

平成 28 年度
順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科 修士論文

片脚着地動作における膝関節内外反角度と 骨盤運動の関連について

学籍番号 4115024

氏名 千葉 諭

論文指導教員 櫻庭 景植 教授

合格年月日 平成 29 年 2 月 20 日

論文審査員

主査

櫻庭 景植

副査

門屋 悠香

副査

松原 幸枝

目次

第1章 緒言	1
第2章 関連文献の考証	3
第1節 膝関節のスポーツ損傷に関する疫学的研究	3
第2節 膝関節におけるマルアライメントと外傷発生	3
(1) 屍体膝を用いた研究	4
(2) ビデオ解析を用いた研究	4
(3) 三次元動作解析装置を用いた研究	5
第3節 膝関節外反を生じる要因についてのバイオメカニクス的研究	5
(1) 膝関節外反のバイオメカニクス	6
(2) 体幹アライメントと膝関節の運動	6
第3章 研究目的	8
第4章 研究方法	9
第1節 実験の概要	9
第2節 対象	9
第3節 方法	9
(1) 手順	9
(2) 課題動作	9
(3) 床反力の計測	10
(4) 関節角度の計測	10
(5) マーカー貼付位置	10
(6) 関節角度の算出	11
第4節 統計処理	11
(1) Peak VGRF 時のアライメント	12
(2) 接地から Peak VGRF 時までに生じた運動	12
(3) 接地時点でのアライメントと接地から Peak VGRF 時までの運動	12

第5章 結果	13
第1節 Peak VGRF 時におけるアライメント	13
第2節 接地から Peak VGRF 時までの関節運動	13
第3節 接地時のアライメントと、接地から Peak VGRF 時までの運動	13
第6章 考察	15
第1節 骨盤前傾運動と膝関節外反運動の関連について	15
第2節 骨盤アライメントと膝関節内外反角度の関連について	16
第3節 骨盤前傾運動を導く要因について	16
(1) 骨盤を前傾させる外力について	16
(2) 着地直前の筋活動と骨盤前傾運動について	17
第4節 脊柱と膝関節外反の関連について	17
第5節 研究の限界と今後の課題	18
第7章 結論	19
第8章 要約	20
謝辞	21
引用および参考文献	22
英文要約	28
図表		
資料		

第1章 緒言

スポーツにおける損傷部位は、上肢や体幹と比較し、下肢の損傷が占める割合が大きい^{2,27,57)}。その中でも特に、膝関節における損傷が多いと報告されている^{20,57)}。膝関節におけるスポーツ損傷は、前十字靭帯損傷や半月板損傷など、長期間の競技離脱を余儀なくされるものが多く、スポーツ選手にとって重大な問題となる。

下肢におけるスポーツ外傷・障害の発生要因の一つとして、下肢のマルアライメントが挙げられる。マルアライメントとは、アライメントが不良となった状態のことである。下肢の代表的なマルアライメントとして Knee-In & Toe-Out と Knee-Out & Toe-In が挙げられる。Knee-In & Toe-Out は膝関節が 30 度以下の軽度屈曲位において膝関節が外反位を呈したアライメントであり、Knee-Out & Toe-In は膝関節軽度屈曲位において膝関節が内反位を呈したアライメントである (図 1)。川野²⁸⁾は、マルアライメントが外傷・障害の発生に関与するとし、運動中にこれらのマルアライメントを回避するための動作獲得が、外傷・障害予防に重要であると指摘している。

スポーツにおける外傷は、他者との接触によって生じる接触型の損傷と、他者との接触なく生じる非接触型の損傷に分類される^{10,14,21,22,31,53)}。非接触型の損傷の多くは、ジャンプ着地や切り返し、急激な減速などで生じるとされており^{3,6,7,25,50)}、動作中のマルアライメントが大きく関与しているものと考えられている。

膝関節の内反および外反は、膝関節における副運動 (accessory movement) の一つである。膝関節の内反・外反に作用する筋が存在しないため、自動運動として行うことは困難である。そのため、動作中に生じる膝関節の内反および外反は他の要因により受動的に生じると考えられ、動作中の膝関節内反・外反というマルアライメントを回避するために、それらを誘発する要因についての研究が多く行われている。

膝関節の内反・外反についての先行研究として、大腿骨前捻角や舟状骨降下率など骨・関節の構造に焦点を当てたもの^{23,24,25)}や、下肢筋活動や重心位置などの機能的要因に焦点を当てたもの^{46,51,53,54)}がある。着地動作中の体幹の肢位と膝関節外反角度の関係を検討した研究では、体幹伸展位での着地は膝関節屈曲角度を減少させる^{4,54)}こと、体幹を着地する下肢側へ側屈させた状態での着地は膝関節外反角度や膝関節外反モーメントを増大させる^{46,51)}ことが報告されており、重心位置や筋活動の観点より膝関節に生じる外反モーメントや膝関節の外反角度について検討している。これらの研究の検討すべき点として、下行性の運動連鎖や下肢の筋活動を、「体幹」という大きな括りで検討していることが挙げられる。体幹の運動は骨盤の運動と脊柱の運動が組み合わさって

生じている⁴³⁾こと、また膝関節の運動に関わる筋群の多くが骨盤に付着していることから、膝関節の外反を下行性の運動連鎖や下肢の筋活動の観点より検討するためには、骨盤の運動やアライメントを含めて検討する必要がある。骨盤の肢位と膝関節の運動の関連については、未だ十分な知見が得られているとは言い難い。

そこで本研究では、片脚着地中の骨盤運動と膝関節内反・外反角度の関係を明らかにすることを目的とした。膝関節のマルアライメントを骨盤運動から検証することは、膝関節における損傷予防や、外傷後のリハビリテーションプログラムの発展に意義があるものとする。

第2章 関連文献の考証

本章では、以下にまずスポーツ損傷に関する疫学的研究について考証する。次いで、膝関節におけるマルアライメントと外傷発生のメカニズムおよび膝関節のマルアライメントを生じる要因について、現在までの知見をまとめる。

第1節 膝関節のスポーツ損傷に関する疫学的研究

スポーツ選手の損傷予防には、その疫学的研究が必須とされている。Vanmechelen⁵⁹らはスポーツ損傷予防の4ステップモデルを提唱した。その中でも、スポーツ損傷の発症率や重症度を疫学調査し、実態の把握を行うことを4ステップの中の第1ステップと位置付けている。このことより、スポーツ損傷の予防には、疫学的研究が重要であると考えられる。

医療機関を受診したスポーツ損傷患者の疫学的研究として、岩噌ら²⁰は、ある医療機関の整形外科を受診した新患者 71953 件を対象に、損傷時の年齢、性別、スポーツ種目、受傷部位を調査した。その結果、受傷部位については膝関節が最も多く、全体の 36% を占めていたと報告した。また、高橋ら⁵⁷は、ある医療機関のリハビリテーション科を受診した新患者 51047 件を対象に、同様の調査を実施した。その結果、受傷部位については膝関節が最も多く、全体の 29.2% を占めていたと報告した。どちらの報告においても膝関節の損傷が最も多く、その理由として、膝関節は荷重関節であるが骨性には不安定な形状である³⁰こと、大腿骨と脛骨という長いモーメントアームを持つ骨で構成されているために大きなトルクがかかりやすい³⁰こと、などが関係していると考えられる。

また、膝関節における損傷を、岩噌ら²⁰は外傷と障害に分類した。外傷は、膝関節前十字靭帯 (Anterior Cruciate Ligament ; 以下 ACL) 損傷や膝関節内側側副靭帯 (Medial Collateral Ligament ; 以下 MCL) 損傷などの急性疾患であり、障害は膝関節における関節内障や膝蓋大腿関節症、膝蓋靭帯炎などの慢性疾患とした。高橋ら⁵⁷も、膝関節における損傷を急性疾患と慢性疾患に分類しており、どちらの報告においても、膝関節における外傷では ACL 損傷が最も多く、次いで MCL 損傷、半月板損傷の順に多かったとしている。

第2節 膝関節におけるマルアライメントと外傷発生

スポーツには、走る・飛ぶ・着地するといった動作が含まれる。それらの動作において、関節には圧縮・伸張・屈曲・回旋・剪断といった物理的ストレスが作用している⁵⁸。マルアライメントは、これら物理的ストレスを回避するには不都合な状態であると考えられる。中でも、knee-in

と呼ばれる、膝関節軽度屈曲位において膝関節外反を呈したアライメントに着目した報告が多い。膝関節が外反すると、膝関節の内側が離開し、膝関節内側構成体には伸張ストレスが加わる。また、膝関節の外側には圧縮・回旋ストレスが加わる²⁶⁾。このことより、ACL 損傷やMCL 損傷、鷲足炎、外側半月板損傷などが生じやすいとされ、スポーツ損傷の発生を予測する肢位と考えられている²⁸⁾。

膝関節におけるマルアライメントと外傷発生のメカニズムについては、膝関節外反と ACL 損傷の関連性を調査した報告が多い。その理由として考えられることは、ACL 損傷の約 70%が他者との接触なく生じる非接触型損傷であり^{1,6,13)}、動的アライメントとの関連が深いことと、受傷から競技復帰までに 6~10 ヶ月程度を要し^{30,56)}、長期間競技から離脱することになるためにスポーツ選手にとって重大な損傷と言えることである。以下、屍体膝を用いた研究、損傷場面のビデオ解析や三次元動作解析装置を用いた研究より、ACL 損傷を中心とした膝の外傷発生メカニズムについて考証を行う。

(1) 屍体膝を用いた研究

ACL が断裂する強度について、Woo⁶⁰⁾らは 2160N、Noyes⁴⁵⁾らは 1730N と報告している。Meyer ら⁴⁰⁾は屍体膝を用い、膝関節を 30°屈曲位で屈曲・伸展方向の運動のみ固定した状態で、ACL が断裂するまで脛骨長軸方向へ圧縮力を加える実験を行った結果、3200~8600N の関節圧縮力が加わる事で ACL が断裂したと報告した。その際、膝関節に外反負荷を与えながら脛骨長軸方向に圧縮力を加えると、膝関節に外反負荷を与えない場合と比較して、ACL 損傷までの圧縮力が有意に小さくなったと報告している。また、Markof⁶⁵⁾らは、膝関節屈曲 10°以下で脛骨を前方へ引き出す方向に外力を加え、ACL に生じる張力を調査した。その際、脛骨前方引き出しのみの外力を加えた場合と比較し、脛骨前方引き出しに脛骨の内旋を加えた場合、ACL には約 1.5 倍もの張力が発生すると報告した。これらのことより、膝関節屈曲 30°以下における膝関節の外反および脛骨の内旋というマルアライメントは、ACL 損傷の危険性を高めると考えられる。

(2) ビデオ解析を用いた研究

ビデオを用いた映像解析は、損傷した際の状況を客観的に検討することができるため、非常に有用であると考えられる。実際の ACL 損傷時の膝関節肢位について、Koga²⁹⁾らは男子サッカー選手の ACL 損傷の瞬間を撮影したハイスピードカメラの映像を Model-based image

matching technique にて解析した結果、損傷時に膝関節の外反と脛骨の内旋が生じていたと報告した。小笠原ら⁴⁷⁾は女子ハンドボール日本代表選手がジャンプシュートの着地により ACL および MCL を損傷した際のビデオ映像を Direct linear transformation 法により解析し、接地後間もないタイミングで膝関節に外反モーメントが生じていたと報告した。Boden⁸⁾らは、ACL 損傷者と ACL 非損傷者の膝関節の運動を比較した結果、ACL 損傷者は膝関節外反が増大していくと報告した。三木ら⁴⁸⁾は、女子バスケットボール選手 4 名の ACL 損傷の瞬間を撮影したビデオを解析し、全ての選手で膝関節が外反していたと報告した。このことより、膝関節のマルアライメントの中でも、特に膝関節の外反が ACL 損傷につながると考えられる。

(3) 三次元動作解析装置を用いた研究

複数台のビデオカメラを使用し、三次元的に動作を分析・評価した解析方法と、三次元動作解析装置を用いた解析方法との正確性を検討した研究によると、高い相関関係は認められる³⁸⁾ものの、ビデオを用いた解析は正確性に劣ると報告されている。その理由としては、回旋運動の評価が困難であることや、矢状面の選別が主観に頼らざるを得ないことが挙げられる。したがって、着地動作などにおいてより詳細な膝関節の運動動態を確認するためには三次元動作解析装置を用いた検討が必要である。Hewett ら⁴⁹⁾は、サッカーやバスケットボール、バレーボールなど、ACL 損傷のリスクが高いスポーツを行っている 205 名の女性アスリートを対象に、三次元動作解析装置を用いて着地動作の解析を行った。その解析後に ACL を損傷した 9 名を損傷群とし、その他の対象者を非損傷群として、2 群間で比較・検討を行ったところ、損傷群は非損傷群に対し、膝関節外反角度と膝関節外反モーメントが有意に高値を示したと報告した。

以上の検討より、膝関節のマルアライメントの中で、特に膝関節の外反において危険度が高いと考えられる。

第3節 膝関節外反を生じる要因についてのバイオメカニクス的研究

膝関節におけるマルアライメント、特に膝関節の外反を生じる要因について、バイオメカニクスの観点から様々な検討がなされている。膝関節外反は、関節運動の中で副運動に分類され、開放運動連鎖 (Open Kinetic Chain ; 以下 OKC) において自身で動かすことは困難である。したが

ってスポーツ動作の中で膝関節の外反が生じる場合、足部が接地した閉鎖運動連鎖（Closed Kinetic Chain；以下CKC）の状態、受動的に生じると考えられる。Griffinら¹³⁾は、膝関節の外反は運動連鎖の一部であるとし、体幹や股関節、足関節からの影響を考える必要があると述べている。

(1) 膝関節外反のバイオメカニクス

Liら³⁴⁾は、膝関節の外反は大腿骨・脛骨・腓骨、股関節・足関節・足部の複合関係によって構成され、大腿骨内転・内旋、脛骨外転、足部回内が生じると報告した。同様にHewettら¹⁵⁾は膝関節の外反に伴い股関節の内転・内旋が生じると報告し、Irelandら¹⁸⁾は股関節の内旋・内転、脛骨外旋、足部回内が生じると報告した。Lephartら³³⁾も、股関節内旋の増加が膝関節外反と関係すると報告した。以上より、膝関節の外反は股関節や足関節、足部の位置関係および運動の連鎖によって生じることに、一定の知見が得られていると言える。

また、股関節外旋筋力は動的な膝関節外反モーメントを制御すると報告されており³²⁾、膝関節の外反と、大腿骨の運動に関わる筋群との関連性が明らかになっている。Kanekoら²³⁾は、対象者を膝関節外反群の高値群と低値群に分け、着地直前直後の筋活動を比較したところ、膝関節外反高値群は低値群と比較し、大腿直筋の筋活動が有意に高く、大殿筋の筋活動が有意に低かったと報告した。また、Ireland¹⁹⁾らは、大殿筋が股関節の内旋を制動すると報告した。このことより、膝関節外反を生じる因子として、股関節周囲の筋活動も考慮すべき点であると考えられる。

(2) 体幹アライメントと膝関節の運動

齋藤ら⁵¹⁾は、右下肢での片脚着地動作における膝関節外反角度を、体幹中間位と体幹右側屈位で比較したところ、体幹右側屈位での着地において膝関節外反角度の明らかな増大が認められたと報告した。小笠原ら⁴⁶⁾は、体幹が着地脚側へ側屈した姿勢での着地動作では、身体重心が着地脚側へ偏位し、床反力のベクトルが着地脚の膝関節中心の外側を通ることで、膝関節に外反モーメントが生じると報告した。また、Hewettら¹⁶⁾はACL損傷時のビデオ映像を解析した結果、ACL損傷時に損傷側への体幹の側屈と膝関節の外反が生じていたと報告した。そのメカニズムとして、重心位置の外側偏位により床反力が膝関節の外側を通ることで膝関節外反モーメントが生じたためとしている。これら体幹アライメントと膝関節外反の

関連を調査した研究の多くは重心位置と床反力について述べられており、一定の知見が得られているものとする。

骨盤からの下行性運動連鎖に関して、Kapandji²⁶⁾らは、大腿骨には頸体角があるために、股関節の構造上、骨盤が前傾すると大腿骨の内旋が生じ、反対に骨盤が後傾すると大腿骨の外旋が生じると報告した。それに対して、骨盤に付着する筋の作用に関して、大腿直筋の活動は脛骨を前方へ偏位させるという報告^{9,42,55)}や、さらに膝関節の外反を誘発するという報告¹¹⁾がある。また、大殿筋の活動は股関節の内旋を制動し¹⁹⁾、膝関節外反モーメントに抗する³²⁾との報告がある。そのため、大腿直筋の活動を抑制し、大殿筋の活動を促通するために、骨盤前傾を意識したスクワットや体幹を前傾させた着地が推奨されている^{48,61)}。

以上のことより、骨盤の運動やアライメントと膝関節外反の関係については、下行性運動連鎖の観点から調査したものと、下肢筋活動の観点から調査したものとの間で矛盾があり、未だ一致した見解は得られていないと言える。骨盤の運動やアライメントに着目し、膝関節外反との関係を明確にすることは、膝関節を損傷する可能性が高い選手の抽出や損傷予防プログラムの立案、損傷後リハビリテーションプログラムへの応用に対し、意義があるものとする。

第3章 研究目的

膝関節の損傷予防や、外傷後におけるリハビリテーションでは、マルアライメントの改善を意識したトレーニングが実施されている。マルアライメントの要因は下肢および体幹のアライメントや筋活動など、様々な要素が複合して生じている。マルアライメントを生じる要因が明らかになる事は、膝関節の損傷予防や、リハビリテーションプログラムの立案・指導の発展に寄与できるものとする。そこで本研究では、骨盤の運動が膝関節の内反・外反と関連があるという仮説を立て、片脚着地動作における膝関節内反・外反角度と骨盤運動の関連について明らかにすることを目的とした。

第4章 研究方法

第1節 実験の概要

課題動作は、高さ 45cm 台からの片脚着地とした。三次元動作解析装置と赤外線カメラを用いて、着地動作中の関節角度を計測した。接地からの膝関節外反角度変化量を算出し、骨盤および脊柱の角度変化との関連を検討した。

第2節 対象

U 大学に在籍する、体幹および下肢に運動器疾患がなく、日常的な運動習慣のない健康成人男子 15 名を対象とした。平均年齢は 21.3 ± 0.7 歳（平均 \pm 標準偏差）、平均身長および平均体重はそれぞれ 171.6 ± 6.3 cm、 60.7 ± 5.8 kg であった（表 1）。対象者全員に対し、事前に本研究の目的および研究方法を口頭と書面にて説明し、本人の意思により本研究に参加する旨の同意書を得た。なお、本研究は順天堂大学大学院研究等倫理委員会の承認（院 28-38 号）および植草学園大学研究倫理委員会の承認（第 15-04 号）を得て実施した。

第3節 方法

(1) 手順

対象者を立位とし、膝関節の幅と足関節の幅、および棘果長を計測した。その後、赤外線反射マーカ―を対象者の皮膚上に貼付し、赤外線カメラによりマーカ―を認識できることを確認した。次に、両上肢を胸の前で交差し直立した姿勢において、静止立位時の関節角度を計測した。課題動作を 3 回実施し、動作中の関節角度および床反力を計測した。関節角度計測と床反力計測は機器を同期させた状態で実施した。計測間には十分な休息時間を設定し、対象者の疲労に十分に配慮した。

(2) 課題動作

Shimokochi らの先行研究⁵⁴⁾に基づき、課題動作は高さ 45cm の台上から 30cm 前方へ、右下肢で着地することとした。片脚着地の動作は、Blackburn らの方法⁴⁵⁾に基づいたものとした。対象者は左下肢の足先を台の前縁に合わせて立ち、測定肢である右下肢は膝関節伸展位にて台上から外し、前方に保持した。次に、上方へ跳び上がらないよう、前下方に位置する床反力計上に着地した。上肢によるバランス保持の影響を少なくするため、また骨盤上の皮膚に貼付した赤外線反射マーカ―が上肢により見えなくなることを防ぐため、両上肢は胸

の前で交差させた (図 2)。また、脊柱による影響を少なくするため、着地動作中の脊柱は、床面に対してなるべく垂直に保持するよう指示した。

事前に数回練習を行ったのち、計測を行った。着地後に 3 秒間、安定した姿勢を保持できた試技を成功とし、成功試技を 3 回行った時点で測定終了とした。反対側の下肢が床に着いた場合や体幹が大きく動揺した場合など、片脚着地後に姿勢を保持できなかった場合は失敗とした。

(3) 床反力の計測

課題動作において、床反力を計測した。床反力の計測には床反力計 (AMTI OR6 Series Force Plate ; AMTI 社製) を使用し、サンプリング周波数は 100Hz とした。先行研究に基づき、床反力の鉛直方向成分 (Vertical Ground Reaction Force ; 以下 VGRF) が 10N を超えた時点を接地とした⁴⁵⁾。また、VGRF が最大値を示した時点を Peak VGRF と定義した。

(4) 関節角度の計測 (三次元動作解析)

片脚着地動作中の関節角度計測には、三次元動作解析装置 (VICON NEXUS ; Vicon Motion system 社製) および赤外線カメラ (VICON MX 13 および VICON MX T10 ; Vicon Motion system 社製) 11 台を使用し、サンプリング周波数は 100Hz で計測を行った。なお、三次元動作解析装置は床反力計と同期させた (図 3)。

(5) マーカー貼付位置

赤外線反射マーカーの貼付位置は、Vicon Motion system 社が提唱する Plug - In - Gait 下肢モデルに準じ、両側の上前腸骨棘 (Anterior Superior Iliac Spine ; 以下 ASIS)、上後腸骨棘 (Posterior Superior Iliac Spine ; 以下 PSIS)、大腿骨外側中央部、膝関節外側関節裂隙、下腿外側中央部、外果、踵部中央、第 2 中足骨頭の 16 点の皮膚上に貼付した (図 3)。また、日本整形外科学会および日本リハビリテーション医学会の関節可動域表示ならびに測定法⁴⁶⁾において、脊柱の関節角度測定時に移動軸と定められている、第 1 胸椎棘突起 (T1)、第 5 腰椎棘突起 (L5)、両肩峰の 4 点の皮膚上に貼付した (図 4)。

