

博 士 論 文

腸脛靭帯のストレインを増加させる因子の検討

： 腸脛靭帯炎の好発因子に着目して

令和元年度

筑波大学大学院人間総合科学研究科スポーツ医学専攻

金 多允

筑波大学

# 目次

<b>第1章 緒言</b>	<b>1</b>
<b>1-1 研究背景</b>	<b>1</b>
1-1-1 腸脛靭帯炎 (ILIOTIBIAL BAND SYNDROME、ITBS) とは	1
1-1-2 ITBS 発生のメカニズム	2
1-1-3 ITBS の発生とランニングバイオメカニクス	3
1-1-4 ITBS の好発因子	5
1-1-5 ITBS の評価とリハビリテーション	7
1-1-6 超音波 REAL-TIME TISSUE ELASTOGRAPHY	8
<b>1-2 本研究の目的</b>	<b>11</b>
1-2-1 本研究の課題	12
<b>第2章 研究課題1：内反膝の有無、性別がITBのストレインに及ぼす影響</b>	<b>13</b>
<b>2-1 緒言</b>	<b>13</b>
2-1-1 目的	13
<b>2-2 方法</b>	<b>14</b>
2-2-1 対象	14
2-2-2 実験手順	14
2-2-3 下肢の静的アライメントの評価	15
2-2-4 ITB の STRAIN RATIO 測定	17
2-2-5 統計処理	25
<b>2-3 結果</b>	<b>26</b>

2-3-1 対象者の身体特性	26
2-3-2 RTE 測定の検者内信頼性	27
2-3-3 ITB の STRAIN RATIO	28
2-3-4 下肢のアライメント	31
<b>2-4 考察</b>	<b>33</b>
<b>2-5 まとめ</b>	<b>36</b>

### 第3章 課題2： 女性レクリエーションランナーにおける ITB のストレインの増加

#### 要因の検討 37

---

<b>3-1 緒言</b>	<b>37</b>
3-1-1 目的	38
<b>3-2 方法</b>	<b>39</b>
3-2-1 対象	39
3-2-2 プロトコル	40
3-2-3 STRAIN RATIO の測定	40
3-2-4 筋力評価	41
3-2-5 下肢の静的アライメント	41
3-2-6 筋活動測定 (ELECTROMYOGRAPHY、EMG)	41
3-2-7 統計処理	42
<b>3-3 結果</b>	<b>43</b>
3-3-1 対象者の身体特定	43
3-3-2 ITB の STRAIN RATIO	44
3-3-3 筋力	46
3-3-4 下肢の静的アライメント	48

3-3-5 心拍数(%HRMAX)とランニングスピード	49
3-3-6 筋活動	50
3-4 考察	52
3-5 まとめ	54
<b>第4章 総合討論</b>	<b>55</b>
4-1 本研究の目的	55
4-2 本研究で得られた結果	57
4-2-1 研究課題1：内反膝の有無、性別がITBのストレインに及ぼす影響	57
4-2-2 研究課題2：女性レクリエーションランナーにおけるITBのストレインの増加	
要因の検討	58
4-3 総合考察	60
4-4 本研究の限界と今後の課題	61
<b>第5章 結論</b>	<b>64</b>

## 図表一覧

図 1-1	内反膝を呈するアライメント .....	6
図 1-2	RTE の原理.....	10
図 2-1	下肢の静的アライメントの評価 .....	16
図 2-2	超音波診断装置 (HI VISION PREIRUS、日立製作所).....	17
図 2-3	プローブと音響カプラー .....	18
図 2-4	音響カプラーの装着状態 .....	19
図 2-5	ITB の STRAIN RATIO の測定 .....	21
図 2-6	測定肢位 .....	22
図 2-7	ITB の RTE イメージ.....	24
図 2-8	ITB のストレイン .....	30
図 3-1	荷重時の ITB の STRAIN RATIO .....	45
図 3-2	ランニング中の筋活動の群間比較 .....	51
表 2-1	対象者の身体情報 .....	26
表 2-2	RTE 測定の検者内信頼性.....	27
表 2-3	ITB の STRAIN RATIO 測定値 .....	29
表 2-4	下肢の静的アライメント .....	32
表 3-1	対象者の身体情報 .....	43
表 3-2	ITB の STRAIN RATIO 測定値 .....	44
表 3-3	ランニング前後の筋力 .....	47
表 3-4	下肢の静的アライメント .....	48
表 3-5	ランニング中の%HRMAX とランニングスピード.....	49
表 3-6	ランニング中の筋活動 .....	51

## 関連論文

- 1) Da Yoon Kim, Shumpei Miyakawa, Takashi Fukuda, Masahiro Takemura: Sex differences in iliotibial band strain under different knee alignments. *PM&R* (in press)
  
- 2) Da Yoon Kim, Shumpei Miyakawa, Takashi Fukuda, Jang Soo Yook, Masahiro Takemura: Possible factors related to increased strain of the iliotibial band in recreational female runners. *J. Phys. Fitness Sports med.* (in press)

## 用語の定義と略語

本研究で用いる主な略語は以下の通りである

**ITB :**

**Iliotibial band** の略語である。日本では腸脛靭帯と呼ばれ、大臀筋・中臀筋・大腿筋膜張筋から繋がり、大腿外側上顆を介して脛骨の Gerdy 結節に付着するバンド状の総合組織である。

**ITBS :**

**Iliotibial band syndrome** の略語である。日本では腸脛靭帯炎と呼ばれ、ランナーズニーと呼ばれる膝の外側に痛みが発生するランニング関連障害である。

**ストレイン :**

物体に外力を加えた時に生じる、形や大きさの変化である。バイオメカニクスでは、相対的な伸長量を意味する。初期の長さに対する長さの変化量の比または、最終的な長さに対する長さの変化の比として計算することができる。

**Strain ratio (歪み比) :**

**Strain ratio** とは、超音波 **Real-time tissue elastography** を使用して算出された値である。硬度基準物質を用い、対象部位の歪み比を算出する方法である。本来は、基準物質に対する対象物質の歪み比を算出し、**Strain Ratio** の値が大きいほど対象物質が柔らかいことを示すが、本研究では、対象物質に対する基準物質の歪み比を算出している。したがって **Strain ratio** の値が大きいことは、**ITB** が硬いことを示す。

ITB のストレイン :

バイオメカニクス研究では、ランニング中の ITB の長さの変化を伴う ITB の張力の増加を意味する。ITB は腱の組織であるため、ITB のストレインが高いことは ITB に垂直応力（引っ張り力あるいは圧縮応力）が働き、ITB の張力が増加したことを意味する。

しかし、生体で ITB の緊張度を測定することはできないため、本研究では超音波で Strain Ratio を算出することによって ITB の硬度を測定し、緊張度を評価した。

MVIC :

Maximum voluntary isometric contraction の略語で、最大等尺性随意収縮である。筋肉の活動量を表現する際に基準となる筋電位を算出する。基準となる筋電位を測定するための筋発揮様式である。

%MVIC :

筋活動量を表す単位である。MVIC の筋電位に対する動作時の筋電位の割合を表す。



## 第1章 緒言

### 1-1 研究背景

#### 1-1-1 腸脛靭帯炎 (Iliotibial band syndrome、ITBS) とは

近年、ランニングを行う人が増えている (1998年: 6.9%; 2018年: 9.3%、笹川スポーツ財団「スポーツライフに関する調査報告書」から)<sup>1</sup>。その一方で、ランニングに関連する障害が発症するランナーも多い。膝のランニング障害は約 42.1%で一番高い割合を占め、ITBSは膝のランニング障害の中で2番目に高い発生率を示している<sup>2</sup>。

ITBSという診断名は1975年 Renneにより初めて報告された<sup>3</sup>。Renneは、軍隊のトレーニング中、海軍男性が歩行やランニング時、膝関節を30°~40°屈曲する際に膝の外側部の疼痛を訴えて、大腿骨外側上顆 (Lateral femoral epicondyle、LFE) の約3cm上の部分が局所的に硬くなっていることを報告した。

腸脛靭帯 (iliotibial band、ITB) は腸骨稜、大殿筋、中殿筋、大腿筋膜張筋に起始し、脛骨の Gerdy 結節に停止するバンド状の結合組織である<sup>3</sup>。ITBは、骨盤から下腿まで繋がっているため、歩行周期の立脚期に生じる股関節の外転と膝関節の内旋に対して安定性を保つことに寄与している<sup>4</sup>。また、ITBの遠位部では線維の一部が外側膝蓋支帯となり、膝蓋骨の動きや安定化にも関与している<sup>5</sup>。

このITBに痛みが発生することがITBSであり、ランニングなど膝関節の軽度屈曲を伴う動作時に生じる膝の外側の疼痛を主症状とするオーバーユース障害である<sup>6</sup>。ITBSの発生率は下肢の傷害の1.6%から12%を占めている<sup>2,7-9</sup>。その症状は2~6ヶ月持続することが多く、場合によっては2年が経っても疼痛が改善されないこともある<sup>10</sup>。

ITBSのスポーツ種目別発生率としては、中・長距離、ジョギング、サイクリングの順で高い<sup>7,11</sup>。また、ITBSの症状は、ランニングの時間や距離が増加することや<sup>12,13</sup>、下り坂を走る時<sup>6</sup>に悪化すると報告されている。

### 1-1-2 ITBS 発生のメカニズム

従来、ITBS の発生メカニズムとして「摩擦説」が有力な説であった。ランニングやサイクリングなど、反復する膝関節の屈伸で LFE と ITB との間に摩擦が起こることで ITB 組織又は ITB と LFE の間にある滑液包に炎症が生じた状態のことを、“Iliotibial band friction syndrome”と呼ぶようになった<sup>3,6,13,14</sup>。Orchard et al.<sup>13</sup>は、ランニング接地期に膝関節が 30°屈曲する時点を”Impingement zone”と呼び、この Impingement が起こる際に、大腿筋膜張筋に伸張性収縮が起き、ITB の張力が増加されることで、摩擦が強くなり ITBS が発生しやすくなることを示唆した。

しかし、屍体解剖や MRI 測定を利用した研究では、「摩擦説」を支持する結果は得られていない<sup>15,16,17</sup>。Fairclough et al.<sup>16</sup>は、膝関節の屈伸によって ITB が LFE の前後へ繰り返し移動する繰動きは見られないこと一方で、膝関節が屈曲すると ITB が大腿骨の方向に圧迫されることを MRI 画像で確認した。また、彼ら<sup>18</sup>は、ITB と LFE の間には滑液包は存在せず、触感と圧力の機械受容器であるパチニ小体を含んでいる脂肪組織が存在していることを報告した。Falvey et al.<sup>19</sup>の研究では、ITB は LFE に固定されていることや、ITB と LFE の間の脂肪組織の存在が確認された。ITBS の MRI 画像診断でも、ITB 組織には異常は見られず、ITB の下に存在する脂肪組織に異常シグナルが見られたと報告されている<sup>14,15</sup>。また、ITB と LFE の間に生じる圧迫力が脂肪組織を炎症させ、ITBS の発生要因になると示唆されている<sup>16</sup>。このことから、近年では ITBS は摩擦ではなく、ITB と LFE の間にある脂肪組織が圧迫され、炎症反応が生じることで痛みが発生するという「圧迫説」が提唱されている<sup>16,18</sup>。

この「圧迫説」から、ランニング中の ITB のストレインが増加することが ITBS を発症させる要因と考えられている。ITB のストレインが増加することは ITB が伸長され、ITB の張力が増加することを意味する。その結果、ITB と LFE の間の圧迫力が上昇し、

ITBS が発生すると考えられている<sup>18,20,21</sup>。ランニング中の ITB のストレインを検討した研究では、ITBS が発生した女性ランナーは受傷前のランニング着地時の ITB のストレインが高いことや<sup>21</sup>、ITBS を有するランナーはランニング着地時に ITB のストレインが健常ランナーより高値を示すことを報告している<sup>22</sup>。このように、ITB のストレインの増加と ITBS の発生の関連性は示されているが、現在行われている研究の多くはシミュレーションによって力学的に算出したストレインを用いて ITB の張力を推察した研究であり、生体のストレインを直接測定した研究は少ない。

近年、超音波診断装置が筋骨格系の硬度測定に使用されるようになってきた。Tateuchi et al. は、片脚立位時の骨盤や体幹の動きによる ITB の硬度を Shear-wave elastography を用いて測定した<sup>23</sup>。その結果、立脚側の反対側の骨盤を下制したり、体幹が傾いた際に ITB の硬度が最も高くなり、股関節内転角度も有意に大きかったことを報告した。しかし、ITBS の好発因子である性別や下肢のアライメントに着目した検討や、ランニングとの関連性の検討はされていない。

### 1-1-3 ITBS の発生とランニングバイオメカニクス

ランニング時の下肢のバイオメカニクスの異常が ITBS 発生につながるとの報告もある。Noehren et al. の前向き研究では ITBS が発生した女性ランナーはランニング立脚期の股関節内転角度と膝関節の内旋角度のピーク値が発生していないランナーに比べて高かったと報告した<sup>20</sup>。また、Ferber et al. は ITBS の既往がある女性ランナーはランニング着地時の股関節の内転角度や膝関節の内旋角度が健常ランナーより大きいと報告した<sup>24</sup>。Hamill et al.<sup>21</sup> の筋骨格モデリング・解析システム (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling, SIMM) を用いたランニング中の ITB のストレイン測定研究によると、ITBS が発生したランナーは発生しなかったランナーよりランニング中の ITB のストレインが高く、その時の股関節の内転角度や膝関節の内旋角度が大きい値であったと報告した。

これらの結果から、ランニング中の股関節・膝関節の過度な前額面や水平面での動きが ITB のストレインの増加させ、ITBS 発生に影響を与えた可能性が示唆されている。また、ITB のストレインはランニングの歩隔が狭くなると増加し、さらにその時の股関節内転角度と膝関節内旋角度は有意に大きかったという報告もある<sup>25</sup>。ITB は、股関節の外側から膝関節の外側に付くため、前額面・水平面での下肢の過度な動きは ITB のストレインを増加させる<sup>26</sup>。

ランニング中の股関節内転角度や膝関節の内旋角度の増加は、股関節外転筋力の低下に関係することが報告されている<sup>12</sup>。また、多くの研究で股関節外転筋力の低下と ITBS の関連性を示唆している<sup>12,20,27</sup>。Fredericson et al. は ITBS を有するランナーは股関節外転筋力が低下していると報告し<sup>12</sup>、股関節外転筋トレーニングにより、ITBS の症状が軽減したことを報告している<sup>5,12</sup>。さらに、ITBS を有する男性ランナーは股関節外旋筋力が低下していると報告されている<sup>28</sup>。しかし、ITBS と股関節筋力の低下は関連が見られなかったとの報告もあり<sup>29</sup>、股関節周囲筋の筋力低下と ITBS の発生には統一した見解が見られていない。

