

博士(スポーツ科学)学位論文

脛骨内側ストレス症候群患者の  
再発要因と対処法の検討  
Consideration for Recurrent Factor  
and Prevention  
of Medial Tibial Stress Syndrome

2015年1月

早稲田大学大学院 スポーツ科学研究科

秋山 圭

Akiyama, Kei

研究指導教員： 福林 徹 教授

## 目次

第 1 章 序論	1
第 1 節 序	2
第 2 節 用語の定義	5
第 3 節 研究小史	7
第 4 節 本論文の目的, 構成	27
第 2 章 脛骨内側ストレス症候群を有した選手における足部の特徴	28
第 1 節 緒言	29
第 2 節 方法	31
第 3 節 結果	39
第 4 節 考察	41
第 5 節 まとめ	44
第 3 章 脛骨内側ストレス症候群を有した選手における ランニング動作時の距腿関節・距骨下関節の動き	45
第 1 節 緒言	46
第 2 節 方法	47
第 3 節 結果	54
第 4 節 考察	57
第 5 節 まとめ	59
第 4 章 脛骨内側ストレス症候群を有する選手の筋硬度	60
第 1 節 緒言	61
第 2 節 方法	63
第 3 節 結果	69
第 4 節 考察	71
第 5 節 まとめ	73

第 5 章 脛骨内側ストレス症候群を有した選手におけるインソールの影響	74
第 1 節 緒言	75
第 2 節 方法	77
第 3 節 結果	82
第 4 節 考察	89
第 5 節 まとめ	92
第 6 章 総括論議	93
第 7 章 結論	96
引用文献	98
業績リスト	117
謝辞	118

# 第 1 章

## 序論

## 第 1 節 序

現在の医学分野は疾患に対する発生メカニズムの解明や治療の発展に伴い、いかに処置するから予防するかに変わってきている。同様にスポーツ医学に関する関心の的も外傷・障害を予防することに変化してきている (Van Mechelen et al., 1992)。スポーツ外傷・障害を予防するための研究を行う際の基本的な流れとして Van Mechelen ら (Van Mechelen et al., 1992) の提唱した四段階のステップがある。その四段階とは、最初に外傷の発生頻度や重症度を調査し、問題の認識を行う。二段階目として、外傷発生のメカニズムやリスクファクターの解明を行う。三段階目として、リスクファクターに対して介入を行い、効果を検証する。最後の四段階目として再び疫学調査を行い、介入効果を検証するというものである。この研究方法が近年のスポーツ医学に関する研究の基本的な考えである。

脛骨内側ストレス症候群：Medial tibial stress syndrome (以下、MTSS とする) に関する研究は 30 年前から行われてきているが (Vitasalo and Kvist, 1983, Davey et al., 1984)、病態の理解や適切な治療方法について未だ解明されておらず、30 年前まで処置方法は外科治療による報告が大半であった。具体的には外科手術をすることで競技復帰までに 18 か月の時間を要してしまう (Yates and White, 2009; Yates, 2003) といった報告がされている。ここ 10 年間で MTSS に関しても病理の理解や適切な治療法の解明とともに予防医学的発想が用いられ始めており、発生者に対する動作分析や傷害報告、予防法の検討に関する先行研究が散見されてきている。これらの報告を踏まえ、予防法の提案や取り組み、検証が進んでいる最中である。しかしながら、MTSS 発生のリスクファクタ

一で多く取り上げられている足部アライメントや筋タイトネスに関する研究は、計測が困難であることに起因し、詳細に言及した研究は見当たらない。また、MTSSは再発者が非常に多い。そのため (Hubbard et al., 2009; Reinking et al., 2013; Bennet et al., 2012), 治療・再発予防法の1つとして、インソールが注目されている (Craig, 2008)。しかし、インソールについて多くの論文に有効であること (James et al., 1978; Reinking et al., 2013; Eickhoff et al., 2000; Loudon and Dolphino, 2010) は記載されているものの、インソールの効果に関するエビデンスについては乏しい。

以上のように MTSS に関する発生メカニズムやリスクファクター、再発予防法の提案に関するスポーツ医学的根拠について未だ乏しいのが現状である。そのため、本論文は MTSS 再発予防提案のためのエビデンスの一端に関する研究を行うことを目的とする。

本論文で行う研究は、Van Mechelenら (Van Mechelen et al., 1992) の提唱したスポーツ傷害を予防するための四段階の二段階～三段階目にあたる研究であり、MTSS を現在有している者 (または過去半年以内に MTSS を有していた者) と健常者の比較から MTSS 再発リスクファクターとその対処法を検討する研究である。

医学分野の研究は 1993 年に発表された米国医療政策研究局によるエビデンスレベルの分類や我が国において厚生労働省より委託事業として行われている Minds が 2014 年に発表したエビデンスレベルの分類 (福井と山口, 2014) を基に研究が行われている (表 1)。特にスポーツ外傷・障害のリスクファクターに関する実験手法は 2 種類行われている。1つ目は大規模集団に対し、測定を行い、その後、外傷・障害発症者と健常者を区別して比較することで外傷・障害発症者の特徴を前向きに明らか

にするコホート研究がある（表 1 の IV a）。この研究は未来に向かって発症までの特徴を把握することができる。2 つ目は外傷・障害をすでに発症した者と健常者を比較検討することで外傷・障害の特徴を後ろ向きに調べる症例対照研究がある（表 1 の IV b）。前者はエビデンスレベルが高いが、特定の疾患をターゲットにする場合、時間とコストがかかるという難点がある。一方、後者はエビデンスレベルが前者より低くなるが、現在スポーツ分野の外傷・障害のリスクファクターをより効率的に調べる研究手法として数多く用いられている。したがって、本研究においても MTSS 発症者と健常者を比較し、各群に対処法を介入することで MTSS 再発予防に関する科学的基礎の確立に貢献できる情報を提示する。

表 1. Minds によるエビデンスレベルの分類

より番号が若いほどエビデンスレベルが高い。

多くの疾患がこのエビデンスレベルに従って治療が行われている。

I	システマティックレビュー・メタアナリシス
II	ランダム化比較試験
III	非ランダム化比較試験
IVa	コホート研究
IVb	症例対照研究・横断研究
V	症例報告
VI	専門医委員会や専門家の意見

## 第 2 節 用語の定義

### ・ Medial tibial stress syndrome (MTSS)

MTSS はランニングや着地時の衝撃によって誘発される脛骨後内側に沿った痛みの総称であると初めて報告したのは、Mubarak である (Mubarak et al., 1982). しかし MTSS の定義や分類方法は先行研究によって異なる.

Detmer は疲労骨折, 骨膜炎, 下腿深部コンパートメント症候群の 3 疾患を含む症状を MTSS と定義している (Detmer, 1986). Slocum は前脛骨筋を含めた下腿全域の疼痛性障害と定義している (Slocum, 1967). Michael らはヒラメ筋が関与した骨膜炎, 筋膜炎, 腱炎であると述べている (Michael et al., 1985). 現在でも議論の的となるシンスプリントと脛骨疲労骨折は一連の流れにあると考え, 脛骨疲労骨折はシンスプリントの終末像であるとするもの (Anderson and Greenspan, 1996; Fredericson et al., 1995; 奥脇 2005) と疲労骨折に移行するものではない (中ら, 1996) とするものがあり, 一定の見解が得られていない.

近年, 多くの研究者の間で用いられている Yates and White による MTSS の定義は疲労骨折や虚血性疾患 (コンパートメント症候群や popliteal artery entrapment syndrome (膝窩動脈絞扼症候群)) を除外した脛骨後内側痛 (Yates and White 2004) である. この定義は 3 つの診断基準がある. 一つ目として知覚障害による下腿の痛みを除いた脛骨後内側部への運動誘発性の痛みがあり, 運動後数時間痛みが続くものである. 二つ目として痛みの範囲が 5 cm 以上あるものである. 三つ目に脛骨後内側に沿って触診すると放散痛を生じ, 時には骨表面が平らでないことを確認できる. 本研究における MTSS 対象者が疲労骨折を含んで



いないことを考慮すると Yates and White による MTSS の定義に合致していると考え、本研究の MTSS の定義は Yates and White による MTSS の定義とした。

MTSS に対する名称もさまざま考えられる。MTSS は症状を示しているため、名称が定まっていない。整形外科学用語集（日本整形外科学会編）や臨床スポーツ医学用語集（日本臨床スポーツ医学会編）、足の外科学用語集（日本足の外科学会編）では MTSS に関する用語はなく、MTSS の一部とされるシンスプリントについて過労性脛部痛という名称で記載されている。唯一、日本医学会医学用語辞典において MTSS は脛骨内側ストレス症候群と記載されている。そのため本研究において、MTSS の邦訳を脛骨内側ストレス症候群として題名に用いた。

#### ・足関節・足部における運動方向の定義

足関節・足部の運動方向を表す用語は国際的に統一しておらず、特に内反、外反と回内、回外の動きについて、どのように用いるか2つの見解に分かれている。一方は American Orthopaedic Foot and Ankle Society や International Society of Biomechanics が提唱している定義で、足関節・足部の内反、外反の動きを冠状面での運動とし、回内、回外を冠状面、矢状面、横断面の3平面での動きとするものである。他方は Kapandi や日本整形外科学会・日本リハビリテーション医学会制定の関節可動域表示に用いられている定義で、内反、外反を足関節・足部の3平面での動きとし、回内、回外を足関節・足部の冠状面の動きとするものである。本研究は前者の定義を採用し、冠状面での動きを内反、外反、矢状面での動きを底屈、背屈、横断面での動きを内旋、外旋とし、回内、回外を3平面での動きとした。

### 第 3 節 研究小史

#### 第 1 項 MTSS の疫学

MTSS の発生率は，米国の軍人らの間で 7 % から 35 % の割合で起こるとされている (Andrish et al., 1974; Yates and White 2004). 日本人を対象にした研究では高校生長距離ランナーにおいて，練習または試合に 1 回参加した場合の選手 1000 人に対する受傷率が 0.29 人であった (Yagi et al., 2013). また，高校生の中では特に 1 年生において発生する確率が高いと報告されている (Yagi et al., 2013).

MTSS の性差は女性に多いとされているものの対象種目や年齢により異なる。約 1.6 倍～6 倍女性に多いと報告されている (Burne et al., 2004; Plisky et al., 2007; Bennett et al., 2012). こうした性差がみられる理由に，ランニング時キネマティクスの差異や初経の遅れによる骨密度低下，ホルモン状態が影響していると報告されている (Newman et al., 2013; Khan et al., 2001; Bennell et al., 1996). ただし，MTSS 発生に性差はないとしている報告もあるため (Yagi et al., 2013)，今後の検討が必要である。

MTSS の受傷機転は内的要因ではアライメントが大きく関わっているという報告が多い (Sommer et al., 1995; Wgphen et al., 1998; Bennett et al., 2001; Yates White, 2004; Reinking, 2007; Bandholm et al., 2008; Raissi et al., 2009; Bennett et al., 2012; Moen et al., 2012). その他，股関節外旋可動域の増加 (Raissi et al., 2009) や BMI の増加 (Plisky et al., 2007; Yagi et al., 2013)，10mm 以上の舟状骨高差 : navicular drop (Bennett et al., 2001; Bandholm et al., 2008; Bennett et al., 2012; Moen et al., 2012)，ランニング経験の乏しさ (Bennett et al., 2001; Yates and

White, 2004; Burne et al., 2004; Plisky et al., 2007; Reinking et al., 2013) などが特徴として挙げられている。その他に MTSS 再発者も多いことが特徴である。

以上のような研究は欧米における報告が圧倒的であるが、多くの MTSS が欧米と同様に日本でも生じていると思われる。しかし、大規模調査は行われていないため、詳細な発生率は報告されていない。

## 第 2 項 MTSS の原因論

MTSS の発生原因に関して、主に 3 つの説が唱えられている。この中でも多くの文献で有力な説として支持されている引っ張り説 (Devas, 1958; Wallensten et al., 1983; Garth et al., 1989; Beck et al., 1994; Ekenman et al., 1995; Stickley et al., 2009; Buck et al., 2010; Michael and Holder, 1985; Ringleb et al., 2007; 中宿と林, 2014) と曲げ応力説 (Devas, 1958; 中宿と林, 2014; Winters et al., 2013; Goodship et al., 1979; Hayes et al., 1991; Frost et al., 2001; et al., 2013; Forwood et al., 1994; Franklyn et al., 2008) が単独、または引っ張り説と曲げ応力説が組み合わさって、MTSS が生じると報告されている。しかしながら MTSS は繰り返しの負荷の結果として生じるスポーツ障害であり、一度の外力によって生じるスポーツ外傷とは異なる。そのため、現在詳細な発生時の状況や様子を科学的に観察することは難しい。以下に先行文献で取り上げられている諸説を紹介する。

### ・ 引っ張り説 : Traction-induced 説

引っ張り説 : Traction-induced 説は繰り返しの負荷によって脛骨に付着している足関節底屈筋群の起始に張力が生じて筋や骨膜や骨に痛みが生じるという考えである。初めて報告したのは Devas (Devas, 1958) であり、下腿の強い筋収縮によって骨膜が引っ張られる結果としている。

MTSS に関与している筋は未だに議論の対象になっている。そのため、痛みのある部位と解剖学的な構造の関係を調べるための研究が検体を用いて行われている (Wallensten et al., 1983; Garth et al., 1989; Beck et al., 1994; Ekenman et al., 1995; Stickley et al., 2009; Buck et al., 2010)。

これらの研究では， MTSS を生じた位置に異なる筋が付着していることを報告している．

Michael and Holder は MTSS の痛みを有している箇所はヒラメ筋とその筋膜の付着部位であるとし， 痛みの原因は踵骨が外反することで下腿三頭筋の内側腱膜が引き伸ばされることとしている (Michael and Holder, 1985)． Beck らは 5 検体のヒラメ筋， 長趾屈筋， 後脛骨筋， 下腿深部筋膜の位置を調べ， MTSS の好発部位である脛骨後内側にはヒラメ筋， 長趾屈筋の筋膜が付着しており， 後脛骨筋が付着している検体はなかったとしている (Beck et al., 1994)． その結果， Beck らは traction-induced 説に貢献しているのは主にヒラメ筋であり， 後脛骨筋は他の要因で関わっているかもしれないと結論付けている (Beck et al., 1994)． また後脛骨筋は付着部である舟状骨が扁平化することで健常群に比べて後脛骨筋が接地中に過活動を起こしている (Ringleb et al., 2007) という推測のもと， MTSS と関与しているかもしれないとしている． また Garth らは脛骨後内側の痛みを有しているランニング系選手は中足指節間関節の過伸展によって鉤爪趾のような足部になり， 屈曲方向への可動域が減少するとしており， その結果， 長趾屈筋と MTSS に関係しているとした (Garth et al., 1989)． 中宿らも後脛骨筋や長趾屈筋を含めた下腿深層筋群の筋膜とヒラメ筋の筋膜と脛骨の合流部分が過剰収縮することで疼痛が生じるとしている (中宿と林, 2014)． また， 脛骨前面にみられる疼痛の場合もヒラメ筋の筋膜が脛骨骨膜に付着する部位に一致していることから， ヒラメ筋の筋牽引力による筋膜炎と骨膜炎をみているものと考えられる (Anderson and Greenspan et al., 1997)． Stickley らは， 13 検体を用いてヒラメ筋， 長趾屈筋， 後脛骨筋， 下腿深部筋膜の位置を調べ， その結果， 筋ではなく下腿深部筋膜が traction-induced 説

を支持しているとしている (Stickley et al., 2009). また, Ekenman らは長趾屈筋の付着部位に後脛骨筋が重なり, 後脛骨筋と長趾屈筋はヒラメ筋に覆われていたとして, これらの筋が関係しているとした (Ekenman et al., 1995). 以上のようにヒラメ筋の関与が引っ張り説を支持していると考えられる. しかし, その他の後脛骨筋や長趾屈筋も関与しているとする文献が散見されるため, 今後の研究でその他の筋の影響を明らかにする必要がある.

・ 曲げ応力説 : Bending 説

曲げ応力説 : Bending 説は脛骨にかかる繰り返しの歪みや曲げ応力の結果, MTSS が生じるというものである. この理論は Devas によって報告された (Devas, 1958). 膝を含めた脛骨上部の内旋に対して, 踵骨回外による脛骨外旋ストレスが加わることで疼痛が生じると述べている報告もある (中宿と林, 2014). この反応は荷重やストレスによって骨が修復できる閾値を超えると生じるといわれている. この説によって生じる MTSS の部位は脛骨中間～遠位 1/3 の間に生じ, 非常に狭い範囲で圧痛を生じると報告されている (中宿と林, 2014).

・ コンパートメント内圧説

シンスプリントの症状を有する患者は後足部の過回内や内側縦アーチ高の低下が生じることが多い (Sommer et al., 1995; Bandholm et al., 2008; Raissi et al., 2009) といわれている. これらによって後脛骨筋, ヒラメ筋, 長趾屈筋が過剰収縮し, その結果, 下腿深部コンパートメントの圧上昇を引き起こすことで下腿部痛を引き起こす (Puranen, 1974). しかし, MTSS 患者を対象にした研究 (Mubarak et al., 1974; Melberg

and Jorma, 1989) では下腿深部コンパートメントの内圧上昇は認めなかったとしている。このような問題に対して筋膜切開によって筋内圧を減少させようとした研究もあるが、筋内圧は変化せずに症状も改善されていないとしている (Allen and Barnes, 1986)。そのため、Yates and White は MTSS の中にコンパートメント症候群は含まれないと考えている (Yates and White, 2004)。

以上のように、どのようなメカニズムで MTSS が生じたかはコンセンサスが得られていない。また、少数ではあるが足関節過回外タイプの症例が報告されている (伊藤, 2004; 園部, 2014)。さらに、慢性スポーツ障害は内的要因と外的要因からなる数多くのリスクファクターが重なって起こる場合があるため、一般化することが難しい。そのため、発症者に合わせたリスクファクターを抽出することが大切である。

### 第 3 項 MTSS の発生メカニズム・リスクファクター

#### ・関節角度（股関節・膝関節・足関節・第 1 趾角）

MTSS において基準を外れた関節可動域がリスクファクターとする仮説 (Yates and White, 2004; Bartosik et al., 2010; Tweed et al., 2008; Hubbard et al., 2008; Moen et al., 2012) をもとにした研究は膝関節や足関節や股関節の可動域を調査しているが、その中でも特に足関節の可動域に着目した研究が多い。特にヒラメ筋や腓腹筋の筋疲労により、足関節背屈可動域の不足が影響することが報告されている (Michael et al., 1985; Viitasalo et al., 1985; Sommer et al., 1995; Bennett et al., 1985)。腓腹筋の筋疲労と関連のある評価として膝関節伸展位での足関節背屈角度、またヒラメ筋の筋疲労と関連のある評価として膝関節屈曲位での足関節背屈角度を評価している (伊藤ら, 2005; Michael et al., 1985; Viitasalo et al., 1985; Moen et al., 2012; Yagi et al., 2013)。先行研究は健常群と比べて MTSS 群は膝関節伸展位、膝関節屈曲位での背屈角度が減少しているという報告が多数であるが (Yates and White, 2004; Bartosik et al., 2010; Tweed et al., 2008)。一部底屈角度が有意に増加しているという報告もある (Hubbard et al., 2008; Moen et al., 2012)。一方、男女ともに健常者と MTSS では足関節背屈角度に有意差は生じなかったとしている (Burne et al., 2004; Willems et al., 2006; Yagi et al., 2013) 先行研究も散見される。

日本において、伊藤らは高校生サッカー選手の足関節背屈角度を調査 (伊藤ら, 2005) し、MTSS 群で足関節背屈角度が有意に小さかったとしている。新名らは MTSS 反復群では有意に足関節の底屈可動域が小さかったとして、この理由を前脛骨筋など足関節伸筋群の伸張性が低下しているためと考察した。一方、足関節背屈可動域には有意差が生じなかった



としている (新名ら, 2002). 中宿と林は MTSS の理学所見として, 足関節の背屈制限を項目として取り入れており, 接地中の不十分な下腿前傾は脛骨前面へストレスが生じるとしている (中宿と林, 2014).

以上から MTSS 既往者の足関節背屈可動域はわずかに減少するかもしれないが, リスクファクターとしては十分な科学的根拠はない. また有意差が生じている底屈可動域も何故底屈可動域が増減するのか MTSS との因果関係が未だ明らかでない.

Burne らは MTSS 患者が両足とも股関節内外旋可動域が大きかったとしている (Burne et al., 2004). Yagi ら (Yagi et al., 2013) は女性の MTSS 患者の股関節内旋角度が有意に高かった (25.5 vs 31.1). しかし男性は有意差がなかったものの外旋角度が健常者より高かった (39.7 vs 44.5). Moen は健常者に比して股関節の可動域が外旋方向に動いている. その他に MTSS 患者の第 1 趾角に関する可動域調査 (Tweed et al., 2008; Bartosik et al., 2010; Moen et al., 2012) や膝関節可動域調査 (Moen et al., 2012) もされているが, 有意差はなく, リスクファクターとして取り上げられていない.

以上のように MTSS のリスクファクターとして関節可動域を評価した研究の多くは足関節に着目している. しかし, 足関節可動域が MTSS のリスクファクターであるのか否か一致した見解が得られていない. そのため, 今後は大規模調査による関節可動域の検討が必要である.