赤外線反射マーカーの貼付にずれがあると、関節運動に誤差が生じる可能性があるとの報告より、赤マーカー貼付による測定誤差を最小限にするため、赤外線反射マーカーの貼付は全ての対象者に対して同一の検査者が行った。

(6) 関節角度の算出

赤外線反射マーカの軌跡より、6Hzのカットオフ周波数で low-pass Butterworth デジタルフィルタを通してフィルタ処理を行った後、空間における三次元座標値を算出した。算出した三次元座標値より、骨盤前傾・後傾角度、骨盤側方傾斜角度、骨盤回旋角度、脊柱屈曲・伸展角度、脊柱側屈角度、脊柱回旋角度、股関節屈曲・伸展角度、股関節内転・外転角度、股関節内旋・外旋角度、膝関節屈曲・伸展角度、膝関節内反・外反角度、膝関節内旋・外旋角度を算出した。骨盤および股関節、膝関節の角度は、Plug-In-Gait モデルに基づき身体座標系からの角度を算出した。骨盤は前傾方向、左傾斜方向、左回旋方向をそれぞれ+と表記した。股関節は屈曲方向、内転方向、内旋方向をそれぞれ+と表記した(図6)。膝関節は屈曲方向、外反方向、外旋方向をそれぞれ+と表記した。脊柱の角度は、日本整形外科学会および日本リハビリテーション医学会の関節可動域表示ならびに測定法⁴⁴⁾にて制定された、移動軸の定義に基づいて算出した。脊柱屈曲角度は、矢状面上でL5からT1に向かうベクトルが床面に垂直な線となす角を算出した後、骨盤前傾・後傾角度を減算し、骨盤に対する脊柱屈曲角度を算出し、屈曲方向を+と表記した。脊柱側屈角度は、前額面上でL5からT1に向かうベクトルが床面に垂直な線となす角を算出した後、骨盤側方傾斜角度を減算し、骨盤に対する脊柱側屈角度を算出し、左側屈方向を+と表記した。脊柱回旋角度は、左PSISから右PSISに向かうベクトルと左肩峰から右肩峰へ向かうベクトルとのなす角とし、骨盤に対する脊柱回旋角度を算出した。なお、脊柱回旋角度は左回旋方向を+と表記した。

各関節角度を、接地時点およびPeak VGRF 時点にて算出した。また、接地時からPeak VGRF までの角度変化量を算出した。いずれも、成功試技3回の平均値を使用した。

第4節 統計処理

統計処理にはSPSS Statistics 20 (IBM社製)を用い、下記についてSpearmanの順位相関係数を求め、検定した。いずれも有意水準は危険率5%未満とした。

(1) Peak VGRF時のアライメント

膝関節内反・外反角度を従属変数、その他測定した骨盤・下肢・脊柱の関節角度を独立変数とした。

(2) 接地から Peak VGRF 時までに生じた運動

膝関節内反・外反角度変化量を従属変数、その他測定した骨盤・下肢・脊柱の関節角度変化量を独立変数とした。

(3) 接地時点でのアライメントと接地から Peak VGRF 時までの運動

接地時点でのアライメントと、その後の関節運動の間に関連があるかどうか検討するため、各関節において、接地から Peak VGRF 時までの角度変化量を従属変数、接地時点での関節角度を独立変数とした。

第5章 結果

片脚着地動作において、接地から Peak VGRF までに要した時間は $64.44 \pm 12.14\text{ms}$ であった。接地時の膝関節内反・外反角度は $-0.34 \pm 4.66^\circ$ であり、Peak VGRF における膝関節内反・外反角度は $-0.63 \pm 8.40^\circ$ であった。接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量は $-0.29 \pm 9.67^\circ$ であった。

第1節 Peak VGRF 時におけるアライメント

Peak VGRF 時の膝関節内反・外反角度と、その他測定した骨盤・下肢・脊柱の角度との関係について、表 2 および図 5~15 に示した。

Peak VGRF 時の膝関節内反・外反角度と、その他測定した骨盤・下肢・脊柱の関節角度の間に、相関はみられなかった。したがって、骨盤や股関節、脊柱のアライメントは片脚着地動作時の膝関節内反・外反角度とは関連がないことが示された。

第2節 接地から Peak VGRF 時までの関節運動

接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と、その他測定した骨盤・下肢・脊柱の角度変化量との関係について、表 3 および図 16~26 に示した。

接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と骨盤前傾角度変化量の間に、骨盤前傾角度変化量が大きい対象者ほど膝関節外反角度変化量も大きいという正の相関がみられた

($n=15$, $\rho=0.541$, $p=0.037$)。さらに、膝関節外反角度変化量と股関節内旋角度変化量の間では、股関節内旋角度変化量が大きい対象者ほど膝関節外反角度変化量も大きいという正の相関がみられた ($n=15$, $\rho=0.599$, $p=0.018$)。その他の関節角度変化量と膝関節外反角度変化量の間には、相関はみられなかった。また、骨盤前傾角度変化量と股関節内旋角度変化量との関係について、図 27 に示した。骨盤前傾角度変化量と股関節内旋角度変化量の間には、骨盤前傾角度変化量が大い対象者ほど股関節内旋角度変化量も大きいという正の相関がみられた ($n=15$, $\rho=0.583$, $p=0.023$)。したがって、骨盤の前傾運動と膝関節外反運動、骨盤前傾運動と股関節内旋運動、股関節内旋運動と膝関節外反運動の間に、それぞれ関連があることが示された。

第3節 接地時点でのアライメントと、接地から Peak VGRF までの運動

相関関係が認められた項目について、接地時点でのアライメントと、接地から Peak VGRF 時までの角度変化量との関係を図 28~30 に示した。いずれの関節運動においても、接地時点での関

節角度と、接地から Peak VGRF 時までの角度変化量の間には、相関はみられなかった。したがって、接地時点でのアライメントは、その後 Peak VGRF に至るまでの運動量と関連がないことが示された。

第6章 考察

膝関節は、着地動作において、下肢の中で最も衝撃を緩衝する作用が高いとされる³⁰⁾。そのため、着地動作におけるマルアライメントは、膝関節への衝撃を緩衝するには非常に不都合であり、様々なスポーツ障害に影響すると考えられている²⁸⁾。本研究は、着地動作時の下肢のマルアライメントを予防するため、片脚着地動作における骨盤の運動と膝関節内反・外反角度の関係を明らかにすることを目的とした。結果、骨盤や脊柱、股関節のアライメントと膝関節内反・外反角度との間には関連がみられず、骨盤前傾運動と膝関節外反運動、骨盤前傾運動と股関節内旋運動、股関節内旋運動と膝関節外反運動との間に、それぞれ正の相関がみられた。また、脊柱の運動と膝関節内反・外反運動との間には関連がみられなかった。したがって、以下の考察ではまず、片脚着地動作時の膝関節外反運動と骨盤前傾運動および股関節内旋運動の間に相関がみられたことについて考察を行う。次いで、骨盤や脊柱のアライメントと膝関節内反・外反角度との間に関連が見られなかったことについて述べ、骨盤の前傾を誘発する要因について考察する。

第1節 骨盤前傾運動と膝関節外反運動の関連について

骨盤の運動と下肢アライメントの関係性について、Kapandjiら²⁶⁾は、骨盤が後傾すると大腿骨頭が臼蓋の関節面に押し出されることで前方へ偏位し、大腿骨頸体角の存在により骨頭を中心とした円錐状の運動が引き起こされ、結果的に股関節が伸展・外転・外旋すると報告した。反対に、骨盤が前傾すると、股関節が屈曲・内転・内旋すると報告した。また、Liら³⁴⁾は大腿骨の内転・内旋、脛骨外転、足部回内により膝関節外反が生じると報告し、Lephartら³³⁾も股関節内旋の増大が膝関節外反と関係すると報告した。同様にHewettら¹⁵⁾も、膝関節外反に伴い股関節の内転・内旋が生じると報告した。これらのことから、骨盤が前傾すると大腿骨が内転・内旋し、大腿骨の内転・内旋に伴い膝関節の外反が生じると考えられる。本研究においても、膝関節内反・外反角度変化量と骨盤前傾・後傾角度変化量、膝関節内反・外反角度変化量と股関節内旋・外旋角度変化量、骨盤前傾・後傾角度変化量と股関節内旋・外旋角度変化量の間に、それぞれ正の相関がみられた。これらは、骨盤が前傾方向に運動すると膝関節が外反方向に運動すること、骨盤が前傾方向に運動すると股関節が内旋方向に運動すること、股関節が内旋方向に運動すると膝関節が外反方向に運動することを示しており、前述した先行研究の報告を支持する結果が得られた。骨盤が前傾することで股関節の内旋を引き起こし、股関節が内旋することで膝関節が外反したものとする。

第2節 骨盤アライメントと膝関節内外反角度の関連について

スクワット動作や着地動作においては、体幹を軽度前屈位にすることが望ましく、特に骨盤を前傾位とすることが必要とされる^{48,61)}。これは、骨盤を前傾位とすることで、大殿筋やハムストリングスの筋張力を確保し、大腿直筋の筋張力を抑制することが目的である¹⁷⁾。大殿筋は股関節の内旋を制動し¹⁹⁾、膝関節外反モーメントに抵抗する³²⁾。また、内側ハムストリングスは大腿四頭筋との同時収縮により、膝関節内側面にかかる圧力を増加させ、膝関節外反を制動する¹⁵⁾。大腿直筋はその走行により、脛骨の内旋と膝関節の外反を生じるとされる¹¹⁾。このことより、膝関節外反を制動するためには骨盤を前傾位にすることが必要と考えられる。本研究の結果では、Peak VGRF 時の骨盤角度と膝関節内反・外反角度との間に相関関係はみられなかった。これは、骨盤のアライメントと膝関節外反角度との間には関連がないことを示しており、先行研究とは異なる結果であった。今回は対象者の筋力や筋活動については検討していないが、これらの差異が影響した可能性が考えられる。

第3節 骨盤前傾運動を導く要因について

本研究では、Peak VGRF 時の骨盤アライメントと膝関節内反・外反角度との間には関連がみられず、接地から Peak VGRF 時までの骨盤前傾運動と膝関節外反運動の間に正の相関関係がみられた。また、接地時点における骨盤アライメントと、そこから Peak VGRF 時までの骨盤運動の間には関連がみられなかった。このことより、膝関節外反運動には接地時や Peak VGRF 時の骨盤アライメントではなく、接地以降 Peak VGRF に達するまでの、骨盤の前傾方向への運動が影響していると言える。

(1) 骨盤を前傾させる外力について

今回の研究では、対象者に前方への着地動作を行わせた。前方への移動を伴う動作であるため身体には前方への慣性力が作用し、脊柱や骨盤には前傾が生じやすい状況であったと推測される。また、骨盤の運動は脊柱の運動と連動しており、腰椎-骨盤リズムと呼ばれる^{37,43)}。CKCにおける腰椎-骨盤リズムでは、腰椎の伸展には骨盤の前傾が伴う。本研究では、脊柱のアライメントや運動を頸椎・胸椎・腰椎に分けて検討していないが、着地動作時というCKCの動作において、対象者には脊柱を床面に対しなるべく垂直に保持するよう指示したため、脊柱に作用する前方への慣性力に抗するために腰椎が骨盤に対して相対的に伸展し、その結果として骨盤の前傾が生じた可能性が考えられる。このことより、前方への慣性力とCKCでの腰椎-骨盤リズムにより骨盤の前傾が生じやすい状況であったことが推察

される。したがって、前方への慣性やCKCでの腰椎-骨盤リズムにより誘導された骨盤前傾運動に対し、抗することが出来ないために膝関節の外反が生じた可能性が考えられる。そのため、今回の研究では検討していないが、骨盤を後傾させる筋群の活動が影響した可能性が考えられる。腹筋群や殿筋群が骨盤後傾作用を持つ²⁷⁾ことと、大殿筋が膝関節外反モーメントに抗するという先に述べた先行研究の報告³²⁾より、今回の結果においても、骨盤後傾筋群の活動が膝関節外反運動に影響した可能性がある。

(2) 着地直前の筋活動と骨盤前傾運動について

また、本研究の結果では、Peak VGRFは接地より $64.4 \pm 12.1\text{ms}$ に生じていた。Popeら⁴⁹⁾は、足部に外乱を加えた際の大腿四頭筋の反応時間を計測した結果、外乱より180ms後より筋収縮が開始したと報告した。また、筋に電気的な活動が生じてから実際に筋収縮が起こるまでにおよそ40msの遅れが生じるという報告がある⁶²⁾。そのため、着地後100ms間は外乱に対するフィードバック機構だけでは関節安定性を保持するには不十分であり³⁹⁾、着地の衝撃に耐えるため、着地前に100ms先行して関節安定性を高める神経筋調節があると報告した^{12,52)}。今回の研究では検討していないが、骨盤後傾筋群における着地直前の筋活動も、膝関節外反運動に影響を及ぼしている可能性がある。

上記より、骨盤が前傾しないよう保持することで、膝関節の外反運動を制動できる可能性が示唆された。

第4節 脊柱と膝関節外反の関連について

本研究では、脊柱のアライメントと膝関節内反・外反角度との間に相関はみられなかった。また、脊柱の運動と膝関節外反運動との間においても、相関はみられなかった。体幹側屈が膝関節外反を生じるという報告^{16,16,51)}があるが、本研究においては、測定条件として体幹を床面に対してなるべく垂直に保持するよう指示していたため、脊柱のアライメントや運動に差異が生じにくかったものと考えられる。また、脊柱を頸椎・胸椎・腰椎と分けて検討していないため、腰椎-骨盤リズムにおける腰椎の伸展運動については不明である。しかし、脊柱の運動を制限したにも関わらず、膝関節の外反運動を呈する対象者が見られたことから、体幹という大きな括りで動作を観察することに加え、骨盤の運動について観察することに関して一定の意義があるものと考えられる。

第5節 研究の限界と今後の課題

今回の結果は、以下のいくつかの観点を踏まえて解釈されるべきであると考え。第1に、今回の対象者が若年男性のみであり、性差や年齢層による差については検討していない点が挙げられる。先行研究では、女性の着地動作についての報告や、着地動作の性差についての報告はあるが、着地動作時の骨盤運動に着目した報告は見受けられない。そのため、今回の研究は対象範囲が限られているものの、一定の意義はあるものと考え。第2に、今回の課題動作は前方への着地のみであり、他の方向への動作は検討していない点が挙げられる。また第3に、今回の課題動作では体幹を床面に対しなるべく垂直に保持するよう指示し、ある程度一定となるよう規定したことが挙げられる。スポーツにおける着地動作は、状況に応じて前後左右様々な方向で行い、体幹の肢位もその時々で変化するものであるため、着地動作の方向による差や、他の体幹肢位においても検討することで、着地動作における膝関節損傷のメカニズム解明をさらに進めることができると考える。第4に、本研究は相関関係について検討しており、因果関係については明らかとなっていないことが挙げられる。今後は介入を行うことで、因果関係についても解明すべきと考える。

今回の研究より、着地後わずかな時間において骨盤前傾運動が生じてしまうことが膝関節外反と関連していることが明らかとなった。このことより、スポーツ現場や臨床現場において、骨盤後傾筋群に対してのスタビリティートレーニング等により介入することで、骨盤前傾運動を制動し、膝関節外反を制動できる可能性が示唆された。今後、上記の課題についてさらなる検討を行う必要があると考えるが、今回の研究手法および結果から一定の結論を導くことは、スポーツ損傷予防の一助になると考える。

第7章 結論

片脚着地動作において、骨盤運動と膝関節内反・外反角度の関連を検討した結果、以下のよう
な知見を得た。

- 1) 骨盤前傾方向への角度変化量が大きい場合、膝関節外反方向への角度変化量が大きくなるこ
とが示された。
- 2) 骨盤のアライメントと膝関節内反・外反角度との間には関連がないことが示された。
- 3) 着地動作において、骨盤の前傾が生じないように保持することで膝関節の外反を制動できる可
能性が示唆された。

第8章 要約

本研究では、片脚着地動作における膝関節内反・外反角度と骨盤運動の関連について明らかにすることを目的とした。

対象は健常男子大学生 15 名とした。課題動作は 45cm 台から前方へ、右下肢で片脚着地することとした。三次元動作解析装置を使用し、着地動作における骨盤、脊柱、股関節、膝関節の関節角度を測定した。接地時点および床反力の鉛直方向成分が最大となった時点での関節角度を抽出し、その時点でのアライメントとした。また、接地から床反力の鉛直方向成分が最大となるまでの関節角度変化量を算出し、膝関節内反・外反角度および角度変化量との関連を検討した。

結果、床反力の鉛直方向成分が最大となった時点でのアライメントについては、膝関節外反角度とその他関節角度との間に相関はみられなかった。しかし、角度変化量においては、膝関節外反角度変化量と骨盤前傾角度変化量 ($n=15$, $\rho=0.541$, $p=0.037$)、骨盤前傾角度変化量と股関節内旋角度変化量 ($n=15$, $\rho=0.583$, $p=0.023$)、膝関節外反角度変化量と股関節内旋角度変化量 ($n=15$, $\rho=0.599$, $p=0.018$) の間にそれぞれ正の相関がみられた。

膝関節内反・外反角度と骨盤角度との間に相関がみられず、膝関節内反・外反角度変化量と骨盤前傾・後傾角度変化量の間には相関が見られたことから、膝関節外反には骨盤のアライメントよりも、骨盤の前傾方向への運動が関係していることが示された。着地動作の運動方向が前方であり、慣性が作用している点を考慮すると、骨盤が前傾しやすい状況であると考えられる。そのため、骨盤の前傾が生じないように保持することで膝関節外反を制動することができる可能性が示唆された。

謝辞

本論文の作成において、多大なご指導を賜りました櫻庭景植教授、スポーツ医学研究室の皆様
に深く感謝致します。また、本研究の対象者として協力していただいた学生の皆様に心から御礼
申し上げます。そして、職場である植草学園大学保健医療学部理学療法学科の先生方には、多大
なご理解とご協力をいただき、深く感謝いたします。

参考および引用文献

- 1) Agel, J., Arendt, E. A., Bershadsky, B.(2005). Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *Am J Sports Med.* 33, 524-530
- 2) Astrid, J., Gijis, L., Andrew, P., Annie, P., Margo, M., Gianfranco B., Robert, T., Richard, C., Jiri, D. (2006). Injuries in team sport tournaments during the 2004 olympic games. *Am J Sports Med.* 34, 565-576.
- 3) Bere, T., Florenes, T. W., Krosshaug, T., Koga, H., Nordsletten, L., Irving, C., Muller, E., Reid, R. C., Senner, V., Bahr, R.(2011). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in world cup alpine skiing. *Am J Sports Med.* 39, 1421-1429.
- 4) Blackburn, J. T., Padua, D. A.(2008). Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech.* 23, 313-319.
- 5) Blackburn, J.T., Padua, D. A.(2009). Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *J Athl Train.* 44, 174-179.
- 6) Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, Jr., J. A., Garrett, Jr., W.E.(2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 23,573-578.
- 7) Boden, B. P., Sheehan, F. T., Torg, J. S., Hewett, T. E.(2010). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: mechanisms and risk factors. *J Am Acad Orthop Surg.* 18, 520-527.
- 8) Boden, B.P., Torg, J. S., Knowles, S. B. Hewett, T. E.(2009). Video analysis of anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 37, 252-259.
- 9) Chaudhari, A. M., Andriacchi, T. P.(2006). The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. *J Biomech.* 39, 330-338.
- 10) Darius, G. V., Bruno, M. G., Naven, D., Daivid, G., David, P., Myles, C.(2008). Bone bruises associated with ACL rupture, correlation with injury mechanism. *Am J Sports Med.* 36, 927-933.
- 11) DeMorat, G., Weinhold, P., Blackburn, T., Chudik, S., Garrett, W.(2004). Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 32, 477-483.
- 12) Greenwood, R., Hopkins, A.(1976). Muscle responses during sudden falls in man. *J Physiol.* 254, 507-518.

- 13) Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., Garrick, J. G., Hewett, T. E., Huston, L., Ireland, M. L., Johnson, R. J., Kibler, W. B., Lephart, S., Lewis, J. L., Lindenfeld, T. N., Mandelbaum, B. R., Marchak, P., Teitz, C. C., Wojtyls, E. M.(2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: riskfactors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg.* 8, 141–150.
- 14) Hewett, T. E., Lindenfeld, T. N., Riccobene, J. V., Noyes, F. R.(1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. *Am J Sports Med.* 27, 699-706.
- 15) Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., Succop, P.(2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes. *Am J Sports Med.* 33, 492-501.
- 16) Hewett, T. E., Torg, J. S., Boden, B. P.(2009). Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes ; lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med.* 43, 417-422.
- 17) 井野拓実, 石田知也, 山中正紀(2014). 運動連鎖からみた前十字靭帯損傷と理学療法. *理学療法.* 31, 829-839.
- 18) Ireland, M. L.(1999). Anterior cruciate ligament injury in female athletes: Epidemiology. *Journal of Athletic Training.* 34, 150-154.
- 19) Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., Davis, I. M.(2003). Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 33, 671-676.
- 20) 岩増弘志, 内山英司, 平沼憲治, 武田寧, 中嶋寛之(2005). スポーツ整形外科外来における外傷・障害の変遷—20年間の動向—. *臨床スポーツ医学.* 13, 402-408.
- 21) Joseph, M., Tiberio, D., Baird, L., Baird, J. L., Trojian, T. H., Anderson, J. M., Kraemer, W. J., Maresh, C. M.(2008). Knee valgus during drop jumps in national collegiate athletic association division 1 female athletes. *Am J Sports Med.* 36(2), 285-289.
- 22) 金森章浩(2002). 前十字靭帯に与えられた外力と非接触型前十字靭帯損傷. *臨床スポーツ医学.* 19, 1007-1010.

