

博士 (学校教育学) 学位論文

Osgood-Schlatter病罹患児における筋腱複合体の形態的, 力学的特性

Morphological and mechanical properties of the muscle-tendon unit in children affected by Osgood-Schlatter disease

2020 年 1 月

兵庫教育大学大学院 連合学校教育学研究科

榎本 翔太

Enomoto, Shota

指導教員：加賀 勝 教授

目次

| | | |
|------------|--|----|
| 第1章 | 緒論 | 2 |
| 第1節 | 序 | 2 |
| 第2節 | 本論文で用いる用語 | 3 |
| 第3節 | 研究小史 | 4 |
| 第4節 | これまでの研究における問題点 | 12 |
| 第5節 | 本研究の目的 | 13 |
| 第6節 | 本研究の構成 | 14 |
| 第2章 | Osgood-Schlatter病罹患児における筋の形態的特性および腱組織の力学的特性 | 21 |
| 第1節 | はじめに | 21 |
| 第2節 | 方法 | 22 |
| 第3節 | 結果 | 26 |
| 第4節 | 議論 | 27 |
| 第5節 | まとめ | 30 |
| 第3章 | Osgood-Schlatter病罹患児における筋および腱の力学的特性 | 41 |
| 第1節 | はじめに | 41 |
| 第2節 | 方法 | 42 |
| 第3節 | 結果 | 44 |
| 第4節 | 議論 | 44 |
| 第5節 | まとめ | 46 |
| 第4章 | Osgood-Schlatter病罹患児における受動的伸張時および能動的筋力発揮時の筋の力学的特性 | 52 |
| 第1節 | はじめに | 52 |
| 第2節 | 方法 | 53 |
| 第3節 | 結果 | 56 |
| 第4節 | 議論 | 58 |
| 第5節 | まとめ | 60 |
| 第5章 | 総括議論 | 67 |
| 第1節 | OSD罹患児における筋腱複合体の特性 | 68 |
| 第2節 | 本論文の限界と今後の展望 | 70 |
| 文献 | | 73 |
| 謝辞 | | 82 |

【第1章 諸論】

1-1. 序

思春期スポーツは特別な疾病や障害等がないヒトに観察される (Bogin, 1994). この時期には身長や体重が著しく増加する (Bogin, 1994) ことに加えて, 運動パフォーマンスは身長の発育を基準とした理論値よりも大きな向上が見られることが報告されている (Asmussen and Heebøll-Nielsen, 1955). 一方で, 思春期スポーツが見られる時期はOsgood-Schlatter病 (Osgood-Schlatter disease, 以下「OSD」) やSever's 病などに代表される骨端症が好発する時期でもある. OSDは, 脛骨粗面部に起こる骨端症を指し, 発症すると同部位に疼痛を伴う場合が多く, 日常的な運動を制限する (Ross and Villard, 2003) ことがある. また, この時期は運動パフォーマンスの向上に重要な時期であり, OSDによるトレーニングや競技会参加の制限がある場合には選手のパフォーマンスレベルに影響しうる (Sailly et al., 2013). それゆえ, OSDに関連する因子を特定し, OSDの予防法, 早期復帰のための治療方法の確立につなげることが極めて重要なこととは疑う余地がない.

これまで, 多くの研究でOSDに関連する身体的特徴が調査されてきた. その中で関節の可動域に着目した研究では, 低下した膝関節の可動域がOSDに関連すると一貫して報告されている (de Lucena et al., 2011, Nakase et al., 2015, Omodaka et al., 2019, Watanabe et al., 2018, 塩田たち, 2016). それらのうちいくつかの研究 (de Lucena et al., 2011, Nakase et al., 2015, Omodaka et al., 2019, Watanabe et al., 2018) は, 関節可動域を筋のタイトネスの指標として測定していたために, 大腿四頭筋の増加したタイトネスがOSDの発症に関連すると主張されてきた. 一方で, 関節の柔軟性は主にその関節をまたぐ筋と腱の両方の組織に影響されるために, 先行研究で観測されたOSD罹患児における低下した関節可動域が筋の柔軟性を反映していたかどうかは定かではない.

実際に, 筋と腱の力学的特性と関節の力学的特性との関連を調査した研究においては, 関節の力学的特性は, 主に腱の力学的特性に影響されることや (Kawakami et al., 2008), 静的ストレッチング後に起こ

る関節柔軟性の増加は、筋ではなく腱の伸張に影響されることが報告されており (Kato et al., 2010), それらは、関節と筋の柔軟性を同義として扱えないことを示唆している。しかし、前述の通り、OSDに関連する身体的特徴の評価は、関節レベルにとどまっており、それを筋腱レベルで調査することはOSDと身体的特徴の関連についての詳細な議論を可能にするものと考えられる。これらのことを踏まえ本学位論文では、OSD罹患児の筋および腱の特性を明らかにすることを目的とした。

1-2. 本論文で用いる用語

危険因子 (risk factor)

医学大辞典 (2008) では、危険因子の定義として「疾病の罹患や死亡などの事象 (イベント event) の発症に影響する、あるいは影響が疑われる因子」と記されている。本論文では下記の関連因子と区別するために、経時的変化を考慮した調査を行った場合に、ある疾病の発症要因として特定された要素に用いる。

関連因子 (related factor, associated factor)

経時的変化を考慮しない横断的研究を行った際に、ある疾病の罹患者を健常者と比較した時に特徴づけるとされた要素に用いる。

柔軟性 (flexibility)

ヒト生体を対象とする分野において、柔軟性の簡単な定義は、関節や関節集合体の有効に動く範囲である (オルター, 2010)。しかし、この定義は本論文で用いる筋や腱の軟部組織に適用できない。本論文では、Halvorson (1989) に従い、能動的または受動的ストレッチングに反応する正常な関節や軟部組織の可動域に対して柔軟性という語を用いる。

腱/腱組織 (tendon/tendon structure, tendon tissue)

腱は筋と骨を連結する結合組織である。腱は筋の外部に存在する部位と、筋の内部または表層部に存在し、筋線維が付着する部分とに分けられる。本論文において、前者を「腱」、前者と後者の両者を合わせたものを「腱組織」と表記する。

筋腱複合体 (muscle-tendon unit)

骨格筋は腱組織を介して骨に接合する。筋組織と腱組織を合わせたものを筋腱複合体とする。

1-3. 研究小史

1-3-1. Osgood-Schlatter病の歴史と原因, 診断方法

1903年にOsgood (Osgood, 1903) とSchlatter (Schlatter, 1903) により報告された成長期の代表的なスポーツ障害であるOSDは、脛骨粗面部の圧痛、運動時痛、腫脹を主な症状とする骨端症である (Figure 1)。原因は、外傷による膝伸展機構停止部の部分損傷であるとされた。その後、Ogden et al. (1976) によって組織学的研究が行われ、発達段階にある二次骨化中心が牽引力に耐えきれず部分的な剥離を引き起こし、骨片が形成される病態であると説明され、現在までそれが有力視されてきている (古後たち, 2018)。OSDの予後は比較的良好であり (Krause et al., 1990)、発症後2年以内に症状が軽快するケースが多いと報告されることなどから (Gholve et al., 2007)、一般診療では軽視されがちである (鈴木たち, 2006)。一方で、発症してから2年間後の時点で38.9%しか完治しなかったという報告に加え (Kaya et al., 2013)、疼痛が増悪した進行例では競技復帰までに長期間を要するケースがあることや (Hirano et al., 2002)、保存治療によって疼痛が改善されなかった場合には外科的手術が行われるケースがある (Binazzi et al., 1993, Cser and Lenart, 1986, Mital et al., 1980) ことから、同障害に対する対処の重要性がうかがえる。

OSDの診断は、問診、触診に加えて、X線画像、核磁気共鳴画像、超音波画像を用いて行われる。問診

においては脛骨粗面部の運動時痛を，触診においては同部における圧痛および腫脹の有無を評価する．画像診断においては，脛骨粗面部における遊離骨片および軟骨の腫大の有無を評価する．問診と触診のみでOSDの有無を判断する先行研究も散見されるが，問診，触診のみでは膝蓋腱炎や滑液包炎などとの区別が困難な場合があるため，それに画像診断を組み合わせて診断を行う先行研究が多く見受けられる．X線で脛骨粗面の不整像，軟骨性膨隆，遊離骨片が見られる場合，診断は比較的容易であるが，発症初期で脛骨粗面部の発育が初期段階の場合，同部位は軟骨に富んでおり，軟骨の変化をX線で捉えることが困難となり (Hirano et al., 2002), 核磁気共鳴画像での診断が有用になる (Figure 2). 超音波診断装置も軟骨，膝蓋腱 (patellar tendon, 以下「PT」)，深膝蓋下包といった軟部組織の病態も把握できることから，OSDの検診に有効である (西川, 2010).

1-3-2. Osgood-Schlatter病の危険因子および関連因子

OSDの危険因子または関連因子について様々な報告がなされており，主に，(1) 関節 (筋) 柔軟性，(2) 身体活動レベル，(3) 思春期スパートにおける体格変化，(4) 骨アライメント，(5) 脛骨粗面部の力学的特性が挙げられる．

(1) 関節 (筋) 柔軟性

関節または筋の柔軟性がOSDの危険因子もしくは関連因子であると述べた報告は多い (de Lucena et al., 2011, Nakase et al., 2015, Omodaka et al., 2019, Watanabe et al., 2018, 塩田たち, 2016). 例えばde Lucena et al. (2011) は956人の男女 (12歳-15歳, 男子 : 474人, 女子 : 482人) を対象にOSD罹患児の身体的特徴を横断的に調査し，関節可動域を用いて評価された大腿直筋 (rectus femoris, 以下「RF」) の柔軟性はOSD罹患の関連因子であり，そのオッズ比は2.2であったと報告した．一方，de Lucena et al. (2011) の研究は横断的調査であったために，OSDの危険因子には言及することができなかった．この点に着目したNakase et al. (2015) は，150人 (300脚) の健常な男子サッカー選手 (9歳-15歳) を対象に前向きコホート調査を実施

した。最初の測定から1年の期間をあけて、再びOSDの有無について調査したところ、10脚にOSDの発症が認められた。それらと発症が認められなかった60脚で最初の測定時に評価された身体的特徴を比較した結果、大腿四頭筋のタイトネスの指標として測定されたheel-buttock distance (以下「HBD」) において、OSD発症群が有意に高値だったとして、大腿四頭筋の高いタイトネスはOSDの危険因子であるとした。その後も同様に、塩田たち (2016) やWatanabe et al. (2018), Omodaka et al. (2019) によって、膝関節の可動域を指標とした大腿四頭筋の柔軟性の低下がOSDの危険因子であると一貫して報告されている。

上述のNakase et al. (2015), 塩田たち (2016), Watanabe et al. (2018) はハムストリングスの柔軟性にも着目していた。Nakase et al. (2015) はハムストリングスの柔軟性の指標としてstraight-leg-raise (以下「SLR」) を測定し、非発症者と比較してOSD発症者のSLRは有意に高値であり、ハムストリングスの柔軟性が高いと報告した。対照的に、塩田たち (2016) は、同様の測定項目を用いて、OSD発症者は非発症者と比較してSLRが有意に低値であったと述べた。Watanabe et al. (2018) もハムストリングスの柔軟性を測定したが、それはOSDの発症に関連するとは言えなかった。このように、ハムストリングスの柔軟性がOSDの発症要因であるかについては、現在一貫した結果が得られていない。

足関節、下腿三頭筋にも焦点が当てられている。Šarčević (2008) は OSDと診断された40人の男子 (11歳-14歳) と5人の女子 (10歳-12歳) において足関節の可動域を測定し、男子においては37人が、女子においては全員の5人が足関節背屈角度において基準値に設定された10° (解剖学的正位を0°, 背屈方向を正) を下回っていたとして、足関節の背屈制限はOSDの関連因子であると報告した。Watanabe et al. (2018) も前向きコホート調査を用いて足関節の背屈制限がOSDの危険因子であると報告したが、塩田たち (2016) はOSD発症者と非発症者との間に足関節の可動域に差があるとは言えないと報告した。この矛盾は各研究において用いられている測定方法が一樣ではないことに起因する可能性もあり、その点も考慮して足関節、下腿三頭筋の柔軟性がOSDの発症要因であるかについてさらなるエビデンスの蓄積が求められる。

上述の通り、これまでの研究ではOSDと関節 (筋) 柔軟性について下肢3関節に着目し調査が行われて

きた。その中でも膝関節，大腿四頭筋の柔軟性は唯一矛盾無くOSDとの関連が示されている。このことは低下した膝関節，大腿四頭筋の柔軟性がOSDの発症に関連する可能性が高いことを示唆していると考えられる。

(2) 身体活動レベル

前述の通り，OSDは成長中の脛骨粗面に繰り返し牽引力が加わることで部分的剥離や炎症が起こる疾患である (Osgood, 1903)。そのため，脛骨粗面部へかかるストレスの頻度や強度はOSDの発症要因であると考えられる。実際に，de Lucena et al. (2011) はOSDの関連因子として日常的なスポーツ習慣をあげており，そのオッズ比は1.94だったと報告した。Omodaka et al. (2019) もOSD罹患児は健常児と比較して1週間あたりに競技スポーツに参加する時間が有意に高値であったと報告した。加えて，Kujala et al. (1985) が活動レベルを基準にOSDの発症率を比較すると，非アスリートの対象者で4.5%，同年代の活発な対象者では21%と報告していることも，活動レベルがOSDの発症因子であることを示唆している。比較的古い文献を参照すると，OSDは一般的に男性に発症するとされてきていたが，近年では若い女性アスリートの数の増加に伴い，OSDの発症は男性と女性の間で同様の割合で見られる (Miller and Thompson, 2014)。これも，OSDと身体活動レベルとの関連を示すものであると考えられる。

(3) 思春期スパートにおける体格変化

思春期スパートにおける急激な骨の長軸方向の成長に筋の成長が追いつかず，骨長と筋長とにアンバランスが生じ，結果として筋が過緊張になること (Frisch et al., 2009, Krivickas. 1997) がOSD発症の一要因であると考えられている (戸島・鳥居, 2011)。確かに，OSDの発症時期は女性で10歳-12歳あたり，男性で12歳-14歳あたりであり，男女ともに思春期スパートが確認される時期と重なり，OSDは思春期スパートの発現する時期に好発する障害であることがわかる。戸島・鳥居 (2011) はこの点に着目し，骨の長軸成長がOSDの発症に関連するかどうかを約半年間の縦断調査により検討した。結果，半年の測定間隔の間にOSDを発症した脚における大腿骨長の増加量は非発症脚と比較して有意に高値を示し，骨の長軸

成長の度合いがOSD発症に関連する可能性を示した。しかし、その時の筋腱複合体 (muscle-tendon unit, 以下「MTU」) の特性が測定されていないことから、MTUが受動的に伸張されていたかどうかは定かではない。Mogi et al. (2018) はMTUの形態的・力学的特性の差異を健常な小学生、思春期前・後の中学生、高校生と成人の5群を対象に調査した。結果、思春期においてもMTU長の増加が骨長の増加と同調して起こることを示唆するデータを示し、これまでの仮説が支持されなかったと報告した。これらのことを総合的に考えると、これまで信じられてきた筋と骨の成長のアンバランスの存在、またはそれがOSDの発症に関連しているかは不明なままである。

(4) 骨アライメント

いくつかの文献では、骨のアライメント異常もOSDに関連すると指摘されている。Willner (1969) は78人のOSD罹患児を調査し、全ての対象者で外反膝が認められたと報告した。Turner et al. (1981) はOSD罹患患者と健常者との間で脛骨外旋角度を比較し、OSD群が有意に高値だったとして、脛骨の外旋をOSDの関連因子であると主張している。また、OSD罹患児は膝蓋骨の位置異常によっても特徴付けられると主張する研究者もいるものの、Jacob et al. (1981) は、OSD罹患児の膝蓋骨は大腿四頭筋の強力な牽引により高位になると報告した一方で、膝蓋骨の低位がOSDの特徴であるとする文献 (Lancourt and Cristini, 1975) があるなど、コンセンサスは得られていない。

(5) 脛骨粗面部の力学的特性

脛骨粗面部の成熟度とOSDの関連を考察している先行研究は多数見られる。脛骨粗面部の骨成熟度は1961年にEhrenborg and Lagergren (1961) によってX線を用いて分類された。その研究では骨の成熟度はcartilaginous stage, apophyseal stage, epiphyseal stage, bony stageの4つに分類された。Cartilaginous stageは二次骨化中心がない状態、apophyseal stageは二次骨化中心が骨端に見られる状態とされる。Epiphyseal stageは二次骨化中心が近位骨端と癒合するが、骨端線がまだ存在する状態、bony stageは骨端線が閉鎖した状態を指すとされた。現在は、超音波診断装置を用いた分類も行われている (Ducher et al., 2010, Kaneuchi

et al., 2018, Nakase et al., 2015, Saily et al., 2013, Yanagisawa et al., 2014). Figure 3には超音波Bモード法を用いてEhrenborg and Lagergren (1961) の基準により分類された脛骨粗面部の画像を示す (Kaneuchi et al., 2018). 近年, Kaneuchi et al. (2018) は, 上述の基準に基づいて超音波Bモード像から判断された脛骨粗面部の成熟度とOSDの罹患率について調査し, cartilaginous stageに対しapophyseal stageではOSDのリスクが9.5倍, apophyseal stageに対しepiphyseal stageでは2.2倍であるとして, cartilaginous stageからepiphyseal stageへの移行期がOSDの発症リスクが最も高くなると述べ, 脛骨粗面部の成熟度がOSDの罹患に関連することを示すデータを提示した. これらのことは, 二次骨化中心が骨端に現れてから骨端線が閉鎖するまでの脛骨粗面部が力学的に脆弱な時期 (池田, 2006) にOSDが好発することを示唆しているものと考えられる.

1-3-3. Osgood-Schlatter病の予防と治療方法

これまでの研究において, OSDの危険および関連因子として挙げられてきた状態を探し出すメディカルチェックはOSDの予防として有用である. 例えば, 「1-3-2. Osgood-Schlatter病の危険因子および関連因子」で述べた, (1) 関節 (筋) 柔軟性, (2) 身体活動レベル, (3) 思春期スパートにおける体格変化, (4) 骨アライメント, (5) 脛骨粗面部の力学的特性から判断する. 代表的な治療方法としては, 保存療法, 薬物療法, 外科的手術が挙げられる.

保存療法の基本はトレーニングの制限であり, 疼痛の再現しない範囲でのトレーニングは許可し, 早期のスポーツ復帰へ対応する (池田, 2006). また, 関節 (筋) の柔軟性低下がOSDの罹患に関連すると報告されていることから, ストレッチングを推奨する文献が見られる (Antich et al., 1985, 塩田たち, 2016). 加えて, 局所の炎症を沈静化するために, 運動後, アイシングをすることも推奨されている (Vreju et al., 2010). 薬物療法もOSDの治療に用いられる (Circi et al., 2017, Rostron and Calver, 1979). OSDの薬物療法には対症療法が中心であり, 一般的に痛み, 局所炎症の緩和のために非ステロイド系抗炎症薬が使用さ

れる (Circi et al., 2017). これまでの研究において症状の緩和のためにPTへのコルチステロイドの注射を推奨した研究者もいたが (Circi et al., 2017), 皮下萎縮やPTの断裂を引き起こす可能性があるなど悪影響があるために (Rostron and Calver, 1979), 現在は推奨されていない (Circi et al., 2017). これまでに述べてきたように, OSDに対しては保存療法が好まれてきたが, 症状が重篤な場合には外科的手術が有用な場合もある (Circi et al., 2017, Vaishya et al., 2016).

1-3-4. 筋腱複合体の特性の測定

ヒト生体において, かつて関節の柔軟性と筋の柔軟性は同義として扱われていた. これは筋の柔軟性を算出するために必要な指標を生体内で測定することが困難であったことを主因とすると考えられる. その後, 超音波診断装置が開発され, MTUの様々な情報がリアルタイムに観察できるようになったことを機に, 生体内において筋だけではなく腱の柔軟性の測定に多くの研究者が乗り出した. それらの方法では, 筋力計を用いて測定された関節トルク, もしくはそれをモーメントアームで除した筋/腱張力と, 超音波Bモード法を用いて観測された筋/腱組織の長さ変化を測定することにより, 張力—伸張量関係が導出された (Ito et al., 1998, Fukashiro et al., 1995, Maganaris and Paul, 1999, Magnusson et al., 2001, Stenroth et al., 2012, Kubo et al., 1999, 2007) (Figure 4). その張力—伸張量関係におけるある区間の傾きは, スティフネスと呼ばれ, 硬さを表す指標として用いられる.

最近では, 超音波エラストグラフィという対象軟部組織の力学的特性を非侵襲的かつ局所的に測定できる方法が登場した. 超音波エラストグラフィには, ストレインエラストグラフィと剪断波エラストグラフィの2種類があり, それぞれ異なる原理で軟部組織の力学的特性を測定している. その測定原理は, 先行研究 (e Lima et al., 2018, Prado-Costa et al., 2018, Sigrist et al., 2017, 山川, 2016) により説明されており, 以下に簡単に述べる.