近年の研究では、筋活動にも着目されており、Baker et al. の研究では、ITBS を有するランナーはランニング中の大腿筋膜張筋 (Tensor fascia latae、TFL) の筋活動が健常なランナーより高いと報告した<sup>30</sup>。TFL は股関節外転時の中殿筋 (Gluteus medius、GMED) による共同筋の作用と、股関節を内旋する機能を有する<sup>31</sup>。GMED と大殿筋 (Gluteus maximus、GMAX) の筋力低下は、TFL の活動を増大させると言われている<sup>32</sup>。そのため、殿筋群の筋力低下や TFL の活動増加が股関節の内旋を増加させると考えられる<sup>32,33</sup>。

このことから、股関節周囲筋の筋力低下や筋活動の異常がランニング時の股関節のキネマティクスを変化させ、ITB に伸長ストレスを生じさせることが示唆されている<sup>20-22</sup>。その結果、ITB の張力が増加し、ITBS の発生に影響していると考えられる。

しかし、ITBS のリスクファクターと言われている内反膝に着目してランニングバイオメカニクスやITBのストレインの検討はされていないのが現状である。

#### 1-1-4 ITBS の好発因子

ITBS 発生は、ランニングの時間、速度、傾斜、地面といった外的因子や、下肢の静的アライメント不良、股関節周囲筋の筋力低下、動的アライメント、性別といった内的因子との関連が示唆されている<sup>2,11-13</sup>。アライメントとは、「骨の配列関係」を意味する言葉であり、アライメントの不良とスポーツ障害発生との関係は重要視されている<sup>34</sup>。

ITBS の発生と下肢の静的アライメントとの関係については、内反膝を呈することがITBS のリスクファクターになり得ると考えられている<sup>2,8</sup>。内反膝とは、両膝が外側に彎曲した状態である。山本は<sup>35</sup>、内反膝は膝の外側への張力が増加するため、ランニング動作のような膝関節の屈伸動作を繰り返して行くと、腸脛靭帯炎を起こしやすいと述べている。実際に Taunton et al. の調査では ITBS が発生したランナーの内、内反膝が33%、外反膝が15%<sup>2</sup>であり、McNicol et al. の調査では、55%が内反膝、8%が外反膝であったと報告されている<sup>8</sup>。また、増島の調査でも、55名のITBS症例の中、37名が内反膝であった<sup>36</sup>。内反膝は膝関節外側に伸長ストレス、内側には圧縮ストレスがかかりやすい状態である<sup>37</sup>。内反膝の測定には、両足部を揃えた立位状態で、大腿内側顆間距離を測る方法が広く用いられ、大腿内側顆間距離が2横指あるいは4cm以上の場合を内反膝と定義されている(図1-1)<sup>35,38</sup>。

また、ITBSは女性が男性より2倍近く高い発生率を示している<sup>2</sup>。女性ランナーはランニング時の股関節内転角度が男性より大きいことや<sup>39</sup>、ITBSを有する女性ランナーはランニングの立脚期に股関節の外旋角度がITBSを有する男性ランナーより大きいことなど<sup>40</sup>、ランニングバイオメカニクスの性差がその原因として挙げられている。

上記のとおり、内反膝と性別は ITBS の好発因子と挙げられているが、そのメカニズムは明らかになっていない。ITB のストレインの増加は ITBS 発生要因と考えられているため、好発因子を有する場合とそうでない場合を比べた時に、ITB のストレインがどのように変化するのかを把握することは ITBS の発生予防のため必要と考えられる。



図 1-1 内反膝を呈するアライメント

足部を両側ぴったりとつけて自然に立位姿勢をとった際に、両大腿骨内側顆の距離を計測する。

### 1-1-5 ITBS の評価とリハビリテーション

ITBS の主観的評価では、ランニングや階段などの荷重時の反復動作で膝の外側に痛みが発生することである<sup>10</sup>。Renne も、歩行中に痛みのため足を引きずることが ITBS の症状と言い、2 マイル以上走るとその症状が強くなると記録している<sup>3</sup>。

ITBS の客観的評価では、ITB のタイトネスがランニング中に LFE に対して摩擦を起こすことが ITBS の原因と考えられていたため、被験者が側臥位になった状態で上部の股関節を最大内転させて角度を測る Ober's test が一般的であった<sup>41</sup>。しかし、実際の Ober test と ITBS の関連性は見られなかった報告がある<sup>42</sup>。

また、LFE の位置の ITB を圧迫しながら膝関節の屈曲 90° から伸展させ、30° 程度で痛みが強くなるかどうかを評価する Noble compression test も ITB の評価方法の一つで用いられていた<sup>6</sup>。しかし、この方法は、外側半月板、大腿二頭筋腱、膝蓋大腿関節や外側側副靭帯などの痛みと区別することが難しいとされる<sup>43</sup>。

ITBS リハビリテーションとして、ITB と中殿筋のストレッチが多く用いられている。しかし、ストレッチによる長期的な組織の機械的変化やランニングメカニクスの改善の報告はされていない。加えて、ITBS の発生は ITB のストレインの増加が関連するとされるため、ITB のタイトネスを解消するためのストレッチは ITB の伸張性を増加させ、ITBS の症状を強調すると示唆されている<sup>20</sup>。

また、股関節の外転筋力低下が ITBS の発生因子と言われ、股関節外転筋力の強化も ITBS のリハビリテーション方法として用いられている<sup>9</sup>。しかし、股関節外転筋力と ITBS の関係が見られてない報告もあり<sup>29</sup>、リハビリテーションの効果は十分検証されていないのが現状である。

近年の研究で ITB のストレインの増加と ITBS の発生の関連性が挙げられているが、その研究はランニング中の ITB のストレインの推測であり、ITBS のリハビリテーションにつなげるためには、生体の ITB のストレインを検討する必要があると考えられる。

#### 1-1-6 超音波 Real-time Tissue Elastography

超音波による測定は、肢位の変化をリアルタイムでとらえることができ、MRI より有効であることが示唆されている<sup>44</sup>。超音波は、ストレッチング中の ITB の厚さとその変化の測定<sup>44</sup>や ITB の幅の変化<sup>45</sup>、そして膝の屈伸による ITB の移動量の測定など<sup>46</sup>多方面で活用されている。さらに近年、組織の硬度評価に超音波を用いた組織弾性イメージング技術 (Real-time Tissue Elastography、RTE) が活用されている。RTE は、プローブを生体に当て、微小な圧迫を加えることで生じる微小変位を歪みに交換し、その歪みをリアルタイムに画像化したものである。RTE は、柔らかい組織は歪み率が大きく、硬い組織は歪み率が小さいという特性を利用して、圧迫した際に生じる組織の歪み具合を分析することで組織の硬さを評価している (図 1-2)<sup>47</sup>。

さらに、RTE の計測法の 1 つである Strain Ratio が開発され、より客観的に硬さの測定が可能となった<sup>48</sup>。ストレインは対象部位と基準部位の領域を選択し、二つの部位の歪み比を算出する機能である。また、近年開発された RTE 用の硬度基準物質 (音響キャプラー) を用いることで安定した基準部位の硬さでの測定が可能となった。

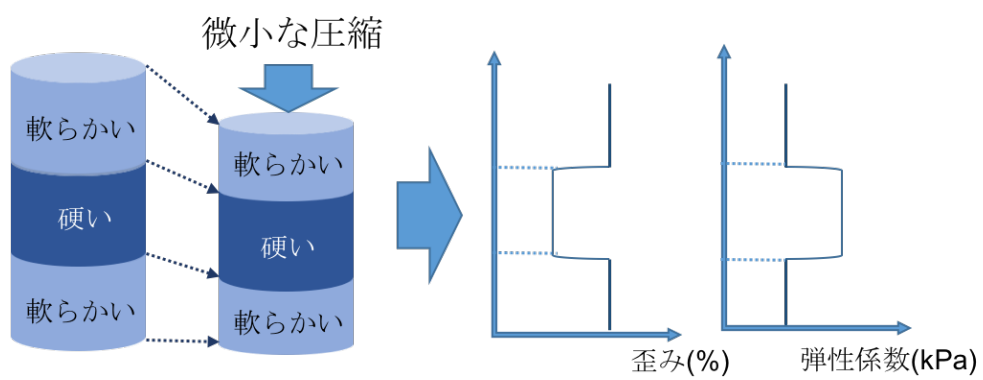
RTE を用いた組織の硬度測定に関しては、多くの研究で活用され、その妥当性や信頼性は高く評価されている<sup>49,50</sup>。Chino ら<sup>49</sup>の模倣組織に対する RTE とストレインゲージでの測定値を比較した研究では、 $r = 0.996$  ( $p < 0.01$ ) といった高い相関係数を示し、RTE 測定の妥当性が確認された。また、内側腓腹筋の硬度測定に対する検者内信頼性が ICC=0.77~0.89、検者間信頼性が ICC=0.89 であり、測定の高い信頼性が示されている。



それ以外にも RTE は、腕の屈筋<sup>47</sup>やアキレス腱の硬度<sup>51</sup>、甲状腺結節の測定<sup>52</sup>と乳房の疾患の測定<sup>53</sup>など幅広く用いられている。

ITB のストレインは ITBS の発生と密接な関連性が報告されているが、ITB のストレインを検討した研究はほとんどがシミュレーションでの推測であり、生体の ITB を評価した研究は稀である。ITB のストレインが高いことは、ITB が伸長され、張力が増加したことである。生体の ITB の長さを正確に評価することが難しいが、超音波の Strain Ratio 機能を用いて ITB の硬度を測定し、ITB の緊張を評価することは可能である。

RTE を用いて ITB の測定した研究報告は未だないため、ITB に対する RTE の有用性を検討することで、今後の ITBS の予防につながると考えられる。



歪みが大きい→軟らかい  
歪みが小さい→硬い

図 1-2 RTE の原理

## 1-2 本研究の目的

ITBS は発生率の高いランニング障害であるが、その発生メカニズムである ITB のストレインの増加と好発因子との関連性はまだ明らかになっていない。近年の研究によって、ランニング時の過度な股関節の内転や膝関節の内旋に伴う ITB のストレインの増加が ITB の LFE に対する圧迫力を増加させる可能性が示され、ITBS の発生に繋がると示唆されている。また、ITBS は女性が男性より多く発生し、内反膝という静的アライメントの不良や、ランニングバイオメカニクスの変化が ITBS の発生と関連すると考えられる。

本研究では、内反膝の有無、性別などの内的因子及びランニングの因子が ITB のストレインに及ぼす影響を明らかにすることを目的とした。

### 1-2-1 本研究の課題

本研究の目的を達成するため、以下の2つの課題を設定した。

#### **研究課題1：内反膝の有無、性別がITBのストレインに及ぼす影響**

研究課題1では健康な男女を対象とし、下肢のアライメントとITBのStrain Ratioを測定し、内反膝の有無や性別によるITBのStrain Ratioの違いを検討する。

#### **研究課題2：女性レクリエーションランナーにおけるITBのストレインの増加要因の検討**

研究課題2では健康な女性を対象とし、30分間のトレッドミルランニングによるITBのStrain Ratioの変化やランニング中の筋活動を内反膝の有無により検討する。

## 第2章 研究課題1：内反膝の有無、性別が ITB のストレインに及ぼす影響

### 2-1 緒言

近年、ITBS の発生メカニズムとして、ITB と LFE の間にある脂肪組織が圧迫されることで痛みが発生することが報告されている<sup>18</sup>。その圧迫力を増加させる要因として、ITB のストレインの増加が示されている<sup>21</sup>。ITB のストレインの増加により ITB の張力が高くなり、LFE に対する ITB の圧迫力が増加することで ITBS が発生すると考えられる。

ITB のストレインに関する研究では、主に筋骨格モデリング・解析システムによる推定であり、生体の ITB のストレインを測った研究は稀である。また、ITBS は、女性が男性より多く発生し、また内反膝を呈することが ITBS のリスクファクターとして挙げられているが<sup>2</sup>、そのメカニズムはまだ不明である。

近年、組織の硬度評価に超音波を用いた組織弾性イメージング技術が開発され、骨格筋にも活用されている<sup>49</sup>。超音波の Strain Ratio 機能を用い、生体の ITB の硬度を測定することにより、ITB の緊張を評価し、今後の ITBS の予防やリハビリテーションの評価にもつながると考えられる。また、ITBS の好発因子である性別や内反膝の有無による ITB の硬度を検討することで、ITBS の発生メカニズムの解明に役立つと考えられる。

#### 2-1-1 目的

本章では、性別や内反膝の有無と ITB のストレインの関係性を検討することを目的とし、超音波 Real-time Tissue Elastography (RTE) による ITB の Strain Ratio 測定を行なった。

## 2-2 方法

### 2-2-1 対象

対象者は、現在下肢に外傷・障害を有しておらず、定期的に運動を行っている健康な若年男女 44 名とした (男性 21 名、女性 23 名)。ITBS の既往がある者、神経系に外傷・障害の既往歴があるものは除外した。

Power analysis プログラム (G\*Power3)<sup>54</sup> を用いて Two-way repeated measures analysis of variance (ANOVA) ( $\alpha = 0.05$ ,  $\beta = 0.20$ , desired effect size = 0.75) のための最低限のサンプル数を求めた。その結果、最低限の必要全てのサンプル数は 32 であった。

大腿内側顆間距離が 4cm 以上であった者を内反膝 (Genu varum: GV) 群<sup>38</sup>、0cm 以上かつ 4cm 未満の者 8 を正常膝 (Genu rectum: GR) 群とし、膝のアライメントと性別で 4 つのグループに分類した (男性内反膝群: MV; 男性正常膝群: MR; 女性内反膝群: WV; 女性正常膝群: WR)。

実験に先立ち、すべての被験者に本研究の目的や方法、実験参加について起こりうる危険性と被験者の権利について文書及び口頭で十分に説明を行い、実験を行った。なお、本研究は筑波大学体育系倫理委員会の承認を得て行った (課題番号第 27-87)。

### 2-2-2 実験手順

測定は、室内温度を 23°C に設定した実験室で行った。実験のはじめに、下肢の静的アライメント測定を行った。疲労による ITB の Strain Ratio への影響を最小化するため、アライメント測定後被験者に 5 分間座位で安静をとらせた。その後、ITB の Strain Ratio 測定を実施した。

### 2-2-3 下肢の静的アライメントの評価

#### 2-2-3-1 大腿内側顆間距離 (Intercondylar distance、ICD)

ICD は裸足にて両足を揃えて立位になった状態で測定した。内顆と外顆が大腿内側顆より先に当たった際に、大腿内側顆距離をメジャーで測定した (図 2-1)。

#### 2-2-3-2 Q-angle

Q-angle は裸足での立位にて膝関節を伸展した状態でゴニオメーターを用いて測定した。ゴニオメーターの軸を膝蓋骨中央に当て、上前腸骨棘と膝蓋骨中心を結んだ線と膝蓋骨中心から脛骨粗面を結んだ線がなす角度を測定した<sup>55</sup>。