・足部の解剖学的な構造 (Navicular drop・後足部アライメント・内側縦アーチ・前足部アライメント・foot posture index・foot type)

MTSS の足部の解剖学的構造に関する研究は以前から数多く行われている (Sommer et al., 1995; Wen et al., 1998; Bennett et al., 2001; Yates

and White, 2004; Burne et al., 2004; Plisky et al., 2007; Reinking et al., 2007; Bandholm et al., 2008; Raissi et al., 2009; Bennett et al., 2012; Moen et al., 2012). 特に距骨下関節回内によって増加するといわれている navicular drop(以下, 舟状骨高差とする) (Bennett et al., 2001; Raissi et al., 2009; Moen et al., 2012; Yagi et al., 2013) や内側縦アーチの低下 (Sommer et al., 1995; Bandholm et al., 2008), 脛骨内旋, 踵骨回内 (Raissi et al., 2009) などについて調査している文献が多い. 中でも距骨下関節中間位にした際の地面からの舟状骨結節の高さ(非荷重)と立位時の舟状骨結節の高さ(荷重)の差である舟状骨高差を用いて多くの研究者が行っている (Bennett et al., 2001; Raissi et al., 2009; Moen et al., 2012; Yagi et al., 2013). この検査は測定者による舟状骨結節の位置をマーキングする必要がある, さらに mm 単位で計測するため, その熟練度に大きな差がある. そのため, MTSS の発生リスクファクターとして用いることが有用であるとする者と有用でないとする者に分かれる (Bennett et al., 2001; Raissi et al., 2009; Moen et al., 2012; Yagi et al., 2013). Newman は前述の文献を含めた計 4 件の文献 (Bennett et al., 2001; Hubbard et al., 2009; Plisky et al., 2009; Yagi et al., 2013) をメタ分析することによって舟状骨高差 > 10mm が MTSS 発生リスクファクターとしている (Newman et al., 2013).

Burne らは伏臥位にて距骨下関節を中間位にした状態で踵骨後面を前額面上からみたときの踵骨の上端の中間点と下端の中間点を結んだ線を引いた後, 立位になり, 床面とその線のなす角を後足部角度とした. 踵骨の底面が内側に向くと回内足, 外側に向くと回外足と定義している. その結果, 健常者と MTSS 発生者の後足部角度は有意差がなかったとしている (Burne et al., 2004). 同様の計測で Lun らも差はなかったものの

後足部回内足では下肢スポーツ障害の割合が多かった (Lun et al., 2004). Reinking らは, 踵骨の角度と距舟関節の隆起と内側縦アーチの有無の3つの項目を検査し, 各々の項目で回内, 回外傾向を分類し, 総合的に回内足か回外足か判断した. 踵骨角度が3°以上外反し, 距舟関節の隆起がみられ, 内側縦アーチが低い場合を回内足とし, 逆に踵骨角度が3°以上内反し, 距舟関節の隆起がみられず, 内側縦アーチが高い場合を回外足とした. その結果, MTSS 者は健常者と比べて足部タイプに有意差は無いものの回内足で発生する割合が高い傾向にあった (Reinking et al., 2010). Wen らは, 前向き研究としてランナー355人の舟状骨高を踵骨と第一中足指節間関節で割った arch index と立位中の踵骨角度を計測したが下肢スポーツ障害者と健常者に有意差は無かったとしている (Wen et al., 1998). Yates and White は 1. 距舟関節の隆起 (膨らんでいると回内傾向, 窪んでいると回外傾向), 2. 前額面での踵骨の傾き (内側に傾いていると回内傾向・外側に傾いていると回外傾向), 3. アキレス腱の彎曲具合によってヘルビング徴候 (外側方向に彎曲するのが回内傾向, 内側方向に彎曲するのが回外傾向), 4. 外果の上下の彎曲具合 (外果の下方が窪んでいたなら回内傾向, 外果の上方が窪んでいたなら回外傾向), 5. 足部の外側底面の位置 (後足部に対して前足部が外転していてその間が凹になっていたら回内傾向, 後足部に対して前足部が内転していてその間が凸になっていたら回外傾向), 6. 距骨頭の触診 (内側で触知できると回内傾向, 外側で触知できると回外傾向), 7. 内側縦アーチ (内側縦アーチ下にスペースがなければ回内傾向, 内側縦アーチ下にスペースが大きくあれば回外傾向), 8. (前足部の位置 (後足部に対して前足部が外転していたら回内傾向, 後足部に対して前足部が内転していたら回外傾向) の計8か所ある検査項目の Foot posture index を用いたところ

MTSS 群は有意に回内傾向であったとしている (Yates and White, 2004). また, 踵骨と舟状骨と第一中足骨頭にマーカーを貼付して歩行中の動きを観察した Bandholm らは, MTSS 群では有意にアーチの落ち込みがあったとしている (Bandholm et al., 2008). その他にも静止立位時の内果と舟状骨と第一中足骨頭を結んだ角度は MTSS 群では角度が低く,  $140^{\circ}$  以下になると発生率が高いとしている (Sommer and Vallentyne, 1995). しかし, この  $140^{\circ}$  で分類しても差は出なかったとしている文献もある (Moen et al., 2012). 以上より足部の解剖学的な構造に関する多くの計測手法が散見され, 回内傾向である可能性は高いが, 報告者により異なっており, より正確な計測手法が確立される必要がある.

以上のように MTSS 発生リスクファクターと足部の解剖学的な構造の破綻は関係が高い可能性があるが, 統一した計測手法は確立されていない.

- ・ 動作分析 (股関節・膝関節・足部・床反力)

MTSS を対象にした動作分析は非常に少なく (Viitasalo et al., 1983; Tweed et al., 2008), 脛骨疲労骨折を対象にしているものが多く占める (Bennell et al., 2003; Milner et al., 2006; Milner et al., 2007; Zifchock et al., 2006; Creaby et al., 2008; Pohl et al., 2008; Clansey et al., 2011).

MTSS に対象者を限定した研究では, 35 人のシンスプリント患者に対して, 足関節の可動域とランニング時の後面からみたときの前額面の踵骨の中間線アキレス腱の間のなすアキレス腱角について調査したのが初めてである (Viitasalo et al., 1983). シンスプリント群は健常群に比べて受動的な距骨下関節可動域は回内回外ともに大きく, ランニング着地後のアキレス腱角は着地後有意に変化し, 最大回内位も大きかった

(Viitasalo et al., 1983). また, Bandholm は歩行中に皮膚マーカ－を用いて舟状骨結節と第 1 中足骨頭内側点を結んだ線 (L1) と舟状骨結節と踵骨内側点を結んだ線 (L2) を結んだ線のなす角を内側縦アーチ角として 15 人のレクリエーションレベルの MTSS 者を対象にして 3 次元歩行計測を行った. その結果, 静止立位時と歩行中の内側縦アーチ角に相関はなかったとしている. しかし, MTSS 群の歩行中の内側縦アーチ角最大変位量は健常群に比べて有意に大きかったと報告している (Bandholm et al., 2008). Tweed は 12 人の長距離ランナーを対象にした歩行中の動作分析を行い, 接地期における回内時間が長かったことを報告している (Tweed et al., 2008). Loudon は下肢関節動作分析を 14 人に対して行い, 最大股関節内旋位・前額面から見た股関節の変位量, 膝関節屈曲に健常群と MTSS 群に有意差が生じたと報告している (Loudon et al., 2012). 400 人の大学生を対象に行い脛部内側痛を生じた 46 人とそうでない健常群の足底圧を比較した研究では, 着地時に有意に踵部が中央寄りに着地したため, 踵骨が回内していると考察し, さらに推進期に向けて踵部の圧力が外側に変化したため, 踵骨が回外していると考察している (Willems et al., 2006).

・筋力 (足関節底屈, 内外反筋力)

Yagi らは股関節外転筋力を計測し, 男女ともに健常群と MTSS 群に有意差はなかったものの, MTSS 群が大きかったことも報告している (Yagi et al., 2013). また, Hubbard らは前向き検討を行い, その中で等尺性足関節底背屈筋力・足関節内外反筋力を計測したが健常群と MTSS 群を比較して有意差は生じなかったとしている (Hubbard et al., 2009). 一方, MTSS 既往運動選手 11 人の等速性足関節内外反筋力を測定した報

告では、 $30^\circ / \text{sec}$ 、 $120^\circ / \text{sec}$ での足関節外反筋力が健常群に比べて有意に大きかったとしている。つまり、足関節回内方向への力が強くなっているという結果を明らかにした。また、2秒に一度の回数で踵挙げテスト：heel-rise testを行わせ、健常群とMTSS群で比較した研究では回数に有意差は生じなかった (Bennett et al., 2012)。一方、Madeleyらは、健常群に比べてMTSS群はheel-rise回数が有意に少なかったとして、底屈筋力の低下を示唆している (Madeley et al., 2007)。

・ランニング暦（一週間の走行距離・今までのランニング暦・ランニングタイム）

MTSSは繰り返しの衝撃の結果生じる慢性スポーツ障害であるため、トレーニング量が多くなるほど下腿部への負荷は高まる。つまり、一週間にどの程度走行したかはMTSS発生に関係していると言われており (Macera et al., 1989)、先行研究の指標は $64.4\text{km} / \text{週}$ 以上になるとリスクが大きくなると報告している (Macera et al., 1989)。一方、この指標においても発生率に有意差は生じないとしている文献もある (Reinking et al., 2012)。また、一週間の運動時間、体重負荷運動時間、歩行を除いた体重負荷運動時間を調査した結果、すべての項目においてMTSSの既往に関わらず有意差は無かった (Yates and White, 2004) という報告もある。

ランニング経験年数の少なさがMTSSに関係するとしている文献もあり (Hubbard et al., 2009)、市民ランナーのランニング経験が3年未満の対象者で $24\text{km} / \text{週}$ 未満の走者はMTSSリスクファクターが高いとしている (Reinking et al., 2013)。NCAAに所属している選手に対して質問票を用いた研究の中でMTSS既往群と健常群において一週間の走行距

離について有意差は無かったとしたが、MTSS 群はランニング経験が健常群に比べて有意に乏しかったとしている (Hubbard et al., 2009).

Sharma らは MTSS 群と健常群の 2.4 km 走を測定行った結果、健常群に比べて MTSS は有意に遅いタイムであったとしている (Sharma et al., 2011). しかし、Burne らは、2.4km 走の測定の結果、MTSS 群と健常群で有意差はなかったとしている (Burne et al., 2014).

以上のように、MTSS のリスクファクターとして取り上げられているランニング経験年数の少なさに関して意見が異なる。しかし対象者によって一週間のランニング走行距離やタイムを把握することは、個々人のコンディショニングに把握するために必要がある。

#### ・ 既往歴

MTSS リスクファクターに MTSS 既往歴があげられている。つまり MTSS 発生者には再発リスクがあると考えられている。軍人を対象にした Yates らの研究では MTSS 既往者 40 人中 26 人が入隊前に既に MTSS 既往であったとしている (Yates and White, 2009). さらに NCAA 所属の選手を対象にした前向き研究では発症した 29 人中 25 人において MTSS 既往歴があったとしている (Hubbard et al., 2009). また、MTSS を発症した市民ランナー 143 人のうち、一年前に発症したことがある人は、110 人であった (Reinking et al., 2012). Bennet らは MTSS 既往のクロスカンントリーランナーはシーズン中の発生リスクが 12 倍のオッズ比であったとしている (Bennett et al., 2012). 以上から MTSS の既往歴は MTSS の発生リスクファクターとして挙げられており、長期的に悩まされる例が多い下肢スポーツ障害であると言える。

#### ・ BMI

MTSS 発症に対するリスクファクターの一つとして BMI があげられている (Burne et al., 2004; Plisky et al., 2007; Reinking et al., 2010; Sharma et al., 2011; Bennett et al., 2012; Yagi et al., 2013). BMI は体重と身長から算出されるヒトの肥満度を表す体格指数である。MTSS 発症のリスクファクターとして BMI について多くの報告がみられ、健常者に比べて MTSS 群において有意に高いことが報告されている (Plisky et al., 2007; Yagi et al., 2013). しかし、低い BMI (18.5 以下) でも、MTSS 発症のオッズ比が高くなるとしている研究 (Bennett et al., 2012) や女子のみ有意に高かったとしている研究 (Yagi et al., 2013) もあり、今後 BMI の MTSS 発症に及ぼす中長期的な影響について、検討する必要があるといえる。

#### ・ 性差

女性は男性に比べて MTSS 発症リスクが高いといわれている。高校生ランナーを対象にした Bennett らの報告によると女性に MTSS 発症者が多く、ロジスティック回帰分析の中で性別が大きなウェイトを占めるとしている (Bennett et al., 2012). しかし、高校生ランナー男女の MTSS injury ratio を調査した Yagi らは、男性 0.29 / 1000 athlete exposures に対し、女性 0.28 / 1000 athlete exposures であり性差に有意差は無かったとしている (Yagi et al., 2013). そのため、今後はより大規模な前向き検討を行い、性差があるかどうか調査する必要がある。

以上のように MTSS 発症リスクファクターとして考えられるものについて対象や有意差の違いはあるが、MTSS の論評から静的アライメント



や, MTSS の経験がリスクファクターであると報告されている (Newman et al., 2013). その他に性差や MTSS 以外の傷害既往歴, 練習量, 疲労の蓄積など多くの因子が関わっていると考えられる. また足関節の背屈可動域の減少や BMI は, 報告により結果が異なり, 発生者個々人によって異なると考えられる.

#### 第 4 項 MTSS の対処法・予防法

急性期は運動を中止してアイシングを行う。安静期から物理療法、鍼、筋の柔軟性確保、軽度の運動を開始するが詳細は先行研究（鳥居，1999；岡戸，2011；鳥居，2014）に譲る。ここでは先行研究で多くのテーマになっている筋膜切開に関する外科的処置法や筋の柔軟性確保やインソールに関する予防法について述べていく。

##### ・ 筋膜切開

20 年～30 年ほど前より MTSS 発症者に対して、深部底屈筋の筋膜切開による外科的処置が行われていた。

Allen and Barnes は 110 名の下腿痛対象者のうち 56 人が MTSS であったが、筋膜切開が有効だったのは、MTSS 内のコンパートメント症候群に限ったものであったとしている (Allen and Barnes, 1986)。一方、Puranen は 11 人の MTSS を有したランナーの深部底屈筋の筋膜切開を行い、4 週間以内にすべての患者の疼痛が無くなったと報告している (Puranen, 1974)。さらに 32 人のアスリートに対して筋膜切開を行った Holen らは 23 人の疼痛が改善され、7 人変化なし、2 名が悪化したとして、結果が良好であったことを報告している (Holen et al., 1983)。Akermark らは後深部コンパートメントの筋膜切開は保存療法がうまくいかない場合に有効な処置であるとしている (Akermark et al., 1991)。Wallensten によると後深部筋膜切開により 9 人中 5 人の疼痛が解消され、残りの 4 人も疼痛は残存するものの、減少したとしている (Wallensten et al., 1983)。

#### ・柔軟性確保と筋力強化

柔軟性確保と筋力強化は MTSS に関与していると先行研究で考えられる。ヒラメ筋，長趾屈筋，後脛骨筋 (Michael et al., 1985; Garth et al., 1989) コンディションを取り戻す目的で行われることが多く，特に下腿三頭筋の柔軟性確保と筋疲労予防のための伸張性収縮を毎日行うことについて幅広い研究が行われている (Beck, 1998; Fredericson et al., 1995; Kortebein et al., 2000; Wilder and Seth, 2004; Dugan and Weber, 2007; Couture and Karson, 2002; Korkola and Amendora, 2001; Taube and Wadsworth 1993; Herring, 2006)。Brushoj らは陸軍に対して予防トレーニングプログラムとプラセボトレーニングプログラムをランダムに行わせた (Brushoj et al., 2008)。予防トレーニングプログラムの内容は MTSS 専用のプログラムでなく，下肢スポーツ障害 (膝蓋靭帯炎，ジャンパー膝，腸脛靭帯炎など) をまとめたプログラムであり，スクワットやランジ，大腿四頭筋のストレッチなど基本的な構成になっている。その結果，この専用プログラムによる効果は認められなかった (Brushoj et al., 2008)。また，Moen らも MTSS 既往者に対して介入実験を行い，ランニングプログラムのみ，ランニングプログラムにストレッチと筋力強化を追加したグループ，ランニングプログラムに弾性ストッキングを追加したグループに分けたが 3 グループ間に痛みが消失するまでの期間に差は認められなかった (Moen et al., 2012)。

#### ・インソール

過度の距骨下関節回内および舟状骨高の落ち込みを防ぐ目的で，後足部アライメントを調整するために踵部の直立化および，内側縦アーチの

保持を行う。健常者を対象にした研究では、高沢と福島は後足部パッド、内側パッド、縦軸パッドなどを用いて、歩行とランニング時のアキレス腱角を調査したが、回内角度に差はなかったとしている（高沢と福島、1985）。また、Mundermanらは筋電図と動作分析を用いて快適さの指標を作成し、インソールを着用した方が独自に算出した快適さが増すことを明らかにした（Munderman et al., 2003）。Murley and Birdは歩行時に3種類の異なる角度（0°、15°、30°）の内側ウェッジインソールを使用した際の筋活動を計測し、裸足に比べて前脛骨筋の筋活動は全てのインソールで30% - 38%増加し、長腓骨筋は15°のみ21%増加したとしている（Murley and Bird, 2006）。Stacoffらは骨ピンを使って3次元動作分析を行い、載距突起下に配置するインソールと内側縦アーチ下に配置するインソールでは有意差はなかったとしており、固有受容器に影響を与えている可能性があるとしている（Stacoff et al., 2000）また、多くの報告で対象にしている後足部の動きを評価するだけでなく、前足部の動きも評価する必要があると指摘している（Stacoff et al., 2000）。Romeはインソールによるバランスの影響を調べ、後足部5°の内側ウェッジを挿入することにより、立位30秒間の内外側方向の変位量がインソールなしに比べて有意に小さかったとしている（Rome et al., 2004）。

下肢スポーツ障害を対象にした研究では、Jamesらがランニング障害を持つ180人中83名にインソールを処方した結果78%に痛みの軽減が認められたと報告している（James et al., 1978）。MTSS者に対する研究では、Reinkingがクロスカントリー選手のインソール使用率を調査し、213人中31人がMTSSであり、うち17人がインソールを着用しており、そのうちの15人の痛みが減少した。しかし、インソールの着用の有無を調査するだけに留まっており、どのようなタイプのインソールを着用

していたか確認できていない (Reinking et al., 2013). Eickhoff らも 41 人の MTSS 発生者のうち 16 人に医師によるインソールの介入があり, 14 人に好ましい効果があったとしているがどのようなタイプのインソールを処方したか報告されていない (Eickhoff et al., 2000). また, Loudon and Dolphino は 23 人の MTSS 者に既成インソールを介入させ, 3 週間後に 15 人の痛みが改善されたとしている (Loudon and Dolphino, 2010) が, どのような足部解剖学的構造を有した対象者にインソールを処方したか明らかでなく, また既成インソールの特徴も詳細に報告していない. 以上のように, 現場においてインソールを用いることによる痛みの減少効果は明らか (大槻ら, 1997; Reinking et al, 2013) であるが, 未だ科学的根拠が乏しい. そのため, 今後 MTSS 者に対して実験レベルのエビデンスで追究されることが期待されている (Craig, 2008).

近年は骨細胞の活性化や正常な神経の再生を促すことを目的に筋骨格系疾患に対して衝撃波を照射する shockwave therapy に関する報告 (Moen et al., 2012; Rompe et al., 2012) が散見され, MTSS に対しても報告され始めてきており, 今後その効果について期待される.

#### 第 4 節 本論文の目的, 構成

今日までの先行研究から MTSS の原因, 発生メカニズム, リスクファクター, 効果的な予防に関して, 明らかにされている点もあるが, 議論の余地が残る点もあり, 科学的根拠を伴う再発予防法は確立されていない. そこで本論文では新たな科学的知見を得て, MTSS 再発要因とそれに対しての予防法の検討を目的として研究を進めた.

本論文の構成を以下に示す.

第 2 章においては未だ議論のある MTSS 既往者の足関節背屈角度と足部形態に着目した調査を行った.

第 3 章においては検者間誤差の大きい舟状骨高差と足関節運動について距骨下関節の回内運動の詳細な解析を行った.

第 4 章においては MTSS に関連のある筋としていくつかの下腿の筋に着目されているが, 超音波エラストグラフィによって関連ある筋の硬さを検討した.

第 5 章においては再発予防法としてインソールが有用であるとされているが, 第 4 章において関連のあった筋にどのように作用しているか検討を行い, インソールの効果を検討した.

第 6 章においては第 2 章から第 5 章までの実験結果を踏まえて, 本研究で得られた新たな知見を基に MTSS 再発予防という観点から考察を行った. また, 本論文での課題, 今後の展望についても述べた.

第 7 章においては本論文によって得られた結果を簡潔にまとめた.

