

博士論文

膝前十字靱帯（ACL）損傷の inciting event の

バイオメカニクス的研究

～女性における認知機能の関与の検証～

平成 30 年度

筑波大学大学院人間総合科学研究科スポーツ医学専攻

柴田 聡

筑波大学

1. 緒言 .....	1
1-1. 膝前十字靱帯損傷発生の特徴と予防の重要性 .....	1
1-2. ACL 損傷のメカニズムとリスクファクター .....	4
1-3. ACL 損傷のメカニズムやリスクファクターの性差 .....	15
1-4. ACL 損傷と認知機能の変化 .....	27
1-5. 背景のまとめ .....	36
1-6. 研究目的と構成 .....	42
2. 研究課題 1 非予測的なイベント時の着地動作のバイオメカニクスの性差について ～体幹・骨盤運動に着目して～ .....	43
2-1. 緒言 .....	43
2-2. 方法 .....	45
2-3. 結果 .....	56
2-4. 考察 .....	79
2-5. まとめ .....	86
3. 研究課題 2 ACL 損傷における inciting event での女性の動作の特徴について ～認知機能の違いが与える影響の検討～ .....	87
3-1. 緒言 .....	87
3-2. 方法 .....	89
3-3. 結果 .....	98
3-4. 考察 .....	121
3-5. まとめ .....	132
4. 総合討論 .....	133
4-1. 本研究の目的 .....	133
4-2. 本研究で得られた成果 .....	134
4-3. 総合考察 .....	136
4-4. 本研究の限界と今後の課題 .....	138
4-5. 結語 .....	141
参考文献 .....	143

## 図表一覧

図 1	van Mechelen らの傷害予防のステップ .....	5
図 2	外傷発生の多因子包括的モデル.....	5
図 3	ACL 損傷の発生モデル.....	39
図 4	実験機器.....	47
図 5	課題動作.....	47
図 6	マーカー貼付位置 .....	48
図 7	胸郭セグメントの定義 .....	49
図 8	骨盤セグメントの定義 .....	50
図 9	大腿セグメントと股関節中心, 膝関節中心の定義 .....	51
図 10	下腿セグメントと足関節中心の定義 .....	52
図 11	スティックピクチャー .....	54
図 12	関節角度の定義 .....	54
図 13	股関節角度の男女比較 (NL0) .....	58
図 14	膝関節角度の男女比較 (NL0) .....	59
図 15	体幹角度の男女比較 (NL0) .....	60
図 16	骨盤角度の男女比較 (NL0) .....	61
図 17	股関節角度変化量の男女比較 (NL0) .....	63
図 18	膝関節角度変化量の男女比較 (NL0) .....	63
図 19	体幹角度変化量の男女比較 (NL0) .....	64
図 20	骨盤角度変化量の男女比較 (NL0) .....	64
図 21	着地位置が表示されるまでの時間の違いによる股関節角度の比較 (NL) ...	68
図 22	着地位置が表示されるまでの時間の違いによる膝関節角度の比較 (NL) ...	69
図 23	着地位置が表示されるまでの時間の違いによる体幹角度の比較 (NL) .....	70
図 24	着地位置が表示されるまでの時間の違いによる骨盤角度の比較 (NL) .....	71
図 25	着地位置の違いによる股関節角度の比較.....	73
図 26	着地位置の違いによる膝関節角度の比較.....	74
図 27	着地位置の違いによる体幹角度の比較.....	75
図 28	着地位置の違いによる骨盤角度の比較.....	76
図 29	試技ごとの着地位置変化量の比較.....	78
図 30	Symbol Digit Modalities Test (SDMT) .....	91
図 31	実験方法.....	92
図 32	マーカー貼付位置 .....	94
図 33	筋電図貼付位置.....	94
図 34	SDMT スコアの比較.....	98
図 35	股関節角度の群間比較.....	100

図 36	膝関節角度の群間比較 .....	101
図 37	体幹角度の群間比較 .....	102
図 38	骨盤角度の群間比較 .....	103
図 39	股関節角度変化量の群間比較 .....	104
図 40	膝関節角度変化量の群間比較 .....	104
図 41	体幹角度変化量の群間比較 .....	105
図 42	骨盤角度変化量の群間比較 .....	105
図 43	筋活動量の群間比較 .....	108
図 44	股関節角度の群間比較 .....	111
図 45	膝関節角度の群間比較 .....	112
図 46	体幹角度の群間比較 .....	113
図 47	骨盤角度の群間比較 .....	114
図 48	股関節角度変化量の群間比較 .....	115
図 49	膝関節角度変化量の群間比較 .....	115
図 50	体幹角度変化量の群間比較 .....	116
図 51	骨盤角度変化量の群間比較 .....	116
図 52	筋活動量の群間比較 .....	119
表 1	スポーツ種目別の ACL 損傷発生率と性差 .....	3
表 2	ACL 損傷場面のビデオ映像の分析 .....	8
表 3	ACL 損傷場面のビデオ映像の分析 (MBIM 法) .....	10
表 4	ACL 損傷のリスクファクター .....	14
表 5	非予測的課題における関節角度およびモーメントの変化 .....	31
表 6	対象者の内訳 .....	45
表 7	関節角度変化量の男女比較 (NL0) .....	65
表 8	股関節・膝関節モーメントおよび地面反力垂直成分の最大値 (NL0) .....	66
表 9	試技ごとの着地位置変化量の比較 .....	77
表 10	対象者の内訳 .....	89
表 11	対象者の群分け .....	98
表 12	各関節角度変化量の群間比較 .....	106
表 13	股関節, 膝関節モーメントおよび地面反力の群間比較 .....	107
表 14	筋活動量の群間比較 .....	109
表 15	各関節角度変化量の群間比較 .....	117
表 16	股関節, 膝関節モーメントおよび地面反力値の群間比較 .....	118
表 17	筋活動量の群間比較 .....	120

## 用語の定義

本研究で用いた下肢関節運動の定義は以下の通りである.

### ●股関節角度

- 骨盤に対する, 大腿骨のなす角度である.

屈曲 - 伸展, 内転 - 外転, 内旋 - 外旋

### ●膝関節角度

- 大腿骨に対する, 脛骨のなす角度である.

屈曲 - 伸展, 内反 - 外反, 内旋 - 外旋

### ●足関節角度

- 脛骨に対する, 足部のなす角度である.

背屈 - 底屈, 内転 - 外転, 内がえし - 外がえし

## 1. 緒言

### 1-1. 膝前十字靱帯損傷発生の特徴と予防の重要性

膝前十字靱帯（以下；ACL）損傷の約 70%はスポーツ活動中に発生しており<sup>1,2</sup>，サッカーやバスケットボール，ハンドボールといった着地や方向転換を多く行う球技で発生率が高い<sup>3,4</sup>。また，ACL 損傷の発生率には性差がある。競技種目などによって異なるものの女性が男性の約 2~7 倍の発生率であると報告されている<sup>1-8</sup>。この発生率の性差は，ACL 損傷において特有の問題であることが指摘されているが，その原因や性差に関連するリスクファクターは明確ではない。

Gornitzky ら<sup>9</sup>のシステマティックレビューを参考に，スポーツ種目別の ACL 損傷の発生率とその男女差をまとめた（表 1）。

ACL 損傷は，重症度の高いスポーツ外傷の一つである。近年の疫学研究では，重症度を復帰までの日数で分類することが主流となっており，復帰までの日数が 28 日を超える外傷は重症と分類される。特にサッカーやラグビーなどでは統一した方法でスポーツ外傷を記録し，比較を可能とするための方法が推奨されており，外傷発生によるチームへの影響は，単に発生率だけでなくその重症度も考慮される必要があることが示されている<sup>10</sup>。Fuller<sup>10</sup>は，外傷の発生率と重症度（復帰までの日数）を掛け合わせた Burden 指数（日数／1,000 Player-Hours）を用いて，予防すべき外傷のターゲットを明確にすることを推奨している。Burden 指数が高い外傷は，その発生によるチームへの負の影響が大きく予防の重要度が高いといえる。例えば，ラグビーにおいて，ACL 損傷は発生率（受傷数／1,000 players-hours）が 0.42，重症度（日／外傷）が 258 となり，Burden 指数は 108 であった<sup>10</sup>。そのほかの外傷の Burden 指数は，足関節内反捻挫は 50，肩関節脱臼では 105 であり<sup>10</sup>，ACL 損傷の予防の重要度が高いことが分かる。