#### 2-2-3-3 Leg heel angle (LHA)

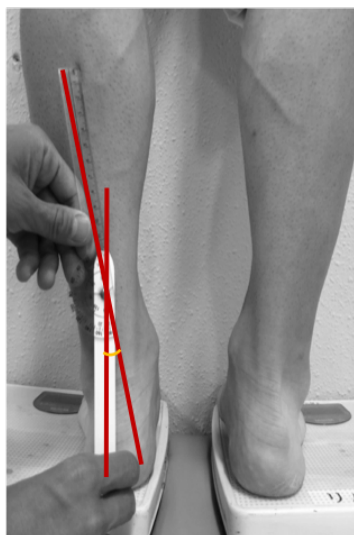
LHA は荷重位にてゴニオメーターにて測定した。立位にて膝関節を伸展位とし、アキレス腱の長軸線と踵骨の縦軸線がなす角度を測定した<sup>56</sup>。正の値は下腿に対する踵骨の外反を表し、負の値は下腿に対する踵骨の内反を表す。

#### 2-2-3-4 Navicular drop test (NDT)

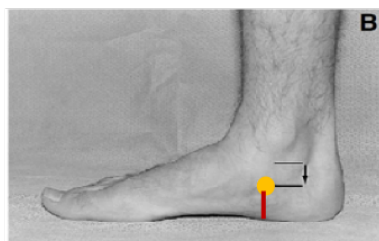
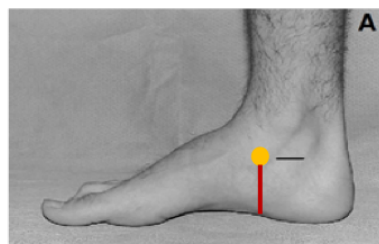
NDT は足の回内の程度を表す指標であり<sup>57</sup>、座位 (非荷重位) と立位 (荷重位) での舟状骨粗面の高さの差で表す<sup>58</sup>。各姿勢での舟状骨粗面から地面までの高さをメジャーで測定し、その差を求めた。



a. Q-angle



b. Leg Heel Angle (LHA)



c. Navicular Drop Test (NDT)

図 2-1 下肢の静的アライメントの評価

a. Q-angle: 上前腸骨棘と膝蓋骨中心を結んだ線と膝蓋骨中心から脛骨粗面を結んだ線がなす角度を測定した。

b. Leg Heel Angle: アキレス腱の長軸線と踵骨の縦軸線がなす角度を測定した。

c. Navicular Drop Test: 座位 (非荷重位) と立位 (荷重位) での舟状骨粗面から地面までの高さをメジャーで測定し、その差を求めた。



## 2-2-4 ITB の Strain Ratio 測定

### 2-2-4-1 測定装置

ITB の Strain Ratio 測定は、超音波診断装置 (HI VISION PREIRUS、日立製作所) の RTE を用いた (図 2-2)。14-6 MHz リニア型プローブ (EUP-L65) に、硬度基準物質である音響カプラー (音響カプラー65、日立製作所) を専用のアタッチメントを用いて装着して使用した<sup>47,50,59,60</sup>。Strain Ratio 機能を用い、ITB に対する音響カプラーの歪み率を算出した。音響カプラーは安定した一定の硬さを持ち、体表とほぼ同じ音響インピーダンスを持つものである。そのため、音響カプラーの硬さを基準部位として測定することで、硬さが一定のものに対する歪み率が得られる (Strain Ratio)<sup>47</sup>。



図 2-2 超音波診断装置 (HI VISION PREIRUS、日立製作所)

## 2-2-4-2 測定方法

プローブに音響カプラーとアタッチメントを正しく装着するために、以下の点に留意して装着を行った<sup>61</sup> (図 2-3)。

① 装着の際、付属のフィルムをつけたままアタッチメントに装着すること。これにより、音響カプラーがべたつかず、スムーズに装着することができる。

② プローブと音響カプラーの間の余分な超音波ゼリーや空気を除去すること。プローブと音響カプラーの間に空気が入っていると、測定する際に圧迫力に偏りや、プローブと音響カプラーの間で超音波が反射することにより音響カプラーや生体画像内にアーチファクトが発生する可能性がある (図 2-4)。

③ Bモード像を確認すること。音響カプラーがプローブに正しく装着されたかをBモード像で確認することができるため、画像を確認してから測定を行う。

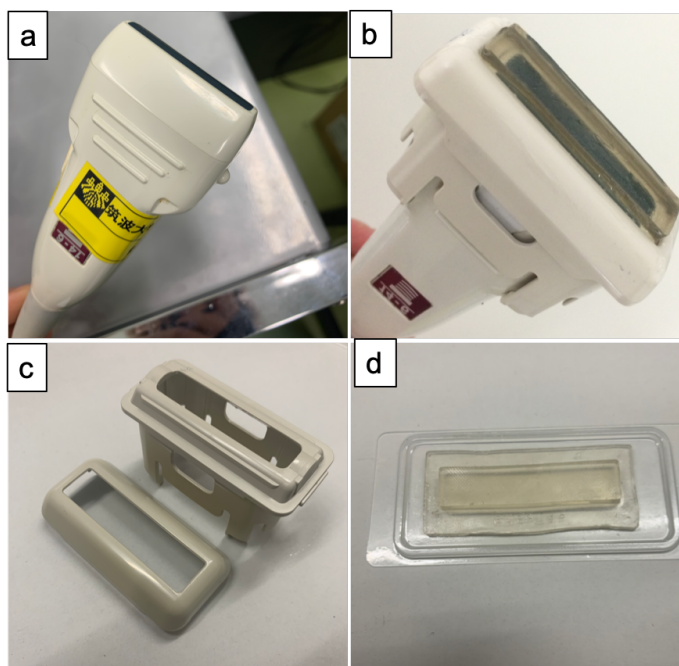


図 2-3 プローブと音響カプラー

- a. プローブ    b. プローブに音響カプラーを装着した状態  
c. アタッチメント    d. 音響カプラー

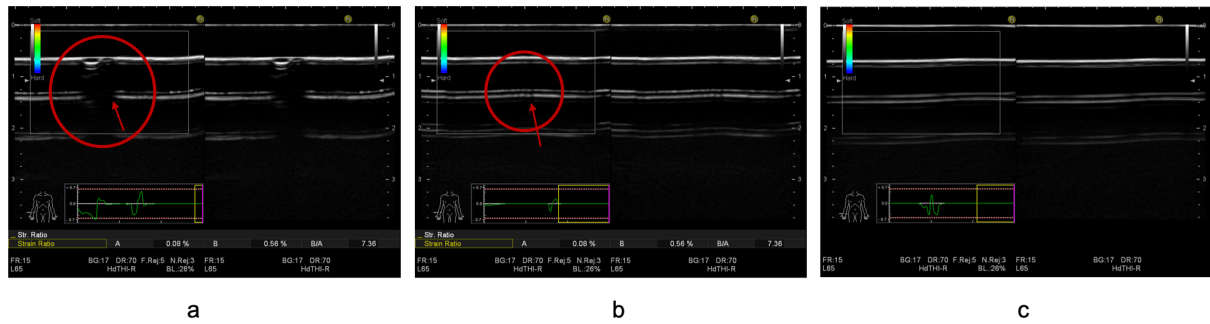


図 2-4 音響カプラーの装着状態

- a: 超音波ゼリーが均等でない状態    b: カプラーとプローブの間に空気が入った状態  
c: 正しく装着された状態

また、測定の際には以下の点に注意して測定を実施した。

- ① 生体に初めてプローブを当てるときの初期圧が過度でないこと。初期圧が過度であると、生体組織の弾性特性が変化すると報告されているため<sup>62</sup>、注意する。
- ② RTE 測定を行う際に加える微小な圧迫の圧縮・強縮ストロークを安定させること。画面上のストレイングラフを見ながら、一定の圧迫を加えるようにする。

### 2-2-4-3 測定手順

測定中に同じ姿勢を保つため、等速性筋力測定装置 (Biodex system 4、Biodex 社、Biodex) のシート上に測定側の脚 (右脚) が上になるように側臥位をとり、測定側の脚を股関節用アタッチメントで固定した。

まず、大転子から大腿外側上顆 (LFE) を基準とした大腿骨の外側から ITB を触診し、超音波 B-mode を用いて長軸でプローブを当て ITB を確認した。LFE と ITB を確認したうえで ITB の遠位部にプローブを水平に当てて測定部位を確認した<sup>63</sup> (図 2-5)。測定部位は LFE から近位 5cm までの ITB とし、同じ部位を測定するため、測定部位 (プローブの当てる部位) にマーキングした。

側臥位と立位で実施した。側臥位での測定は、Neutral、Knee Flexion、Hip Adduction、Hip Adduction/Knee Flexion の順で行い、その後、20cm の台に立ち、両足荷重時の立位 (Standing) の順番で行った。各測定肢位は以下のようなものである (図 2-6)。

① Neutral (以下、N) : 側臥位で測定脚の大腿部を Biodex 股関節用アタッチメントで固定し、股関節外転  $0^{\circ}$ 、膝関節屈曲  $0^{\circ}$  とする。

② Knee Flexion (以下、KF) : 股関節外転  $0^{\circ}$ 、膝関節を  $30^{\circ}$  屈曲させた姿勢とする。

③ Hip Adduction (以下、HA) : 下の脚を前に出し、測定側の脚は Biodex を用いて股関節を  $15^{\circ}$  内転させる。この時の膝関節は屈曲  $0^{\circ}$  とする。

④ Hip Adduction/Knee Flexion (以下、HA-KF) : Hip Adduction 姿勢で膝関節を  $30^{\circ}$  屈曲させた姿勢とする。

⑤ Standing (以下、S) : 20cm の台に両足で立つ。

肢位ごとに3回測定を行い、3つの値の平均を測定値とした。

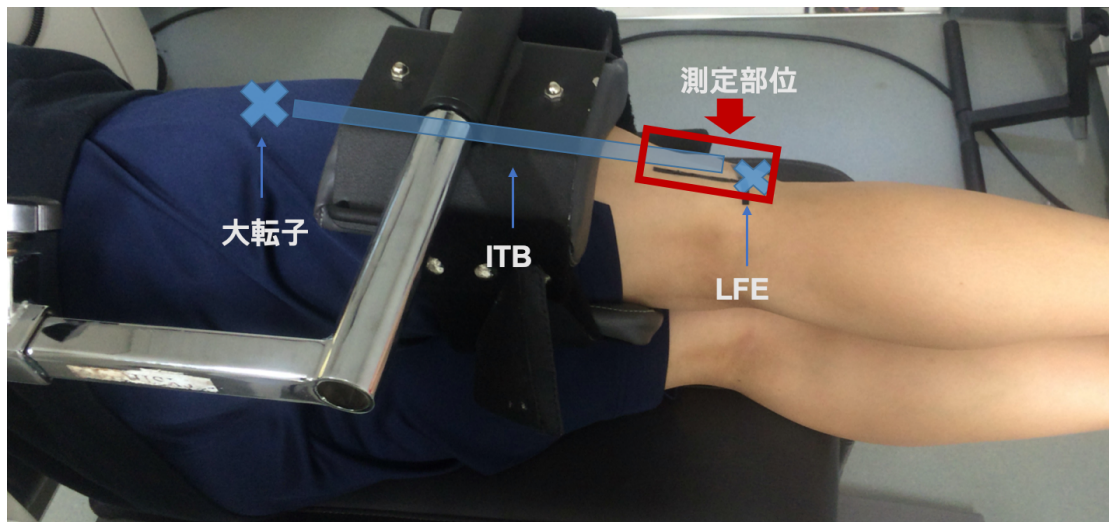


図 2-5 ITB の Strain Ratio の測定

まず、大転子と LFE の間にある ITB を触診し、プローブを長軸であて超音波 B-mode を用いて ITB を確認する。LFE から近位 5cm までの ITB (測定部位) にマーキングする。

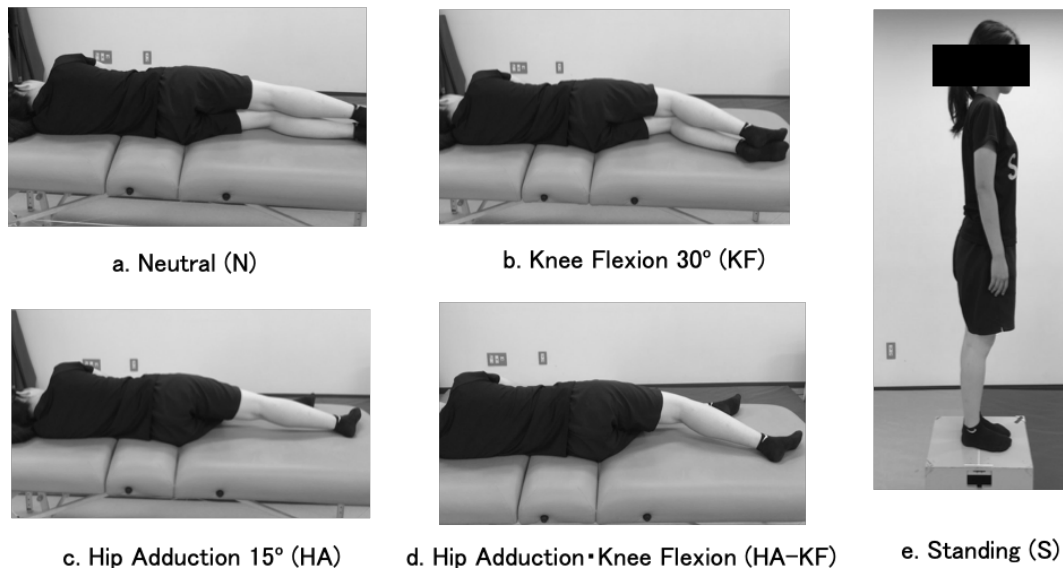


図 2-6 測定肢位

a. Neutral: 側臥位で測定脚の大腿部を Biodex 股関節用アタッチメントで固定し、股関節外転 0°、膝関節屈曲 0°とする; b. Knee Flexion: 股関節外転 0°、膝関節を 30°屈曲させた姿勢とする; c. Hip Adduction: 下の脚を前に出し、測定側の脚は Biodex を用いて股関節を 15°内転させる。この時の膝関節は屈曲 0°とする; d. Hip Adduction/Knee Flexion: Hip Adduction 姿勢で膝関節を 30°屈曲させた姿勢とする; e. Standing: 20cm の台に両足で立つ。

#### 2-2-4-4 Strain Ratio の算出

超音波のモニタ上の RTE 画像を用いて、装置に内蔵された Strain Ratio 機能で歪み比を算出した。Strain Ratio は、RTE 画像上で選択した 2 つの領域間の歪み比を計算する機能である。

