

博 士 論 文

(2020 年 7 月 17 日 提出)

論文題目 健常女性における歩行中の前額面の
動的股関節スティフネスを産生するメカニズムの解明

指 導 教 員 木藤 伸宏 ⑩

補 助 教 員 山岡 薫 ⑩

大学院
医療・福祉科学研究科 医療工学専攻

申 請 者 氏 名 高野 翔吾 ⑩

広島国際大学大学院

目次

第1章：序章

1.1：研究の背景	3
1.2：前額面の動的股関節スティフネスの評価と股関節運動との関係	3
1.3：前額面の動的股関節スティフネスに影響する要因	4
1.4：本研究の目的	6
1.5：本論文の構成	6
1.6：倫理的側面	6

第2章：健常若年者における歩行中の前額面の動的股関節スティフネスと

前額面・水平面の股関節運動との関係：男女差について

2.1：研究目的	7
2.2：方法	7
2.2.1：対象	7
2.2.2：等尺性股関節外転筋力の計測	7
2.2.3：歩行評価	9
2.2.4：データ解析	13
2.2.5：統計解析	17
2.3：結果	18
2.3.1：被験者の人口統計学的特性と歩行時空間パラメータの比較	18
2.3.2：歩行中の股関節運動学と前額面の動的股関節スティフネスの男女間の比較	20
2.3.3：歩行中の前額面の動的股関節スティフネスと前額面・水平面の股関節運動の関係	22
2.4：考察	24
2.5：第2章のまとめ	26

第3章：健常女性における歩行中の前額面の動的股関節スティフネスと

股関節周囲の筋活動との関係

3.1：研究目的	27
3.2：方法	27
3.2.1：対象	27
3.2.2：解剖学的評価	27
3.2.3：歩行評価	29
3.2.4：筋電図評価	30
3.2.5：統計解析	32
3.3：結果	33
3.3.1：被験者の人口統計学的特性	33

3.3.2 : 歩行中の前額面の動的股関節スティフネスと股関節周囲の筋活動電位量, 歩行時空間的変数, 形態学的変数との関係	36
3.4 : 考察	39
3.5 : 第3章のまとめ	40
第4章 : 総括	41
4.1 : 本研究のまとめ	41
4.2 : 本研究の限界	42
4.3 : 今後の展望と臨床提言	43
参考文献	44

第1章：序章

1.1：研究の背景

下肢の疼痛症候群を有する状態は、人々の生活、余暇、スポーツ活動を制限し、生活の質にまで影響を及ぼす。下肢の疼痛症候群の中でも膝蓋大腿関節痛の発生率は高く、全ての膝関節損傷の25-40%を占める^{1,2}。また若年女性に発症しやすく、発生率は男性よりも2.2倍高く、慢性化しやすい³。それゆえに、膝蓋大腿関節痛に対する予防、および有効な治療方法を確立することは極めて重要な課題であり、多くの研究者の興味の対象となってきた。

膝蓋大腿関節痛の発生や進行には、いくつかの要因が複雑に関与する。特に、膝蓋大腿関節に加わるメカニカルストレスの増加は、膝蓋大腿関節痛の発症に関係する重要な要因である^{4,6}。膝蓋大腿関節に加わるメカニカルストレスは、時間をかけて蓄積した結果、組織の微細な損傷をまねき、最終的には疼痛や組織損傷につながる可能性がある⁷⁻¹⁰。

膝蓋大腿関節痛の発生率に性差が生じる決定的な理由についてはわかっていないが、機能的活動中の男女間の下肢運動パターンの違いは、膝蓋大腿関節痛の発生率の性差に関係している可能性がある¹¹。解剖学的に膝関節は股関節と足関節の間に位置した関節であり、隣接する関節からの影響を受けやすい。膝蓋大腿関節へ生じるメカニカルストレスをコントロールする上で Powers は、バイオメカニクスの観点から股関節による運動制御が重要であると主張した⁶。先行研究は股関節の運動に着目し、膝蓋大腿関節へ生じるメカニカルストレスの影響について調査された⁷⁻⁹。Liao ら⁷は、有限要素モデルを使用して大腿骨の前額面および水平面の動きを増加させると、膝蓋骨へ加わるメカニカルストレスが増加したと報告した。また、大腿骨のわずか^{5°}の内旋が膝蓋骨へのメカニカルストレスを増加させたと報告した⁸。過度に増加した股関節内転と内旋運動は、膝蓋大腿関節痛を有する患者の運動学的特徴として認識されている^{12,13}。健常若年者において、歩行、ランニング、そして単脚スクワットなどの機能的活動中に女性は男性よりも股関節の内転、内旋運動が大きくおこることが報告された¹⁴⁻¹⁷。これらのことから、過度な股関節運動が膝蓋大腿関節のメカニカルストレス増加をもたらすことを考えると⁶、機能的活動中の前額面と水平面における男女間の股関節運動の大きさの違いは、膝蓋大腿関節痛発生率の性差に関係する可能性が高いことが推測できる。

中殿筋や大殿筋は、前額面と水平面の股関節の安定性に関与する筋である¹⁸。そのため、過去の研究では股関節周囲筋力と機能的活動中の下肢関節運動との関係に焦点が当てられてきた^{12,19-21}。しかし、股関節筋力と機能的活動中の股関節運動との関係については一致した見解が得られていない^{19,20}。さらに、いくつかの研究では、股関節筋力増強は機能的活動中の股関節運動学を変化させないと報告した^{12,21}。つまり、機能的活動中の股関節運動の修正には最大筋力だけではなく、運動制御の側面も考慮する必要がある。

1.2：前額面の動的股関節スティフネスの評価と股関節運動との関係

バイオメカニクスおよび運動制御の観点から、関節スティフネスは関節の安定性や運動タスクに応じた関節の硬さの調整について調べるのに非常に有用である²²⁻²⁶。関節スティフネスとは、関節が外力によって動かされた時に現れる機械的特性と定義される^{23,27}。

この機械的特性は、自動的な要素と受動的な要素の両方によって影響を受ける^{22,23}。自動的な要素とは、中枢神経系の制御下にある筋の働きによるものである²⁷。受動的な要素には、筋の収縮を除く、骨や靭帯、筋、腱、関節包、軟骨など関節内外にあるすべての構造物の粘弾的特性が含まれる^{22,27}。つまり、関節スティフネスは筋の収縮による自動的な要素と関節を取り巻く組織が有する受動的な要素によって生じる関節の硬さと表すことができ、要求される運動タスクに応じて、この関節の硬さや柔らかさを調整している。

生体において運動タスク中の関節スティフネスを実際に計測することは、困難を極める。そこで、バイオメカニクスの分野において、三次元動作解析機器および床反力計を用いて簡易的に関節スティフネスを定量化する方法が紹介された。これは動的関節スティフネスと呼ばれ、関節モーメントと関節角度の関係の傾きによって表すことができる^{22,23}。動的関節スティフネスに関する研究は、歩行、ランニング、ホッピング、そして降段動作のような機能的活動中の矢状面の股関節、膝関節、足関節で広範に行われ、その役割や動作中の関節運動制御に対するメカニズムが報告されている^{22,24-26,28,29-32}。身体に加えられる力が大きくなると、制御された動きを生み出すために、より大きな動的関節スティフネスが必要になる²³。関節の安定性を得るためには、ある程度の動的関節スティフネスが必要とされるが、Granataら³³は、歩行中の動的関節スティフネスが低いと関節の安定性が低下し、過度な関節運動を引き起こす可能性があるとして示唆している。

機能的活動中の股関節の動的関節スティフネスを評価することは、不良な股関節運動を修正するための洞察が得られる可能性がある。歩行において、中殿筋や大殿筋などの股関節筋は、大腿骨に対して前額面上での骨盤の位置と動きを制御する¹⁸。歩行立脚相の荷重応答期に発生する外力に対して、股関節の粘弾的特性や大殿筋や中殿筋などの股関節周囲の筋活動を通じて関節スティフネスの大きさを調整する^{6,23,34}。この時に調整された前額面の動的股関節スティフネスが不十分である場合、結果として過度な股関節運動を引き起こす可能性がある。中殿筋や大殿筋が機能的活動中の股関節内転や内旋運動を制御することを考えると⁶、前額面の動的股関節スティフネスの評価は、前額面と水平面における不良な関節運動制御を反映している可能性がある。先行研究によると、女性は男性と比較して筋による硬さを産生する能力が低い^{35,36}。しかしながら、渉猟する範囲において、歩行中の前額面の動的股関節スティフネスを定量化し、男女間で異なるかどうか検討されていない。また、歩行中の前額面の動的股関節スティフネスと膝蓋大腿関節痛に関連する前額面・水平面の股関節運動との関係性が男女間で異なるか否かも報告されていない。

1.3 : 前額面の動的股関節スティフネスに影響する要因

この機能的活動中の過度な股関節内転と内旋運動の増加は、女性において罹患率が高い膝蓋大腿関節痛を有する患者の運動学的な特徴として認識されている¹³。先行研究では大腿骨の内転と内旋の増加は、膝蓋軟骨ストレスを増加させたと報告されており、膝蓋大腿関節痛の発症や進行に関わると指摘されている^{4,6,7}。そのため、若年女性において、機能的活動中の過度な股関節内転と内旋運動を防ぐことは重要である。前額面の動的股関節スティフネスの評価は、この股関節運動を修正するための知見が得られる可能性があるが、前額面の動的股関節スティフネスに影響する要因は明確になっていない。

動的関節スティフネスを構成する要素には、筋活動による自動的要素と関節を構成する組織の粘弾的特性による受動的要素が含まれ、これらは相互に補完し合う関係にある^{22,23,27}。受動的な要素は、可能な限り少ない筋活動で動作中の関節の運動に抵抗するために必要であるが、動的関節スティフネスを高めるためには自動的な要素である筋の収縮が必要とされる²³。中殿筋や大殿筋は歩行立脚相における荷重応答期に遠心性に作用し、前額面上で大腿骨に対する骨盤の位置や動きを制御する^{6,18}。先行研究では股関節周囲筋の筋活動と下肢運動学との関係性を示しており、大殿筋や中殿筋の筋活動量の減少は股関節内転運動や対側への骨盤下制の大きさと関連する^{37,38}。大殿筋や中殿筋を含む股関節周囲筋が前額面上の股関節運動を制御していることを考えると¹⁸、これらの筋活動の減少は、歩行中の前額面の股関節スティフネスの低さと関連する可能性がある。しかし、その関係性は不明である。

骨盤や大腿骨の解剖学的構造は、下肢アライメントの変化によって下肢の運動学に影響を与えると示唆されている^{20,39}。一般的に、女性は男性よりも骨盤幅が広く、さらに骨盤幅と大腿長の比率が大きい^{39,40}。この場合、通常の歩隔を維持するには大腿骨をより斜めの位置に配置する必要があるため、理論的にはより股関節を内転させる。動的関節スティフネスは動作中の関節角度の変化と関節モーメントの変化の関係から算出されるため、骨盤幅と大腿長の比率のような解剖学的特徴は歩行中の前額面の動的股関節スティフネスに影響を与える可能性がある。