- 23) Kaneko, M., Sakuraba, K.(2013). Association between Femoral Anteversion and Lower Extremity Posture upon Single-leg Landing; Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury. *J Phys Ther Sci.* 25, 1213-1217.
- 24) 金子雅明, 岡崎倫江, 上條史子, 上田泰久, 柿崎藤泰, 桜庭景植(2011). 足部・足関節アライメントが片脚着地動作時の動的下肢アライメントと着地直前直後筋活動に及ぼす影響. *理学療法科学.* 26, 27-31.
- 25) 金子雅志, 大見頼一, 尹成祚, 川島達宏, 長妻香織, 栗原智久, 土井朋美, 吉本真純, 宮本謙司, 遠藤なな, 野口恵, 栗山節郎(2015). 大腿骨前捻角が片脚着地時の膝外反角度に与える影響—二次元動作解析法を用いて—. *臨床スポーツ医学.* 23, 50-57.
- 26) Kapandji, A. I.(2009). *Anatomy fonctionnelle.カパンジー機能解剖学 II 下肢* 原著第6版.(2010). 塩田悦仁訳, 東京, 医歯薬出版株式会社.
- 27) Kapandji, A. I.(2007). *Anatomy fonctionnelle.カパンジー機能解剖学 III 脊椎・体幹・頸部* 原著第6版.(2010). 塩田悦仁訳, 東京, 医歯薬出版株式会社.
- 28) 川野哲英(2004). *ファンクショナル・エクササイズ.* 東京. ブックハウス・エイチディ, 37-40.
- 29) Koga, H., Bahr, R., Myklebust, G., Engebretsen, L., Grund, T., Krosshaug, T.(2011). Estimating anterior tibial translation from Model-Based Image-Matching of a noncontact anterior cruciate ligament injury in professional football. *Clin J Sport Med.* 21, 271-274.
- 30) 黒澤尚(2001). *スポーツ外傷学 IV 下肢.* 東京. 医歯薬出版株式会社.
- 31) Laura, J., Brady, V., James, A., Edward, M.(2001). Gender differences in knee angle when landing from a drop-jump. *The American Journal of Knee Surgery.* 14, 215-220.
- 32) Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., Davis, I. M.(2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exer.* 36, 926-934.
- 33) Lephart, S. M., Ferris, B. L., Riemann, J. B., Fu, F. H.(2002). Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clin Orthop Relat Res.* 401, 162-169.
- 34) Li, G., Rudy, T. W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. B., Woo, S.L.(1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ force in the ACL. *Journal of Biomechanics.* 32, 395-400.

- 35) Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., Slauterbeck, J. L.(1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*. 13, 930-935.
- 36) Marsden, C. D., Meadows, J. C., Merton, P.A.(1983). "Muscular wisdom" that minimizes fatigue during prolonged effort in man: peak rates of motoneuron discharge and slowing of discharge during fatigue. *Adv Neurol*. 39, 169-211.
- 37) Mayer, T. G., Tencer, A.F., Kristoferson, S., Mooney, V.(1984). Use of noninvasive techniques for quantification of spinal range-of-motion in normal subjects and chronic low-back dysfunction patients. *Spine*. 9, 588-595.
- 38) McLean, S. G., Walker, K., Ford, K. R., Myer, G. D., Hewett, T. E., van den Bogert, A.J.(2005). Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med*. 39, 355-362.
- 39) Medina, J. M., Valovich McLeod, T. C., Howell, S. K., Kingma, J. J.(2008). Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes. *J Electromyogr Kinesiol*. 18, 591-597.
- 40) Meyer, E. G., Haut, R. C.(2008). Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. *Jornal of Biomechanics*. 41, 3377-3383.
- 41) 三木英之, 石毛勇介, 吉久武志, 持田尚(2002). 非接触型前十字靭帯損傷受傷場面の三次元動作解析. *臨床スポーツ医学*. 19, 1001-1006.
- 42) Myer, G. D., Ford, K. R., Hewett, T. E.(2005). The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position. *J Wlectromyogr Kinesiol*. 15, 181-189.
- 43) Neumann, D. A.(2002). *Kinesiology of the musculoskeletal system*. 筋骨格系のキネシオロジー(2005). 嶋田智明・平田総一郎訳, 東京, 医歯薬出版株式会社.
- 44) 日本整形外科学会身体障害委員会, 日本リハビリテーション医学会評価基準委員会(1974). 関節可動域表示ならびに測定法. *リハビリテーション医学*. 11, 127-132.
- 45) Noyes, F. R., Grood, E. S.(1976). The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg Am*. 58, 1074-1082.

- 46) 小笠原一生, 宮川俊平, 朴時英(2010). 片脚着地動作における着地姿勢が膝外反モーメントに与える効果の静力学的検討—膝前十字靭帯損傷のリスクを高める動作の同定—. 体力科学. 59, 485-494.
- 47) 小笠原一生, 古賀英之, 中前敦雄, 奥脇透, 佐久間克彦, 福林徹, 宮川俊平(2013). ビデオ解析による非接触型前十字靭帯および内側側副靭帯損傷時の膝モーメント推定と受傷メカニズムの物理的考察. 臨床スポーツ医学. 21, 131-142.
- 48) Ohkoshi, Y., Yasuda, K., Kaneda, K., Wada, T., Yamanaka, M.(1991). Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position. *Am J Sports Med.* 19, 605-611.
- 49) Pope, M.H., Johnson, R.J., Brown, D.W., Tighe, C.(1979). The role of the musculature in injuries to the medial collateral ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 61, 398-402.
- 50) Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., Georgoulis, T., Hewett, T. E., Johnson, R., Krosshaug, T., Mandelbaum, B., Micheli, L., Myklebust, G., Roos, E., Roos, H., Schamasch, P., Shultz, S., Wermer, S., Wojtys, E., Engebrestsen, L.(2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *Br J Sports Med.* 42, 394-412.
- 51) 齊藤明, 佐々木誠, 若狭正彦, 上村佐知子, 岡田恭司(2014). 片脚着地時の体幹肢位が膝関節角度と筋活動に及ぼす影響—男女間の比較—. 理学療法科学. 29, 955-959.
- 52) Santello, M., McDonagh, M. J.(1998). The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. *Exp Physiol.* 83, 857-874.
- 53) Schmitz, J. R., Kulas, A. S., Perrin, D. H., Riemann, B. L., Shultz, S. J.(2007). Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clin Biomech.* 22, 681-688.
- 54) Shimokochi, Y., Ambegaonkar, J. P., Meyer, E. G., Lee, S. Y., Shultz, S. J.(2013). Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 21, 888-897.
- 55) Shimokochi, Y., Shultz, S. J.(2008). Mechanisms of Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *J Athl Train.* 43, 396-408.
- 56) 鈴川仁人, 永野康治, 玉置龍也, 中村絵美, 清水結, 赤池敦, 清水邦明, 三木英之, 入江一憲, 青木治人(2012). 中学生バスケットボール選手の着地動作における性差と下肢外傷予防プログラムの効果. 体力科学. 61, 119-124.

- 57) 高橋佐江子, 鈴川仁人, 河村真史, 坂田淳, 玉置龍也, 清水邦明, 高田英臣, 中嶋寛之(2010).
スポーツ医科学センターリハビリテーション科におけるスポーツ損傷の疫学的研究—第1
報—スポーツ損傷の全般的統計. 臨床スポーツ医学. 18, 518-525.
- 58) 浦辺幸夫(1998). スポーツ動作からみたアライメントコントロール. 整形外科と災害外科. 41,
1237-1247.
- 59) Vanmechelen, W., Hlobil, H., Kemper, H.(1992). Incidence, severity, aetiology and
prevention of sports injuries. Sports Med. 14, 82-99.
- 60) Woo, S., Hollis, M., Adams, D.(1991). Tensile properties of the human femur-anterior
cruciate ligament-tibia complex. The effect of specimen age and orientation. Am J Sports
Med. 19, 217-225.
- 61) Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., Cholewicki, J.(2007). Deficits in
neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-
epidemiologic study. Am J Sports Med. 35, 1123-1130.
- 62) Zhou, S.(1996). Acute effect of repeated maximal isometric contraction on
electromechanical delay of knee extensor muscle. J Electromyogr Kinesiol. 6, 117-127.

Association between pelvic movement and knee valgus during single-leg landing

Satoshi Chiba

Summary

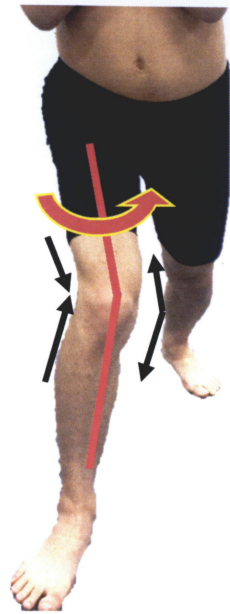
The purpose of this study was to clarify the relationship between knee valgus and pelvic movement during single-leg landing.

The process was examined by the three dimensional kinematics that fifteen health male college students attempted the single-leg landing task by three times each from the 0.45m height. The moment was decided which gave the maximum reaction force of vertical direction against the ground along with the landing, and angles of pelvis, hip, knee, ankle, spinal column were determined. The change of the angles was also calculated from contacting to the moment.

As a result, it was difficult to recognize the correlation between knee valgus and pelvic angles. However, significant positive correlation were observed between the knee valgus movement and pelvic anterior tilt movement($n=15$, $\rho=0.541$, $p=0.037$), pelvic anterior tilt movement and hip internal rotation movement($n=15$, $\rho=0.583$, $p=0.023$), and knee valgus movement and hip internal rotation movement($n=15$, $\rho=0.599$, $p=0.018$).

Although no correction was found between angles, movements showed the correlation. It could mean that the knee valgus relates to the pelvic anterior tilt movement rather than the pelvic alignment.

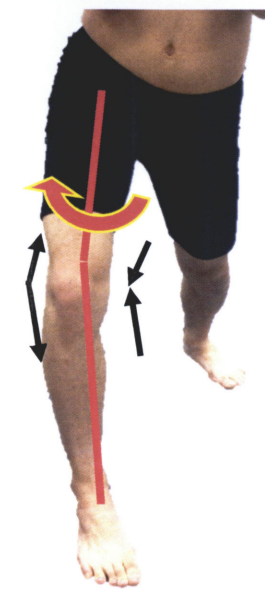
The inertia caused by landing might force pelvis tilting anterior. Therefore, the results indicate a possibility that supporting pelvis not to tilt anterior could prevent knee valgus movement.



Knee-In & Toe-out



Neutral



Knee-Out & Toe-in

Knee-In & Toe-out :

股関節が内転・内旋し、膝関節の外反が生じる。

そのため、膝関節内側に伸張ストレスが生じ、膝関節外側に圧縮・回旋ストレスが生じる。

Knee-Out & Toe-in :