本来の算出方法は、音響カップラーのひずみを基準に対象物質の歪みを比を表し、Strain Ratio の値が大きくなるほど対象物質の歪み比が高く、物質が柔らかいことを意味する。しかし、本研究では、ITB の硬度が高いことを Strain Ratio の値が高くなることで表すため、関心領域の選択順を変えて、対象物質 (ITB) に対する音響カップラーの歪み比を Strain Ratio として算出した。そのため、本実験の算出方法は Strain Ratio の値が大きくなるほど、ITB の歪み比が低く、ITB の硬度が増加することを表す。

LFE から近位 5cm の ITB を対象部位 (A)、音響カップラーの置いてあった画像上の領域を基準部位 (B) として設定し、ITB (A) に対する音響カップラー (B) の歪み ( $B/A = \text{Strain Ratio}$ ) を算出した (図 2-7)。

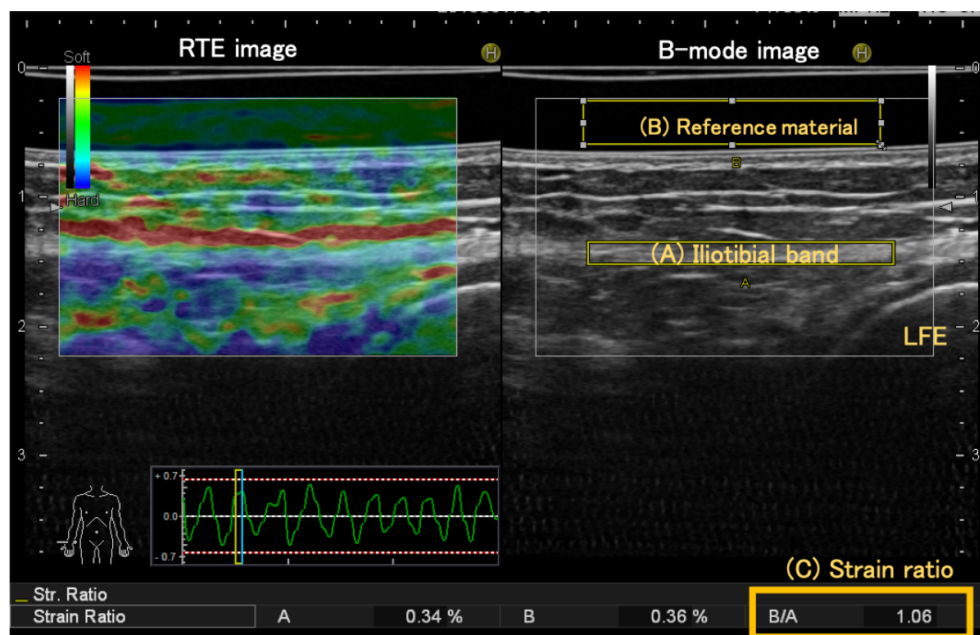


図 2-7 ITB の RTE イメージ

B-mode イメージから、ITB (A) と音響カプラー (B) を感心領域として選択すると、ITB に対する音響カプラーのストレイン (B/A) が Strain ratio (C) に自動的に算出される。本研究では、測定値が高くなるほど ITB が硬いことを意味する。LFE = Lateral femoral epicondyle



## 2-2-5 統計処理

すべての測定は3回ずつ行い、Strain Ratio 測定の検者内信頼性を確認するため、級内相関係数 (Intraclass correlation coefficients、ICC) を用いて検討した。

結果はすべて平均±標準偏差 (Mean ± SD) で示した。収集データが正規分布しているかどうかを確認するため、Shapiro-Wilk 検定を行った。

全てのデータが正規分布していたため、性別や内反膝の有無で分けた4つのグループと5つの肢位によるITBのStrain Ratioの違いを検討するため、反復測定二元配置分散分析 (Two-way repeated ANOVA) を実施し、交互作用が認められた場合は、事後検定としてBonferroni テストを用いて各要因別の単純主効果を検討した。

身体特性、アライメントの群間差はANOVAを用いて比較を行ない、ITBのStrain Ratioとアライメントの相関をPearson coefficientを用いて検討した。

全ての統計処理は統計解析ソフトSPSSversion25 (IBM Corporation; Armonk, NY) を利用し、有意水準は5%未満とした。

## 2-3 結果

### 2-3-1 対象者の身体特性

対象者の身体特性を表 2-1 に示した。年齢・身長・BMI で群間の有意な差は見られなかった。体重では、MV と WR で有意差が見られた ( $p = 0.02$ )。また、ICD はそれぞれ内反膝群が正常膝群より高い値を示した ( $p = 0.00$ )

表 2-1 対象者の身体情報

Groups	Age, y	Height, cm	Weight, kg	BMI, kg/m <sup>2</sup>	ICD, cm
<b>MV (n=11)</b>	23.7 ± 2.9	170.7 ± 3.9	64.9 ± 6.2	22.2 ± 1.8	5.2 ± 1.1 <sup>a</sup>
<b>MR (n=10)</b>	22.8 ± 2.7	172.2 ± 5.0	68.8 ± 7.2*	23.1 ± 1.3	1.65 ± 1.3
<b>WV (n=10)</b>	21.4 ± 1.8	165.8 ± 7.6	59.7 ± 7.3	21.6 ± 1.6	5.00 ± 1.6 <sup>b</sup>
<b>WR (n=13)</b>	21.5 ± 1.9	166.2 ± 7.5	60.7 ± 8.8	21.9 ± 2.0	0.46 ± 0.8

Data are presented as mean ± standard deviation.

BMI = body mass index; ICD = Intercondylar distance; MV = men genu varum; MR = men genu rectum; WV = women genu varum; WR = women genu rectum.

\* Significantly different vs WV group ( $p = .02$ ).

<sup>a</sup> Significantly different vs both MR and WR groups ( $p = .00$ ).

<sup>b</sup> Significantly different vs both WR and MR groups ( $p = .00$ ).

### 2-3-2 RTE 測定 of 検者内信頼性

本研究では1つの肢位に対して3回の Strain Ratio 測定を行なった。ICC を用いて3回の測定における検者内信頼性を求め、表 2-2 に示した。

N、KF、HA、HA-KF、S における ICC はそれぞれ 0.87、0.94、0.94、0.94、0.96 であり、高い信頼性を示した。ICC が 0.75 以上であれば “Excellent” reliability、ICC が 0.40~0.75 であれば “Fair to Good” reliability、また 0.40 未満であれば “Poor” reliability であると分類されている<sup>64</sup>。

表 2-2 RTE 測定 of 検者内信頼性

	N	KF	HA	HA-KF	S
ICC	0.87	0.94	0.94	0.94	0.96
(95%CI)	0.79 to 0.93	0.92 to 0.97	0.90 to 0.97	0.90 to 0.96	0.93 to 0.98

N = Neutral; KF = Knee Flexion; HA = Hip Adduction; HA-KF = Hip Adduction with Knee Flexion;

S = Standing.

### 2-3-3 ITB の Strain Ratio

表 2-3 に ITB の Strain Ratio 測定結果を示した。各グループのストレインは、N で MV: 2.5±0.7、MR: 2.3±0.9、WV: 1.8±0.5、WR: 2.1±0.7 であった。KF では MV: 5.6±1.4、MR: 5.0±1.5、WV: 4.0±1.0、WR: 4.1±0.9 であり、HA では MV: 3.2±0.7、MR: 2.6±1.1、WV: 2.6±0.3、WR: 2.6±0.5 であった。HA-KF では MV: 6.6±1.4、MR: 5.8±2.0、WV: 4.8±1.8、WR: 3.8±0.9 であり、S では MV: 5.5±2.4、MR: 3.5±1.0、WV: 6.9±1.6、WR: 4.4±1.4 であった。

4つのグループと5つの肢位での ITB のストレインを Two-way repeated ANOVA で検討した結果、有意な交互作用が認められたため ( $F = 5.03, p = 0.001, \eta^2 = 0.254$ )、各肢位でのグループ差を Bonferroni を用いて事後検定を行なった。N と HA では有意な群間差が見られなかった。KF では MV が WV と WR より有意に高い値を示し ( $p = 0.04, p = 0.03$ )、AF では WR が MV、MR より有意に低い値を示した ( $p = 0.001, p = 0.03$ )。また、S では WV が WR と MR より有意に高い結果となった ( $p = 0.04, p = 0.05$ ) (図 2-8)。

表 2-3 ITB の Strain Ratio 測定値

Group	Posture (Mean ± SD)					Interaction <i>p</i> -value (Effect size $\eta^2$ )	Main <i>p</i> -value
	N	KF	HA	HA-KF	S		
MV	2.5±0.7	5.6±1.4 <sup>a</sup>	3.2±0.7	6.6±1.4	5.5±2.4	0.001* (0.254)	P 0.000
MR	2.3±0.9	5.0±1.5	2.6±1.1	5.8±2.0	3.5±1.0		
WV	1.8±0.5	4.0±1.0	2.6±0.3	4.8±1.8	6.9±1.6 <sup>c</sup>		G 0.005
WR	2.1±0.7	4.1±0.9	2.6±0.5	3.8±0.9 <sup>b</sup>	4.4±1.4		

Data are presented as mean ± standard deviation.

MV = men genu varum; MR = men genu rectum; WV = women genu varum; WR = women genu rectum; N = Neutral; KF = Knee Flexion; HA = Hip Adduction; HA-KF = Hip Adduction with Knee Flexion; S = Standing; P = Posture effect; G = Group effect.

\* Significant interaction

<sup>a</sup> Significantly different vs both WV ( $p = .004$ ) and WR ( $p = .003$ ) groups.

<sup>b</sup> Significantly different vs both MV ( $p = .001$ ) and MR ( $p = .003$ ) groups.

<sup>c</sup> Significantly different vs both WR ( $p = .004$ ) and MR ( $p = .005$ ) groups.

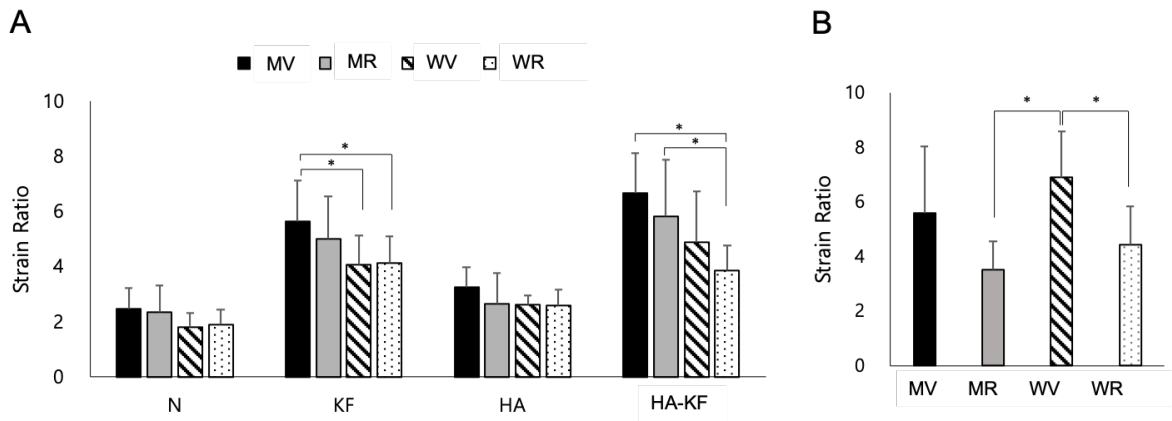


図 2-8 ITB のストレイン

A. Comparison of the strain of the ITB in groups during non-weight bearing. The MV group showed statistically greater strain than WV and WR groups in KF posture. MV and MR groups showed statistically greater strain than the WR group in AF posture.

B. Comparison of the strain of the ITB in groups during weight bearing. The WV group showed greater strain of the ITB than MR and WR groups. Two-way ANOVA followed and a *post-hoc* Bonferroni test was performed ( $p < .05$ ). Values are presented as mean  $\pm$  SD ( $n=10-13$ /per group). MV = men genu varum; MR = men genu rectum; WV = women genu varum; WR = women genu rectum; N = Neutral; KF = Knee Flexion; HA = Hip Adduction; HA-KF = Hip Adduction with Knee Flexion; S = Standing.

#### 2-3-4 下肢のアライメント

表 2-4 にアライメントの測定結果を示した。

下肢のアライメント 4 つの群間差を ANOVA で検討した結果、Q-angle と NDT には群間で有意な差は見られなかった。LHA では WV が MR より有意な高値を示した ( $p = 0.046$ )。

アライメントと ITB の Strain Ratio の相関を Pearson correlation coefficients で検討した結果、ICD と Standing 肢位の ITB の Strain Ratio のみで有意な正の相関関係が見られた ( $r = 0.315$ 、 $p = 0.037$ )。

表 2-4 下肢の静的アライメント

Alignment	Men		Women		Average (n=44)
	MV (n=11)	MR (n=10)	WV (n=10)	WR (n=13)	
<b>Q-angle, degrees</b>	11.9 ± 4.2	9.9 ± 3.7	13.4 ± 2.0	13.4 ± 4.1	12.2 ± 3.8
<b>LHA, degrees</b>	7.0 ± 2.9	5.5 ± 1.7*	9.8 ± 3.0*	7.3 ± 4.7	7.4 ± 3.6
<b>NDT, cm</b>	0.6 ± 0.2	0.6 ± 0.1	0.7 ± 0.4	0.8 ± 0.4	0.7 ± 0.3

Data are presented as mean ± standard deviation.

MV = men genu varum; MR = men genu rectum; WV = women genu varum; WR = women genu rectum; LHA = Leg heel angle; NDT = Navicular drop test.

\* Significant difference between WR and WV ( $p = .046$ ).