ストレインエラストグラフィ (Figure 5)

生体組織に対して力を加えると組織が変形し、ひずみが生じる。ひずみとは単位長さ当たりの伸縮量であり以下の式で表される。

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}$$

ここで、 ε はひずみを、 l は初期長、 Δl は伸縮量を表す。ある応力が加わった際、軟らかい組織は大きくひずみ、硬い組織はひずみ難い。ストレインエラストグラフィではそのひずみ分布を評価する。

剪断波エラストグラフィ (Figure 6)

生体内に超音波パルスを照射すると、振動が生じ、その振動により剪断波が生み出される。この剪断波は生体内を伝搬する際、硬い組織内では伝搬速度が速く、柔らかい組織内では伝搬速度が遅くなるので、剪断波の伝搬速度を計測することにより、対象組織の硬さを評価することができる。対象組織が線型弾性であると仮定すると、剪断波の伝搬速度 V と組織の剛性率 μ は、以下の式で表すことができる。

$$\mu = \rho \cdot V^2$$

ただし、 ρ は対象組織の密度である。人間骨格筋の密度は 1055kg/m^3 である (Ward and Lieber, 2005)。現在では、この原理に基づいて算出された剛性率 (kPa) が多くの論文で報告されている (Botanlioglu et al., 2013, Chino and Takahashi, 2016, Freitas et al., 2015, Lacourpaille et al., 2013)。

これら、超音波Bモード法と筋力計を組み合わせた方法、超音波ストレインエラストグラフィ、超音波剪断波エラストグラフィを用いることにより、これまで同義とされてきた関節と筋に加えて、腱の力学的特性を個別に評価する試みが多くの研究者によってなされてきた (e Lima et al., 2018, Prado-Costa et al., 2018)。

1-4. これまでの研究における問題点

1-3-2. でも記述したように、これまでの研究成果は、OSDの発症要因に関して多くの情報を提供してきた。中でも、大腿四頭筋に関しては、柔軟性の低下がOSDの発症因子であると一貫して報告されており (de Lucena et al., 2011, Nakase et al., 2015, Omodaka et al., 2019, Watanabe et al., 2018), 筆者の知る限り反例は報告されていない。一方で、これらの研究は関節の柔軟性と筋の柔軟性を同義として扱ってきたという問題点がある。超音波法の進歩により、現在では、関節、筋、腱の力学的特性を個別に評価することが可能になっている。超音波法を用いた研究で、関節の力学的特性は筋よりむしろ腱の力学的特性に影響を受けると報告したものがある (Kawakami et al., 2008) ことを踏まえると、関節可動域を指標とした大腿四頭筋の柔軟性がOSDの発症要因であるかどうかには疑問が残る。

1-5. 本研究の目的

上述のこれまでの研究における問題点を踏まえて本学位論文では、超音波Bモード法と筋力計を用いる方法に加えて、超音波ストレインエラストグラフィならびに超音波剪断波エラストグラフィを用いて、OSD罹患児の筋と腱の特性をそれぞれ個別に測定し、健常児と比較することにより、OSD罹患児の筋と腱の特性を明らかにすることを目的とした。

1-6. 本研究の構成

第2章：Osgood-Schlatter病罹患児における筋の形態的特性および腱組織の力学的特性

超音波Bモード法を用いて、等尺性膝伸展筋力発揮時における膝伸展筋群の腱組織の力学的特性および安静時の筋と骨における形態的特性を測定し、OSD罹患児と健常児との間で比較することを通して、OSD罹患児のそれらの特徴を明らかにすることを目的とした。

第3章：Osgood-Schlatter病罹患児における筋および腱の力学的特性

OSD罹患児における筋腱複合体の受動的な力学的特性を明らかにするために、超音波ストレインエラストグラフィを用いて安静時における膝蓋腱および大腿四頭筋各4筋の受動的な力学的特性を測定し、OSD罹患児と健常児との間で比較した。

第4章：Osgood-Schlatter病罹患児における受動的伸張時および能動的筋力発揮時の筋の力学的特性

OSD罹患児における受動的伸張時および筋張力発揮時の筋の力学的特性を評価するために、受動的膝関節屈曲時および等尺性膝伸展筋力発揮時の大腿直筋と外側広筋の力学的特性を超音波剪断波エラストグラフィで測定し、OSD罹患児と健常児との間で比較した。

第5章：総括議論

各章で得られた結果に基づきOSD罹患児における筋腱複合体の特性について議論する。

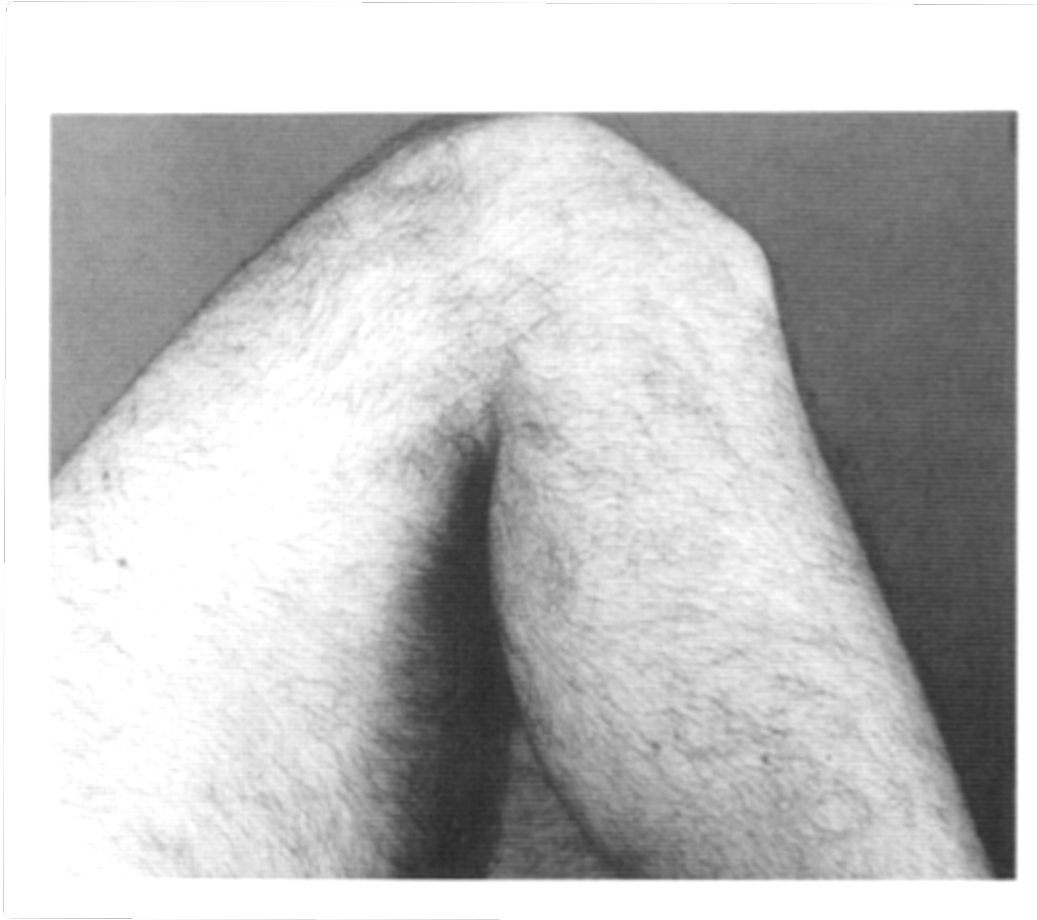


Figure 1.

Leg affected by Osgood–Schlatter disease (Krause et al., 1990)



Figure 2.

Magnetic resonance and radiographic images of the early stage of Osgood–Schlatter disease (Hirano et al., 2002). (A) Sagittal T1-weighted image shows low signal intensity at the secondary ossification center and around it (*arrows*). (B) Sagittal T2-weighted image shows high signal intensity within the secondary ossification center (*arrows*). (C) Radiologic findings of the same knee are almost normal. *Arrows* indicate the secondary ossification center of the tibial tuberosity.

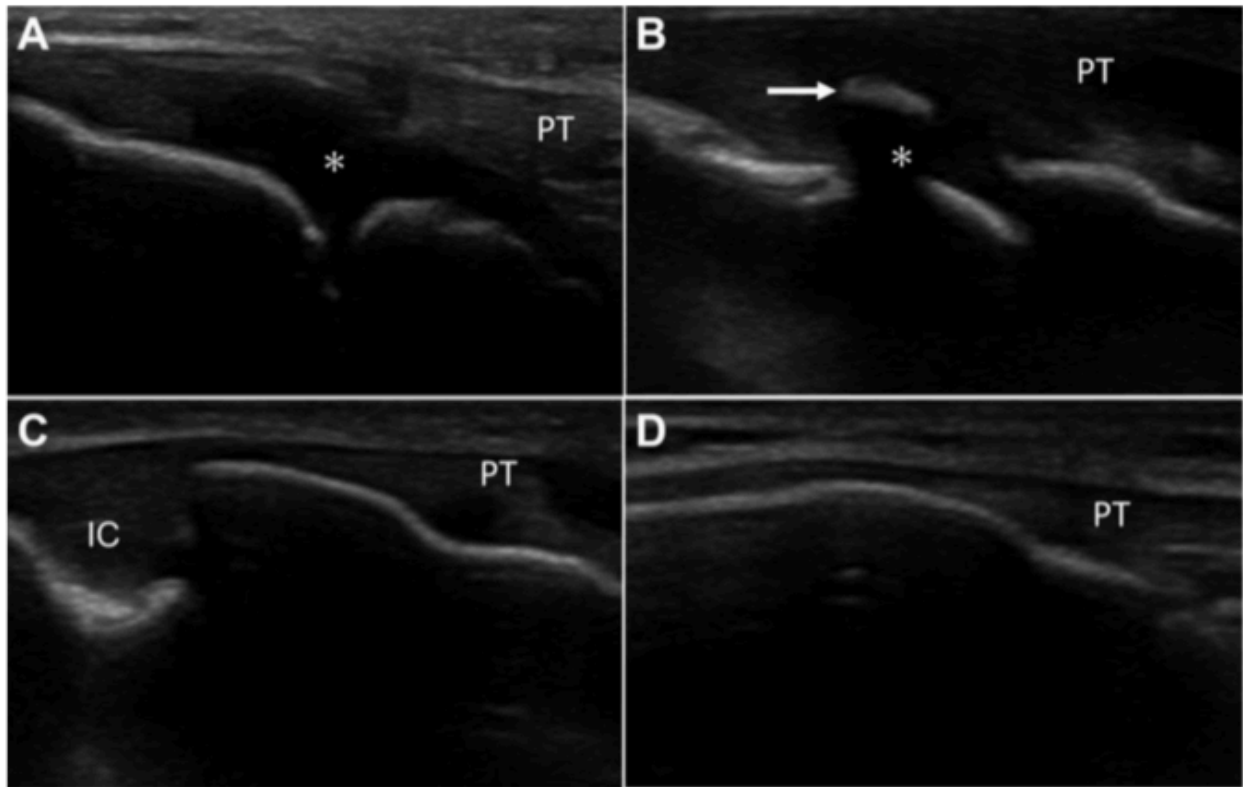


Figure 3.

Typical ultrasonographic images of the morphological characteristics of the tibial tuberosity (sagittal view) according to the Ehrenborg and Lagergren (1961) classification (Kneuchi et al., 2018). (A) The cartilaginous stage is characterized by a large amount of apophyseal cartilage (asterisk) without a secondary ossification center. (B) The apophyseal stage is characterized by a cartilage attachment with a secondary ossification center (arrow). (C) The epiphyseal stage is characterized by the patellar tendon (PT) attaching to the bone surface, and a thin layer of insertional cartilage (IC) is still present. (D) The bony stage shows mature attachment.

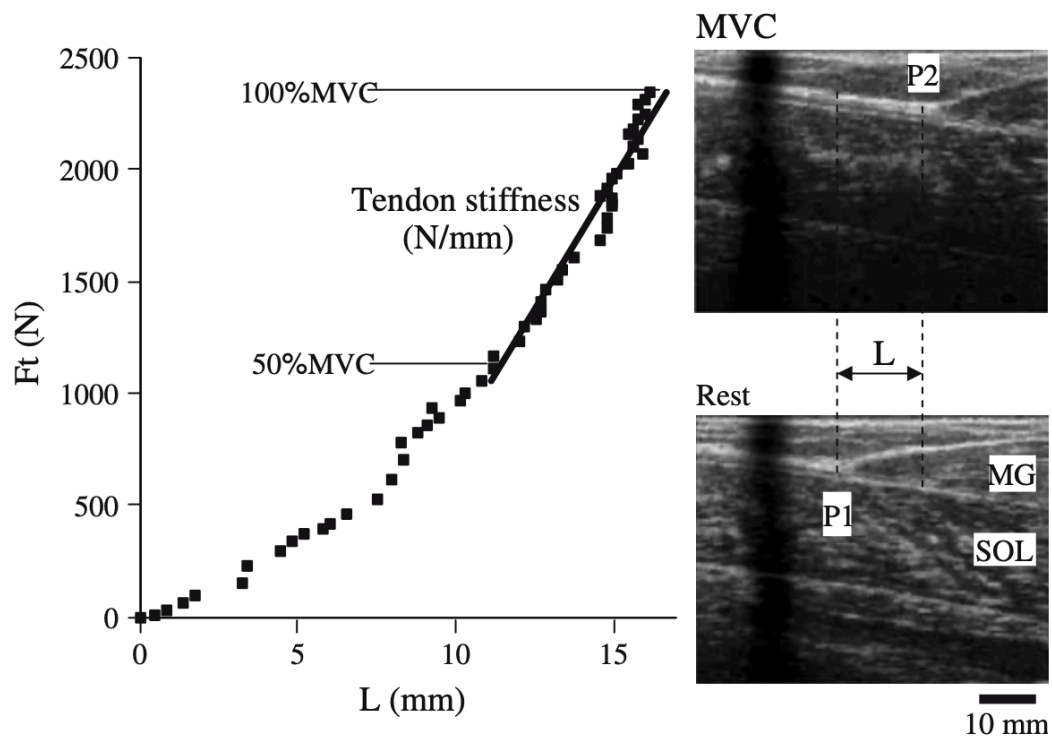


Figure 4.

Ultrasonographic images of the Achilles tendon at rest and maximal voluntary contraction (right). The distance between P1 and P2 was defined as the elongation of the Achilles tendon during contraction. The left panel shows the tendon force (Ft)–elongation (L) relationship. In this case, the slope of this relationship between 50% and 100% maximal voluntary contraction (MVC) was calculated as the stiffness of the Achilles tendon (Kubo et al., 2007).

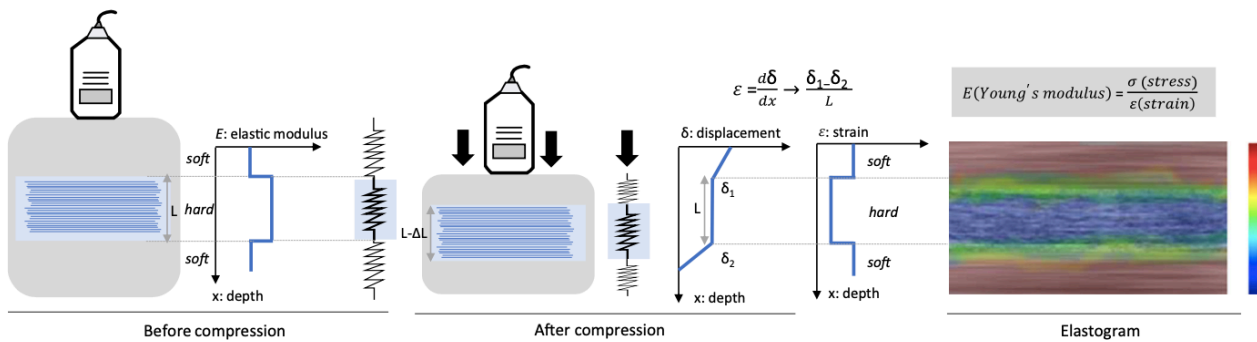


Figure 5.

Basic physical principle of strain elastography (Prado-Costa et al., 2018). δ is generated displacement obtained by comparing the structure at rest and under compression. The strain (ϵ) is the ratio difference in displacement between two points to their distance pre-compression (L). In the color map, called an elastogram, low strain is shown in blue and high strain is shown in red.

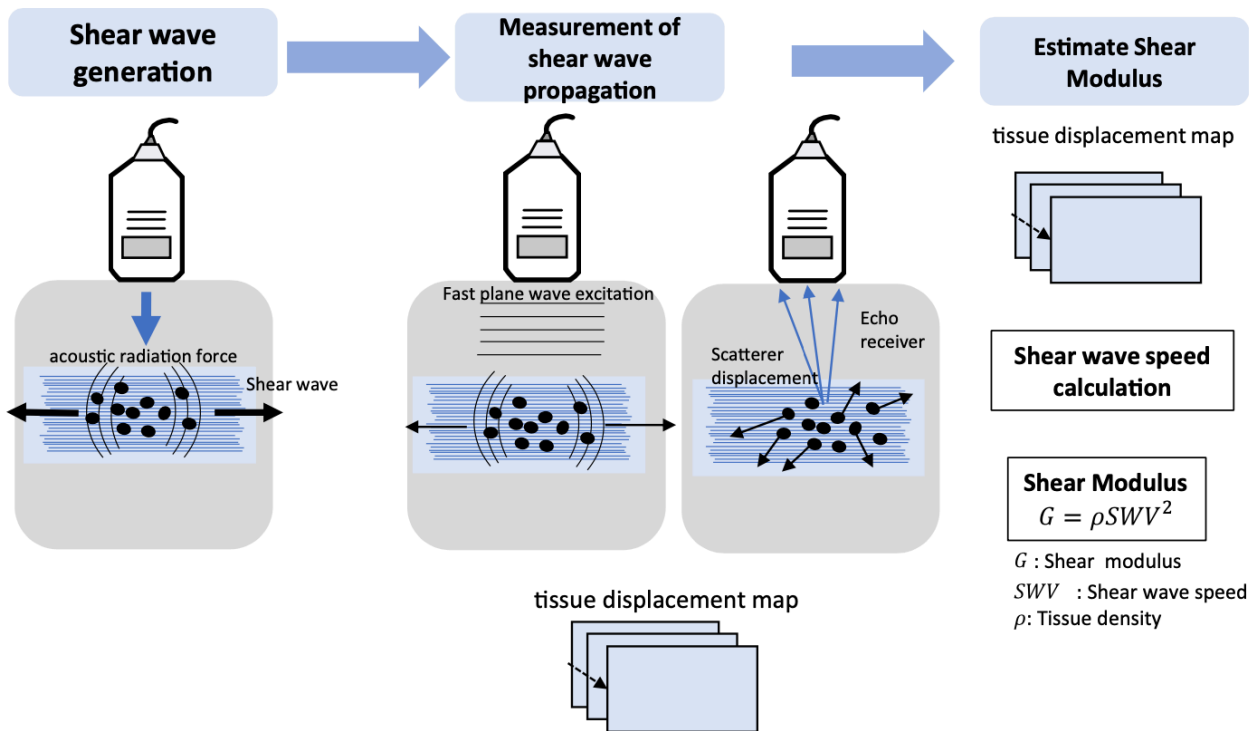


Figure 6.

Basic physical principle of shear wave elastography (Prado-Costa et al., 2018). A perpendicular stress force (acoustic radiation force) is applied to the tissue, which causes the generation of shear waves. The velocity of the shear wave could be measured by obtaining radiofrequency images with a high frame rate, which can be used to generate a tissue displacement map. Tissue displacements are used to calculate the shear wave velocity (V_s) and shear modulus (G).