女性における歩行中の前額面の動的股関節スティフネスに影響する要因を明確にすることによって、前額面の動的股関節スティフネスの大きさを調整するための知見が得られる可能性がある。これらが明らかになることによって、女性において罹患率が高い膝蓋大腿関節痛に関連する股関節運動制御に着目した評価や治療介入立案につながる知見が得られる可能性がある。

1.4 : 本研究の目的

本研究の目的は、以下の2つを明らかにすることであった。

- 1) 歩行中の前額面の動的股関節スティフネスを定量化し、男女間の違いを調べ、前額面の動的股関節スティフネスと股関節内転運動、内旋運動の関係を調べること
- 2) 健常若年女性において歩行立脚相における荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスに影響を与える要因を検討すること

1.5 : 本論文の構成

第1章では、本研究の背景、前額面の動的股関節スティフネスの役割、それが股関節運動に及ぼす影響と本研究の位置づけ、目的を述べた。第2章では、歩行中の前額面の動的股関節スティフネスを定量化し、男女間の違いを調べ、股関節内転運動、内旋運動の関係性について検討した。第3章では、健常若年女性における荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスに影響を与える要因を検討した。第4章では、総括として本論文のまとめ、研究の限界、今後の展望と臨床提言について述べた。

1.6 : 倫理的側面

研究に先立ち、本研究は、広島国際大学の人を対象とする医学系研究倫理委員会の審査を受け、承認を得た(承認番号 : C17-009, C18-019)。全ての被験者に研究の目的と趣旨を十分に説明し、文書による同意を得た上で計測を行った。

第2章：健常若年者における歩行中の前額面の動的股関節スティフネスと前額面・水平面の股関節運動との関係：男女差について

2.1：研究目的

本章の主な目的は、歩行中の前額面の動的股関節スティフネスを定量化し、男女間の違いを調べることであった。2つ目の目的は、歩行中の前額面の動的股関節スティフネスと股関節内転運動、内旋運動の関係性を調べることであった。さらに、股関節筋機能の代表的な指標としてよく使用されている等尺性股関節外転筋力と歩行中の前額面の動的股関節スティフネスとの関係性も調べた。本章の仮説は、女性は男性と比較して歩行中の前額面の動的股関節スティフネスが低い。また、歩行中の前額面の動的股関節スティフネスは股関節内転、内旋運動および等尺性股関節外転筋力と関連すると仮説を立てた。

2.2：方法

2.2.1：対象

健常若年男性40名、若年女性40名が本章の被験者として参加した。包含基準は18歳から30歳までの健常若年者とした。除外基準は下肢および体幹に疼痛、違和感、こわばりなど症状がある者、過去に下肢・体幹の外傷または手術の既往がある者、中枢神経系疾患や治療などの既往がある者、課題動作中に腰部・下肢に疼痛が生じる者とした。

2.2.2：等尺性股関節外転筋力の計測

等尺性股関節外転筋力の計測は、ハンドヘルドダイナモメーターMobie MT-110(酒井医療株式会社, 東京)を使用して側臥位にて行った⁴¹。計測肢は、左とし、被験者の計測肢位は以下に示した。股関節外転筋力の計測肢位は右側臥位にて、右股と膝関節は90°屈曲した。左股関節は屈曲伸展・内外転・内外旋中間位とし、膝関節は伸展位とした(図2-1)。被験者は数回練習を行った後、運動方向に対して3秒間の最大等尺性収縮を3回実施した。3回の平均の値を被験者の代表値とした。各筋力の平均値は、レバーアーム長(m)を乗じ、トルクに変換し(Nm)、体重で正規化した(Nm/kg)。

予備研究として、健常若年男性5名と女性5名を対象に、筋力計測値の検者内信頼性を級内相関係数(Intraclass correlation coefficients, 以下, ICC)(1.1)を用いて検討した。計測は、同一の検査者によって行われ、検査者内信頼性[ICC(1.1)]は0.9であり、股関節筋力計測の信頼性は保証された。

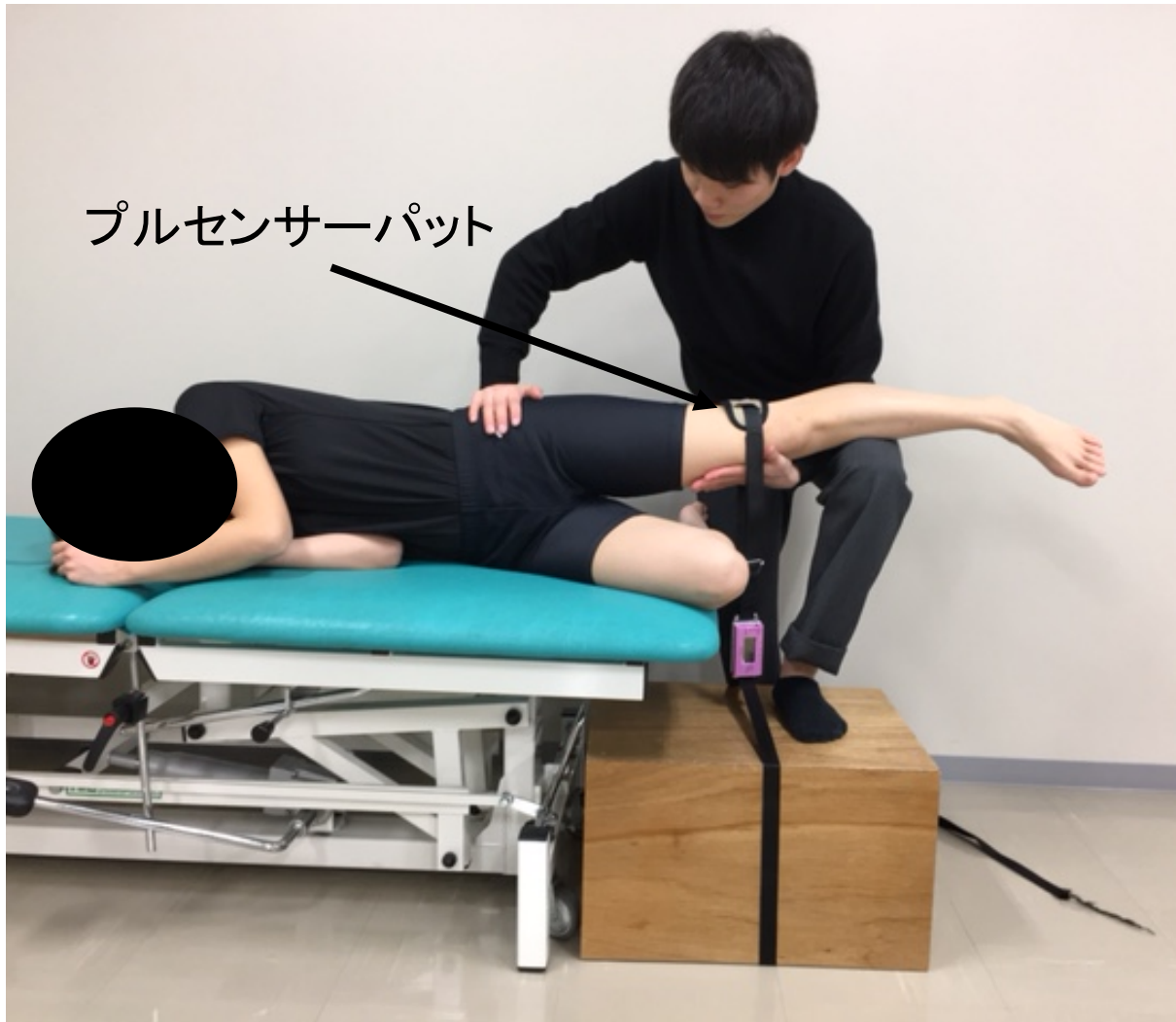


図 2 - 1 等尺性股関節外転筋力の計測

股関節外転筋力の計測肢位は右側臥位にて、右股関節と膝関節は 90° 屈曲した。計測肢の左下肢は左股関節が屈曲伸展・内外転・内外旋中間位、膝関節伸展位の状態を検査者が保持した。また検査者は被験者の骨盤を徒手にて固定した。プルセンサーパットの位置は大腿遠位 $1/3$ の外側面に配置した。

2.2.3 : 歩行評価

図 2-2 に計測システムの概略図を示した。課題動作は歩行とした (図 2-3)。運動学的データは 8 台のカメラからなる三次元動作解析機器 Vicon MX (Vicon Motion Systems 社, Oxford) を用いて 120 Hz で収集した。運動力学的データは床に埋め込まれた 10 枚の床反力計 (AMTI 社, Watertown) を用いて 1200 Hz で収集した。直径 14 mm の赤外線反射マーカーは解剖学的ランドマークに対して合計 40 箇所に貼付した: 左右肩峰, 肘頭, 橈骨茎状突起, 上前腸骨棘, 上後腸骨棘, 大転子, 大腿骨外側面, 大腿骨外側上顆, 大腿骨内側上顆, 脛骨外側顆, 脛骨内側顆, 下腿外側面, 外果, 内果, 踵骨外側面, 踵骨載距突起, 踵骨アキレス腱附着部, 踵骨隆起, 第 1・5 中足骨頭。さらに, 左右を区別するために右の肩甲骨に単一のマーカーを貼付した (図 2-4)。これらのマーカーは体幹, 骨盤, 大腿, 下腿, 足部セグメントに関する座標系を構築するために使用した⁴²。静的立位データは局所座標系と関節軸を定義するために計測した。被験者は歩行についての説明と計測前に十分な練習を行った後, 課題動作を実施した。静止立位計測後, 被験者は 7 m の直線歩行路を快適歩行速度で自由歩行を行った。その後の解析のために, 計測が少なくとも 3 回成功するまで行った。