## 第 2 章

### 脛骨内側ストレス症候群を有した選手における足部の特徴

## 第 1 節 緒言

MTSS の発症要因として、足部形態に着目した報告は数多くみられ、健常者に比べて後足部の回内 (Yates and White, 2009; Reinking et al., 2007)、荷重時の舟状骨高の有意な低下 (Moen et al., 2009; Orava and Puranen, 1979)、静的な内側縦アーチ角度の低下 (Bouche and Johnson, 2007) などが報告されている。また、主観的に足部を観察し、MTSS の特徴について報告している文献も散見される。伊藤らは第 2 趾が第 1 趾よりも長い者の方がシンスプリントの発症率が有意に高いと述べている (伊藤ら, 2005)。そのほかに MTSS 患者は外反母趾、内反小趾 (岡戸, 20011) に伴う横アーチの低下や開張足や扁平足の足部を呈することが多く、足部の注意深い観察が必要としている文献 (木田, 2006) も見られる。このほかにも足関節の背屈制限があるという報告もなされている一方で、舟状骨高や背屈可動域に有意差がないとしている文献 (Plisky et al., 2007) も散見され、MTSS の発症リスクになり得る足部や足関節の特徴についても一致した見解が得られていない。このように発症要因のひとつである足部形態の特徴について一致した見解が得られていない理由として、これらの評価は主観的観察にとどまっていることや、必ずしも高精度で信頼性の高い測定方法を用いていないことが挙げられる。舟状骨高を例にすると、皮膚上から観察した舟状骨高の信頼性は中等度から非常に低いことが報告されている (Picciano et al., 1993)。したがって、MTSS 患者の足部形態の特徴を、これまでの観察方法ではなく、より信頼性の高い客観的手法を用いて明らかにすることは、MTSS 発症の内因性リスクファクター抽出のために必須である。その点で、近年、足部形態を三次元画像として測定できる機器が登場しており、この機器



を用いての外反母趾，内反小趾，足幅，足長など足部形態の客観的評価の有用性（佐藤，2002）が認められている．この機器の信頼性は佐藤らが寸法の精度において足長は $\pm 1.0\text{mm}$ ，足囲は $\pm 1.5\text{mm}$ と，足型評価には有効な手段であると報告している（佐藤，2002）．また，熟練者の手による計測値と比較しても誤差は小さく，先行研究で報告された手計測のデータとも比較分析することが可能であるとしている．このような手法を用いて MTSS 患者の形態的特徴を把握することは，簡易的に高い精度で MTSS 発症の内因性リスクファクター抽出に貢献できるものと考えられる．

そこで本研究は MTSS と診断されたスポーツ選手を対象とし，三次元足形測定機を用いて足部の特徴を明らかにし，MTSS 発症の内因性リスクファクターを検討することを目的とした．本研究の仮説として，MTSS 群は足関節背屈角度が小さく後足部が回内（踵骨回内，低アーチ高）傾向（Bennett et al., 2001; Viitasalo and Kvist, 1983; Hreljac et al., 2000; Bandholm et al., 2008）であり，さらに外反母趾傾向（岡戸，20011）にあると考えた．

## 第 2 節 方法

### 第 1 項 対象

健常な男性運動選手 71 名 89 肢、および医師から MTSS と診断された男性運動選手 17 名 34 肢（罹病期間  $3.2 \pm 2.1$  ヶ月であった）を対象として実験を行った。表 1 に被験者の競技種目を示す。健常者の身体特性は年齢： $20.8 \pm 3.4$  歳；身長： $167.8 \pm 8.1$  cm；体重： $65.9 \pm 7.8$  kg、MTSS 群の身体特性は年齢： $20.6 \pm 3.6$  歳；身長： $172.1 \pm 4.7$  cm；体重： $67.6 \pm 9.2$  kg であった。全ての健常者は下肢に重篤な外傷・障害や手術歴の無い者であり、また、実験を実施する時点で歩行やスポーツ活動に支障をきたすような症状を有さない者であった。本実験は早稲田大学の人を対象とする研究に関する倫理委員会の承認を受けて実施した。実験に先立ち、研究目的、内容および実験における危険性について全ての被験者に文書および口頭で説明し、研究に被験者として自主的に参加する旨の同意を得た。さらに被験者本人の判断でいつでも研究への参加を中止できることを説明した。

表 1. 被験者の競技種目

	MTSS	Control
ラクロス	5	59
アメリカンフットボール	7	6
陸上	2	3
サッカー	3	3
計	17	71

## 第 2 項 測定方法

対象者全員の足部形態を三次元足型自動計測機（JMS-2100CU, Dream GP 社製）を用いて両足計測した。計測前に足部三か所（踵骨を後方からみたときの踵骨上端と下端，舟状骨粗面）にランドマークシールを貼付した（図 1 上段）。対象者には黒いボックス型の計測機（図 1 下段）に片足を入れてもらい，両脚幅を肩幅の広さ，リラックスした状態で足部を接地させた立位状態をとってもらった。足部を置く目標点として三次元足型自動計測機内に記載してある直線上に第二趾と踵骨の中心を結んだ足部の長軸が乗るようにして，その場でバランスをとって静止するように被験者に指示した。外部からの光を遮断するため，計測機上方にある巾着袋状の黒いシェードを閉め，対象者の姿勢が適切に取れていることを確認した後に計測を行った。片足計測後，対象者は立つ方向を 180 度変えて，逆足を計測機に入れてもらい，同様の計測を行った。



図 1. 上段：足部ランドマーク貼付部（左：踵骨上端および下端，右：  
舟状骨粗面），  
下段：三次元足型測定機

実験に先立って被験者には測定姿勢を説明した。全ての実験試技では、目線は正面、自然立位が保持されていたこと、足部の長軸が三次元足型自動計測機内の直線上に接地していることを確認した。また、足関節背屈角度、前足部角度、O脚測定を計測した。計測にあたり熟練した理学療法士管理のもと、前足部角度は背臥位で足部をテーブルの外側に出し、距骨下関節中間位としたときの後足部に対する前足部の角度とした（図2上段）。移動軸である測定面に角度計を当てた時に基本軸である踵骨の中線に対する垂直線がずれないように注意した。前足部角度は5°刻みで測定した。前足部角度の計測誤差を確認するため、同一被験者の各項目を5回繰り返して測定した時の Intraclass Correlation Co-efficients (以下 ICC) は 0.78 であり検者内信頼性には問題ないことを確認した。また、本測定から一週間後、二週間後に同様の測定をしたときの ICC は 0.74 であり、同様に信頼性には問題ないことをあわせて確認した。

またO脚測定は両側安静立位で両大腿骨内側上顆間の距離を計測した（図2下段左）。O脚測定の計測誤差を確認するため、同一被験者の各項目を5回繰り返して測定した時の ICC は 0.91 であり信頼性には問題ないことを確認した。また、本測定から一週間後、二週間後に同様の測定をしたときの ICC は 0.89 と信頼性には問題ないことを確認した。

足関節背屈角度は膝関節屈曲位、膝関節伸展位で行った（図2下段中、右）。この際、股関節の内外旋、足部内反、外反が起こらないように注意した。全ての関節可動域は5°刻みで測定した。足関節背屈角度の計測誤差を確認するため、同一被験者の各項目を5回繰り返して測定した時の ICC は 0.92 であり非常に高かった。また、本測定から一週間後、二週間後に同様の測定をしたときの ICC は 0.83 と非常に高かった。

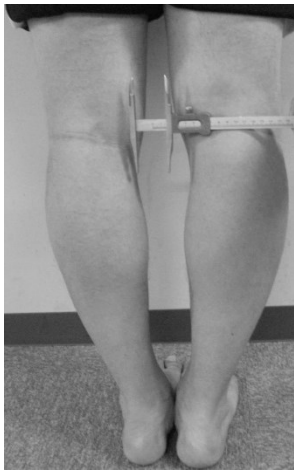
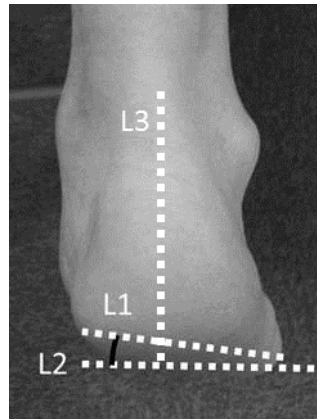


図 2 上段：前足部角度：L1 と L2 のなす角（L1：第 1 中足骨頭から第 5 中足骨頭を結んだ線，L2：踵骨の中線(L3)に対する垂直線）

下段左：○脚測定，

下段中：足関節背屈角度（膝関節伸展位）

下段右：足関節背屈角度（膝関節屈曲位）

### 第 3 項 データ解析

得られた三次元足型画像は測定用兼解析用ソフト (JMS - 2100CU) を使用して解析した。計測した変数の定義は以下の通りである。

- 1.足長：踵骨の最も後方（踵点）と第二趾の先端を結ぶ直線を足軸とした際の、踵点から最も長い足趾の先端（足先点）までの長さを足軸に対して平行に測った長さ。
- 2.足囲：第一中足骨頭の最も内側に膨らんでいる点（脛側中足点）と、第五中足骨頭の最も外側にふくらんでいる点（腓側中足点）の 2 点を通る周径囲。
- 3.足幅：脛側中足点と腓側中足点の 2 点を結んだ直線。
- 4.踵幅：足長の踵点から 17%遠位、高さ 40mm 位置で、足長に直交する直線の距離。
- 5.第一趾側角度：踵幅計測位置の内側—脛側中足点がなす直線と、脛側中足点—第一趾側面を結んだ直線がなす角度。第一趾側面は、解析用コンピューター上で該当箇所のポイントを行うことで定義した（図 3 中段左）。

第一趾側角度の数値が大きくなるほど外反母趾傾向となる。

- 6.第五趾側角度：踵幅計測位置の外側—腓側中足点がなす直線と、腓側中足点—第五趾側面を結んだ直線がなす角度。第五趾側面は、解析用コンピューター上で該当箇所のポイントを行うことで定義した（図 3 中段左）。

第五趾側角度の数値が大きくなるほど内反小趾傾向にあることを示す。

- 7.踵骨角度：踵骨を後方からみたときの踵骨上端と下端を結んだ線と地面对する垂直線とのなす鋭角（図 3 下段）。

- 8.アーチ高：舟状骨粗面から地面までの高さ（図3中段右）。
- 9.アーチ高率：アーチ高を足長で除した値。
- 10.前足部角度：距骨下関節中間位で5本の中足骨頭を結んだ線と踵骨の中線に対する垂直線とのなす角（図2の上段）。  
（角度が正に大きくなるほど前足部回外傾向であり，負になるほど前足部回内傾向になる）。
- 11.○脚測定：立位，両足内果が接した状態の両膝関節間の長さ。
- 12.足関節背屈角度：下肢最大荷重位における膝伸展位および膝屈曲位の腓骨小頭と足関節外果を結んだ線と第5中足骨と足関節外果を結んだ線のなす角。



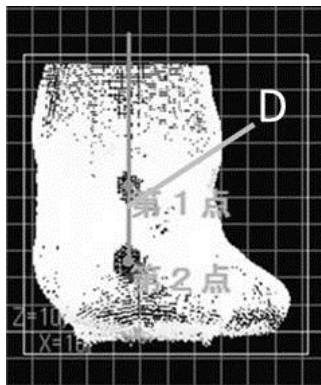
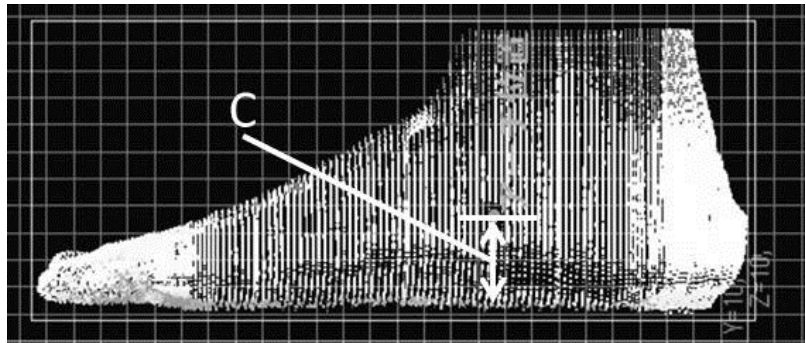
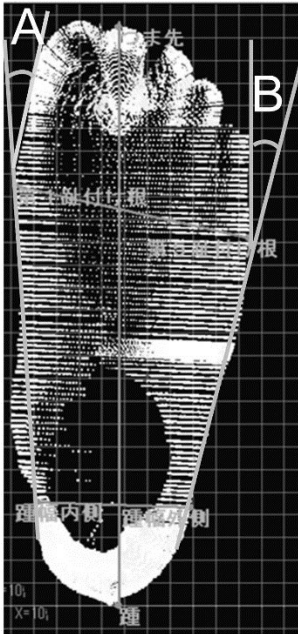
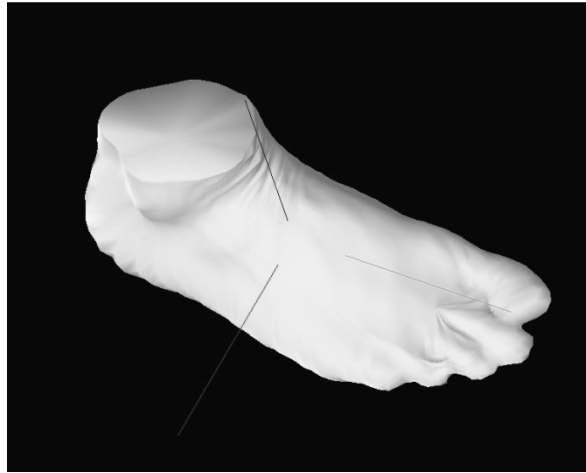


図3 上段：PC上に取り込まれた三次元足型計測の結果画面，中段左：Aは第一趾側角度，Bは第五趾側角度を示す．中段右：Cはアーチ高を

示す。下段：Dは踵骨角度を示す)

#### 第4項 統計学的処理

MTSS群と健常群の各測定項目を比較するため、対応のないt検定を行った。有意水準は危険率  $p < 0.05$  とした。分析には、SPSS ver19.0 for Windowsを使用した。

#### 第3節 結果

表2に三次元足型計測から得られた足部形態のデータと前足部角度、O脚測定、背屈角度の測定項目の結果を示す。荷重時のMTSS群と健常者の三次元足型計測機における測定項目を比較した結果、MTSS群の踵骨角度は健常群に比べて有意に回内していた ( $P < .05$ )。さらに効果量を算出した結果、その差の程度は大きいと判定された。また、MTSS群のアーチ高は健常群に比べて有意に低い値を示した ( $P < .05$ )。さらに効果量を算出した結果、その差の程度は大きいと判定された。また、腹臥位のMTSS群と健常群の前足部角度を比較した結果、MTSS群は健常群に比べて有意に回外していた ( $P < .05$ )。この効果量を算出した結果、その差の程度は大きいと判定された。

表 2 健常群と MTSS 群を対象にして三次元足型計測から得られた足部形態データ，前足部角度，O脚測定と足関節背屈角度の結果

	control <sup>a</sup>		MTSS <sup>b</sup>		t(121)	p	ES
	M	SD	M	SD			
足長(mm)	259.5	14.5	258.1	11.5	0.5	.60	.11
足囲(mm)	256.6	17.6	253.5	10.4	1.0	.33	.20
足幅(mm)	103.7	5.6	102.5	4.0	1.1	.28	.22
踵幅(mm)	66.2	7.6	67.5	3.6	0.9	.35	.19
第一趾側角度(°)	10.6	6.2	10.9	3.8	0.1	.89	.03
第五趾側角度(°)	14.7	4.6	12.2	5.0	2.4	.10	.48
踵骨角度(°)	2.3	3.2	11.2	6.8	9.7*	.00	1.96
アーチ高(mm)	38.7	4.5	35.1	6.5	3.5*	.00	.70
アーチ高/足長(%)	15.0	1.8	13.6	2.4	3.4*	.00	.68
前足部角度(°)	6.7	3.2	11.5	4.5	5.9*	.00	1.19
O脚測定(cm)	5.9	1.9	7.1	2.9	1.0	.31	.21
背屈角度膝屈(°)	37.6	8.6	36.1	7.1	0.4	.69	.08
背屈角度膝伸(°)	32.1	7.9	28.6	9.6	1.2	.24	.24

#### 第 4 節 考察

MTSS はランニングやジャンプなどのスポーツ動作を反復した結果生じる慢性障害であり，多くの発生要因が存在する．その発生因子は身体構造や機能に関する内的要因と，練習量やサーフェス，シューズなどの外的要因に大別することができる．本研究では MTSS と診断されたスポーツ選手を対象とし，三次元足形測定機を用いて足部の特徴を明らかにし，MTSS 発症の内因性リスクファクターを検討することを目的とした．その結果，MTSS 群の足部は低アーチ高で後足部が回内し，前足部は回外するという足部形態を有していた．その一方で，足関節背屈角度には健常群との有意差は認められなかった．

本研究で，三次元足形計測機のように簡便で測定精度が高い手法を用いても，先行研究 (Viitasalo and Kvist, 1983; Hreljac et al., 2000; Bandholm et al., 2008) と同様に MTSS 患者の足部形態特徴として後足部回内や低アーチ高が認められたことは，今後の MTSS の発症予防および再発予防方法検討においてより多くの集団に対して精度の高い計測手法を用いて測定できるため，意義深いものと考えられる．MTSS 患者特有の足部形態として，Bandholm らは内側縦アーチ低下と舟状骨高の低下を報告している (Bandholm et al., 2008)．また Viitasalo and Kvist は MTSS 患者のアキレス腱角は健常者と比べて有意に回内を呈することを報告している (Viitasalo and Kvist, 1983)．以上の後足部回内位や低アーチ高は，ランニングなどのスポーツ動作時に足関節の過回内運動を引き起こし，下腿後面のヒラメ筋や後脛骨筋が過剰に活動することが示されている (Bouche and Johnson, 2007)．その結果，下腿後面筋群の筋膜やそれらの筋群が付着している骨膜部に炎症が生じる (Chambers,

1995) と考えられる。今後、より詳細に MTSS 患者が呈する足部形態の健常者との差違が、運動時にどのような足部・足関節の挙動の違いを引き起こし、下腿筋群の過剰な筋活動を誘引するのかを詳細に検討する必要がある。これらの検討については次章以降の課題とする。

さらに、本研究では MTSS 患者の前足部は健常者と比べて有意に回外を呈する結果が得られた。Root ら (Root et al., 1971) が報告するように、後足部過回内は前足部回外を同時に有することからや、扁平足患者の足部が荷重時に後足部回内、非荷重時に前足部回外を呈すること (Mcelvenny and Caldwell, 1958) から、本研究で認められた前足部回外は、後足部回内、低アーチ高の症状と連動あるいは代償した結果であると推察され、後足部の回内を中足部～前足部で相対的に回外位へ補償して足部の構造を保っていることを示していると考えられる。このように、MTSS 患者において後足部だけでなく前足部においても健常者との差違が認められたことは、運動時に、足部全体の挙動がより広範に健常者と異なっている可能性を推察させる。このことは、MTSS の予防あるいは再発予防に対して、後足部だけでなく前足部も含めた、より広範な足部への対応が必要であることを示唆するものと考えられる。

一方、本研究において MTSS 群の膝関節伸展位、屈曲位での足関節背屈角度に有意差は認められなかった。先行研究では下腿三頭筋の緊張や足底腱膜の緊張が MTSS 発症につながる可能性がある (木田, 2006) ことが報告されているが、実証論的な研究ではなく、制限された足関節背屈角度の数値も示されていない。本研究においても MTSS 既往者の足関節背屈角度に健常者との差違を見いだせなかったことは、MTSS 発症要因としての足関節背屈角度制限の影響は少ないことが考えられる。さらに岡戸が報告する (岡戸, 2011) ように、外反母趾は MTSS 誘因の一要素

であると考えられ、本研究において MTSS 群に外反母趾が認められると仮説をたてた。しかし、外反母趾の指標である第一趾側角度は MTSS 群、健常者ともに  $10.56^{\circ}$  および  $10.92^{\circ}$  と顕著な差はなく、外反母趾の指標となる母趾基節骨軸と第一中足骨軸のなす角である外反母趾角が  $20^{\circ}$  以上にも該当していないことから、本研究の対象者における外反母趾の影響については明らかにできなかった。このように先行研究と異なる結果が得られた理由として、外反母趾発症の主要因は、シューズの不適合の関与が示唆されており、特に女性に多発する (Brown, 1959; Coughlin, 1990) のに対し、本研究は女性を対象にしていないという、対象者群の差が影響しているものと考えられる。ただし、実際には本研究の MTSS 群の中にも第一趾母趾側  $20^{\circ}$  前後の外反母趾傾向の既往者はいたため、今後も継続的に検討していく必要がある。

一方、本研究の限界として、Pohl ら MTSS 発症にはランニング着地時の足部過回内だけでなく床反力、股関節の過内転が関わっていると述べていることや (Pohl et al., 2008)、MTSS 患者では股関節内旋可動域が大きいことや股関節外転・外旋筋力が弱い例もみられるなど (八木, 2011) 足部・足関節以外の各関節の正常でない運動により脛骨内側に過負荷が生じている可能性があり、考慮する必要があるかもしれない。そのため、今後は足部だけを観察するのではなく、下肢全体のアライメントやキネマティクスを分析することが必須となるであろう。これについて、次章で扱うこととする。

以上のようにいくつかの課題はあるものの、本研究は先行研究で報告されている MTSS 群の足部静的アライメントの健常者との違いを支持する結果を得た。この結果は、MTSS 発症を評価する際やリハビリテーションに取り組む際など再発予防のための臨床資料として使用することが

可能であり、臨床的および学術的に意義深いものと考えられる。引き続いて次章では M 動的な MTSS 既往者の詳細な足部運動解析を行い、MTSS 既往者の特徴的な動作パターンを検討することとした。

#### 第 5 節 まとめ

MTSS 既往者の足部静的アライメントにおいて、踵部が有意に回内しており、アーチ高が有意に低いことが明らかとなった。また、前足部が有意に回外していた。

### 第 3 章

脛骨内側ストレス症候群を有する選手  
におけるランニング動作時の  
距腿関節・距骨下関節の動き



## 第1節 緒言

MTSS 群の下肢運動学を理解するために、MTSS 群の足関節や足部の静的、動的なアライメントを調査することが必要である。

アスリートにおいて下肢静的アライメントの破綻によって MTSS を生じると報告されている (Sullivan et al., 1984; Wallensten et al., 1983). 加えて、MTSS 群の特徴として、後足部回内 (Pohl et al., 1983; Viitasalo and Kvist, 1983), 床反力から算出される free moment の増加 (Milner et al., 2007), 荷重率 (Milner et al., 2006), 脛骨への負荷 (Milner et al., 2007), 股関節過外旋 (Burne et al., 2004; Yagi et al., 2013) などが報告されている。より正確な解析手法として、骨に直接ピンを挿入して動作分析する方法がある (Reinking et al., 2006; Stacoff et al., 2000). しかし、生体にピンを挿入して動作を行うと痛みを伴うため、日本国内において実施することは倫理的側面から難しい。一方、3-dimensional to 2-dimensional (3D-2D) model registration techniques は骨ピンを用いることなく正確な足部、足関節の動作分析を行うことが可能である (Komistek et al., 2000; Korpelainen et al., 2001). MTSS 群を対象にして精度の高い 3D-2D model registration techniques を用いた足部、足関節の動作分析は行われていない。この動作分析を行うことによって、MTSS のリスクファクターを抽出することが可能となり、MTSS 再発予防に貢献できるデータを取得することができる。

したがって、本研究の目的は 3D-2D model registration technique を用いて、MTSS 群の動作分析を行い、動作中の足関節の角度変化を取得することとした。本研究の仮説として、MTSS 群は健常群と比較して、距骨下関節が回内するとした。