さらに、ACL 損傷の予防の重要性は以下の点からも明らかである。

① 靱帯再建術を行わないと競技の継続が困難であること

ACL を損傷した場合、保存療法で十分な競技パフォーマンスを取り戻すことは困難であり、競技活動を継続するためには靱帯再建術が行われることがほとんどである<sup>11-13</sup>。

② 長期のリハビリテーションを強いられること

再建術を行った場合でも、競技復帰までには 6 か月から 1 年以上のリハビリテーションを必要とし、かかる費用も高額となるため時間的にも経済的にも損失の大きい重篤な外傷である<sup>14</sup>。

③ 再受傷の可能性があること

再建術後の再受傷率は、術後 2 年で 29.5%（再建側 20.5%，対側 9.5%）である<sup>15</sup>。

④ 合併症などによる機能障害が生じること

再建術、長期のリハビリテーションを経て競技復帰を果たしたとしても、半月板損傷や関節軟骨の変性を合併する可能性や、関節の不安定感や疼痛が残存することがあるなど、種々の機能障害が残存する可能性がある<sup>16-18</sup>。

⑤ 将来的な変形性関節症が発症するリスクが高まること

ひとたび ACL を損傷すると、将来的に変形性関節症変化をきたす可能性が高くなること<sup>16-18</sup>が報告されている。ACL 損傷者のうち、半数は 10 年後に変形性関節症の徴候が出現し、15・20 年後には大多数が変形性関節症を有するという報告<sup>19</sup>もある。

以上のように、ACL 損傷は短期的にも長期的にも種々の問題を生じる可能性が示されており、予防を目指すことが最重要である。特に、女性をターゲットとした予防の取り組みは、女性の発生率が男性よりも高いことや、そのリスクファクターが明確でないことから最優先課題であると考えらる。

表 1 スポーツ種目別の ACL 損傷発生率と性差

種目	著者, 発表年	発生率		Rate Ratio (性差)
		男性	女性	
バスケットボール	Arendt et al., 1995 <sup>3</sup>	0.13	0.31	2.38
	Hewett et al., 1999 <sup>20</sup>	0.000	0.289	
	Messina et al., 1999 <sup>21</sup>	0.038	0.129	3.38
	Agel et al., 2005 <sup>4</sup>	0.08	0.27	3.38
	Pfeiffer et al., 2006 <sup>22</sup>		0.111	
	Joseph et al., 2013 <sup>23</sup>	0.022	0.088	4.07
	Beynnon et al., 2014 <sup>24</sup>	0.037	0.061	1.66
	Stanley et al., 2016 <sup>25</sup>	0.07	0.20	2.86
フィールドホッケー	Beynnon et al., 2014 <sup>24</sup>		0.048	
	DeLee et al., 1992 <sup>26</sup>	0.112		
アメフト	Joseph et al., 2013 <sup>23</sup>	0.088		
	Beynnon et al., 2014 <sup>24</sup>	0.056		
ラクロス	Beynnon et al., 2014 <sup>24</sup>	0.058	0.070	1.21
	Arendt et al., 1995 <sup>3</sup>	0.07	0.29	4.14
	Hewett et al., 1999 <sup>20</sup>	0.117	0.222	1.89
	Agel et al., 2005 <sup>4</sup>	0.11	0.31	2.81
サッカー	Mandelbaum et al., 2005 <sup>27</sup>		0.487	
	Pfeiffer et al., 2006 <sup>22</sup>		0.107	
	Steffen et al., 2008 <sup>28</sup>		0.110	
	Kiani et al., 2010 <sup>29</sup>		0.106	
	Walden et al., 2012 <sup>30</sup>		0.179	
	Joseph et al., 2013 <sup>23</sup>	0.042	0.093	2.23
	Beynnon et al., 2014 <sup>24</sup>	0.026	0.131	5.13
	Stanley et al., 2016 <sup>25</sup>	0.06	0.26	4.33
ソフトボール／野球	Joseph et al., 2013 <sup>23</sup>	0.003	0.027	7.87
	Hewett et al., 1999 <sup>20</sup>		0.000	
バレーボール	Pfeiffer et al., 2006 <sup>22</sup>		0.000	
	Joseph et al., 2013 <sup>23</sup>		0.018	
ハンドボール	Myklebust et al., 1998 <sup>6</sup>	0.060	0.310	5.2

※発生率 : events / 1,000 athlete-exposures

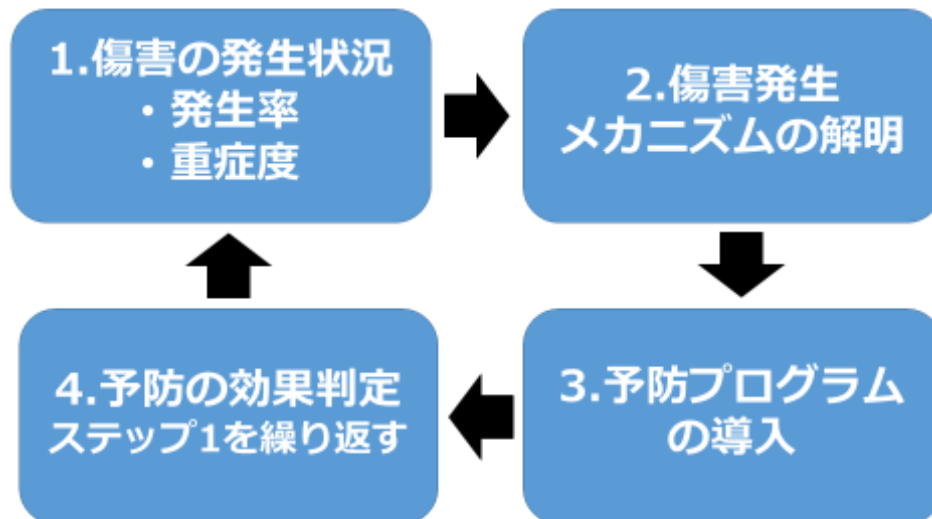


## 1-2. ACL 損傷のメカニズムとリスクファクター

ACL 損傷の効果的な傷害予防策を講じるためには、そのメカニズムやリスクファクターを把握することが必要である。傷害予防の基本的な概念として、van Mechelen ら<sup>31</sup>は4つのステップを提唱した（図 1）。まず、その傷害の発生頻度や重症度などの発生状況の調査を行い、次に傷害発生のメカニズムやリスクファクターの特定を行う。そのうえでメカニズムに対して予防プログラムを考案して実際に介入を行い、その介入効果を検討するというサイクルである。

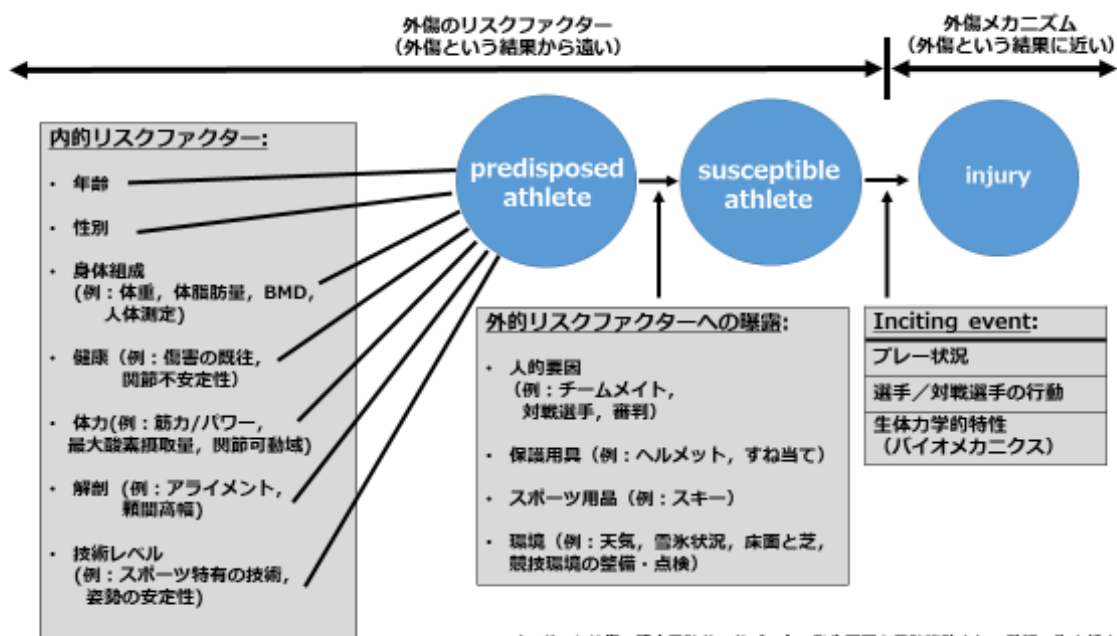
リスクファクターとメカニズムの関係は多因子包括的モデル<sup>32</sup>によって説明されている（図 2）。このモデルは Meeuwisse<sup>33</sup>が提唱したモデルに Bahr と Krosshaug<sup>32</sup>が修正を加えたものである。本モデルでは、リスクファクターは単独で傷害発生に関与するのではなく、複数のリスクファクターの相互作用によって傷害発生リスクは変動する。リスクファクターである内的因子と外的因子の複数の因子の相互作用によってスポーツ外傷は発生しやすい状態になる。この外傷発生の危険性が高まったアスリート（susceptible athletes）が、受傷につながるある動作（inciting event）を偶発的に行うことで、外傷が発生する。そこには、通常とは異なる全身および各関節のバイオメカニクスと、発生を招く状況（試合の状況、選手自身と対戦相手の行動など）が影響する。

