨晃, 烏野大, 塩田琴美, 藤原孝之, 小沼亮, 阿部康次, 小駒喜郎 (2008) 2種類の軟部組織硬度計における再現性,信頼性の検討. 理学療法科学 23(2): 297-300
- 69)高梨晃, 川田教平, 塩田琴美, 加藤宗規, 小沼亮, 野北好春, 松田雅弘, 宮島恵樹, 黒澤和生 (2011) 軟部組織硬度計を用いた弾性値評価. 理学療法科学 26(5): 667-671
- 70)Tateuchi H, Shiratori S, Ichihashi N (2015) The effect of angle and moment of the hip and knee joint on iliotibial band hardness. Gait Posture 41(2): 522-528
- 71)Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC (2002) A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. Br J Sports Med 36(2): 95-101
- 72)Tenforde AS, Sayres LC, McCurdy ML, Collado H, Sainani KL, Fredericson M (2011) Overuse injuries in high school runners: lifetime prevalence and prevention strategies. PM R 3(2): 125-131
- 73)Terry GC, Hughston JC, Norwood LA (1986) The anatomy of the iliopatellar band and iliotibial tract. Am J Sports Med 14(1): 39-45

- 74) 富山信次, 浦辺幸夫, 山中悠紀 (2011) 腸脛靱帯が大腿骨外側上顆を乗り越える際の股関節と膝関節角度の変化. *Athl Rehab* 8(1): 31-36
- 75) 富山信次, 浦辺幸夫, 前田慶明 (2012) 腸脛靱帯が大腿骨外側上顆を乗り越える際の膝関節角度と硬度の相関. *Athl Rehab* 9(1): 9-14
- 76) Umehara J, Ikezoe T, Nishishita S, Nakamura M, Umegaki H, Kobayashi T, Fujita K, Ichihashi N (2015) Effect of hip and knee position on tensor fasciae latae elongation during stretching: An ultrasonic shear wave elastography study. *CLIN Biomech* 30(10): 1-4
- 77) Wang HK, Ting FS, Lin KH, Wang TG (2008) Real-time morphologic changes of the iliotibial band during therapeutic stretching; an ultrasonographic study. *Man Ther* 13(4): 334-340
- 78) Wang TG, Jan MH, Lin KH, Wang HK (2006) Assessment of stretching of the iliotibial tract with Ober and modified Ober tests: an ultrasonographic study. *Arch Phys Med Rehabil* 87(10): 1407-1411

謝辞

稿を終わるにあたり、終始熱心なご指導、ご助言をいただきました広島大学総合科学部行動科学講座、磨井祥夫准教授に心から感謝の意を表しますとともに、厚く御礼申し上げます。また、実験データの測定や解析、解釈に関しまして、多くの有益なご示唆や助言をいただきました福岡大学スポーツ科学部、田村雄志助教、磨井研究室各位、さらには実験にご協力いただいた広島大学体育会陸上競技部の選手一同に心から御礼申し上げます。本当にありがとうございました。