股関節が外転・外旋し、膝関節の内反が生じる。

そのため、膝関節内側に圧縮・回旋ストレスが生じ、膝関節外側に伸張ストレスが生じる。

図1 膝関節のマルアライメント

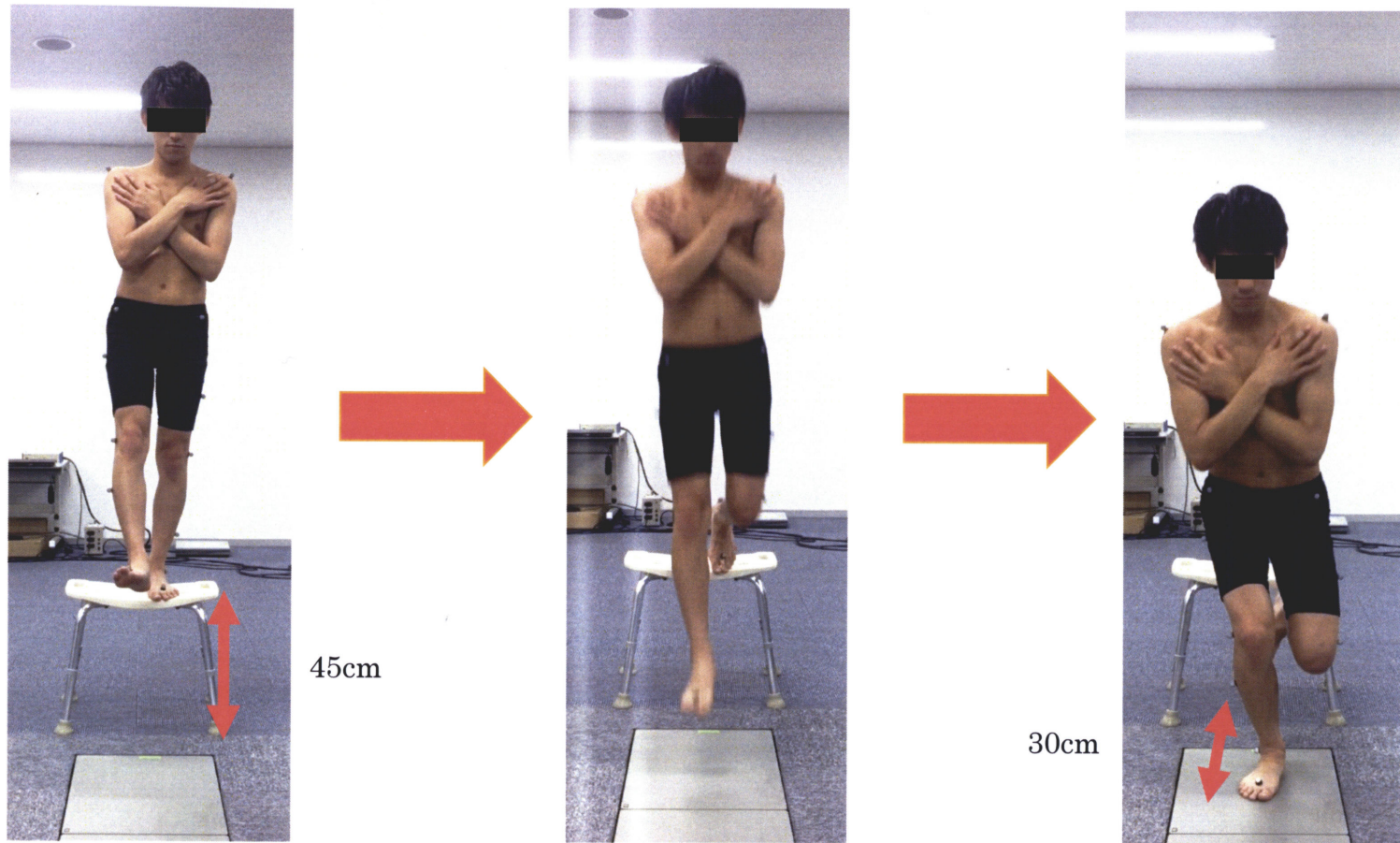


図2 片脚着地動作課題

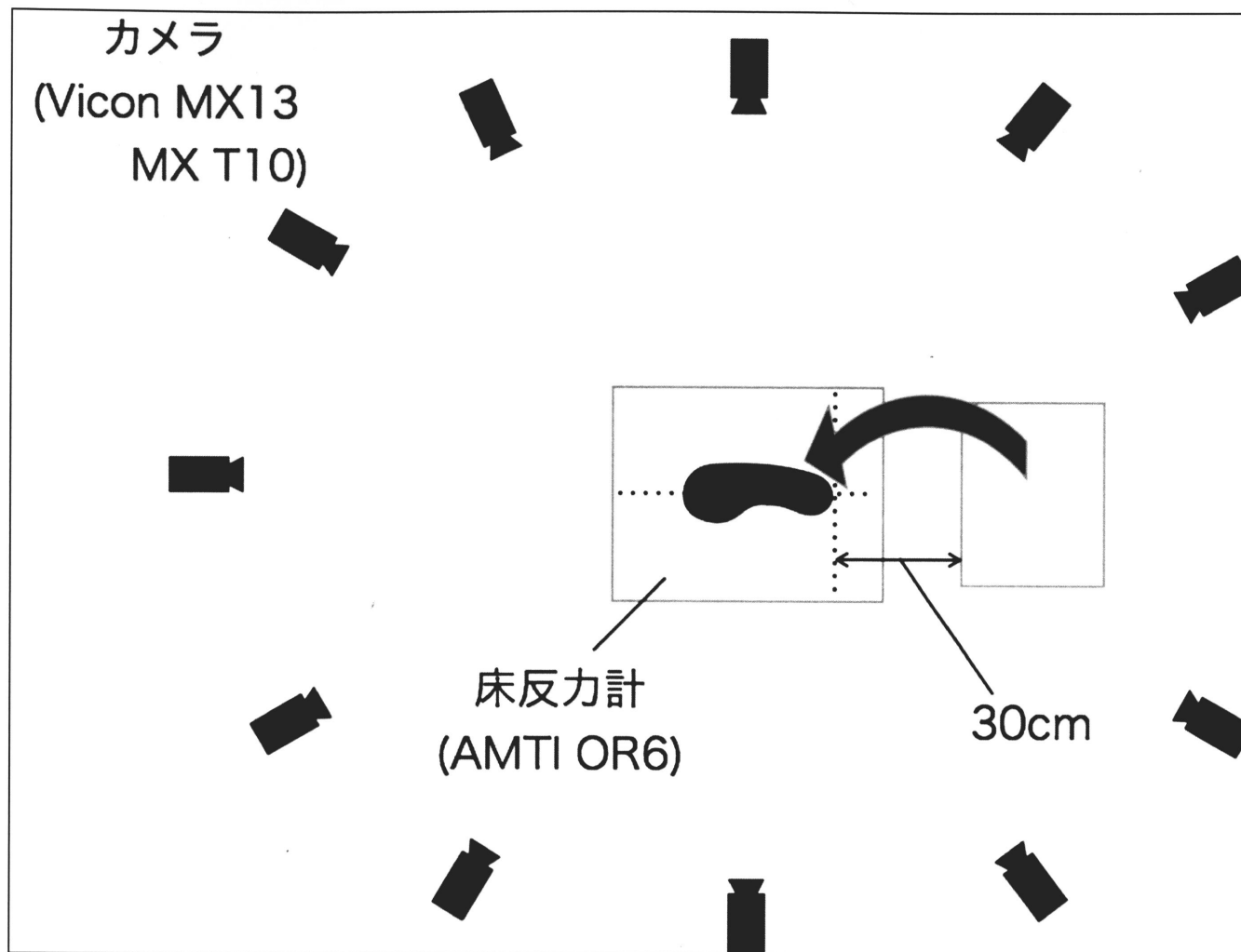


図3 片脚着地動作の測定環境

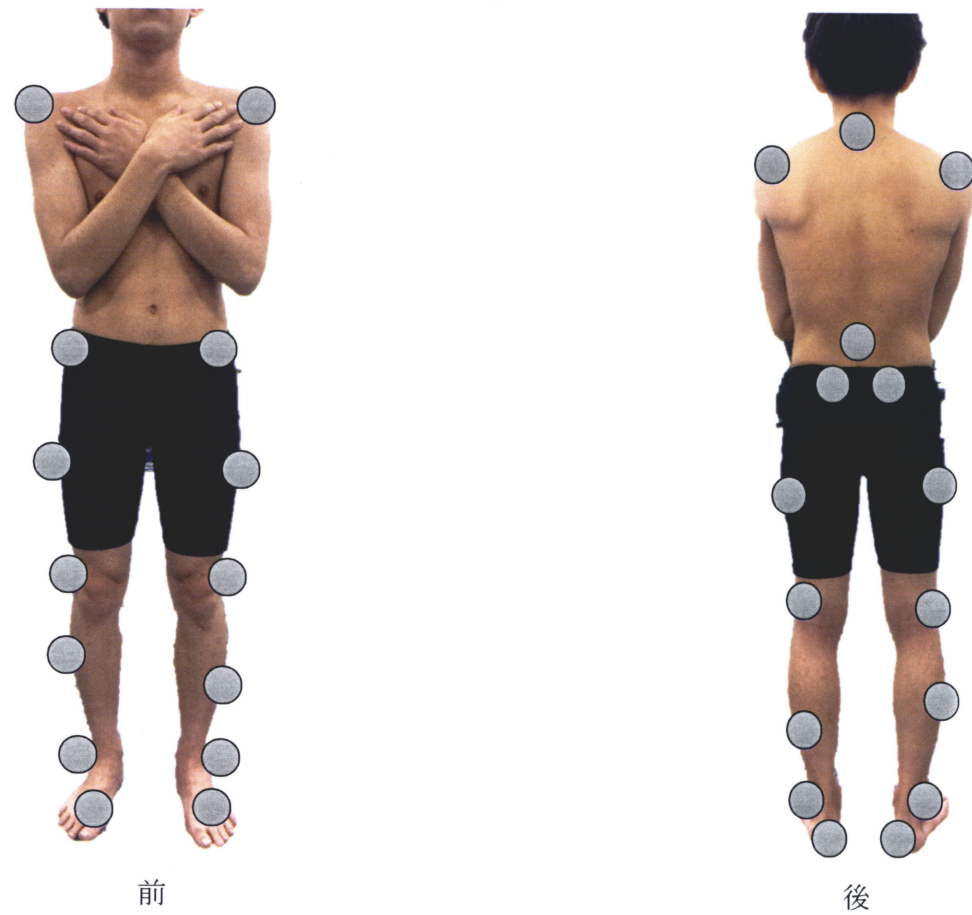


図 4 赤外線反射マーカの貼付位置

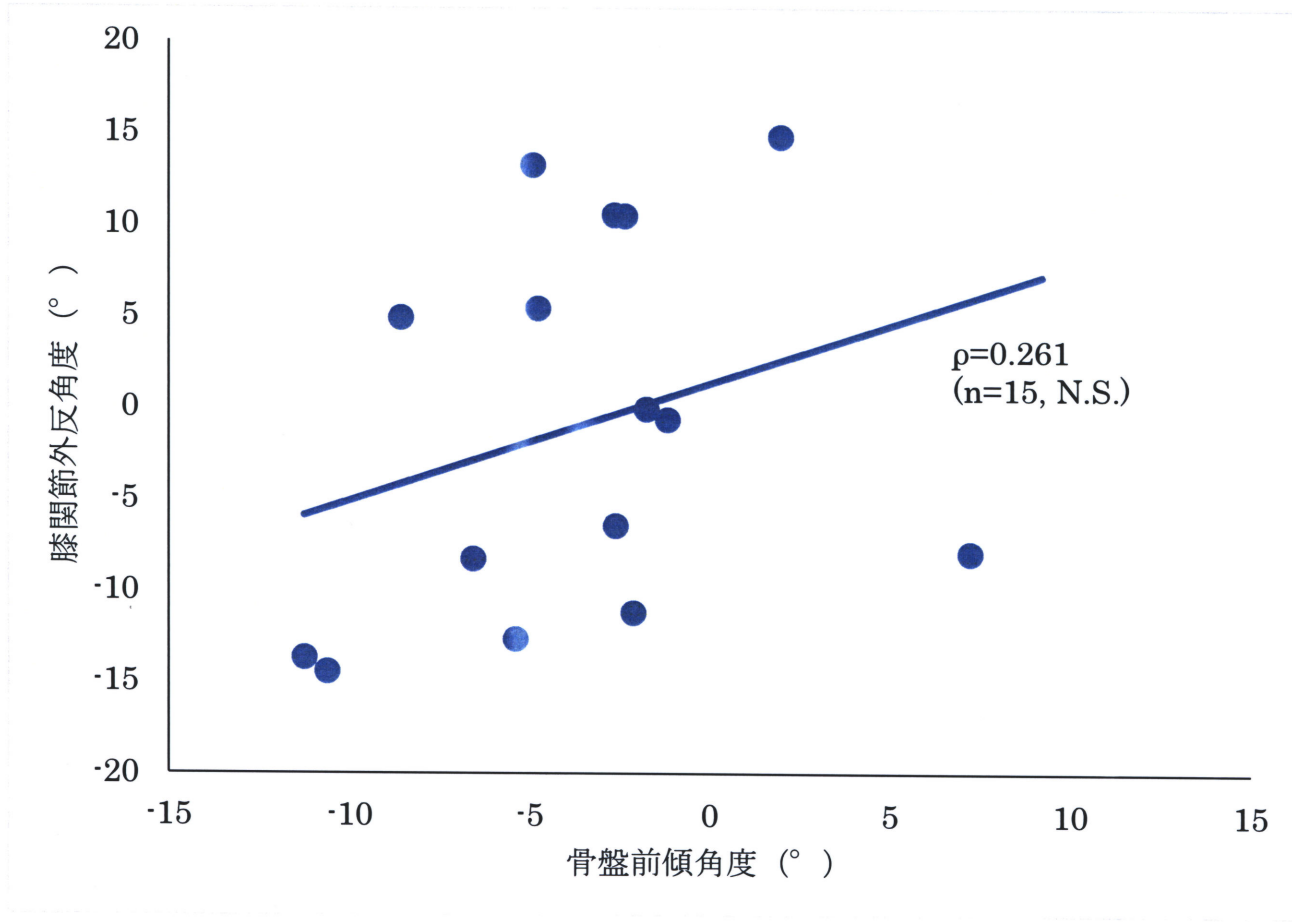


図5 Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と骨盤前傾・後傾角度の関係
 Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と骨盤前傾・後傾角度の間には、
 相関がみられなかった。

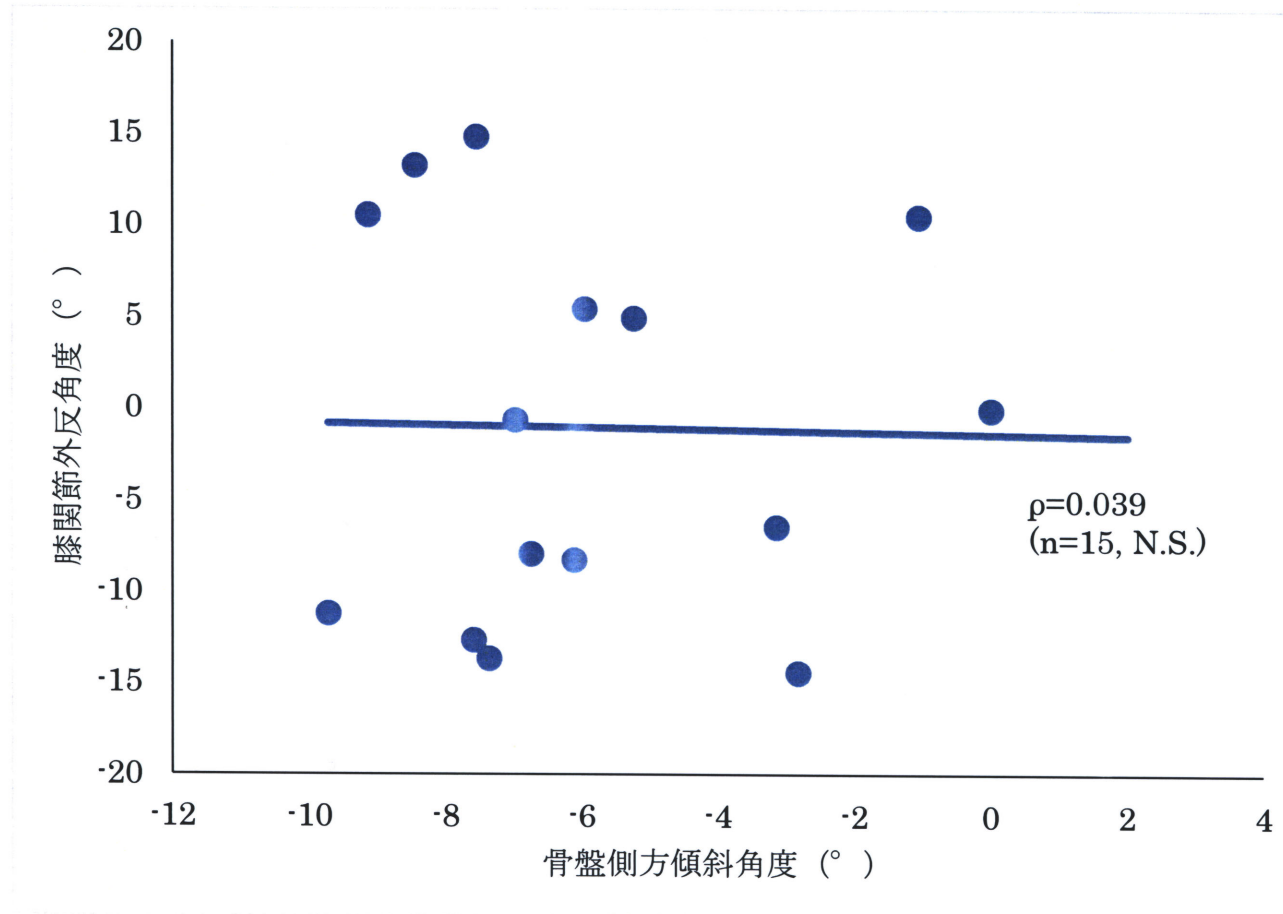


図6 Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と骨盤側方傾斜角度の関係
Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と骨盤側方傾斜角度の間には、
相関がみられなかった。

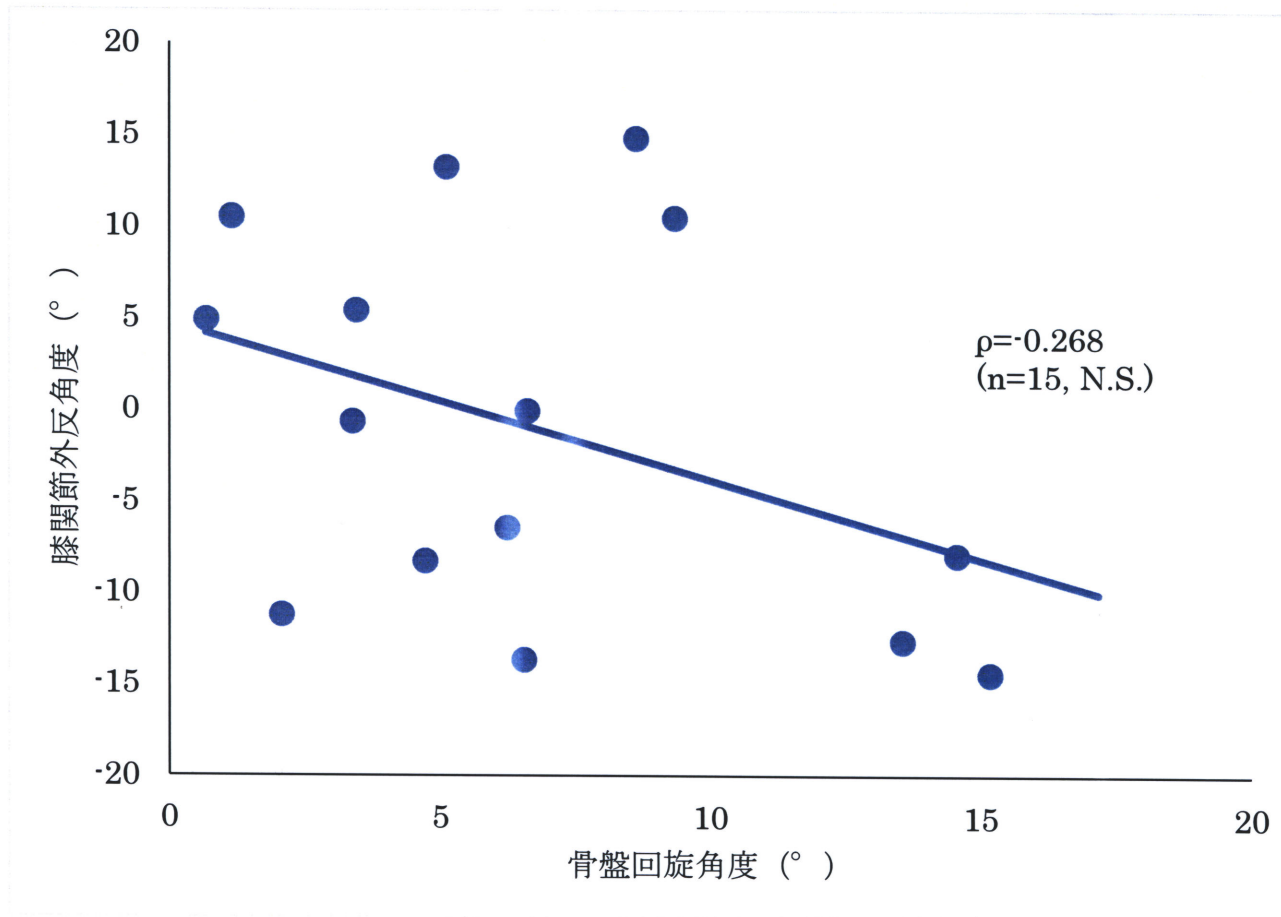


図7 Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と骨盤回旋角度の関係
Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と骨盤回旋角度との間には、
相関がみられなかった。

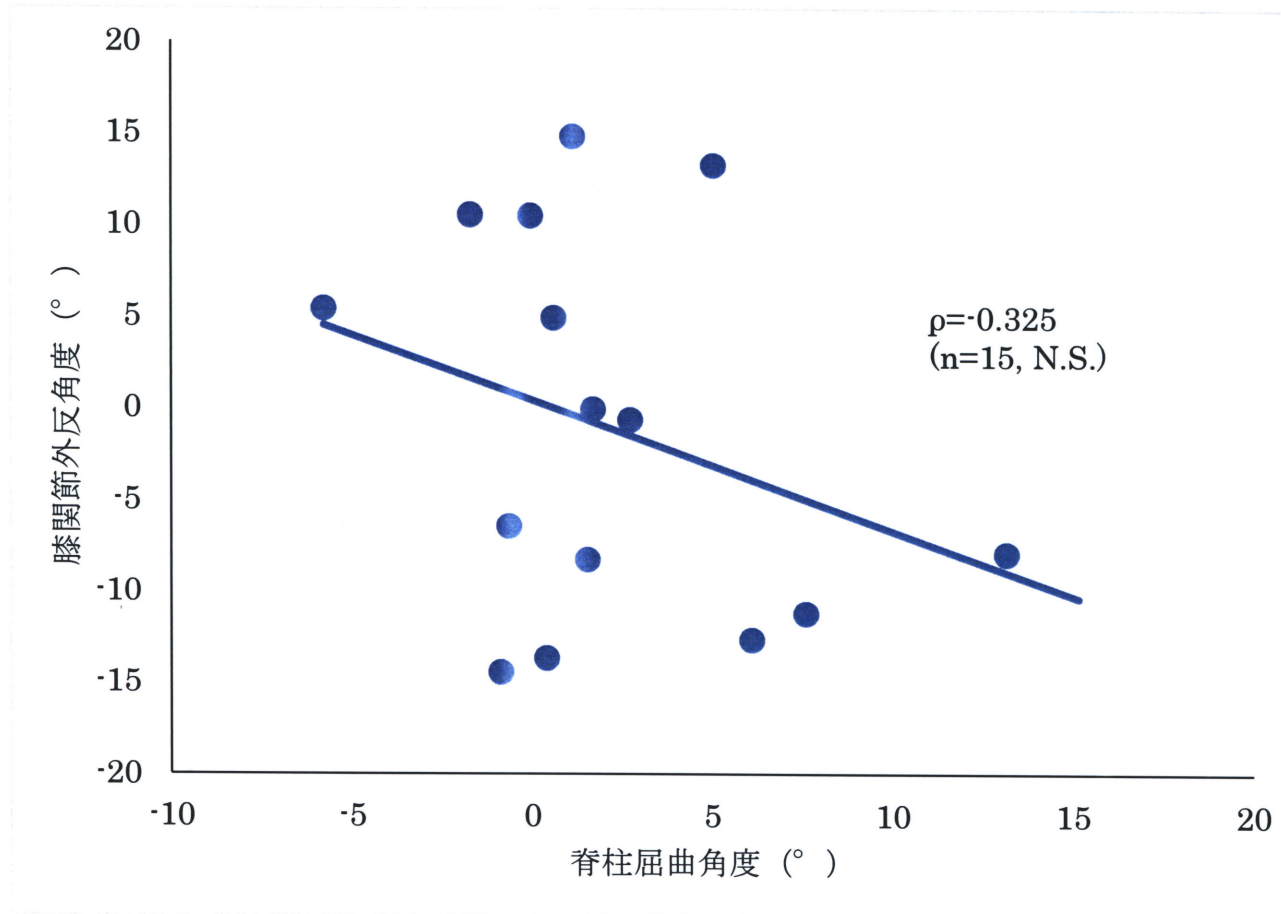


図8 Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と脊柱屈曲・伸展角度の関係
Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と脊柱屈曲・伸展角度との間には、
相関がみられなかった。

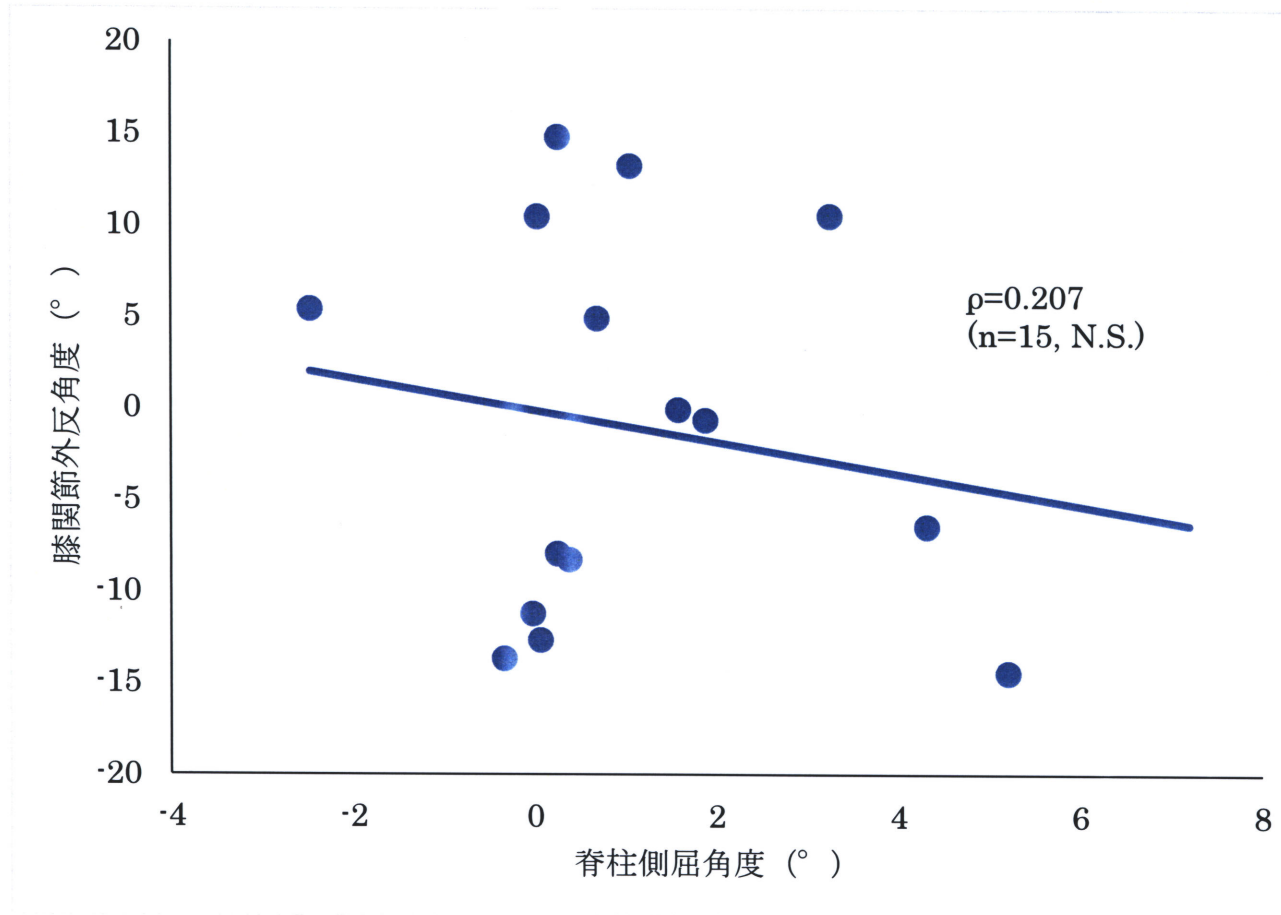


図9 Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と脊柱側屈角度との関係
Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と脊柱側屈角度との間には、
相関がみられなかった。

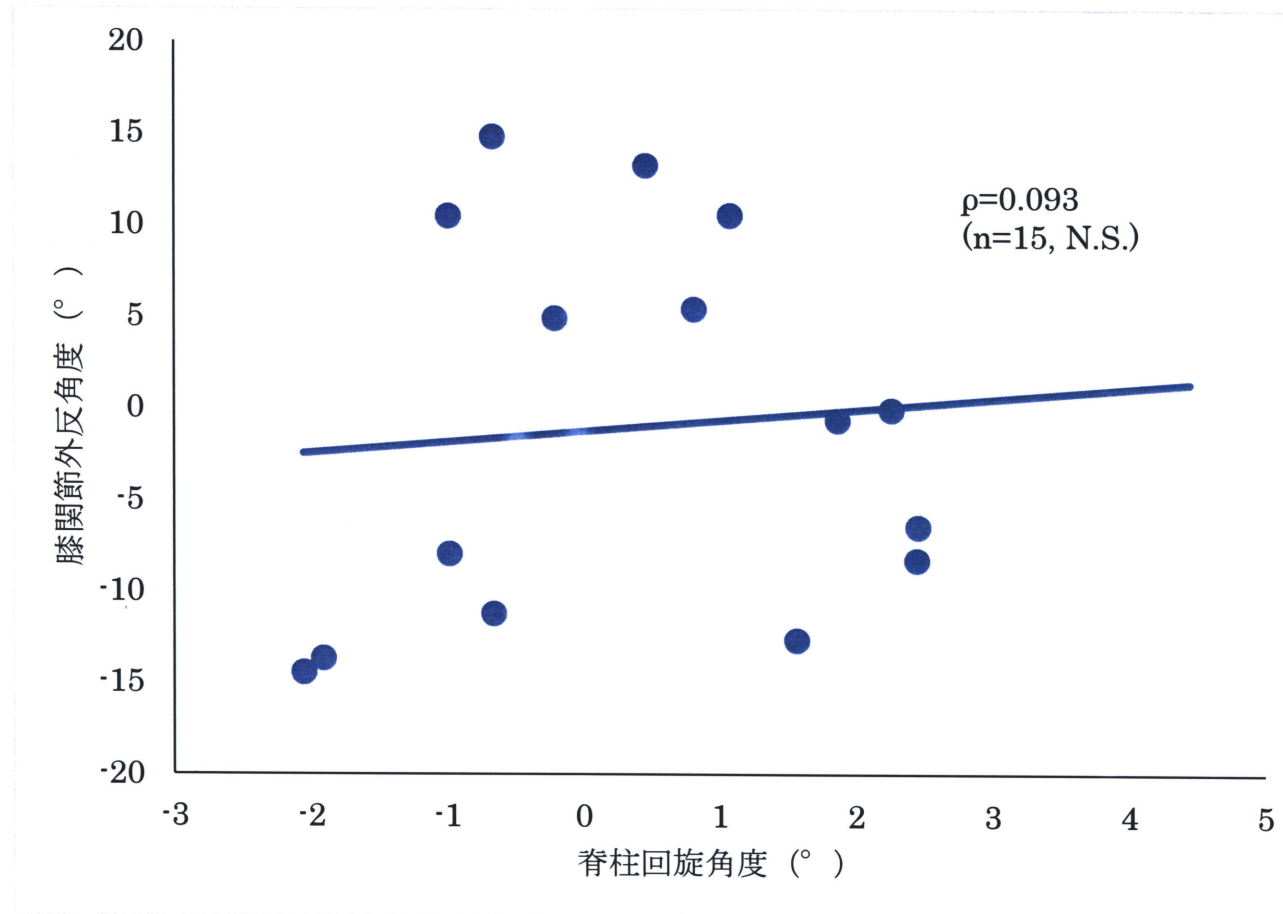


図 10 Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と脊柱回旋角度との関係
Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と脊柱回旋角度との間には、
相関がみられなかった。