## ● The 'sequence of prevention' of sports injuries



(van Mechelen et al., 1992 一部改変)

図 1 van Mechelen ら<sup>31</sup>の傷害予防のステップ



(スポーツ外傷・障害予防ハンドブック-発生要因と予防戦略より; 監訳: 向山純夫, 赤坂清和)  
(R Bahr, T Krosshaug Br J Sports Med 2005)

図 2 外傷発生の多因子包括的モデル<sup>32</sup>

### 1-2-1. ACL 損傷のメカニズムの解明研究

ACL 損傷のメカニズムを解明することを目的とした先行研究を分類すると、以下のよう  
に大きく集約できる。まず、実際に損傷が生じた際のビデオ映像による損傷動作の運動学的  
分析、次に屍体膝や人体を利用して損傷に至るであろう ACL の歪みや張力の測定・分析、  
コンピューター上のモデルを用いたシミュレーションによる損傷メカニズムの推定である。

#### 1-2-1-1. ビデオ映像の分析からの損傷メカニズムの推定

ACL 損傷の受傷メカニズムの解明を目的とした競技中の損傷場面のビデオ映像の分析が  
行われ、受傷機転や受傷時の膝関節肢位および全身の挙動が検討されている。ビデオ映像を  
用いた分析の最大の利点は、傷害発生場面を直接分析できることにあり、膝関節の肢位のみに  
ならず全身の挙動や、受傷時の周囲の状況を知ることができる（表 2）。

受傷機転は、他者との接触を伴わない非接触型の損傷が多くを占める<sup>34-38</sup>。受傷時の動  
作は、急激な減速、方向転換、着地であり<sup>34-38</sup>、特に片脚の動作での受傷が多い<sup>37,39</sup>。受傷  
肢位は、膝関節は浅い屈曲位での外反と脛骨回旋（内旋もしくは外旋）の複合的な肢位であ  
るが、回旋方向は報告によって異なる<sup>34-38</sup>。受傷のタイミングは、足部接地後の 17~50msec  
であった<sup>36</sup>と推定されている。損傷群と損傷しなかったコントロール群での肢位の比較で  
は、膝関節の屈曲角度に群間で差はなかったが、股関節屈曲角度および膝関節外反角度が損  
傷群で大きく、さらに膝関節外反は損傷群の女性で大きかった<sup>37</sup>。損傷群では体幹の受傷側  
への側屈の増大、体幹前傾の減少が観察され、それぞれ損傷群の女性が大きかった<sup>38</sup>。また、  
体幹後傾位、後方重心での受傷<sup>40</sup>が報告されている。受傷時の周囲の状況にも特徴があり、  
非接触型損傷であっても敵プレーヤーが身近に存在し、胴体部などへの軽微な接触があっ  
たこと（indirect-contact）や、注意が敵プレーヤーやゴールへ向きバランスの乱れが生じ、  
通常とは異なる動作が遂行されていたこと<sup>34-37</sup>が報告されている。つまり、受傷時には、  
注意が他に向いてしまうことや、膝以外への接触による応力が関連する可能性がある。

このように、視覚的なビデオ映像の分析は、受傷時の状況を直接分析することができることによって多くの有用な情報をもたらすことができる。一方、ビデオ映像から視覚的に算出した膝関節の屈曲角度は実際の角度と比べて約半分に見積もられていたとの報告<sup>41</sup>もあり、その正確性には疑問が残る。そこで、Krosshaug ら<sup>42</sup>は、複数のビデオカメラで撮影した動きを 3 次元コンピュータグラフィックソフトである Poser を用いて解析する Model-Based Image-matching 法 (MBIM 法) を考案した。本方法を用いることによって、単純な視覚的な映像分析から算出した関節角度に比べて、はるかに正確な三次元情報が得られ、体表マーカーを用いた動作解析に近い関節角度が算出できたことが報告されている。

その結果、受傷シーンでは膝関節は 20~30° の浅い屈曲位で、接地後 40ms までの間に急激な膝の外反変化と内旋変化を生じていた。また、脛骨では接地後 20-30ms までの間に前方偏位が生じていた<sup>39,43</sup>。そして、接地後 40ms までの急激な膝関節外反および脛骨の内旋変化と前方偏位が ACL 破綻時の関節運動であったと結論付けている (表 3)。また、視覚的なビデオ映像分析では、脛骨には外旋が生じるとの報告も散見されるが、これは ACL の破綻の結果生じた運動を捉えており、破綻の瞬間の関節運動ではないと考察している。さらに、股関節は接地時に屈曲 51°、外転 21°、内旋 29° であり、接地後 40ms までの間に股関節には大きな関節運動は生じていなかった<sup>44</sup>。股関節の運動が制限されることで、着地時の衝撃吸収が十分に行えず、膝関節への負荷の増大を招いたことが受傷メカニズムに関連すると考察している。

MBIM 法によって、ACL 破綻時の下肢のダイナミックアライメントはより詳細な記述が可能となっているが、ビデオ映像のサンプリング周波数は赤外線カメラを用いた三次元動作解析より低く接地後 40ms 前後の受傷の瞬間を正確にとらえられていない可能性がある。また、筋骨格モデルを作成する際に手作業に頼る部分があること、受傷場面を撮影することを目的とした映像ではないため受傷者を中心に撮影しておらず画角の設定やカメラの角度が統一されていないなどの問題が考えられ、結論を出すにはさらなる研究が必要である。

表 2 ACL 損傷場面のビデオ映像の分析

著者	症例数	スポーツ種目	受傷状況	受傷動作（非接触型のみ）	受傷肢位	備考
Boden et al., 2000 <sup>34</sup>	23 例	フットボール(13)	非接触型 (15)	減速動作 (10)	後方重心, 膝: ほぼ伸展/外転位,	非接触型損傷でも近くに 敵プレーヤーの存在
	男: 16, 女: 7	バスケット (7)	接触型 (8)	方向転換を伴う (6)	下腿回旋ほぼなし	
		サッカー(2)		伴わない (4)		
		バレー(1)		着地動作 (5)	片脚着地・減速動作:	
				片脚着地 (3)	膝外反位, 股関節中間位, 体幹後傾	
				両脚着地 (2)		
Ebstrup et al., 2000 <sup>45</sup>	3 例 (女性)	ハンドボール(2)	非接触型	ストップからの方向転換	膝ほぼ伸展	トップスピードから 敵を避ける or 衝突で受傷
		バスケット (1)			膝内反(1)/外反(2) 膝内旋(1)	
Olsen et al., 2004 <sup>35</sup>	20 例 (女性)	ハンドボール	非接触型 (19)	方向転換 (12)	方向転換: 膝ほぼ伸展 or 外反位, 内旋/外旋	注意は敵 or ゴール
			接触型 (1)	片脚着地 (4)		胴体に何らかの接触 (6)
				減速動作 (2)	着地動作:	バランスを失う (6)
				ランニング (1)	足部外旋位, 膝軽度屈曲・外反, 内旋/外旋	フォームの乱れ (12)
Cochrane et al., 2007 <sup>46</sup>	34 例 (男性)	オーストラリアン	非接触型 (19)	着地 (6)	外反+内旋が大多数	遅いジョギング,  カッティング角度: 15-45°, 45-75°
		フットボール	Indirect (4)	サイドステップ (7)	外反 (9), 内旋 (8), 内反 (2), 外旋 (2)	
			接触型 (11)	ストップ/減速 (3)		
				着地へステップ (3)	30°以下の屈曲 (11), 30°以上 (1)	
				クロスオーバーカット (2)		
Krosshaug et al., 2007 <sup>36</sup>	39 例 男: 17, 女: 22	バスケットボール	非接触型 (28)	片脚着地 (10)	損傷時間: IC 後 17~50msec	攻撃 (29), 守備 (5)
			敵が 1m 以内 (22)	両脚着地 (13)		リバウンド (2)
			敵が 1m 以上 (2)	カッティング (4)	膝屈曲・股屈曲は女性で↑	ターンオーバー (1), 不明 (2)
			接触型 (11)	一定の見解なし (3)	外反への崩れが女性で特に↑	
			直接膝 (4)	膝への接触 (4)		敵が近くにいる状況での
			ほかの部位 (3)	判断できず (5)		受傷が多い