## 第 2 節 方法

### 第 1 項 対象

対象者は 8 名の男性 MTSS 群 (age,  $25.0 \pm 3.4$  years; body height,  $173.6 \pm 4.7$  cm; body mass,  $74.0 \pm 13.5$  kg; mean  $\pm$  standard deviation (SD)) と 8 名の男性健常群であった (age,  $24.6 \pm 2.8$  years; body height,  $170.9 \pm 5.3$  cm; body mass,  $72.0 \pm 12.1$  kg; mean  $\pm$  standard deviation (SD)). 全被験者は同じサッカーチームに所属していた。実験は 2011 年から 2013 年の間に行われた。MTSS 群は整形外科医により、過去に MTSS と診断された (過去 6 か月以内) 被験者であった。MTSS 群は右足 6 名、左足 2 名であった。MTSS は Yates and White の定義 (Yates and White, 2004) に則り、運動誘発性の脛骨後内側痛であり、触診した時の痛みの範囲は 5cm 以上であることを確認した。また、少なくとも 2 週間以上、症状が続いていることを確認した。下肢に外科的手術を行ったものは除外した。8 名の健常群も下肢に外科的手術を行っていないことを確認した。本研究は早稲田大学倫理委員会の承認を得て実施した。全ての被験者に対して、実験に関する説明を行い、同意を得た。

### 第 2 項 測定方法

#### シネラギオグラフィ (2D)

図 1 に足部の動きを観察するための実験概略図を示す。まず被験者はキャリブレーションを行うために台の上に足を前後に広げて立ってもらい、シネラギオグラフィ (Infinix Celeve-I INFX-8000C, Toshiba) を取得した。その後、任意の歩幅で前方にステップした。その際に足部第 2 趾が進行方向に対して平行になるように指示した。全てのデータにおい

て、実験台上で足部とテープ（前方への動きと平行なテープ）が平行なことを確認した。被験者が一歩目にステップした時の着地時のシネラギオグラフィーを取得した。ステップのピッチは 2.5 ステップ / 秒とした。この画像はサンプリング周波数 60 フレーム / 秒で取得した。

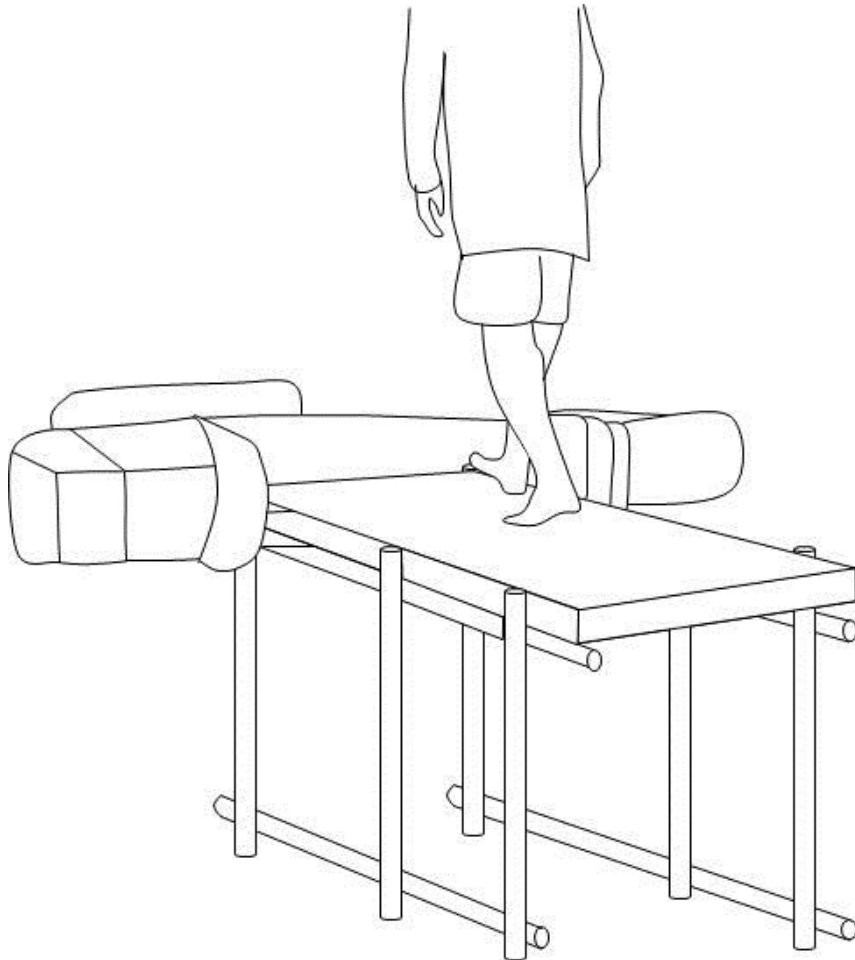


図 1: 実験の概略図

シネラギオグラフィーが撮影できる高さ（約 1m）に合わせた専用の撮影台（約 80cm × 約 150cm）を作成し、その上で被験者はステップ動作を行った。

### 骨モデル (3D)

シネラギオグラフィー (2D) にマッチングさせるためにCT (IDT 16, Philips) から脛骨, 距骨, 踵骨の3つの骨モデルを作成した. 骨モデル作成部分は, 距腿関節から近位方向に15 cmのスライスから踵骨および距骨が収まるスライスまでとした. スライス間隔は0.4 mm とした. 骨モデルはImage J (open source, <http://imagej.nih.gov/ij/>)を用いて範囲を指定し, DICOMファイルからアナライズファイルへの変換を行った. その後, 被験者それぞれのアナライズファイルをITK-SNAP 26 (open source, <http://www.itksnap.org/pmwiki/pmwiki.php>) (Reinschmidt et al., 1997)で読み込み, 脛骨・距骨および踵骨の各骨をセグメンテーションし, 三次元骨モデルmeshを作成した.

### 骨座標軸定義 Anatomical coordinate systems

作成したそれぞれの三次元骨モデル mesh に骨座標軸を設定した. (Geomagic studio, Raindrop Geomagic) 先行する研究に則り, 脛骨・距骨および踵骨それぞれの骨座標は以下の通り設定した (図 2-上, 中, 下) (Fukano et al., 2013; Yamaguchi et al., 2009). 脛骨においては, 脛骨天蓋の中央部で最も平らな点を原点とし, 脛骨天蓋前方の直線に直行する線を X 軸・脛骨軸を Y 軸とした(図 2-A). 距骨においては, 距骨滑車の内側縁と外側縁の中央を通る関節面を矢状面上で円に近似し, その円の中心を原点とした. 原点を通り, 前額面上で距骨滑車の内側縁と外側縁を結んだ直線と平行な直線を Z 軸とし, 原点と距骨滑車の内側縁と外側縁の中央を通る線を通り, 脛骨滑車の最も高い点を通る直線を Y 軸とした (Figure 2-中). 踵骨においては, 前額面より踵骨を観察し, 中距骨

関節面および後距骨関節面それぞれが持つ外側のカーブの変局点を結んだ直線の midpoint を原点とした。原点を通り、踵骨下面に平行な直線を X 軸とし、踵骨の外側壁と平行な直線を Y 軸とした(図 2-下)。

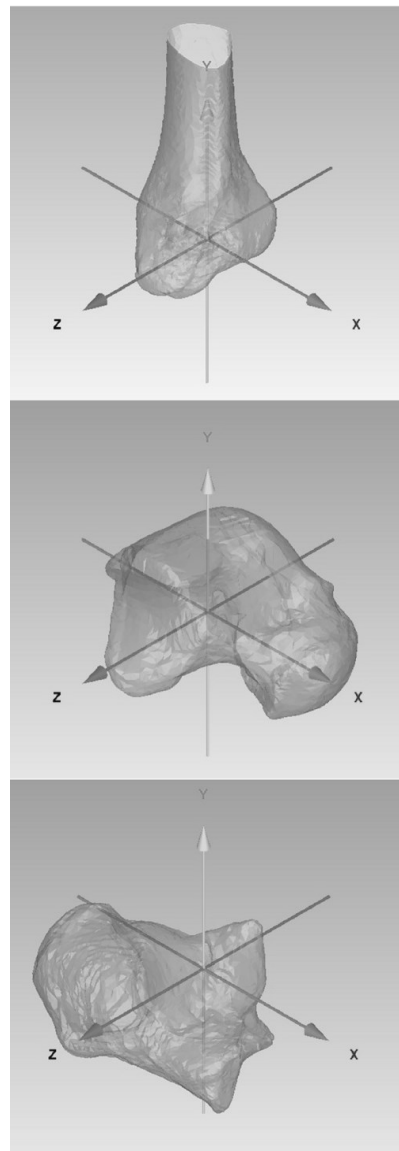


図 2: 骨の軸定義 (上: 脛骨, 中: 距骨, 下: 踵骨)

各被験者の CT 画像から各骨を作成した後、それぞれの骨に 3 軸を埋め込んだ。前方が X 軸の正、上方が Y 軸の正、内側が Z 軸の正になるように設定した。

### 第 3 項 データ解析

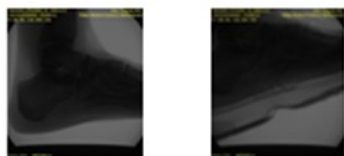
#### 3D to 2D model registration technique

図 3 に解析方法を示す。また、図 4 に脛骨、距骨、踵骨の 3D 骨モデルと 2D シネラギオグラフィー画像から Joint Track (Joint Track, open source, <http://www.sourforge.net/projects/jointtrack>) を用いてマッチングされた図を示す。過去の研究では out-of-plane translation の動きに関して 0.35 mm の検者内誤差、0.85 °の回転角度の誤差であったとしている (Yamaguchi et al., 2009)。また検者間誤差は out-of-plane translation の動きに関して 0.35 mm、回転角度に関して 0.76 °の誤差であったとしている。これらの研究から、本研究の解析手法は高い信頼性を保持している。また本研究においても 16 の足部に対して 3 度繰り返し計測した結果、検者内信頼性は底背屈、0.92; 内外反、0.81; 内外旋、0.79 であった。

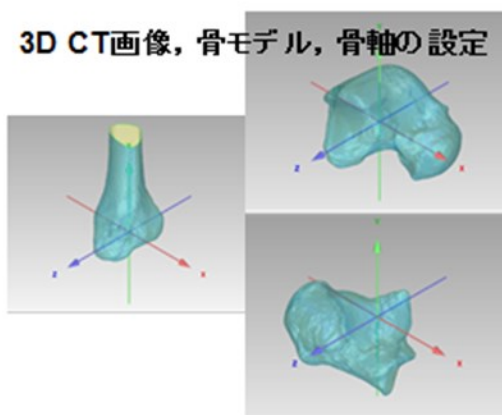
解析画像から得られた座標データより、骨同士の相対的な位置関係を求めることにより、試技中のキネマティクスデータを得た。距腿関節の動きは脛骨に対する距骨の動きとし、距骨下関節は距骨に対する踵骨の動き、足関節の動きは脛骨に対する踵骨の動きとして計算を行った。X 軸(前後方向)周りの回転を内反・外反、Y 軸(上下方向)周りの回転を内旋・外旋、Z 軸周り(内外側方向)の回転を底背屈と規定した。全てのキネマティクスデータは踵部接地から離地までの間を 100%として正規化した。

## 解析方法 3D-2D model-image registration

2D動画像(シネラギオグラフィー)



3D CT画像, 骨モデル, 骨軸の設定



Matching  
キネマティクスデータの取得

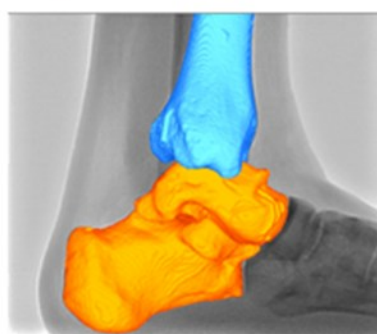


図 3: 3D to 2D model registration technique 解析方法の手順



図 4: 3D to 2D model registration technique の完成図 (左足)

#### 舟状骨高差と踵骨傾斜角（静的アライメント）

ステップ動作の前に放射線による舟状骨高差テストを行った。舟状骨高は舟状骨結節（舟状骨を鉛直方向に2分した点）と踵骨底と第一中足骨底を結んだ線上の最短距離とした（Nilsson et al., 2012）。この舟状骨高について、足部を片足立ちしている最中のもう一方の足を前方に出して非荷重時として撮影した。同様に足部を肩幅に開いて前後に足を広げ、均等に体重をかけたときの前方の足を荷重時として撮影した。非荷重時と荷重時の差分として舟状骨高差として算出した。踵骨傾斜角は足部荷重位において側面から見た時の踵骨第一中足骨頭底面の接線と踵骨下縁の接線とのなす角度と定義した（Prichasuk et al., 1995; Wearing et al., 1999）。

#### 第4項 統計学的処理

統計はMTSS群と健常群間の3方向の動きの時系列データを比較するため、2要因分散分析を行った。二元配置分散分析の結果が有意だった場合、Bonferroni法を用いて多重比較検定を行った。また3方向の可動域に対して、対応のないt検定を行った。信頼区間は95%で計測され、有意水準  $P < 0.05$  とした。全てのキネマティクスデータはKolmogorov-Smirnov testによって正規分布していた。



### 第 3 節 結果

#### 距骨下関節

図 4 に距骨下関節の動きと距腿関節の動きの踵部接地から踵部離地までの時系列データを示す。2 元配置分散分析の結果、3 方向の時系列データに関して MTSS 群と健常群間で有意差はなかった。表 1 に接地中の距骨下関節の可動域の結果を示す。MTSS 群の距骨下関節可動域において健常群より内反 / 外反、内旋 / 外旋の可動域が有意に大きかった ( $P < .05$ )。一方、MTSS 群の距骨下関節の底屈 / 背屈の可動域は健常群と比べて有意差がなかった。

#### 距腿関節

図 4 に接地中の距腿関節の 3 方向の時系列データを示す。2 元配置分散分析の結果、3 方向の時系列データに関して MTSS 群と健常群間で有意差はなかった。表 1 に接地中の距腿関節の可動域の結果を示す。MTSS 群の距腿関節の 3 方向の可動域は健常群と比べて有意差がなかった。

#### 舟状骨高差と踵骨傾斜角 (静的アライメント)

表 1 に舟状骨高差と踵骨傾斜角の結果を示す。MTSS 群の舟状骨高差は健常群に比べて有意に大きかった ( $P < 0.05$ )。また MTSS 群の踵骨傾斜角は健常群に比べて有意に小さかった ( $P < 0.05$ )。

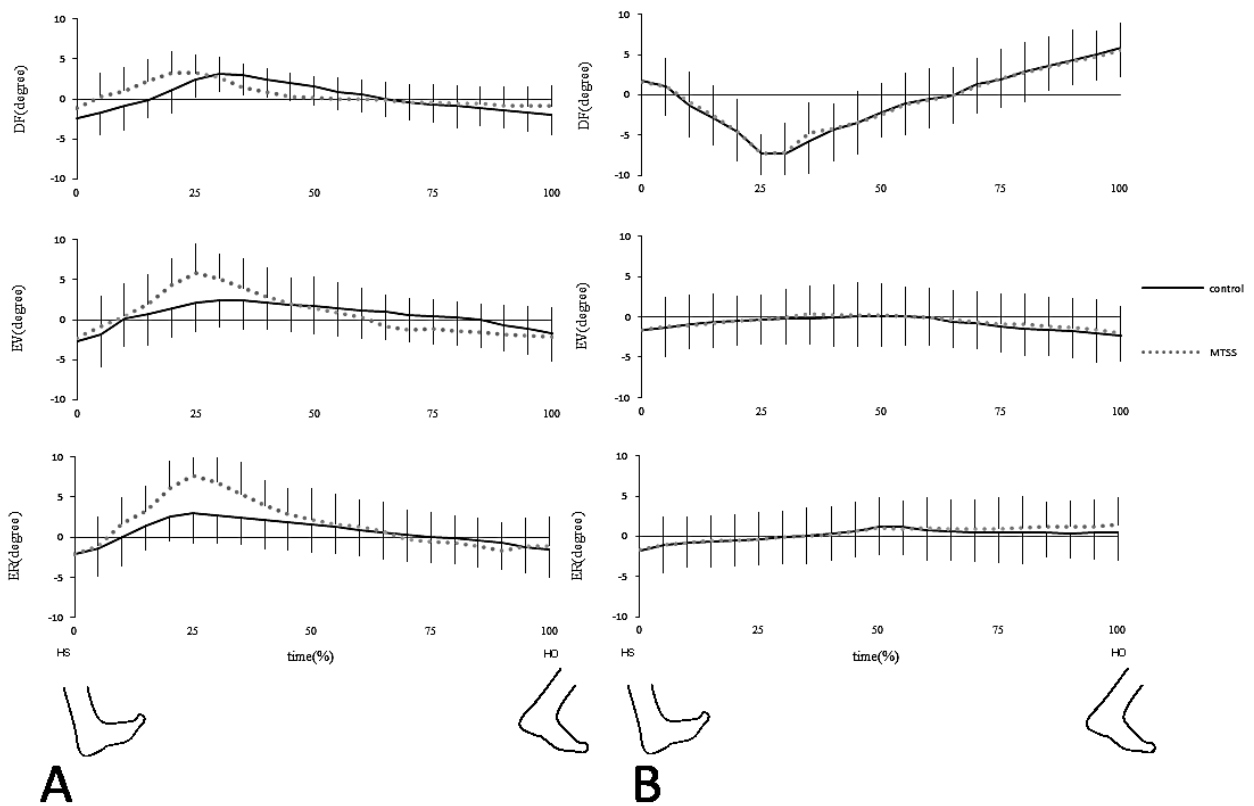


図 4: A: 距骨下関節の動き B: 距腿関節の動き.

ステップ中の踵部接地 (Heel Strike: HS) から踵部離地 (Heel Off: HO) までを 100 % としたときの時系列変化を記載した. 上から DF: 背屈, EV: 外反 ER: 外旋の動きを示している.

表 1. 健常群と MTSS 群におけるステップ中の距骨下関節と距腿関節の  
関節可動域と踵骨傾斜角と舟状骨高差.

		Control (n = 8 )	MTSS ( n = 8 )		ES
		MEAN ± SD	MEAN ± SD		
距骨下関節	DF (+) / PF (-) (°)	6.1 ± 0.7	6.1 ± 1.2		0.1
	EV (+) / IV (-) (°)	5.3 ± 0.4	7.8 ± 1.3	*	2.6
	ER (+) / IR (-) (°)	5.5 ± 1.1	9.8 ± 0.9	*	4.2
距腿関節	DF (+) / PF (-) (°)	13.7 ± 2.2	13.6 ± 2.7		0.1
	EV (+) / IV (-) (°)	2.9 ± 1.0	3.4 ± 2.2		0.3
	ER (+) / IR (-) (°)	3.5 ± 1.0	3.7 ± 1.1		0.2
踵骨傾斜角	(°)	20.8 ± 5.2	14.3 ± 3.8	*	1.5
舟状骨高差	(cm)	0.7 ± 0.2	0.9 ± 0.1	*	1.4

PF: 底屈, DF: 背屈, IV: 内返し, EV: 外返し, IR: 内旋, ER: 外旋

\*: p<0.05

ES: 効果量

#### 第 4 節 考察

本研究の目的は 3D-2D model registration technique を用いて、MTSS 群の動作分析を行い、動作中の足関節の角度変化を取得することとした。その結果、距骨下関節において MTSS 群は健常群に比べて関節可動域が増大する特徴を有していた。さらに MTSS 群は舟状骨高差、踵骨傾斜角において、健常群と有意差があった。

##### MTSS 群における距骨下関節回内

本研究において、MTSS 群の距骨下関節の動きは健常群に比べて外旋、外返ししていた。つまり、この動きは距骨下関節が回内（外旋、外返し、底屈）方向に動いたということを示す。Yamaguchi らは 3D to 2D model registration technique を用いて健常群の底背屈時の足関節測定を行い、距骨下関節は約  $10^{\circ}$  の外反、約  $5^{\circ}$  の外旋を行っていた (Yamaguchi et al., 2009)。本研究における健常群の結果も同様の値となり、先行研究を支持する結果となった。

接地中の足関節の動きは適切な回内が重要であるといわれている。以前まで MTSS 群の回内について詳細な研究は、測定方法の難しさから行われてこなかった。Pohl らはロジスティック回帰分析を用いて、脛骨疲労骨折の女性ランナーはランニング中に後足部の外返しが強くなるとしている (Pohl et al., 2008)。Sommer らは健常群に比べて MTSS 群では足関節回内が大きくなるとしている (Sommer and Vallentyne, 1995)。しかし、これらの過去の研究は、二次元からの観察であった。したがって、3D-2D model registration technique を用いて 3次元で MTSS 群の運動学の特徴を観察することが必須であった。本研究結果の距骨下関節が外旋、外返ししたという結果は MTSS 再発予防のための基礎的データとして新

たに用いることができると考える。

しかし、MTSS の病態について一定の見解が得られていないのが現状である。したがって MTSS 再発予防を考慮する際は、距骨下関節の回内が MTSS 群にどのように影響しているかを考慮する必要がある。

#### MTSS 群における舟状骨高差 (静的アライメント)

本研究から MTSS 群は健常群に比べて舟状骨高差が大きかった。近年、舟状骨高差と MTSS の関係について多くの報告がある (Bennett et al., 2001; Brody et al., 1982; Raissi et al., 2009; Reinking et al., 2006)。このうちいくつかの研究が MTSS 群は健常群に比べて舟状骨高差が大きかったとしている (Bennett et al., 2001; Reinking et al., 2006) が対照的に、Hubbard らは 2 群間に有意差はなかったとしており (Hubbard et al., 2009) 結果の相違がみられる。その一方でこれらの研究による違いは研究方法の妥当性の問題点があげられる。ほとんどの研究は皮膚上にマーカーを貼付するか線を引くかで舟状骨高差を検討しており、信頼性が低い (Picciano et al., 1993; Burne et al., 2004; Sommer and Vallentyne, 1995) ことが影響している。一方、本研究は放射線を用いて正確に計測し、その結果、MTSS 群は健常群より舟状骨高差が大きかった。この結果は臨床的、学術的に意義深い。また、舟状骨高が下方に落ち込むことは足関節回内を伴う (Reinking et al., 2006)。

#### MTSS 群における踵骨傾斜角 (静的アライメント)

本研究において、MTSS 群の踵骨傾斜角は健常群に比べて有意に小さい値となった ( $14.3^{\circ}$  vs.  $20.75^{\circ}$ ,  $p=0.017$ )。先行研究において踵骨傾斜角は扁平足の指標として用いられており (Prichasuk et al., 1995) 扁平

足は下肢障害と関連があると報告している (Tong and Kong et al., 2013). また, 低い踵骨傾斜角は踵部痛と関係があるとする報告もある (Prichasuk and Sinphurmsukskul, 1994). したがって, 低い踵骨傾斜角は下肢障害のリスクファクターであると考えられる. 本研究における健常群の踵骨傾斜角は  $20.8^{\circ} \pm 5.2^{\circ}$  であり, 先行研究で報告されている健常群の歩行中の踵骨傾斜角  $20^{\circ} - 22.5^{\circ}$  と同様の値であった (Wearing et al., 1999; Prichasuk and Sinphurmsukskul, 1995).