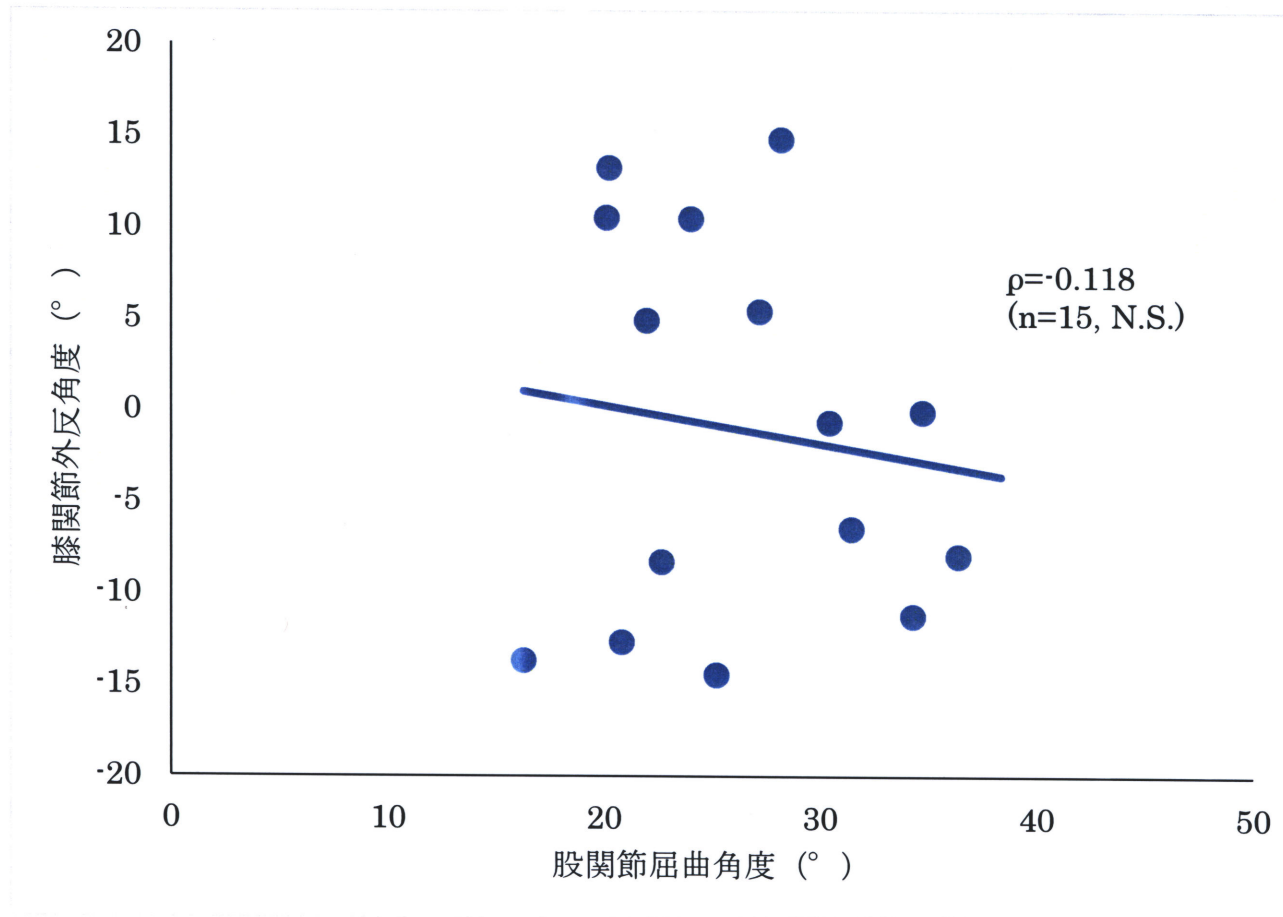


図 11 Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と股関節屈曲・伸展角度との関係
Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と股関節屈曲・伸展角度との間には、
相関がみられなかった。

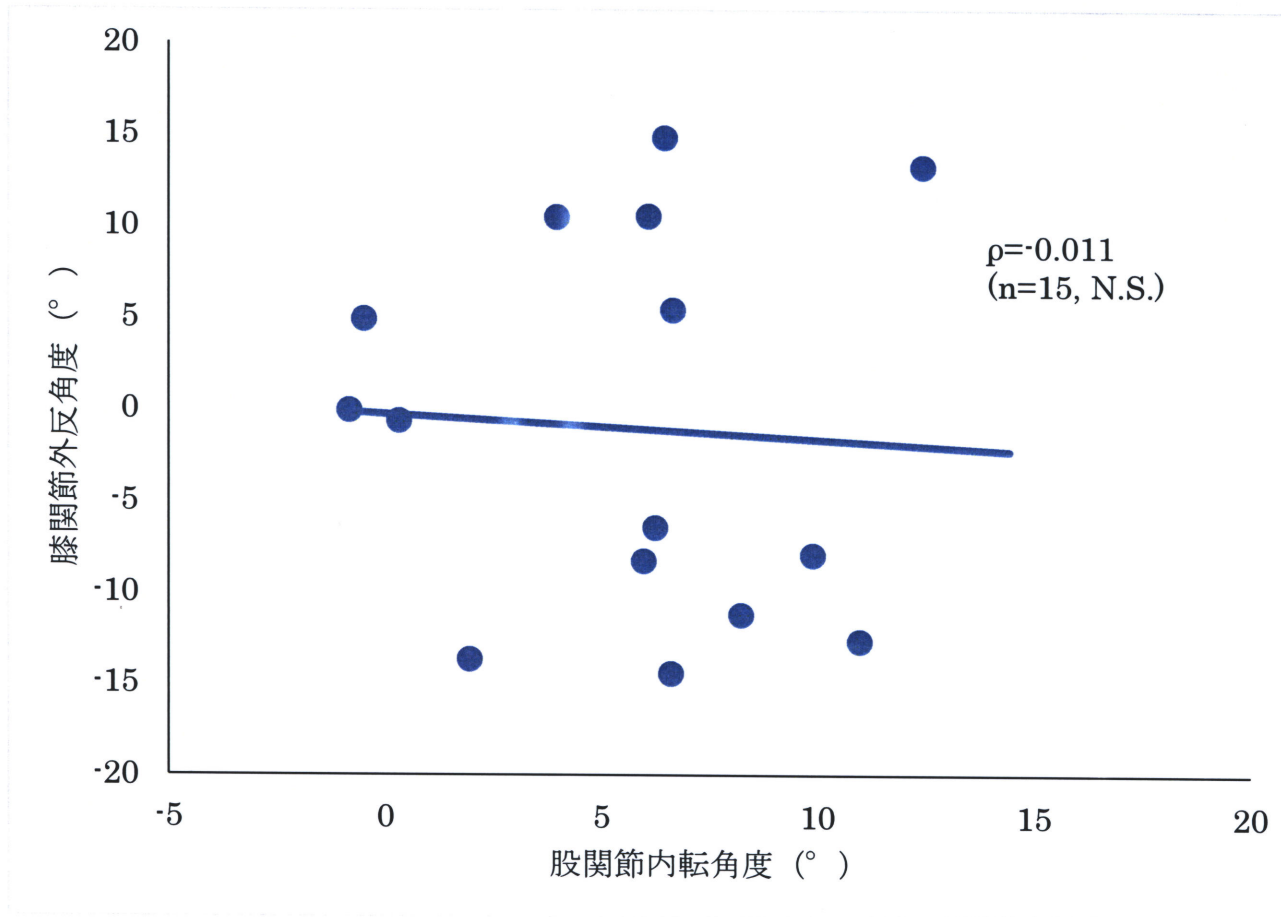


図 12 Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と股関節内転・外転角度との関係
Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と股関節内転・外転角度との間には、
相関がみられなかった。

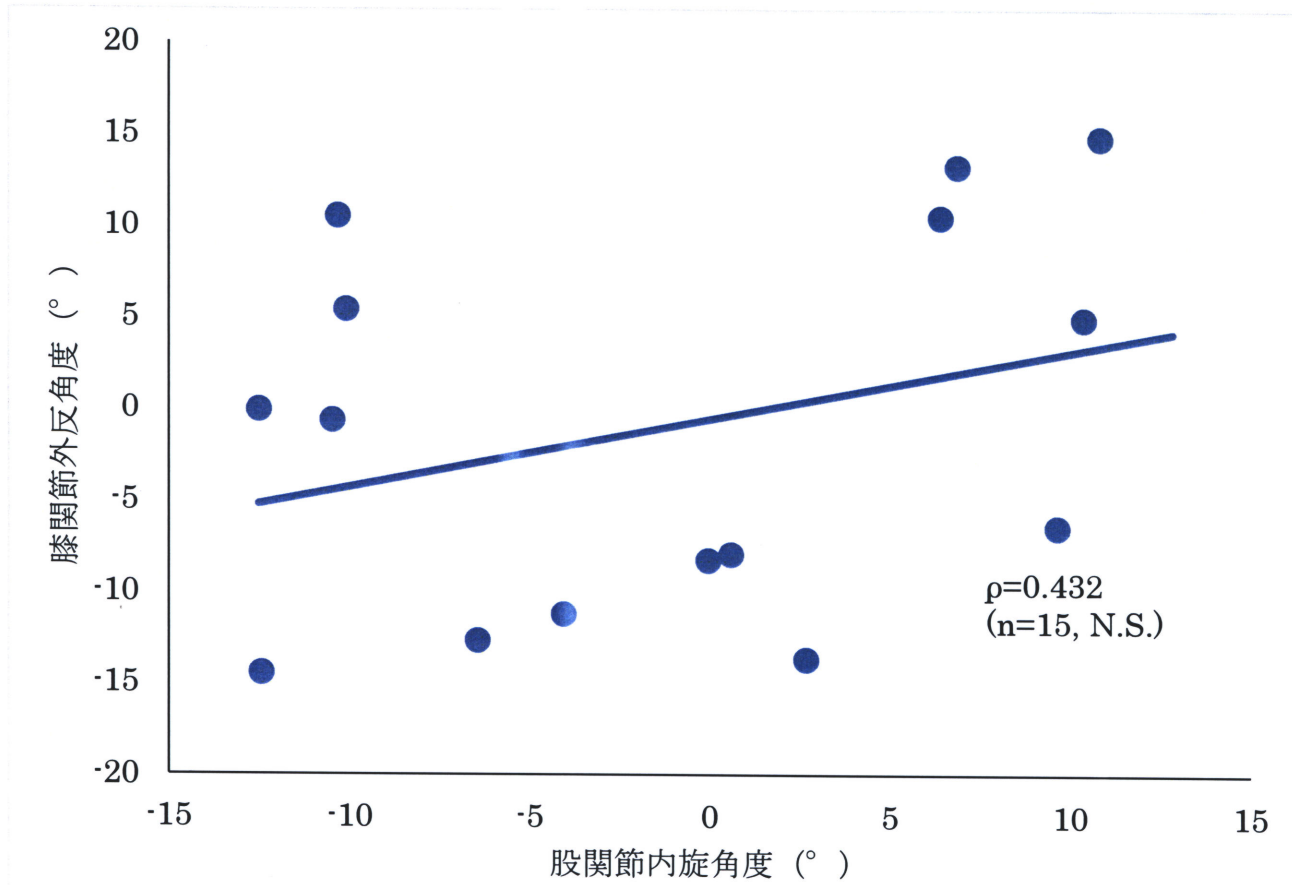


図 13 Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と股関節内旋・外旋角度との関係
Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と股関節内旋・外旋角度との間には、
相関がみられなかった。

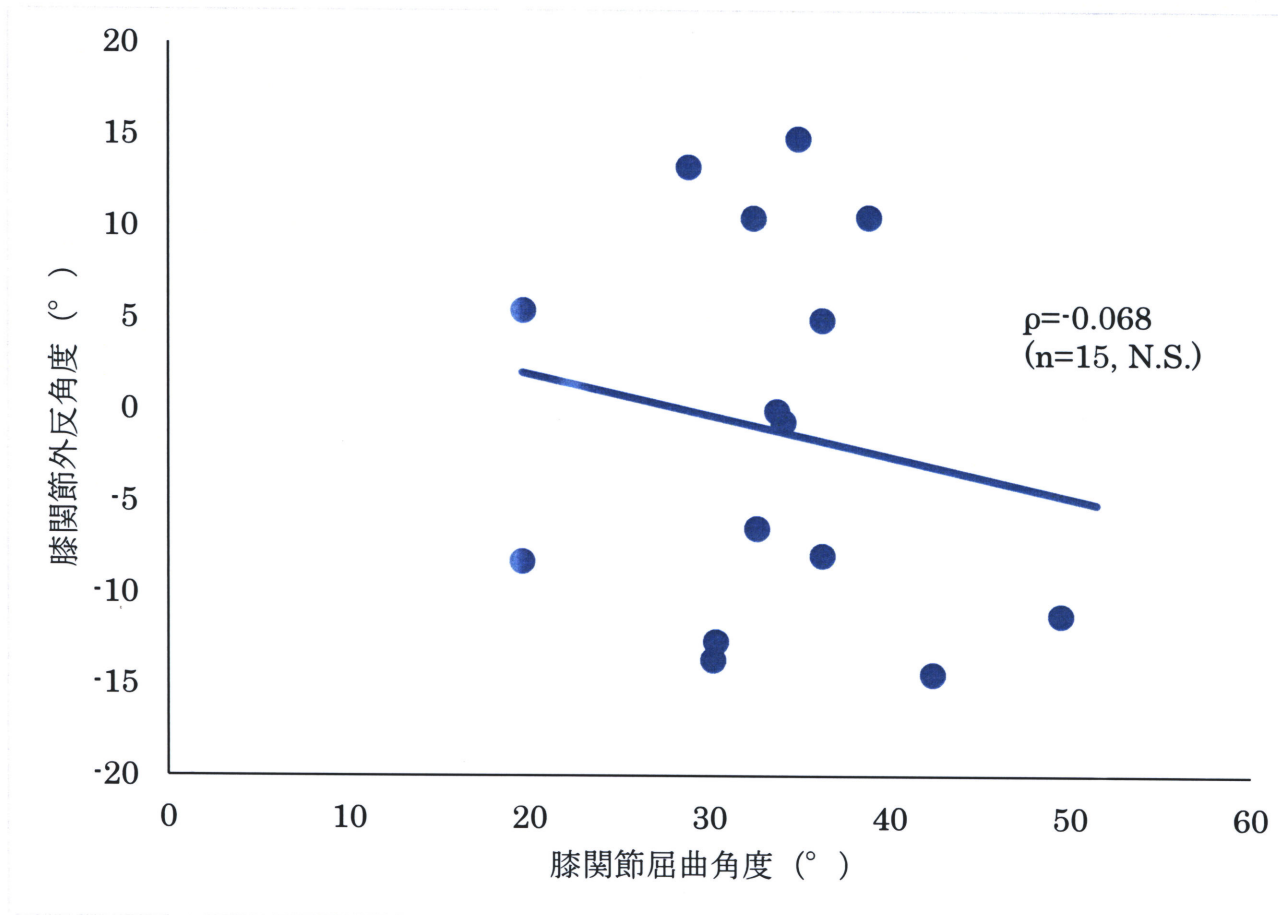


図 14 Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と膝関節屈曲・伸展角度との関係
Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と膝関節屈曲・伸展角度との間には、
相関がみられなかった。

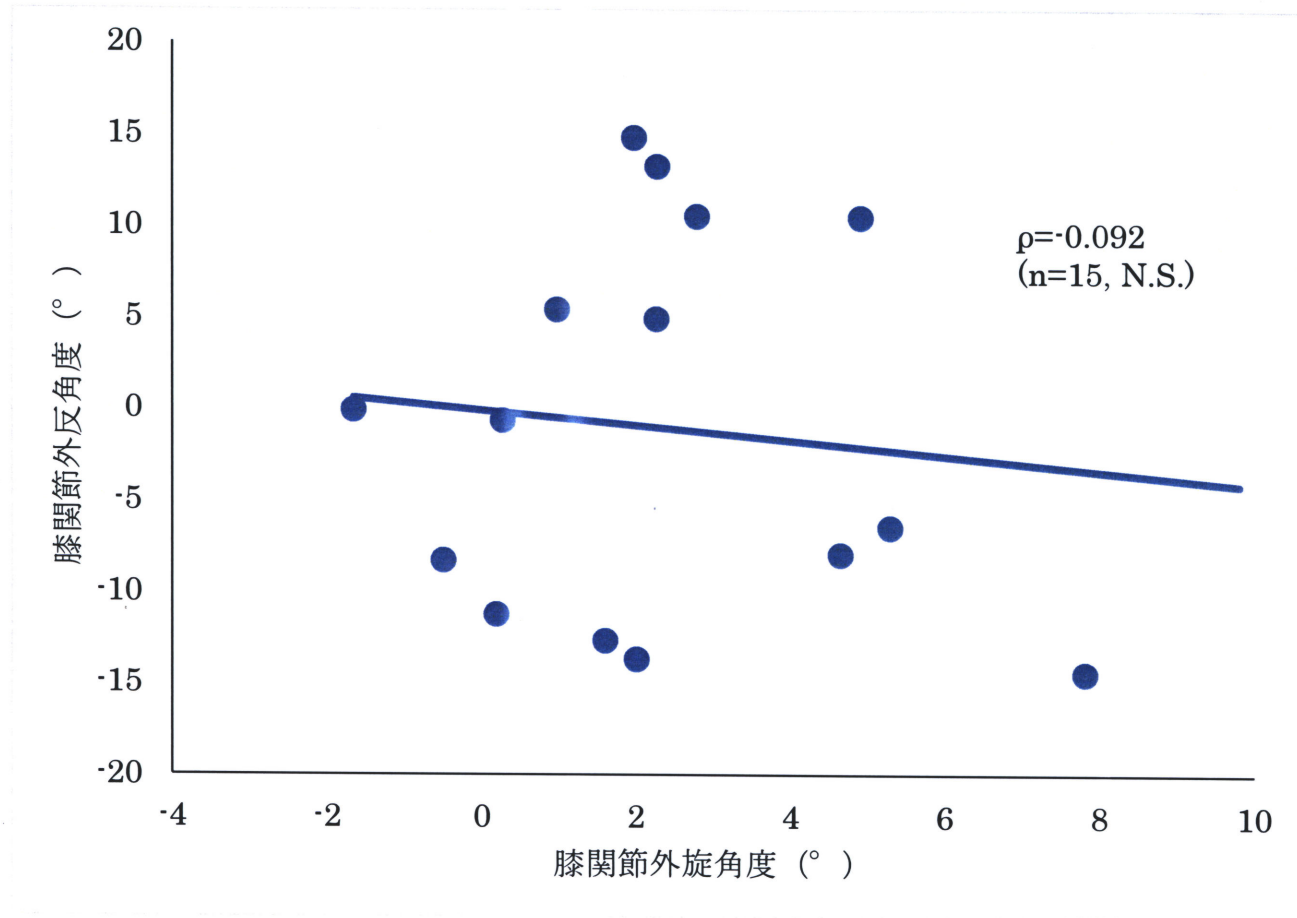


図 15 Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と膝関節内旋・外旋角度との関係
Peak VGRF 時における膝関節内反・外反角度と膝関節内旋・外旋角度との間には、
相関がみられなかった。

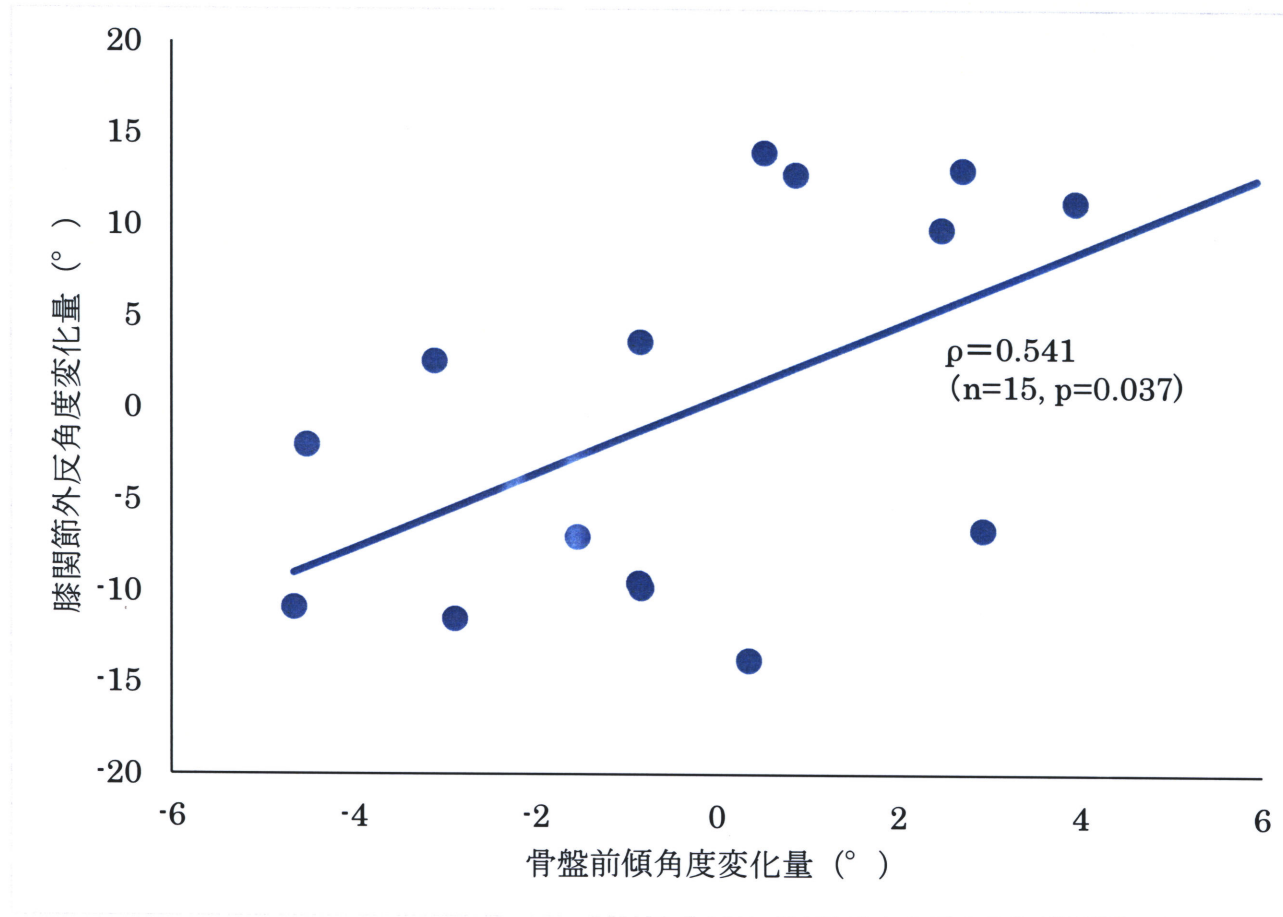


図 16 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と骨盤前傾角度変化量との関係
 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と骨盤前傾角度変化量との間に、
 正の相関がみられた (n=15、 $\rho=0.541$ 、 $p=0.037$)。
 このことから、骨盤前傾角度変化量が大きいほど、膝関節外反角度変化量が大きいことが示された。