【第2章：Osgood-Schlatter病罹患児における筋の形態的特性および腱組織の力学的特性】

2-1. はじめに

これまで、OSDの危険因子については多くの先行研究で検討されてきた。例えば、膝関節可動域の低下がOSDの発症要因であると一貫して報告されており (Nakase et al., 2015, Omodaka et al., 2019, Watanabe et al., 2018), それを筋のタイトネスの指標として用いていた彼らは、増加した筋のタイトネスがOSDに関連すると主張した。しかし、Kawakami et al.(2008) は超音波Bモード法と筋力計を用いて筋と腱の硬さを測定し、それらが関節の柔軟性に与える影響を調査した結果、関節の柔軟性の指標として測定された受動的トルクは主に腱の硬さに影響されると報告した。これらの報告を総合的に考えると、OSDには腱の硬さが関連しており、その腱の硬さが関節の柔軟性に反映され、先行研究において低下した関節可動域がOSDの発症要因とされた可能性がある。さらに、健常成人を対象にOSDの予防またはOSDからの早期復帰に広く用いられるストレッチング (Antich et al., 1985, 塩田たち, 2016) に対する筋と腱の力学的特性の反応を調査した先行研究では、ストレッチングによって生じるそれぞれの変化が同様ではないことが報告されている (Kato et al., 2010, Morse et al., 2008)。つまり、それらは筋および腱の柔軟性の向上を目的にストレッチングを実施する際に、適切な方法が異なる可能性を示しているため、OSDに関連する因子として両者を個別に評価する必要がある。

成長期には急激な骨の長軸方向の成長に筋の成長が追いつかず、骨長と筋長とにアンバランスが生じ、結果として筋が過緊張になること (Frisch et al., 2007, Krivickas, 1997) がOSD発症の一要因であると考えられている (戸島・鳥居, 2011)。しかし、Mogi et al.(2018) はMTUにおける形態的・力学的特性の差異を健常な小学生、思春期前・後の中学生、高校生と成人の5群を対象に調査し、この考えの反例を示した。この研究では、下腿長は思春期前と比較して思春期後で有意に増加していたが、MTUが受動的に伸張されているとすれば変化 (左にシフト) すると仮定された腱のストレス-ストレイン関係におけるつま先傾

域と線形領域の入れ替わりポイント (Figure 7) が、全群間において統計的に有意な差を示さなかった。加えて、思春期前には筋腹長と腱長の両方の成長により、思春期後では筋腹長の成長により骨長の増加に対してMTU長が増加していることを示した。これらの結果から彼らは、思春期においてもMTU長の増加が骨長の増加と同調して起こり、これまでの仮説が支持されなかったと報告した。このことはOSDの発症に筋と骨の形態的な成長のアンバランスが関連していない可能性を示唆している。

そこで本研究では1) OSD罹患児は健常児と比較して硬い腱組織を有している、2) OSD罹患児と健常児との間に骨と筋における成長のバランスの差は無いという仮説を検証するために、OSD罹患児と健常児のMTUの形態的・力学的特性を比較することを目的とした。

2-2. 方法

2-2-1. 対象者

本章では、54人 (108脚) の男子中学生バスケットボール選手とバレーボール選手が参加した。あとで述べるDay1にてOSDと認められた15人 (以下「OSD群」) と対照群としてOSDが認められなかった15人 (以下「CON群」) がDay2に参加した。対象者の生物学的成熟度は身体的特徴をもとに算出されたpeak height velocity (以下「PHV」) からの年月 (以下「years from PHV」) で評価した (Mariwald et al., 2002)。Day2に参加した対象者の年齢、身体的特性および運動習慣はTable 1に示した。なお、運動習慣に関するデータ (1回あたりの練習時間と1週間あたりの練習回数) はDay1で聞き取り調査を行い収集した。調査に先立ち研究の目的、内容、方法、リスクに関して本人および保護者に説明し書面にて同意を得た。本研究は岡山大学教育学部倫理委員会の承認を受け実施された。

2-2-2. 研究デザインとOSDの診断

測定は2日に分けて行い、Day1では整形外科医によるOSD罹患児の特定、Day2ではMTUの形態的・力

学的特性の調査を行った。Day1とDay2の間隔は1日-7日であった。Day1で15人22脚（両脚7人，片脚8人）がOSD罹患児（脚）として認められた。しかし，後に記述するランブ試行中の超音波映像が鮮明ではなく腱組織の伸張を捉えることができなかつたため，OSD群1脚のデータを分析の対象から除外した。OSDの既往がなく，今回の診断でもOSDが認められなかつた脚をCON群とした。CON群において，膝蓋腱炎や，脛骨粗面部に腫脹を認めた2脚は分析の対象外とした。最終的な対象脚数はOSD群で21脚，CON群で28脚であった。

OSDの診断は，西川たち（2010）が報告しているOSDの超音波診断を参考とした。整形外科医が脛骨粗面部の運動時痛，同部の隆起，圧痛の有無により評価した。いずれか一つの項目でも該当する所見があり，超音波検査で脛骨粗面部に遊離骨片および軟骨の腫大があるものをOSDとした。遊離骨片は二次性骨化中心以外に低エコーとして描出される軟骨内に存在する高エコー像とし，軟骨部の腫大は軟骨部の膨隆による皮膚面の凸凹部が確認できるものとした。超音波検査は対象者を座位，膝関節90°屈曲位とし，脛骨粗面部の縦断画像を取得した。超音波画像診断装置は，SonoSite M-Turbo（プローブ HFL38/13-6）を使用した。OSD罹患脚と健常脚における典型的な脛骨粗面部の超音波画像をFigure 8に示す。

2-2-3. 腱組織の力学的特性の測定

実験セットアップをFigure 9に示した。膝伸展での等尺性最大随意収縮（Maximal voluntary contraction, 以下「MVC」）トルクを測定するために対象者は股関節・膝関節90°で特別に設計された椅子（Takei Scientific Instruments Co., LTD, Japan）に座り，臀部はストラップで椅子としっかりと固定された。ストレインゲージ（Takei Scientific Instruments Co., LTD, Japan）を対象者の外踝の上3cmとスチールのフレームとの間に取り付けた。最終的に関節トルク（Nm）はストレインゲージによって得られた力（N）と膝伸展のモーメントアーム（m）（膝の回転中心から外踝の上3cm）の積で求めた。ストレインゲージの信号はストレインアンプ（Takei Scientific Instruments Co., LTD, Japan）及びA/D変換器（PowerLab 16/35, AD

Instruments, Australia) を介してサンプリング周波数1000Hzでパーソナルコンピュータに取り込んだ。

対象者には、試行を行う前にウォーミングアップとしてMVCを含む等尺性膝関節伸展トルクを数回発揮させた。ウォーミングアップの後、対象者にはパーソナルコンピュータの画面に表示されたトルク波形を見せながら、脱力状態から3秒でMVCに達し、その後2秒間MVCを維持し、3秒間で完全脱力に至るランプ状のトルク発揮を2分以上の休息をとりながら2回-3回実施させた (ランプ試行)。ランプ試行中で、1回目と2回目のトルクが10%以上異なる場合には3回目を実施した。2回の試行で10%以内に収まるデータが収集できた場合には高い方の値を、3回目の試行を行った場合には3つのデータのうち値の近い2つのデータにおける高い方の値をその対象者のMVCとして分析の対象とした。また、MVCとして採用した試行を腱組織の力学的特性の分析対象とした。

膝伸展筋群腱組織の縦断画像を撮影するためにBモード超音波診断装置 (Prosound C3, Hitachi-Aloka, Japan) を用いた。プローブ (UST-TL01, Hitachi-Aloka, Japan) を大腿長 (大転子から大腿骨の外側上顆) の50%位置における外側広筋 (vastus lateralis, 以下「VL」) に両面テープを用いて固定し、試行中は徒手でプローブを支えた。ランプ試行中に取得した超音波画像は14Hzでデジタルビデオメモリーに記録した。記録した超音波縦断画像は、画像処理ソフト (Image J, NIH, USA) を用いてデジタイズされ、腱組織の伸張量を定量した。腱組織伸張量はランプ試行中の超音波画像における筋線維と腱膜の交点の移動距離とした。腱組織の伸張量は以下の式を用いてストレインに変換して表した。

$$\text{Strain (\%)} = L \cdot TL^{-1} \cdot 100$$

ここで L はランプ試行中の腱組織の伸張量、 TL は安静時の腱組織の長さを示している。腱組織長は、ランプ試行中のプローブの位置からPTの停止までの距離を皮膚上にマークし、その間の距離をメジャーで計測することにより算出した (Kubo et al., 2014b)。

腱組織の伸張は関節の回転、収縮張力の両方から影響を受けるが、外見上“等尺性”の収縮であっても力発揮に伴う固定の緩みなどにより回避できない関節の回転が起こる (Arampatzis et al., 2005, Magnusson

et al., 2001). ランプ試行中の膝関節角度変化量は、電子ゴニオメーター (Biometrics, UK) を膝関節の側面に設置して測定した。関節の回転による腱組織伸張量の過大評価を補正するためにパッシブ条件で、追加の測定を行った。パッシブ試行では膝関節を受動的に70°から110°の範囲で動かした時の腱組織伸張量を定量し、ランプ試行中の膝関節角度変化による腱組織の移動距離を補正した。これらの手順はKubo et al. (2011)と同様であった。

ランプ試行中に得られたトルクデータ (TQ) は以下の式を用いて張力 (F) に変換した。

$$F (N) = k \cdot TQ (Nm) \cdot MA^{-1}(m)$$

ここで $F (N)$ は張力、 $MA (m)$ はVisser et al. (1990) を参考に対象者の大腿長から見積もった膝関節90°における大腿四頭筋のモーメントアーム、 k はVLの大腿四頭筋における生理学的筋横断面積の割合(22%) (Narici et al., 1992) を示している。異なる力を発揮する対象者間で適切にスティフネスを比較するためには、スティフネスは共通の張力の範囲で算出されるべきである (Kubo et al., 2014a, O'Brien et al., 2010a)。特に本章は、膝伸展運動中に脛骨粗面のPT付着部に痛みが生じる可能性があるOSD罹患児を対象としているため、疼痛による影響で本来の筋力発揮が行えない可能性があり、痛みの程度に依存してスティフネスの値が変動することが考えられた。そのため本章では、最も低いMVCトルクを記録した対象者の張力における70%-100% MVCに対応する274N-392Nの範囲の張力—伸張量関係の傾きを腱組織のスティフネスとして算出した (Figure 10)。

2-2-4. 筋の形態的特性の測定

筋の形態的な特性を示す項目として筋線維長を測定した。筋線維長はランプ試行中と同様に股関節、膝関節90°の姿勢の安静座位で、大腿長 (大転子から大腿骨の外側上顆) における50%位置のVLから取得した。Day1と同様の超音波診断装置を用いてVLの縦断画像を取得した。筋線維全体が超音波診断装置で撮影が可能な範囲を超えた場合は外挿法を用いて筋線維長を推定した。

2-2-5. 統計

各測定項目の平均値と標準偏差 (standard deviation, 以下「SD」) を算出した。OSD群とCON群の差を比較するために対応のないt-testを用いて分析した。危険率 (p) は5%未満をもって有意とした。また、平均値の差の95%信頼区間 (confidence interval, 以下「CI」) を示すとともに効果量 (r) を求めた (Field, 2009)。効果量の程度を小 (0.10以上0.30未満), 中 (0.30以上0.50未満), 大 (0.50以上) とした (水本・竹内, 2008, 2010)。練習時間の聞き取り調査においてCON群で2名の選手に記入漏れがあったため, その項目におけるCON群のサンプル数は13であった。

2-3. 結果

年齢 ($p = 0.329, r = 0.18, 95\% \text{ CI } [-0.30, 0.87]$), 身長 ($p = 0.474, r = 0.14, 95\% \text{ CI } [-4.71, 9.88]$), 体重 ($p = 0.955, r = 0.01, 95\% \text{ CI } [-6.08, 6.43]$), 大腿長 ($p = 0.933, r = 0.01, 95\% \text{ CI } [-1.29, 1.19]$) およびYears from PHV ($p = 0.372, r = 0.17, 95\% \text{ CI } [-0.42, 1.10]$) のいずれにおいても群間に有意な差は見られなかった (Table 1)。また, 両群における1回あたりの練習時間 ($p = 0.677, r = 0.08, 95\% \text{ CI } [-0.98, 0.65]$) と1週間あたりの練習回数 ($p = 0.819, r = 0.04, 95\% \text{ CI } [-0.66, 0.52]$) にも有意な差は認められなかった (Table 1)。

全員に共通する張力の範囲での腱組織の伸張量, スティフネスをFigure 11, 12に示した。共通する範囲での腱組織の最大伸張量はOSD群がCON群と比較して有意に低値を示した ($p = 0.004, r = 0.41, 95\% \text{ CI } [1.12, 5.41]$) (Figure 11)。腱組織スティフネスにおいてOSD群はCON群と比較して有意に高値を示した ($p < 0.001, r = 0.48, 95\% \text{ CI } [-302.88, -88.59]$) (Figure. 12)。また, Figure 13が示すように, 腱組織の最大伸張量 ($p < 0.001, r = 0.47, 95\% \text{ CI } [1.95, 6.72]$) および最大ストレイン ($p < 0.001, r = 0.49, 95\% \text{ CI } [0.83, 2.68]$) はOSD群においてCON群と比較して有意に低い値を示した。膝伸展筋群のMVCトルクおよび大腿長と筋線維長の比をFigure 14に示した。膝伸展筋群のMVCトルクにおける両群の値に有意な差はなかった ($p = 0.360, r = 0.13, 95\% \text{ CI } [-10.23, 27.63]$)。大腿長と筋線維長の比において両群に有意な差は認められなかつ

た ($p = 0.319, r = 0.15, 95\% \text{ CI } [-0.01, 0.04]$).

日内再現性を評価するために、5人の対象者を用いてそれぞれの測定における変動係数 (coefficient of variation, 以下「CV」) を算出した。腱組織スティフネスは7.41%のCVを示した。また、筋線維長、大腿長および膝伸展筋群腱組織長のそれぞれのCVは4.12%, 0.43%, 0.40%であった。

2-4. 議論

本章では、1) OSD罹患児は健常児と比較して硬い腱組織を有している、2) OSD罹患児と健常児との間に骨と筋における成長のバランスの差は無いという仮説を検証するために、OSD罹患児と健常児におけるMTUの形態的・力学的特性を比較した。その結果得られた主知見は以下の2点である。すなわち、(1) OSD罹患児は健常児と比較して有意に硬く、伸展性の低い腱組織を有すること、(2) 大腿長と筋線維長の比はOSD群とCON群で有意な差がなかったことである。

本章でのOSDの有病率は27.78% (54人中15人) であった。先行研究においてOSDの有病率や発症率を報告したものは多く見られるが、ここでは本章と同様に横断的研究であり同年代 (12歳-15歳) の思春期の児童を対象としたde Lucena et al. (2011) と比較する。彼らは該当する年齢の児童を無作為に956人抽出したときの有病率は9.8%であったと報告している。本章における有病率が高いことは、対象者の運動習慣に依存すると考えられる。本章での対象者は両群をあわせると、平均で一回あたり3.09時間の練習を週に6.50回行っていた。de Lucena et al. (2011) は運動習慣を考慮せずに対象者を抽出しているため、本研究の対象者以上に特定の運動に従事する時間が長かったとは考えにくい。行う運動の強度や実施頻度はOSDの発症に影響する危険/関連因子の一つであると報告されている (de Lucena et al., 2011, Kujala et al., 1985, Omodaka et al., 2019) ことから、本章における対象者の運動に参加する時間の長さが先行研究よりも高い有病率をもたらしたと考えられる。

OSDは成長中の脛骨粗面に繰り返し牽引力が加わることで部分的剥離や炎症が起こる疾患である

(Osgood, 1903). つまり、脛骨粗面に加わるストレスの程度がOSDの発症に関連していると推測される。本章で、OSD罹患児の腱組織は健常児のそれと比較して有意にスティフネスが高く伸展性の低い特性を有していることが明らかとなった (Figure 11, 12, 13). 腱組織のスティフネスが高いことは、単位筋張力あたりの腱組織の伸張量が小さいことを意味することから、筋が収縮した際に腱組織が比較的伸展することなく張力を骨に伝達する。それゆえ、スティフネスの高い腱組織は筋張力の伝達効率に長けていると考えられる。Bojsen-Møller et al. (2005) はこの点に着目し、腱組織のスティフネスが筋収縮力の上昇率 (rate of force development, 以下「RFD」) に与える影響を調査した結果、両者の間には正の相関関係があることを示した。さらに、Reeves et al. (2003) は14週間のレジスタンストレーニングによりPTのスティフネスの増加とともにRFDが増加したと報告した。これらの報告は増加した腱 (組織) スティフネスが高いRFDをもたらすことを表す。RFDは筋収縮開始初期における単位時間あたりの力の増加量を示しているため (Aagaard et al., 2002, Andersen and Aagaard, 2006, Holtermann et al., 2007), その値が高いことは比較的短時間で爆発的な力を発揮するジャンプやランニングの動作時に骨腱付着部に対して大きなストレスが加わることを意味する。実際に先行研究においてもそれらの動作を多く用いるバレーボール、バスケットボールを行うことでOSDの症状が悪化すると述べられている (Gholve et al., 2007). これらのことから、硬い腱組織は、脛骨粗面への力学的な負荷を増大させることによりOSDを発症させる一要因になると考えられた。

しかし、本研究は横断的研究であることから、経時的な変化を考慮した因果関係に言及することはできない。先行研究によって、不活性により腱 (組織) はスティフネスの低い特性へと変化することが明らかとなっていることから (Kubo et al., 2000, De Boer et al., 2007, Reeves et al., 2005), CON群が何らかの傷害により長期間に渡り練習を休止したことで、今回の腱組織の特性における差が認められた可能性が考えられた。そのため、競技を開始してから調査日までにOSDを含めた傷害を理由に練習を休止した期間についてOSD群12人、CON群13人を対象として追加的に聞き取り調査を行った。その結果、OSD群は2.58

(SD 6.56) 週, CON群は2.33 (SD 5.01) 週であり統計的に有意な差が認められなかったことから ($p > 0.05$), 測定日までの不活性は今回の結果に影響していないと考えるのが妥当である.

これまでの研究により, 成長 (Kubo et al., 2001b, 2014ab, Mogi et al., 2018, O'Brien et al., 2010a, Waugh et al., 2012) や, レジスタンストレーニング (Fouré et al., 2010, Kubo et al., 2001a, Reeves et al., 2003) により, 腱 (組織) のスティフネスが増大することが明らかとなっている. 近年, トレーニングによる腱スティフネスの増加に関しては子供においても同様の結果が得られている (Waugh et al., 2014). しかし, 今回のOSD群とCON群との間に年齢, 生物学的成熟度に差は見られず, 同じ部活動に所属している中学生を対象とし, 運動習慣にも差は見られなかったため (Table 1), それらの影響で腱組織の力学的特性の差が生じたとは考えにくい. 近年の動物実験により, 腱の特性の一部は特定の遺伝子により決定されていることが報告されていることから (Ito et al., 2010), 同様のトレーニングを積んだ選手間においても腱組織の特性に差が見られた可能性がある. また, 実際にバスケットボールやバレーボールをプレーしている時の動作や, 日常的に摂取している食物から得られる栄養などもスティフネスの変化に関連する可能性がある. 腱組織スティフネスに影響する因子を特定することが今後の研究に求められる.

本章の結果, OSD群はCON群と比較して腱組織のスティフネスが有意に高く伸展性が低いことが明らかとなったことから (Figure 11, 12, 13), OSDの予防, OSDからの早期復帰には腱組織のスティフネスを減少させ, 伸展性を高めることが有効である可能性が示唆された. これまでの先行研究においてもOSDの予防, OSDからの早期復帰を目的として静的ストレッチングトレーニングを通して関節の柔軟性を向上させることが推奨されている (Antich et al., 1985, 塩田たち, 2016). 近年, 静的ストレッチングトレーニングが筋, 腱, 関節の力学的特性に与える影響が調査されているが, それらの研究は静的ストレッチングトレーニングにより筋のスティフネスが低下し, 関節可動域は向上されるが (Nakamura et al., 2012), 腱 (組織) のスティフネスは改善されるとは言えない (Kubo et al., 2002, Mahieu et al., 2007) と報告している. 換言すると, 現在広く用いられている静的ストレッチングトレーニングでは関節の力学的特性を

変化させられるが、腱（組織）のスティフネスを変化させられない可能性があるので、OSDの予防や早期復帰の方法として適切ではないかもしれない。一方で、固有受容性神経筋促通法ストレッチング (Konrad et al., 2015) やバリスティックストレッチング (Mahieu et al., 2007), エキセントリック収縮を用いたトレーニング (Morrissey et al., 2011) を行うことにより長期的に腱スティフネスが減少すると報告されていることから、OSDの予防や早期復帰を目的とした場合には、それらの方法を用いることが有効であると考えられる。また、不活性により腱（組織）はスティフネスの低い特性へと変化することが明らかとなっていることから (Kubo et al., 2000, De Boer et al., 2007, Reeves et al., 2005), 練習の休止はOSDからの早期復帰に有効な手段であると考えられる。しかし、腱（組織）スティフネスを減少させる方法が完全に確立されているとは言い難く、それは今後の研究で明らかにすべき課題である。

これまで、特に思春期では、骨の長軸方向への急激な成長に対してMTUの成長が追いつかず受動的に伸張されると広く信じられてきており (Frisch et al., 2007, Krivickas, 1997), 受動的な伸張による大腿四頭筋タイトネスの増加がOSD発症の一旦を担っていると考えられてきた (戸島・鳥居, 2011). もしも筋の発育が骨の発育に伴わず、それがOSDの罹患に関わっているとすればOSD群の筋線維長/大腿長の値がCON群よりも低値である可能性が高い。しかし、本章の結果、その値は両群で統計的に有意な差を示さず (Figure 14), 広く受け入れられてきた説は支持されなかった。成長期にMTUが受動的に伸張されるというこれまでの説を否定する報告 (Mogi et al., 2018) と本章の結果を合わせて考えると、思春期スパートにおける骨と筋の成長のアンバランスがOSDの発症要因ではないと考えるのが妥当かもしれない。

2-5. まとめ

本章では、対象者をOSDに罹患している児童とそうでない児童に分けて、それぞれのMTUの特性を調査、比較した。その結果、OSD罹患児は健常児と比較して有意に硬く伸展性の低い腱組織を有することが明らかとなった (Figure 11, 12, 13). また、筋と骨における長軸方向への成長の相違を示す指標として

設定された大腿長と筋線維長の比は両群に有意な差が見られなかった (Figure 14). これらの結果は、硬く伸展性の低い腱組織がOSDの罹患に関連すること、ならびに、筋と骨の形態的な成長のアンバランスはOSDの罹患と関連するとは言えないこと示している.

※本章は 「Enomoto S, Tsushima A, Oda T, and Kaga M. (2019). The characteristics of the muscle-tendon unit in children affected by Osgood-Schlatter disease. *Translational Sports Medicine*, 2(4), 196-202.」 を和訳・転載 (一部変更)・再構成したものである.