## 2-4 考察

本研究では、内反膝と性別による ITB の Strain Ratio の違いを明らかにした。その結果、女性の内反膝群は男女の正常膝群より ITB の Strain Ratio が高かった。また、ICD と荷重時の ITB の Strain Ratio に正の相関関係が見られた。先行研究では、内反膝を呈するアスリートの ITBS 発生率が高いと報告している<sup>2,8</sup>。しかし、内反膝と ITB のストレインの関係に関してはまだ検討されていなかった。本研究の結果から、内反膝を呈する女性は荷重時に ITB の Strain Ratio が増加することが ITBS の発生に影響すると考えられる。

内反膝は、内・外側に対する姿勢制御 (medial-lateral stability) の安定性が正常膝より低いと報告されていて<sup>65</sup>、荷重時に内反トルクに対して安定させるため ITB により大きいストレスがかかると報告されている<sup>66</sup>。また、Andrews et al. は、内反膝は歩行の初期立脚期に膝の内転モーメントが大きくなることを報告した<sup>67</sup>。ランニング中に膝関節の内転モーメントが大きくなることは ITBS の発生因子になるとする研究報告もある<sup>68</sup>。ITB は、股関節の後外側から膝の外側に付着するため、下肢の前額面と水平面での過度な動きは組織のストレインに影響を及ぼすことが示されている<sup>26</sup>。このことから、内反膝における荷重時の姿勢の安定性を保つため、関節モーメントや下肢の筋活動などが正常膝と異なることが ITB の Strain Ratio の増加に影響した可能性が考えられる。

また、本研究の結果より ITB の Strain Ratio の性差が検討された。本研究では、女性の内反膝群は荷重時に男性の正常膝両群より高い値を示した。その一方で、膝関節の屈曲肢位では、男性の内反膝・正常膝両群とも女性より高い値を示した。女性は男性より骨盤の前傾、前捻角の角度などが大きいと言われている<sup>69</sup>。本研究では検討していないが、アライメントの性差が ITB の Strain Ratio に影響を与えた可能性が考えられた。

女性は ITBS の発生率が男性より 2 倍近く高い<sup>2</sup>。また、ランニングバイオメカニクスの性差についても検討されている。Phinyomark et al. は、ITBS を有する女性ランナーは

ランニングの立脚期に股関節の外旋角度が ITBS を有する男性より大きく、股関節の内転角度、脛骨の内旋角度が増加する傾向が見られたと報告した<sup>40</sup>。また、健常な女性ランナーはランニング時に股関節内転角度が男性より大きいとする研究報告もあり<sup>39</sup>、ランニング時の股関節内転角度の増加は ITB のストレインを増加させると言われている<sup>21</sup>。内反膝を有する女性は立位時の ITB がより緊張する結果となり、荷重時の下肢アライメントの違いや筋活動や筋力などのバイオメカニクスの要素が ITB の Strain Ratio に影響したと考えられる。今後、内反膝とランニング時のバイオメカニクス要素の関連性の検討が必要とされる。

右足の静的アライメントを測定し、群間差を比較した結果、LHA のみで有意な群間差が見られた。LHA が正の値を示すことは足の回内を意味し、過度な回内は脛骨の内旋角度を増加させ膝に過度な負担を与える<sup>66</sup>。本研究では、女性の内反膝群が男性の正常膝群より LHA が高く、また荷重時の ITB の Strain Ratio も高い値を示した。膝の内反は運動連鎖により足部の回外により下腿が内旋されることで生じるか、逆に膝関節の内反により、下腿を内旋させ、足部の回外が起こると示唆されている<sup>70</sup>。女性の内反膝群は男性の正常膝群より大きい LHA を示したものの、女性の内反膝群の LHA は  $9.8 \pm 3.0$ 、正常膝群の LHA  $7.3 \pm 4.7$  で内反膝群が少し高い値であったが、有意差は認められなかった。そのため内反膝と LHA の関連性を説明することは難しい。しかし、本研究の結果から LHA が ITB のストレインを増加させる一つの要因になると考えられる。

本研究では、内反膝を呈する女性は荷重することにより、ITB の Strain Ratio が高くなることが示唆された。内反膝を呈することは、荷重時 ITB にかかる力学的ストレスが増大し、特に片脚立位時では股関節に内転トルクを生じさせると共に膝関節に内転トルクも生じると示されている<sup>71</sup>。そのため、正常膝での ITB は股関節の安定化がその役割となるが、内反膝では、内反トルクに対する安定化にも関わる。内反膝は、ランニング中の関節モーメントが正常膝と異なることや<sup>67</sup>、トレーニング中の下肢の筋活動も異なる

と報告されている<sup>70</sup>。本研究の結果のみでは ITB のストレインの増加に対するキネティクスの影響を説明することは困難であるが、内反膝は荷重時に膝関節を安定させるため、ITB によりストレスがかかると考えられる。また、RTE の測定の関係上、片脚立位のような実際のランニングに近い肢位での測定ができなかったため、ITB の Strain Ratio とランニングとの関連性を説明することはできなかった。今後、ITB の Strain Ratio に対するランニングの影響や、下肢筋の筋活動などを検討が望まれる。

## 2-5 まとめ

本研究では、健常成人男女を対象とし、ITB の Strain Ratio の性差を内反膝の有無により検討することを目的とし、RTE を用いて 5 つの肢位での ITB の Strain Ratio を検討した。性別と内反膝の有無により 4 つの群に群わけを行い(MV、MR、WV、WR)、ITB の Strain Ratio の群間差とそれぞれの肢位の違いを検討した。

本研究では、内反膝を呈する女性は荷重する時 ITB の Strain Ratio が高いことが明らかになり、内反膝は荷重時に ITB により大きなストレスが加わることが示唆された。このことは、女性および内反膝の高い ITBS の発生率と関連すると考えられる。

また、肢位による ITB の Strain Ratio は、男女で異なる結果であり、荷重時に男女のアライメントの違いが影響することが示唆された。

## 第3章 課題2：女性レクリエーションランナーにおけるITBのストレインの増加要因の

### 検討

#### 3-1 緒言

ITBSの発生メカニズムとして、ITBのストレインの増加が挙げられ、ランニングのバイオメカニクスがITBのストレインの増加に影響すると示唆されている<sup>20,21</sup>。ITBのストレインとランニング動作の関連性の検討はされているが、ITBSの好発因子である性別や内反膝の有無に着目した検討はない。

そのため、研究課題1では、性別と内反膝の有無によるITBのStrain Ratioを検討した。その結果、女性で内反膝を呈する者は、荷重時にITBのStrain Ratioが増加することが明らかになった。内反膝によって膝の外側への張力が増加するためITBにより大きいストレスがかかると報告されている<sup>35</sup>。また、内反膝は荷重時の内・外側に対する姿勢制御の安定性が正常膝より低いと報告もある<sup>65</sup>。このことから、内反膝を呈する者は荷重時にITBの張力がより高くなり、ITBのStrain Ratioを増加させた可能性が考えられる。しかし、課題1では運動していない状態で、異なる肢位でのITBのStrain Ratioしか検討していないため、ランニングによる影響を検討する必要性が示唆された。

ITBは、股関節から膝関節の外側に付着しているため、股関節の内転角度や膝関節の内旋角度のような前額面・水平面の股関節および膝関節の過度な動きはITBのストレインを増加させ、ITBに張力を与えると考えられる<sup>21</sup>。また、ITBSを有するランナーは、ランニング中の股関節内転角度の増加や<sup>20</sup>、ITBのストレインの増加<sup>21,22</sup>が見られたと報告されている。

また、ITBSを有するランナーは股関節外転筋力の低下や<sup>12</sup>、外旋筋力の低下<sup>28</sup>が見られ、ランニングの立脚期にTFLの筋活動が健常ランナーより高いと報告もある<sup>30</sup>。このようにITBSとランニング動作及びITBのストレインの関連性は検討されている。

そこで本研究では、女性ランナーの内反膝の有無に着目し、ランニングによる ITB の Strain Ratio とランニング時の筋活動を検討した。

### 3-1-1 目的

本研究の目的は、女性ランナーにおける内反膝の有無が、ランニングによる ITB の Strain Ratio の変化やランニング時の筋活動に及ぼす影響を検討することとした。

## 3-2 方法

### 3-2-1 対象

対象者は、健常女性レクリエーションランナー17名とし、ITBの既往や下肢に外傷・障害がある者は除外とした。

予備実験の結果を元に Power analysis プログラム (G\*Power3)<sup>54</sup> を用いて Two-way repeated measures analysis of variance (ANOVA) ( $\alpha = 0.05$ ,  $b = 0.20$ ) のための最低限のサンプル数を求めた。その結果、必要とする最低限のサンプル数は16であった。

研究課題1と同様に ICD を測定し、ICD が 4cm 以上であった者を内反膝群 (Genu varum、GV)<sup>38</sup>、4cm 未満の者を正常膝群 (Normal、N) とし、2の群に分けた (内反膝; GV 群: 8名、正常膝群; N 群: 9名)。

実験に先立ち、すべての被験者に本研究の目的や方法、実験参加について起こりうる危険性と被験者の権利について文書及び口頭で十分に説明を行い、実験を行った。なお、本研究は筑波大学体育系倫理委員会の承認を得た (課題番号第 27-87)。

### 3-2-2 プロトコル

実験は、室温 23° の実験室で行った。実験のはじめに ITB の Strain Ratio、股関節周囲筋の筋力と下肢の静的アライメントの測定を行った。その後、大殿筋・中殿筋・大腿筋膜張筋に電極と筋電図のセンサーを貼付し、トレッドミルを用いて 30 分間のランニングを行なった。ランニング速度は、対象者の 70-80%の最大心拍数 (%HRmax)での速度で行なった。心拍数は、心拍数記憶装置 (Polar USA, Lake Success, NY) を用いて測定した。心拍数記録装置のトランスミッターは対象者の左側の胸部に装着し、心拍数はトレッドミルに連携され、トレッドミルのモニターに表示された。また、レシーバーは測定者が持ち、ランニング中の心拍数を対象者と測定者がモニタリングした。ランニングは、対象者自身で徐々にスピードを上げ、心拍数が 70%HRmax に到達した時点から測定開始とした。ランニング中でも心拍数をモニタリングしながら、スピードを調節するようにした。ランニング時は、対象者各自の慣れているランニングシューズを着用するようにした。

ランニング開始の時点から毎 10 分で筋電図を記録し、30 分のランニング後に ITB の Strain Ratio と筋力を測定した。

### 3-2-3 Strain Ratio の測定

測定装置と測定方法は、第 2 章 (研究課題 1) と同様とした。測定肢位は側臥位 (非荷重位) と立位 (荷重位) の二つの肢位で行い、各肢位で 2 回繰り返して実施し、2 回の測定値の平均値を分析に用いた。



### 3-2-4 筋力評価

筋力評価は、Hand held dynamometer (HHD; mobie, Sakai med Ltd. Tokyo. Japan) を用いて3秒間の最大等尺筋力測定を行った。測定間に1分間の休憩時間を挟み2回ずつ行ない、その平均値を対象者の体重で補正 (N/kg) した値を分析に用いた。

測定筋は、大殿筋 (GMAX)・中殿筋 (GMED)・大腿筋膜張筋 (TFL) の三つの筋とした。

GMAX は、対象者に背臥位になってもらい膝関節 90° 屈曲位で行なった。GMED は、側臥位で行い、TFL は臥位で股関節の外転・内旋の姿勢で行った。

### 3-2-5 下肢の静的アライメント

ITB の Strain Ratio に影響する下肢の静的アライメントを検討するため、Q-angle、LHA、NDT の測定を行った。測定方法は課題 1 と同様である。

### 3-2-6 筋活動測定 (Electromyography、EMG)

筋活動は、表面筋電図 (Myomuscle, Noraxon, USA, Inc.) を用いて、サンプリング周波数 1500Hz で記録した。皮膚処理剤およびアルコール綿にて皮膚処理を施した体表にデュアル電極 (HEX Dual Electrodes, Noraxon, USA, Inc.) を貼付した。被験筋は、GMAX、GMED、TFL の三つの筋とした。GMAX の電極貼付位置は、第2仙骨から大転子を結んだ線上の近位 33%とし、GMED の電極貼付位置は、外側の腸骨稜から大転子を結んだ線上の遠位 33%とした<sup>72</sup>。TFL は、上前腸骨棘から大転子に向かって2横指離れた位置に電極を貼付した<sup>32</sup>。貼付した電極の上に、伸縮性のテープを貼り保護した。全ての被験筋の3秒間の最大等尺性随意収縮 (Maximum voluntary isometric contraction、MVIC) を測定した。MVIC の測定肢位は、筋力測定の肢位と同様とした。

ランニング区間を分けるために、240Hz ハイスピードカメラ 2 台 (ExtrimEX-ZR1000;Canon, Ltd, Tokyo, Japan) 設置し、動作分析ソフト (Dartfish Live, Dartfish, Fribourg,

Switzerland) を利用して分析した。カメラの設置は、トレッドミルの前方中央から 100cm 離れた地点とトレッドミルの右側中央から 200cm 離れた地点とした。EMG とカメラはランニング開始から 10 分、20 分、30 分の時点を 5 秒間測定し、EMG とカメラを連動させるため、LED ライトを用いた。

得られた筋電図データは、A/D 変換して PC に取り込んだ後分析ソフト (Myoresearch, Version 3.12, Noraxon, USA, Inc.) を用いて、バンドパスフィルタ (20-500Hz) を用いて処理した。その後、100msec 毎の二乗平均平方根 (Root Mean Square、RMS) により平滑化した。分析区間は、立脚期 (Initial contact – Toe off) とし、各測定時点での連続した二つのストライドから取り出した立脚期の EMG データの平均値を分析に用いた。その後、MVIC を 100% とした相対値を用いて、各筋の %MVIC を算出した。

### 3-2-7 統計処理

測定値の平均値と標準偏差を統計処理に用いた。Shapiro-Wilk test を用いて収集データが正規分布しているかを確認した。

全てのデータが正規分布していたため、Two-way repeated ANOVA を用いて両群のランニングによる ITB の Strain Ratio、筋力、そして筋活動の変化を検討した。交互作用が認められた場合は、Bonferroni テストを用いて事後検定を行なった。

各測定の pre-と post-の平均値の変化の効果量 (Effect size, Cohen's  $d$ ) を算出した。標準的に効果量は、 $|0.20| \leq \text{small} < |0.50| < \text{medium} < |0.80| \leq \text{large}$  と解釈されている<sup>73,74</sup>。また、partial eta squared (partial  $\eta^2$ ) を用いて two-way repeated ANOVA の交互作用、群間差と時間差の効果量を算出した<sup>75</sup>。

すべての統計処理には SPSS ver.25 を利用し、有意水準は 5%未満とした。

### 3-3 結果

#### 3-3-1 対象者の身体特定

表 3-1 に対象者の身体特性及び ICD の結果を示した。対象者の年齢、身長、体重、BMI には群間で有意な差は見られなかった。ICD のみで群間で有意な差が見られた (GV 群:  $4.56 \pm 0.7$ ; N 群:  $0.61 \pm 0.9$ ;  $p = 0.000$ )。

表 3-1 対象者の身体情報

Variable	Group		<i>p</i> -value
	Genu varum ( <i>n</i> =8)	Normal ( <i>n</i> =9)	
Age (yrs)	22.6±1.9	22.5±2.6	.953
Height (cm)	163.0±0.4	160.2±0.6	.321
Weight (kg)	53.6±4.4	55.2±5.4	.538
Body Mass Index (kg/m <sup>2</sup> )	20.2±1.8	21.4±1.7	.174
Intercondylar distance (cm)	4.5±0.7	0.6±0.9	.000*

Values are expressed as mean  $\pm$  SD (standard deviation).

\* Significant difference between two groups ( $p < 0.05$ ).