Boden et al., 2009 <sup>37</sup>	損傷群	29 例 矢状面 (12) 前方 (6) 後方 (11)	バスケ (14) ハンドボール (7) サッカー (3) フットボール (3) 競技チア (1) 体操 (1)	非接触型 (21) 小接触 or 動揺 (8)	減速動作 (18) 横ジャンプ着地 (5) 垂直ジャンプ着地 (6)  片脚 (21), 両脚 (8)	足部接地時 損傷群; 後足部 or 全足底接地 コントロール; 前足部 or 前足部〜中足部  足角度: 対象群で底屈角度 ↓ (IC 時) 膝角度:	攻撃 (23), 守備 (4)  チームスポーツでは 敵が 3ft 以内
	コントロール群	27 例 矢状面 (12) 前方 (8) 後方 (7)	バスケ	非接触型 (12) 小接触 (12)	減速動作 (6) 横ジャンプ着地 (5) 垂直ジャンプ着地 (16)  片脚 (24), 両脚 (3)	屈曲角度に有意差なし 損傷群で外反角度 ↑  IC 時は有意差なし, 女性でより外反 ↑ 股角度: 損傷群の屈曲 ↑	攻撃 (18), 守備 (9)  敵が 3ft 以内 (26)
Hewett et al., 2009 <sup>38</sup>	損傷群	17 例 男: 7, 女: 10	バスケ	非接触型 小接触	着地・カッティング	損傷群:  体幹側屈・外反 ↑ (特に女性) 体幹前傾 ↓ (特に女性) 膝外反, 特に着地の後半で ↑ 膝屈曲に差なし	
	コントロール群	女: 6 名					
Sheehan et al., 2012 <sup>40</sup>	損傷群	20 例 男: 13, 女: 7	バスケ (10) サッカー (2) フットボール (5) ハンドボール (3)	非接触型	run-stop (15) 垂直ジャンプ (2) 水平ジャンプ (3)	損傷群:  質量中心位置が接地位置より後方 下腿角度 ↑, 体幹角度 ↓, 性差なし	
	コントロール群	20 例 男: 13, 女: 7	バスケ (10) サッカー (2) フットボール (5) ハンドボール (3)		run-stop (17) 垂直ジャンプ (2) 水平ジャンプ (1)		

表 3 ACL 損傷場面のビデオ映像の分析 (MBIM 法)

著者	症例数	受傷状況	受傷動作 (非接触型のみ)	受傷肢位	備考
Koga et al., 2010 <sup>39</sup>	女性 10 例	非接触型	全例でボール所有時 :	●膝関節 :	MBIM 法による分析
	ハンドボール (7)		ボール保持 (7), シュート (2), パス (1)	・ 屈曲 23° (IC 時) → 24° 屈曲変化 (40ms)	50Hz (ハンドボール)
	バスケットボール (3)		6 例で indirect contact あり	・ 外反 0° (IC 時) → 外反 12° (40ms)	60Hz (バスケットボール)
			カッティング動作 (7), 片脚着地 (3)	・ 外旋 5° (IC 時) → 内旋 8° (40ms) → 外旋 17° (200ms)	
Koga et al., 2011 <sup>43</sup>	男性 1 例	非接触型	キック後のストップ動作	●膝関節 :	MBIM 法による分析
	サッカー			・ 屈曲 35° (IC 時) → 26° (20ms まで) → 次第に屈曲 ↑	HD カメラ 4 台 =
				・ 外反中間位 (IC 時) → 外反 21° (30ms まで)	300Hz (1 台)
				・ 外旋 11° (IC 時) → 21° 内旋 (30ms まで) → その後外旋	100Hz (1 台)
				・ 脛骨変位量 : 約 9mm 前方変位 (20-30ms まで) →	50Hz (2 台)
				150ms で頭打ち → 後方変位 (200-240ms)	
Koga et al., 2017 <sup>44</sup>	ハンドボール (7)	非接触型	全例でボール所有時 :	●股関節 :	MBIM 法による分析
	バスケットボール (3)		ボール保持 (7), シュート (2), パス (1)	・ 屈曲 51° (IC 時) → 変化なし (40ms まで)	50Hz (ハンドボール)
			6 例で indirect contact あり	・ 外転 21° (IC 時) → 6° 減少 (40ms まで)	60Hz (バスケットボール)
			カッティング動作 (7), 片脚着地 (3)	・ 内旋 29° (IC 時) → 変化なし (40ms まで)	
				●足関節 :	
				・ 背屈 2° (IC 時) → 全足底接地 (20ms 後) → 底屈 12° 増加	
				→ 背屈 12° (次の 20ms)	
				・ 回外 7° (IC 時) → 回外 19° (40ms 後)	
				・ 外旋 5° (IC 時) → 内旋 8° (40ms 後)	
				●COM_BOS (身体質量中心に対する支持基底面の位置) :	
				COM (質量中心) は足部の後内側に位置	

### 1-2-1-2. ACL の歪みや張力の検討からの損傷メカニズムの推定

屍体膝や実際の生体内での計測およびシミュレーションを用いて ACL の歪み (strain) や張力 (force) の測定や推定を行い、ACL への負荷が大きくなるダイナミックアライメントを検証することで、ACL 損傷のメカニズムを解明する試みが行われている。特に屍体膝を用いることで、自由に膝関節の角度や運動を設定することができ、ACL が破綻に至る肢位や関節運動が推定されている。

ACL の歪みは、膝関節軽度屈曲位での外反と脛骨の内旋運動の複合によって増大し、外反および内旋の単独運動よりも大きかった<sup>47-50</sup>。また、ACL の歪みは膝関節運動時の筋活動によっても影響を受け、膝関節屈曲 30° 以下の軽度屈曲位では、大腿四頭筋の収縮は脛骨の内旋運動を引き起こし ACL の歪みや張力を増大させ、反対にハムストリングの収縮は膝関節のどの屈曲角度においても脛骨の内旋運動を抑制し ACL への歪みや張力を減少させるように作用する<sup>51-53</sup>ことが報告されている。

また、より実際の損傷場面に近づけるために屍体膝に対して荷重下での膝関節運動を模した分析が行われている。Meyer ら<sup>54</sup>は、脛骨長軸に対して平行な圧縮負荷をかけた際の ACL の動態を検討している。脛骨に圧縮力をかけることで、脛骨が大腿骨に対して前方にずれ脛骨は大腿骨に対して内旋し、ACL は断裂に至った。Withrow ら<sup>55-57</sup>は、屍体膝を用いて片脚着地を模した運動をさせた際の ACL の歪みを計測している。その結果、大腿四頭筋張力の増加と膝関節屈曲角度の減少と、ACL の歪みとの間に正の相関が見られ<sup>55</sup>、逆にハムストリングの張力の増加は ACL の歪みを減少させた<sup>56</sup>。また、膝関節に外反方向の負荷が加わった場合、中間位に比べ ACL の歪みが 30%増加した<sup>57</sup>。