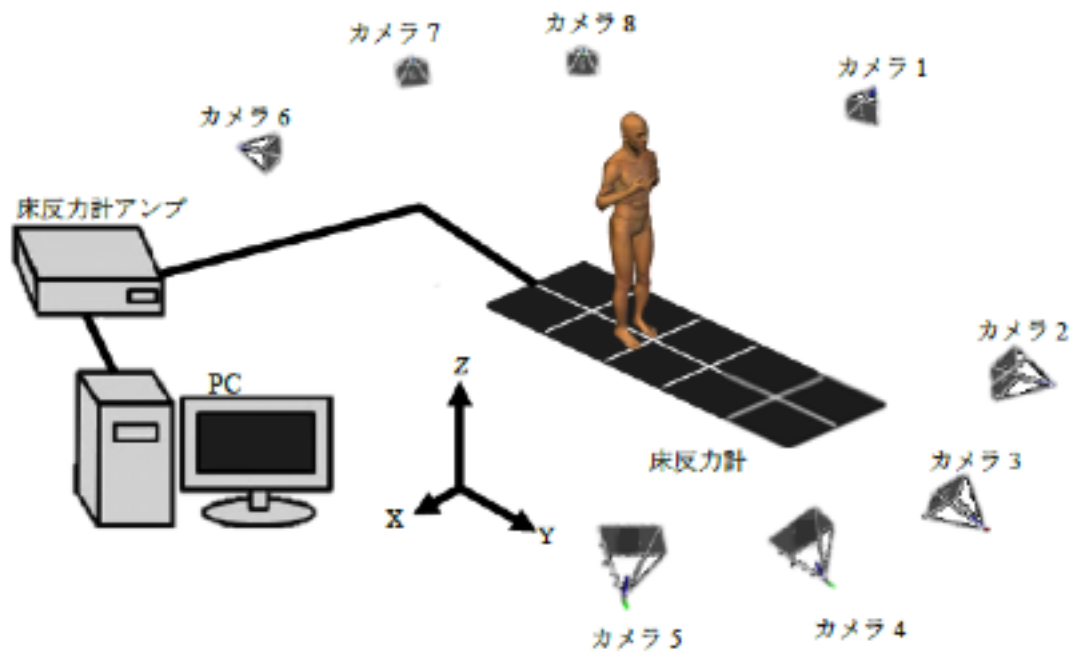


図 2-2 計測システムの概略図

赤外線カメラ 8 台からなる三次元動作解析機器 Vicon MX (Vicon Motion Systems 社, Oxford) と床反力計 (AMTI 社, Watertown) 10 基を同期し, それぞれサンプリング周波数 120 Hz, 1200 Hz にて運動学および運動力学的データを収集した。



図 2 - 3 歩行

裸足にて 7 m の直線歩行路を快適歩行速度で歩行を行った。



図 2 - 4 赤外線反射マーカ―貼付位置

赤外線反射マーカ―の貼付位置は、左右の肩峰、肘頭、橈骨茎状突起、上前腸骨棘、上後腸骨棘、大転子、大腿骨外側面、大腿骨外側上顆、大腿骨内側上顆、脛骨外側顆、脛骨内側顆、下腿外側面、外果、内果、踵骨外側面、踵骨載距突起、踵骨アキレス腱附着部、踵骨隆起、第 1・5 中足骨頭、右肩甲骨であった。

2.2.4 : データ解析

全ての運動学および運動力学的データの解析には、Visual3D ソフトウェア Ver. 5 (C-Motion 社, Germantown) を使用した。マーカー座標データと床反力データは4次 Butterworth filter を用いて、それぞれ 6 Hz と 18 Hz にてローパスフィルタリング処理した。静的立位データは、Visual3D ソフトウェアにて体幹、骨盤、大腿、下腿、足部からなる 8 セグメント運動学的モデルを作成するために使用した。セグメントの座標系は先行研究に記述された方法に沿って作成した⁴²。それぞれのセグメントにおける座標系は、**図 2-5**、**表 2-1** に示すように定義した。股関節中心点の推定は、CODA model を使用した^{43,44} (**表 2-1**)。関節座標は内側-外側、前方-後方、上方-下方で表される X-Y-Z のカルダンシーケンスを用いた。股関節角度は骨盤セグメントに対する大腿セグメントとして参照され、正の値は屈曲、内転、内旋を表す。

運動学、床反力、人体計測データは Visual3D ソフトウェアを用いて前額面における外部股関節モーメントを計算するために使用した。前額面における外部股関節モーメントは体重によって正規化した。関節角度およびモーメントは歩行中の左立脚期で計算した。立脚期を決定するために、踵接地とつま先離地が 20 N の力閾値を使用し、同定した。なお、外部股関節内転モーメントを正とした。

運動学的変数として、踵接地および床反力鉛直成分ピーク時の股関節内転、内旋角度を含めた。股関節内転および内旋運動の解析時間は、踵接地から床反力鉛直成分のピーク値までとし、股関節内転、内旋運動量はピーク時から踵接地時のそれぞれの角度を減じることで算出した⁴⁵。踵接地時および床反力鉛直成分ピーク時の股関節内転、内旋角度、および内転、内旋運動はそれぞれのトライアルで算出され、3 回の平均値を代表値として使用した。

歩行中の前額面の動的股関節スティフネスは矢状面の動的関節スティフネスの算出方法を応用して算出した^{23,26,27}。前額面における股関節の動的関節スティフネスは、関節モーメントの変化 (M) を関節角度の変化 (θ) で割ったものとして定義され、各被験者で算出した。

$$\text{動的関節スティフネス} = \frac{\Delta M}{\Delta \theta} \quad (1)$$

歩行立脚相における荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスは、踵接地時の床反力鉛直成分の出現から同側下肢の床反力鉛直成分のピーク値までの時間における外部股関節内転モーメントと股関節内転角度を散布図にプロットし、回帰直線の傾きを求めることによって算出した (**図 2-6**)。関節角度は X 軸にプロットし、関節角度の増加は股関節内転の増加を示す。関節モーメントは Y 軸にプロットし、関節モーメントの増加は外部股関節内転モーメントの増加を示す。より大きな正の傾きは前額面における股関節の動的股関節スティフネスの増加を意味する。計測は 5 試行実施し、その中から任意に 3 試行を抽出し、解析に使用した。

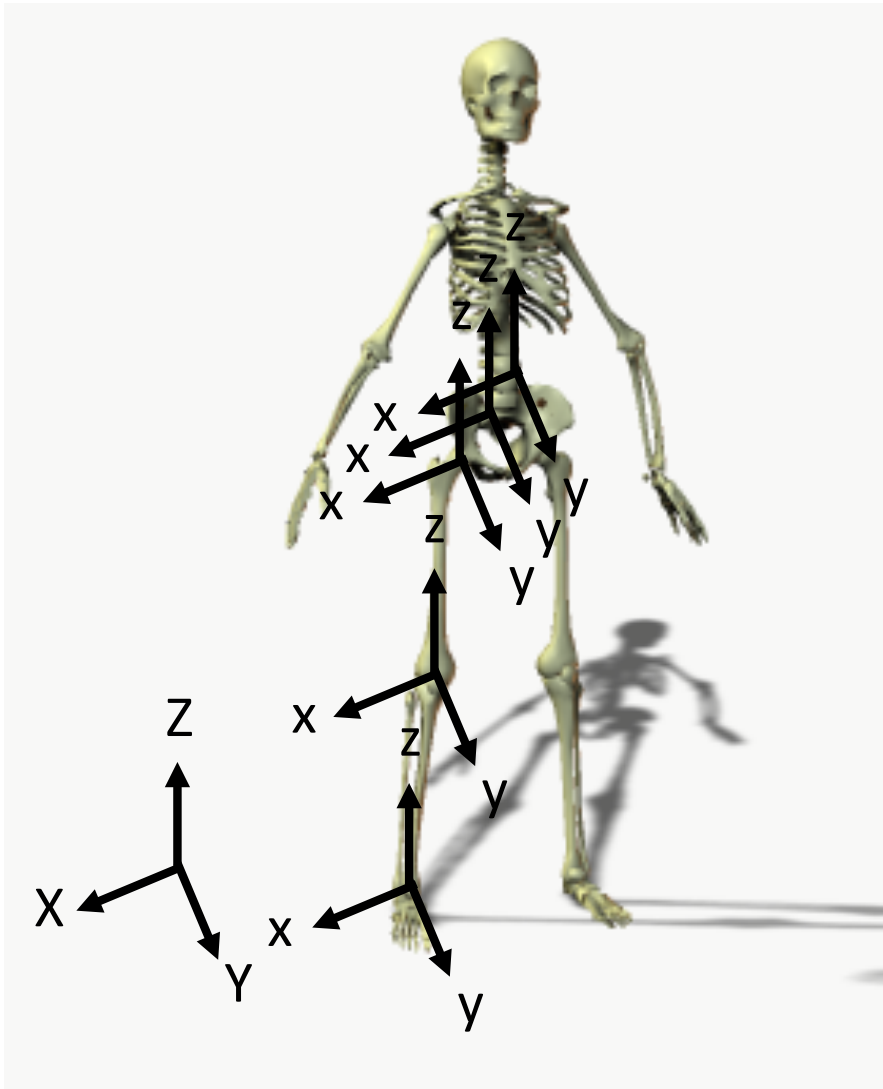


図 2 - 5 絶対空間座標系と局所座標系

絶対空間座標系は右手系に準じ、左右方向を X 軸 (右方 : +), 前後方向を Y 軸 (前方 : +), 鉛直方向を Z 軸 (上方 : +) とし、局所座標系においても絶対空間座標系と同方向に x 軸, y 軸, z 軸と定義した。

表 2 - 1 Visual3D による各セグメントの局所座標系の定義

セグメント	定義
骨盤セグメント	左右の上前腸骨棘マーカを結ぶ線の中心点を原点とし、原点から右上前腸骨棘マーカに向かうベクトルを x 軸、左右の上後腸骨棘マーカを結ぶ線の中心点から左右の上前腸骨棘マーカを結んだ線の中心点に向かうベクトルと x 軸に直行するベクトルを z 軸、原点を通り、x 軸と z 軸に直交するベクトルを y 軸と定義した
体幹セグメント	右上前腸骨棘および右上後腸骨棘マーカを結ぶ中心点と左上前腸骨棘および左上後腸骨棘マーカを結ぶ中心点を結んだ線における骨盤中心点を原点とし、左肩峰マーカから右肩峰マーカに向かうベクトルを x 軸、原点から左右肩峰マーカの中心点に向かうベクトルと x 軸に直交するベクトルを y 軸、x 軸と y 軸に直交するベクトルを z 軸と定義した
大腿セグメント	CODA pelvis セグメント作成時に推定される股関節中心点を原点とし、大腿骨内・外側上顆マーカの結ぶ線の中心点から原点へ向かうベクトルを z 軸、原点を通り、大腿骨外側上顆および大腿骨内側上顆マーカを結ぶベクトルと z 軸に直交するベクトルを y 軸、原点を通り、z 軸と y 軸に直交するベクトルを x 軸と定義した
下腿セグメント	大腿骨外側上顆および脛骨外側顆マーカを結ぶ線の中心点と大腿骨内側上顆と脛骨内側顆マーカを結ぶ線の中心点を結んだ線における膝関節中心点を原点とし、内・外果マーカの結ぶ線の足関節中心点から原点を結ぶベクトルを z 軸、原点を通り、内果と外果マーカを結ぶベクトルと z 軸に直交するベクトルを y 軸、原点を通り、z 軸と y 軸に直交するベクトルを x 軸と定義した
足部セグメント	踵骨外側面および踵骨載距突起マーカを結ぶ線の中心点を原点とし、原点を通り、踵骨外側面および踵骨載距突起マーカを結ぶベクトルを x 軸、第 1・5 中足骨マーカを結ぶ線の中心点と踵骨外側面および踵骨載距突起マーカを結ぶ線の中心点を結ぶベクトルと x 軸に直交するベクトルを z 軸、原点を通り、x 軸と z 軸に直交するベクトルを y 軸と定義した