### 3-3-2 ITB の Strain Ratio

表 3-2 に ITB の Strain Ratio の測定値を表した。

Two-way repeated ANOVA で検定した結果、立位時の ITB ストレインで、グループと時間に有意な交互作用が認められた ( $F = 9.0, p = 0.009, \eta^2 = 0.37$ )。側臥位での ITB の Strain Ratio は、交互作用は見られなく、群間差や時間差も見られなかった。

立位時の ITB の Strain Ratio を各要因での事後検定を行なった結果 (図 3-1)、GV 群のみランニング後に ITB の Strain Ratio が有意に増加した ( $p = 0.000, d = 1.3$ )。また、ランニング後の立位時の ITB の Strain Ratio は、GV 群が N 群より有意に高値を示した ( $p = 0.004$ )。

表 3-2 ITB の Strain Ratio 測定値

Variable	Group	Pre	Post	Effect size Cohen's <i>d</i>	Interaction <i>p</i> -value	Main		
		Mean $\pm$ SD	Mean $\pm$ SD			<i>p</i> -value		
Strain of ITB	Side-lying	GV	1.92 $\pm$ 0.6	2.20 $\pm$ 0.9	0.47	0.675	T	0.429
		N	2.04 $\pm$ 0.4	2.13 $\pm$ 1.0	0.08		G	0.675
	Standing	GV	2.12 $\pm$ 0.5 <sup>a</sup>	4.11 $\pm$ 1.6 <sup>b</sup>	1.30	0.009*	T	0.002*
		N	1.89 $\pm$ 0.3	2.13 $\pm$ 0.8	0.26		G	0.004*

SD = standard deviation; GV = genu varum; N = Normal.

\* Significant interaction between time (pre- and post-) and groups and significant effect of time and group ( $p < 0.05$ ).

<sup>a</sup> Significant difference between pre- and post- running ( $p < 0.05$ )

<sup>b</sup> Significant difference between groups ( $p < 0.05$ )

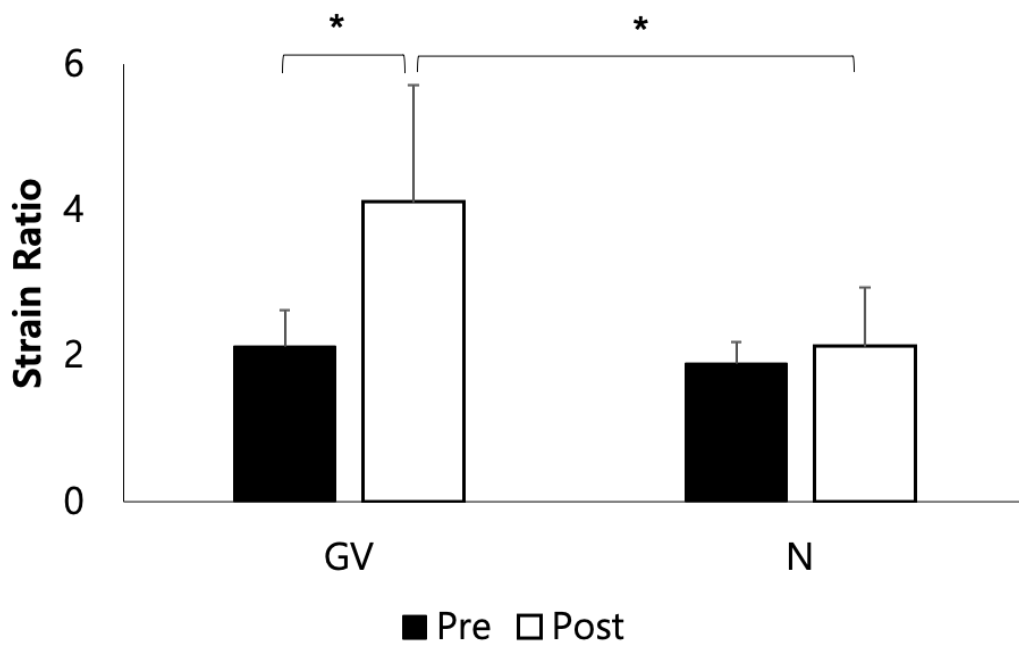


図 3-1 荷重時の ITB の Strain Ratio

GV = genu varum; N = normal

\*  $p < 0.05$

### 3-3-3 筋力

ランニング前後の筋力測定値を表 3-3 に示した。

Two-way repeated ANOVA 検定の結果、TFL の筋力 ( $F = 8.3, p = 0.011, \eta^2 = 0.35$ ) と GMAX の筋力 ( $F = 5.5, p = 0.033, \eta^2 = 0.26$ ) で有意な交互作用が認められた。それぞれの水準別の事後検定を行なった結果、post-ランニングで GV 群は TFL の筋力 ( $p = 0.047$ ) と GMAX の筋力 ( $p = 0.026$ ) で N 群より有意に低値を示した。また、N 群は、ランニング後の TFL の筋力がランニング前に比べて有意に増加した ( $p = 0.029, d = 0.76$ )。

その一方で、GMED の筋力では、交互作用は見られなく、群間と時間でも有意な差が見られなかった。

表 3-3 ランニング前後の筋力

Variable	Group	Pre	Post	Effect size Cohen's <i>d</i>	Interaction <i>p</i> -value	Main		
		Mean ± SD	Mean ± SD				<i>p</i> -value	
GMAX	GV	4.3±0.3	4.2±0.5 <sup>b</sup>	0.22	0.033*	T	0.445	
	N	4.4±0.6	4.7±0.4	0.95		G	0.135	
Muscle Strength (N/kg)	GMED	GV	3.3±0.6	2.9±0.3	0.55	0.180	T	0.437
		N	3.2±0.3	3.3±0.5	0.14		G	0.459
TFL	GV	2.8±0.4	2.6±0.5 <sup>b</sup>	0.64	0.011*	T	0.683	
	N	3.0±0.5	3.3±0.6 <sup>a</sup>	0.76		G	0.125	

SD = standard deviation; GV = genu varum; N = Normal; GMAX = gluteus maximus; GMED = gluteus medius; TFL = tensor fascia latae; T = time effect; G = group effect.

Cohen's *d* effect sizes are  $d = \text{Effect size range: } |0.20| \leq \text{small} < |0.50| < \text{medium} < |0.80| \leq \text{large}$ .

\* Significant interaction between time (pre- and post-) and groups and significant effect of time and group ( $p < 0.05$ ).

<sup>a</sup> Significant difference between pre- and post- running ( $p < 0.05$ )

<sup>b</sup> Significant difference between groups ( $p < 0.05$ )

### 3-3-4 下肢の静的アライメント

下肢の静的アライメントの結果を表 3-4 に示した。

Q-angle の平均値は、GV 群は  $11.63 \pm 4.5^\circ$ 、N 群は  $8.56 \pm 2.5^\circ$  であり、LHA の平均値は GV 群、N 群それぞれ  $9.00 \pm 2.0^\circ$  と  $6.00 \pm 2.1^\circ$  であった。NDT は、GV 群が  $0.66 \pm 0.3$ 、N 群が  $0.55 \pm 0.1$  であった。

GV 群は N 群より有意に大きい LHA が見られ、Q-angle と NDT は群間の有意な差は見られなかった。

表 3-4 下肢の静的アライメント

Group	Q-angle (degree)	LHA (degree)	NDT (cm)
	Mean $\pm$ SD	Mean $\pm$ SD	Mean $\pm$ SD
GV	$11.6 \pm 4.5$	$9.0 \pm 2.0$	$0.6 \pm 0.3$
N	$8.5 \pm 2.5$	$6.0 \pm 2.1$	$0.5 \pm 0.1$
<i>p</i> -value	0.103	0.010*	0.406

SD = standard deviation; GV = genu varum; N = normal; LHA = leg heel angle; NDT = Navicular

drop test. \*  $p < 0.05$ .



### 3-3-5 心拍数 (%HRmax) とランニングスピード

表 3-5 にランニング中の%HRmax とランニングスピードを表した。

各測定値を t-test を用いて群間差を検討した結果、%HRmax、ランニングスピード共に有意な群間差は見られなかった。

表 3-5 ランニング中の%HRmax とランニングスピード

variable	Group	Start	10 min	20 min	30 min
		Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD
Heart rate (%HRmax)	GV	73.1±2.2	75.5±3.2	76.3±3.1	76.8±3.4
	N	74.1±1.1	77.1±1.8	78.3±3.2	78.9±3.1
	<i>p</i> - value	0.261	0.228	0.224	0.197
Running Speed (km/hours)	GV	8.5±0.5	8.3±0.5	8.3±0.4	8.3±0.4
	N	8.3±0.7	8.5±0.8	8.3±0.6	8.3±0.6
	<i>p</i> - value	0.618	0.748	0.946	0.862

SD = standard deviation; GV = genu varum; N = normal.

There were no significant differences between the two groups.

### 3-3-6 筋活動

表 3-6 にランニング時の筋活動 (%MVIC) の結果を表した。

Two-way repeated ANOVA 検定の結果、GMAX、GMED、TFL の 3 の筋活動量で有意な交互作用は見られなかった。

GMAX の筋活動 ( $F = 4.8, p = 0.043, \eta^2 = 0.25$ ) と TFL の筋活動 ( $F = 11.5, p = 0.004, \eta^2 = 0.44$ ) に有意な群間差が見られ、GV 群が N 群より高い筋活動量が見られた。一方で、GMED では有意な群間差が見られなかった (図 3-2)。

全ての筋肉の活動量で有意な時間差は認められなかった。

表 3-6 ランニング中の筋活動

%MVIC	GMAX		GMED		TFL	
	GV	N	GV	N	GV	N
Start	50.7±18.3	31.4±17.4	40.3±14.0	37.2±20.1	37.0±16.5	14.4±8.1
10min	38.3±17.8	25.2±10.8	35.4±19.3	38.2±15.7	31.0±13.1	11.5±7.8
20min	50.1±27.0	29.9±13.9	33.4±14.0	50.2±17.9	37.6±16.5	11.6±7.0
30min	40.8±19.7	31.4±19.9	41.3±19.3	48.5±24.7	33.3±16.3	13.0±9.1

Values are expressed as mean ± SD (standard deviation).

GMAX = gluteus maximus; GMED = gluteus medius; TFL = tensor fascia latae; GV = genu varum;

N = normal

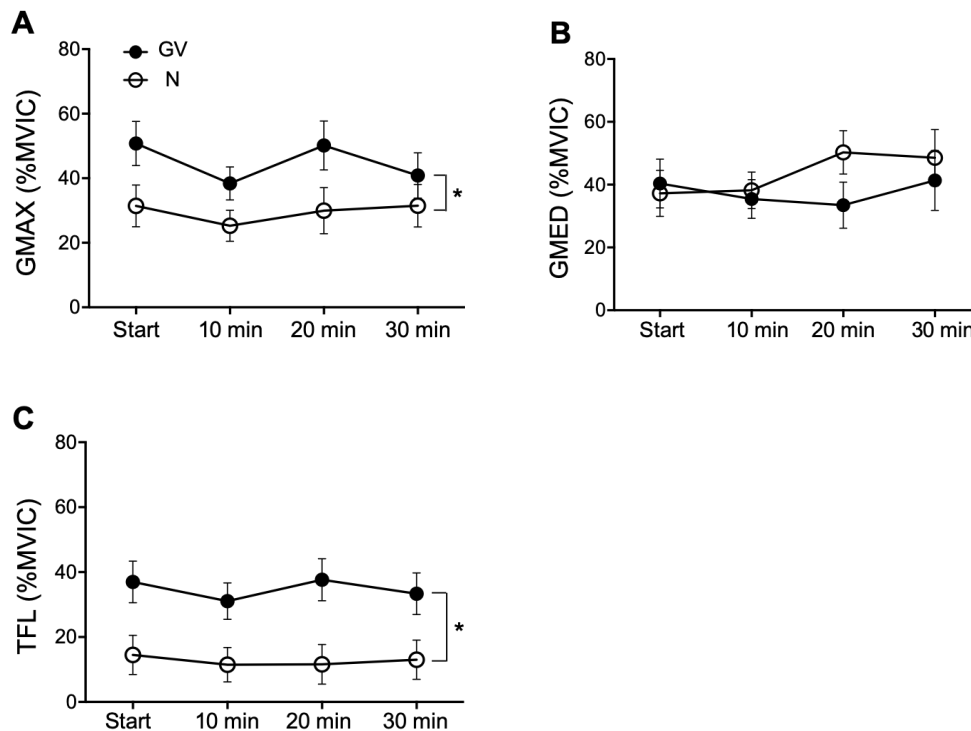


図 3-2 ランニング中の筋活動の群間比較

\* Significant group effect ( $p < 0.05$ ).

### 3-4 考察

本研究では、女性レクリエーションランナーにおける 30 分間のランニングが ITB の Strain Ratio と股関節筋力に及ぼす影響を内反膝の有無により検討した。また、ランニング中の股関節筋力の変化も検討した。

本研究では、荷重時の ITB の Strain Ratio に交互作用が認められた。また、GV 群のみでランニング後に ITB の Strain Ratio が増加し、その時のストレインは N 群より高い値を示した。内反膝は正常膝や外反膝より ITBS の高い発生率を示している<sup>2,8</sup>。また、内反膝は ITB に過度な張力を与えると報告されている<sup>76</sup>。本研究の結果から、ランニングという動作は、GV 群のみに ITB の Strain Ratio に影響すると示唆された。

筋活動では、ランニング全体で GV 群が N 群より TFL と GMAX の高い筋活動を示した。ITBS を有するランナーは健常ランナーよりランニングの立脚期に TFL の筋活動が高かった研究結果もあり<sup>30</sup>、GV 群はランニング中に ITBS を有するランナーと似たような筋活動が見られた。ランニング中の過度な筋活動は、筋肉を緊張させ伸張性が低下すると考えられ、その結果 GV 群のランニング後の ITB の Strain Ratio が増加したと示唆された。また、TFL は股関節を内旋する作用があるため<sup>67</sup>、TFL が過度に活動することは、股関節の内旋角度を大きくする可能性が考えられる。Hamill et al. は、ランニング中の過度な股関節の内旋が ITB のストレインを増加させると示唆している<sup>21</sup>。TFL の筋活動量が高いことは、スポーツ障害につながり、TFL の筋活動を抑えて殿筋部の筋活動を高めるトレーニング方法が検討されている<sup>32,77</sup>。そのため、TFL の筋活動を抑えるランニングフォームの修正が ITBS の予防やリハビリテーションにつながると考えられる。

Souza et al. の膝蓋大腿疼痛症候群を有するランナーを対象にしたランニング研究では、GMAX の筋活動量が高く、股関節伸展筋力が弱いことが判明された<sup>78</sup>。この結果について、ランニング中の高い GMAX の筋活動と股関節の内旋角度が増加したことは、股関節内旋をコントロールするために弱い筋肉を動員しようとした結果であると考えられる。

本研究では、ランニング後のGMAXとTFLの筋力でGV群がN群より低い値を示した。しかし、ランニング後のGV群の有意な筋力低下は見られなかった。加えて、N群ではランニング後にTFLの筋力の有意な増加が見られたため、筋力が筋活動量に影響することは明確ではない。しかし、本研究の運動強度は筋活動量に影響しない程度であったため、今後、運動強度設定の検討が必要であると考えられる。