以上の研究は屍体膝を用いた検討であったが、生体内で ACL に生じる歪みを直接計測した分析も行われている。膝関節屈曲 22° 以下での膝関節伸展による大腿四頭筋トレーニングが、ラックマンテスト時よりも ACL の歪みが大きかった<sup>58</sup>ことや、スクワット動作よりも膝関節屈曲 15° での大腿四頭筋の単独収縮が最も ACL の歪みを増大させる<sup>59-61</sup>ことが



報告されている。また、着地動作時の ACL の歪みは、地面反力値が最大になる前後で最大になった<sup>62</sup>ことが示されている。近年では MRI 画像から三次元構築された膝関節モデルを、動作時のレントゲン画像にマッチングさせることにより、ACL の長さ変化を計測する方法が Li ら<sup>63</sup>によって考案された。その結果、膝関節軽度屈曲位における膝関節外反、脛骨内旋・前方偏位運動、またその運動を引き起こす大腿四頭筋の収縮によって ACL の張力は増大していた。

以上より、ACL 損傷を引き起こしうる膝関節運動は、現時点では膝関節軽度屈曲位での外反と内旋に、脛骨への圧縮と前方偏位が複合した肢位であると推定される。これは、ACL 損傷時のビデオ映像の分析で示された膝関節運動と一致している。また、膝関節軽度屈曲位での大腿四頭筋の収縮は ACL の歪みや張力を増大させるように作用し、反対にハムストリングの収縮が減少させるように作用することがいえるであろう。

### 1-2-1-3. ACL 損傷メカニズムのまとめ

以上の分析から、ACL 損傷のメカニズムを以下のように推定した。

#### ● ビデオ映像分析から：

- ・非接触型損傷が大多数を占める（約 70%）。
- ・受傷場面は、ジャンプからの着地や方向転換、急激な減速動作で、片脚での動作が多い。
- ・受傷肢位は、膝関節が 30° 前後の軽度屈曲位で、外反と内旋の複合した肢位である。
- ・受傷時の股関節は屈曲、外転、内旋位で接地後 40ms まで固定した肢位をとっていた。
- ・体幹では、前傾の減少や受傷側への側屈が生じ、特に後傾位で受傷している。
- ・受傷肢位にも性差がある（女性の膝外反の増大、体幹前傾の減少・受傷側への体幹側屈）。
- ・接地後 40ms 前後のごく短い時間で生じている。
- ・受傷時には、特にチームスポーツで敵プレイヤーの存在が身近にあり、胴体などへの軽微な接触があり、注意が他へ向き動作の乱れやバランスの崩れた状態となっていた。

● ACL の歪み・張力の検証から：

・膝関節軽度屈曲位での外反および内旋位，さらに脛骨の前方偏位と圧縮力が複合すること  
で ACL の歪みや張力は増大する．

・大腿四頭筋の収縮は ACL の歪みや張力を増大させ，ハムストリングは減少させる．

以上より考えられる ACL 損傷メカニズムは，

- ✓ 非接触型の損傷形態で，減速動作・着地動作・方向転換動作で好発
- ✓ 受傷肢位：膝関節は，軽度屈曲 + 外反 + 内旋，脛骨の前方偏位 + 圧縮の複合肢位  
股関節は，関節運動のほとんどない固定した肢位（衝撃吸収の不良）  
体幹は，前傾の減少（後傾位）や受傷側への側屈の増大
- ✓ 接地後 40ms～50ms 前後（100ms 以内）で発生している
- ✓ 周囲の状況（敵プレイヤーやボール，注意の方向）による動作の変化
- ✓ 大腿部の筋活動による影響  
－大腿四頭筋とハムストリングの活動のアンバランス
- ✓ 受傷肢位には性差がある  
－女性では，膝関節外反の増大，体幹前傾の減少や受傷側への体幹側屈

このように，ACL 損傷は膝関節においては特定の肢位で発生している．また，ACL 損傷のメカニズムには，股関節での衝撃吸収の不良や体幹前傾の減少，受傷側への体幹側屈，さらに大腿四頭筋とハムストリングのアンバランスといった膝関節以外の運動の影響を受けている可能性があるが，これらの影響は十分に明らかになっていない．

### 1-2-2. ACL 損傷のリスクファクター

外傷予防のためには、外傷発生のリスクを高める要因（リスクファクター）を明確にする必要がある。Griffin ら<sup>64</sup>によるコンセンサスステートメントを参考にして、ACL 損傷のリスクファクターを以下の表 4 のように分類した<sup>64-68</sup>。

外傷を予防するための最善策は、リスクファクターを取り除く、もしくは改善させることである。リスクファクターのうち環境因子や、解剖学的因子、ホルモン因子、遺伝子因子を変化させることは困難であるが、動作時の関節角度や動作パターンといったバイオメカニクスの因子や、筋力や筋活動パターン・スキルといった神経-筋の協調作用が関係する神経筋コントロール因子はトレーニングなどによって改善することが可能であり<sup>69,70</sup>、傷害予防のための介入対象となる因子<sup>69-71</sup>であるため、本研究ではこれらの因子の性差に着目する。

表 4 ACL 損傷のリスクファクター

1. 環境因子
天候，サーフェス，シューズ，サポーター・装具の影響...
2. 解剖学的因子
静的アライメント（Q-angle・骨盤幅の増大），膝外反，足部回内の増大，BMI，顆間窩幅の減少，関節弛緩性・柔軟性の増大，脛骨高原後方傾斜の増大，ACL の形状，ACL の材料特性...
3. ホルモン因子
ACL 強度への影響，関節弛緩性への影響，月経周期の影響，神経筋機能への影響...
4. バイオメカニクスの因子／神経筋コントロール因子
膝関節周囲筋の共同収縮の減少による脛骨前方剪断力の増大，筋活動の大きさとタイミングの変化，筋の予備緊張の変化，固有受容器の活動の低下，動作パターンの変化，筋活動パターンの変化，筋力低下，疲労の増大，...

### 1-3. ACL 損傷のメカニズムやリスクファクターの性差

ACL 損傷の効果的な予防のためには、損傷発生率の高い女性に特有な受傷肢位やリスクファクターを明らかにする必要があるが、女性に特有なリスクファクターは現在のところ明確ではない。

#### 1-3-1. 性差と受傷メカニズム

女性の受傷肢位は、膝関節外反の増大、体幹前傾の減少と受傷側への体幹側屈であることが報告されている<sup>37,38</sup>。女性は、受傷時に特有な肢位をとり、さらに膝関節だけでなく体幹の運動にもメカニズムに関わる要因を有することが考えられる。

#### 1-3-2. 性差とリスクファクター

リスクファクターとメカニズムの関係は多因子包括的モデル<sup>32</sup>によって説明されている。リスクファクターである内的因子と外的因子の複数の因子の相互作用によってスポーツ外傷は発生しやすい状態になる。この外傷発生の危険性が高まったアスリートが、受傷につながるある動作（inciting event）を偶発的に行うことで外傷が発生する。ACL 損傷における inciting event は、片脚着地動作やカッティング動作であり、動作時の全身及び各関節のバイオメカニクスの変化が外傷発生のメカニズムとして直接関与する。

ACL 損傷のリスクファクターのうち、動作時の関節角度や動作パターンといったバイオメカニクスの因子や、筋力や筋活動パターンといった神経筋コントロール因子といった、inciting event 時の動作の変化に関わる因子について、その性差をまとめる。

##### 1-3-2-1. 性差とバイオメカニクスの因子

女性の受傷肢位は、膝関節外反の増大および体幹前傾の減少と受傷側への体幹側屈<sup>37,38</sup>であり、inciting event 時の関節運動の変化が女性のバイオメカニクスのなリスクファクタ

一であると考えられる。

Hewett ら<sup>72</sup> は、前向きコホート研究によって、女性アスリートを対象に drop vertical jump 動作の三次元動作解析から下肢関節角度・モーメントを計測し、ACL 損傷群の特徴を検討している。その結果、ACL 損傷群は、接地時と最大値の膝関節外反角度とモーメントが増大し、地面反力値の垂直成分の増大がみられた。この結果は、ACL 損傷の受傷肢位と整合性が得られており、動作時の膝関節外反が ACL 損傷のリスクファクターであることを示した意義のある研究結果である。