本研究はいくつかの限界がある. はじめに本研究は静止立位からの前方への一歩目のステップを評価したため, スポーツ選手特有の動き (ランニング, カッティング, ストップ & ターンなど) を検討する必要がある. さらに本研究は一回の試技結果のため, 今後はより多くの試技を検討する必要がある. そのため, 本研究では, 測定の検者内信頼性について検討している. 今後の研究ではこれらの課題に関して検討する必要がある.

## 第 5 節 まとめ

本研究から MTSS 群は健常群に比べて距骨下関節の内反 / 外反, 内旋 / 外旋方向の関節可動域が大きく, 舟状骨高差も大きかった. また, 踵骨傾斜角が有意に小さかった. 特に MTSS 群の距骨下関節は健常群と比べて有意に外返し, 外旋をしていた. これらのデータは MTSS のリスクファクターであると考えられる. 今後, 距骨下関節過回内の影響を検討する必要がある.

## 第 4 章

### 脛骨内側ストレス症候群を有する選手 の筋硬度

## 第 1 節 緒言

これまで MTSS の発症要因として、下腿筋タイトネスに関わる足関節可動域に着目した報告は多い (Yates and White, 2004; Tweed et al., 2004; Yuksel et al., 2011). 特に Newman は足関節背屈可動域の減少によって着地時の衝撃吸収がうまく行えなくなり、その結果、下腿三頭筋のタイトネスが高まると考えている (Newman et al., 2013).

MTSS 患者を対象にして腓腹筋のタイトネスを評価するために膝関節伸展位による足関節背屈角度、ヒラメ筋のタイトネスを評価するために膝関節屈曲位による足関節背屈角度に関する報告 (Yates and White, 2004) がされている。Tweed らは、足関節背屈可動域が有意に狭いと述べている (Tweed et al., 2004). 同様に MTSS 患者の下腿タイトネスがあることが多いため、予防として腓腹筋やヒラメ筋のストレッチを必要としている文献 (Newman et al., 2013) も見られる。一方で、MTSS 発生と下腿三頭筋のタイトネスに関係がないとしている論文 (Burne et al., 2004) もあり、MTSS の発症リスクになり得る下腿三頭筋の特徴について一致した見解が得られていない。

このように発症要因のひとつである筋のタイトネスについて一致した見解が得られていない理由として、タイトネスの評価は触診による観察者の主観的観察にとどまっていることや、押し込み型の筋硬度計では必ずしも高精度で信頼性の高い測定方法を用いていないことが挙げられる。したがって、MTSS 患者の下腿の筋の特徴を、これまでの観察方法ではなく、より信頼性の高い客観的手法を用いて明らかにすることは、MTSS 発症の内因性リスクファクター抽出のために必須である。その点で、近年、筋コンディション評価方法として shear wave 超音波エラストグラフィーを用いた超音波診断装置が登場しており、この機器を用い



て筋の硬さを客観的に評価することの有用性 (Akagi and Takahashi, 2013) が認められている。

このような手法を用いて MTSS 患者の下腿の筋コンディショニングを把握することは、MTSS 発症の内因性リスクファクター抽出に貢献できるものと考えられる。

そこで本研究は MTSS 群スポーツ選手を対象とし、超音波エラストグラフィを用いて下腿筋硬度の特徴を明らかにし、MTSS 発症の内因性リスクファクター (特にヒラメ筋の関与) を検討することを目的とした。本研究の仮説として、MTSS 既往群は下腿三頭筋の筋硬度が高い傾向にあると考えた。

## 第 2 節 方法

### 第 1 項 対象

対象者は男性健常運動選手 20 名 40 肢 (健常群), および医師から MTSS と診断された男性運動選手 24 名 46 肢 (MTSS 群) を対象として実験を行った。MTSS 群は Yates and white の定義 (Yates and White, 2004) に基づいて選定し, 健常群は MTSS 群のスポーツ種目に最大限合うように採用した (表 1)。MTSS 群は MTSS を有している肢, 健常者は両肢の画像を取得した。健常者の身体特性は年齢:  $19.4 \pm 2.9$  歳; 身長:  $165.8 \pm 7.3$  cm; 体重:  $65.2 \pm 14.1$  kg, MTSS 群の身体特性は年齢:  $21.9 \pm 6.4$  歳; 身長:  $172.1 \pm 4.7$  cm; 体重:  $68.3 \pm 10.7$  kg であった。

全ての健常者は下肢に重篤な外傷・障害や手術歴の無い者であり, また, 実験を実施する時点から過去 6 か月まで遡って歩行やスポーツ活動に支障をきたすような症状を有さない者であった。本実験は所属機関の人を対象とする研究に関する倫理委員会の承認を受けて実施した。実験に先立ち, 研究目的, 内容および実験における危険性について全ての被験者に文書および口頭で説明し, 研究に被験者として自主的に参加する旨の同意を得た。さらに被験者本人の判断でいつでも研究への参加を中止できることを説明した。

表 1. 被験者の競技種目

	MTSS	Control
ラクロス	1	1
バドミントン	3	1
アメリカンフットボール	10	6
陸上	2	7
バスケットボール	3	1
サッカー	3	3
バレーボール	1	1
計	23	20

## 第 2 項 測定方法

### 筋硬度

腓腹筋内側頭 (MG) , 腓腹筋外側頭 (LG) , ヒラメ筋 (SOL) , 長腓骨筋 (PL) , 前脛骨筋 (TA) を shear wave 超音波エラストグラフィ (Aixplorer; SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France) を用いて測定した。MG, LG, PL, TA は先行研究で取得されている下腿長 (外果中心 ~ 膝窩線) 70 % 部位から, また SOL は最も表層に出現している下腿長 30 % 部位で取得した (図 1) 。運動後の経過時間による筋への影響を統一するために各被験者がそれぞれ最後に個人の専門種目の運動を行ってから 12 時間以上 24 時間未満の間に本測定を行った。測定条件として, 室温 23℃条件下で 10 分安静したのちに測定を行った。下腿後面の筋 (MG, LG, SOL) は伏臥位, 下腿前面と外側の筋 (TA, PL) は仰臥位で下腿の筋に力が入らないように配慮して, 全ての筋を 5 回測定した。

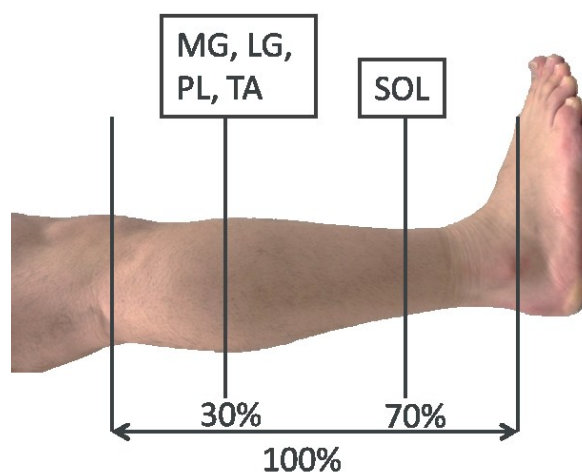


図 1： shear wave 超音波エラストグラフィーによる筋の計測部位  
下腿（外果中心～膝窩線）の 30 % 部位で MG, LG, PL, TA を, 70 % 部位  
で SOL を計測した。

#### 足関節背屈角度

shear wave 超音波エラストグラフィー測定に先立ちに第 2 章と同様の  
方法で足関節背屈角度（膝関節屈曲位，膝関節伸展位）を計測した。足  
関節背屈可動域計測の際，股関節の内外旋，足部内反，外反が起こらな  
いように注意した。足関節可動域は 5 ° 刻みで測定した。さらに，足関  
節背屈角度と shear wave 超音波エラストグラフィーから得られた筋硬  
度に相関があるか分析した。

#### 第 3 項 データ解析

測定した各筋は linear array probe (SuperLinear 15-4, SuperSonic  
Imagine) を用いて長軸方向に取得した。超音波エラストグラフィーによ  
って取得した画像はヤング率（硬度）によって青 (soft) から赤 (hard)  
に変化する。この画像は B mode 画像内の選択した 10 mm × 10 mm の枠  
内に表示される。取得部位の深さは各筋厚の中間の深さの部位を取得し

た。そしてこの枠内の画像が画面の中心に来るように取得し (Akagi and Takahashi, 2013), その後, 範囲内の中心部位を筋の大きさにより, 10 - mm - diameter (MG, LG, PL, TA), 5 - mm - diameter (SOL) の circle を作成した。その後, 筋の硬度としてヤング率が機械上で自動的に算出された (図 2)。

全ての筋硬度は 5 回計測し, 変動係数の最も低い 3 回の値を採用した。3 回の CV (標準偏差 / 平均値) は健常者では MG: 5.3 % ± 3.5 % , LG: 5.3 % ± 4.0 % , PL: 5.5 % ± 3.4 % , TA: 2.8% ± 2.0 % , SOL: 7.9 % ± 5.7 % MTSS 群では MG: 6.1 % ± 5.5 % , LG: 4.7 % ± 3.6 % , PL: 5.7 % ± 3.9 % , TA: 2.9 % ± 2.4 % , SOL: 7.4 % ± 4.7 % であった。また, 本研究で行った同一の検者が本研究の被験者 43 名 84 肢の MG, LG, PL, TA, SOL を 3 回繰り返し測定した時の検者内信頼性は MG: 0.975, LG: 0.926, PL: 0.932, TA: 0.928, SOL: 0.942 であった。

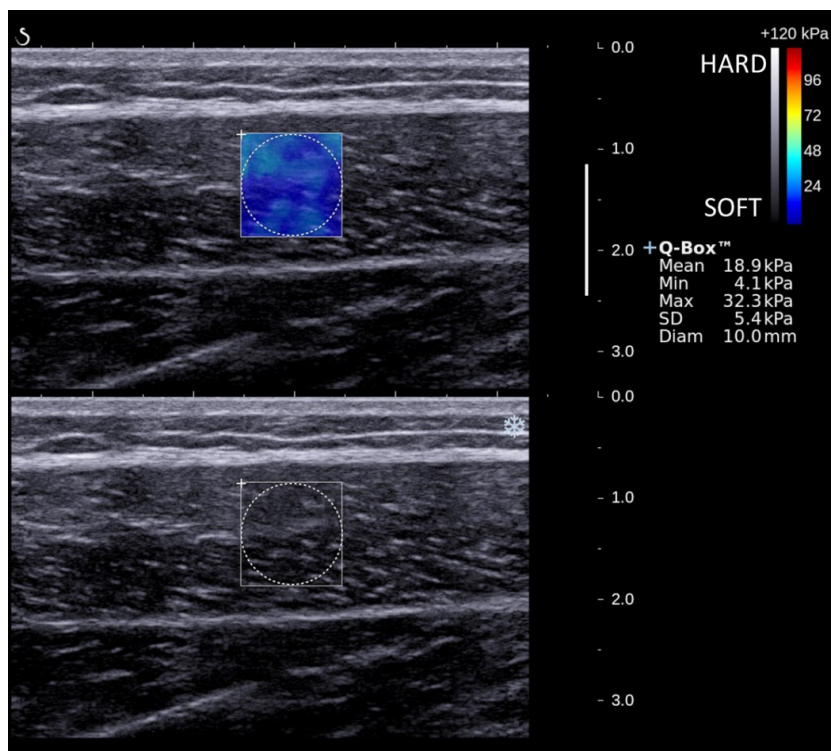


図 2：エラストグラフィーモードの画像

下段の図は上段と同じ部位の振幅を点の明るさとして表示した B mode 画像である。上段の図は B mode 画像にヤング率によって色分けされた筋硬度（筋硬度によって画面右上の赤から青の範囲で色分けされる）の図を重ねたエラストグラフィーモードの画像である。

#### 第 4 項 統計学的処理

MTSS 群と健常群の足関節背屈角度を比較するため、対応のない t 検定を行った。また、筋硬度と足関節背屈角度について、2 要因分散分析 (コンディション (健常群と MTSS 群) × 筋 (MG, LG, PL, TA, SOL)) を行った。有意な交互作用が認められた場合、Bonferroni 法による各要因の水準ごとの単純主効果を検討した。下腿三頭筋 (MG, LG, SOL) の筋硬度と背屈角度 (膝関節屈曲位, 膝関節伸展位) の pearson の積率相関係数を算出した。全ての有意水準は危険率  $p < 0.05$  とした。分析には、SPSS ver19.0 for Windows を使用した。

### 第 3 節 結果

#### 1. 筋硬度

表 2 に各筋の筋硬度の結果を示す。すべての筋において、2 元配置分散分析の結果、コンディション（健常群と MTSS 群）と筋硬度には有意な交互作用が認められたため、各要因の単純主効果を検討した。いずれのコンディションにおいても筋に関する有意な単純主効果が認められた。また、コンディションに関する有意な単純主効果が認められた。多重比較検定の結果、全ての筋において、MTSS 群は健常群に比べて筋硬度が有意に高かった ( $P < .01$ )。

表 2. 健常群と MTSS 群における足関節背屈角度と各筋の筋硬度の平均値

	control <sup>a</sup>		MTSS <sup>b</sup>		p	ES
	M	SD	M	SD		
足関節背屈角度 膝屈曲位(°)	38.0	7.4	37.3	6.5	.63	$r=.02$
足関節背屈角度 膝伸展位(°)	32.4	6.8	29.3	8.7	.08	$r=.34$
腓腹筋内側頭(kPa)	18.2	5.0	21.1	5.3	.01	$\eta^2=.09$
腓腹筋外側頭(kPa)	17.7	4.2	22.1	4.8		$\eta^2=.16$
ヒラメ筋(kPa)	21.2	4.2	31.2	8.5		$\eta^2=.35$
前脛骨筋(kPa)	30.5	6.6	35.0	7.2		$\eta^2=.10$
長腓骨筋(kPa)	22.3	3.6	26.2	6.8		$\eta^2=.11$

<sup>a</sup>: N=40, <sup>b</sup>: N=46, M: Mean, SD: standard deviation, ES: effect size

MTSS > Control

#### 2. 背屈角度

表 2 に足関節背屈角度の結果を示す。足関節背屈角度(膝関節伸展位, 膝関節屈曲位)は健常者と MTSS 群では有意差はなかった(表 2)。健常群の足関節背屈角度(膝関節伸展位)と MG の筋硬度 ( $r = 0.197$ ), LG の筋硬度 ( $r = 0.131$ ), MTSS 群の背屈角度(膝関節伸展位)と MG の筋硬度 ( $r = 0.195$ ), LG 筋硬度 ( $r = 0.125$ ) に相関は無かった。また、健常群



の背屈角度（膝関節屈曲位）と SOL の筋硬度 ( $r = -0.082$ ), MTSS 群の背屈角度（膝関節屈曲位）と SOL の筋硬度 ( $r = -0.042$ ) に相関は無かった。

#### 第 4 節 考察

本研究では MTSS 発生の内的要因の一つである筋の硬さに着目し、MTSS 群の筋の特徴を明らかにすることを目的とした。その結果、MTSS 既往群の下腿筋群 (TA, PL, SOL, MG, LG) の筋硬度は、健常者に比べて有意に高かった。

Traction - induced 説は繰り返しの伸張性収縮によって脛骨上の底屈筋群の起始に張力が生じて筋や骨膜や骨に痛みが生じるという考え (Devas, 1958) である。多くの先行研究では下腿三頭筋の緊張や足底腱膜の緊張により MTSS 発症につながる可能性があることが報告されている (Beck et al., 1994; Ringleb et al., 2007; Stickley et al., 2009; Ekenman et al., 1995; Newman et al., 2013) が実証論的な研究ではなく、観察による筋の張りたタイトネスとして現場で認識されているものである。そのため MTSS に関与している筋は未だに議論の対象になっている。そこで、痛みのある部位と解剖学的な構造の関係を調べるための研究が検体を用いて行われている (Beck and Osternig, 1994; Ekenman et al., 1995; Garth and Milner, 1989)。これらの研究では、MTSS が生じた位置に異なる筋が付着していることを報告している。Michael and Holder はシンスプリント患者の痛みを有している箇所はヒラメ筋とその筋膜の付着部位であるとし、痛みの原因は踵骨が外反することで下腿三頭筋の内側腱膜が引き伸ばされることであると推測している (Michael and holder, 1985)。Beck らは 5 検体のヒラメ筋、長趾屈筋、後脛骨筋、下腿深部筋膜の位置を調べ、MTSS の好発部位である脛骨後内側にはヒラメ筋、長趾屈筋、下腿深部筋膜が付着しており、後脛骨筋が付着している検体はなかったとしている (Beck and Osternig, 1994)。その結果、Beck and Osternig は traction-induced 説に主に影響しているのはヒラメ筋で

あると結論付けている。本研究でも下腿三頭筋の筋硬度が上昇した理由として、ランニングや歩行のミッドスタンス中～推進期にかけて底屈筋の伸張性収縮が過活動している可能性が考えられる。特にヒラメ筋の過活動の理由として、MTSSの発症要因の一つである足部過回内による影響 (Bennett et al., 2001; Sommer et al., 1995; Plisky et al., 2007; Yates and White, 2004) が関係している可能性がある。ヒラメ筋は踵骨内側に付着部があるため、着地時に過回内した踵骨を推進期に回外するまでに足関節内反筋であるヒラメ筋が過活動をすることで大きな traction force が生じている (Michael and Holder, 1985) 可能性が高い。弱体化した筋によって伸張や曲げ応力の力を放散する能力が減少する (Volpin et al., 1989; Yoshikawa et al., 1994)。このストレスがヒラメ筋をさらに疲労させ大きなストレスがヒラメ筋、腓腹筋内側頭の筋膜付着部位である脛骨遠位 1/3 後内側に生じ、他の筋の硬度を上昇させたと考える。

したがって本研究において MTSS 群の下腿筋硬度に健常者との差違を見いだせたことは、MTSS 発生と下腿筋硬度の関係は大きいことを示すものと考えられる。

一方、MTSS において基準を外れた足関節角度が MTSS リスクファクターとする仮説がある。特にヒラメ筋や腓腹筋の筋タイトネスに伴い、足関節背屈角度の減少につながり、背屈制限をさらなる回内によって補償しているという考えから背屈可動域の評価を行っている文献が多い (Yates and White, 2004; Tweed et al., 2004; Yuksel et al., 2011)。そこで本研究においても足関節背屈角度を計測した。膝関節を伸展位にして、腓腹筋の評価、膝関節を屈曲位にして、腓腹筋の影響を最小限にしてヒラメ筋の評価を行ったが、どちらも MTSS 群と健常群の間に有意差は生じなかった。背屈角度に関する研究は海軍を対象にして 10 週間のトレ

ーニング期間中に MTSS を生じた群は健常群と比べて膝関節位，膝屈曲位背屈角度ともに有意差はなかった (Yates and White, 2004). Bartosik も MTSS 群は膝関節伸展位，90 ° 屈曲位ともに有意差はなかった (Bartosik et al., 2010). また Hubbard らも MTSS 群と健常群で有意差はなかったとしている (Hubbard et al., 2009). 本研究でも健常群と MTSS 群の間に足関節背屈可動域は有意差が無かったことから，以上から足関節背屈可動域制限は科学的根拠のあるリスクファクターではないと考える.

## 第 5 節 まとめ

超音波エラストグラフィーを用いて健常群と MTSS 群の下腿筋硬度を計測した. その結果，健常群に比べて MTSS 群において下腿の筋（腓腹筋内側頭，腓腹筋外側頭，ヒラメ筋，長腓骨筋，前脛骨筋すべての筋硬度が高いことが明らかとなった. また，MTSS 群と健常群間の足関節背屈角度に有意差はなかった.