下肢の静的アライメントでは、LHAのみで群間の有意差が見られた。GV群がN群よりLHAが大きい結果となり、それはGV群がN群より踵骨が外反していることを意味する。Noehren et al.の研究では、踵骨が過度に外反しているランナーはランニング着地時の脛骨の内旋角度が増加したと報告し<sup>20</sup>、脛骨の内旋角度の増加はITBのストレインを増加させる要因となると報告されている<sup>21</sup>。本研究では、ランニング後の荷重時のITBのStrain RatioはGV群がN群より高く、LHAがITBのStrain Ratioの増加に影響する可能性が考えられた。

### 3-5 まとめ

女性レクリエーションランナーを対象に、内反膝の有無による 30 分間のランニングを行い、その前後の ITB の Strain Ratio と筋力の変化とランニング中の筋活動の検討を行った。対象は内反膝の有無により GV 群と N 群にわけ、群間の比較やランニング前後の比較を行った。

ITB の Strain Ratio は、GV 群のみで荷重時の Strain Ratio がランニング後の有意な増加を認めた。ランニング中の筋活動は、GMAX、TFL で GV 群が N 群より高い筋活動が見られた。ランニング中の過度な筋活動は、筋肉を緊張させ伸張性が低下すると考えられ、その結果 GV 群のランニング後の ITB の Strain Ratio が増加したことが示唆された。

## 第4章 総合討論

### 4-1 本研究の目的

本研究では、ITBS の好発因子の中で内反膝の有無、性別という内的因子に着目して、これらの要因と ITB の Strain Ratio の関係、そしてランニングによる Strain Ratio の変化を検討することを目的とした。

この目的を達成するために、研究課題 1 では、性別や内反膝という ITBS の内的因子に着目して、ITB の Strain Ratio の違いを異なる肢位で検討することとした。女性の ITBS 発生率は男性より約 2 倍高いと報告され<sup>2</sup>、さらに内反膝を呈する者は、正常膝や外反膝を呈する者より ITBS の発生が多かったと報告されている<sup>2,8</sup>。ITB の LFE に対する圧迫力が増加し、その間に存在する脂肪組織を炎症させることが ITBS の発生メカニズムと<sup>16</sup>。しかし、ITBS の好発因子である性別や内反膝に着目して検討した研究はない。また、ITBS を有するランナーはランニング中の股関節の内転角度が大きかったことや<sup>20</sup>、ランニング着地時に痛みが発生することから<sup>3,6</sup>、股関節内転と膝関節屈曲の肢位での ITB の Strain Ratio を検討した。

次に研究課題 2 では、女性レクリエーションランナーを対象とし、内反膝の有無によるランニング前後の ITB の Strain Ratio と股関節筋力の変化やランニング中の股関節周囲筋の活動の違いを検討した。過度な TFL の筋活動は股関節を内旋させ、ITB に張力を与えると示唆されている。ITBS を有するランナーはランニング中に TFL の活動が大きかった報告もある<sup>30</sup>。しかし、ITBS の発生率が高いとされている内反膝という下肢の静的アライメントに焦点を当てた検討は行われてない。また、ランニングと ITB のストレインを検討した研究は、シミュレーションによる推測であり、生体にて ITB のストレインとランニングの関係を検討した研究はない。内反膝が ITBS の発生が高いことは報

告されているものの、そのメカニズムは明らかではない。そのため、内反膝に着目して、ITB のストレインやランニング時の筋活動を検討する必要があると考えられる。



## 4-2 本研究で得られた結果

### 4-2-1 研究課題 1：内反膝の有無、性別が ITB のストレインに及ぼす影響

本研究では、ITB のストレインを性別と内反膝の有無による違いがあるかを検討した。超音波 RTE を用いて、4 つの非荷重位肢位と立位 (荷重位) で ITB の Strain Ratio を測定した。性別や内反膝の有無により 4 群に分け、群間の ITB の Strain Ratio を比較した。

女性の内反膝群は、荷重位の ITB の Strain Ratio が男女の正常膝群より高い値を示した。また、ICD と荷重時の ITB の Strain Ratio に正の相関関係が見られた。内反膝を有することは荷重する時の ITB の Strain Ratio を増加させる要因と考えられる。一方、非荷重位の膝関節屈曲肢位では、男性が女性より高い ITB の Strain Ratio を示し、ITB の Strain Ratio に性差があることが確認された。骨盤の前傾、前捻角などのアライメントの性差が影響した可能性が考えられた。

本研究の結果、内反膝を呈する女性は荷重することにより、ITB の Strain Ratio が高くなることが示された。女性は男性より ITBS の発生率が高いと報告されている。また、内反膝という膝の静的アライメント不良も ITBS の好発因子として挙げられている。ランニングは荷重位で行われるスポーツであり、内反膝を呈する女性で ITB の Strain Ratio が高くなった結果は、女性と内反膝での ITBS の高い発生率と関連すると示唆された。

内反膝は、荷重時に ITB にかかる力学的ストレスが増大し、内反トルクに対し姿勢を安定させるため ITB により大きいストレスがかかる<sup>66</sup>。また、内反膝はランニング中の関節モーメントが正常膝と異なり、下肢の筋活動も異なると報告されている。このことから、内反膝に作用する力学的な負荷の違いが ITB の張力を増加させた可能性が考えられる。しかし、本研究の結果のみでは ITB の Strain Ratio の増加に対するキネティクスの影響を説明することは困難である。今後、ランニングの影響や、下肢筋の筋活動などの検討が望まれる。

また、女性の内反膝群は男性の正常膝群より LHA が大きく、さらに荷重時の ITB の Strain Ratio も高い結果であった。LHA が正の値を示すことは足の回内を意味し、過度な回内は脛骨の内旋角度を増加させ膝に過度な負担を与えることが示唆されている。しかし、本研究の結果のみでは LHA が ITB の Strain Ratio にどのように影響したかを明らかにすることはできない。従って、ITB の Strain Ratio に影響する下肢のアライメントを検討する必要がある。

#### 4-2-2 研究課題 2：女性レクリエーションランナーにおける ITB のストレインの増加要因の検討

本研究では、女性レクリエーションランナーを対象とし、ランニング前後の ITB の Strain Ratio と股関節筋力を検討した。また 30 分間のランニングの股関節筋活動を計測した。内反膝の有無により内反膝群と正常膝群の 2 群に群分けを行い、群間と時間差の ITB の Strain Ratio、筋力、筋活動の違いを比較した。

その結果、内反膝群のみで荷重時の ITB のストレインが 30 分間のランニング後に増加した。また、ランニング後の荷重位の Strain Ratio は、内反膝群が正常膝群より有意に高値を示した。ランニング中、内反膝群は正常膝群より高い TFL と GMAX の筋活動が見られた。しかし、筋活動の時間による変化は見られなかった。GMAX と TFL は ITB に繋がっているため、ランニング中の過度な筋活動は、筋肉を緊張させ伸張性が低下すると考えられる。その結果 GV 群のランニング後の ITB の Strain Ratio が増加したと考えられる。

股関節筋力では、内反膝群は正常膝群よりランニング後の TFL と GMAX の筋力が低い値を示した。さらに正常膝群は、TFL の筋力がランニング前に比較してランニング後に有意に増加した。また、内反膝群はランニング後に TFL と GMAX の低下が見られたが、その差は有意ではなかった。内反膝群は、ランニング中の TFL と GMAX の筋活動

量が正常膝群より高かったことから、ランニング中の過度な筋活動が筋力に影響すると考えられるが、本研究の結果のみでは正確なメカニズムの把握は混乱である。今後、ランニング中の筋活動が筋力に与える影響を検討する必要があると示唆された。

#### 4-3 総合考察

研究課題 1 では、内反膝と女性という複合的因子をもつ人は荷重する際に ITB の Strain Ratio が増加することが明らかになった。また、ICD と荷重時の ITB の Strain Ratio の間に正の相関関係が見られ、膝の内反が大きいほど ITB にストレスを与える可能性を示した。

ITB のストレインが増加すると ITB の張力が増加し、ITB の LFE に対する圧迫力を増加させ、その間に存在する脂肪組織に炎症が生じると示唆されている<sup>21</sup>。しかし、生体でのストレインの正確な評価は難しいため、本研究では、超音波を用いて ITB の Strain Ratio を測定することで ITB の緊張度を評価した。その結果、ITB の好発因子である女性と内反膝の組み合わせが ITB の Strain Ratio を高くすることを確認することができた。

研究課題 1 で、女性の内反膝群が荷重時に ITB の Strain Ratio が増加し、ITB がより緊張することが明らかになったため、研究課題 2 では女性ランナーに着目して内反膝の有無によるランニング前後の ITB の Strain Ratio とランニング中の筋活動を検討した。

内反膝群はランニング中の TFL と GMAX の高い筋活動が ITB により多くの張力を与え、その結果、ランニング後の Strain Ratio を増加させることが示唆された。ITBS を有するランナーを対象にした先行研究で、ITBS ランナーはランニング中の TFL の筋活動が大きかったと報告され、今後、ITBS を有するランナーのランニング中の筋活動及び ITB のストレインの検討が必要と考えられる。

本研究により、女性で内反膝という内的因子の組み合わせが ITB の Strain Ratio の増加を招くこと、また内反膝の女性ではランニング中に GMAX と TFL の筋活動が高く、ITB の Strain Ratio の増加に影響を及ぼしている可能性が示唆された。本研究結果は、ITBS の発生メカニズムの解明に繋がることが期待される。

研究課題 1 では、女性の内反膝群が男性の正常膝群より LHA の角度が大きく、研究課題 2 でも、内反膝群が正常膝群より LHA の角度が大きいことが検討された。また、

課題1では女性内反膝群が男性の正常膝群より荷重時のITBのStrain Ratioが高く、課題2でも内反膝群が正常膝群より荷重時のITBのStrainが高値を示した。内反膝と足部の回内は運動連鎖により関連性があると報告されているため、膝のアライメントだけでなく、足部や股関節のアライメントに着目した検討も必要があると考えられる。

本研究でのRTE測定結果に検者内信頼性として求めたICCの値が、0.87~0.96であった。ICCが0.75以上であれば“Excellent” reliability、ICCが0.40~0.75であれば“Fair of Good” reliability、またICCが0.40未満であれば“Poor” reliabilityであると分類されている<sup>64</sup>。全ての肢位の測定値のICCは0.75より高い値を示しているため、測定に高い信頼性があると示唆され、ITBの測定に対するRTEの有用性が検討された。しかし、本研究では検者内信頼性のみ検討したため、今後、異なる検者での信頼性や、再現性の検討も必要と考えられる。

ITBの緊張を軽減させることはITBSの発症予防につながるため、本研究の結果から、アライメントの矯正やランニング動作の改善などの介入などを検討する必要性が示唆された。現在、ITBSのリハビリテーションとしてはITBのストレッチングや股関節周囲の筋力訓練が主となっている。しかし、ストレッチの効果を生体で計測する検討はされてない。本研究により生体ITBのStrain Ratioの測定が検討されたため、今後のリハビリテーションに活用できると考えられる。

また、内反膝を呈する女性はランニング中のTFLやGMAXの高い筋活動がITBのストレインを増加させる要因になる可能性が検討されたため、TFLとGMAXの筋活動を低減させるランニングフォームへの改善にも応用できると考えられる。

#### 4-4 本研究の限界と今後の課題

本研究における限界と課題を以下に挙げる。

まず、荷重位の ITB の Strain Ratio の測定肢位が両脚立位に限られたことが本研究の限界である。ITBS で痛みが発生する場面は、ランニング着地時が多いと報告されているため、ランニング着地動作に近い片脚立位での検討が望ましい。しかし、超音波 RTE の測定方法は、組織に微細な圧迫を加えることでその歪みを数値化することである。そのため、対象者の動きが測定値に影響を及ぼす可能性があるため、不安定性が生じる片脚立位での検討はできなかった。

次に、本研究ではランニング中のキネマティクスの測定を行っていない。ITB は股関節から膝関節につく長い組織であるため、股関節や膝関節の前額面と水平面上の動きにより張力がかかる<sup>16,21</sup>。ITB のストレインの増加にもランニング中の股関節の内転角度や膝関節の内旋角度の増加が関わると報告されている<sup>20-22</sup>。また、ランニング中の TFL の過度な筋活動は、TFL の作用から股関節内旋角度の増加が予想され、それが ITB に張力ストレスを加えたと考えられる。しかし、本研究ではランニングキネマティクスを計測していないため、ランニング中の股関節や膝関節の角度の変化が ITB にどのような影響を与えたかを説明することはできなかった。

また、課題 2 のランニング強度が低く、ランニングによる筋活動の変化を検討することができなかった。本研究では、ランニングによる疲労の影響ではなく、ランニングの時間の影響を検討することが目的であったため、中強度でのランニングを行った。しかし、その結果、ランニング速度や距離が予測より低く、筋活動の変化を検討することはできなかった。今後、ランニング時間の影響を検討するため、更なる運動強度の検討が必要であると考えられる。

ITB のストレインの増加は ITBS 発生要因と言われている。本研究では、ITBS の好発因子である内反膝と性別に着目し、ITB の Strain Ratio およびランニング中の筋活動を検討した。その結果、内反膝を呈する女性は荷重することで ITB の Strain Ratio が増加し、さらにランニング中の TFL と GMAX の筋活動が高く、その結果 ITB の Strain Ratio が増

加することが明らかにされた。TFL の過度な活動は、障害の発生にも繋がり、TFL の活動量を最小化するトレーニングが検討されている<sup>32,76</sup>。今後、内反膝におけるランニングキネマティクスの検討を行い、TFL の活動量を減らすランニング方法の検討も必要と考えられる。また、ランニングの時間や距離などの外的因子が ITB のストレインに与える影響を検討する必要があると考えられる。

## 第5章 結論

本研究では、超音波 Real-time tissue elastography を用い、ITB の Strain Ratio を ITBS の好発因子である性別や内反膝の有無に着目して検討し、以下の結論を得た。

- 1) 研究課題 1 では女性と内反膝の内的因子に荷重の因子が加わると ITB の Strain Ratio が増加することが確認された。
- 2) 研究課題 2 では、内反膝を呈する女性はランニング中の大殿筋・大腿筋膜張筋の筋活動が正常膝群と比べ大きかった。その結果、ランニング後の ITB の Strain Ratio が増加した。
- 3) Leg heel angle の値が高い群は、荷重時の ITB の Strain Ratio が高かった。

以上の結果は、女性、内反膝、ランニング中の大殿筋および大腿筋膜張筋の過度な筋活動、そして高い Leg heel angle が ITB の緊張を高める因子であることを示している。