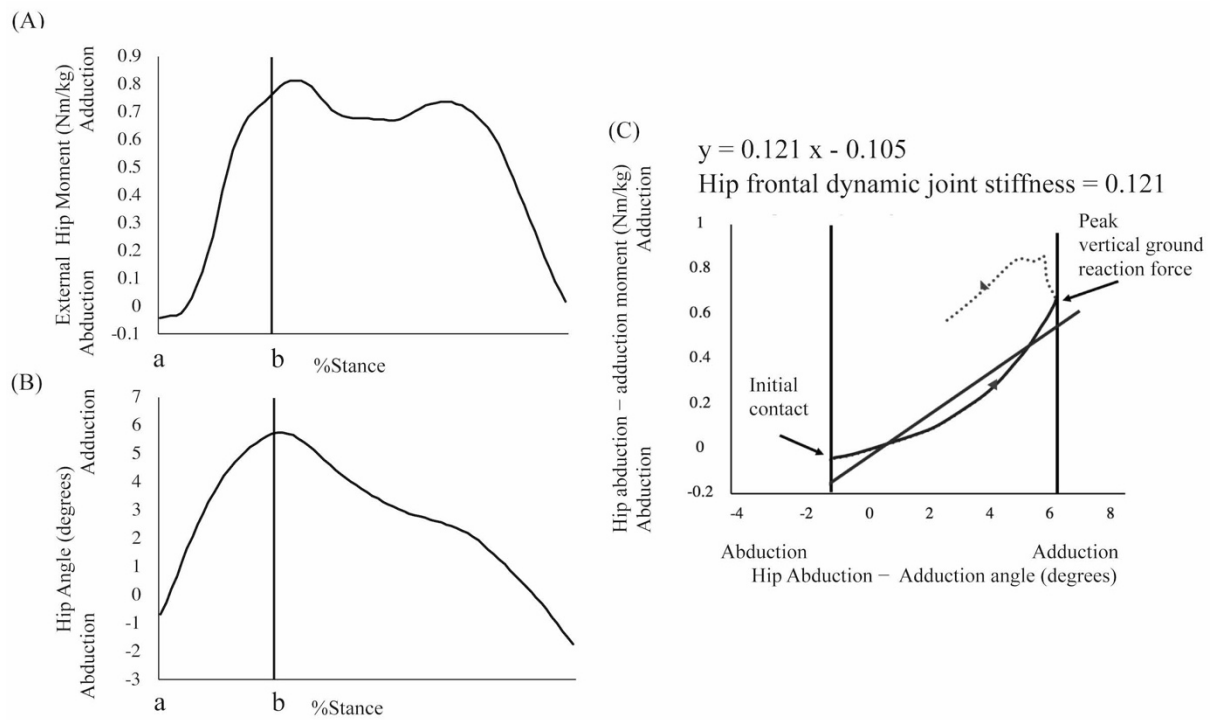


図 2 - 6 歩行中の前額面の動的股関節スティフネスの解析時間

グラフ A は歩行時の左立脚期における外部股関節内転モーメントを示し、グラフ B は歩行時の左立脚期における股関節内転角度を示す。グラフ C は歩行時の荷重応答期における左踵接地 (line a) から立脚側下肢の床反力鉛直成分のピーク値 (line b) までの時間における股関節内転角度に対する外部股関節内転モーメントをプロットした散布図を示す。歩行における前額面の動的股関節スティフネスは回帰直線の傾きを算出することによって定量化した。

2.2.5 : 統計解析

統計解析には IBM SPSS Statistics Ver. 22 (日本 IBM 社, 東京) を使用した。データの正規性は Shapiro - Wilk 検定を使用して評価した。被験者の人口統計学的特性, 歩行の時空間的パラメータ, 等尺性股関節外転筋力の男女間の比較には, 正規分布している場合は独立した t 検定を, 正規分布していない場合はマン・ホイットニーの U 検定を使用した。次に, 歩行速度の潜在的な影響を考慮して, 共変量に歩行速度を含めた共分散分析 (ANCOVA) を使用して, グループ間の股関節運動学と前額面の動的股関節スティフネスを比較した。性別間の差の大きさを定量化するために, Cohen's d を用いて各パラメータについて効果量を算出した。0.5 未満の効果量は小さい差を表し, 0.5 - 0.8 は中間の差を, 0.8 以上は大きい差を表した。Pearson の積率相関係数または Spearman の順位相関係数は前額面の動的股関節スティフネスと股関節運動学, 等尺性股関節外転筋力の間関係を調べるために使用した。前額面の動的股関節スティフネスが男女間で有意差を認めた場合, 前額面の動的股関節スティフネスとそれぞれの変数との関係性を男女分けて検討した。有意水準は 5% に設定した。

2.3 : 結果

2.3.1 : 被験者の人口統計学的特性と歩行時空間パラメータの比較

被験者の人口統計学変数，時空間的変数，等尺性股関節外転筋力を表 2-2 に示した。男性は女性と比較して，年齢，身長，体重が高値であったが，BMI は男女間で有意差を認めなかった。身長で正規化した骨盤は女性でより大きかった。また，歩行速度は男性よりも女性で有意に遅かった。歩幅に関してはグループ間で有意差を認めなかった。女性は男性よりも等尺性股関節外転筋力が有意に低かった。

表 2 - 2 被験者の人口統計学変数, 歩行の時空間的変数, 等尺性股関節外転筋力の男女間の比較

	女性 (n = 40)	男性 (n = 40)	Mean difference (95% CI)	P 値	d
年齢 (year)*	20.52 ± 1.10	21.20 ± 1.04	-0.67 (-1.15—0.19)	0.01	-0.64
身長 (m)**	1.56 ± 0.04	1.71 ± 0.04	-0.14 (-0.16—0.12)	<0.01	-3.75
体重 (kg)**	51.00 ± 5.51	63.61 ± 7.81	-12.61 (-15.62—9.59)	<0.01	-1.87
BMI	20.72 ± 1.83	21.64 ± 2.59	-0.92 (-1.92—0.07)	0.06	-0.41
骨盤幅 / 大腿長比**	0.16 ± 0.01	0.14 ± 0.009	0.01 (0.009—0.017)	<0.01	1.40
歩行速度 (m / s)**	1.20 ± 0.11	1.28 ± 0.15	-0.07 (-0.13—0.01)	<0.01	-0.61
歩幅 (%BH)	79.03 ± 6.36	78.52 ± 6.30	-2.90 (-2.64—2.56)	0.82	0.02
等尺性股関節外転筋力 (Nm / kg)**	0.88 ± 0.21	1.20 ± 0.39	-0.32 (-0.46—0.17)	<0.01	-1.02

%BH, %body height; 95%CI, 95%信頼区間 ; 股関節内転と内旋は+を示す ; データは平均値 ± 標準偏差 (SD), 効果量 (d)を示す ; Mean difference, 女性-男性 ; *P <0.05, **P <0.01

2.3.2 : 歩行中の股関節運動学と前額面の動的股関節スティフネスの男女間の比較

股関節運動学，前額面の動的股関節スティフネスの男女間の違いを表 2-3 に示した。女性は男性よりも歩行時の踵接地時および床反力鉛直成分ピーク時の股関節内転角度，その時間における内転運動が有意に大きかった。女性は男性よりも歩行時の踵接地時および床反力鉛直成分ピーク時の股関節内旋角度，その時間における内旋運動が有意に大きかった。さらに，前額面の動的股関節スティフネスが有意に低くかった。共変量として歩行速度を含めても，股関節運動学的データと前額面の動的股関節スティフネスの結果は変わらなかった。

表 2 - 3 歩行の股関節運動学, 前額面の動的股関節スティフネスの男女間の比較

	女性 (n = 40)	男性 (n = 40)	Mean difference (95% CI)	P 値	d
IC 時の股関節内転角度 (degrees)**	0.43 ± 2.10	-2.02 ± 2.70	2.46 (1.38-3.54)	<0.01 ^a	1.01
VGRF 時の股関節内転角度 (degrees)**	7.91 ± 2.18	4.20 ± 2.65	3.71 (2.63-4.79)	<0.01 ^a	1.52
股関節内転運動量 (degrees)**	7.47 ± 1.60	6.22 ± 1.45	1.24 (0.56-1.93)	<0.01 ^a	0.82
IC 時の股関節内旋角度 (degrees)**	5.82 ± 6.33	-3.13 ± 5.41	8.96 (6.34-11.59)	<0.01 ^a	0.58
VGRF 時の股関節内旋角度 (degrees)**	10.10 ± 6.94	-0.37 ± 5.47	10.47 (7.69-13.25)	<0.01 ^a	1.67
股関節内旋運動量 (degrees)**	4.27 ± 1.86	2.76 ± 1.50	1.51 (0.75-2.26)	<0.01 ^a	0.89
前額面の動的股関節スティフネス (Nm / kg / degrees)**	0.14 ± 0.02	0.16 ± 0.04	-0.02 (-0.04-0.007)	<0.01 ^a	-0.63

%BH, %body height; 95%CI, 95%信頼区間 ; 股関節内転と内旋は+を示す ; データは平均値 ± 標準偏差 (SD)を示す ; 効果量 (d) 示す ; Mean difference, 女性-男性 ; ^a 歩行速度を共変量として調整 ; *P <0.05, **P <0.01

2.3.3 : 歩行中の前額面の動的股関節スティフネスと前額面・水平面の股関節運動の関係

前額面の動的股関節スティフネスは、男女間で有意差が認められた。そのため、関係性は、男女分けて検討した。男女ともに、荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスと股関節内転運動との間に有意な負の相関関係が認められた (女性 : $r = -0.85, P < 0.001$, 男性 : $r = -0.74, P < 0.001$) (表 2 - 4)。女性では荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスと股関節内旋運動との間に有意な負の相関関係が認められた ($r = -0.48, P < 0.001$) (表 2 - 4)。一方で、男性では前額面の動的股関節スティフネスと股関節内旋運動との間に有意な相関関係を認めなかった ($r = 0.278, P = 0.28$)。男女ともに前額面の動的股関節スティフネスと等尺性股関節外転筋力との間に有意な相関関係を認めなかった (表 2 - 4)。

表 2 - 4 前額面の動的股関節スティフネスと股関節内転, 内旋運動, 等尺性股関節外転筋力との関係性 (r)