## 第 5 章

### 脛骨内側ストレス症候群を有した選手 におけるインソールの影響

## 第 1 節 緒言

先行研究では MTSS の再発予防方法として、ヒラメ筋の強化 (Craig, 2008), インソールや筋の強化を含めた過度な足関節回内のコントロール (Viitasalo and Kvist, 1983; Willems et al., 2006), 練習量の調整 (Fredericson et al., 1995), インソールの着用 (Moen et al., 2009; Craig, 2008) などが挙げられている。その中でもインソールに着目した報告は数多くみられ、過度な足部の回内抑制 (Munderman et al., 2003; Joseph et al., 2008), 足底の張力低下 (Kogler), 内外側方向の重心動揺低下 (Rome and Brown, 2004) などの効果が報告されている。また、MTSS 群にインソールの介入実験を行い、痛みが減少するまでの期間を検証している文献も散見される (Loudon and Dolphino, 2010; Reinking et al., 2012)。その他にもインソール着用によって長腓骨筋や前脛骨筋の筋活動上昇 (Munderman et al., 2006) や筋活動と動作分析から独自算出した快適率がインソール着用群で上昇する (Munderman et al., 2003) という報告もなされている。一方で、インソール着用による足関節回内に有意差が生じないとしている文献 (Stacoff et al., 2000) も散見され、MTSS の再発予防方法になり得るインソールの特徴について一致した見解が得られていない。このようにインソールの介入効果について一致した見解が得られていない理由として、まず、これらの評価は健常者に対する研究であることが挙げられる。また、個々人の足部形態は異なるため、インソールの効果は異なってくる (Munderman et al., 2006)。そのため、対象集団や足部形態を統一した上で科学的エビデンスを調査する必要がある。

以上から、MTSS 群へのインソール着用による効果を明らかにするこ

とは、MTSS 再発予防方法に関する効果の科学的根拠に必須である。特に本研究の第 2, 3 章の結果である MTSS 群の足部が回内していることと第 4 章の結果である MTSS 群の筋硬度の結果はどのような因果関係にあるのか明確ではない。

そこで本研究は足関節回内傾向の MTSS 群を対象とし、足関節回内抑制を目的としたインソールを着用した時におけるランニング時の下腿筋活動と床反力の特徴を明らかにすることによって、MTSS 再発予防方法に有用な科学的エビデンスを抽出することを目的とした。本研究の仮説として、MTSS 群は足関節回内抑制を目的としたインソールを着用することで下腿筋活動が低下すると考えた。

## 第 2 節 方法

### 第 1 項 対象

対象者は男性健常運動選手 8 名，および医師から MTSS と診断された男性運動選手 8 名の計 16 名を対象として実験を行った。MTSS の取り込み基準は前章と同様の Yates and White の定義に加え，足部形態より回内傾向（踵骨角度が  $8^{\circ}$  以上）ある者とした。健常者の身体特性は年齢： $31.5 \pm 1.3$  歳；身長： $170.0 \pm 4.6$  cm；体重： $66.0 \pm 7.4$  kg，MTSS 群の身体特性は年齢： $30.8 \pm 1.3$  歳；身長： $169.0 \pm 4.3$  cm；体重： $73.4 \pm 7.8$  kg であった。全ての健常者は下肢に重篤な外傷・障害や手術歴の無い者であり，また，実験を実施する時点で歩行やスポーツ活動に支障をきたすような症状を有さない者であった。実験に先立ち，研究目的，内容および実験における危険性について全ての被験者に文書および口頭で説明し，研究に被験者として自主的に参加する旨の同意を得た。さらに被験者本人の判断でいつでも研究への参加を中止できることを説明した。

#### インソールとシューズ

すべての被験者には足型からシューズサイズおよびアーチパッドの大きさ決定し，シューズは adizero CS (adidas, German) を着用させた。

本実験に用いたアーチパッドは，足関節回内抑制を目的とした厚さ 2 mm の内側縦アーチパッドと厚さ 5 mm のヒールパッド（ソルボ，三進興業株式会社，日本）を使用した。インソールのアーチパッドの挿入位置を個別設定するため，立位姿勢での内側縦アーチの高さに関係する舟状骨と載距突起に着目し，その 2 点の中央の直下に内側縦アーチパッドの中央部分が合うように挿入した（金ら., 2011）。ヒールパッドは被験者の踵部内側の形状に合わせて配置した。インソールは各個人のシューズに標準として挿入しているものを no support，インソールにアーチパッ



ドを挿入したものを support と定義した。またインソールは底足部に直接貼付した。

## 第 2 項 測定方法

### インソール着用前後の足部形態

インソール着用前後の足部形態を三次元足型自動計測機 (JMS-2100CU, Dream GP 社製) を用いて両足計測した。計測前に足部三か所 (踵骨を後方からみたときの踵骨上端と下端, 舟状骨粗面) にランドマークシールを貼付した。対象者には黒いボックス型の計測機に片足を入れ, 肩幅の広さ, リラックスした状態で足部を接地させた。足部を置く目標点として三次元足型自動計測機内に記載してある直線上に第二趾と踵骨の中心を結んだ足部の長軸が乗るようにして, その場でバランスをとって静止するように被験者に指示した。外部からの光を遮断するため, 計測機上方にある巾着袋状の黒いシェードを閉め, 対象者の姿勢が適切に取れていることを確認した後に計測を行った。片足計測後, 対象者は立つ方向を 180 度変えて, 逆足を計測機に入れ, 同様の計測を行った。実験に先立って被験者には測定姿勢を説明した。全ての実験試技では, 視線は正面, 自然立位が保持されていたこと, 足部の長軸が三次元足型自動計測機内の直線上に接地していることを確認した。

三次元足型自動計測機による測定項目は 1. 足長: 踵骨の最も後方 (踵点) と第二趾の先端を結ぶ直線を足軸とした際の, 踵点から最も長い足趾の先端 (足先点) までの長さを, 足軸に対して平行に測った長さ。2. 足囲: 第一中足骨頭の最も内側に膨らんでいる点 (脛側中足点) と, 第五中足骨頭の最も外側にふくらんでいる点 (腓側中足点) の 2 点を通る

周径囲. 3.足幅：脛側中足点と腓側中足点の2点を結んだ直線. 4.踵幅：足長の踵点から17%遠位，高さ40mm位置で，足長に直交する直線の距離. 5.第一趾側角度：踵幅計測位置の内側—脛側中足点がなす直線と，脛側中足点—第一趾側面を結んだ直線がなす角度. 第一趾側面は，解析用コンピューター上で該当箇所のポイントを行うことで定義した. 第一趾側角度の数値が大きくなるほど外反母趾傾向となる. 6.第五趾側角度：踵幅計測位置の外側—腓側中足点がなす直線と，腓側中足点—第五趾側面を結んだ直線がなす角度. 第五趾側面は，解析用コンピューター上で該当箇所のポイントを行うことで定義した. 第五趾側角度の数値が大きくなるほど内反小趾傾向にあることを示す. 7.踵骨角度：踵骨を後方からみたときの踵骨上端と下端を結んだ線と地面に対する垂直線とのなす鋭角. 8.アーチ高：舟状骨粗面から地面までの高さ. 9.アーチ高率：アーチ高を足長で除した値であった.

### 試技と床反力

各被験者には10m区間を3.5m/sで走るように指示した. この際，ストライド，ピッチについては特に制限せず，自由走行するように指示し， $\pm 5\%$ 以内のタイムに入った試技を成功試技とした. 2条件試技前に10分のウォーミングアップを行った後に測定を行った. 成功試技がno support, supportともに5成功試技ずつしたうちの床反力3成分のピークのcv総和(total cv = 3)が最も低い3試技(average of total cv = 0.33)を解析対象とした. 10m区間の中間に配置した床反力(9287C, kistler, Swiss)上に右足が着地するように指示した. 得られた床反力から接地期の3方向の各成分を抽出した.

### 表面筋電図

接地期の下腿の筋活動を計測するために表面筋電図を計測した。表面電極貼付前にアルコールによる除菌，皮膚研磨剤を用いた皮膚抵抗の除去を行った。ディスポ電極（F-150S, vitrode, 日本光電, 日本）を用い，腓腹筋〈内側頭（MG），外側頭（LG）〉，ヒラメ筋（SOL），前脛骨筋（TA），長腓骨筋（PL）より筋活動を導出した。電極の貼付位置は Delagi らに準じ，MG, LG は膝窩線から 5 横指遠位部，SOL は腓腹筋の筋腹の遠位部でアキレス腱の内側前面，TA は脛骨粗面から 4 横指遠位部で腸骨陵より 1 横指内側部，PL は腓骨頭から 3 横指遠位部とした（Delagi and Perotto, 1985）。貼付位置を決定する上で被験筋を軽く収縮させ筋腹の位置を確認した。モーションアーチファクトによるノイズ混入を最小限にするため，伸縮性テープを用いて，ケーブルを皮膚上に固定した。電極間距離は，20mm，電極面積は 64.8mm<sup>2</sup>であった。

### 第 3 項 データ解析

筋電図の記録，処理に関しては，ワイヤレス表面筋電計（WBA system, Mega electronics Ltd, Finland）を用い，アナログ出力用アダプタを經由し，AD 変換を行い，ビデオ総合計測システム TRIAS (DKH, Japan) に記録した。サンプリング周波数は 1000Hz とし，フィルタ処理 (Band-pass filter; 20 Hz-500 Hz) を行い，各筋の接地時の平均振幅値 (Root Mean Square: RMS) を算出した。

各試技で得られた EMG データは個人間における比較を行うために接地時の no support 時の RMS に対する support 時 RMS の割合として相対値化した。また，no support 時，support 時ともに接地中に筋活動ピークが生じる MG, LG, SOL のピークタイミング (peaking time / contact time) を算出した。床反力データは異なる各着地時の時間を合わせるた

めにサンプリング周波数 1000Hz の着地データを Matlab (R2011a, ver7.12, MathWorks, America) を用いてスプライン補間を行った。そして、全ての試技の接地時間を 100 コマにしたのち、内側 / 外側方向、前方 / 後方方向、鉛直方向の 3 成分についてそれぞれグラフ化した。

#### 第 4 項 統計学的処理

インソール着用前後における静的アライメントの変化を各群で比較するために一元配置分散分析を行った。MTSS 群と健常群の接地中における筋活動量を比較するため、一元配置分散分析を行った。また、筋活動パターンを調べるために筋活動ピークを support 時と no support 時において比較し、さらに MTSS 群と control 間の比較も行った。床反力は、接地中の 3 成分の値に関して二元配置分散分析 (時間 × 床反力) を行い、力積について一元配置分散分析を用いて有位差検定を行なった。主効果および交互作用の検討を行い、有意な主効果および交互作用が確認された要因に関しては多重比較検定を行った。尚、多重比較検定には Bonferroni 法を用い、各有意水準は危険率  $p < 0.05$  とした。分析には、SPSS ver. 19.0 for Windows を使用した。

### 第 3 節 結果

表 1 に三次元足型計測で測定した足長，足囲，足幅，第一趾側角度，第五趾側角度，踵骨角度，アーチ高，アーチ高 / 足長のデータを示す。MTSS 群における no support 時の第一趾側角度は control 群の no support 時の第一趾側角度より有意に大きかった。また，MTSS 群における support 時の第一趾側角度も control 群の support 時の第一趾側角度より有意に大きかった。さらに MTSS 群における no support 時の踵骨角度は control 群の no support 時の踵骨角度より有意に大きかった。また，MTSS 群における support 時の踵骨角度も control 群の support 時の踵骨角度より有意に大きかった。

表 1 健常群と MTSS 群における support 時と no support 時の三次元足型計測から得られた足部形態。

	control <sup>A</sup>				MTSS <sup>B</sup>			
	no support		support		no support		support	
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
足長 (mm)	252.6	9.1	252.8	8.9	243.8	7.6	244.9	7.1
足囲 (mm)	252.4	14.2	253.2	15.3	242.4	10.0	244.8	10.4
足幅 (mm)	101.7	5.6	101.9	5.8	97.8	3.4	98.2	3.6
第一趾側角度 (°)	4.3 <sup>a</sup>	6.3	4.7 <sup>b</sup>	5.8	12.0 <sup>a</sup>	3.3	9.9 <sup>b</sup>	3.5
第五趾側角度 (°)	16.4	3.5	14.4	3.5	12.6	3.7	12.3	4.1
踵骨角度 (°)	6.5 <sup>c</sup>	4.5	5.1 <sup>d</sup>	4.9	14.4 <sup>c</sup>	4.9	12.0 <sup>d</sup>	4.5
アーチ高 (mm)	36.7	4.2	38.5	2.9	35.3	2.3	37.4	2.6
アーチ高 / 足長 (%)	15.1	1.9	15.8	1.3	14.0	1.0	14.8	1.2

<sup>A</sup>: N=8, <sup>B</sup>: N=8, M: 平均, SD: 標準偏差

<sup>a</sup>第一趾側角度有意差あり (no support (control) vs no support (MTSS))

<sup>b</sup>第一趾側角度有意差あり (support (control) vs support (MTSS))

<sup>c</sup>踵骨角度有意差あり (no support (control) vs no support (MTSS))

<sup>d</sup>踵骨角度有意差あり (support (control) vs support (MTSS))

図 2 に健常群と MTSS 群の接地中の筋活動量の結果を示す。MTSS 群は健常群に比べてインソールを着用することで MG, LG, SOL, PL の筋活動に有意差が認められた (図 2)。また、図 3 に健常群と MTSS 群のインソールによる活動ピークを示す。その結果、no support 時の MTSS 群は健常群に比べてヒラメ筋活動ピークが有意に早かった (図 3)。さらに、図 4, 5 において健常群と MTSS 群の接地中の床反力の経時的変化を示す。床反力に関して 2 元配置分散分析を行った結果、両要因 (時間 × 床反力) に主効果が認められた。多重比較検定の結果、健常群における support の有無に関する有意差はなかった (図 4)。また MTSS 群においても support の有無に関する有意差はなかった (図 5)。図 6, 7 において健常群と MTSS 群の接地中の床反力の力積の結果を示す。両群間において support の有無に関して、力積の有意差は生じなかった。

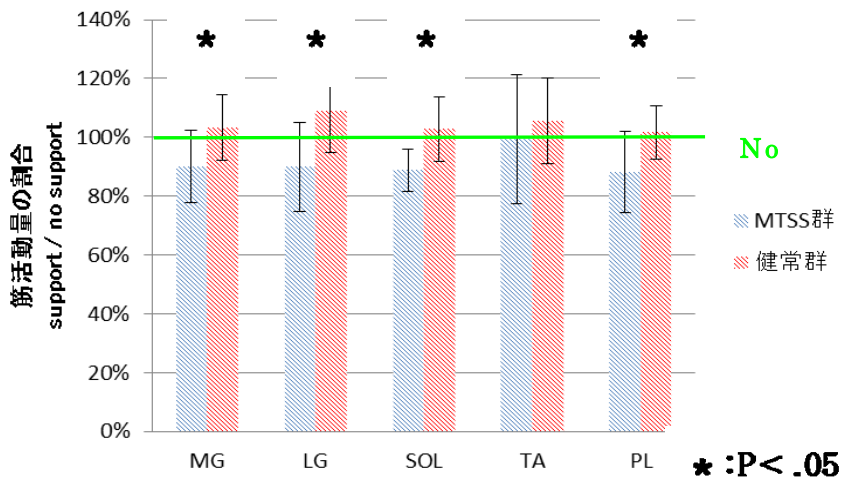


図 2 健常群と MTSS 群における no support 時の接地中の筋活動量 (MG, LG, SOL, TA, PL) を 100 % とした時の support 時の筋活動割合の結果。

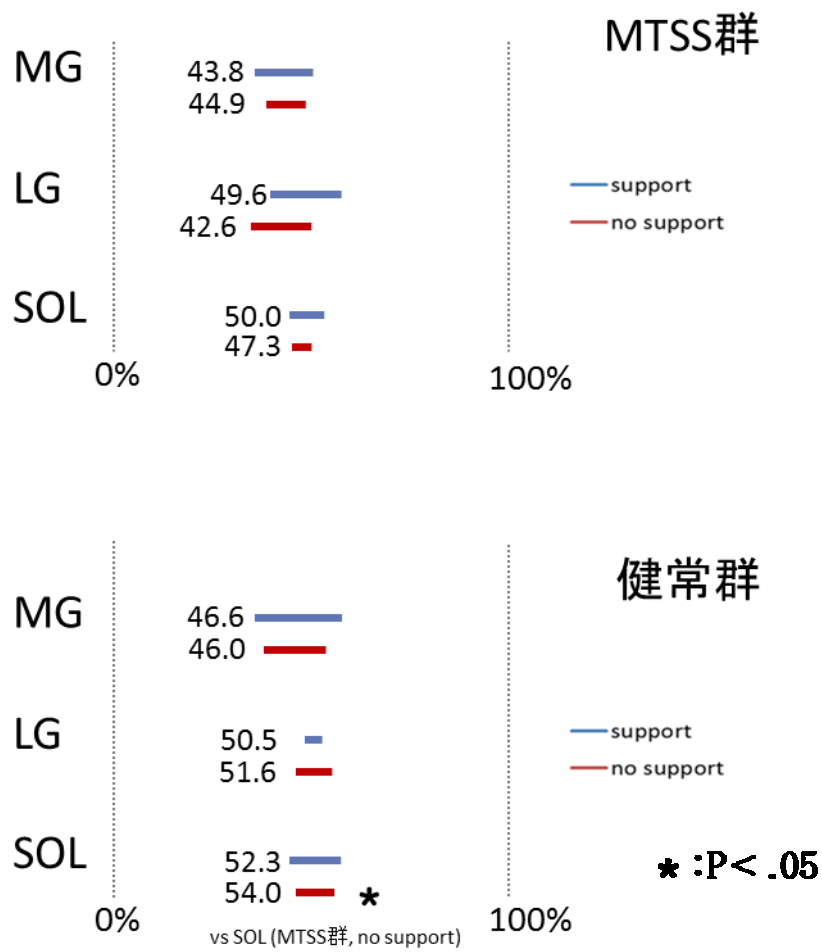


図3 健常群とMTSS群における接地中のMG, LG, SOLの筋活動ピーク時間。接地中を100%として正規化して筋活動ピーク時間を算出した。

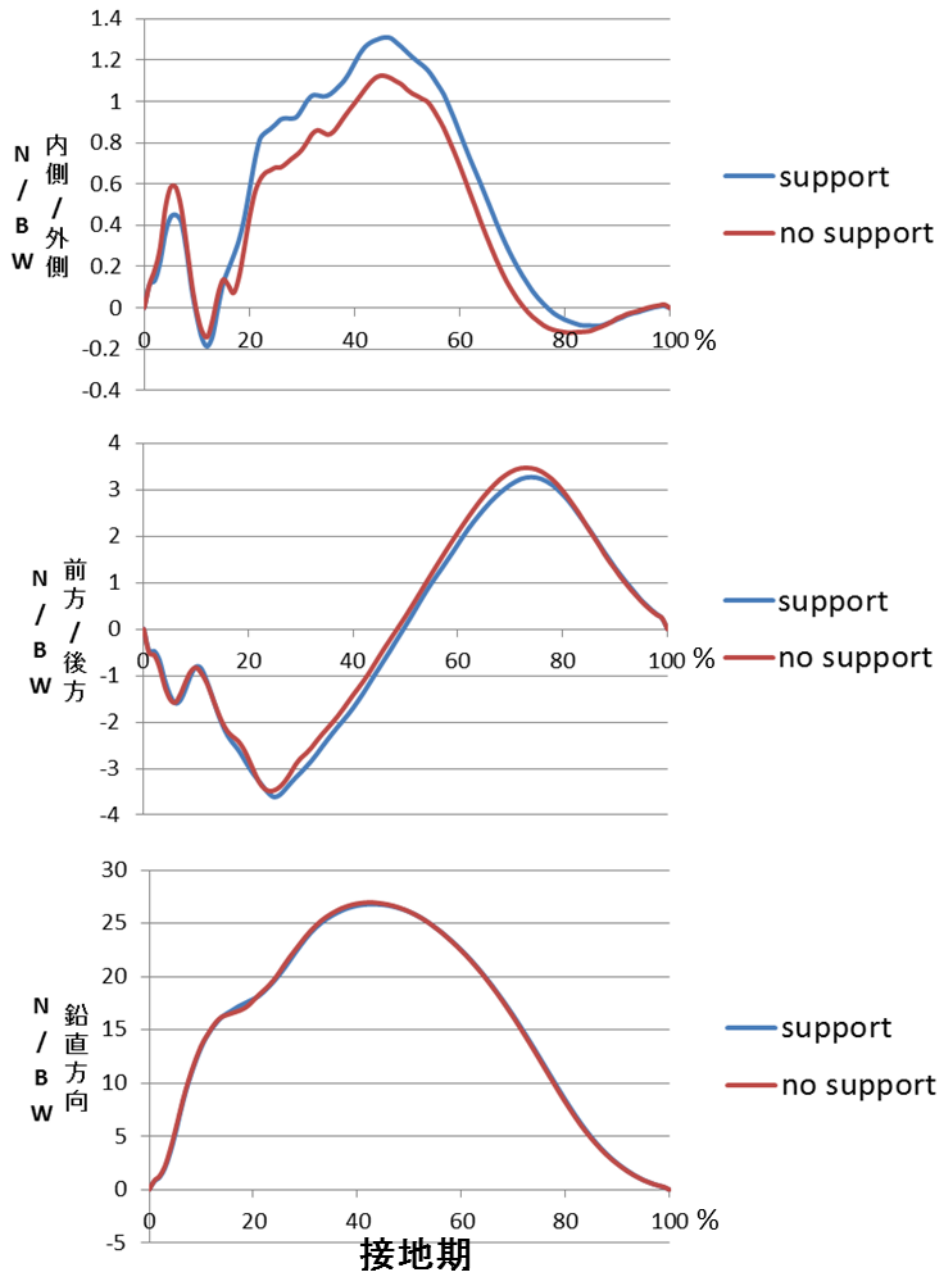


図 4 健康群 (N=8) の support 時, no support 時の接地中における床反力の 3 成分 (内側 / 外側方向, 前方 / 後方方向, 鉛直方向) の時系列データ .