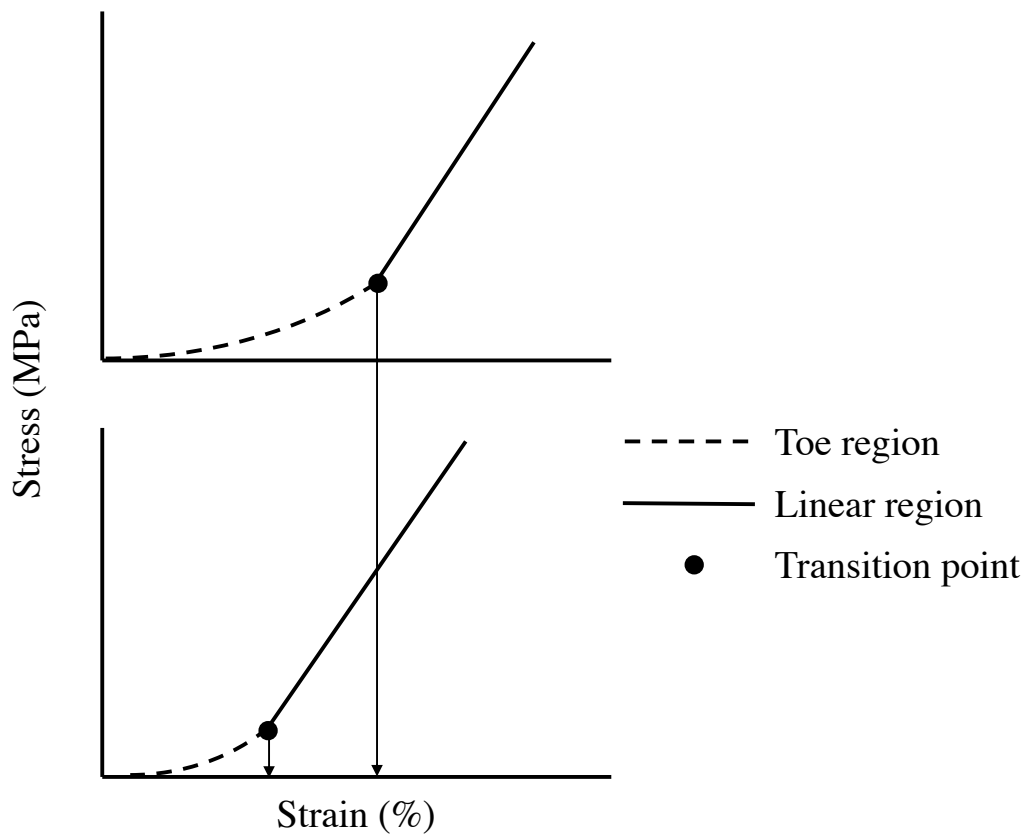


Figure 7.

Schematic model for transition of the intersection point of the stress–strain relationship in the tendon associated with passive stretch

Table 1. Age, years from PHV, exercise habits, and physical characteristics of included subjects

| | OSD | CON |
|-------------------------------|----------------|---------------|
| Age (years) | 13.64 (0.67) | 13.92 (0.88) |
| Height (cm) | 157.86 (10.20) | 160.45 (9.29) |
| Body mass (kg) | 47.67 (8.88) | 47.84 (7.81) |
| Years from PHV (years) | -0.08 (1.02) | 0.25 (1.02) |
| Practice time (h/time) | 3.17 (1.14) | 3.00 (0.91) |
| Practice frequency (times/wk) | 6.53 (0.83) | 6.47 (0.74) |

OSD: Osgood-Schlatter disease group, CON: control group, PHV: peak height velocity

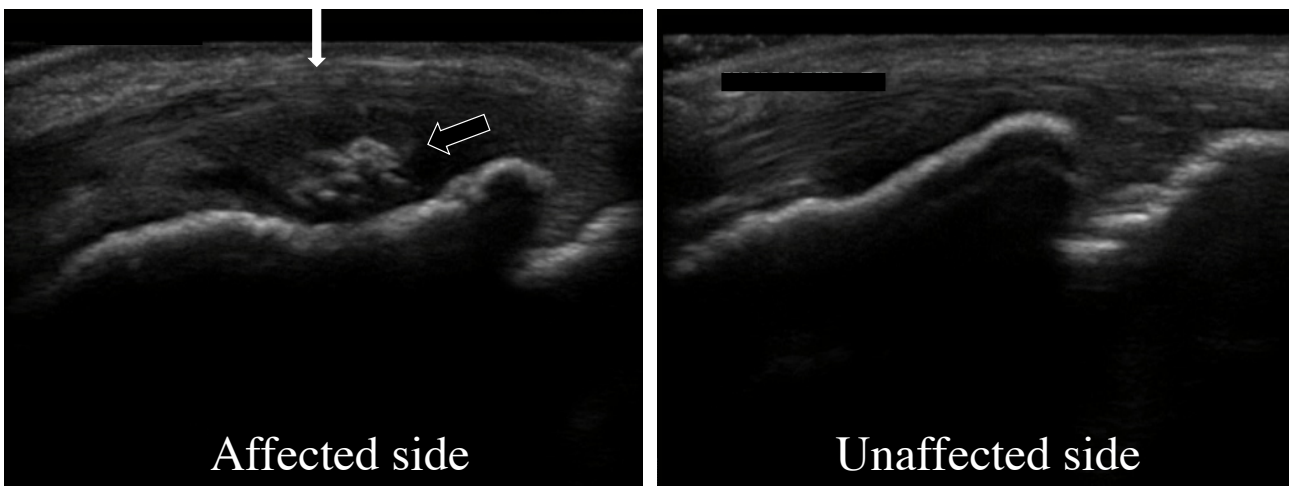


Figure 8.

Ultrasonographic images of the tibial tuberosity of both the affected (left) and unaffected (right) sides by Osgood-Schlatter disease. In the affected side, there are free bone fragment (black arrow) and swelling of the cartilage (white arrow).

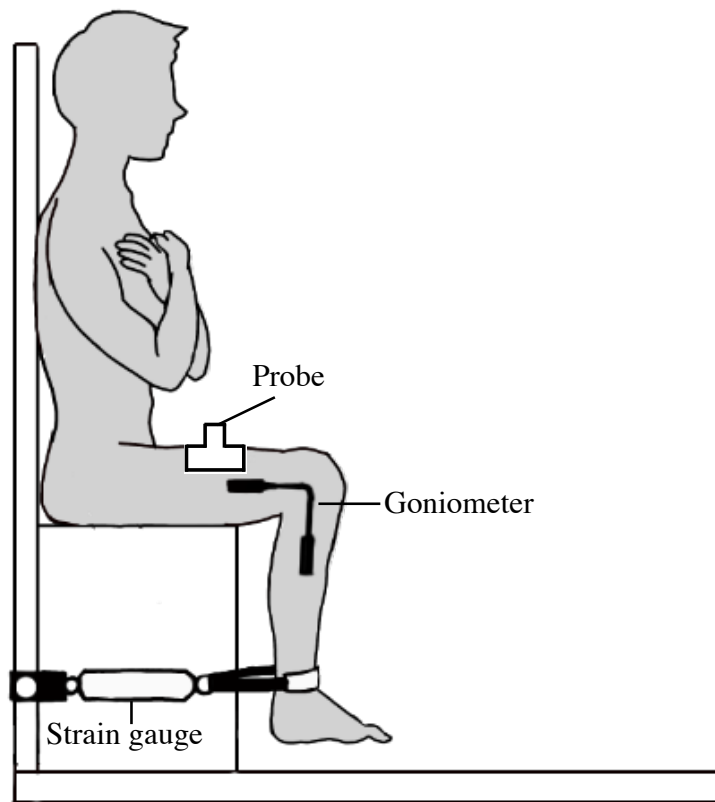


Figure 9.
Experimental setup

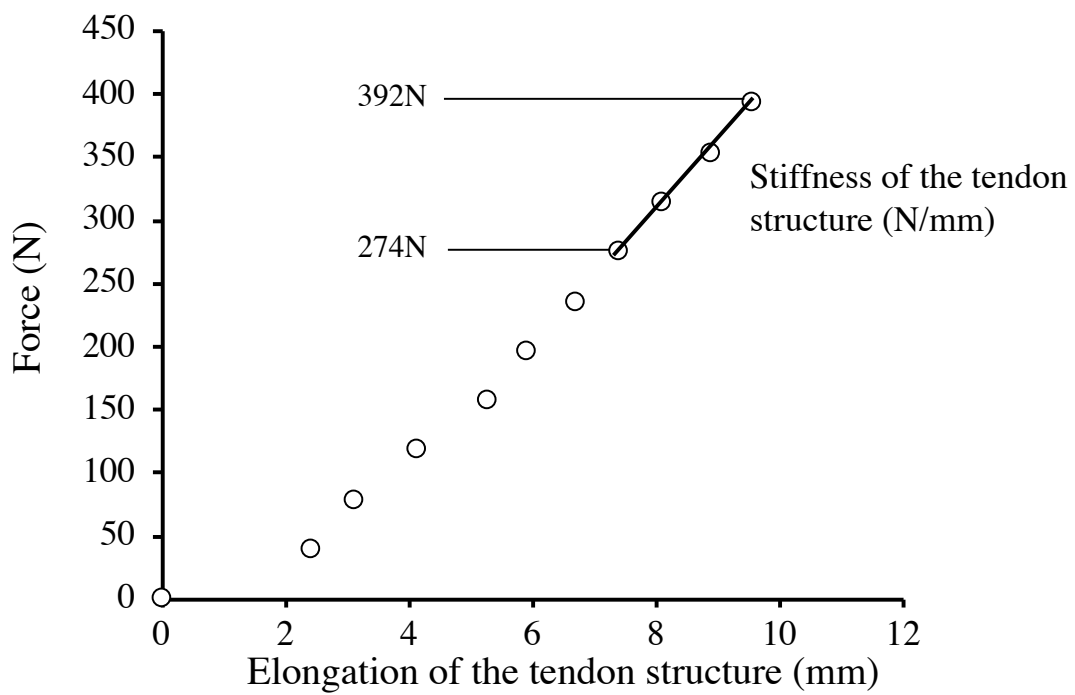


Figure 10.

Force–elongation relationship of the tendon structure. The slope of the relationship between 274 N and 393 N was calculated as the stiffness of the tendon structure.

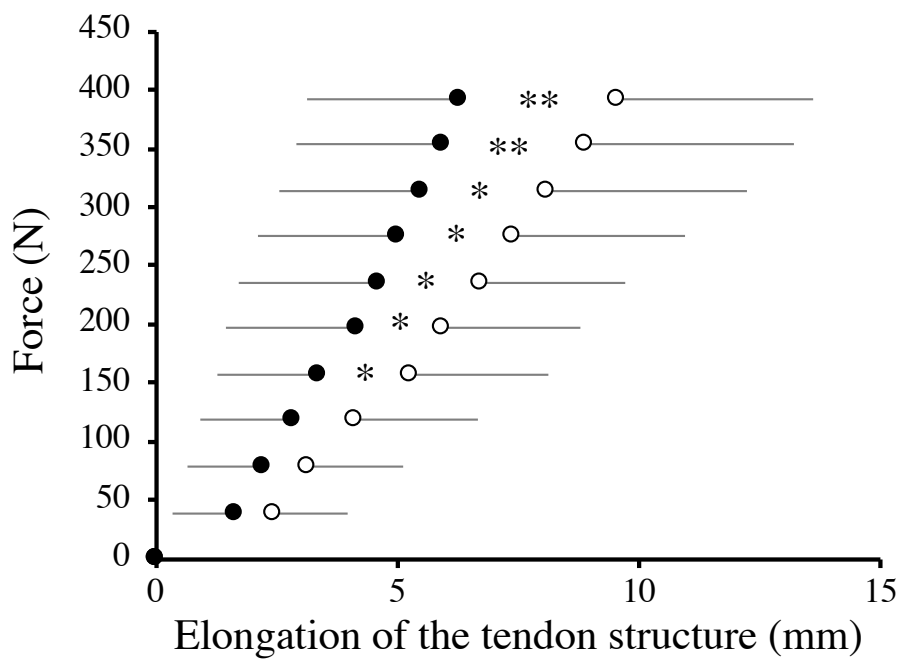


Figure 11.

Elongation of the tendon structure within the range of force common to all subjects

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

Stiffness of the tendon structure (N/mm)

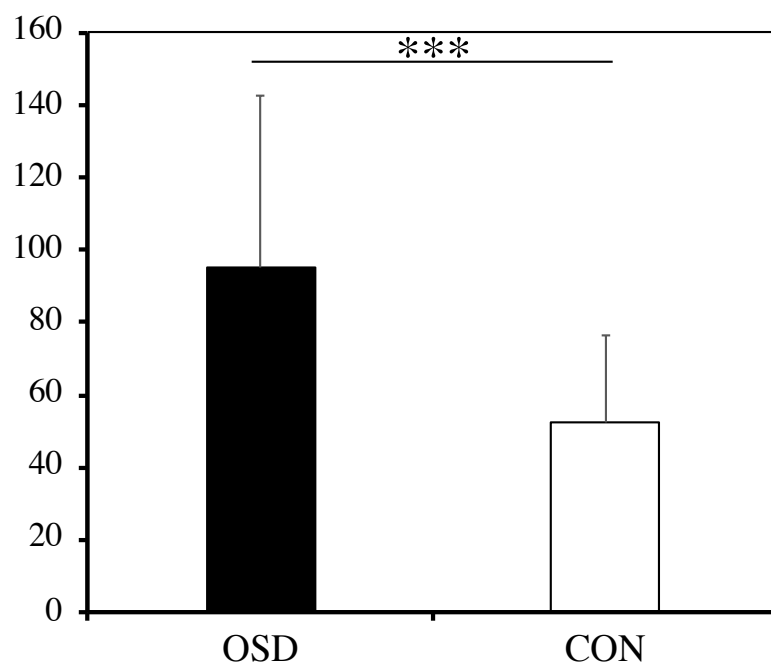
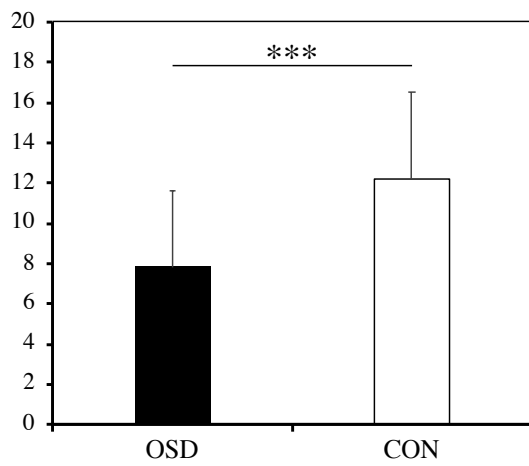


Figure 12.

Stiffness of the tendon structure in the tested groups

*** $p < 0.001$

Maximal elongation of the tendon structure (mm)



Maximal strain of the tendon structure (%)

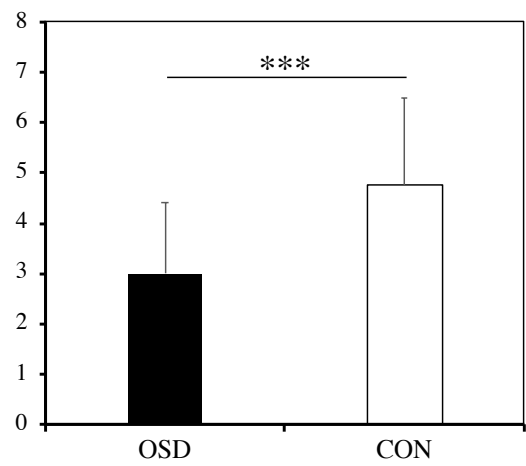
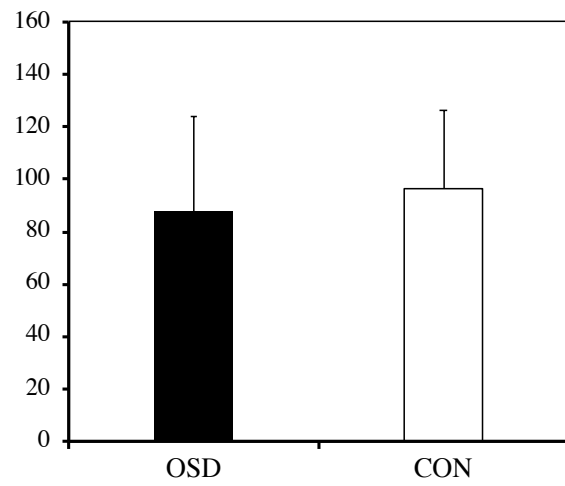


Figure 13.

Tendon structure maximal elongation and strain in the tested groups

*** $p < 0.001$

Maximal voluntary contraction torque (Nm)



Fascicle length/thigh length (mm/mm)

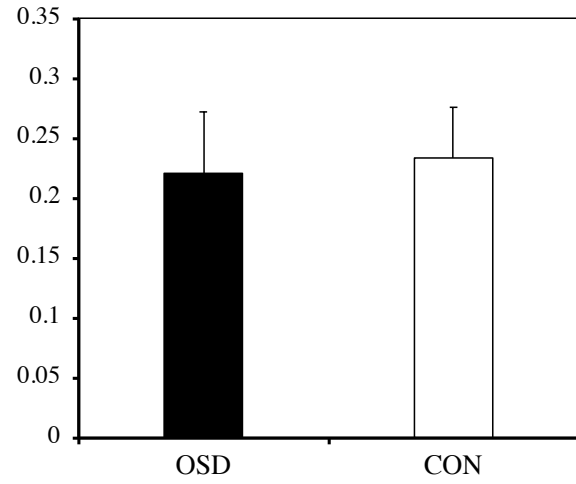


Figure 14.

Maximal voluntary contraction torque and fascicle length/femur length ratio in the tested groups

【第3章：Osgood-Schlatter病罹患児における筋および腱の力学的特性】

3-1. はじめに

第2章では、OSD罹患児は膝関節の可動域が低下していること (de Lucena et al., 2011, Nakase et al., 2015, Omodaka et al., 2019, Watanabe et al., 2018, 塩田たち, 2016), 関節の柔軟性が主に腱の力学的特性の影響を受けること (Kawakami et al., 2008) を背景にOSD罹患児は健常児と比較して硬い腱組織を有しているという仮説を立て、超音波Bモード法と筋力計を用いて測定した膝伸展筋群腱組織の力学的特性をOSD罹患児と健常児とで比較した。一方で、第2章と類似した方法で膝伸展筋群腱組織とPTの最大ストレインを測定したKubo et al. (2005) は、両者の最大ストレインは相関関係にあるとは言えなかったと報告した。それは、それぞれの力学的特性を同義として扱うことができないことを意味しており、OSDとの関連も腱と腱組織では異なる可能性がある。さらに、第2章で用いた方法では、対象者が最大膝伸展運動を行うという実験設定上、結果として得られた値に発症後の疼痛による影響が含まれていることを否定できない。OSDに関与する要因を正確に特定するためには、発症前からの縦断調査を用いるか、疼痛の影響を受けない条件下での調査が理想的である。超音波ストレインエラストグラフィは近年利用され始めた、組織の力学的特性を非侵襲的に測定する事ができる技術であり、筋や腱の伸展性を調査するために用いられている (Chino et al., 2012, Drakonaki et al., 2009, Drakonaki and Allen, 2010, Yanagisawa et al., 2011, 2015)。この方法では、対象者が特別な運動を要求される事なく、対象部位の受動的な力学的特性を調査する事ができる。この方法を用いる事で、疼痛の影響を排除した条件下でOSD罹患児と健常児とのMTUの力学的特性を調査できると考える。

そこで本章では、1) OSD罹患児は伸展性の低い腱を有している、2) OSD罹患児と健常児との間に筋の伸展性に差はないという仮説を立て、その仮説を検証するために超音波ストレインエラストグラフィを用いてOSD罹患児と健常児のMTUの特性を調査することを目的とした。

3-2. 方法

3-2-1. 対象者

本章では、37人の男子中学生バスケットボール選手とバレーボール選手が参加した。後で述べるOSDの診断にてOSDの罹患が認められた13人 (OSD群) とOSDが認められなかった21人 (CON群) が超音波ストレインエラストグラフィでの測定に参加した。なお、本章では第2章にてOSDと診断された選手を中心にOSD群をサンプリングしたため、罹患率を報告することはできない。両群の年齢、身体的特性はTable 2に示した。身長と体重のデータにおいて両群で1人ずつ測定漏れがあった。調査に先立ち研究の目的、内容、方法、リスクに関して本人および保護者に説明し書面にて同意を得た。本研究は岡山大学教育学部倫理委員会の承認を受け実施された。

3-2-2. OSDの診断

本章では、第2章と同様の診断基準により13人18脚にOSDが認められた。診断にてOSDが認められなかった対象者をCON群とした。CON群でOSDの既往歴がある対象者、膝蓋腱炎が認められた対象者または、膝部に痛みを訴えた対象者は分析の対象から除外した。最終的にOSD群18脚とCON群42脚 (21人) を分析の対象とした。

3-2-3. 超音波ストレインエラストグラフィを用いた筋と腱の受動的な力学的特性の測定

大腿四頭筋の各筋頭とPTの力学的特性は、仰臥位、膝関節完全伸展位で測定した。超音波Bモード、超音波ストレインエラストグラフィのイメージは超音波診断装置 (ARIETTA850, Hitachi Ltd, Tokyo, Japan) とプローブ (18-5MHz, L64, Hitachi Ltd, Tokyo, Japan) を用いて各筋腱の中間部で測定した。筋の中間部は膝蓋骨の上端と腸骨稜間における相対的距離 (以下、「膝蓋骨—腸骨稜距離」) で特定した。筋の測定位置はBlazevich et al. (2006) の報告を参考に中間広筋 (vastus medialis, 以下「VM」) においては膝蓋骨—腸

骨稜距離の22%, VLは39%, RFは56%位置で測定した。中間広筋は側部 (lateral part of the vastus intermedius, 以下「Vilat」) と前部 (anterior part of the vastus intermedius, 以下「VIant」) で構成されていると考え、Vilatを膝蓋骨―腸骨稜距離の39%位置で、VIantを56%位置で測定した。これらの筋の測定位置は成人を対象に報告されているが、子供にも当てはまることをO'Brien et al.(2010b) が確認している。PTのイメージはPTの起始から停止の50%位置で測定した。測定中、対象者は全身をリラックスするように指示された。

超音波ストレインエラストグラフィイメージの測定において、硬度基準物質 (EZU-TECPL1, Hitachi Ltd, Tokyo, Japan) を対象筋腱とプローブの間に設置した。超音波ストレインエラストグラフィイメージは17Hzでデジタルビデオメモリーに記録し、走査後、鮮明に色付けられた画像を分析の対象とした。各画像について長方形の関心領域 (region of interest, 以下「ROI」) を対象筋腱と硬度基準物質ごとに設定した。ROI内の歪み率とstrain ratio (筋もしくは腱/硬度基準物質: 筋もしくは腱の歪み率を硬度基準物質のそれで除したもの, 以下「SR」) は内蔵されたソフトウェアによって自動的に算出された。PTにおける典型的な超音波ストレインエラストグラフィイメージをFigure 15に示す。

験者内再現性を評価するために成人男性1人を対象に1人の験者が本研究で対象とした5つの筋と1つの腱におけるSRを10回ずつ測定し、CVを求めた。VM, Vilat, VIant, RF, VLおよびPTにおけるCVはそれぞれ16.01, 9.14, 33.73, 14.19, 11.27, 13.95%であった。

3-2-4. 統計

各測定項目の平均値とSDを算出した。OSD群とCON群の差を比較するために対応のないt-testを用いて分析した。危険率 (p) は5%未満をもって有意とした。また、平均値の差の95% CIを示すとともに効果量 (r) を求めた (Field, 2009)。効果量の程度を小 (0.10以上0.30未満), 中 (0.30以上0.50未満), 大 (0.50以上) とした (水本・竹内, 2008, 2010)。

3-3. 結果

年齢 ($p = 0.542, r = 0.11, 95\% \text{ CI } [-0.34, 0.63]$), 身長 ($p = 0.871, r = 0.03, 95\% \text{ CI } [-6.99, 8.21]$) および体重 ($p = 0.490, r = 0.13, 95\% \text{ CI } [-8.52, 4.18]$) において群間に有意な差は見られなかった (Table 2).