	女性 (n = 40)		男性 (n = 40)	
	前額面の動的股関節スティフネス		前額面の動的股関節スティフネス	
	(Nm / kg / degrees)		(Nm / kg / degrees)	
	<i>r</i>	<i>P</i>	<i>r</i>	<i>P</i>
股関節内転運動 (degrees)	-0.85	<0.001**	-0.13	<0.001**
股関節内旋運動 (degrees)	-0.48	<0.001**	0.17	0.28
等尺性股関節外転筋力 (Nm / kg)	0.14	0.37	0.08	0.60

P* < 0.05, *P* < 0.01

2.4 : 考察

本章の目的は、歩行中の前額面の動的股関節スティフネスを定量化し、男女間の違いを調べ、さらに股関節内転、内旋運動との関係性を調べることであった。本章の主な知見は、健全な若年女性は男性と比較して歩行中の前額面の動的股関節スティフネスが低く、そして前額面の動的股関節スティフネスは歩行立脚初期における股関節内転運動、股関節内旋運動の大きさと正の相関関係が認められることを示した。本章の結果は、女性における歩行時の前額面の動的股関節スティフネスの低さは、股関節内転運動と股関節内旋運動の増加につながり、それは膝蓋大腿関節へのメカニカルストレスの増加につながる可能性があることを示唆する。

本章の結果、歩行速度が男女間で異なり、女性は男性よりも歩行速度が有意に遅かった。歩行速度の違いは関節角度とモーメントとの関係で表される前額面の動的股関節スティフネスの結果に影響を与える可能性があった。そこで、共変量として歩行速度を含め、グループ間の前額面の動的股関節スティフネスの結果が変化しないことを確認した。Ardestani ら⁴⁶は、歩行速度が速くなると矢状面の関節モーメントに影響を及ぼすが、前額面の関節モーメントに影響を及ぼさないと報告した。つまり、歩行速度の有意な差は、前額面の動的股関節スティフネスの値に影響しないことが示され、Ardestani ら⁴⁶の研究結果からも支持された。

本章の仮説と一致し、女性は男性と比較して、荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスが有意に低かった。渉猟する範囲において、本研究は歩行中の前額面の動的股関節スティフネスを定量化し、男女で比較検討した初めての報告である。Wojtys ら^{35,36}は、女性は男性よりも筋による関節運動の制御に乏しく、結果として関節を保護する能力が低いと報告した。彼らは筋による関節の硬さを産生させる能力の低下は、性別に特有なものであると結論付けた^{35,36}。機能的活動中に中殿筋や大殿筋などの股関節筋は、対側への過度な骨盤下制と大腿骨の内転を制御するために、遠心性に作用する必要がある^{6,47}。また、女性は男性と比較して、股関節周囲筋の横断面積が小さい^{48,49}。そのため、女性は、男性よりも筋の収縮なしで関節運動に抵抗する受動的な要素の寄与が少ない可能性がある⁵⁰。これらのことから、中殿筋や大殿筋などの筋の働きによる自動的要素と股関節周囲の粘弾的特性による受動的要素の両方が、前額面の動的股関節スティフネスの性差に寄与した可能性がある。

股関節周囲筋による力産生と股関節上に位置するすべての構造による粘弾的特性によって作り出される前額面の動的股関節スティフネスは、荷重応答期での股関節内転を制御するために必要である。本研究の結果、男女ともに荷重応答期での前額面の動的股関節スティフネスと股関節内転運動との間に有意な負の相関関係が認められた。これは前額面の股関節スティフネスが低いと股関節内転運動が大きくなることを意味する。Chaudhari ら⁵¹は、前額面の3リンク - 動的シュミレーションモデルを作成し、床反力鉛直成分に対して股関節と足関節の関節スティフネスが動的アライメントに及ぼす影響について検討した。その結果、股関節外転筋と内転筋の筋活動の減少は、前額面の股関節スティフネスを低下させ、前額面の股関節、膝関節の動きを増加させたと報告した⁵¹。本研究は、シュミレーションではなく、実際の歩行時の前額面の動的股関節スティフネスと股関節内転運動との関係性を示すことができ、先行研究の結果⁵¹からも支持された。荷重応答期に作られる前額面の動的股関節スティ

フネスは、その時間に生じる股関節内転運動を制御する上で重要な役割を果たし、前額面における股関節運動制御を反映するパラメータとなる。

興味深いことに、女性は荷重応答期での前額面の動的股関節スティフネスと股関節内旋運動との間に有意な負の相関関係が認められた。このことは、前額面の動的股関節スティフネスの低下は、歩行立脚初期の大きな股関節内旋運動と関連することを意味する。一方で、男性では前額面の動的股関節スティフネスと股関節内旋運動との間に有意な相関関係を認めなかった。先行研究は、大腿骨の内旋の増加は膝蓋骨軟骨面へのメカニカルストレスを増加させると報告した⁷。つまり、本研究における男女間の結果の違いは、女性が男性よりも膝蓋大腿関節痛の発生率が高い理由を説明する可能性がある。

このような男女異なる関係は骨構造、筋肉量、そして股関節の筋機能の違いによって一部説明できる可能性がある。一般的に、女性は骨盤が広く、大腿骨の前捻角が大きい^{40,52}。大腿骨前捻角の大きさは、歩行中のより大きな股関節内旋と関連する⁵³。これは股関節後方領域組織の長さの増加を促し、結果として内旋方向へのより低い抵抗をもたらす可能性がある。また、女性は男性と比較して、股関節周囲筋の横断面積が小さい^{48,49}。筋肉量は筋の収縮なしで関節運動に抵抗する受動的な要素に影響を与える⁵⁰。つまり、女性は男性よりも動的股関節スティフネスへの受動的な要素による寄与が少ない可能性がある。さらに、自動的要素である大殿筋と中殿筋は股関節で回旋を制御し、骨盤を安定させるために相乗的に作用する。Souza ら⁵⁴は、股関節外転筋の機能がランニング中の股関節内旋に関連していると報告した。また、Preece ら⁵⁵は、歩行時の脛骨内旋運動と大殿筋の筋活動の関係を検討し、歩行立脚相20%までの大殿筋の筋活動は脛骨内旋角度のピーク時間と関係することを報告した。彼らは大殿筋の筋活動は大腿骨外旋運動を介して、脛骨内旋運動ピーク角度時間に影響を与えていることを示した⁵⁵。さらに、Hollman ら³⁷は、若年女性において股関節内旋、内転の増加と大殿筋の動員減少は膝関節外反と関連することを報告した。まとめると、歩行中の前額面の動的股関節スティフネスと股関節内旋運動の関係における性差は、筋活動の大きさやタイミングのような自動的な要素と股関節上に位置する構造物による受動的な要素の相互作用の結果であると推測される。

本章の仮説とは対照的に、男女ともに前額面の動的股関節スティフネスと等尺性股関節外転筋力との間に有意な相関関係を示さなかった。等尺性筋力は筋機能を反映する指標としてよく用いられるが、等尺性股関節外転筋力は荷重応答期における前額面の動的股関節スティフネスを評価する指標にはならない可能性がある。先行研究においても等尺性膝関節伸展筋力は歩行中の矢状面の動的膝関節スティフネスと関連しないと報告されている²⁵。さらに、Wojtys ら^{35,36}は、最大筋力が関節スティフネスの増加の主な要因ではないことを示した。したがって、本章の結果から等尺性股関節外転筋のみを強化しても、荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスを直接高めることには繋がらない可能性がある。

2.5 : 第 2 章のまとめ

女性は、男性よりも歩行立脚相における荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスが低く、股関節の内転、内旋運動の増加と関連することを示した。一方、男性では前額面の動的股関節スティフネスの低さは股関節内転運動の増加とは関連したが、内旋運動とは関連していなかった。

第3章：健常女性における歩行中の前額面の動的股関節スティフネスと股関節周囲の筋活動との関係

3.1：研究目的

本章の主な目的は、健常若年女性における荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスに影響を与える要因を検討することであった。本章の仮説は、若年女性において歩行立脚相における荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスに大殿筋、中殿筋の筋活動、骨盤幅 / 大腿長比が影響するとした。

3.2：方法

3.2.1：対象

広島国際大学に在籍する健常若年女性 30 名が本章の被験者として参加した。包含基準は 18 歳から 30 歳までの健常若年女性とした。除外基準は下肢および体幹に疼痛、違和感、こわばりなど症状がある者、過去に下肢・体幹の外傷または手術の既往がある者、中枢神経系疾患や治療などの既往がある者、課題動作中に腰部・下肢に疼痛が生じる者とした。

3.2.2：解剖学的評価

骨盤幅 / 大腿長比は、骨盤幅を大腿長で割ることによって算出した^{20,56}。骨盤幅は左右の上前腸骨棘の間、大腿長は大転子から膝外側関節裂隙までの間と定義し、それぞれメジャーを使用して仰臥位にて計測した (図 3-1)。

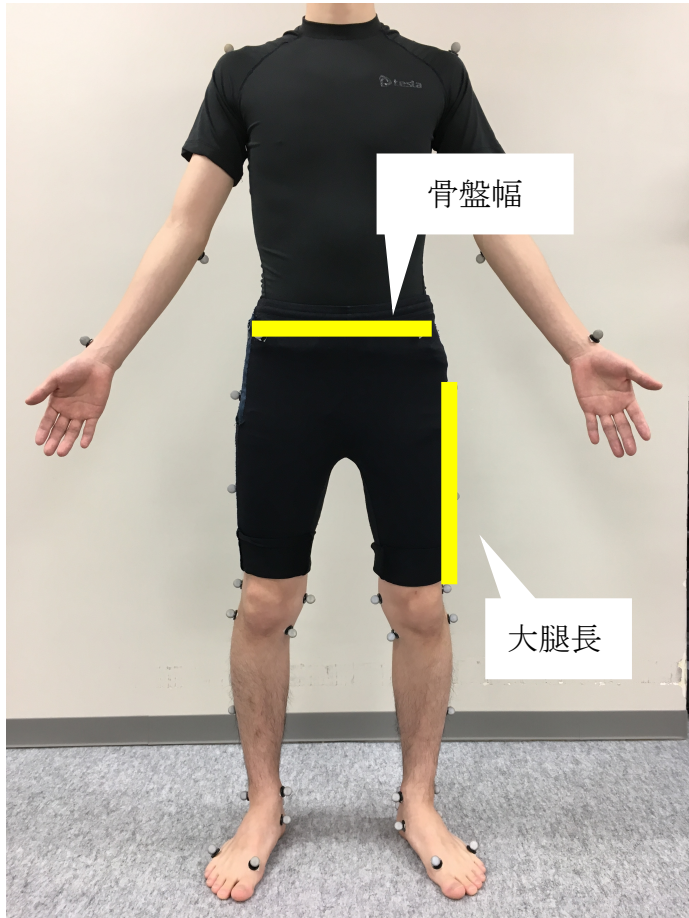


図 3 - 1 骨盤幅 / 大腿長比の算出方法

骨盤幅は左右の上前腸骨棘の間，大腿長は大転子から膝外側関節裂隙までの間と定義し，それぞれメジャーを使用して仰臥位にて計測した。骨盤幅 / 大腿長比は骨盤幅を大腿長で割ることによって算出した。