## 謝辞

本研究の遂行と本博士論文の作成にあたり、懇切丁寧なご指導、ご助言を賜りました、筑波大学人間総合科学研究科スポーツ医学専攻、竹村雅裕准教授に深く感謝申し上げます。竹村雅裕准教授には、修士課程の頃から、多くのご助言を頂き、私の考えの至らない点についても的確なアドバイスを頂きました。同専攻、向井直樹准教授、福田崇准教授には、ご多忙の中、審査員として親身にご指導とご指摘を賜りました。誠にありがとうございました。専攻外審査員を引き受けて頂きました筑波大学人間総合科学研究科体育科学専攻、鍋倉賢治教授には、貴重なご指導とご助言を賜り、感謝申し上げます。また、筑波大学医学系、宮川俊平教授、筑波大学人間総合科学研究科スポーツ医学専攻、白木仁教授には、修士の頃から研究相談をさせて頂き、とても貴重なアドバイスを頂きました。深く感謝申し上げます。

筑波大学国際統合睡眠医科学研究機構、徳山董平教授、筑波大学人間総合科学研究科スポーツ医学専攻、前田清司教授には実験装置や実験室の借用のご協力頂きました。誠にありがとうございます。

また、つくば国際大学、永井智先生をはじめとした竹村研究室関係者の皆様には研究全般の相談や博士論文のネイティブチェックなど、貴重なご意見とご協力を頂きました。心より感謝いたします。そして、研究活動を進めるにあたり、実験補助や被験者としてのご協力等、様々な面で支えていただいた方々ならびに筑波大学スポーツ医学研究室の皆様には感謝いたします。

## 参考文献

- 1) 笹川スポーツ財団. スポーツライフデータ (スポーツライフに関する調査報告書). 2018, 笹川スポーツ財団, 東京
- 2) Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sport Med.* 2002; 36(2): 95-101.
- 3) Renne JW. The iliotibial band friction syndrome. *J Bone Jt Surg.* 1975; 57(8): 1110-1111.
- 4) Allen DJ. Treatment of distal iliotibial band syndrome in a long distance runner with gait re-training emphasizing step rate manipulation. *Int J Sports Phys Ther.* 2014; 9(2): 222-231.
- 5) Merican AM, Amis A a. Iliotibial band tension affects patellofemoral and tibiofemoral kinematics. *J Biomech.* 2009; 42: 1539-1546.
- 6) Noble CA. Iliotibial band friction syndrome in runners. *Am J Sport Med.* 1980; 8(4): 232-234.
- 7) Orava S. Iliotibial tract friction syndrome in athletes--an uncommon exertion syndrome on the lateral side of the knee. *Br J Sports Med.* 1978;12(2): 69-73.
- 8) McNicol K, Taunton JE, Clement DB. Iliotibial tract friction syndrome in athletes. *Can J Appl Sport Sci.* 1981; 6(2): 76-80.
- 9) Fredericson M, Wolf C. Iliotibial band syndrome in runners: Innovations in treatment. *Sport Med.* 2005; 35(5): 451-459.
- 10) Sutker AN, Jackson DW, Pagliano JW. Iliotibial Band Syndrome in Distance Runners. *Phys Sportsmed.* 1981; 9(10): 69-73.
- 11) Holmes JC, Pruitt AL, Whalen NJ. Iliotibial band syndrome in cyclists. *Am J Sports Med.* 1993; 21(3): 419-424.
- 12) Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, Dowdell BC, Oestreicher N, Sahrman SA. Hip Abductor Weakness in Distance Runners with Iliotibial Band Syndrome. *Clin J Sport Med.* 2000; (10): 169-175.

- 13) Orchard JW, Fricker P a, Abud a T, Mason BR. Biomechanics of iliotibial band friction syndrome in runners. *Am J Sports Med.* 1980; 24: 375-379.
- 14) Ekman EF, Pope T, Martin DF, Curl WW, Carolina N. Magnetic Resonance Imaging Band Syndrome of Iliotibial band syndrome. *Am J Sport Med.* 1994; 22: 851-854.
- 15) Tamai K, Takahashi J. MR findings in iliotibial band syndrome. 1997; 26: 533-537.
- 16) Fairclough J, Hayashi K, Toumi H, et al. Is iliotibial band syndrome really a friction syndrome? *J Sci Med Sport.* 2007; 10: 74-76.
- 17) Muhle C, Ahn JM, Bergman GA, et al. Iliotibial Band Friction Syndrome: MR Imaging Findings in 16 Patients and MR Arthrographic Study of Six Cadaveric Knees. 1999; 212(1): 103-110.
- 18) Fairclough J, Hayashi K, Toumi H, et al. The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: Implications for understanding iliotibial band syndrome. *J Anat.* 2006; 208: 309-316.
- 19) Falvey EC, Clark R a., Franklyn-Miller a., Bryant a. L, Briggs C, McCrory PR. Iliotibial band syndrome: An examination of the evidence behind a number of treatment options. *Scand J Med Sci Sport.* 2010; 20: 580-587.
- 20) Noehren B, Davis I, Hamill J. ASB Clinical Biomechanics Award Winner 2006. Prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clin Biomech.* 2007; 22: 951-956.
- 21) Hamill J, Miller R, Noehren B, Davis I. A prospective study of iliotibial band strain in runners. *Clin Biomech.* 2008; 23: 1018-1025.
- 22) Miller RH, Lowry JL, Meardon S a., Gillette JC. Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome during an exhaustive run. *Gait Posture.* 2007; 26: 407-413.
- 23) Tateuchi H, Shiratori S, Ichihashi N. The effect of three-dimensional postural change on shear elastic modulus of the iliotibial band. *J Electromyogr Kinesiol.* 2016; 28: 137-142.
- 24) Ferber R, Noehren B, Hamill J, Davis IS. Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(2): 52-58.

- 25) Meardon S a., Campbell S, Derrick TR. Step width alters iliotibial band strain during running. *Sport Biomech.* 2012; 11(4): 464-72.
- 26) Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(2): 42-51.
- 27) Foch E, Reinbolt J a., Zhang S, Fitzhugh EC, Milner CE. Associations between iliotibial band injury status and running biomechanics in women. *Gait Posture.* 2015; 41(2): 706-710.
- 28) Noehren B, Schmitz A, Hempel R, Westlake C, Black W. Assessment of strength, flexibility, and running mechanics in men with iliotibial band syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014; 44(3): 217-222.
- 29) Grau S, Krauss I, Maiwald C, Best R, Horstmann T. Hip abductor weakness is not the cause for iliotibial band syndrome. *Int J Sports Med.* 2008; 29: 579-583.
- 30) Baker RL, Souza RB, Rauh MJ, Fredericson M, Rosenthal MD. Differences in Knee and Hip Adduction and Hip Muscle Activation in Runners With and Without Iliotibial Band Syndrome. *PM R.* 2018; 10(10): 1032-1039.
- 31) Mann RA, Moran GT, Dougherty SE. Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. *Am J Sports Med.* 1986; 14(6): 501-510.
- 32) Selkowitz DM, Beneck GJ, Powers CM. Which exercises target the gluteal muscles while minimizing activation of the tensor fascia lata? Electromyographic assessment using fine-wire electrodes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013; 43(2): 54-64.
- 33) Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(2): 42-51.
- 34) 浦辺幸夫. スポーツ動作における下肢アライメントの意義に関する研究. *理学療法学.* 1997; 24(3): 164-168.
- 35) 山本利春. ランニング障害との関連からみた下肢アライメント検査の検討. *臨床スポーツ医学.* 1989; 6: 442-446.
- 36) 増島篤. 腸脛靭帯炎について. *東日本スポーツ医学研究会会誌.* 1983; 4: 184-187.

- 37) MCMORRIS RO. Faulty posture. *Pediatr Clin North Am.* 1961; 8: 213-224.
- 38) Park S, Chung J-S, Kong Y-S, Ko Y-M, Park J-W. Differences in onset time between the vastus medialis and lateralis during stair stepping in individuals with genu varum or valgum. *J Phys Ther Sci.* 2015; 27(9): 2727-2730.
- 39) Ferber R, Davis IM, Williams DS. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech.* 2003; 18: 350-357. 1
- 40) Phinyomark A, Osis S, Hettinga BA, Leigh R, Ferber R. Gender differences in gait kinematics in runners with iliotibial band syndrome. 2015; (6): 744-753.
- 41) Gajdosik RL, Sandler MM, Marr HL. Influence of knee positions and gender on the Ober test for length of the iliotibial band. *Clin Biomech.* 2003; 18(1): 77-79.
- 42) Devan MR, Pescatello LS, Faghri P, Anderson J. A prospective study of overuse knee injuries among female athletes with muscle imbalances and structural abnormalities. *J Athl Train.* 2004; 39(3): 263-267.
- 43) Baker RL, Souza RB, Fredericson M. Iliotibial Band Syndrome: Soft Tissue and Biomechanical Factors in Evaluation and Treatment. *PM R.* 2011; 3(6): 550-561.
- 44) Wang T-G, Jan M-H, Lin K-H, Wang H-K. Assessment of stretching of the iliotibial tract with Ober and modified Ober tests: an ultrasonographic study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006; 87(10): 1407-1411.
- 45) Wang H, Shih TT, Lin K, Wang T. Real-time morphologic changes of the iliotibial band during therapeutic stretching; an ultrasonographic study. 2008; 13: 334-340.
- 46) Jelsing EJ, Finnoff JT, Cheville AL, Levy B a, Smith J. Sonographic evaluation of the iliotibial band at the lateral femoral epicondyle: does the iliotibial band move? *J Ultrasound Med.* 2013; 32: 1199-1206.
- 47) Niitsu M, Michizaki A, Endo A, Takei H, Yanagisawa O. Muscle hardness measurement by using ultrasound elastography: a feasibility study. *Acta Radiol.* 2011; 52(1): 99-105.
- 48) Bojanic K, Katavic N, Smolic M, et al. Implementation of Elastography Score and Strain Ratio in Combination with B-Mode Ultrasound Avoids Unnecessary Biopsies of Breast Lesions. *Ultrasound Med Biol.* 2017; 43(4): 804-816.

- 49) Chino K, Akagi R, Dohi M, Fukashiro S, Takahashi H. Reliability and Validity of Quantifying Absolute Muscle Hardness Using Ultrasound Elastography. 2012; 7(9): 5-9.
- 50) Yanagisawa O, Sakuma J, Kawakami Y, Suzuki K, Fukubayashi T. Effect of exercise - induced muscle damage on muscle hardness evaluated by ultrasound real-time tissue elastography. Springerplus. 2015; 4: 308
- 51) Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ. Real-time ultrasound elastography of the normal Achilles tendon: reproducibility and pattern description. Clin Radiol. 2009; 64(12): 1196-1202.
- 52) Eltyib HEH, Awad IA, Elsayed NM, Jastaniah SD. Real Time Ultrasound Elastography for the Differentiation of Benign and Malignant Thyroid Nodules. 2014; 4: 38-47.
- 53) Itoh A, Ueno E, Tohno E, et al. Breast Disease: Clinical Application of US Elastography for diagnosis. 2006; 239(2): 341-350.
- 54) Erdfelder E. G \* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior Research Methods. 2007; 39(2): 175-191.
- 55) Choudhary R, Malik M, Aslam A, Khurana D, Chauhan S. Effect of various parameters on Quadriceps angle in adult Indian population. J. Clin. Orthop. Taruma. 2019; 10(1): 149-154.
- 56) Warren BL. Anatomical factors associated with predicting plantar fasciitis in long-distance runners. 1984; 16(1): 60-63.
- 57) Menz HB. Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. J Am Podiatr Med Assoc. 1998; 88(3): 119-129.
- 58) Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. Orthop Clin North Am. 1982; 13(3): 541-558.
- 59) Choudhary R, Malik M, Aslam A, Khurana D. Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma Effect of various parameters on Quadriceps angle in adult Indian population. J Clin Orthop Trauma. 2017: 19-22
- 60) Hirono J, Mukai N, Takayanagi S, Miyakawa S. Changes in the hardness of the gastrocnemius muscle during a Kendo training camp as determined using ultrasound real-time tissue elastography. J phys Fit Sport Med. 2016; 5(3): 239-245.

- 61) 藤原洋子, 松村剛, 村山直之, 元木満, 三竹毅. エラストグラフィ用音響カプラーの開発. *Medix*. 2011; 55(40): 4.
- 62) Krouskop TA, Wheeler TM, Kallel F, Garra BS, Hall T. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. *Ultrason Imaging*. 1998; 20(4): 260-274.
- 63) De Maeseneer M, Marcelis S, Boulet C, et al. Ultrasound of the knee with emphasis on the detailed anatomy of anterior, medial, and lateral structures. *Skeletal Radiol*. 2014; 43: 1025-1039.
- 64) Fleiss JL. Reliability of Measurement. In: *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. John Wiley & Sons, Inc.; 1999: 1-32.
- 65) Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A, Group IM, Rehabilitation N. Effects of Genu Varum Deformity on Postural Stability. *Orthop baiomechanics*. 2012: 469-473.
- 66) B H, B.M N. Pronation in Runners: Implications for Injuries. *Sport Med*. 1998; 26(3): 169-176.
- 67) Andrews M, Noyes FR, Hewett TE, Andriacchi TP. Lower Limb Alignment and Foot Angle are Related to Stance Phase Knee Adduction in Normal Subjects: A Critical Analysis of the Reliability of Gait Analysis Data. *J Orthop Res*. 1996; 14(18): 289-295.
- 68) Bramah C, Preece SJ, Gill N, Herrington L. Is There a Pathological Gait Associated With Common Soft Tissue Running Injuries? *Am J Sports Med*. 2018; 46(12): 3023-3031.
- 69) Nguyen A-D, Shultz SJ. Sex Differences in Clinical Measures of Lower Extremity Alignment. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2007; 37(7): 389-398.
- 70) 曾我部晋哉, 向井直樹, 下條仁士, 白木仁, 宮川俊平, 目崎登, 宮永豊. 内反膝がレッグプレス中の下賜筋活動量に及ぼす影響について. *体力科学*. 2003; 52: 275-284.
- 71) 青木隆明, 林典雄. 機能解剖学的触診技術— 下肢・体幹. *メジカルビュー*, 東京. 2007: 91-93.
- 72) Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua DA. Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2009; 39(7): 532-540.

- 73) Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. Hillsdale: Lawrence Erlbaum; 1988.
- 74) Nakagawa S, Cuthill IC. Effect size, confidence interval and statistical significance: A practical guide for biologists. *Biol Rev*. 2007; 82(4): 591-605.
- 75) Kinnear PR, Gray CD. *SPSS 12 Made Simple*. Hove and New York: Psychology Press; 2006.
- 76) Vasilevska V, Szeimies U, Stähler A. Magnetic resonance imaging signs of iliotibial band friction in patients with isolated medial compartment osteoarthritis of the knee. *Skeletal Radiol*. 2009; 38(9): 871-875.
- 77) McBeth JM, Earl-Boehm JE, Cobb SC, Huddleston WE. Hip muscle activity during 3 side-lying hip-strengthening exercises in distance runners. *J Athl Train*. 2012; 47(1): 15-23.