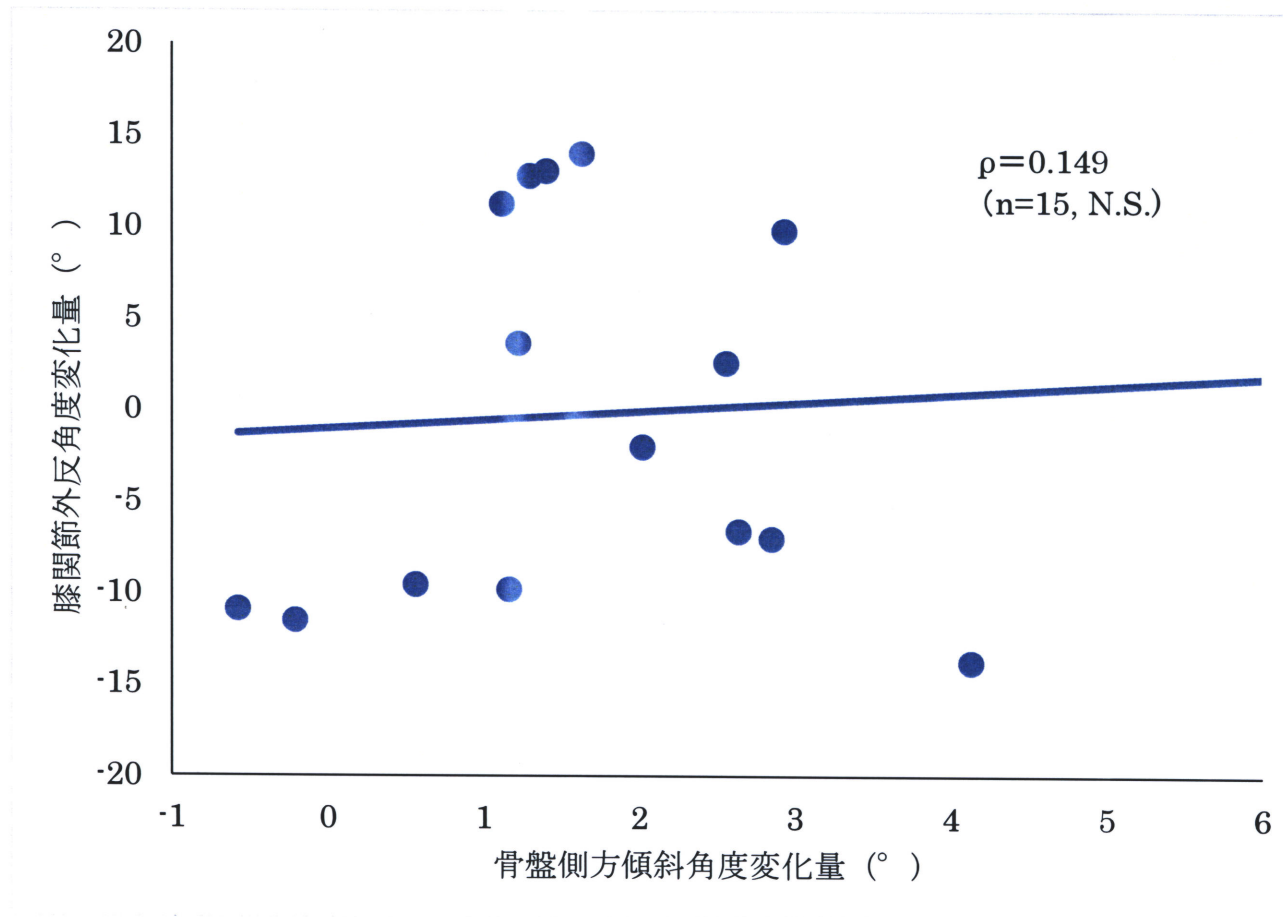


図 17 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と骨盤側方傾斜角度変化量との関係
 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と骨盤側方傾斜角度変化量との間に、
 相関がみられなかった。

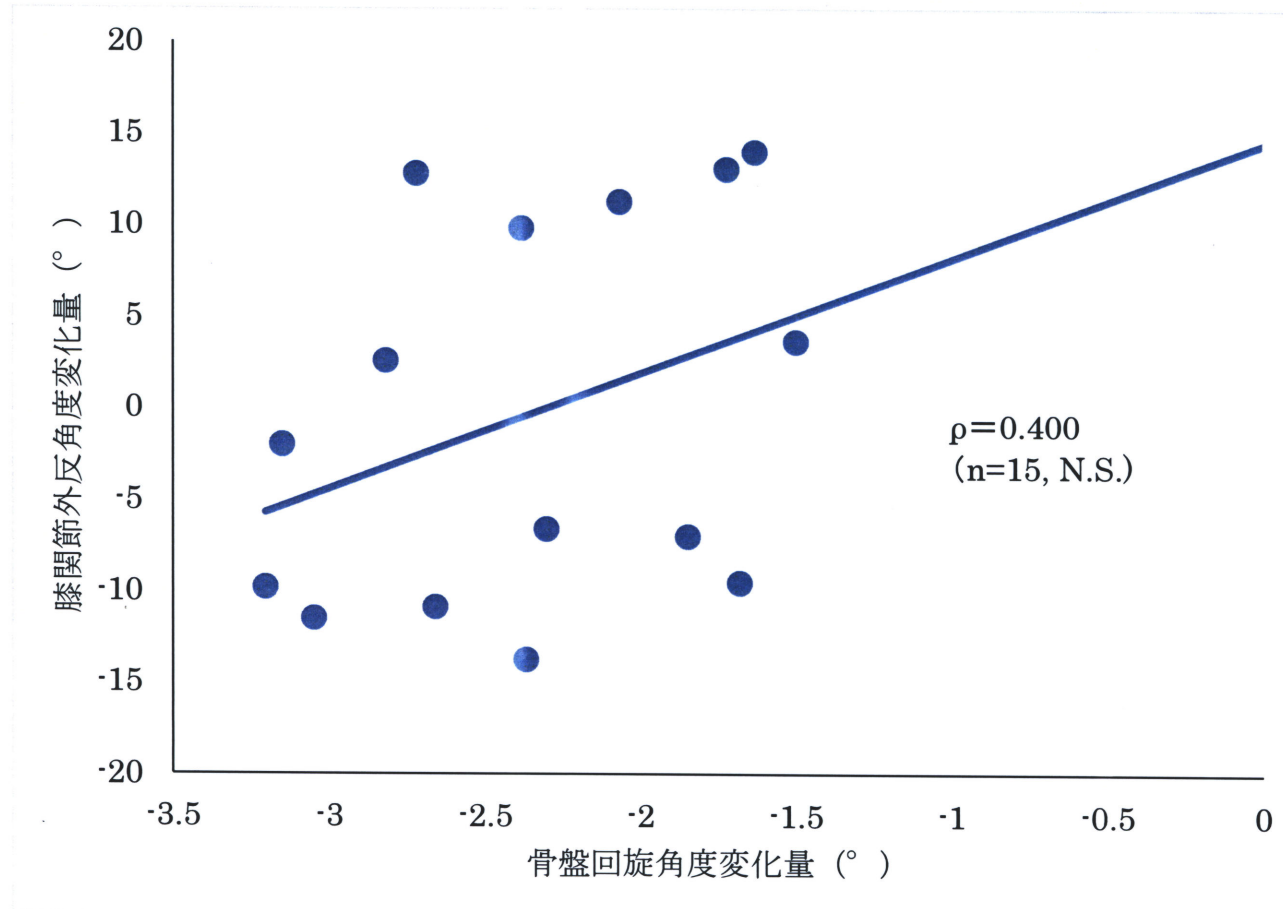


図 18 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と骨盤回旋角度変化量との関係
 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と骨盤回旋角度変化量との間に、
 相関がみられなかった。

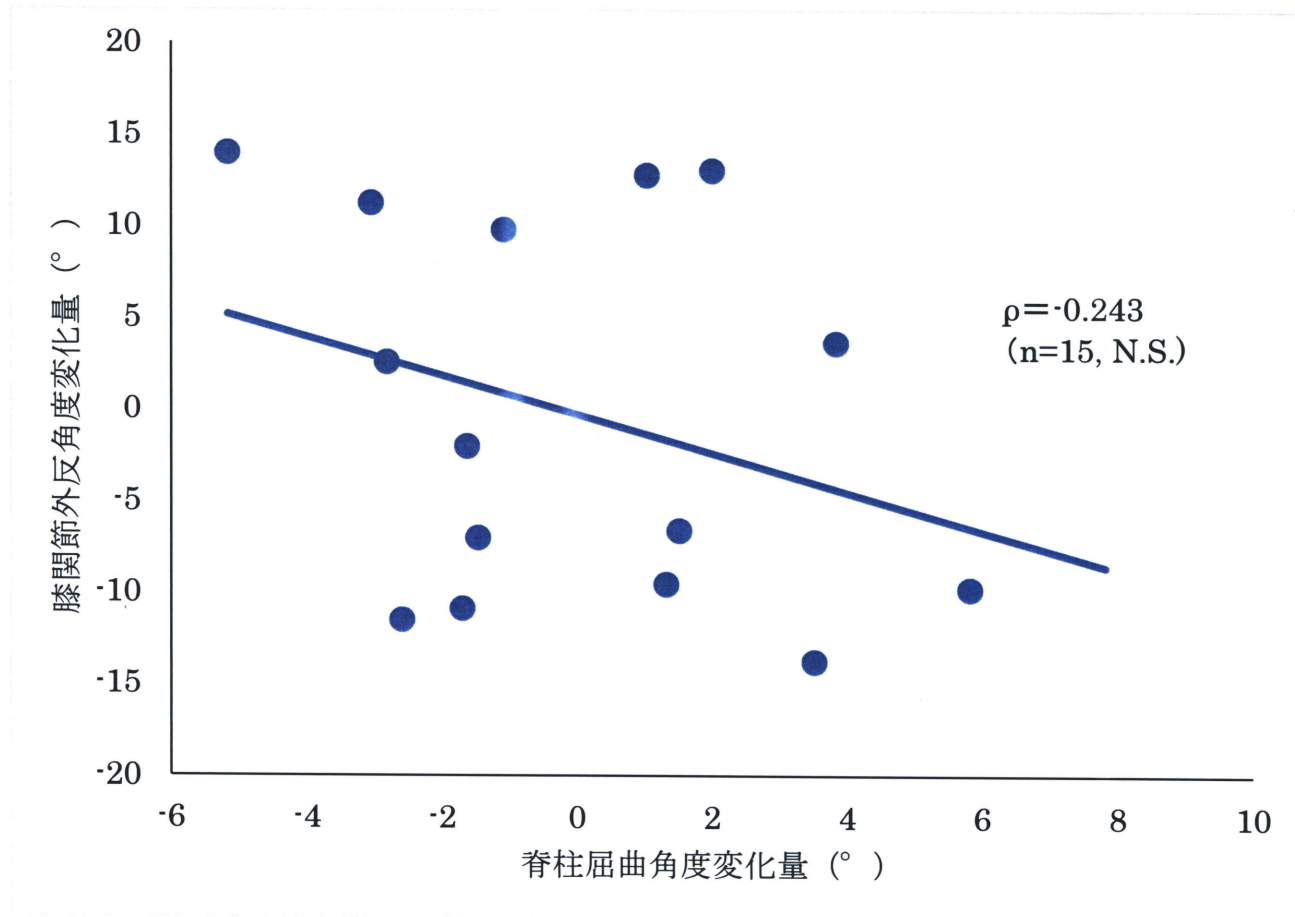


図 19 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と脊柱屈曲角度変化量との関係
 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と脊柱屈曲角度変化量との間に、
 相関がみられなかった。

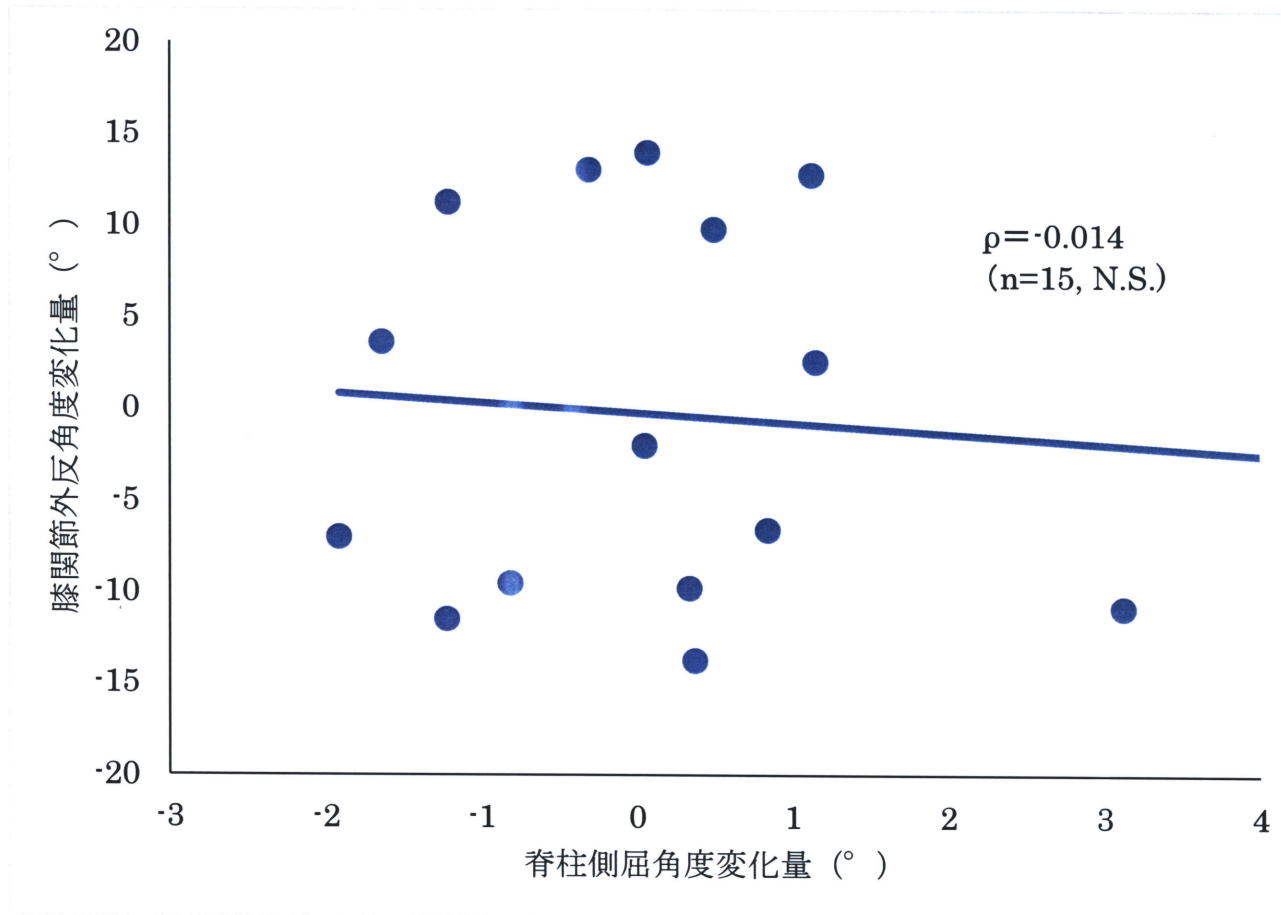


図 20 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と脊柱側屈角度変化量との関係
 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と脊柱側屈角度変化量との間に、
 相関がみられなかった。

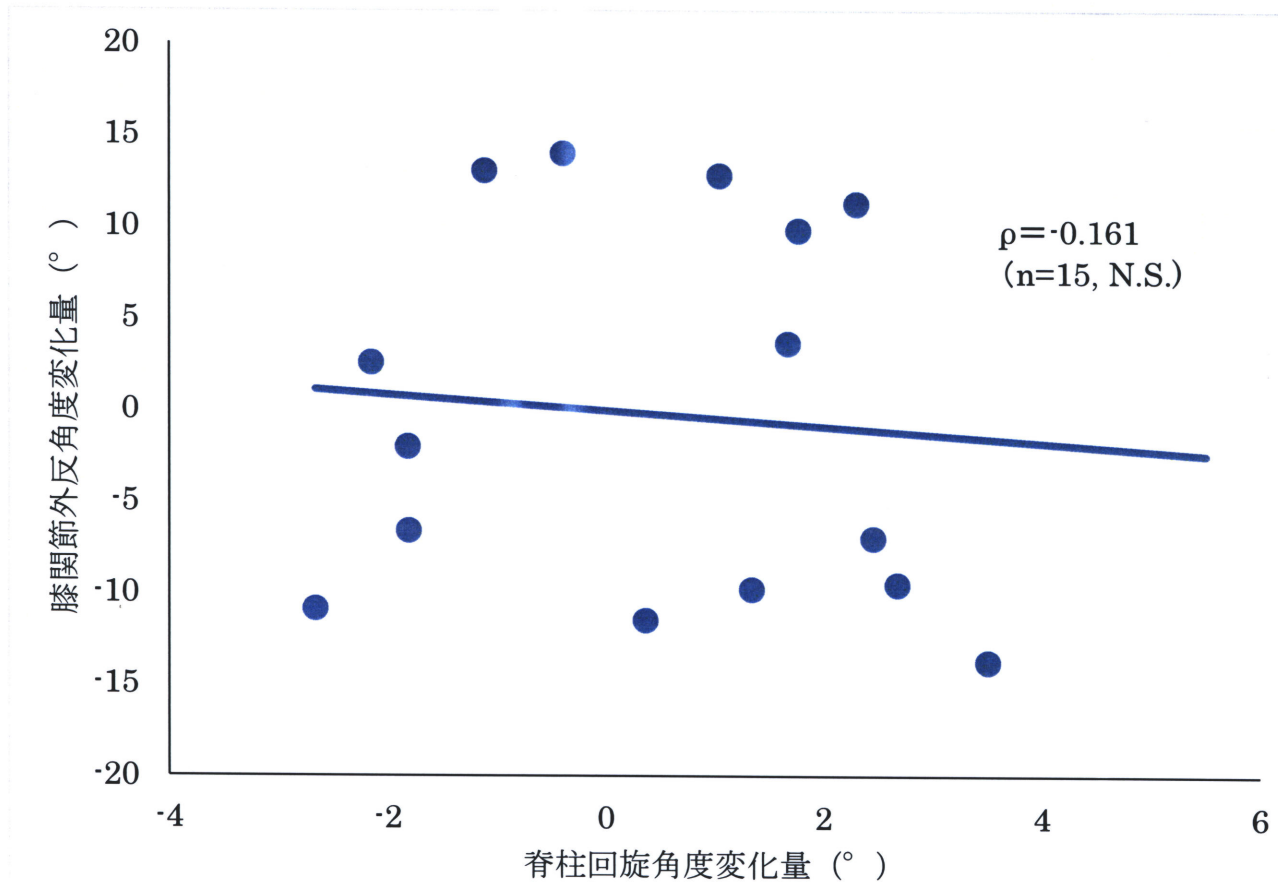


図 21 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と脊柱回旋角度変化量との関係
 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と脊柱回旋角度変化量との間に、
 相関がみられなかった。