3.2.3 : 歩行評価

課題動作は第2章と同様に、7mの直線歩行路での歩行を行った。歩行中の運動学的・運動力学的データは10台のカメラからなる三次元動作解析機器 VICON VERO (Vicon Motion Systems 社, Oxford) と床反力計 (AMTI 社, Watertown) 10基を使用し、それぞれサンプリング周波数 150 Hz, 1500 Hz にて収集した。

計測に使用したマーカーやモデル、データ処理については第2章と同様の方法で行った。運動学、床反力、人体計測データは、Visual3D ソフトウェアを用いて前額面における外部股関節モーメントを計算するために使用した。前額面における外部股関節モーメントは体重によって正規化され、外部股関節内転モーメントを正とした。関節角度およびモーメントは歩行中の左立脚期で計算した。立脚期を決定するために、踵接地とつま先離地が 20 N の力閾値を使用して同定された。関節モーメントは外部関節モーメントで表し、体重で正規化した値 (Nm / kg) を用いた。

歩行中の前額面の動的股関節スティフネスは第2章での算出方法と同様に、立脚初期における踵接地時の床反力鉛直成分の出現から同側下肢の床反力鉛直成分のピーク値までとした。この解析時間における外部股関節内転モーメントと股関節内転角度を散布図にプロットし、回帰直線の傾きを求め、前額面の動的股関節スティフネスとして算出した。

3.2.4 : 筋電図評価

表面筋電図データは TeleMyo 2400 G2 (NORAXON, Arizona) を使用し、サンプリング周波数 1500 Hz にて記録した。筋電計測機器で得られた表面筋電図データは、VICON のアナログチャンネルに接続し、電氣的に同期した。被験筋は大殿筋、中殿筋、大腿筋膜張筋、長内転筋とした。電極は小型生体用表面電極ブルーセンサーM-00-S (株式会社メッツ, 東京) を使用し、貼付前に十分な前処理後 (皮膚インピーダンス $5\text{ k}\Omega$ 以下) に貼付した。電極貼付場所については、大殿筋は上後腸骨棘と尾骨の midpoint と大転子を結んだ midpoint に、中殿筋は腸骨稜の最上縁から 2 横指下に、大腿筋膜張筋長は大転子より 2 横指前方に、長内転筋は恥骨結節から 4 横指遠位部にそれぞれ貼付した⁵⁷ (図 3-2)。取得した表面筋電図データは、Visual3D ソフトウェア (C-Motion 社, Germantown) を使用して、50 - 500 Hz でバンドパスフィルタリング処理、全波整流平滑化処理を行った。荷重応答期の各筋の平均振幅を 1 歩行周期の平均振幅で正規化した^{31,58}。荷重応答期における各筋の筋活動電位量は、踵接地時の床反力鉛直成分の出現から同側下肢の床反力鉛直成分のピーク値までを床反力データにより同定し、平均することで算出した。

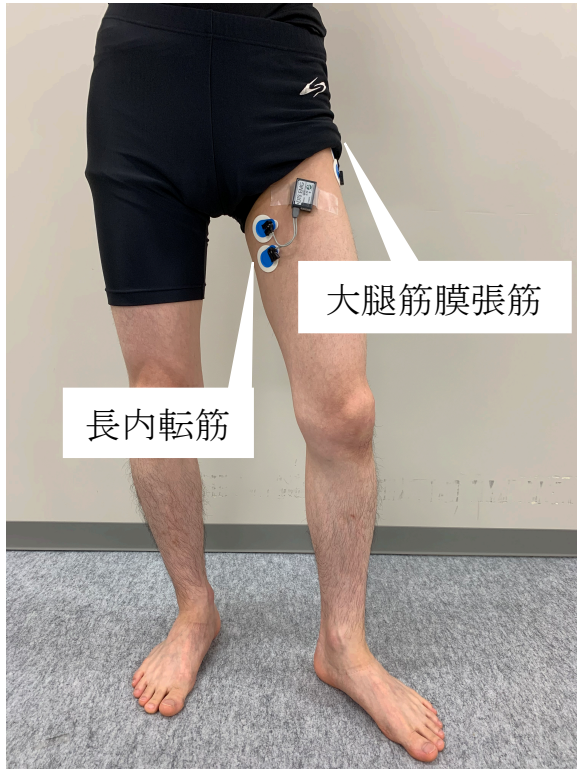


図 3 - 2 電極貼付場所

大殿筋は上後腸骨棘と尾骨の midpoint と大転子を結んだ midpoint に，中殿筋は腸骨稜の最上縁から 2 横指下に，大腿筋膜張筋長は大転子より 2 横指前方に，長内転筋は恥骨結節から 4 横指遠位部にそれぞれ電極を貼付した

3.2.5 : 統計解析

統計解析には IBM SPSS Statistics Ver. 22 (日本 IBM 社, 東京) を使用した。Shapiro - Wilk 検定は, 変数が正規分布か否かを調べるために用いた。荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスと股関節周囲の筋活動電位量, 骨盤幅 / 大腿長比, 歩行速度, 歩幅, 歩隔との関係性は Pearson の積率相関係数または Spearman の順位相関係数を用いて調べた。次に, 各独立因子 (股関節周囲の筋活動電位量, 骨盤幅 / 大腿長比, 歩行速度, 歩幅, 歩隔, BMI) が, 前額面の動的股関節スティフネスに影響を及ぼす程度を調べるために, ステップワイズの重回帰分析を行った。有意水準は 5%とした。

3.3 : 結果

3.3.1 : 被験者の人口統計学的特性

表 3-1 に被験者の身体的特性，歩行の時空間的パラメータ，歩行中の前額面の動的股関節スティフネス，および荷重応答期における股関節周囲の筋活動電位量を示した。各筋はそれぞれ荷重応答期に筋活動の高まりが観察された (図 3-3)。

表 3 - 1 被験者の身体的特性, 歩行パラメータ, 股関節周囲の筋活動電位量のまとめ

	Mean ± SD
年齢 (y)	21.3 ± 0.87
身長 (m)	1.58 ± 0.04
体重 (kg)	52.9 ± 5.82
Body mass index	20.94 ± 2.09
骨盤幅 (m)	0.24 ± 0.01
大腿長 (m)	0.37 ± 0.03
骨盤幅 / 大腿長比	0.66 ± 0.05
歩行速度 (m / s)	1.22 ± 0.09
歩幅 (m)	1.25 ± 0.07
歩隔 (m)	0.15 ± 0.02
荷重応答期の大殿筋の筋活動電位量	2.48 ± 0.46
荷重応答期の中殿筋の筋活動電位量	2.65 ± 0.56
荷重応答期の大腿筋膜張筋の筋活動電位量	2.12 ± 0.48
荷重応答期の長内転筋の筋活動電位量	1.48 ± 0.35
前額面の動的股関節スティフネス (Nm / kg / degrees)	0.13 ± 0.02

Mean; 平均値, SD; 標準偏差

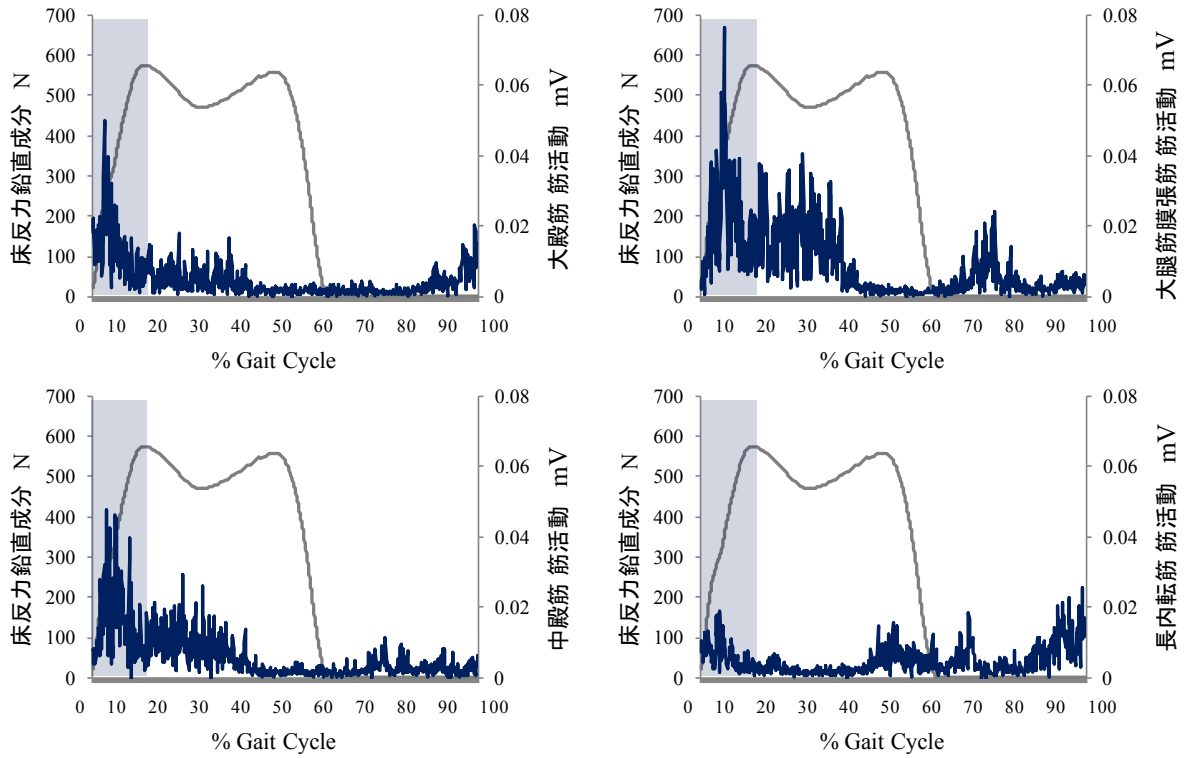


図 3 - 3 各筋の 1 歩行周期における典型的な筋活動の波形

大殿筋，中殿筋，大腿筋膜張筋，長内転筋の筋活動を示し，横軸は 1 歩行周期の時間を示し，縦第 1 軸は床反力鉛直成分，縦第 2 軸は筋活動を示した。それぞれのデータの特徴として，踵接地から床反力鉛直成分第 1 ピークまでの荷重応答期に筋活動の高まりが観察された。

3.3.2 : 歩行中の前額面の動的股関節スティフネスと股関節周囲の筋活動電位量, 歩行時空間的変数, 形態学的変数との関係

歩行立脚相における荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスは, 大殿筋の筋活動電位量との間に有意な正の相関関係を認めた ($r=0.41, P=0.02$)。一方で, その他の中殿筋, 大腿筋膜張筋, 長内転筋の筋活動電位量は歩行立脚相における荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスとの間に有意な相関関係を認めなかった (表 3 - 2)。