SRの結果をFigure 16, 17に示した. なお, 筋のSRにおいて測定漏れや鮮明に色付けられていない超音波ストレインエラストグラフィイメージが複数確認されたので, 各筋におけるサンプル数を図の上に示す. PTのSRはOSD群が有意に低値を示した ($p = 0.015, r = 0.31, 95\% \text{ CI } [0.04, 0.39]$). 一方で, 全ての筋のSRにおいて両群に有意な差は見られなかった (VM; $p = 0.611, r = 0.07, 95\% \text{ CI } [-0.13, 0.22]$, Vllat; $p = 0.946, r = 0.01, 95\% \text{ CI } [-0.26, 0.27]$, Vlant; $p = 0.597, r = 0.07, 95\% \text{ CI } [-0.30, 0.18]$, RF; $p = 0.925, r = 0.01, 95\% \text{ CI } [-0.20, 0.22]$, VL; $p = 0.917, r = 0.01, 95\% \text{ CI } [-0.31, 0.28]$).

3-4. 議論

本章はOSD罹患児の筋と腱の受動的な力学的特性を解明するために, 超音波ストレインエラストグラフィを用いてOSD罹患児と健常児における筋と腱の受動的な力学的特性の差を検討した. その結果得られた主知見は以下の2点である. すなわち, 1) OSD罹患児におけるPTのSRは健常児と比較して有意に低値であったこと, 2) 筋のSRは群間に有意な差がなかったことである.

OSDは成長中の脛骨粗面に繰り返し牽引力が加わることで部分的剥離や炎症が起こる疾患である (Osgood, 1903). つまり, 脛骨粗面に加わるストレスの程度がOSDの発症に関連していると推測される. 本章で, OSD罹患児のPTは健常児のそれと比較して, 有意にSRが低値であった (Figure 16). このことは, OSD群のPTは比較的伸展性が低いことを意味し, 第2章の結果と一致する. 腱の伸展性が低いことは, 単位筋張力あたりの腱の伸張量が小さいことを意味する. それゆえ, 筋が収縮した際に腱が比較的伸展することなく張力を骨に伝達する. つまり, 伸展性の低い腱は筋張力を少ない時間遅れで骨に伝達することが可能であると考えられる. Reeves et al. (2003) は14週間のレジスタンストレーニングによりPTのス

トレインの減少とともにRFDが増加したと報告した。第2章でも述べたように、RFDは筋収縮開始初期における単位時間あたりの力の増加量を示しているため (Aagaard et al., 2002, Andersen and Aagaard, 2006, Holtermann et al., 2007), その値が高いことは比較的短時間で爆発的な力を発揮するジャンプやランニングの動作時に時間遅れを少なく力を伝達すると共に、骨髄付着部に対して大きなストレスを加えることを意味する。実際に先行研究においてもそれらの動作を多く用いるバレーボール、バスケットボールを行うことでOSDの症状が悪化するとされている (Gholve et al., 2007)。これらのことから、伸展性の低いPTは、脛骨粗面への力学的な負荷を増大させることによりOSDを発症させる一要因になると考えられた。

これまで、特に思春期では、骨の長軸方向への急激な成長に対してMTUの成長が追いつかず受動的に伸張されると広く信じられてきた (Frisch et al., 2007, Krivickas, 1997)。実際にその後の研究においても、OSD罹患児は健常児と比較して筋のタイトネスが高まっている事が報告されており、それがOSDの発症に関連すると考えられてきた (de Lucena et al., 2011, Nakase et al., 2015, Omodaka et al., 2019, Watanabe et al., 2018)。しかし、本章において、OSD群とCON群の筋のSRにおいて統計的に有意な差は認められなかった。これは先行研究の結果と矛盾する。先行研究との不一致は、筋の柔軟性の測定方法の違いによって部分的に説明できる可能性がある。上述の先行研究では、関節可動域を筋のタイトネスの指標として採用していた。一方で、超音波Bモード診断装置と筋力計を用いて関節柔軟性の規定因子を調査した先行研究 (Kawakami et al., 2008) では、関節柔軟性は筋よりむしろ腱の力学的特性を反映していると報告されている。これらの報告と、本章の結果を合わせて考えると、先行研究での低下したOSD罹患児の関節可動域は大腿四頭筋よりも、PTの力学的特性を大きく反映していた可能性がある。一方で、対象者の年齢、競技歴、競技を始めた時期、運動習慣・強度、脛骨粗面部の力学的特性などもOSDの罹患と筋の力学的特性との関係に影響しうる因子である。つまり、OSD罹患と筋の力学的特性の関係も上述の因子が複雑に影響し合い変化すると考えられる。それらの因子を考慮に入れた研究が今後求められる。

OSDの症状はバスケットボールやバレーボールのような伸張短縮サイクル (stretch-shortening cycle, 以

下「SSC」)を高頻度で用いるスポーツに従事することで悪化する (Gholve et al., 2007). そのSSC動作中の筋腱の振る舞いを調査した研究がいくつか見られる (Finni et al., 2001, Fukashiro et al., 2005, Ishikawa and Komi, 2004, Ishikawa et al., 2003, Kurokawa et al., 2003). それらのうち膝伸展筋群を対象とした研究においては、筋と腱の両者は短縮局面の前に伸展していたと報告されている (Finni et al., 2001, Ishikawa et al., 2003, Ishikawa and Komi., 2004). 発揮筋力が等しく、伸展性の低い筋を有していることは、腱の特性が同じ場合、例えばジャンプ動作では接地局面、特に前半の伸張性局面に腱が比較的大きく歪み、高いストレスが生じると考えられ、最終的に骨腱付着部へのストレスも増大すると推測される。それゆえ、収縮中の筋の伸展性の程度が脛骨粗面部にかかるストレスの大小に影響することが考えられ、OSD罹患児は歪みにくい筋を有している可能性もあった。しかし、本研究で筋のSRにおいて両群に差が認められなかった (Figure 17) のは、測定が安静条件下のみで実施されたことに起因すると考えられる。今後の研究ではOSD罹患児のSSC運動中や能動的筋力発揮条件下での筋の力学的特性や振る舞いの測定が求められる。

本章の結果、OSD罹患児は健常児と比較して歪みにくいPTを有していたことが明らかになったため、OSDの予防、早期復帰には、PTの伸展性を高めることが有効である可能性がある。先行研究においても、それらを目的として、ストレッチングを通して関節柔軟性を向上させることが広く受け入れられている (Antich et al., 1985, 塩田たち, 2016). 第2章でも述べたが、固有受容性神経筋促通法ストレッチング (Konrad et al., 2015) やパリスティックストレッチング (Mahieu et al., 2007), エキセントリック収縮を用いたトレーニング (Morrissey et al., 2011), または長期的な不活性 (Kubo et al., 2000, De Boer et al., 2007, Reeves et al., 2005) を通して腱 (組織) の伸展性を高めることはOSDの予防や早期復帰に有効であると考えられる。

3-5. まとめ

超音波ストレインエラストグラフィを用いて測定されたPTと大腿四頭筋の力学的特性をOSD罹患児と

健常児の2群で比較した。その結果, OSD罹患児におけるPTのSRは健常児と比較して有意に低値であり, 筋のSRは群間に有意な差が見られなかった。これらの結果は, 歪みにくいPTがOSDの罹患に関連すること, 筋の伸展性はOSDの罹患に関連するとは言えないことを示している。

※本章は「Enomoto S, Tsushima A, Oda T, and Kaga M. (2019). The Passive Mechanical Properties of Muscles and Tendons in Children Affected by Osgood-Schlatter Disease. *Journal of pediatric orthopaedics.*」を和訳・転載 (一部変更)・再構成したものである。

Table 2. Age, height, and body mass of study participants

| | OSD | CON |
|----------------|---------------|----------------|
| Age (years) | 13.61 (0.64) | 13.75 (0.69) |
| Height (cm) | 158.50 (9.76) | 159.11 (10.44) |
| Body mass (kg) | 47.50 (8.10) | 45.33 (8.74) |

OSD: Osgood-Schlatter disease group, CON: control group

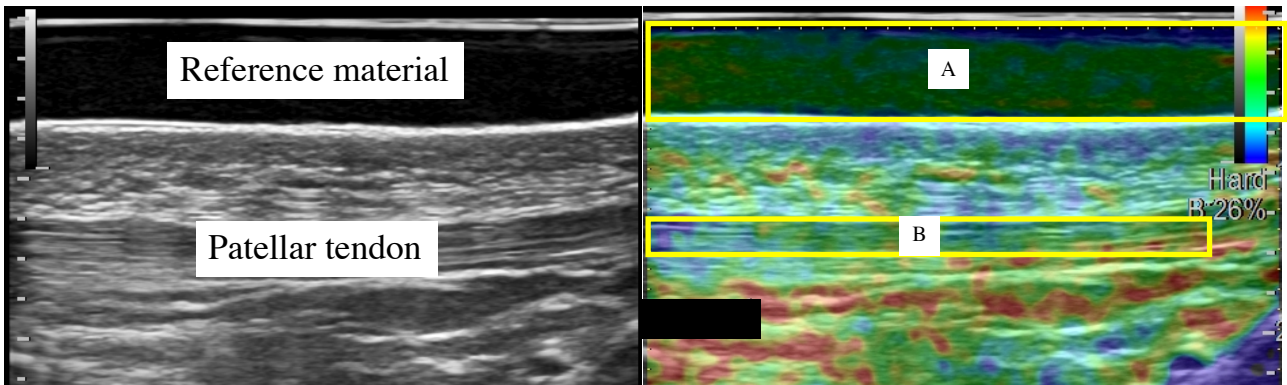


Figure 15.

Measurement sample of ultrasound elastography of the patellar tendon. The yellow rectangles are the region of interest for the reference material (A) and tendon (B).

Strain ratio

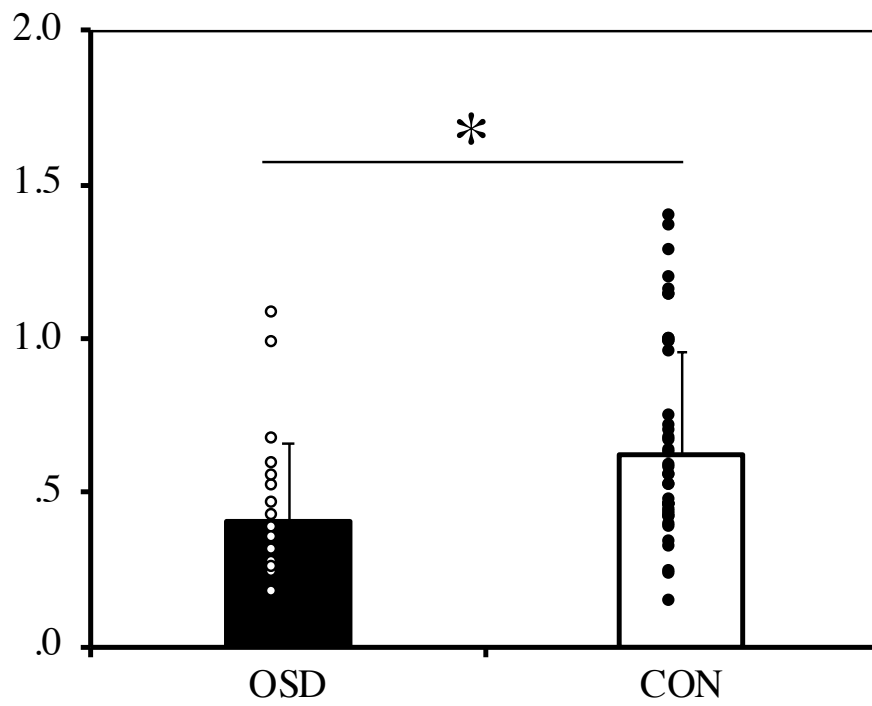


Figure 16.

Strain ratio of the patellar tendon in the tested groups

OSD: Osgood-Schlatter disease group, CON: control group

* $p < 0.05$

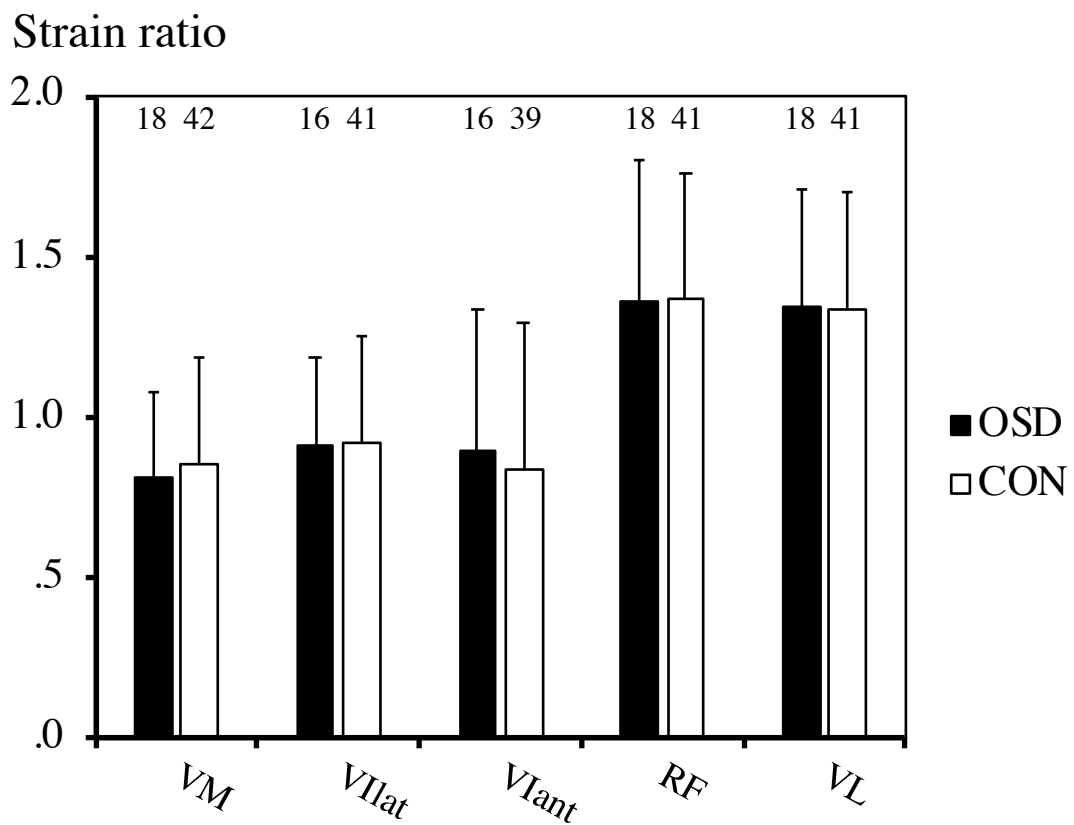


Figure 17.

Strain ratio of the four muscles in the tested groups

OSD: Osgood-Schlatter disease group, CON: control group, VM: vastus medialis, VIlat: lateral part of the vastus intermedius, VIant: anterior part of the vastus intermedius, RF: rectus femoris, VL: vastus lateralis

【第4章：Osgood-Schlatter病罹患児における受動的伸張時および能動的筋力発揮時の筋の力学的特性】

4.1. はじめに

これまで、大腿四頭筋の柔軟性低下がOSDの発症要因であると述べられてきた (de Lucena et al., 2011, Nakase et al., 2015, Omodaka et al., 2019, Watanabe et al., 2018). 第3章では、先行研究において関節の柔軟性と筋の柔軟性が同義として扱われていること、関節の柔軟性は、筋よりむしろ腱の力学的特性に影響されること (Kawakami et al., 2008) を背景に、OSDの罹患には腱の力学的特性が関連するという仮説を立て、測定を行った。その結果、OSD罹患児と健常児との間に腱の伸展性には有意な差が認められたものの、筋のそれには有意な差が認められなかったことから、OSDの罹患に腱の伸展性が関連するが、筋のそれは関連するとは言えないという結論に至った。しかし、第3章には、いくつかの問題点がある。

1つ目は、第3章で測定した筋の力学的特性によるものである。超音波エラストグラフィで測定される筋の力学的特性は、筋の短縮に直角方向の硬さである‘muscle hardness’と、短縮方向に沿った硬さである‘muscle stiffness’に大別できる (Inami and Kawakami, 2016). 第3章で用いられた超音波ストレインエラストグラフィは‘muscle hardness’を測定することができる技術である。一方で、先行研究におけるOSDの筋タイトネスの測定は関節可動域を用いており、それは筋の短縮方向に沿った伸展性を主に反映していると考えられる。それゆえ、第3章の方法では、先行研究で観察されたOSD罹患児における増加した筋タイトネスを反映できていなかった可能性がある。超音波剪断波エラストグラフィは発生させた剪断波の伝搬速度を測定することで、上述した‘muscle stiffness’を測定できる技術である。超音波剪断波エラストグラフィを用いることで第3章の問題点を解決できると考える。

2つ目は、第3章で用いられた測定時の膝関節角度によるものである。すなわち、先行研究での大腿四頭筋の柔軟性は膝関節屈曲位で評価されたのに対し、3章での筋の力学的特性は、膝関節完全伸展位で評価された。下腿三頭筋ではあるが、関節柔軟性と筋の力学的特性との関係を調査した先行研究では、そ

これらの関係は測定する関節角度に依存して変化することが報告されている (Chino and Takahashi, 2016, Miyamoto et al., 2018). 特にChino and Takahashi (2016) は底屈位, 解剖学的正位, 背屈位それぞれで関節柔軟性と超音波剪断波エラストグラフィを用いて腓腹筋内側頭の硬さを測定した. その結果として, 測定された腓腹筋の硬さは底屈位, 解剖学的正位における足関節の力学的特性と統計的に有意な相関関係になかったものの, 背屈位では有意に相関することを報告した. このことを考慮すると, OSD罹患と筋の力学的特性との関連を正確に評価するためには, 完全伸展位だけではなく屈曲位でも筋の硬さを測定する必要があると考えられる.

前述に加えて, 第3章にて筋の力学的特性でOSD罹患児と健常児との間に統計的な差が見られなかったことには, 測定が安静状態のみにとどまっていたことが関連している可能性がある. 第3章で述べたように, 収縮中における筋の伸展性の程度は脛骨粗面部に加わるストレスの大小に影響することが考えられ, OSD罹患児は筋力発揮時に硬い筋を有している可能性がある.

これらの背景から, 本章では, (1) 受動的に伸張された筋の硬さはOSDの罹患に関連する, (2) 能動的筋力発揮時における筋の硬さがOSDの罹患に関連するという仮説を検証するために, 受動的伸張時ならびに能動的筋力発揮時の筋の硬さをOSD罹患児と健常児で比較することを目的とした.