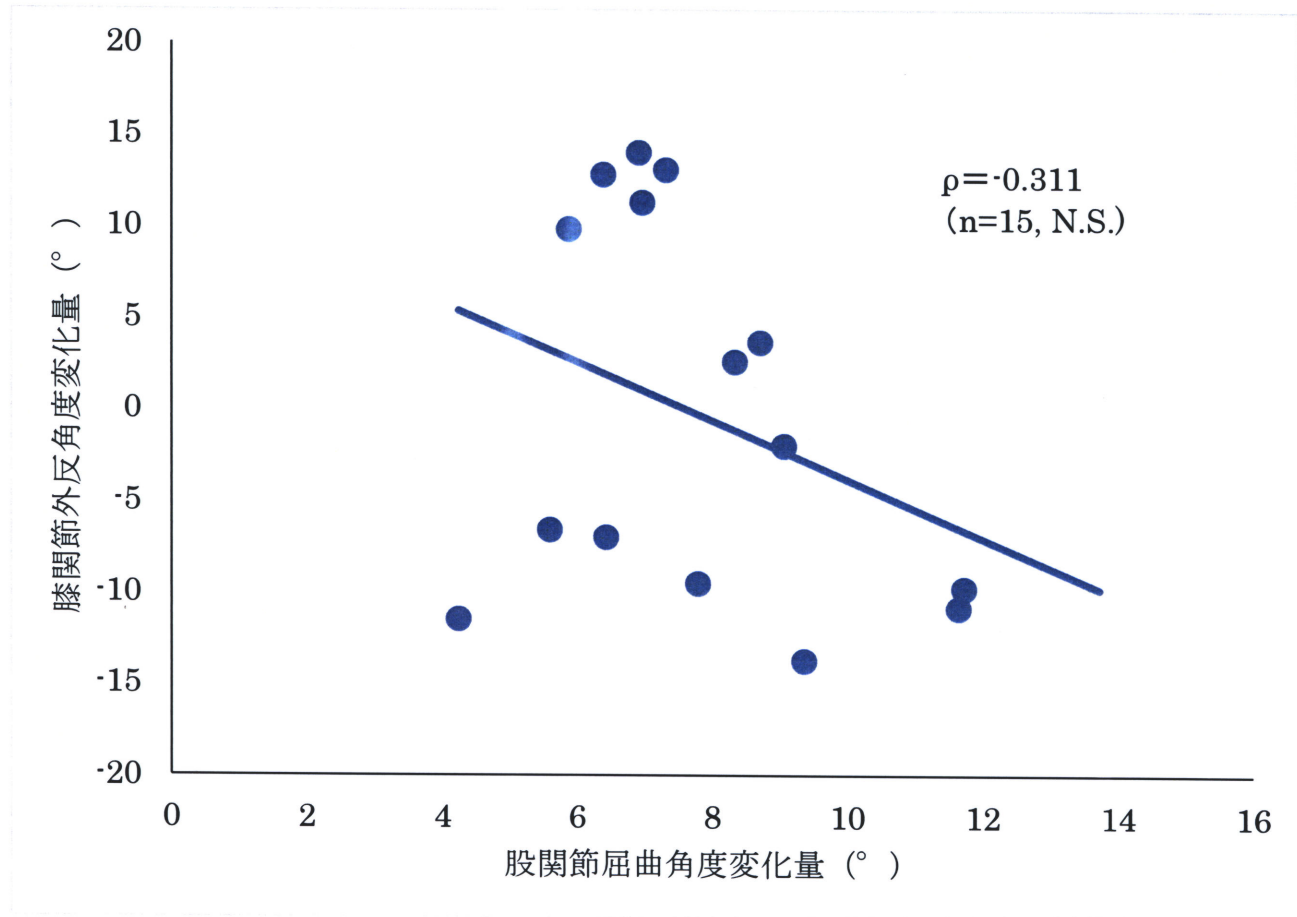


図 22 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と股関節屈曲角度変化量との関係
 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と股関節屈曲角度変化量との間に、
 相関がみられなかった。

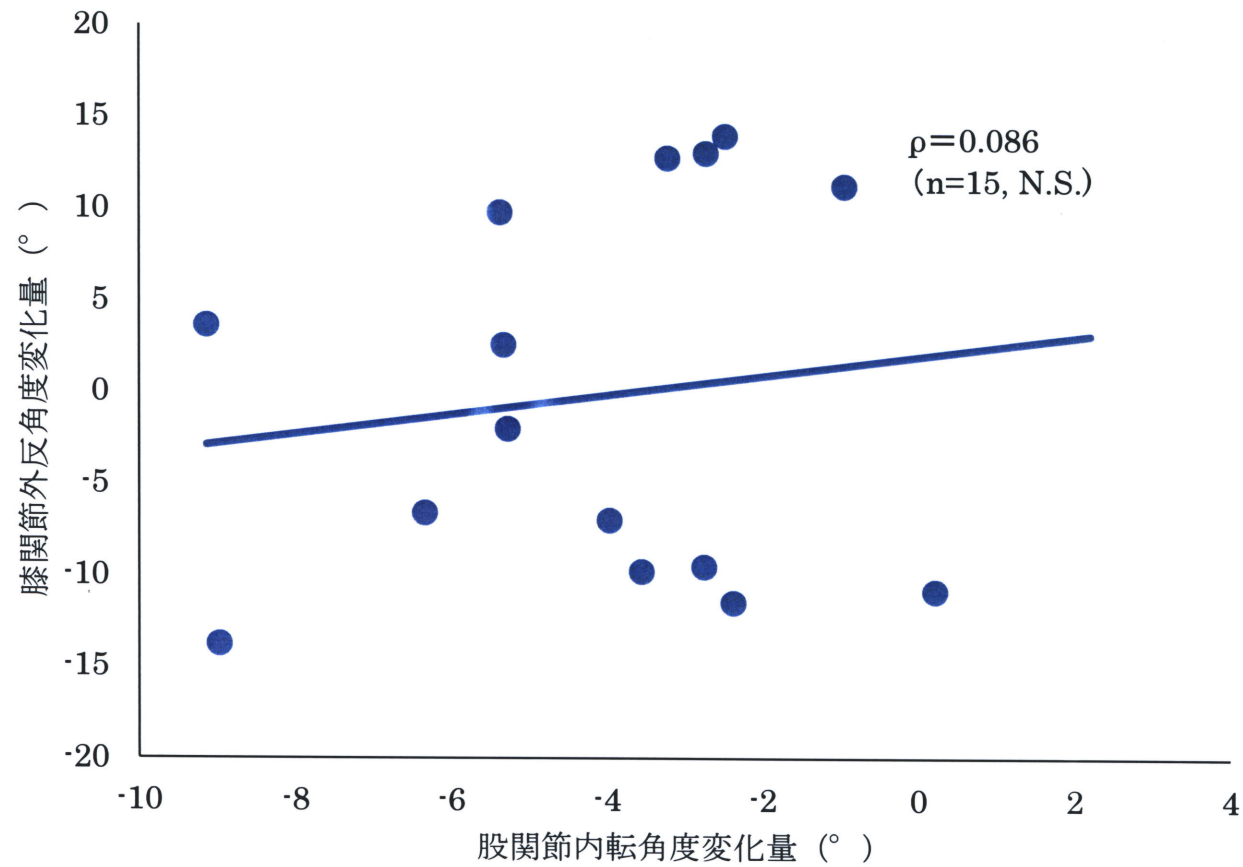


図 23 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と股関節内転角度変化量との関係
 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と股関節内転角度変化量との間に、
 相関がみられなかった。

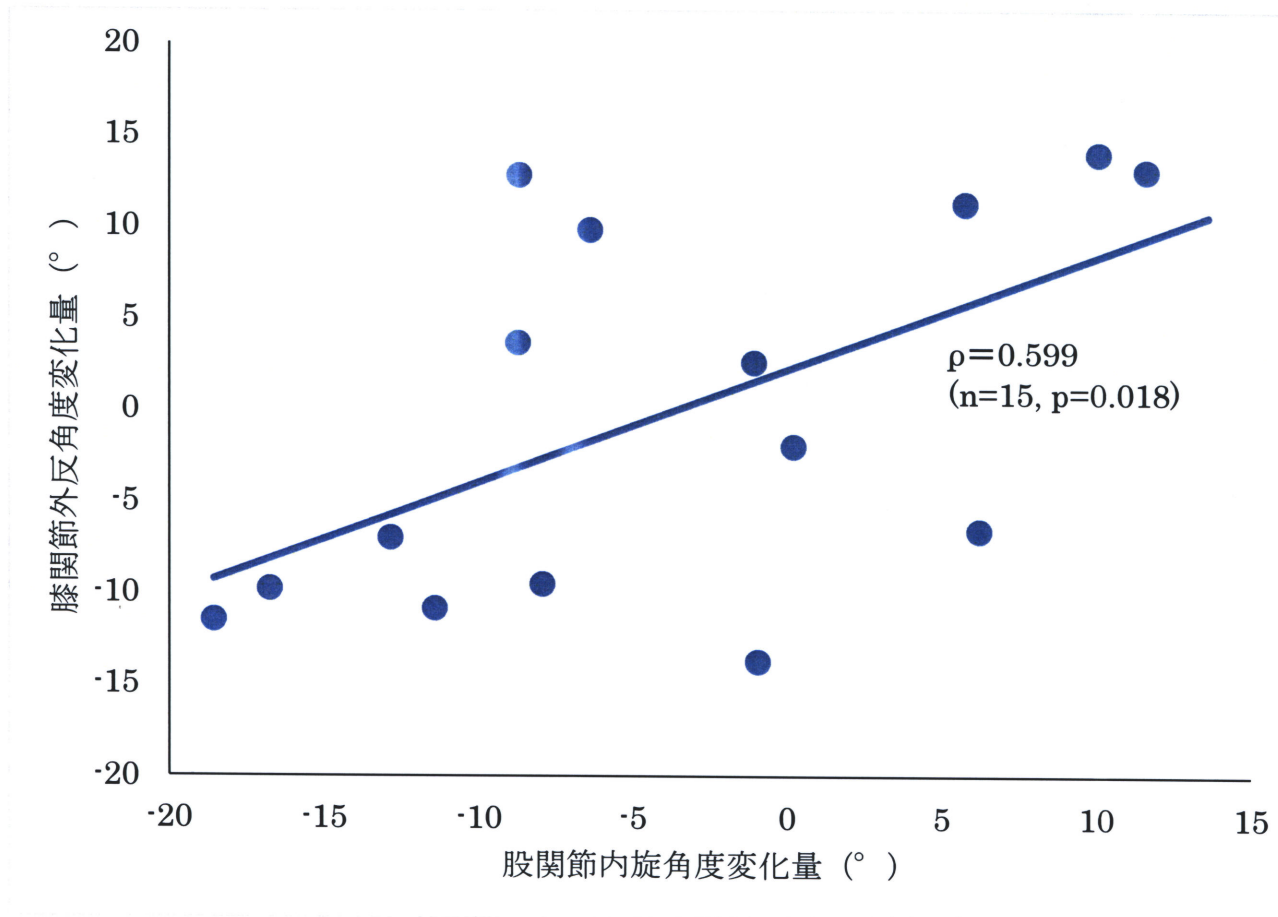


図 24 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と股関節内旋角度変化量との関係
 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と股関節内旋角度変化量との間に、
 正の相関がみられた ($n=15$ 、 $\rho=0.599$ 、 $p=0.018$)。
 このことから、股関節内旋角度変化量が大きいほど、膝関節外反角度変化量が大きいことが示された。

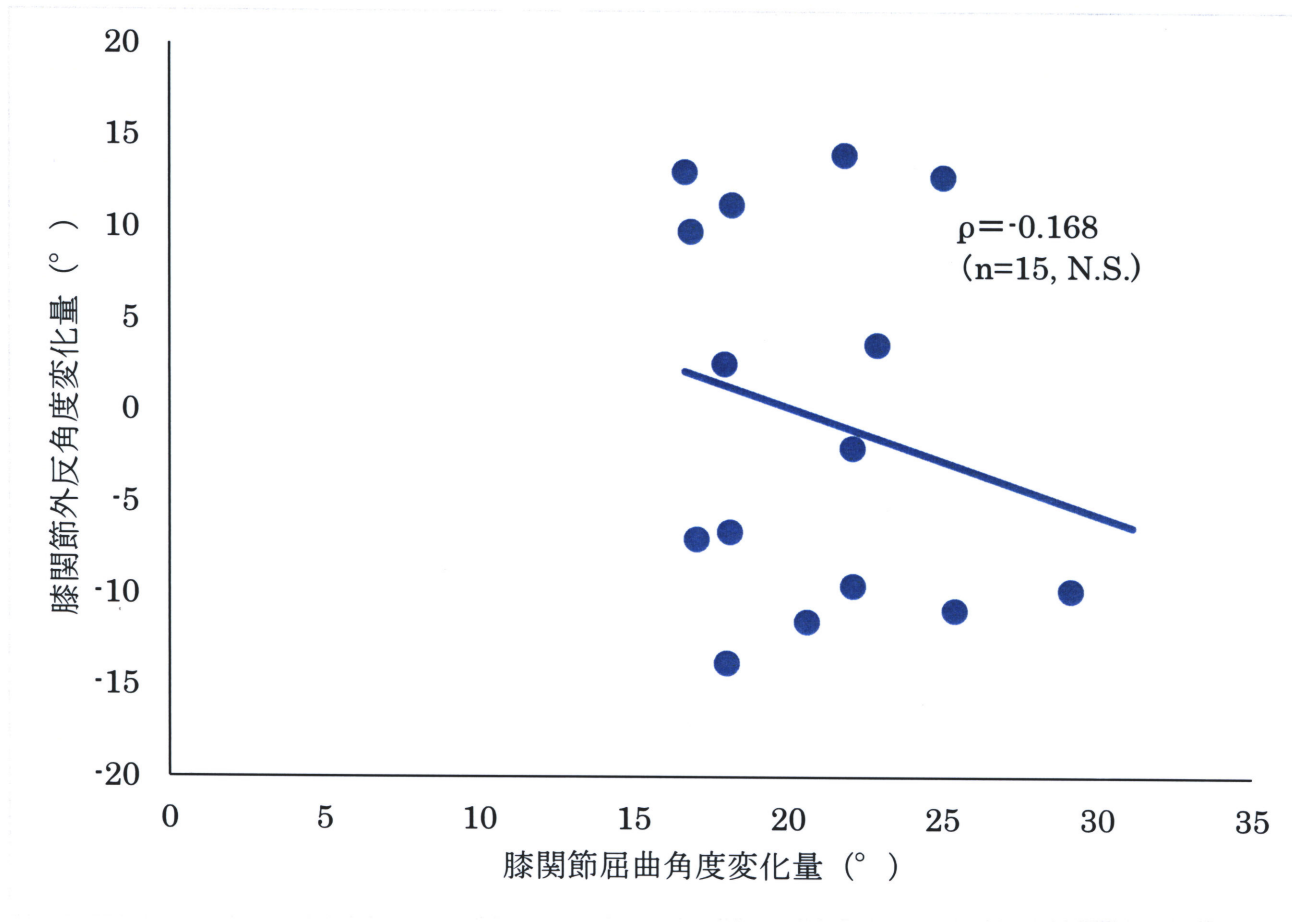


図 25 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と膝関節屈曲角度変化量との関係
 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と膝関節屈曲角度変化量との間に、
 相関がみられなかった。

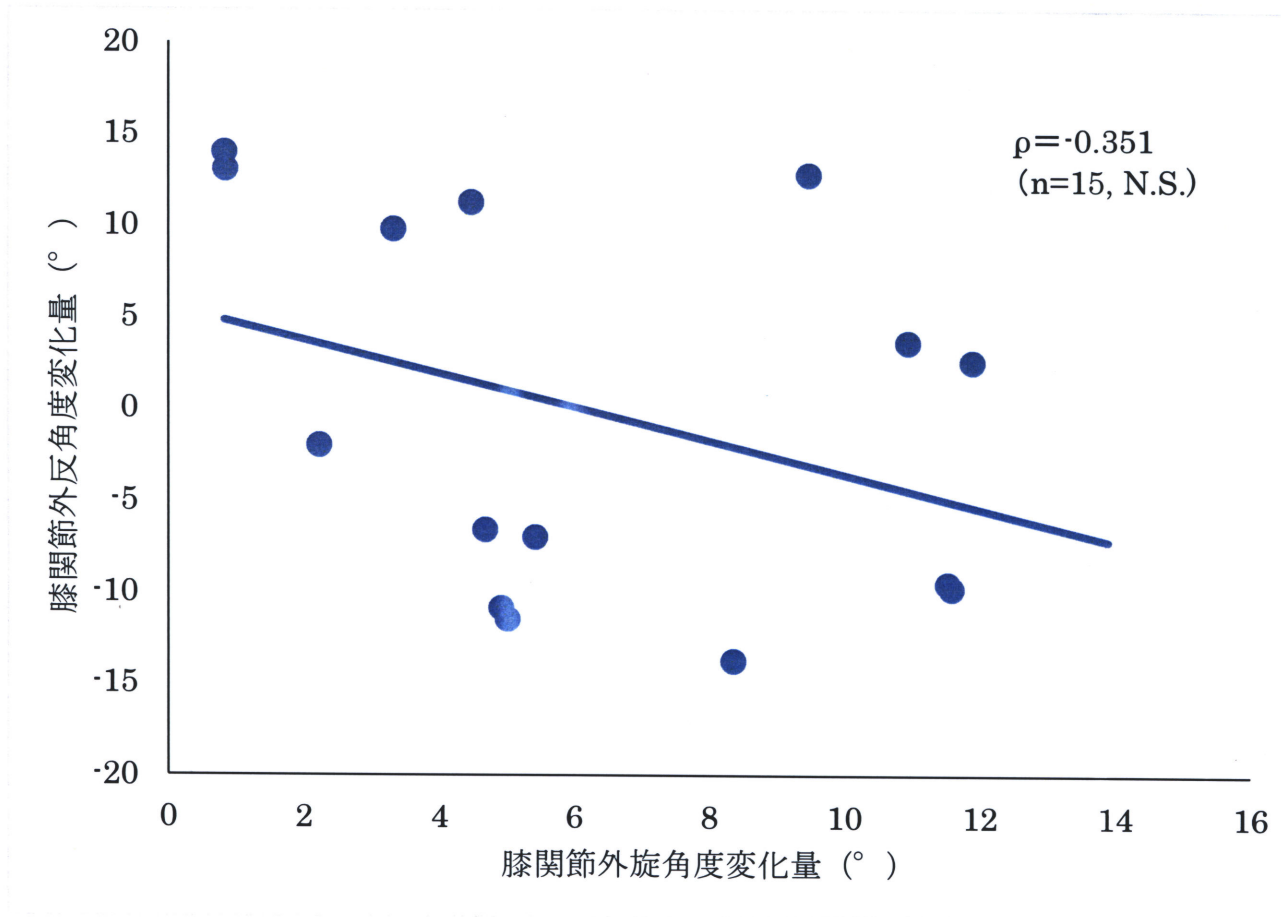


図 26 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と膝関節外旋角度変化量との関係
 接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量と膝関節外旋角度変化量との間に、
 相関がみられなかった。

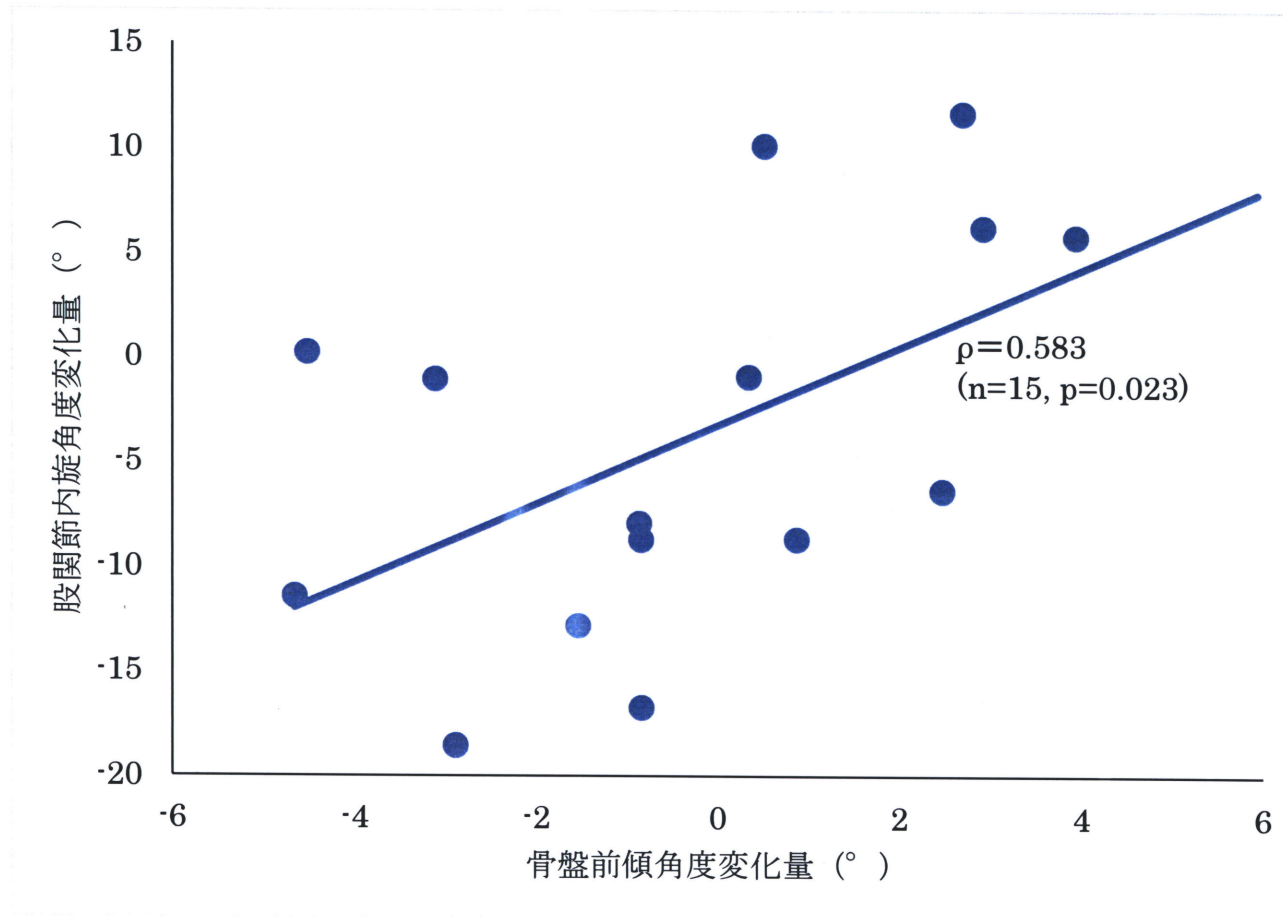


図 27 接地から Peak VGRF 時までの骨盤前傾角度変化量と股関節内旋角度変化量との関係
 接地から Peak VGRF 時までの骨盤前傾角度変化量と股関節内旋角度変化量との間に、
 正の相関がみられた ($n=15$ 、 $\rho=0.583$ 、 $p=0.023$)。
 このことから、骨盤前傾角度変化量が大きいほど、股関節内旋角度変化量が大きいことが示された。