健常若年女性において歩行中の前額面の動的股関節スティフネスは, 骨盤幅 / 大腿長比との間に有意な負の相関関係を認めた ($r= -0.46, P=0.01$)。歩行速度, 歩隔は歩行中の前額面の動的股関節スティフネスとの間に有意な相関関係を認めなかった (表 3 - 2)。

重回帰分析の結果, 歩行立脚相における荷重応答期の大殿筋の筋活動電位量の減少と大腿長に対する骨盤の広さが, 歩行時の前額面の動的股関節スティフネスの低さと関連した (表 3 - 3)。

表 3-2 前額面の動的股関節スティフネスと股関節筋活動電位量, 股関節形態, 歩行の時空間的変数との関係 (*r*)

	前額面の動的股関節スティフネス (Nm / kg / degrees)	
	<i>r</i>	<i>P</i>
荷重応答期の大殿筋の筋活動電位量	0.41	0.02*
荷重応答期の中殿筋の筋活動電位量	0.22	0.22
荷重応答期の大腿筋膜張筋の筋活動電位量	0.23	0.21
荷重応答期の長内転筋の筋活動電位量	0.10	0.58
骨盤幅 / 大腿長比	-0.46	0.01*
歩行速度 (m / s)	0.30	0.10
歩幅 (m)	0.02	0.91
歩隔 (m)	0.05	0.78
BMI	0.08	0.61

**P* < 0.05

表 3 - 3 前額面の動的股関節スティフネスに対する股関節筋活動や股関節形態の影響

重回帰分析			
	標準偏回帰係数 β , P 値	R^2	Adjusted R^2
前額面の動的股関節スティフネス (Nm / kg / degrees)	荷重応答期の大殿筋の筋活動電位量** : $\beta = 0.51, P = 0.001$ 骨盤幅 / 大腿長比** : $\beta = -0.40, P = 0.008$	0.46	0.42

** $P < 0.01$

3.4 : 考察

本章の目的は若年女性において歩行立脚相における荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスに影響を与える要因を調べることであった。本章の結果より、若年女性において荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスは、大殿筋の筋活動電位量と大腿長に対する骨盤幅の広さと関連することが示された。女性において大腿長に対して骨盤幅が広いと、前額面上で股関節の硬さを産生する能力がより求められるが、大殿筋の筋活動電位量を高めることによって前額面での股関節の硬さを調整できる可能性がある。

荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスは、大殿筋の筋活動電位量との間に有意な正の相関関係が認められた。さらに、ステップワイズ重回帰分析の結果からも、同様の関係が認められた。このことは、荷重応答期における大殿筋の筋活動電位の小さい者ほど、前額面の動的股関節スティフネスが低いことを意味している。これらの結果は、大殿筋の筋活動電位量の減少は、股関節内転運動の大きさと関連すると報告した先行研究の結果と一致している³⁸。一方で、本研究において計測したすべての筋が荷重応答期により活動することを観察したが、その他筋群の筋活動電位量は、前額面の動的股関節スティフネスと関連しなかった。先行研究は、中殿筋は立脚期を通して連続的に内部股関節外転モーメントの産生に貢献するが、歩行速度が増加してもほとんど変化しないと報告した⁵⁹。荷重応答期において大殿筋や中殿筋は、大腿筋膜張筋や腸脛靭帯などの筋張力や他動的な要素とともに一定のレベルの前額面の股関節スティフネスを産生するために必要であると推測されるが、特に、大殿筋の筋活動は荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスの大きさを調整するのに重要であることが示唆された。

本章の結果、大腿長に対する骨盤幅の広さは、荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスの低下と関連した。さらに、ステップワイズ重回帰分析の結果からも、同様の関係が認められた。骨盤や大腿骨の解剖学的構造は、下肢の運動学に影響を与えると報告した先行研究によって支持された³⁹。一方で、ランニング中の股関節内転運動と股関節の骨構造との関係を調べた先行研究では、ランニング中の股関節内転運動と骨盤幅-大腿長比は関係しないと報告した^{20,56}。これらの結果の違いは、民族間の股関節の解剖学的構造の違いが関与している可能性がある⁶⁰。Baggaleyら²⁰とWillsonら⁵⁶の研究における骨盤幅 / 大腿長比の結果は、それぞれ 0.54 ± 0.04 , 0.58 ± 0.08 であったのに対して、本研究では、 0.66 ± 0.05 であった。つまり、本研究における女性は、先行研究の対象者よりも大腿長に対して広い骨盤幅を有していた。大腿長に対して骨盤幅が相対的に広くなると、骨盤を水平位に保つために、股関節外転筋群による力産生がより要求される⁶¹。したがって、大腿長に対して広い骨盤幅を有している女性は、前額面上で股関節の硬さを産生する能力がより求められる。つまり、大腿長に対して骨盤幅の広い女性は、荷重応答期に大殿筋の筋活動電位量を十分に高めることが重要といえる。

本章において荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスは、大殿筋の筋活動電位量との間に正の相関関係を示した。一方で、第2章の結果において、前額面の動的股関節スティフネスは等尺性股関節外転筋力との間に有意な相関関係を認めなかった。これらのことから、健常若年者において前額面の動的股関節スティフネスは、最大筋力の影響をあまり受け

ていない可能性がある。つまり，動作中の前額面の動的股関節スティフネスの大きさを調整するためには，歩行立脚相における荷重応答期の筋活動を直接高めることが重要である。

3.5 : 第3章のまとめ

若年女性における前額面の動的股関節スティフネスの低さには，大殿筋の筋活動減少と大腿長に対する骨盤幅の広さが影響することが明らかになった。

第4章：総括

4.1：本研究のまとめ

本研究は膝蓋大腿関節痛と関連する不良な股関節運動の修正を目的とした評価や治療法開発のために、歩行中の前額面の動的股関節スティフネスに注目し、性差、股関節運動との関係性、前額面の動的股関節スティフネスに影響を与える要因を明らかにすることを目的とした。その結果、以下のことが明らかになった。

1. 若年女性は男性と比較して歩行中の前額面の動的股関節スティフネスが低い。
2. 若年女性は歩行中の前額面の動的股関節スティフネスの低下が股関節内転運動、内旋運動の増加と関連した。
3. 若年男性は歩行中の前額面の股関節スティフネスの低下は股関節内転運動の増加と関連したが、股関節内旋運動とは関連しなかった。
4. 男女ともに歩行中の前額面の股関節スティフネスと最大等尺性股関節外転筋力とは関係しなかった。
5. 若年女性において荷重応答期の大殿筋の筋活動電位量と大腿長に対する骨盤幅の広さが歩行中の前額面の動的股関節スティフネスに影響する要因として明らかになった。

本研究結果より、男女ともに荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスは、股関節内転運動を制御する上で重要な役割を果たし、特に、女性は、男性と比較して前額面の股関節スティフネスを産生する能力に違いがあることが示唆された。また、女性では、前額面の動的股関節スティフネスが股関節内転運動だけでなく、内旋運動とも関係することが示された。一方で、男性では、前額面の動的股関節スティフネスが内旋運動と関係しないこと示され、男女異なる結果となった。股関節内転、内旋運動の増加が膝蓋大腿関節痛と関連していることを考えると、なぜ女性が男性よりも膝蓋大腿関節痛の発生率が高いかを説明するのに役立つ可能性がある。評価、治療介入については、若年女性において機能的活動中の前額面の動的股関節スティフネスを十分に高め、過度な股関節内転、内旋運動を防ぐことが重要である。女性において大腿長に対して骨盤幅が広いと、前額面上で股関節の硬さを産生する能力がより要求される可能性があるが、大殿筋の筋活動電位量を高めることによって前額面の股関節の硬さを調整できる可能性がある。

4.2 : 本研究の限界

本研究にはいくつかの限界がある。はじめに、本研究は前額面の動的股関節スティフネスに寄与する要素として他動的な要素について検討していない。受動的な要素は可能な限り少ない筋活動で動作中の関節の運動に抵抗するために重要な役割をなすため、今後の研究では他動的要素との関係も明らかにしていく必要がある。2 つ目に、本研究では前額面の動的股関節スティフネスと股関節周囲筋の量的側面との関係性を調べたが、筋の組み合わせや反応時間など空間的側面、時間的側面について検討していない。今後の研究では、空間的側面、時間的側面も検討することで前額面の動的股関節スティフネスを調整するためのより良い洞察が得られる可能性がある。3 つ目に、筋電図データの正規化する方法として、本研究では1歩行周期の筋活動の平均値で正規化する方法を採用した⁵⁸。そのため、最大筋力発揮時の筋活動に対する割合を意味するものではない。一般的に、最大等尺性随意収縮時の筋活動を用いて正規化することが多い。しかし、最大等尺性随意収縮時の筋活動を用いた正規化は、被験者の姿勢や疲労、モチベーション、痛みが影響し、被験者内の変動も大きく、信頼性が低いなど技術的な問題が指摘されている⁶²。一方で、歩行の1歩行周期の筋活動の平均値を用いた正規化は、被験者内の変動が少ない⁶²。さらに、第2章の結果において、最大等尺性筋力は、荷重応答期の前額面の動的股関節スティフネスと関係しなかった。これらの理由により、最大等尺性随意収縮時の筋活動ではなく、動作を基準とする1歩行周期の筋活動の平均値で正規化する方法を採用した。4 つ目に、体幹の位置や動き、体幹筋群の筋活動は、股関節スティフネスや関節運動に影響を与える可能性がある。さらなる研究は体幹の運動学、筋活動と股関節運動学との関係を明らかにする必要がある。5 つ目に、本研究の課題動作は快適な速度での歩行であったが、動的関節スティフネスの大きさは要求される運動タスクによって異なり、様々な機械的負荷に応じて変化する可能性がある。着地動作やランニングなど機械的要求が高い動作ではスティフネスの値が変化する可能性がある。6 つ目に、被験者は無症候性の健常若年者を対象とした。したがって、これらの結果を他の母集団に一般化する場合は注意が必要である。7 つ目に、筋機能を反映する指標として等尺性股関節外転筋力のみを検討したことである。筋力は遠心性収縮時に最も大きくなる。荷重応答期では股関節外転筋による遠心性収縮が必要となる。遠心性筋力の計測は股関節運動と股関節外転筋との関係についてより良い洞察を与える可能性がある。8 つ目に、本研究結果は歩行時の前額面の動的股関節スティフネスと前額面および水平面の股関節運動学との関係性を示したが、これは横断研究であるため、因果関係を意味するものではない。これらの制限はあるが、女性において歩行中の前額面の股関節スティフネスの低下は、股関節内転、および内旋運動の増加と関連することを明らかにしたことは意義がある。本研究の知見は前額面の動的股関節スティフネスが股関節運動を変化させるための治療ターゲットになりうることを提案する。9 つ目に、本研究では水平面の動的股関節スティフネスを評価していない。女性における水平面の動的股関節スティフネスの低下は、股関節内旋運動の増加と関連している可能性がある。最後に、男女間のこれらの生体力学的な違いが、女性において罹患率が高い膝疾患に関係するか否かについては今後の課題である。