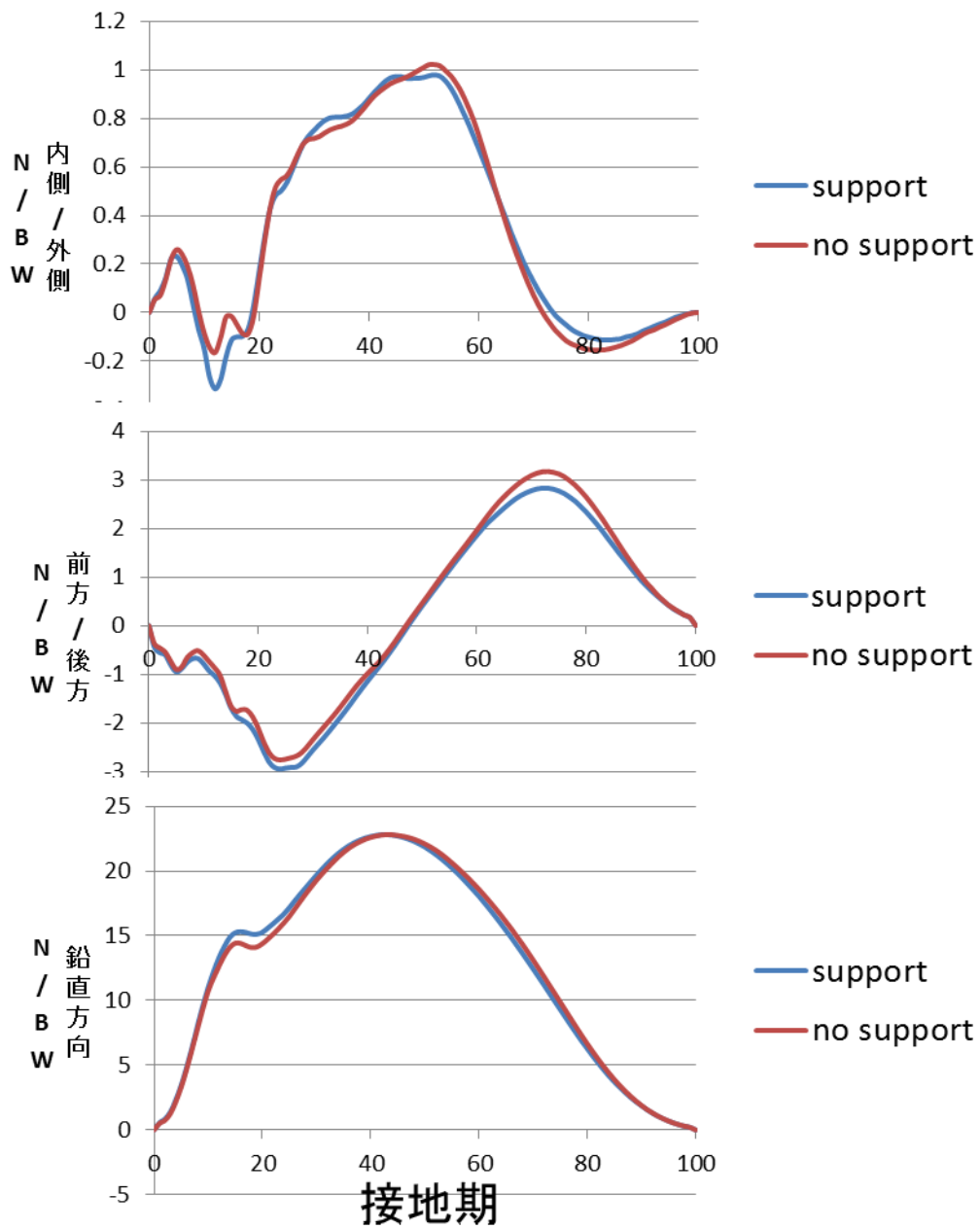


図 5 MTSS 群 (N=8) の support 時, no support 時の接地中における床反力の 3 成分 (内側 / 外側方向, 前方 / 後方方向, 鉛直方向) の時系列データ.

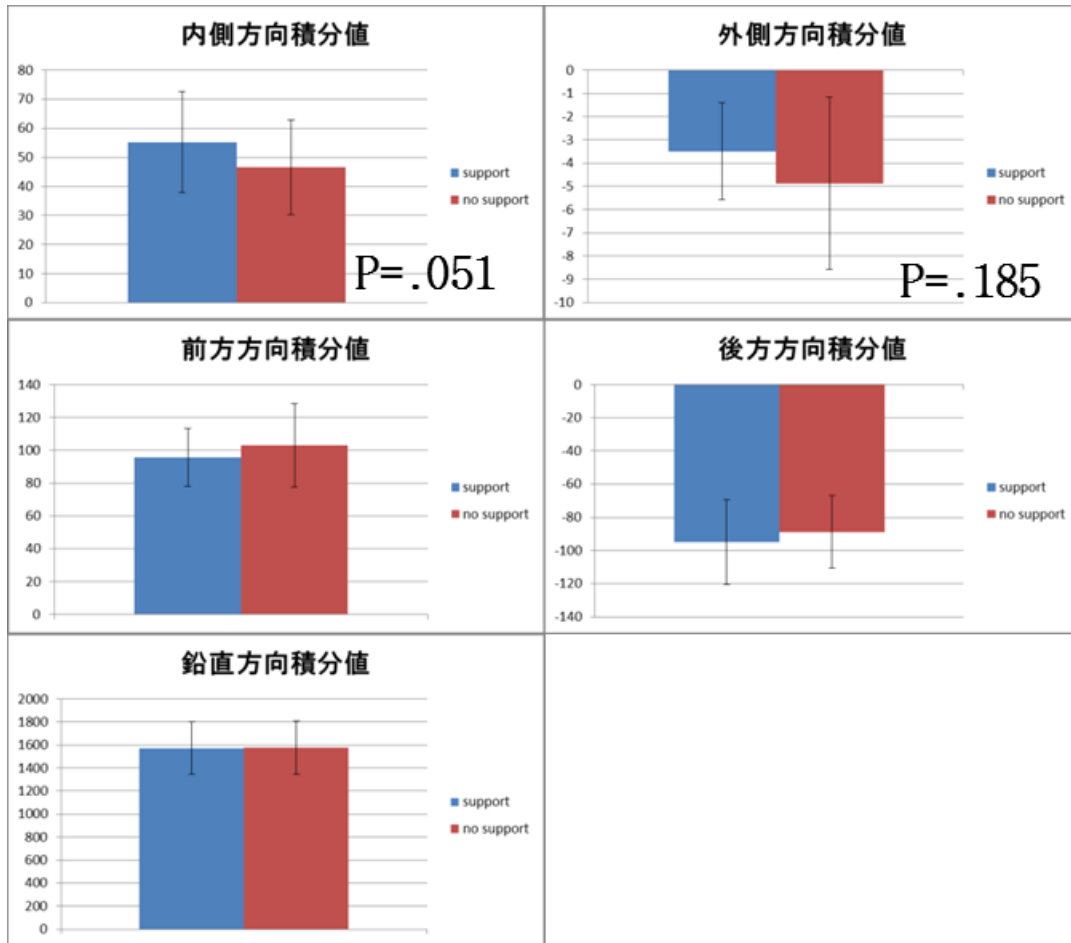


図 6 健常群 (N=8) の support 時, no support 時の接地中における床反力の 3 成分 (内側 / 外側方向, 前方 / 後方方向, 鉛直方向) の力積データ.

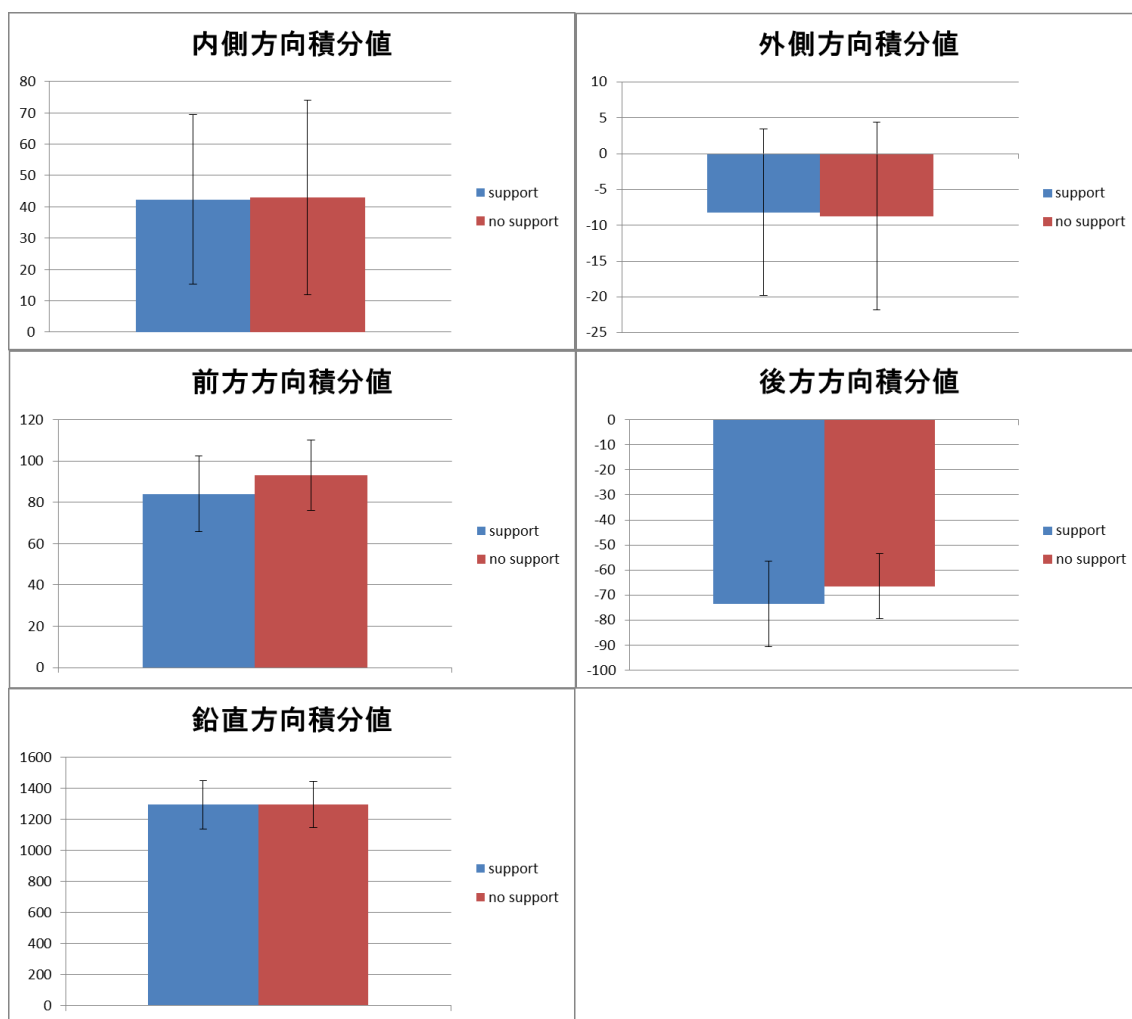


図 7 MTSS 群 (N=8) の support 時, no support 時の接地中における床反力の 3 成分 (内側 / 外側方向, 前方 / 後方方向, 鉛直方向) の力積データ.

#### 第 4 節 考察

本研究は足関節回内傾向の MTSS 群を対象とし、足関節回内抑制を目的としたインソールを着用した時におけるランニング時の下腿筋活動と床反力の特徴を明らかにすることによって、MTSS 再発予防方法に有用な科学的エビデンスを抽出することを目的とした。その結果、MTSS 群はインソール挿入により、足部のアーチ高が高くなり、踵骨角度が内反した。また、ランニング接地時の筋活動量が MG, LG, SOL, PL において減少するという特徴を示した。その一方で、健常群はインソール挿入下において no support と比べてどの筋の活動量も有意差は認められなかった。

MTSS 群の足部形態の特徴として、Bandholm らは内側縦アーチ低下と舟状骨高の低下を報告している (Bandholm et al., 2008)。また Viitasalo らは MTSS 患者の Leg-Heel-Alignment は健常者と比べて有意に外反を呈することを報告している (Viitasalo and Kvist, 1983)。以上の後足部外反位や低アーチ高は、ランニングなどのスポーツ動作時の足関節過回内運動を引き起こし、下腿後面のヒラメ筋や後脛骨筋が過剰に活動すると推測されてきた (Michael and Holder, 1985)。本研究においても MTSS 群は踵骨角度が有意に回内しており、第一趾側角度が有意に大きかった。外反母趾の指標である第一趾側角度が有意に大きかったことは MTSS 誘因の一要素であるかもしれない。なぜなら、先行研究は外反母趾によって、内側縦アーチ消失や踵骨回内を助長することが報告されているため、MTSS のリスクファクターになる可能性がある。

本研究は MTSS 群に対するインソールによる床反力の変化を調べた。その結果、MTSS 群と健常群において、インソール着用有無における床

反力 3 成分に有意差は生じなかった。さらに、床反力前後方向の成分に関して、健常群のインソール非着用時は前方方向の成分が 103 N / W に対し、後方方向の成分が 89 N / W であり、インソール着用時は前方方向の成分が 95 N / W に対し、後方方向の成分が 95 N / W である。つまり、インソール非着用時は前方方向への力（加速）が強く、インソール着用時は前後方向の力が同じである（加速 = 減速）。一方、MTSS 群のインソール非着用時は前方方向の成分が 93 N / W に対し、後方方向の成分が 66 N / W であり、インソール着用時は前方方向の成分が 82 N / W に対し、後方方向の成分が 75 N / W である。つまり、インソール非着用時、着用時ともに床反力の前方への力（加速）が強かったと考える。以上から健常群、MTSS 群ともにインソール着用の有無で床反力接地前後の速度が一定だったことは言えない。本研究では 10m 区間の速度を計測し、その区間を一定速度と仮定している。しかしながら、床反力の前後方向成分の結果からは一定だったことは科学的に証明できないため、本研究の速度一定条件下で MTSS 群のインソール着用の有無における筋電図の有意差判定を科学的に検証することはできなかったと考える。

本研究の限界として、足関節の底屈に関与している下腿深層筋（後脛骨筋、長趾屈筋、長母趾屈筋など）の筋活動(Beck and Osternig, 1994; Ekenman et al., 2005) を評価していない。そのため、今後それらの筋を対象にした筋活動の調査を行う必要がある。また、本研究はインソールの短期的な効果の評価するにとどまっているため、インソールを長期的に介入した時の影響を調査する必要がある。さらに Pohl ら MTSS 発症にはランニング着地時の足部過外反だけでなく股関節の過内転が関わっていると述べていることや (Pohl et al., 2008), MTSS 患者では股関節内外旋可動域が大きい例もみられるなど (Burne et al., 2004), 足部・足

関節以外の各関節の正常でない運動により脛骨内側に過負荷が生じている可能性があるため、下肢全体のアライメントやキネマティクスを分析することが必須となるであろう。

#### 第 5 節 まとめ

MTSS 群の足関節回内抑制を目的としたインソールを着用することによって、アーチ高が高くなり、踵骨が直立化した。また腓腹筋内側頭、腓腹筋外側頭、ヒラメ筋、長腓骨筋の筋活動量の減少がみられた。しかし、インソール有無による床反力前後方向の力積結果から、ランニング接地時の速度が一定でないため、筋電図の科学的科学的検証を行うことはできない結果となった。

## 第 6 章

### 総括論議

本論文では、MTSS再発予防に関する科学的根拠を確立することを目的とし、スポーツ傷害を予防するための四段階の二段階～三段階目にあたる発生メカニズムやリスクファクターの解明と再発予防方法の効果に関する研究を行った。

第二章においてMTSSリスクファクターの一部といわれている静的アライメントに関して計測を行った。その結果、踵骨角度が回内しており、アーチ高が低いことがあげられた。また、後足部に対する前足部の角度が内反していた。

第三章において第二章の結果から、MTSS群のランニング時動的アライメントがどのように変化しているか計測を行った。その結果、着地時前半に距骨下関節が回内方向に変化することが明らかとなった。

第四章において臨床でリスクファクターとして認知されている下腿の筋硬度について定量的に評価した。その結果、下腿の筋(MG, LG, SOL, TA, PL)において筋硬度が高いことが明らかとなった。

以上、第二章から四章までの研究から考えるMTSS発生メカニズムに関与するリスクファクターとして、足部形態が低アーチ高、踵骨回内位であり、動作中にも距骨下関節が過回内することで、足部に停止している下腿(MG, LG, SOL)の筋群(足関節底屈筋と回外筋)が相対的に伸張し、さらに過収縮することで筋硬度が上昇し、これらの筋の付着している脛骨後内側の筋腱膜部にストレスがかかることで、MTSSを発症したと考える。第五章においては、再発予防効果が高いといわれていたインソールを着用することによって、踵骨直立下、アーチ高上昇という構造をインソールにより変化させたとき、筋活動を低下させることができるのではないかという仮説のもとに研究を進めた。その結果、ランニング速度が一定でなかったため、インソール挿入により下腿のMG, LG,



SOL, PL において筋活動量が減少したことは、科学的根拠に乏しい結果となった。したがって、第二章から四章までにおける MTSS 再発リスクファクターとおもわれる要因の一連の流れを支持する研究を行うことはできなかった。今後はランニング接地時の走速度をマーカーを貼付することで一定とし、インソール着用時の床反力や筋電図を検証することや、トレッドミルで速度を一定にした時の筋電図の検討を行うことで再発予防や発生メカニズムの一連の流れを検討する必要があると考える。

以上より、Van Mechelen ら (Van Mechelen et al., 1992) の提唱したスポーツ外傷・障害を予防するための研究を行う際の基本的な流れで MTSS に関して明らかにされていなかった知見を以下の通り得ることが出来た。これまで認識されていた後足部の回内傾向について高精度な解析手法で再認識し、動作時における後足部の回内程度について 3D - 2D model registration technique による解析手法を用いて詳細に距骨下関節の動きを調査した。さらに下腿の筋硬度について定量的に評価し、臨床で関係あると報告されていた下腿三頭筋の筋硬度上昇を支持する結果となった。

その上で先行研究より MTSS 再発予防効果が高いといわれていたインソールによる短期的な効果について検討した。その結果、ランニング中の速度が一定でないため、筋活動量が減少していたことは正しくない可能性があり、MTSS 再発予防効果を示したとは言い難い。

以上のような再発予防方法を検討した後、MTSS 再発予防方法の効果に関する科学的根拠を蓄積させるためには、多くの現場指導者や医科学スタッフの協力のもと年単位で発生頻度と介入疫学調査を行う必要がある。さらに、MTSS は症状名であり、統一した診断基準が確立されることが望まれる。本研究の限界として、本邦であげたリスクファクターは

MTSS 発症にかかわる多くのリスクファクターのうちの一部である。特に MTSS に関する病態や症状は性差や年齢など個人によって大きく異なる。そのため、適切なランニング動作の指導やインソールの長期的介入を行う時は個人のリスクファクターを把握したうえで、行う必要がある。

## 第 7 章

### 結論

本研究において、MTSSを伴うスポーツ障害者を対象としたリスクファクターおよびリスクファクターの介入時の特徴を明らかにすべく研究を行った。

その結果、以下の結論を得た。

- ・ MTSS群の足部形態はアーチ高が低く、踵骨角度が回内していて、前足部が回外している。つまり足部全体のアライメントが崩れていることが示唆された。

- ・ MTSS群のランニング着地時の後足部の特徴として、健常群に比べて距骨下関節が過回内していることから、動作中においても後足部のアライメントが崩れていることが示唆された。

- ・ MTSS群は健常群に比べて安静時の腓腹筋内側頭・外側頭、ヒラメ筋、前脛骨筋、長腓骨筋の筋硬度が高かったことから、筋硬度が症状に関与している可能性があることが明らかとなった。

- ・ MTSS群に対する再発予防法の一部として取り上げられているインソールを挿入することにより、ランニング時の腓腹筋内側頭・外側頭、ヒラメ筋、前脛骨筋の筋活動量が減少したが、ランニング速度が一定でなかったため、科学的根拠に乏しい結果となった。

## 引用文献

Akermark C, Ljungdahl M, Johansson C. Long-term result of fasciotomy caused by medial tibial syndrome in athletes. Scand J Med Sci Sports. 1991; 1: 59-61.

Akagi R, Takahashi H. Acute effect of static stretching on hardness of the gastrocnemius muscle. Med Sci Sports Exerc 2013 Jul;45(7):1348-1354.

Allen MJ, Barnes MR. Exercise pain in the lower leg. Chronic compartment syndrome and medial tibial syndrome. J Bone Joint Surg Br 1986 Nov;68(5):818-823.

Anderson MW, Greenspan A. Stress fractures. Radiology 1996 Apr;199(1):1-12.

Andrish JT, Bergfeld JA, Walheim J. A prospective study on the management of shin splints. J Bone Joint Surg Am 1974 Dec;56(8):1697-1700.

Bandholm T, Boysen L, Haugaard S et al.: Foot medial longitudinal-arch deformation during quiet standing and gait in subjects with medial tibial stress syndrome. J Foot Ankle Surg 2008 47: 89-95.

Bartosik KE, Sitler M, Hillstrom HJ, Palamarchuk H, Huxel K, Kim E. Anatomical and biomechanical assessments of medial tibial stress syndrome. J Am Podiatr Med Assoc 2010 Mar-Apr;100(2):121-132.

Beck BR. Tibial stress injuries. An aetiological review for the purposes of guiding management. *Sports Med* 1998 Oct;26(4):265-279.

Beck BR, Osternig LR. Medial tibial stress syndrome. The location of muscles in the leg in relation to symptoms. *J Bone Joint Surg Am* 1994 Jul;76(7):1057-1061.

Bennell KL, Malcolm SA, Thomas SA, Reid SJ, Brukner PD, Ebeling PR, et al. Risk factors for stress fractures in track and field athletes. A twelve-month prospective study. *Am J Sports Med* 1996 Nov-Dec;24(6):810-818.

Bennell K, Crossley K, Jayarajan J, Walton E, Warden S, Kiss ZS, et al. Ground reaction forces and bone parameters in females with tibial stress fracture. *Med Sci Sports Exerc* 2004 Mar;36(3):397-404.

Bennett JE, Reinking MF, Pluemer B, Pentel A, Seaton M, Killian C. Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001 Sep;31(9):504-510.

Bennett JE, Reinking MF, Rauh MJ. The relationship between isotonic plantar flexor endurance, navicular drop, and exercise-related leg pain in a cohort of collegiate cross-country runners. *Int J Sports Phys Ther* 2012 Jun;7(3):267-278.

Bouche RT, Johnson CH.: Medial tibial stress syndrome (tibial fasciitis): a proposed pathomechanical model involving fascial traction. J Am Podiatr Med Assoc 2007 97: 31-36.

Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. Orthop Clin North Am 1982 Jul;13(3):541-558.

Buck FM, Gheno R, Nico MA, Haghghi P, Trudell DJ, Resnick D. Chiasma crurale: intersection of the tibialis posterior and flexor digitorum longus tendons above the ankle. Magnetic resonance imaging-anatomic correlation in cadavers. Skeletal Radiol 2010 Jun;39(6):565-573.

Burne SG, Khan KM, Boudville PB, Mallet RJ, Newman PM, Steinman LJ, et al. Risk factors associated with exertional medial tibial pain: a 12 month prospective clinical study. Br J Sports Med 2004 Aug;38(4):441-445.