4.2. 方法

4.2-1. 対象者

本研究では, 65人 (130脚) の男子中学生バスケットボール選手とバレーボール選手が参加した. あとで述べるDay1にてOSDと認められた21人 (OSD群) と対照群としてOSDが認められなかった13人 (CON群) がDay2に参加した. 対象者の生物学的成熟度はyears from PHVで評価した (Mariwald et al., 2002). Day2に参加した対象者の年齢, 身体的特性はTable 3に示した. 調査に先立ち研究の目的, 内容, 方法, リスクに関して本人および保護者に説明し書面にて同意を得た. 本研究は兵庫教育大学倫理委員会の承

認を受け実施された。

4-2-2. 研究デザインとOSDの診断

測定は2日に分けて行い、Day1では整形外科医によるOSD罹患児の特定、Day2では超音波剪断波エラストグラフィを用いた筋の硬さの調査を行い、Day1とDay2の間隔は1週間-4週間であった。Day1では第2章と同様の方法でOSDを診断し、21人28脚（両脚7人、片脚14人）がOSD罹患児（脚）として認められた。また、OSDが認められなかった13人26脚の対象者（脚）をCON群とした。CON群にはOSDの既往がある対象者と膝蓋腱炎が認められた対象者は含まなかった。

(1) 実験1. 受動的伸張時における筋の硬さの測定

1) プロトコル

対象者は全身を完全にリラックスさせた状態で、対象脚のみの膝を屈曲できるように特別に設計された台の上に仰向けで寝るように指示された。本章における筋の硬さは超音波剪断波エラストグラフィを用いて測定した。本研究では、剪断波速度（shear wave velocity, 以下「SWV」）(m/s) を対象組織の硬さの指標として用いる。

各筋におけるSWVは膝関節0°屈曲（膝関節完全伸展位）、45°屈曲、90°屈曲の3つの条件で、それぞれ2回ずつ測定した。関節角度と筋の測定順はランダムとした。膝関節45°屈曲、90°屈曲における膝関節角度は膝関節の側面に設置した電子ゴニオメーター（Biometrics, UK）を用いてモニターし、験者が徒手にて調節した。

2) 超音波剪断波エラストグラフィによるSWVの測定

RFとVLにおけるSWVは超音波診断装置（Aixplorer, Supersonic Imagine, France）を用いて測定した。超音波プローブはリニアプローブ（SL15-4, Supersonic Imagine, France）を使用し、MSKプリセットにて測定

を行った。SWVの測定はプローブを長軸方向にて大腿長（大転子から大腿骨の外側上顆）の50%位置で行った。超音波Bモード像により特定された各筋の位置は水性ペンを用いて皮膚上にマークした。ROIは、手動でセットした。

3) データ分析

エラストグラフィデータにおいて、ROIは各筋の厚さに応じて設定され、SWVの分析には超音波診断装置に内蔵されたソフトウェア（Q-Box）を用いて行った。各筋および関節角度における、3枚の画像の平均値を分析に用いた。SWVとそれ以外のデータはコンピュータと超音波診断装置の時刻を合わせることで同期した。

(2) 実験2. 能動的筋力発揮時における筋の硬さの測定

1) プロトコルと超音波剪断波エラストグラフィによるSWVの測定

実験1の終了後、第2章と同様の方法で膝伸展でのMVCトルクを測定した。対象者には、試行を行う前にウォーミングアップとしてMVCを含む等尺性の膝関節伸展トルク発揮を数回実施させた。ウォーミングアップの後、対象者は3秒間の等尺性膝伸展のMVCを2回-3回行った。1回目と2回目のトルクが10%以上異なる場合には3回目を実施した。2回のみの実施の場合はその平均を、3回目の試行を実施した場合には3回のうち値の近い2つのデータの平均値をその対象者のMVCトルクとして分析の対象とした。MVC試行に引き続き、対象者はMVCの50%の強度で7秒間の等尺性膝伸展運動を行った。SWVは2つの筋を対象に2回ずつ、順番はランダムに測定した。少なくとも1分間は試行間に休息を設けた (Otsuka et al., 2019)。超音波剪断波エラストグラフィの測定は、実験1と同様であった。

2) データ処理

エラストグラフィデータにおいて、ROIは各筋の厚さに応じて設定され、SWVの分析には超音波診断装置に内蔵されたソフトウェア（Q-Box）を用いて行った。SWVの機械的な遅れ (Sasaki et al., 2014) を考

慮して、それぞれの試行における5枚 (7秒間の測定のうち2秒目から6秒目) の平均値を算出し (Otsuka et al., 2019), 2回の測定の平均値をその筋の代表値として分析した。SWVとそれ以外のデータはコンピュータと超音波診断装置の時刻を合わせるにより同期した。

4-2-3. 統計

各測定項目の平均値とSDを算出した。身長、体重、年齢、years from PHV、MVCトルク、50% MVC試行における発揮トルク、SWVにおけるOSD群とCON群の差を比較するために対応のないt-testを用いて分析した。また、OSDの有無、関節角度の変化によってSWVの値に差があるかを検証するために、独立変数を群と関節角度、従属変数をSWVとする混合計画の2要因の分散分析を行った。主効果もしくは交互作用が有意であった場合には、Bonferroni法を用いて多重比較を行った。危険率 (p) は5%未満をもって有意とした。また、平均値の差の95% CIを示すとともに第2章と同様に効果量 (r) を求めた (Field, 2009)。また、2元配置分散分析における主効果と交互作用では効果量として $partial \eta^2$ を算出した。

SWVデータに超音波診断装置の不具合などで分析を行うことができないデータがあった。それゆえSWVのサンプル数は、実験1のRFはOSD群で27、CON群は25、実験1のVLはOSD群で28 (欠損なし)、CON群で25であった。実験2のRFはOSD群で26、CON群は26 (欠損なし) であった。実験2のVLに欠損はなかった。

験者内信頼性を評価するために、各測定項目においてCV、級内相関係数 (intraclass correlation coefficient, 以下「ICC」) ならびにそれぞれの95% CIを算出した。

4-3. 結果

年齢 ($p = 0.212, r = 0.22, 95\% \text{ CI } [-0.98, 0.23]$), 身長 ($p = 0.889, r = 0.02, 95\% \text{ CI } [-6.63, 5.77]$), 体重 ($p = 0.900, r = 0.02, 95\% \text{ CI } [-6.40, 7.25]$), years from PHV ($p = 0.292, r = 0.19, 95\% \text{ CI } [-0.99, 0.31]$) において群間

に有意な差は認められなかった (Table 3).

Table 4に各測定項目におけるCV, ICCならびにそれぞれの95% CIを示した. 収縮中のRF, VL, 非伸張条件 (0°) でのVLにおけるSWV以外の測定項目のICCは0.93から0.99であり, Landis and Koch (1977) の基準を参照すると“almost perfectly (0.81–1.00)”であった. 非伸張条件でのVL, 50% MVC中のRF, VLにおけるSWVのICCもそれぞれ, 0.80, 0.75, 0.76であり, “substantially (0.61–0.80)”であった.

Figure 18に両群の各関節角度におけるRFのSWVを示した. 2元配置分散分析の結果, 群 (F value = 5.82, $p = 0.020$, $partial \eta^2 = 0.104$) と関節角度 (F value = 476.10, $p < 0.001$, $partial \eta^2 = 0.905$) の主効果が認められ, 群×関節角度の有意な交互作用もまた認められた (F value = 3.88, $p = 0.045$, $partial \eta^2 = 0.072$). それぞれに対してBonferroni法の多重比較を行った結果, SWVは関節角度の増加とともに増加し (0°vs 45°; $r = 0.78$, 95% CI [-0.62, -0.35], 0°vs 90°; $r = 0.95$, 95% CI [-3.36, -2.70], 45°vs 90°; $r = 0.95$, 95% CI [-2.82, -2.27], $p < 0.001$), 45° ($p = 0.038$, $r = 0.29$, 95% CI [0.01, 0.48]), 90° ($p = 0.026$, $r = 0.31$, 95% CI [0.08, 1.18]) 条件におけるSWVはOSD群が有意に高値であったが, 0°条件において有意な差は見られなかった ($p = 0.469$, $r = 0.10$, 95% CI [-0.09, 0.20]).

Figure 19はOSD群とCON群の各関節角度におけるVLのSWVを示している. 2元配置分散分析の結果, 関節角度の主効果は有意であったが (F value = 493.83, $p < 0.001$, $partial \eta^2 = 0.906$), 群の主効果 (F value = 0.12, $p = 0.731$, $partial \eta^2 = 0.002$) と交互作用 (F value = 1.026, $p = 0.352$, $partial \eta^2 = 0.020$) は有意ではなかった. Bonferroni法の多重比較を行った結果, 関節角度の増加とともにSWVは有意に増加していた (0°vs 45°; $r = 0.70$, 95% CI [-0.31, -0.15], 0°vs 90°; $r = 0.96$, 95% CI [-1.30, -1.06], 45°vs 90°; $r = 0.96$, 95% CI [-1.04, -0.85], $p < 0.001$).

MVCトルクにおいて群間に有意な差は認められなかった ($p = 0.479$, $r = 0.10$, 95% CI [-29.53, 14.05]) (Figure 20). また, 収縮中のSWV (RF; $p = 0.540$, $r = 0.09$, 95% CI [-0.43, 0.80], VL; $p = 0.839$, $r = 0.03$, 95% CI [-0.60, 0.74]) も群間に有意な差はなかった (Figure 21). 同様に, 50% MVC中の膝伸展トルクにもOSD

群とCON群との間に有意な差は認められなかった (RF; $p = 0.972$, $r = 0.00$, 95% CI [-1.89, 1.82], VL; $p = 0.925$, $r = 0.01$, 95% CI [-1.84, 1.68]).

4.4. 議論

本章では、OSD罹患児における受動的伸張時および能動的筋力発揮時の筋の硬さを調査するために、それらをOSD罹患児と健常児で測定、比較した。その結果、得られた主知見を以下に示す。1) 受動的伸張時においてOSD罹患児のRFは健常児のそれと比較してSWVが有意に高値であるが、VLにおいてその差は検出されなかったこと、2) 能動的筋力発揮時のRFおよびVLのSWVは群間に有意な差が検出されなかったことである。

これまでの研究において、OSD罹患児の身体的特徴は多くの研究者によって調査されており、筋の柔軟性についての報告では、OSD罹患児は筋の柔軟性が低下していると一貫して述べられてきた (de Lucena et al., 2011, Nakase et al., 2015, Omodaka et al., 2019, Watanabe et al., 2018)。本章において、OSD罹患児のRFは受動的に伸張された状態では、CON群のそれと比較してSWVが有意に高値であり、これはOSD罹患児のRFが比較的硬いことを示している (Figure 18)。また、非伸張条件 (0°) では群間に有意な差がなかったことを合わせて考えると、第3章における筋の結果に加えて先行研究の報告 (de Lucena et al., 2011, Nakase et al., 2015, Omodaka et al., 2019, Watanabe et al., 2018) と一致する。加えて、実験的データでは無いものの、広瀬 (2006) がOSD罹患児にHBD検査を実施すると顕著な柔軟性の低下が認められない場合があるが、伏臥位で膝関節屈曲位を保持して股関節伸展動作を行うと障害部位に疼痛を訴える例が多く、それはOSDに対してRFの影響が強いことを示唆すると述べ、本章の結果はこの主張も支持する。de Lucena et al. (2011) は、Thomas testという関節可動域から筋の柔軟性を推測する方法を用いて、RFの柔軟性がOSDの罹患に関連すると主張した。この結果に関して、彼らは、RFの柔軟性の低下が動作時のモーメントアームやピークトルクに影響することでOSDの発症に関連すると議論している。しかし、RFの

力学的特性の変化がそれらのパラメータにどのように影響するかについては実験的なデータは見当たらない。OSDは成長中の脛骨粗面に繰り返し牽引力が加わることで部分的剥離や炎症が起こる疾患であり (Osgood, 1903), 脛骨粗面部に加わるストレスの程度はOSDの発症に関連すると考えられ, 比較的硬いRFは最終的に脛骨粗面部へのストレスを増加させることでOSDの発症に関連すると考えられる。本章においてVLのSWVにおいて群間で有意な差が見られなかった (Figure 19) ことも考慮すると, 脛骨粗面部へのストレスの程度に対する各筋の力学的特性の影響を明らかにすることでOSD発症のメカニズムの一部が解明される可能性がある。

本章において, 収縮時の筋のSWVにおいて群間に差は見られなかった (Figure 21)。本章では第3章の議論に基づき, 膝伸展筋群がより硬い特性を有している場合, ジャンプやランニングのようなSSC運動中の伸張性局面に腱が大きくひずみ, 最終的に脛骨粗面部へのストレスが増加すると考え, 収縮中に硬い筋はOSDの罹患に関連すると仮説を立てたが, それは支持されなかった。しかし, 本章の結果は収縮中の筋の硬さがOSDの罹患に関連しないという結論は導かない。本章で仮説が支持されなかったことには, 測定に用いた収縮様式が限定的であったことが関連している可能性がある。本章では, 超音波剪断波エラストグラフィの時間分解能 (最大で2Hz) を考慮して等尺性収縮中に筋の硬さを測定した。子どものSSC運動において, スプリントの接地時間が100ms程度 (加藤たち, 1999), ドロップジャンプ, カウンタームーブメントジャンプの伸張性局面がそれぞれ, 142ms程度 (Lazaridis et al., 2010), 466ms程度 (Lazaridis et al., 2013) ということを考えてみると, 現在の超音波剪断波エラストグラフィの時間分解能では, 伸張性局面中の筋の硬さを測定することは困難であり, その点は現在の超音波剪断波エラストグラフィの技術上の限界である。その他, 測定に用いた関節角度, 収縮強度が限定的であり, それらを組み合わせた様々な条件下での測定はOSD罹患と筋の硬さとの関連の詳細を提供することが期待される。

多くの先行研究で, OSD罹患児は筋の柔軟性が低下していると報告されてきた (de Lucena et al., 2011, Nakase et al., 2015, Omodaka et al., 2019, Watanabe et al., 2018)。それらは, 関節可動域を筋の柔軟性の指標

としていたが、本章では超音波剪断波エラストグラフィを用いて実際にOSDの罹患に筋の硬さが関連することを初めて証明した。そのため、これまで推奨されてきたようにストレッチングを通して筋の柔軟性を向上させることはOSDの予防や早期復帰に有用であると考えられる。先行研究では、OSD罹患児に対して、膝を屈曲させる大腿四頭筋のストレッチング (Antich et al., 1985) や、股関節を伸展させるRFのストレッチングが推奨されてきた (Antich et al., 1985, Jacob et al., 1981)。本章で、二関節筋であるRFの硬さはOSDの罹患に関連するが、単関節筋であるVLのそれはOSDの罹患に関連するとは言えないという結果になったことから、RFを効果的に伸張できるストレッチングがより有効である可能性がある。RFは膝関節の伸展と股関節の屈曲に寄与するため、膝関節を屈曲させることに加えてさらに、股関節を伸展する姿勢でのストレッチがOSDの予防や症状の改善に効果的であると考えられる。

4.5. まとめ

OSD罹患児と健常児との間でRFとVLにおいて受動的伸張条件ならびに能動的筋力発揮条件で超音波剪断波エラストグラフィを用いて測定されたSWVを比較した。その結果、受動的伸張条件のRFのSWVにおいてOSD群はCON群と比較して有意に高値を示した。非伸張条件での両筋ならびに受動的伸張条件でのVL、加えて、能動的筋力発揮条件での両筋のSWVには群間に有意な差が見られなかった。これらの結果は、受動的に伸張された状態で比較的硬い特性を示すRFがOSDの罹患に関連すること、非伸張条件でのRF、VL、受動的に伸張されたVLがOSDの関連因子であるとは言えないこと、さらに、筋力発揮条件ではRFとVLのどちらも、同様にOSDに関連するとは言えないことを示している。

Table 3. Age, years from PHV, and physical characteristics of included subjects

| | OSD | CON |
|------------------------|---------------|---------------|
| Age (years) | 13.51 (0.81) | 13.88 (0.88) |
| Height (cm) | 161.97 (9.16) | 162.40 (7.66) |
| Body mass (kg) | 52.28 (10.51) | 51.85 (7.52) |
| Years from PHV (years) | 0.07 (0.97) | 0.41 (0.78) |

OSD: Osgood-Schlatter disease group, CON: control group, PHV: peak height velocity

Table 4. Intra-investigator reliability of the parameters measured

| | | CV (%) | 95% CI lb | 95% CI ub | ICC | 95% CI lb | 95% CI ub |
|--------|-------------|--------|-----------|-----------|------|-----------|-----------|
| SWV | | | | | | | |
| RF | Passive 0° | 2.37 | 1.71 | 3.03 | 0.93 | 0.87 | 0.96 |
| | Passive 45° | 3.02 | 2.36 | 3.68 | 0.94 | 0.90 | 0.97 |
| | Passive 90° | 1.97 | 1.56 | 2.37 | 0.99 | 0.98 | 0.99 |
| | 50% MVC | 5.35 | 4.07 | 6.64 | 0.75 | 0.57 | 0.86 |
| VL | Passive 0° | 3.37 | 2.45 | 4.28 | 0.80 | 0.65 | 0.88 |
| | Passive 45° | 2.26 | 1.77 | 2.76 | 0.93 | 0.88 | 0.96 |
| | Passive 90° | 1.95 | 1.46 | 2.44 | 0.95 | 0.91 | 0.97 |
| | 50% MVC | 4.66 | 3.56 | 5.76 | 0.76 | 0.59 | 0.86 |
| Torque | | | | | | | |
| | MVC | 2.37 | 1.95 | 2.78 | 0.98 | 0.97 | 0.99 |
| | 50% MVC-RF | 1.55 | 1.16 | 1.94 | 0.99 | 0.99 | 1.00 |
| | 50% MVC-VL | 1.42 | 1.04 | 1.79 | 0.99 | 0.99 | 1.00 |

CV: coefficient of variation, CI: confidence interval, lb: lower bound, ub: upper bound, SWV: shear wave velocity,

RF: rectus femoris, VL: vastus lateralis, MVC: maximal voluntary contraction

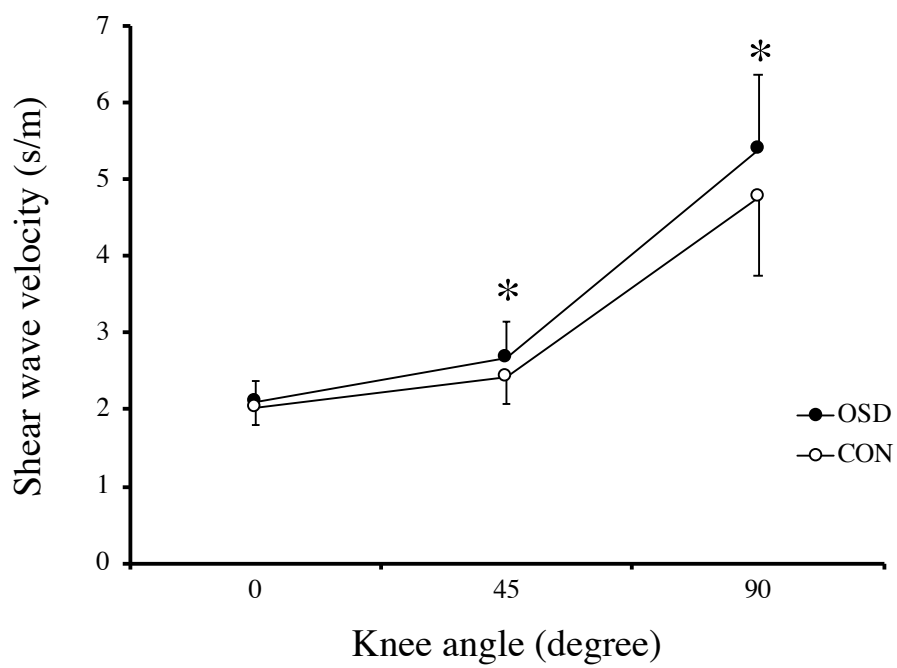


Figure 18.

Shear wave velocity of the rectus femoris during passive stretch in the tested groups

* $p < 0.05$

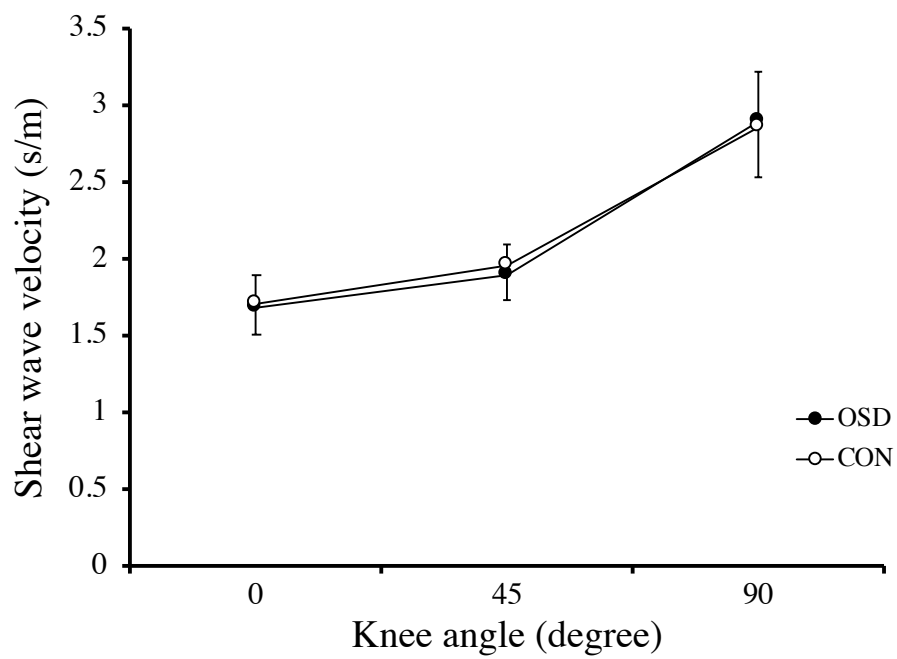


Figure 19.