4.3 : 今後の展望と臨床提言

本研究における知見はいくつかの臨床的意義を有している。本研究は女性において前額面の動的股関節スティフネスの低下が、荷重応答期における股関節内転および内旋運動の増加と関連していることを示した。Liaoら⁸は、大腿骨のわずか5°の内旋が膝蓋骨の軟骨ストレスを増加させたと報告した。大殿筋の筋活動を増加させ、前額面の動的股関節スティフネスを高めることは、主に女性における機能的活動中の過度な股関節内転および内旋運動の防止に寄与する可能性がある。さらなる研究は、前額面の動的股関節スティフネスを改善することを目的としたトレーニングプログラムの影響を調査する必要がある。

参考文献

1. Glaviano NR, Kew M, Hart JM, Saliba S. Demographic and Epidemiological Trends in Patellofemoral Pain. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10(3):281-90.
2. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med.* 2002;36(2):95-101.
3. Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports.* 2010;20(5):725-30.
4. Heino Brechter J, Powers CM. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(10):1582-93.
5. Ward SR, Powers CM. The influence of patella alta on patellofemoral joint stress during normal and fast walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(10):1040-7.
6. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(2):42-51.
7. Liao TC, Yin L, Powers CM. The influence of isolated femur and tibia rotations on patella cartilage stress: a sensitivity analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2018;54:125-31.
8. Liao TC, Yang N, Ho KY, Farrokhi S, Powers CM. Femur Rotation Increases Patella Cartilage Stress in Females with Patellofemoral Pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2015;47(9):1775-80.
9. Farrokhi S, Keyak JH, Powers CM. Individuals with patellofemoral pain exhibit greater patellofemoral joint stress: a finite element analysis study. *Osteoarthritis Cartilage.* 2011;19(3):287-94.
10. Ho KY, Keyak JH, Powers CM. Comparison of patella bone strain between females with and without patellofemoral pain: a finite element analysis study. *J Biomech.* 2014;47(1):230-6.
11. Graci V, Van Dillen LR, Salsich GB. Gender differences in trunk, pelvis and lower limb kinematics during a single leg squat. *Gait Posture.* 2012;36(3):461-6.
12. Neal BS, Barton CJ, Gallie R, O'Halloran P, Morrissey D. Runners with patellofemoral pain have altered biomechanics which targeted interventions can modify: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture.* 2016;45:69-82.
13. Mirzaie G, Kajbafvala M, Rahimi A, Manshadi FD, Kalantari KK. Altered Hip Mechanics and Patellofemoral Pain. A Review of Literature. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2016;18(3):215-21.
14. Hurd WJ, Chmielewski TL, Axe MJ, Davis I, Snyder-Mackler L. Differences in normal and perturbed walking kinematics between male and female athletes. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(5):465-72.

15. Bruening DA, Frimenko RE, Goodyear CD, Bowden DR, Fullenkamp AM. Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait Posture*. 2015;41(2):540-5.
16. Almonroeder TG, Benson LC. Sex differences in lower extremity kinematics and patellofemoral kinetics during running. *J Sports Sci*. 2017;35(16):1575-81.
17. Weeks BK, Carty CP, Horan SA. Effect of sex and fatigue on single leg squat kinematics in healthy young adults. *BMC Musculoskelet Disord*. 2015;16:271.
18. Al-Hayani A. The functional anatomy of hip abductors. *Folia Morphol (Warsz)*. 2009;68(2):98-103.
19. Willson JD, Davis IS. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. *J Sport Rehabil*. 2009;18(1):76-90.
20. Baggaley M, Noehren B, Clasey JL, Shapiro R, Pohl MB. Frontal plane kinematics of the hip during running: Are they related to hip anatomy and strength? *Gait Posture*. 2015;42(4):505-10.
21. Herman DC, Weinhold PS, Guskiewicz KM, Garrett WE, Yu B, Padua DA. The effects of strength training on the lower extremity biomechanics of female recreational athletes during a stop-jump task. *Am J Sports Med*. 2008;36(4):733-40.
22. Davis RB, DeLuca PA. Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait & Posture*. 1996;4(3):224-31.
23. Butler RJ, Crowell HP, 3rd, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003;18(6):511-7.
24. Dixon SJ, Hinman RS, Creaby MW, Kemp G, Crossley KM. Knee joint stiffness during walking in knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2010;62(1):38-44.
25. Gustafson JA, Gorman S, Fitzgerald GK, Farrokhi S. Alterations in walking knee joint stiffness in individuals with knee osteoarthritis and self-reported knee instability. *Gait Posture*. 2016;43:210-5.
26. Zeni JA, Jr., Higginson JS. Dynamic knee joint stiffness in subjects with a progressive increase in severity of knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24(4):366-71.
27. Latash ML, Zatsiorsky VM. Joint stiffness: Myth or reality? *Hum Mov Sci*. 1993;12(6):653-92.
28. Tateuchi H, Tsukagoshi R, Fukumoto Y, Oda S, Ichihashi N. Dynamic hip joint stiffness in individuals with total hip arthroplasty: relationships between hip impairments and dynamics of the other joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011;26(6):598-604.
29. Chang AH, Chmiel JS, Almagor O, Guermazi A, Prasad PV, Moision KC, et al. Association of baseline knee sagittal dynamic joint stiffness during gait and 2-year patellofemoral cartilage damage worsening in knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2017;25(2):242-8.

30. Farley CT, Morgenroth DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J Biomech.* 1999;32(3):267-73.
31. Sekiguchi Y, Muraki T, Tanaka N, Izumi S. Relationship between activation of ankle muscles and quasi-joint stiffness in early and middle stances during gait in patients with hemiparesis. *Gait Posture.* 2015;42(3):348-53.
32. Gabriel RC, Abrantes J, Granata K, Bulas-Cruz J, Melo-Pinto P, Filipe V. Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences. *Phys Ther Sport.* 2008;9(1):16-24.
33. Granata KP, Padua DA, Wilson SE. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(2):127-35.
34. Hu H, Meijer OG, Hodges PW, Bruijn SM, Strijers RL, Nanayakkara PWB, et al. Control of the lateral abdominal muscles during walking. *Human Movement Science.* 2012;31(4):880-96.
35. Wojtys EM, Ashton-Miller JA, Huston LJ. A gender-related difference in the contribution of the knee musculature to sagittal-plane shear stiffness in subjects with similar knee laxity. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84(1):10-6.
36. Wojtys EM, Huston LJ, Schock HJ, Boylan JP, Ashton-Miller JA. Gender differences in muscular protection of the knee in torsion in size-matched athletes. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85(5):782-9.
37. Hollman JH, Galardi CM, Lin IH, Voth BC, Whitmarsh CL. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2014;29(4):468-74.
38. Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *J Sport Rehabil.* 2009;18(1):104-17.
39. Horton MG, Hall TL. Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Phys Ther.* 1989;69(11):897-901.
40. Lewis CL, Laudicina NM, Khuu A, Loverro KL. The Human Pelvis: Variation in Structure and Function During Gait. *Anat Rec (Hoboken).* 2017;300(4):633-42.
41. Snyder KR, Earl JE, O'Connor KM, Ebersole KT. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009;24(1):26-34.
42. Sawada T, Tokuda K, Tanimoto K, Iwamoto Y, Ogata Y, Anan M, et al. Foot alignments influence the effect of knee adduction moment with lateral wedge insoles during gait. *Gait Posture.* 2016;49:451-6.

43. Bell A, Brand RA, Pedersen DR. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Hum Mov Sci.* 1989;8(1):3-16.
44. Bell AL, Pedersen DR, Brand RA. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech.* 1990;23(6):617-21.
45. Wirtz AD, Willson JD, Kernozek TW, Hong DA. Patellofemoral joint stress during running in females with and without patellofemoral pain. *Knee.* 2012;19(5):703-8.
46. Ardestani MM, Ferrigno C, Moazen M, Wimmer MA. From normal to fast walking: Impact of cadence and stride length on lower extremity joint moments. *Gait Posture.* 2016;46:118-25.
47. Ferber R, Davis IM, Williams DS, 3rd. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18(4):350-7.
48. Granata KP, Wilson SE, Padua DA. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I. Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(2):119-26.
49. Staron RS, Hagerman FC, Hikida RS, Murray TF, Hostler DP, Crill MT, et al. Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. *J Histochem Cytochem.* 2000;48(5):623-9.
50. Ryan ED, Herda TJ, Costa PB, Defreitas JM, Beck TW, Stout JR, et al. Passive properties of the muscle-tendon unit: the influence of muscle cross-sectional area. *Muscle Nerve.* 2009;39(2):227-9.
51. Chaudhari AM, Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. *J Biomech.* 2006;39(2):330-8.
52. Braten M, Terjesen T, Rossvoll I. Femoral anteversion in normal adults. Ultrasound measurements in 50 men and 50 women. *Acta Orthop Scand.* 1992;63(1):29-32.
53. Radler C, Kranzl A, Manner HM, Hoglinger M, Ganger R, Grill F. Torsional profile versus gait analysis: consistency between the anatomic torsion and the resulting gait pattern in patients with rotational malalignment of the lower extremity. *Gait Posture.* 2010;32(3):405-10.
54. Souza RB, Powers CM. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *Am J Sports Med.* 2009;37(3):579-87.
55. Preece SJ, Graham-Smith P, Nester CJ, Howard D, Hermens H, Herrington L, et al. The influence of gluteus maximus on transverse plane tibial rotation. *Gait Posture.* 2008;27(4):616-21.
56. Willson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23(2):203-11.

57. Perotto AO, Delagi EF. *Anatomical Guide for the Electromyographer: The Limbs and Trunk*. Springfield. 1980.
58. Yang JF, Winter DA. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil*. 1984;65(9):517-21.
59. Mann RA, Moran GT, Dougherty SE. Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. *Am J Sports Med*. 1986;14(6):501-10.
60. Tamari K, Tinley P, Briffa K, Aoyagi K. Ethnic-, gender-, and age-related differences in femorotibial angle, femoral antetorsion, and tibiofibular torsion: cross-sectional study among healthy Japanese and Australian Caucasians. *Clin Anat*. 2006;19(1):59-67.
61. Fearon A, Stephens S, Cook J, Smith P, Neeman T, Cormick W, et al. The relationship of femoral neck shaft angle and adiposity to greater trochanteric pain syndrome in women. A case control morphology and anthropometric study. *Br J Sports Med*. 2012;46(12):888-92.
62. Yang JF, Winter DA. Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. *Arch Phys Med Rehabil*. 1983;64(9):417-20.