女性における受傷肢位は、損傷場面で偶発的に出現したものなのか、日常的に出現するのかは明らかではない。そこで、片脚着地動作やカッティング動作時に表れる下肢や体幹・骨盤の運動の性差を検討する。

#### 1-3-2-1-1. 性差と片脚着地動作

##### 下肢関節運動

ACL 損傷時の膝関節は軽度屈曲位であることが報告されているが、膝関節屈曲角度には、接地時・最大値の比較において性差がない<sup>73-81</sup> とする報告が多い。膝関節屈曲モーメントにも、性差がみられないことが報告されている<sup>76,80</sup>。

膝関節外反角度では、両脚着地動作では最大値の比較において女性が多い<sup>74,82-91</sup> とする報告が多数を占めるが、片脚着地動作では接地時・最大値ともに女性が多い<sup>74,80,92</sup> とする報告と性差がない<sup>75,76,79</sup> とする報告が同程度見られている。膝関節外反モーメントも、両脚着地動作時の最大値の比較では女性が多い<sup>87,93</sup> とされる一方で、片脚着地動作では性差はみられない<sup>76,80</sup>。膝関節外反の増大は女性の受傷肢位であり<sup>38</sup>、Hewett らの報告<sup>72</sup> からもリスクファクターとして重要である。しかし、片脚着地動作の分析では必ずしも女性で膝外反が増大していることが示されず、実験条件によって異なる可能性がある。

膝関節の回旋角度の性差を検討した先行研究は少ないが、女性の内旋角度が多い<sup>75,79</sup>

とする報告が見られる。脛骨の内旋は ACL 損傷の受傷肢位である<sup>39,43</sup>とともに、ACL への歪みや張力を増大させる関節運動であること<sup>47-50</sup>が報告されており、女性のリスクファクターである可能性がある。Quatman ら<sup>94</sup>は、男性と女性では ACL 損傷のメカニズムが異なっている可能性を指摘している。女性では膝関節外反・回旋を主体とした多面的な負荷がメカニズムであり、それに対して男性では脛骨の前方偏位を主体とした矢状面上の負荷がメカニズムとなるとしている。このように、膝関節の水平面上の負荷は、女性にとって特徴的な運動であると考えられる。

次に、股関節屈曲角度では、性差がない<sup>76,78,81</sup>とする報告が多くみられる。股関節屈曲モーメントにも性差はみられない<sup>76,80</sup>。股関節屈曲の、女性でのリスクファクターとしての影響は大きくない可能性が高い。

股関節内転角度では、両脚着地動作時の最大値の比較では女性が多い<sup>90,95</sup>とする報告がみられるが、片脚着地動作では性差はみられない<sup>74,76,80</sup>。股関節内転モーメントも性差はみられない<sup>76</sup>。股関節内転角度の増大は、膝関節外反角度の増大に関連することが指摘されており<sup>96,97</sup>、前額面上の股関節を制動することが膝関節外反の制動のために重要であると考えられる。しかし、片脚着地動作において、女性における膝関節外反の増大は明確ではなく、股関節内転のリスクファクターとしての関連性は小さい可能性が高い。

股関節回旋角度の性差を検討した先行研究も少なく、Lephart ら<sup>81</sup>は女性の内旋角度が大きいとしている。股関節内旋角度の増大は、運動連鎖によって膝関節の外反角度の増大に関連することが示唆されている<sup>81</sup>が、股関節の水平面上の運動を明らかにした先行研究はほとんど見られず、さらなる検討が必要である。

片脚着地動作時の股関節内転角度や膝関節外反角度については、女性で増大するという報告があるが性差がないとする報告も同程度あり、前額面上での性差は明確ではなかった。それに対して、膝関節や股関節の水平面上の運動で女性が増大するとの報告があった。水平面上での性差を分析した報告は少ないが、受傷メカニズムへの関連性は強い可能性が高い。

体表マーカーを使用した 3 次元動作解析によって股関節や膝関節の回旋運動を正確にとらえることは困難<sup>98,99</sup>ではあるが, Quatman ら<sup>94</sup>は, 男女で ACL 損傷のメカニズムは異なり, 女性は膝関節の外反と回旋によって ACL 損傷が発生している可能性を示しており, 膝関節外反とともに水平面上での運動を把握する必要がある.

### **体幹・骨盤運動**

Decker ら<sup>100</sup>は, 着地動作における kinematics, kinetics, energetics の性差についての検討を行っている. 女性は, 着地時に膝関節伸展位, 足関節底屈位であったことから男性よりも直立した着地姿勢であったとしており, 同様の報告が散見される<sup>101,102</sup>. しかし, Decker ら<sup>100</sup>の報告は膝関節, 股関節, 足関節の屈曲角度の小ささなどから全身の姿勢を推察したものであり, 着地動作時の体幹肢位の性差について直接測定したものではない. また, この報告は矢状面上の肢位についてのみ示しており, 片脚着地時の前額面や水平面の体幹・骨盤運動の性差に言及した先行研究はみられない.

#### **1-3-2-1-2. 性差とカッティング動作**

### **下肢関節運動**

膝関節屈曲角度では, 女性が小さい<sup>103-105</sup>という報告もみられるが性差がないとする報告が多い<sup>106-110</sup>. 膝関節屈曲モーメントは, 接地直後には女性に小さい<sup>111</sup>, もしくは性差がない<sup>107,110</sup>, さらにクロスオーバーカッティングでは女性が大きかった<sup>112</sup>という報告があり, 一定の見解は得られていない. 着地動作同様に, 膝関節屈曲角度やモーメントの性差は明らかではない. また, McLean ら<sup>113</sup>は, 骨格モデルを用いてカッティング動作をシミュレーションし, 膝関節屈曲角度や筋活動を変化させたのみでは ACL には破断強度以上の張力が生じないことを示し, 矢状面上での影響のみでは ACL 損傷には至らないことを考察している.

膝関節外反角度については、性差はない<sup>109-111</sup>とする報告もみられるが、女性が大きい<sup>103-105,108</sup>という報告が多い。膝関節外反モーメントは、性差がなかった<sup>110</sup>という報告も見られるが、接地直後の内反モーメントは女性で大きく<sup>107,114</sup>、立脚中期の外反モーメントが女性で大きい<sup>112,115</sup>という報告がみられ、動作中のフェーズの違いによる影響が考えられる。立脚中期での膝外反モーメントの増大が報告されているが、ACL 損傷は接地後の 100ms 以内のごく短い時間で生じる<sup>36</sup>ことから、この結果が損傷発生時に与える影響は大きくない可能性が高い。膝関節外反角度は女性が大きいことで一致した結果を示しており、損傷肢位との関連からも女性の特徴であると考えられる。

膝関節の回旋についての報告は少なく、McLean ら<sup>104</sup>は、内旋が女性で小さかったことを報告しているが、その他の報告では性差がない<sup>105,106,110</sup>という報告が見られる。片脚着地動作では、女性の膝関節内旋角度は大きい<sup>75,79</sup>という報告がみられたが、カッティング動作では性差は明らかではなかった。

次に、股関節屈曲角度は性差がなかった<sup>106</sup>という報告もあるが、女性で小さい<sup>104,105,107</sup>という報告が多くみられる。股関節内転角度については、性差がない<sup>105,112</sup>という報告と、女性の外転角度が小さかった<sup>104,110</sup>という報告があり、一致した結果が得られていない。膝関節外反角度の増大との関連<sup>96,97</sup>が考えられる股関節内転角度ではあるが、片脚着地動作同様に性差は明らかではなかった。股関節の回旋角度についても、性差が見られなかった<sup>105,110</sup>という報告と、女性において外旋角度が大きかった<sup>104,107</sup>という報告があり、一致した結果が得られていない。股関節のモーメントについての報告は少なく、立脚中期の伸展モーメントが女性で小さかった<sup>107,112</sup>という報告や、性差は見られなかった<sup>110</sup>という報告があるが性差は明らかではない。

カッティング動作では、膝関節外反角度および膝関節外反モーメントの増大が女性に特徴的であり、これは受傷肢位との整合性が得られている。水平面上での膝関節運動や股関節運動についての報告は少ない。片脚着地動作では水平面上の運動の性差とともに受傷メカ



ニズムとの関連が考えられるが、動作によって下肢に表れる影響は異なっている可能性がありさらなる検討が必要である。片脚着地動作に比べて、側方への方向転換を含むカッティング動作では前額面上の運動の性差はより顕著であることが予想され、それぞれの動作によって特徴的に表れる現象は異なっている可能性がある。