Shear wave velocity of the vastus lateralis obtained during passive stretch in the tested groups

Maximal voluntary contraction torque (Nm)

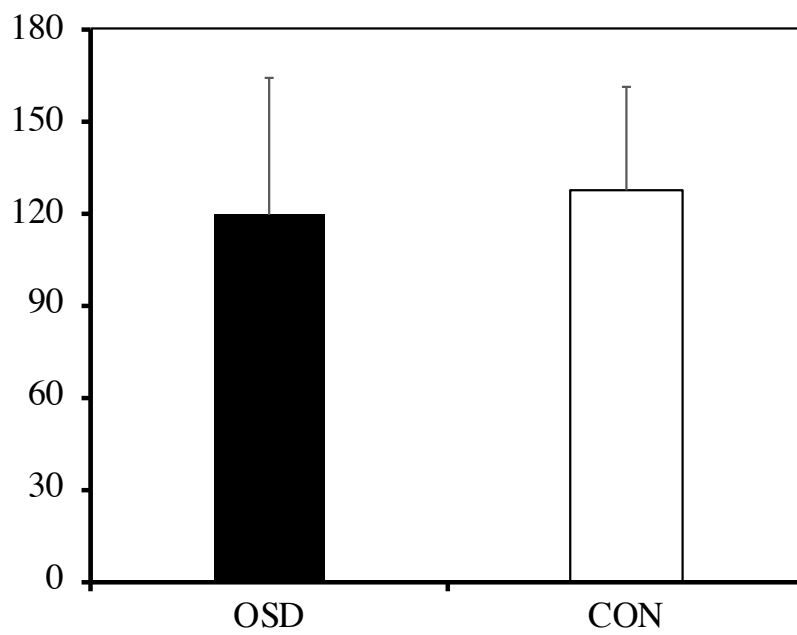
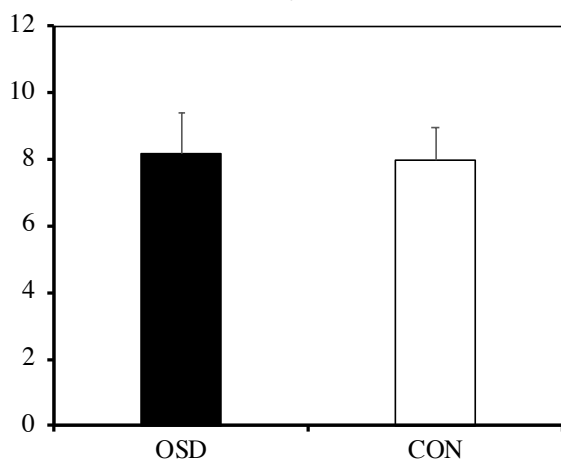


Figure 20.

Maximal voluntary contraction torque of the knee extensor muscle in the two groups

RF shear wave velocity (m/s)



VL shear wave velocity (m/s)

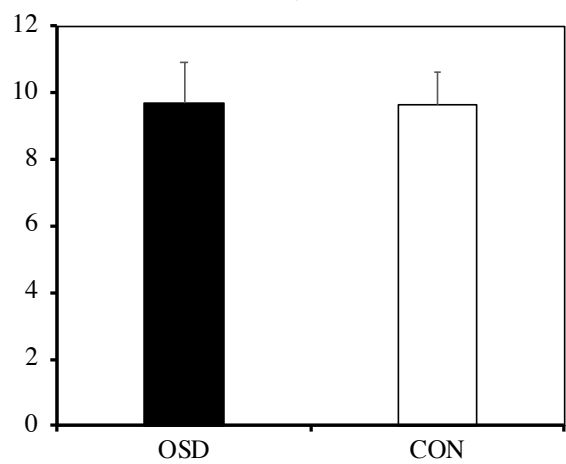


Figure 21.

Shear wave velocity of the rectus femoris (RF) and vastus lateralis (VL) during 50% MVC in the tested groups

【第5章 総括議論】

本学位論文は、OSD罹患児における筋腱複合体の特性を明らかにするために、筋腱複合体の形態的・力学的特性をOSD罹患児と健常児とで比較した。本論文は3つの研究課題から成り、以下にそれぞれの概要と主知見を示す。

1. Osgood-Schlatter病罹患児における筋の形態的特性および腱組織の力学的特性

等尺性収縮中に測定された膝伸展筋群腱組織の力学的特性において、OSD罹患児は健常児と比較して有意に硬く、伸展性の低い腱組織を有していた。一方で、筋と骨における長軸方向への成長の相違を示す指標として設定された大腿長に対する筋線維長の比は両群に有意な差は見られなかった。

2. Osgood-Schlatter病罹患児における筋および腱の力学的特性

膝関節最大伸展位において超音波ストレインエラストグラフィを用いて測定された膝蓋腱および大腿四頭筋各4筋の力学的特性において、OSD罹患児の膝蓋腱は健常児のそれと比較して有意に伸展性の低い特性を有していた。しかし、大腿四頭筋4筋の伸展性に群間に有意な差はなかった。

3. Osgood-Schlatter病罹患児における受動的伸張時および能動的筋力発揮時の筋の力学的特性

超音波剪断波エラストグラフィを用いて大腿直筋および外側広筋の硬さを受動的伸張時、非伸張時ならびに筋力発揮時で測定した。結果、非伸張時の両筋と受動的伸張時の外側広筋の硬さにはOSD罹患児と健常児とで有意な差が認められなかったが、受動的伸張条件における大腿直筋はOSD罹患児と健常児と比較して有意に硬かった。加えて、等尺性収縮中に測定された両筋の硬さには群間で有意な差が見られなかった。

以上の結果から、硬く伸展性の低い腱、腱組織がOSDの罹患に関連することが明らかとなった。筋に関しては、非伸張条件下ならびに能動的筋力発揮条件下では筋の硬さ、伸展性がOSDの罹患に関連するとは言えないこと、受動的伸張条件下では、大腿直筋の硬さがOSDの罹患と関連するが、外側広筋のそれは関連するとは言えないことが示された。加えて、筋と骨の長軸方向への成長の相異もOSDの罹患と関連するとは言えないことが明らかとなった。

以上の知見を踏まえて、本章では、OSD罹患児における筋腱複合体の特性、ならびに、本学位論文の限界と今後の展望について検討する。

5-1. OSD罹患児における筋腱複合体の特性

5-1-1. OSD罹患児における腱、腱組織の特性

これまでの主な研究では、身体的特徴に着目してOSDの危険因子、関連因子を特定する際に、筋の柔軟性は関節可動域を指標として評価していた。そのため、OSDの発症に低下した膝関節の可動域が関連することが明らかとなっていたが、関節の柔軟性に影響する筋や腱を含めた軟部組織の何が関連しているかを特定できていなかった。本論文では筋と腱に焦点を当て、より詳細なOSD罹患の関連因子を特定するために、近年、筋腱の力学的特性を個別に評価するために用いられている超音波Bモード法と筋力計を使用する方法、超音波エラストグラフィを用いてOSD罹患児の筋と腱の特性を明らかにすることを目的とした。第2章、第3章の結果、膝伸展筋群における腱組織のスティフネス、最大伸張量、最大ストレイン、膝蓋腱のstrain rateにはOSD罹患児と健常児との間で統計的に有意な差が見られ、OSD罹患児はスティフネスが高く、歪みにくい腱ならびに腱組織を有していることが明らかとなった。これまでも述べてきたように、OSDの発症には脛骨粗面部に加わるストレスの程度が関連すると考えられる。Lemos et al. (2008) は腱と腱膜のスティフネスが筋複合体の力—長さ関係へ与える影響についてコンピュータシミュ

レーションを行った。その研究では先行研究 (Lemos et al., 2004) によって示された腱と腱膜の力学的特性 (normal) を基準にそれよりも50%硬いモデル (stiff) と柔らかいモデル (compliant) の条件にて等尺性収縮中ならびに動的な収縮中において生産される力を計算した。加えて、使用されたモデルでの結果が実験的に得られた筋肉の形状での結果に当てはまるかどうかを示すために実際の筋肉 (ネコの腓腹筋内側頭) のモデルも用いられた。結果、Figure 22が示すようにnormal条件の力—長さ関係は実測されたネコ腓腹筋内側頭から得られたものと類似した。さらに、等尺性収縮条件においてシミュレートされた全ての筋腱複合体長においてnormal条件と比較した際にstiff条件で大きく、compliant条件では小さな力が発揮された (Figure 22)。さらに筋の収縮速度を-80 mm/sから120mm/sの範囲で変化させた動的収縮条件においても同様に、stiff条件はnormal条件と比較して大きく、compliant条件はnormal条件と比較して小さな力を生産した (Figure 23)。この研究が示すようにその他の条件が統制された場合、硬い腱組織は等尺性収縮においても、動的な収縮においても柔らかい腱組織と比較して大きな力を生産するため、膝伸展機構でも同様の事象が観測されると仮定すると、硬い腱組織は脛骨粗面部へ加わるストレスを増大させることによりOSDの発症に関わると考えた。

5-1-2. OSD罹患児における筋の特性

筋の柔軟性は多くの研究者がOSDの発症因子であると述べてきたが (de Lucena et al., 2011, Nakase et al., 2015, Omodaka et al., 2019, Watanabe et al., 2018), それは、関節可動域から推測したもので、著者の知識の範囲で筋の力学的特性を実測した研究者はいなかった。第3章、第4章の結果から、受動的に伸張された大腿直筋の剪断波速度においてOSD罹患児と健常児との間に統計的に有意な差が見られ、OSD罹患児は受動的に伸張された際、硬い大腿直筋を有していることが明らかとなった。一方で、非伸張条件での大腿四頭筋4筋のstrain rate, 大腿直筋と外側広筋の硬さ, 受動的伸張条件での外側広筋の硬さ, ならびに筋張力発揮条件での大腿直筋と外側広筋の硬さには群間で有意な差が見られなかった。現象としてはOSD

罹患児が硬い大腿直筋を有していることが確認でき、先行研究では推測にとどまっていたOSD罹患児の低下した筋の柔軟性を実測することができた。小学生サッカー選手を対象とした調査で、OSDの発症と大腿四頭筋の柔軟性低下との関連を示した塩田たち (2016) はそれらの関連について“サッカーでの競技動作の影響で柔軟性が低下した大腿四頭筋によって、成長期の脆弱な脛骨粗面に強大な牽引力が加わったと考えられる”と述べている。このように、筋の柔軟性の低下が脛骨粗面部へのストレスを増加させることによりOSDの発症要因になるとされているが、残念ながら、その主張を裏付ける実験データは見当たらない。第4章の結果から、筋、特に大腿直筋の力学的特性が脛骨粗面部のストレスの程度へ与える影響を解明することはOSD発症のメカニズムを明らかにし、予防や早期復帰に貢献するだろう。

5-2. 本論文の限界と今後の展望

本論文の全ての研究課題は横断的調査であった。横断的調査では、経時的な変化を考慮した因果関係に言及することはできないことに加えて、結果として示された値の違いは発症後の疼痛による影響であることを否定できない。今後は本論文で得られた結果がOSDの発症に関連するかを検証するために、縦断的調査が求められる。加えて本論文では、膝蓋腱、膝伸展筋群の腱組織が硬いことにより、伸張短縮サイクルのような短時間で爆発的な運動をする際に骨腱接合部 (脛骨粗面部) へのストレスが増大すると推測したが、実際にそのような現象が起こるかは定かではない。近年、3次元有限要素法を用いて筋、腱の挙動や最終的に発揮される張力をシミュレートする研究が行われている (Yamamura et al., 2014, Kinugasa et al., 2016)。それらの方法を用いて、膝蓋腱や膝伸展筋群の力学的特性が様々な条件下で最終的な発揮張力にどのような影響を与えるかを解明することで、OSDの発症と腱 (組織) の力学的特性の関係が明らかになると期待される。

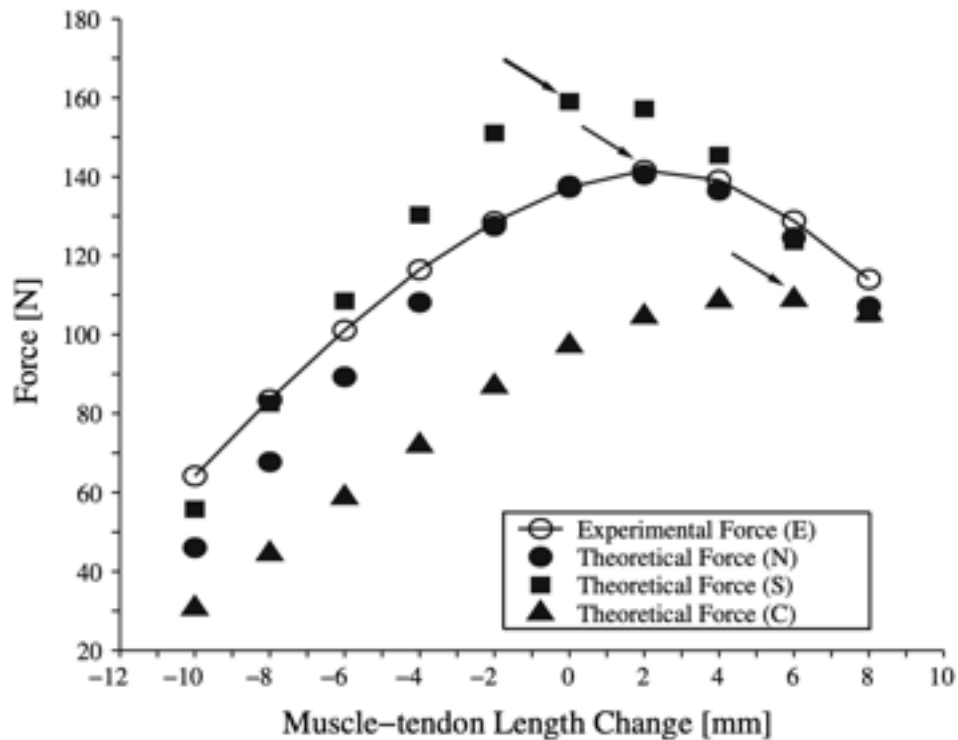


Figure 22.

Force-length relationship (active state) of the cat medial gastrocnemius muscle obtained experimentally (E) and theoretically using the muscle models with normal (N), stiff (S), and compliant (C) tendon-aponeurosis properties. Note the agreement of the experimental and theoretical force-length relationship with the model containing normal tendon-aponeurosis properties. Furthermore, note the shift of the force-length relationship to the right and the decrease in maximal isometric force in models with increasing tendon-aponeurosis compliance (arrows indicate the maximal isometric force for the muscle models) (Lemos et al., 2008)

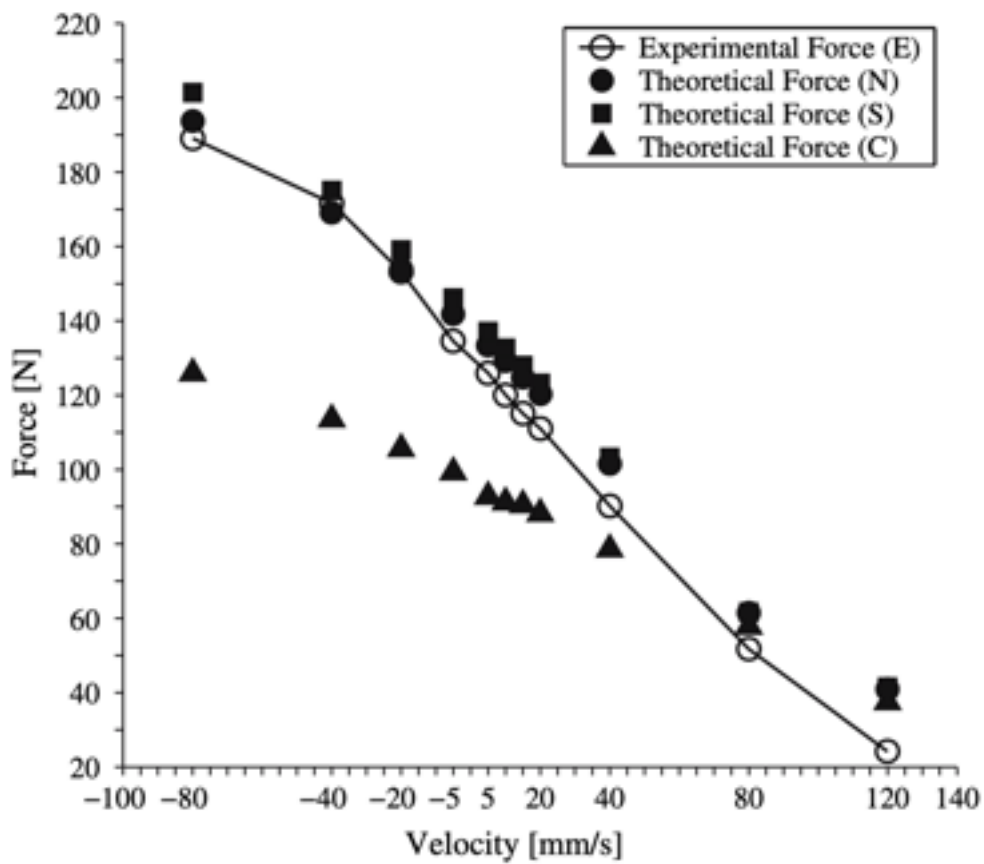


Figure 23.

Force–velocity relationship of the cat medial gastrocnemius muscle obtained experimentally (E) and theoretically using the muscle models with normal (N), stiff (S), and compliant (C) tendon-aponeurosis properties (Lemos et al., 2008)

文献

- Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, and Dyhre-Poulsen P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of applied physiology*, 93(4), 1318-1326.
- オルター MJ. (2010). 柔軟性の科学. 大修館書店.
- Andersen LL, and Aagaard P. (2006). Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *European journal of applied physiology*, 96(1), 46-52.
- Antich TJ, and Brewster CE. (1985). Osgood-Schlatter disease: Review of literature and physical therapy management. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 7(1), 5-10.
- Arampatzis A, Morey-Klapsing G, Karamanidis K, DeMonte G, Stafilidis S, and Brüggemann GP. (2005). Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. *Journal of biomechanics*, 38(4), 885-892.
- Asmussen E, and Heebøll-Nielsen KR. (1955). A dimensional analysis of physical performance and growth in boys. *Journal of applied physiology*, 7(6), 593-603.
- Blazevich AJ, Gill ND, and Zhou S. (2006). Intra-and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. *Journal of anatomy*, 209(3), 289-310.
- Bogin B. (1994). Adolescence in evolutionary perspective. *Acta Paediatrica*, 83(406), 29-35.
- Bojsen-Møller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, Kjaer M, and Aagaard P. (2005). Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *Journal of Applied Physiology*, 99(3), 986-994.
- Binazzi R, Felli L, Vaccari V, and Borelli P. (1993). Surgical treatment of unresolved Osgood-Schlatter lesion. *Clinical orthopaedics and related research*, (289), 202-204.
- Botanlioglu H, Kantarci F, Kaynak G, Unal Y, Ertan S, Aydingoz O, Erginer R, Unlu MC, Mihmanli I, and Babacan M. (2013). Shear wave elastography properties of vastus lateralis and vastus medialis obliquus muscles in normal subjects and female patients with patellofemoral pain syndrome. *Skeletal radiology*, 42(5), 659-666.
- Chino K, Akagi R, Dohi M, Fukashiro S, and Takahashi H. (2012). Reliability and validity of quantifying absolute muscle hardness using ultrasound elastography. *PLoS One*, 7(9), e45764.
- Chino K, and Takahashi H. (2016). Measurement of gastrocnemius muscle elasticity by shear wave elastography: association with passive ankle joint stiffness and sex differences. *European journal of applied physiology*, 116(4), 823-830.
- Circi E, Atalay Y, and Beyzadeoglu T. (2017). Treatment of Osgood-Schlatter disease: review of the

- literature. *Musculoskeletal surgery*, 101(3), 195-200.
- Cser I, and Lenart G. (1986). Surgical management of complaints due to independent bone fragments in Osgood-Schlatter disease (apophysitis of the tuberosity of the tibia). *Acta chirurgica Hungarica*, 27(3), 169-175.
- De Boer MD, Maganaris CN, Seynnes OR, Rennie MJ, Narici MV. (2007). Time course of muscular, neural and tendinous adaptations to 23 day unilateral lower-limb suspension in young men. *The Journal of physiology*, 583(3), 1079-1091.
- de Lucena GL, dos Santos Gomes C, and Guerra RO. (2011). Prevalence and associated factors of Osgood-Schlatter syndrome in a population-based sample of Brazilian adolescents. *The American journal of sports medicine*, 39(2), 415-420.
- Drakonaki EE, and Allen GM. (2010). Magnetic resonance imaging, ultrasound and real-time ultrasound elastography of the thigh muscles in congenital muscle dystrophy. *Skeletal radiology*, 39(4), 391-396.
- Drakonaki EE, Allen GM, and Wilson DJ. (2009). Real-time ultrasound elastography of the normal Achilles tendon: reproducibility and pattern description. *Clinical radiology*, 64(12), 1196-1202.
- Ducher G, Cook J, Spurrier D, Coombs P, Ptasznik R, Black J, and Bass S. (2010). Ultrasound imaging of the patellar tendon attachment to the tibia during puberty: a 12-month follow-up in tennis players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 20(1), e35-e40.
- Ehrenborg G and Lagergren C. (1961). Roentgenologic changes in the Osgood-Schlatter lesion. *Acta Chir. Scand*, 121, 315-327.
- e Lima KMM, Júnior JFSC, de Albuquerque Pereira WC, and de Oliveira LF. (2018). Assessment of the mechanical properties of the muscle-tendon unit by supersonic shear wave imaging elastography: a review. *Ultrasonography*, 37(1), 3-15.
- Field A. (2009). *Discovering Statistics Using SPSS*, Third Edition.
- Finni T, Ikegaw S, Lepola V, and Komi P. (2001). In vivo behavior of vastus lateralis muscle during dynamic performances. *European Journal of Sport Science*, 1(1), 1-13.
- Fouré A, Nordez A, and Cornu C. (2010). Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *Journal of Applied Physiology*, 109(3), 849-854.
- Freitas SR, Andrade RJ, Larcoupaille L, Mil-homens P, and Nordez A. (2015). Muscle and joint responses during and after static stretching performed at different intensities. *European journal of applied physiology*, 115(6), 1263-1272.
- Frisch A, Croisier JL, Urhausen A, Seil R, and Theisen D. (2009). Injuries, risk factors and prevention initiatives in youth sport. *British medical bulletin*, 92(1), 95-121.
- Fukashiro S, Kurokawa S, Hay DC, and Nagano A. (2005). Comparison of muscle-tendon interaction of human m. gastrocnemius between ankle-and drop-jumping. *International Journal of Sport and Health Science*,

3(Special_Issue_2005), 253-263.