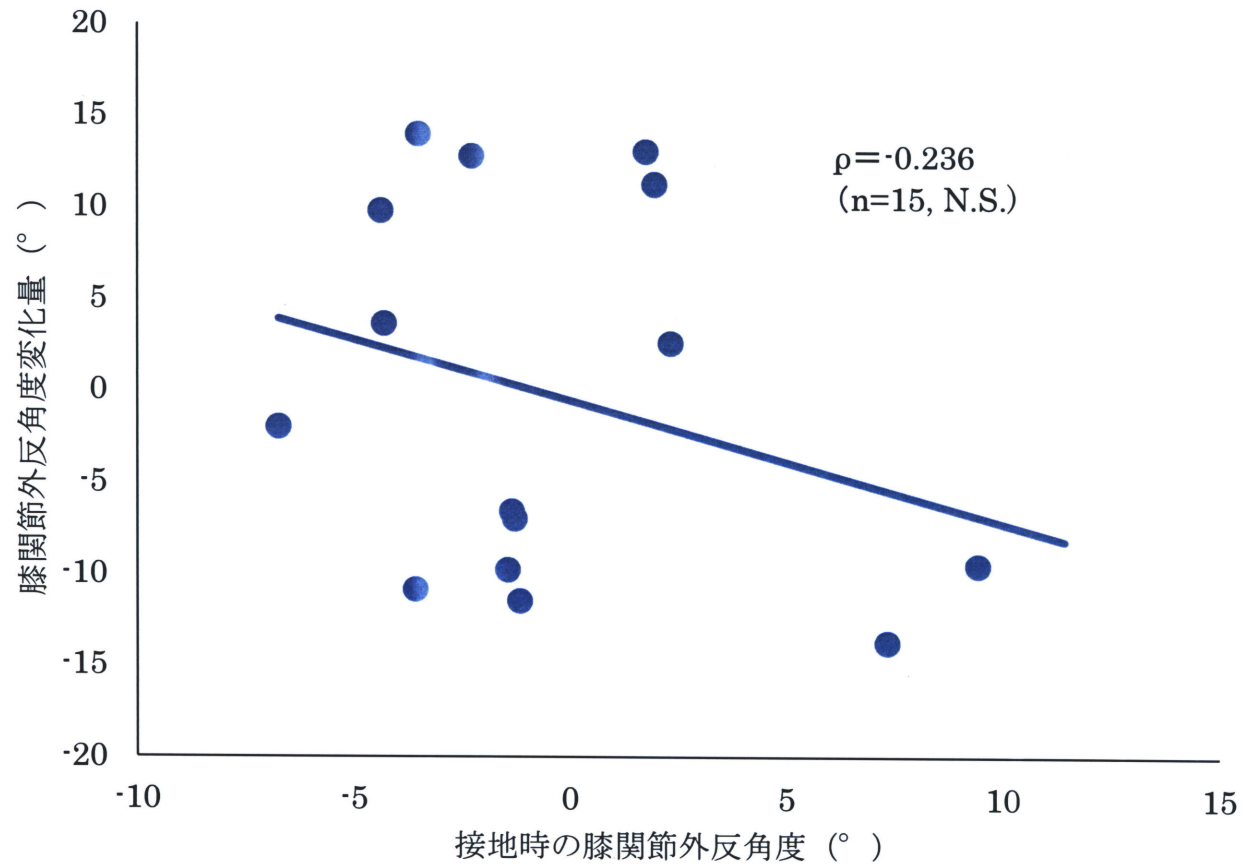


図 28 接地時点での膝関節内反・外反角度と、接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量との関係
 接地時点での膝関節内反・外反角度と、接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量との間に、
 相関がみられなかった。

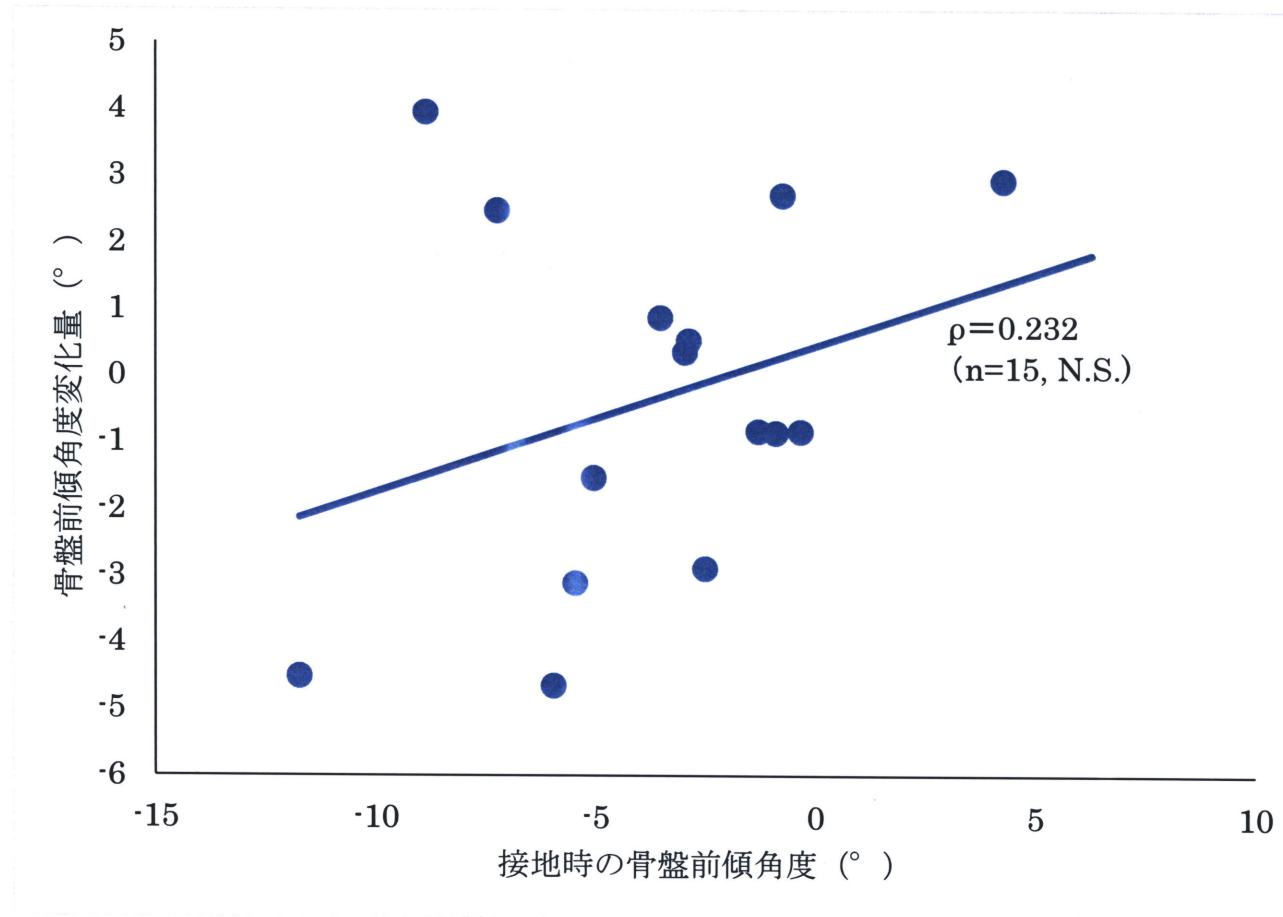


図 29 接地時点での骨盤前傾・後傾角度と、接地から Peak VGRF 時までの骨盤前傾角度変化量との関係
 接地時点での骨盤前傾・後傾角度と、接地から Peak VGRF 時までの骨盤前傾角度変化量との間に、
 相関がみられなかった。

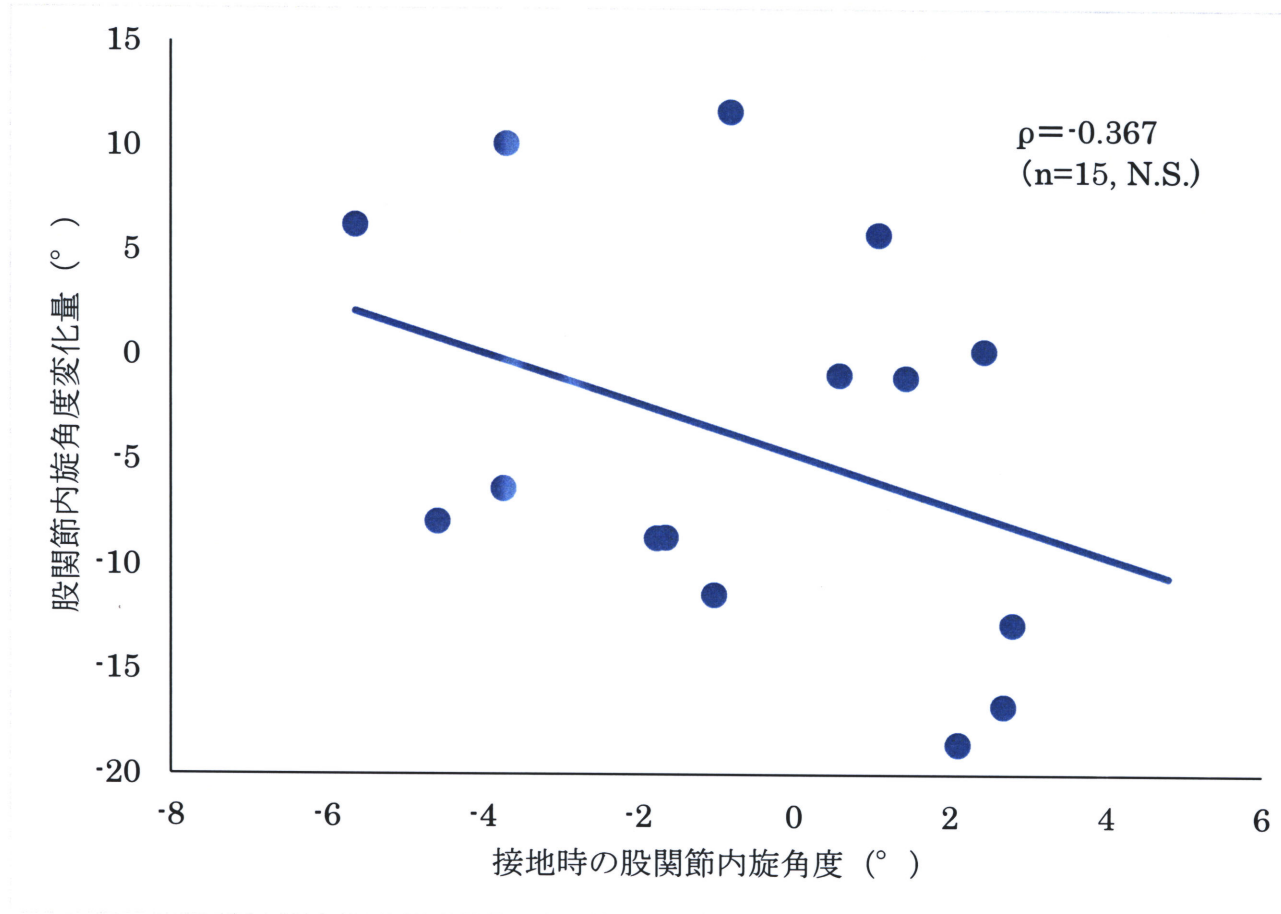


図 30 接地時点での股関節内旋・外旋角度と、接地から Peak VGRF 時までの股関節内旋角度変化量との関係
 接地時点での股関節内旋・外旋角度と、接地から Peak VGRF 時までの股関節内旋角度変化量との間に、
 相関がみられなかった。

表 1 対象者の年齢と身体特性

被験者数	15
年齢 (歳)	21.33±0.70
身長 (cm)	171.60±6.31
体重 (kg)	60.73±5.78

mean±SD で示す。

表 2 相関係数 (Peak VGRF 時の関節角度)

	膝関節外反角度
骨盤前傾角度	0.261
骨盤側方傾斜角度	0.039
骨盤回旋角度	-0.268
脊柱屈曲角度	-0.325
脊柱側屈角度	0.207
脊柱回旋角度	0.093
股関節屈曲角度	-0.118
股関節内転角度	-0.011
股関節内旋角度	0.432
膝関節屈曲角度	-0.068
膝関節外旋角度	0.232

Peak VGRF 時の膝関節外反角度を従属変数、骨盤・脊柱・下肢の関節角度を独立変数とした際の、相関係数について示す。いずれにも、相関がみられなかった。

表 3 相関係数 (接地から Peak VGRF 時までの角度変化量)

膝関節外反角度変化量	
骨盤前傾角度変化量	0.541 *
骨盤側方傾斜角度変化量	0.149
骨盤回旋角度変化量	0.400
脊柱屈曲角度変化量	-0.243
脊柱側屈角度変化量	-0.014
脊柱回旋角度変化量	-0.161
股関節屈曲角度変化量	-0.311
股関節内転角度変化量	0.086
股関節内旋角度変化量	0.599 *
膝関節屈曲角度変化量	-0.168
膝関節外旋角度変化量	-0.475

接地から Peak VGRF 時までの膝関節外反角度変化量を従属変数、骨盤・脊柱・下肢の関節角度変化量を独立変数とした際の、相関係数について示す。

骨盤前傾角度変化量、股関節内旋角度変化量との間に、有意な相関が認められた。

*: $p < 0.05$

研究『片脚着地動作における膝関節内外反角度と

骨盤運動の関連について』について

この研究に参加協力するかどうかを決める前に

よくお読みください

ジャンプからの着地や切り返しなど、スポーツの中で求められる動作では、姿勢が崩れてしまうことで下肢の外傷や障害につながります。体幹の姿勢が、膝関節の運動や筋活動に関係することがわかっています。しかし、体幹の中でも、骨盤が下肢に対してどのように影響しているかは明らかになっていません。

骨盤は、体幹と下肢の間に位置しており、多くの下肢の筋群の付着部であることから、双方の運動にかかわっていると考えられます。

そこで、骨盤の運動がどのように下肢の運動に影響しているかを調べ、外傷の予防に役立つ基礎的データを得ることが本研究の目的です。また、この研究で得られた結果は、下肢の運動療法を考える際の基礎となります。

是非ご協力のほど、お願いいたします。

【はじめに】

ジャンプからの着地や切り返しなど、スポーツの中で求められる動作では、姿勢が崩れてしまうことで下肢の外傷や障害につながります。体幹の姿勢が、下肢の運動や筋活動に関係することがわかっています。しかし、スポーツ動作において、体幹の中でも、骨盤が下肢に対してどのように影響しているかは明らかになっていません。そこで、骨盤の運動がどのように下肢の運動に影響しているかを調べ、外傷の予防に役立つ基礎的データを得ることが本研究の目的です。

この説明書は、この研究について詳しく書かれていますので、よくお読みになり、この研究の意義や検査の方法などをよく理解された上で、この研究に参加協力するかどうかを、あなた自身で決めていただきたいと思います。

1. この研究の位置付けについて

この研究は、骨盤の運動がどのように下肢の運動に影響しているかを調べ、外傷の予防に役立つ基礎的データを得ることが目的です。この研究で得られた結果は、下肢の運動療法を考える際の基礎となります。

2. この研究の必要性について

様々なスポーツにおいて、外傷予防を目的とした取り組みが広く行われています。体幹の姿勢が下肢の運動に影響することが明らかになっているため、体幹の安定性を高めるトレーニングが重要とされています。しかし、体幹の土台部分である骨盤が、スポーツ動作中の下肢にどのような影響を与えているかについては、まだよくわかっていません。骨盤は、体幹と下肢の間に位置しており、多くの下肢の筋群の付着部であることから、双方の運動に関わっていると考えられます。骨盤の運動がスポーツ動作中の下肢にどのような影響を与えているかが明らかになれば、スポーツにおける下肢の外傷予防に役立てられる可能性があり、この研究には意義があると言えます。

3. この研究への参加協力の自由と取り止めの自由について

この研究に参加協力するかどうかはあなたの自由意志です。あなたの意思を大切にしますので、この説明書をよく読んで、自由な判断で決めて下さい。一切の遠慮は必要ありません。たとえ研究に参加協力いただけなくても、不利益を受けることはありません。

また、一旦参加協力することに同意していただいた後でも、理由のいかんを問わず、いつでも研究への参加協力を取り止めることができますし、その理由を説明する必要もありません。また、そのことによって、あなたが不利益を受けることもありません。

4. あなたのプライバシーについて

この研究から得られたデータは、関連する学会で発表したり、学会誌に文書で報告されたりしますが、名前などの個人的な情報は一切記載されませんので、プライバシーは完全に守られます。

5. この研究の目的と方法について

研究の目的

この研究では、着地動作の中での骨盤と膝関節の動きや角度を観察し、双方の関連性について検証することを目的としています。

具体的な測定内容

以下のような研究方法で測定を行います。

1. 被験者は成人の健常者を対象とします。
2. 実験の手順（測定場所：植草学園大学 L棟4階 評価測定室）

実験の所要時間は約30分です。

<測定>

- a) 動きをパソコンに取り込むため、赤外線反射マーカを20個、両面テープを使用して身体に貼り付けます。
- b) 45cmの高さの台の上に立ち、両腕を胸の前で交差します。
- c) 前方にあるフォースプレート上に片脚で着地し、3秒間静止します。この時、上には飛び上がらず、台から降りるように着地してください。
- d) 着地後に姿勢を保持できなかった場合や、反対側の脚をついてしまった場合は無効とします。
- e) 3回の成功試技を以って、測定終了とします。
- f) 測定の当日に体調がすぐれないとき、睡眠不足のときは測定を中止します。また運動中に痛みなどを感じたら直ちに中止しますので、申し出てください。

6. この研究に参加協力していただく期間と参加予定人数

この研究に参加協力していただく方は植草学園大学に来校していただき、上述しました運動を測定します。測定は1日のみです。安全第一に測定を進めます。被験者は20名程度を予定しています。

7. この研究で期待される成果と予想される不利益について

期待される成果：骨盤の運動に着目した、下肢の外傷予防トレーニングの開発に応用することができます。

予想される不利益：台からの着地を行うことで、下肢に負荷がかかるため、後日わずかな筋肉痛が生じる場合がありますが、日常生活に支障がでるほどではないことが確認されています。

8. この研究で健康被害が発生した場合について

この研究に参加協力したために、体に異常を感じたときは、すぐ測定者に申し出て下さい。膝や足の痛みが生じた場合など、症状に応じて適切な措置を行います。

なお、実験により健康被害が生じた場合、医療費の自己負担額は、研究責任者が加入している理学療法士賠償責任保険より支払われます。

9. この研究に関する新たな情報のお知らせについて

ご協力いただいた方の資料請求があれば、ご本人のデータについてご説明いたします。

10. この研究への参加協力を中止させていただく場合について

あなたの健康状態によって、この研究への参加協力の継続が適当でないと判断した場合には、参加を中止していただくことがあります。

11. この研究の費用、および参加協力された場合の謝金について

- 1) この研究のために支払われる費用は、この研究の責任者の研究費から支出されます。
- 2) この研究に参加していただいた被験者には若干の謝礼を提供いたします。

12. あなたに守っていただきたいこと

- 1) この研究に参加するにあたり、睡眠を十分にとり、体調を整えてください。
- 2) この研究の測定時、体調がすぐれないときや不安がある場合には無理をせずに、申し出てください。

13. 連絡先

この研究または説明文書の内容についてもっと詳しく知りたいときや、何か分からないこと、心配なことがありましたら、何でも遠慮なく下記にお尋ねください。

研究担当者の氏名、所属、職名および連絡先

この研究の責任者：植草学園大学 保健医療学部理学療法学科 助手 千葉 諭

連絡先電話：043-239-2648 内線 3260

以上、この説明文書の内容を十分理解され『片脚着地動作における膝関節内外反角度と骨盤運動の関連について』に参加・協力することをお決めになりましたら、同意書に記名捺印または署名の上、日付を記入して下さい。また、説明文書と同意書の写しをお渡しいたしますので大切に保存して下さい。

同意書

植草学園大学 保健医療学部 理学療法学科
千葉 諭 殿

私は、植草学園大学において実施される実験研究『片脚着地動作における膝関節内外反角度と骨盤運動の関連について』について、研究責任者より以下の内容で説明を受け、その意義、方法、危険性等について十分理解しました。ついでには、私の自由意思に基づいて、この研究に参加することに同意します。

- 1. この研究の位置付け
- 2. この研究の必要性和期待される効果(個人,集団,社会に対して)
- 3. この研究への参加の自由, 取り止めの自由が保障されていること
- 4. この研究の参加協力者のプライバシー保護
- 5. この研究の目的と方法
- 6. この研究に参加する期間
- 7. この研究において予想される副次的作用
- 8. この研究において健康被害が発生した場合の扱い
- 9. この研究の情報提供
- 10. 研究への参加協力の中止をお願いする場合があること
- 11. 研究の費用および謝金
- 12. 実験参加前および参加中の体調管理・調整
- 13. 連絡先

(参加協力者)

(同意日)

氏名： _____ 印 _____ 平成 _____ 年 _____ 月 _____ 日
(署名または記名捺印：署名した場合、捺印は不要です)

文書による説明を行った日： _____ 平成 _____ 年 _____ 月 _____ 日

説明文書をお渡しした日： _____ 平成 _____ 年 _____ 月 _____ 日

同意を確認した日： _____ 平成 _____ 年 _____ 月 _____ 日

同意書の写しをお渡しした日： _____ 平成 _____ 年 _____ 月 _____ 日

説明を行った責任者

所属：植草学園大学 保健医療学部 理学療法学科 _____

氏名： 千葉 諭 _____ 印

被験者 ID： - -	研究責任者 _____ 印
-------------	---------------