### **体幹・骨盤運動**

永野ら<sup>116</sup>は、 $45^{\circ}$  方向のカッティング動作時に、女性は男性に比べて着地から切り返し時の体幹側方傾斜変化量が大きいことを示している。さらに、Nagano ら<sup>117</sup>は、 $180^{\circ}$  方向のカッティング動作時に、女性は男性に比べて体幹前傾角度と膝関節屈曲角度が小さいこと、体幹の立脚側への傾斜が大きいことを示している。

カッティング動作では、女性は体幹の前傾角度が小さく、立脚側へ体幹を傾斜することが報告されており、女性の受傷肢位と一致した特徴がみられる。カッティング動作は、側方への方向転換を伴う動作の特性上、前額面上の運動への影響が大きいことがうかがえる。

#### **1-3-2-1-3. 体幹・骨盤運動の変化による影響**

##### **体幹・骨盤運動が膝関節に与える影響**

Powers<sup>118</sup>は、体幹や骨盤、股関節の肢位の変化によって膝関節への負荷が異なることを示している。膝関節に生じるモーメントは、地面反力ベクトルがどこを通るかで決定される。例えば、ジャンプ着地時に体幹を前傾させると、地面反力ベクトルは前方に移動するため、股関節伸展モーメントは増大し、膝関節伸展モーメントは減少する。反対に体幹を直立させると、膝関節伸展モーメントは増大するため膝関節伸筋（大腿四頭筋）への需要を増大させる。動作時の大腿四頭筋の活動の増大は、ACL への歪みや張力を増大させること<sup>55,56</sup>が報告されている。

Blackburn ら<sup>119,120</sup>は、60 cmの高さの台上からの片脚着地時に体幹前傾を指示すること

で体幹前傾角度、股関節・膝関節の屈曲角度が増大したこと<sup>119</sup>を報告している。また、体幹前傾を指示すると、大腿四頭筋の筋活動および地面反力値の垂直成分が減少した<sup>120</sup>。さらに、Shimokochi ら<sup>121</sup>は、30 cmもしくは45 cmの高さの台からの片脚着地時に体幹を前傾すると、地面反力値の垂直成分、膝関節伸展モーメント、大腿四頭筋の筋活動が減少し、膝関節屈曲角度および股関節伸展モーメントが増大したことを報告している。着地時に体幹を前傾位にすることは、ACL への負荷を減弱し損傷リスクを軽減する着地姿勢であるといえる。女性はACL 損傷時に体幹を前傾位に保てなかったことが、ACL への負荷を増大させている要因となっている可能性がある。

次に前額面上の問題を考えてみる。歩行やランニング、着地といった荷重下での活動時の地面反力ベクトルは、骨盤や体幹の傾斜や股関節の内・外転のない正常なアライメントであれば膝関節の内側を通るため内反モーメントを生じる<sup>118</sup>。しかし、股関節外転筋の弱化があるような場合には、対側の骨盤を落下させる「トレンデレンブルグ徴候」や、対側の骨盤を挙上させ体幹を立脚側へ傾倒される、といったような代償的な運動が生じる。どちらも、身体質量中心を立脚側へ偏位させ、地面反力ベクトルを股関節中心に近づけ股関節外転筋への要求を減弱させることが目的である<sup>118</sup>。このうち、骨盤や体幹を立脚側へと傾倒させると、股関節は内転位となり地面反力ベクトルは膝関節の外側を通るため、膝には外反ベクトルを生じる。さらに、小笠原ら<sup>122</sup>は、片脚着地時に膝関節へ外反モーメントが発生する機序を検討し、外反モーメントは着地時に膝関節が内側に変位した場合か、体幹が支持脚側への加速度を持ち傾倒した場合の2パターンで生じることを報告している。どちらも、地面反力ベクトルが膝関節の外側に変位することで膝には外反モーメントを生じる。

これらの報告は、質量の大きな体幹や骨盤の肢位や運動方向が地面反力ベクトルの方向と膝関節に生じるモーメントに大きな影響を与えていることを示している。膝関節での受傷肢位を避ける意味でも、体幹や骨盤の運動を制御することの意義は大きいといえる。

### 着地・カッティング動作以外の動作時の体幹・骨盤運動の性差

Graci ら<sup>123</sup>は、片脚スクワット動作時の体幹運動の性差を検討し、女性は体幹前傾角度が小さく、体幹の立脚側への回旋角度が男性の方が大きいこと、骨盤の回旋角度が男性は遊脚側への回旋が生じるのに対して、女性は立脚側の回旋が生じており、男女で異なることを示している。スクワット動作は、ACL 損傷の inciting event ではないが、動作時の体幹・骨盤における水平面上の運動にも性差があることが示されている。

カッティング動作や片脚スクワットで、女性は体幹の前傾が少ないことが示されているが、片脚着地動作において報告数は少なく全身的な三次元動作分析は行われていない。また、片脚着地やカッティング動作といった ACL 損傷の inciting event 時の体幹や骨盤の水平面上の性差を検討した報告はほとんどなく、その性差は明らかではない。

#### 1-3-2-2. 性差と神経筋コントロール因子

屍体膝での検討から、膝関節軽度屈曲位での大腿四頭筋の収縮は ACL の歪みや張力を増大させるように作用すること<sup>55,56</sup>から、大腿四頭筋とハムストリングのアンバランス<sup>124</sup>が ACL 損傷の神経筋コントロール因子として抽出されている。膝関節の神経筋コントロールとは、機械受容器や視覚、前庭の感覚受容器が刺激を受け、信号が中枢に向かい統合されることによる神経・筋の動的な反応が起こり、膝関節の動的な安定性を得る一連の能力をいう<sup>125</sup>。神経筋コントロールの破綻が生じると膝関節の安定性は崩れ、スポーツ活動時の膝関節の外傷・障害を生じる可能性が高くなる<sup>126</sup>。

Zebis ら<sup>124</sup>は、前向きコホート研究によって、女性アスリートを対象にカッティング動作時の膝関節周囲筋（内側広筋、外側広筋、大腿直筋、大腿二頭筋、半腱様筋）の接地前 10ms の前活動（pre-activity）における ACL 損傷群の特徴を検討した。ACL 損傷群は、半腱様筋の活動の減少、外側広筋の活動の増大が見られた。特に、半腱様筋と外側広筋の筋活動の差が平均値+標準偏差以上となった対象者は“High-risk zone”であり、ACL 損傷リスクの

高い対象群であったと報告している。

このように、大腿四頭筋とハムストリングの筋活動のアンバランスが ACL 損傷のリスクファクターとして抽出された。そこで、神経筋コントロールの中でも、大腿四頭筋やハムストリングといった膝関節周囲の筋の活動が ACL に与える作用について整理し、筋活動による膝関節運動の制御や筋反応の観点から ACL 損傷との関連を考察する。

#### 1-3-2-2-1. 性差と筋活動による膝関節の安定化作用

膝関節の安定性は、大腿四頭筋とハムストリングの同時収縮によって保たれる。Markolf ら<sup>127</sup>は、大腿四頭筋とハムストリングの同時収縮が膝関節に対する内転・外転方向の負荷に対する関節剛性を 2~4 倍増加させたことを報告している。Lloyd ら<sup>128</sup>は、脛骨に対して各方向から負荷をかけた際の筋活動を計測し、内転・外転方向の負荷に対しては大腿四頭筋とハムストリングの筋活動が増加することで負荷に抗していたことを示した。さらに、Wojtys ら<sup>129,130</sup>は、脛骨の前後への偏位や回旋に対する大腿四頭筋とハムストリングの同時収縮による影響を検討し、同時収縮が脛骨の前後方向の偏位<sup>129</sup>や回旋<sup>130</sup>を減少させたことを報告した。ただし、この同時収縮による制動力は男性に比べて女性で小さかった<sup>129,130</sup>。この膝関節運動時の大腿四頭筋とハムストリングによる制動作用の性差が、女性の ACL 損傷発生率が高い要因である可能性が高い。