- Fukashiro S, Rob M, Ichinose Y, Kawakami Y, Fukunaga T. (1995). Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 71(6), 555-557.
- Gholive PA, Scher DM, Khakharia S, Widmann RF, and Green DW. (2007). Osgood schlatter syndrome. *Current opinion in pediatrics*, 19(1), 44-50.
- Halvorson GA. (1989). Principles of rehabilitating sports injuries. *Scientific foundations of sports medicine*, 345-371.
- Hirano A, Fukubayashi T, Ishii T, and Ochiai N. (2002). Magnetic resonance imaging of Osgood-Schlatter disease: the course of the disease. *Skeletal radiology*, 31(6), 334-342.
- 広瀬統一. (2006). スポーツ選手の骨成長と膝痛. *臨床スポーツ医学= The journal of clinical sports medicine*, 23(9), 1005-1012.
- Holtermann A, Roeleveld K, Vereijken B, and Ettema G. (2007). The effect of rate of force development on maximal force production: acute and training-related aspects. *European journal of applied physiology*, 99(6), 605-613.
- 医学大辞典. (2006). *南山堂*, 2587-2588.
- 池田浩. (2006). Osgood-Schlatter 病の発症要因と予防, 保存的治療. *臨床スポーツ医学= The journal of clinical sports medicine*, 23(9), 1029-1034.
- Inami T, and Kawakami Y. (2016). Assessment of individual muscle hardness and stiffness using ultrasound elastography. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 5(4), 313-317.
- Ishikawa M, Finni T, and Komi PV. (2003). Behaviour of vastus lateralis muscle-tendon during high intensity SSC exercises in vivo. *Acta Physiologica Scandinavica*, 178(3), 205-213.
- Ishikawa M, and Komi PV. (2004). Effects of different dropping intensities on fascicle and tendinous tissue behavior during stretch-shortening cycle exercise. *Journal of Applied Physiology*, 96(3), 848-852.
- Ito M, Kawakami Y, Ichinose Y, Fukashiro S, Fukunaga T. (1998). Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *Journal of applied physiology*, 85(4), 1230-1235.
- Ito Y, Toriuchi N, Yoshitaka T, Ueno-Kudoh H, Sato T, Yokoyama S, Nishida K, Akimoto T, Takahashi M, Miyake S, and Asahara H. (2010). The Mohawk homeobox gene is a critical regulator of tendon differentiation. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 107(23), 10538-10542.
- Jakob RP, Von Gumpfenberg S, and Engelhardt P. (1981). Does Osgood--Schlatter disease influence the position of the patella?. *The Journal of bone and joint surgery, British volume*, 63(4), 579-582.
- Kaneuchi Y, Otsu K, Hakozaiki M, Sekiguchi M, Watanabe K, Igari T, and Konno S. (2018). Bony maturity of the tibial tuberosity with regard to age and sex and its relationship to pathogenesis of Osgood-Schlatter disease: an ultrasonographic study. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 6(1), 2325967117749184.

- Kato E, Kanehisa H, Fukunaga T, and Kawakami Y. (2010). Changes in ankle joint stiffness due to stretching: the role of tendon elongation of the gastrocnemius muscle. *European Journal of Sport Science*, 10(2), 111-119.
- 加藤謙一, 宮丸凱史, 松元剛, 秋間広. (1999). ジュニアスプリンターの疾走能力の発達に関する縦断的研究. *体育学研究*, 44(4), 360-371.
- Kawakami Y, Kanehisa H, and Fukunaga T. (2008). The relationship between passive ankle plantar flexion joint torque and gastrocnemius muscle and achilles tendon stiffness: implications for flexibility. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 38(5), 269-276.
- Kaya DO, Toprak U, Baltaci G, Yosmaoglu B, and Ozer H. (2013). Long-term functional and sonographic outcomes in Osgood–Schlatter disease. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21(5), 1131-1139.
- 古後晴基, 満丸望, 岸川由紀. (2018). 男子高校サッカー選手におけるオスグッド–シュラッター病発症後の調査. *理学療法科学*, 33(3), 467-472.
- Kinugasa R, Yamamura N, Sinha S, and Takagi S. (2016). Influence of intramuscular fiber orientation on the Achilles tendon curvature using three-dimensional finite element modeling of contracting skeletal muscle. *Journal of biomechanics*, 49(14), 3592-3595.
- Konrad A, Gad M, and Tilp M. (2015). Effect of PNF stretching training on the properties of human muscle and tendon structures. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 25(3), 346-355.
- Krause BL, Williams JP, and Catterall A. (1990). Natural history of Osgood-Schlatter disease. *Journal of pediatric orthopedics*, 10(1), 65-68.
- Krivickas LS. (1997). Anatomical factors associated with overuse sports injuries. *Sports medicine*, 24(2), 132-146.
- Kubo K, Akima H, Kouzaki M, Ito M, Kawakami Y, Kanehisa H, and Fukunaga T. (2000). Changes in the elastic properties of tendon structures following 20 days bed-rest in humans. *European journal of applied physiology*, 83(6), 463-468.
- Kubo K, Ikebukuro T, Yata H, Tomita M, and Okada M. (2011). Morphological and mechanical properties of muscle and tendon in highly trained sprinters. *Journal of applied biomechanics*, 27(4), 336-344.
- Kubo K, Kanehisa H, and Fukunaga T. (2001a). Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *The journal of physiology*, 536(2), 649-655.
- Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, and Fukunaga T. (2001b). Growth changes in the elastic properties of human tendon structures. *International Journal of Sports Medicine*, 22(2), 138-143.
- Kubo K, Kawakami Y, and Fukunaga T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of applied physiology*, 87(6), 2090-2096.
- Kubo K, Kanehisa H, and Fukunaga T. (2002). Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of applied physiology*, 92(2), 595-601.

- Kubo K, Kanehisa H, and Fukunaga T. (2005). Comparison of elasticity of human tendon and aponeurosis in knee extensors and ankle plantar flexors in vivo. *Journal of applied biomechanics*, 21(2), 129-142.
- Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Tsunoda N, Kanehisa H, and Fukunaga T. (2007). Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. *European journal of applied physiology*, 99(3), 235-243.
- Kubo K, Teshima T, Hirose N, and Tsunoda N. (2014a). Growth changes in morphological and mechanical properties of human patellar tendon in vivo. *Journal of applied biomechanics*, 30(3), 415-422.
- Kubo K, Teshima T, Ikebukuro T, Hirose N, and Tsunoda N. (2014b). Tendon properties and muscle architecture for knee extensors and plantar flexors in boys and men. *Clinical Biomechanics*, 29(5), 506-511.
- Kujala UM, Kvist M, and Heinonen O. (1985). Osgood-Schlatter's disease in adolescent athletes: retrospective study of incidence and duration. *The American journal of sports medicine*, 13(4), 236-241.
- Kurokawa S, Fukunaga T, Nagano A, and Fukashiro S. (2003). Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 95(6), 2306-2314.
- Lacourpaille L, Hug F, and Nordez A. (2013). Influence of passive muscle tension on electromechanical delay in humans. *PloS one*, 8(1), e53159.
- Lancourt JE, and Cristini JA. (1975). Patella alta and patella infera. Their etiological role in patellar dislocation, chondromalacia, and apophysitis of the tibial tubercle. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 57(8), 1112-1115.
- Landis JR, and Koch GG. (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *biometrics*, 159-174.
- Lazaridis S, Bassa E, Patikas D, Giakas G, Gollhofer A, and Kotzamanidis C. (2010). Neuromuscular differences between prepubescent boys and adult men during drop jump. *European journal of applied physiology*, 110(1), 67-74.
- Lazaridis SN, Bassa EI, Patikas D, Hatzikotoulas K, Lazaridis FK, and Kotzamanidis CM. (2013). Biomechanical comparison in different jumping tasks between untrained boys and men. *Pediatric Exercise Science*, 25(1), 101-113.
- Lemos RR, Epstein M, Herzog W. (2008). Modeling of skeletal muscle: the influence of tendon and aponeuroses compliance on the force-length relationship. *Medical & biological engineering & computing*, 46(1), 23-32.
- Lemos RR, Epstein M, Herzog W, Wyvill B. (2004). A framework for structured modeling of skeletal muscle. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 7(6), 305-317.
- Maganaris CN, and Paul JP. (1999). In vivo human tendon mechanical properties. *The Journal of physiology*, 521(1), 307-313.
- Magnusson SP, Aagaard P, Rosager S, Dyhre-Poulsen P, and Kjaer M. (2001). Load-displacement properties of the

- human triceps surae aponeurosis in vivo. *The Journal of physiology*, 531(1), 277-288.
- Mahieu NN, McNair P, De Muynck M, Stevens V, Blanckaert I, Smits N, and Witvrouw E. (2007). Effect of static and ballistic stretching on the muscle-tendon tissue properties. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(3), 494-501.
- Miller MD, and Thompson SR. (2014). DeLee & Drez's Orthopaedic Sports Medicine E-Book: Expert Consult-Online and Print, 2-Volume Set. *Elsevier Health Sciences*.
- Mital MA, Matza RA, and Cohen J. (1980). The so-called unresolved Osgood-Schlatter lesion: a concept based on fifteen surgically treated lesions. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 62(5), 732-739.
- Mirwald RL, Baxter-Jones AD, Bailey DA, and Beunen GP. (2002). An assessment of maturity from anthropometric measurements. *Medicine & science in sports & exercise*, 34(4), 689-694.
- Miyamoto N, Hirata K, Miyamoto-Mikami E, Yasuda O, and Kanehisa H. (2018). Associations of passive muscle stiffness, muscle stretch tolerance, and muscle slack angle with range of motion: individual and sex differences. *Scientific reports*, 8(1), 8274.
- Miyamoto N, Hirata K, Inoue K, and Hashimoto T. (2019). Muscle Stiffness of the Vastus Lateralis in Sprinters and Long-Distance Runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 51(10), 2080-2087.
- 水本篤, 竹内理. (2008). 研究論文における効果量の報告のために: 基本的概念と注意点. *英語教育研究*, 31, 57-66.
- 水本篤, 竹内理. (2010). 効果量と検定力分析入門-統計的検定を正しく使うために-, *外国語教育メディア学会関西支部メソドロジー研究部会報告論集*, 47-73.
- Mogi Y, Torii S, Kawakami Y, and Yanai T. (2018). A cross-sectional study on the mechanical properties of the Achilles tendon with growth. *European journal of applied physiology*, 118(1), 185-194.
- Morrissey D, Roskilly A, Twycross-Lewis R, Isinkaye T, Screen H, Woledge R, Bader D. (2011). The effect of eccentric and concentric calf muscle training on Achilles tendon stiffness. *Clinical rehabilitation*, 25(3), 238-247.
- Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN, and Jones DA. (2008). The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *The journal of physiology*, 586(1), 97-106.
- Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, Ichihashi N. (2012). Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo. *European journal of applied physiology*, 112(7), 2749-2755.
- Nakase J, Goshima K, Numata H, Oshima T, Takata Y, and Tsuchiya H. (2015). Precise risk factors for Osgood-Schlatter disease. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 135(9), 1277-1281.

- Narici MV, Landoni L, and Minetti AE. (1992). Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 65(5), 438-444.
- 西川志津, 山口睦弘, 皆川洋至. (2010). オスグッド病の超音波検診. *超音波検査技術*, 35(3), 285-289.
- Ogden JA, and Southwick WO. (1976). Osgood-Schlatter's disease and tibial tuberosity development. *Clinical orthopaedics and related research*, 116, 180-189.
- Omodaka T, Ohsawa T, Tajika T, Shiozawa H, Hashimoto S, Ohmae H, Shirata H, Ichinose T, Sasaki T, Hamano N, Takagishi K, and Chikuda H. (2019). Relationship Between Lower Limb Tightness and Practice Time Among Adolescent Baseball Players With Symptomatic Osgood-Schlatter Disease. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 7(5), 2325967119847978.
- O'Brien TD, Reeves ND, Baltzopoulos V, Jones DA, and Maganaris CN. (2010a). Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. *Journal of biomechanics*, 43(6), 1190-1195.
- O'Brien TD, Reeves ND, Baltzopoulos V, Jones DA, and Maganaris CN. (2010b). Muscle–tendon structure and dimensions in adults and children. *Journal of anatomy*, 216(5), 631-642.
- Osgood RB. (1903). Lesions of the tibial tubercle occurring during adolescence. *The Boston Medical and Surgical Journal*, 148(5), 114-117.
- Otsuka S, Shan X, and Kawakami Y. (2019). Dependence of muscle and deep fascia stiffness on the contraction levels of the quadriceps: An in vivo supersonic shear-imaging study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 45, 33-40.
- Prado-Costa R, Rebelo J, Monteiro-Barroso J, and Preto AS. (2018). Ultrasound elastography: compression elastography and shear-wave elastography in the assessment of tendon injury. *Insights into imaging*, 9(5), 791-814.
- Reeves ND, Maganaris CN, Ferretti G, and Narici MV. (2005). Influence of 90-day simulated microgravity on human tendon mechanical properties and the effect of resistive countermeasures. *Journal of Applied Physiology*, 98(6), 2278-2286.
- Reeves ND, Maganaris CN, and Narici MV. (2003). Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *The Journal of physiology*, 548(3), 971-981.
- Ross MD, and Villard D. (2003). Disability levels of college-aged men with a history of Osgood-Schlatter disease. *Journal of strength and conditioning research*, 17(4), 659-663.
- Rostron PK, and Calver RF. (1979). Subcutaneous atrophy following methylprednisolone injection in Osgood-Schlatter epiphysitis. *J Bone Joint Surg Am*, 61(4), 627-628.
- Sailly M, Whiteley R, and Johnson A. (2013). Doppler ultrasound and tibial tuberosity maturation status predicts pain in adolescent male athletes with Osgood-Schlatter's disease: a case series with comparison group

- and clinical interpretation. *British Journal of Sports Medicine*, 47(2), 93-97.
- Šarčević Z. (2008). Limited ankle dorsiflexion: a predisposing factor to Morbus Osgood Schlatter?. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 16(8), 726-728.
- Sasaki K, Toyama S, and Ishii N. (2014). Length-force characteristics of in vivo human muscle reflected by supersonic shear imaging. *Journal of Applied Physiology*, 117(2), 153-162.
- Schlatter C. (1903). Verletzungen des Schnabel-formigen Fortsatzes der aberen Tibiaepiphyse. *Beitrage zur Klinischen Chirurgie*, 38, 874-887.
- Sigrist RMS, Liao J, Kaffas AEI, Chammas MC, and Willmann JK. (2017). Ultrasound elastography: review of techniques and clinical applications. *Theranostics*, 7(5), 1303-1329.
- 塩田真史, 加賀谷善教, 玉置龍也, 持田尚, 鈴木仁人, 関屋昇, 赤池敦, 清水邦明, 青木治人. (2016). 小学生サッカー選手における Osgood-Schlatter 病発症の身体的要因に関する研究. *体力科学*, 65(1), 205-212.
- 鈴木英一, 齋藤知行, 森下信. (2006). Osgood-Schlatter 病の成因と治療・予防: 身体特性と成長過程の観点から. *臨床スポーツ医学= The journal of clinical sports medicine*, 23(9), 1035-1043.
- Stenroth L, Peltonen J, Cronin NJ, Sipilä S, and Finni T. (2012). Age-related differences in Achilles tendon properties and triceps surae muscle architecture in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 113(10), 1537-1544.
- 戸島美智生, 鳥居俊. (2011). Osgood-Schlatter 病発症に下肢の骨長増加量が関係する. *発育発達研究*, 50, 1-7.
- Turner MS, and Smillie IS. (1981). The effect of tibial torsion of the pathology of the knee. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 63(3), 396-398.
- Vaishya R, Azizi AT, Agarwal AK, and Vijay V. (2016). Apophysitis of the tibial tuberosity (Osgood-Schlatter Disease): a review. *Cureus*, 8(9), e780.
- Visser JJ, Hoogkamer JE, Bobbert MF, and Huijing PA. (1990). Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 61(5), 453-460.
- Vreju F, Ciurea P, and Rosu A. (2010). Osgood-Schlatter disease-ultrasonographic diagnostic. *Medical ultrasonography*, 12(4), 336-339.
- Ward SR, and Lieber RL. (2005). Density and hydration of fresh and fixed human skeletal muscle. *Journal of biomechanics*, 38(11), 2317-2320.
- Watanabe H, Fujii M, Yoshimoto M, Abe H, Toda N, Higashiyama R, and Takahira N. (2018). Pathogenic Factors Associated With Osgood-Schlatter Disease in Adolescent Male Soccer Players: A Prospective Cohort Study. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 6(8), 2325967118792192.
- Waugh CM, Blazeovich AJ, Fath F, and Korff T. (2012). Age-related changes in mechanical properties of the Achilles

tendon. *Journal of anatomy*, 220(2), 144-155.

- Waugh CM, Korff T, Fath F, and Blazeovich AJ. (2014). Effects of resistance training on tendon mechanical properties and rapid force production in prepubertal children. *Journal of Applied Physiology*, 117(3), 257-266.
- Willner P. (1969). Osgood-Schlatter's Disease: Etiology and Treatment. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 62, 178-179.
- 山川誠. (2016). 超音波エラストグラフィの原理. *バイオメカニズム学会誌*, 40(2), 73-78.
- Yamamura N, Alves JL, Oda T, Kinugasa R, and Takagi S. (2014). Effect of tendon stiffness on the generated force at the Achilles tendon-3D finite element simulation of a human triceps surae muscle during isometric contraction. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 9(3), 13-00294.
- Yanagisawa O, Niitsu M, Kurihara T, and Fukubayashi T. (2011). Evaluation of human muscle hardness after dynamic exercise with ultrasound real-time tissue elastography: a feasibility study. *Clinical radiology*, 66(9), 815-819.
- Yanagisawa S, Osawa T, Saito K, Kobayashi T, Tajika T, Yamamoto A, Lizuka H, Takagishi K. (2014). Assessment of Osgood-Schlatter disease and the skeletal maturation of the distal attachment of the patellar tendon in preadolescent males. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 2(7), 2325967114542084.
- Yanagisawa O, Sakuma J, Kawakami Y, Suzuki K, and Fukubayashi T. (2015). Effect of exercise-induced muscle damage on muscle hardness evaluated by ultrasound real-time tissue elastography. *Springerplus*, 4(1), 308.

謝辞

本研究は、岡山大学教育学部 加賀勝教授の指導の元に行われたものであり、このように博士論文としてまとめることができたのも、ひとえに加賀勝教授のご指導のおかげです。加賀勝教授には修士課程と博士課程でお世話になりました。加賀勝教授と2人で研究室にいた際に「えのもっちゃん、博士課程（後期）に進学せえへんか？最近楽しそうに研究やっているし、えのもっちゃんならやっていけると思うんやけどなあ。」と研究への道へと誘っていただいていたなければ、こうして楽しく研究を行う私はいませんでした。また、加賀勝教授とは食事の場をご一緒させていただくことも多く、とても楽しく、有意義な時間を過ごさせていただきました。研究室および食事の場での公私におけるサポートのおかげで今の自分がいます。改めて、加賀勝教授の長きに亘るご指導に心から感謝申し上げます。

兵庫教育大学 小田俊明准教授、岡山大学 津島愛子講師には、研究の計画やその実行、論文の執筆にあたり、多大なるご指導を賜りました。多くの時間を割いて下さり本当にありがとうございました。

岡山大学 鈴木久雄教授、足立稔教授、酒向治子准教授、高岡敦史准教授、原祐一講師、鳴門教育大学 副学長 田中弘之教授には、折には触れて多くの貴重なアドバイスや励ましのお言葉をいただきました。この場を借りて謝意を表します。

貴重な時間を割いて研究に参加、協力して下さった対象者の皆様並びにその保護者の皆様、対象者の皆様が所属するチームのスタッフの方々に感謝申し上げます。また、加賀研究室をはじめとする岡山大学の学部生、院生の方々には本当に多くの時間を割いていただき、研究をサポートしていただきました。ありがとうございました。

最後になりましたが、「やりたいことがあるなら突き抜ける」と博士課程への進学を後押ししてくれた父、私の悩み事を自分のことのように考え、一緒に悩んでくれた母のサポートに、心からの感謝の意を表して謝辞といたします。