Brown JE.: Functional and cosmetic correction of latus [splay foot]. clin orthop 1959 14: 166-167.

Brushoj C, Larsen K, Albrecht-Beste E, Nielsen MB, Løye F, Holmich P. Prevention of overuse injuries by a concurrent exercise program in subjects exposed to an increase in training load: a randomized controlled trial of 1020 army recruits. Am J Sports Med 2008 Apr;36(4):663-670.

Chambers HG.: Medial tibial stress syndrome: Evaluation and management. Oper Tech Sports Med 1995 3: 274-277.

Clansey AC, Hanlon M, Wallace ES, Lake MJ. Effects of fatigue on running mechanics associated with tibial stress fracture risk. Med Sci Sports Exerc 2012 Oct;44(10):1917-1923.

Clanton TO, Solcher BW. Chronic leg pain in the athlete. Clin Sports Med 1994 Oct;13(4):743-759.

Clement DB. Tibial stress syndrome in athletes. J Sports Med 1974 Mar-Apr;2(2):81-85.

Couture CJ, Karlson KA. Tibial stress injuries: decisive diagnosis and treatment of 'shin splints'. Phys Sportsmed 2002 Jun;30(6):29-36.

Coughlin MJ.: Etiology and treatment of the bunionette deformity. Instr Course Lect 1990 39: 37-48.

Craig DI. Medial tibial stress syndrome: evidence-based prevention. J Athl Train 2008 May-Jun;43(3):316-318.

Creaby MW, Dixon SJ. External frontal plane loads may be associated with tibial stress fracture. Med Sci Sports Exerc 2008 Sep;40(9):1669-1674.

Davey JR, Rorabeck CH, Fowler PJ. The tibialis posterior muscle compartment. An unrecognized cause of exertional compartment syndrome. Am J Sports Med 1984 Sep-Oct;12(5):391-397.



Detmer DE. Chronic shin splints. Classification and management of medial tibial stress syndrome. *Sports Med* 1986 Nov-Dec;3(6):436-446.

DEVAS MB. Stress fractures of the tibia in athletes or shin soreness. *J Bone Joint Surg Br* 1958 May;40-B(2):227-239.

Donatelli RA. Abnormal biomechanics of the foot and ankle. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987 9(1):11-16.

Dugan SA, Weber KM. Stress fractures and rehabilitation. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2007 Aug;18(3):401-16, viii.

Ekenman I, Tsai-Fellander L, Johansson C, O'Brien M. The plantar flexor muscle attachments on the tibia. A cadaver study. *Scand J Med Sci Sports* 1995 Jun;5(3):160-164.

Forwood MR, Turner CH. The response of rat tibiae to incremental bouts of mechanical loading: a quantum concept for bone formation. *Bone* 1994 Nov-Dec;15(6):603-609.

Franklyn M, Oakes B, Field B et al.: Section modulus is the optimum geometric predictor for stress fractures and medial tibial stress syndrome in both male and female athletes. *Am J Sports Med* 2008 36: 1179-1189.

Fredericson M, Bergman AG, Hoffman KL, Dillingham MS. Tibial stress reaction in runners. Correlation of clinical symptoms and scintigraphy

with a new magnetic resonance imaging grading system. Am J Sports Med 1995 Jul-Aug;23(4):472-481.

Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. Angle Orthod 2004 Feb; 74 (1): 3-15

Fukano M, Kuroyanagi Y, Fukubayashi T, Banks S. Three-Dimensional Kinematics of the Talocrural and Subtalar Joints During Drop Landing. J Appl Biomech 2013 May 13.

Garth WP, Jr, Miller ST. Evaluation of claw toe deformity, weakness of the foot intrinsics, and posteromedial shin pain. Am J Sports Med 1989 Nov-Dec;17(6):821-827.

Goodship AE, Lanyon LE, McFie H. Functional adaptation of bone to increased stress. An experimental study. J Bone Joint Surg Am 1979 Jun;61(4):539-546.

Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. J Biomech Eng 1983 May;105(2):136-144.

HARDY RH, CLAPHAM JC.: Observations on hallux valgus; based on a controlled series. J Bone Joint Surg Br 33: 376-391, 1951.

Hayes WC. Biomechanics of cortical and trabecular bone: implications for assessment of fracture risk. In: Mow VC, Hayes WC, editors. Basic orthopaedic biomechanics. New York: Raven Press, 1991: 93-142

Herring KM. A plyometric training model used to augment rehabilitation from tibial fasciitis. *Curr Sports Med Rep* 2006 May;5(3):147-154.

Holen KJ, Engebretsen L, Grontvedt T, Rossvoll I, Hammer S, Stoltz V. Surgical treatment of medial tibial stress syndrome (shin splint) by fasciotomy of the superficial posterior compartment of the leg. *Scand J Med Sci Sports* 1995 Feb;5(1):40-43.

Hreljac A, Marshall RN, Hume PA.: Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc* 2000 32: 1635-1641.

Hubbard TJ, Carpenter EM, Cordova ML. Contributing factors to medial tibial stress syndrome: a prospective investigation. *Med Sci Sports Exerc* 2009 Mar;41(3):490-496.

James SL, Bates BT, Osternig LR. Injuries to runners. *Am J Sports Med* 1978 Mar-Apr;6(2):40-50.

Joseph M, Tiberio D, Baird JL, Trojian TH, Anderson JM, Kraemer WJ, et al. Knee valgus during drop jumps in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes: the effect of a medial post. *Am J Sports Med* 2008 Feb;36(2):285-289.

Khan K, McKay H, Kannus P, Bailey D, Wark J, Benne K, editors. *Physical Activity and Bone Health*. Champaign, IL: Human Kinetics 2001.

Kogler GF, Solomonidis SE, Paul JP. Biomechanics of longitudinal arch support mechanisms in foot orthoses and their effect on plantar aponeurosis strain. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1996 Jul;11(5):243-252.

Komistek RD, Stiehl JB, Buechel FF, Northcut EJ, Hajner ME. A determination of ankle kinematics using fluoroscopy. Foot Ankle Int 2000 Apr;21(4):343-350.

Korpelainen R, Orava S, Karpakka J, Siira P, Hulkko A. Risk factors for recurrent stress fractures in athletes. Am J Sports Med 2001 May-Jun;29(3):304-310.

Korkola M, Amendola A. Exercise-induced leg pain: sifting through a broad differential. Phys Sportsmed 2001 Jun;29(6):35-50.

Kortebein PM, Kaufman KR, Basford JR, Stuart MJ. Medial tibial stress syndrome. Med Sci Sports Exerc 2000 Mar;32(3 Suppl):S27-33.

Liu H, Sugamoto K, Itohara T, Tomita T, Hashimoto J, Yoshikawa H. In vivo three-dimensional skeletal alignment analysis of the hindfoot valgus deformity in patients with rheumatoid arthritis. J Orthop Res 2007 Mar;25(3):330-339.

Loudon JK, Dolphino MR. Use of foot orthoses and calf stretching for individuals with medial tibial stress syndrome. Foot Ankle Spec 2010 Feb;3(1):15-20.

Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. Br J Sports Med 2004 Oct;38(5):576-580.

Matheson GO, Clement DB, McKenzie DC, Taunton JE, Lloyd-Smith DR, MacIntyre JG. Stress fractures in athletes. A study of 320 cases. Am J Sports Med 1987 Jan-Feb;15(1):46-58.

McELVENNY RT, CALDWELL GD.: A new operation for correction of cavus foot; fusion of first metatarsocuneiformnavicular joints. Clin Orthop 1958 11: 85-92.

Melberg PE, Styf J. Posteromedial pain in the lower leg. Am J Sports Med 1989 Nov-Dec;17(6):747-750.

Michael RH, Holder LE. The soleus syndrome. A cause of medial tibial stress (shin splints). Am J Sports Med 1985 Mar-Apr;13(2):87-94.

Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. J Biomech 2006;39(15):2819-2825.

Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. Med Sci Sports Exerc 2006 Feb;38(2):323-328.

Milner CE, Hamill J, Davis I. Are knee mechanics during early stance related to tibial stress fracture in runners? Clin Biomech (Bristol, Avon) 2007 Jul;22(6):697-703.

Moen MH, Holtslag L, Bakker E, Barten C, Weir A, Tol JL, et al. The treatment of medial tibial stress syndrome in athletes; a randomized clinical trial. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol* 2012 Mar 30;4:12-2555-4-12.

Moen MH, Bongers T, Bakker EW, Zimmermann WO, Weir A, Tol JL, et al. Risk factors and prognostic indicators for medial tibial stress syndrome. *Scand J Med Sci Sports* 2012 Feb;22(1):34-39.

Moen MH, Tol JL, Weir A, Steunebrink M, De Winter TC. Medial tibial stress syndrome: a critical review. *Sports Med* 2009 39(7):523-546.

Moen MH, Rayer S, Schipper M, Schmikli S, Weir A, Tol JL, et al. Shockwave treatment for medial tibial stress syndrome in athletes; a prospective controlled study. *Br J Sports Med* 2012 Mar;46(4):253-257.

Mubarak SJ, Gould RN, Lee YF, Schmidt DA, Hargens AR. The medial tibial stress syndrome. A cause of shin splints. *Am J Sports Med* 1982 Jul-Aug;10(4):201-205.

Newman P, Adams R, Waddington G. Two simple clinical tests for predicting onset of medial tibial stress syndrome: shin palpation test and shin oedema test. *Br J Sports Med* 2012 Sep;46(12):861-864.

Newman P, Witchalls J, Waddington G, Adams R. Risk factors associated with medial tibial stress syndrome in runners: a systematic review and meta-analysis. *Open Access J Sports Med* 2013 Nov 13;4:229-241.

Nilsson MK, Friis R, Michaelsen MS, Jakobsen PA, Nielsen RO.

Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. *J Foot Ankle Res* 2012 Feb 17;5:3-1146-5-3.

Orava S, Puranen J. Athletes' leg pains. *Br J Sports Med* 1979 Sep;13(3):92-97.

Perlman PR, Siskind V, Jorgensen A, Wearing S, Squires S. Changes in the calcaneal pitch during stance phase of gait. A fluoroscopic analysis. *J Am Podiatr Med Assoc* 1996 Jul;86(7):322-326.

Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993 Oct;18(4):553-558.

Plisky MS, Rauh MJ, Heiderscheit B, Underwood FB, Tank RT. Medial tibial stress syndrome in high school cross-country runners: incidence and risk factors. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007 Feb;37(2):40-47.

Pohl MB, Mullineaux DR, Milner CE, Hamill J, Davis IS. Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *J Biomech* 2008 41(6):1160-1165.

Prichasuk S, Sinphurmsukskul O. Kidner procedure for symptomatic accessory navicular and its relation to pes planus. *Foot Ankle Int* 1995 Aug;16(8):500-503.

Prichasuk S, Subhadrabandhu T. The relationship of pes planus and calcaneal spur to plantar heel pain. Clin Orthop Relat Res 1994 Sep; (306):192-196.

Puranen J. The medial tibial syndrome: exercise ischaemia in the medial fascial compartment of the leg. J Bone Joint Surg Br 1974 Nov;56-B(4):712-715.

Raissi GR, Cherati AD, Mansoori KD, Razi MD. The relationship between lower extremity alignment and Medial Tibial Stress Syndrome among non-professional athletes. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol 2009 Jun 1(1):11.

Rauh MJ, Macera CA, Trone DW, Shaffer RA, Brodine SK. Epidemiology of stress fracture and lower-extremity overuse injury in female recruits. Med Sci Sports Exerc 2006 Sep;38(9):1571-1577.

Reinking MF. Exercise-related leg pain in female collegiate athletes: the influence of intrinsic and extrinsic factors. Am J Sports Med 2006 Sep;34(9):1500-1507.

Reinking MF, Austin TM, Hayes AM. A survey of exercise-related leg pain in community runners. Int J Sports Phys Ther 2013 Jun;8(3):269-276.

Reinking MF, Austin TM, Hayes AM.: Exercise-related leg pain in collegiate cross-country athletes: extrinsic and intrinsic risk factors. J Orthop Sports Phys Ther 2007 37: 670-678.



Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Nigg BM, Lundberg A, Murphy N. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech* 1997 Jul;30(7):729-732.

Ringleb SI, Kavros SJ, Kotajarvi BR, Hansen DK, Kitaoka HB, Kaufman KR. Changes in gait associated with acute stage II posterior tibial tendon dysfunction. *Gait Posture* 2007 Apr;25(4):555-564.

Rome K, Brown CL. Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clin Rehabil* 2004 Sep;18(6):624-630.

Rome K, Handoll HH, Ashford R. Interventions for preventing and treating stress fractures and stress reactions of bone of the lower limbs in young adults. *Cochrane Database Syst Rev* 2005 Apr 18;(2)(2):CD000450.

Rompe JD, Cacchio A, Furia JP, Maffulli N. Low-energy extracorporeal shock wave therapy as a treatment for medial tibial stress syndrome. *Am J Sports Med* 2010 Jan;38(1):125-132.

Root ML, Orien WP, Weed JH, et al.: Normal and abnormal Function of the Foot. Clinical Biomechanics Corp, Los Angeles, 1971.

Sharma J, Golby J, Greeves J, Spears IR. Biomechanical and lifestyle risk factors for medial tibia stress syndrome in army recruits: a prospective study. *Gait Posture* 2011 Mar;33(3):361-365.

Sommer HM, Vallentyne SW. Effect of foot posture on the incidence of medial tibial stress syndrome. *Med Sci Sports Exerc* 1995 Jun;27(6):800-804.

Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg BM, van den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, et al. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2000 Jan;15(1):54-64.

Stanitski CL, McMaster JH, Scranton PE. On the nature of stress fractures. *Am J Sports Med* 1978 Nov-Dec;6(6):391-396.

Stickley CD, Hetzler RK, Kimura IF, Lozanoff S. Crural fascia and muscle origins related to medial tibial stress syndrome symptom location. *Med Sci Sports Exerc* 2009 Nov;41(11):1991-1996.

Sullivan D, Warren RF, Pavlov H, Kelman G. Stress fractures in 51 runners. *Clin Orthop Relat Res* 1984 Jul-Aug;(187)(187):188-192.

Taube R, Wadsworth L. Managing tibial stress fractures. *Phys Sportsmed.* 1993 21:123-30.

Tong JW, Kong PW. Association Between Foot Type and Lower Extremity Injuries: Systematic Literature Review With Meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013 Oct;43(10):700-714.

Tweed JL, Campbell JA, Avil SJ. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *J Am Podiatr Med Assoc* 2008 Nov-Dec;98(6):436-444.

van Mechelen W. The severity of sports injuries. Sports Med 1997 Sep;24(3):176-180.

Viitasalo JT, Kvist M. Some biomechanical aspects of the foot and ankle in athletes with and without shin splints. Am J Sports Med 1983 May-Jun;11(3):125-130.

Volpin G, Petronius G, Hoerer D, Stein H. Lower limb pain and disability following strenuous activity. Mil Med 1989 Jun;154(6):294-297.

Wallensten R. Results of fasciotomy in patients with medial tibial syndrome or chronic anterior-compartment syndrome. J Bone Joint Surg Am 1983 Dec;65(9):1252-1255.

Walter NE, Wolf MD. Stress fractures in young athletes. Am J Sports Med 1977 Jul-Aug;5(4):165-170.

Wearing SC, Urry S, Perlman PR, Dubois P, Smeathers JE. Serial measurement of calcaneal pitch during midstance. J Am Podiatr Med Assoc 1999 Apr;89(4):188-193.

Wen DY, Puffer JC, Schmalzried TP. Injuries in runners: a prospective study of alignment. Clin J Sport Med 1998 Jul;8(3):187-194.

Wilder RP, Sethi S. Overuse injuries: tendinopathies, stress fractures, compartment syndrome, and shin splints. Clin Sports Med 2004 Jan;23(1):55-81, vi.

Willems TM, De Clercq D, Delbaere K, Vanderstraeten G, De Cock A, Witvrouw E. A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. *Gait Posture* 2006 Jan;23(1):91-98.

Winters M, Eskes M, Weir A, Moen MH, Backx FJ, Bakker EW. Treatment of medial tibial stress syndrome: a systematic review. *Sports Med* 2013 Dec;43(12):1315-1333.

Yagi S, Muneta T, Sekiya I. Incidence and risk factors for medial tibial stress syndrome and tibial stress fracture in high school runners. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2013 Mar;21(3):556-563.

Yamaguchi S, Sasho T, Kato H, Kuroyanagi Y, Banks SA. Ankle and subtalar kinematics during dorsiflexion-plantarflexion activities. *Foot Ankle Int* 2009 Apr;30(4):361-366.

Yates B, Allen MJ, Barnes MR. Outcomes of surgical treatment of medial tibial stress syndrome. *J Bone Joint Surg Am.* 2003 85(10):1974-1980.

Yates B, White S. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. *Am J Sports Med* 2004 Apr-May;32(3):772-780.

Yoshikawa T, Mori S, Santiesteban AJ, Sun TC, Hafstad E, Chen J, et al. The effects of muscle fatigue on bone strain. *J Exp Biol* 1994 Mar;188:217-233.

Yuksel O, Ozgurbuz C, Ergun M, Islegen C, Taskiran E, Denerel N, et al. Inversion/Eversion strength dysbalance in patients with medial tibial stress syndrome. J Sports Sci Med 2011 Dec 1;10(4):737-742.

Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. J Biomech 2006 39(15):2792-2797.

伊藤 浩充：シンスプリントの機能解剖学的特性．理学療法 2004 21(2):388-394.

伊藤 浩充，若狭 真，杉山 幸，小野 玲：高校男子サッカー選手のシンスプリントに関わる下腿・足部の発生因子．神戸大学医学部保健学科紀要 2005 21:1-10.

伊藤 浩充，若狭 真妃，杉山 幸一ほか：高校男子サッカー選手のシンスプリントに関わる下腿・足部の発生因子．神戸大学医学部保健学科紀要 2005 1-10.

岡戸 敦男，小林 寛和：シンスプリントに対する的確・迅速な臨床推論のポイント．理学療法 2011 28: 230-235.

奥脇 透：シンスプリントの診断と治療 -MRI画像を含めて-. Monthly Orthopaedics 2005 69-76.

木田 貴英，山中 正紀：過労性脛骨骨膜炎（シンスプリント）．理学療法 2006 23: 362-367.

金 興烈，岡本 敦，島 典広：距骨下関節の回内制御におけるアーチパッドの効果．東海学園大学研究紀要 2011 16: 25-37.

佐藤 重基，篠原浩徳，楠見浩ほか：店頭用足型計測機の精度評価について．靴の医学 2002 15: 45-49.

園部 俊晴：復帰を目指すスポーツ整形外科．宗田 大 メジカルビュー社 2011 1: 281-284.

園部 俊晴：スポーツ障害理学療法ガイド：考え方と疾患別アプローチ．臨床スポーツ医学 2014: 1-397.

鳥居 俊，鳥居 直：リハビリテーションプログラム-早期回復のためのトレーニング指導-20]：シンスプリントに対するアスレチックリハビリテーション．臨床スポーツ医学 1999 16(4):431-436.

鳥居 俊：疲労骨折の診断と治療，予防（特集 疲労骨折への対応）．Training journal 2013 35(5):15-20.

中宿 伸哉，林 典雄：下肢：スポーツ障害におけるエコー画像の評価と理学療法．臨床スポーツ医学 2014 31: 378-383.

八木 茂典：復帰を目指すスポーツ整形外科．宗田 大 メジカルビュー社 2011 1: 281-284.

福井 次矢，吉田雅博，山口直人：Minds 診療ガイドライン作成の手引き 2014．医学書院 2007: 15.

Delagi E, Perotto A, 栢森良二訳：筋電図のための解剖ガイド 西村書店  
1985.

Thomas C, Mishaud, 加倉井周一訳：臨床足装具 生体工学的アプローチ  
チ 医歯薬出版 2005.

## 業績リスト

本論文の内容の一部は以下の雑誌に掲載されている。

秋山圭， 広瀬統一， 福林徹． 脛骨内側ストレス症候群を有した選手における足部の特徴． 日本臨床スポーツ医学会誌， 23: in press, 2014

本論文の内容の一部は， 以下の学会において発表されている。

Akiyama, K., Akagi, R., Hirayama, K., Takahashi, H., and Hirano, Y. Muscle Hardness Of Lower Leg In Subjects With Medial Tibial Stress Syndrome, American College of Sports Medicine's 61st Annual Meeting, America, 2014. 5.

Akiyama, K., Fukano, M., and Fukubayashi, T. Evaluation of ankle joint motion from single-plane radiographic projections during barefoot and shod running. The international society of biomechanics, Brazil, 2013. 8.

Akiyama, K., Noh, B., Fukano, M., and Fukubayashi, T. Ankle joint kinematics in subjects with medial tibial stress syndrome during simulated running. 18th annual congress of the European College of Sport Science, Spain, 2013. 6.



## 謝辞

本論文は早稲田大学スポーツ科学学術院・福林徹教授の指導のもとに行われたものであり、稿を終えるにあたり、適時助言、指導して下さった先生に深く感謝の意を表する。さらに早稲田大学スポーツ科学学術院・矢内利政教授、広瀬統一准教授、東洋大学・岩本紗由美准教授にはご多忙の中、審査員として親身なご指導、ご指摘を賜り心より感謝する。福林教授には、長きに渡る学部、大学院生活に置いて、貴重なご意見ご指導を賜り、深く感謝する。

国立スポーツ科学センター・平野裕一副センター長、芝浦工業大学・赤木亮太講師、早稲田大学スポーツ科学学術院・深野真子助教授、平山邦明講師には、本論文の研究計画から学会発表にあたり、研究内容に関してご意見やご指導を賜り、深く感謝する。

研究活動を進めるにあたり、公私共に支えて頂いた早稲田大学大学院スポーツ科学研究科スポーツ外科学研究室に所属する皆様、また、被験者を快諾していただいた皆様に深く感謝する。

最後に、これまでの長い学生生活を常に支え励まし、一生懸命好きなことをやることの大切さを教えていただいた両親に、この場を借りて心より感謝する。