#### 1-3-2-2-2. 性差と筋反応

筋反応時間と ACL 損傷との関連について、Dyhre-Poulsen ら<sup>131</sup>は、ACL への電気刺激を与えた約 90ms 後に半腱様筋の反応が生じたと報告している。筋放電が生じた後、筋収縮が生じるまでにはさらに 40ms の電気力学的遅延が必要<sup>131</sup>であるが、ACL 損傷は接地後 100ms 以内に発生する<sup>36,62</sup>と考えられている。そのため、ハムストリングの活動は ACL に対して保護的に作用する<sup>51-53</sup>が、外乱に対しての神経筋の反応では時間的に不十分であり、

ACL の保護のためには有効に働いていない可能性が高い。この結果は、筋活動の量的な側面だけでなく、そのタイミングといった質的な側面にも着目する必要性を示している。

さらに、この神経筋反応にも性差が見られることが報告されている。Huston ら<sup>132</sup>は、脛骨の前方引き出し動揺を与えた際の大腿四頭筋およびハムストリングの活動開始時間に性差は見られなかったが、女性では大腿四頭筋に依存した筋反応が起こる傾向があったとしている。さらに、Chu ら<sup>133</sup>は、持続的な脛骨前方偏位力を加えた際の筋活動変化を検討し、男性に比べて女性は大腿四頭筋の筋活動の増加が大きかったことを報告している。

以上より、女性に膝関節に負荷が生じた際に、大腿四頭筋の活動が生じやすい傾向がみられ、この点も ACL 損傷のリスクファクターであるといえる。

#### 1-3-2-2-3. 性差と動作時の筋活動

ACL の歪みや張力に対する大腿四頭筋やハムストリングの活動のバランスの影響を背景に、ACL 損傷の inciting event の時の筋活動を計測し ACL 損傷との関連が検討されている。Colby ら<sup>134</sup>は男女混同の対象者でサイドステップカッティング、クロスカッティング、ストップ、着地動作時の筋活動を計測した。その結果、接地前は大腿四頭筋の活動が大きく、ハムストリングの活動は踵接地後の膝関節が浅い屈曲位の際に生じることを示した。この筋活動パターンは、接地時の大腿四頭筋の活動がハムストリングに対して優位であり、ACL 損傷のリスクを高めると考えられる筋活動パターン<sup>55,56</sup>と類似している。

また、片脚着地動作時には、Fagenbaum らの報告<sup>73</sup>では性差は見られなかったとし、Cowling ら<sup>135</sup>は接地前のハムストリングの活動開始のタイミングが女性で早かったと報告している。片脚着地動作時の筋活動について、明らかな性差の報告は見られていない。

ストップジャンプ動作時には、Sell ら<sup>136</sup>が女性では半膜様筋の活動が大きかったと報告している。Chappell ら<sup>137</sup>は接地前の筋活動を計測し、女性は大腿四頭筋の活動が大きく、ハムストリングの活動が小さかったと報告している。この接地前の筋活動パターンの性差

は、ACL 損傷リスクを高めると考えられる筋活動パターンと類似している。一方、Sell ら<sup>138</sup> は外側広筋活動の増加が脛骨前方剪断力の増加と回帰していたことも示している。ストップジャンプ動作時の筋活動は、女性は接地前に大腿四頭筋の活動が増加しやすく、これは脛骨の前方剪断力と関連し、ACL 損傷のリスクファクターとなると考えられる。

カッティング動作時には、Sigward ら<sup>106</sup> は女性において大腿四頭筋の活動が大きかったと報告している。Landry らはサイドカッティング<sup>107</sup> やクロスカッティング<sup>112</sup> において、女性はサイドカッティング時の大腿直筋、外側腓腹筋の活動が大きく、ハムストリングの活動が小さかったこと、クロスカッティング時の大腿直筋、内側腓腹筋の活動が大きかったことを報告している。カッティング動作時の筋活動は、ストップジャンプと同様に女性は大腿四頭筋の筋活動が大きくなりやすいことが考えられ、女性に特有な ACL 損傷のリスクファクターであると考えられる。

### 1-3-3. 性差のまとめ

以下に、ACL 損傷の発生率の性差を生じる要因として考えられる損傷メカニズム、リスクファクターであるバイオメカニクスの因子および神経筋コントロールの性差をまとめる。

#### ① ACL 損傷のメカニズムにおける性差

女性の受傷肢位：膝関節外反の増大、体幹の前傾の減少と受傷側への体幹側屈

#### ② バイオメカニクスの因子における性差

片脚着地動作：

- ・膝関節外反角度は女性で大きい、もしくは性差がないと一致した結果が得られていない
- ・膝関節・股関節の内旋角度は女性で大きいという報告があるが、先行研究が少ない。
- ・女性は体幹前傾角度が小さい（片脚着地動作でのコンセンサスは得られていない）

カッティング動作：

- ・膝関節外反角度は女性が多い。

女性は膝関節外反角度の増大を示すという報告が多いが、動作によって傾向は異なっている可能性がある。膝関節回旋角度に性差があるとの報告もあり、受傷肢位との関連が考えられるが、先行研究は少なく明らかではない。

- ・女性は体幹の支持脚側への傾倒が大きい（カッティング動作で特に顕著）

体幹・骨盤運動：

- ・質量の大きな体幹や骨盤の肢位や運動方向が地面反力ベクトルの方向と膝関節に生じるモーメントに大きな影響を与える。

- ・片脚スクワット動作では、水平面上の運動に性差があるとの報告があるが、報告数が少なく明らかではない。

- ・片脚着地やカッティング動作といった ACL 損傷の *inciting event* 時の体幹や骨盤の水平面上の性差を検討した報告はほとんどなく、その性差は明らかではない。

### ③ 神経筋コントロール因子の性差

- ・大腿四頭筋とハムストリングの共同収縮による膝関節の安定化作用が女性は弱い。
- ・膝関節に負荷が生じた際に、女性は大腿四頭筋の活動が増大しやすい。
- ・ストップ動作やカッティング動作時：

ー女性は大腿四頭筋の収縮のタイミングが早く、筋活動量が大きい。

ー女性はハムストリングの収縮のタイミングが遅く、活動量が小さい。

女性は、大腿四頭筋優位な筋活動が生じやすく、大腿四頭筋とハムストリングの活動の大きさやタイミングがアンバランスであり、膝関節の安定性を損ないやすいと考えられる。

#### 1-4. ACL 損傷と認知機能の変化

Swanik ら<sup>139</sup>は、脳震盪後の認知機能テストとして主に用いられる“ImPACT”を用いて、非接触型 ACL 損傷群 80 名とコントロール群 80 名を対象にスコアの比較を行っている。非接触型 ACL 損傷群は、ImPACT における反応時間 (reaction time)、処理速度 (processing speed)、視覚／口頭記憶 (visual/verbal memory) のスコアが低値を示したため、認知機能が低いことが ACL 損傷のリスクファクターとなることを示唆している。また、ACL 損傷に関する最新のコンセンサスステートメントである ACL Research Retreat<sup>140</sup>においても、中枢神経系での処理（例；反応時間、意思決定、注意など）と ACL 損傷リスクとの関係の理解のために、「関節の安定性を維持するための脳の役割を理解する」ことを喚起している。しかし、認知機能の違いが、どのようなメカニズムで ACL 損傷のリスクを高めているのかは明らかになっていない。

##### 1-4-1. スポーツ活動中に認知機能が果たす役割と傷害リスクへの関わり

サッカー中の、空中にあるボールをジャンプしてヘディングでクリアしようとするディフェンダーのプレーのシナリオから、認知機能がスポーツ活動中の ACL 損傷発生に与える影響を考える。

ディフェンダーは、

- 1) 空中の向かってくるボールに対して視覚的に注意を払う。
- 2) ボールの落下点を予測し、同時にボールをヘディングする方向を決定する。  
(ヘディングする方向は周囲の状況変化によって直前で変わる可能性がある)
- 3) 体の位置を調整し、ボールに対して適切にアプローチできるように準備をする。  
(しかし、これはおそらく敵プレーヤーに邪魔をされる)
- 4) ジャンプし、敵プレーヤーとの競り合いの中で正確にボールを頭でとらえる。
- 5) ボールの方向を確認しながら、体の動きを調整し着地する。



これらの過程を、限られた時間の中で、ボールの動き・周囲の敵や味方プレーヤーとの位置関係・ゴールの位置といった周囲の変化の把握を行う必要がある。このように、スポーツ活動中の運動課題は、時間的な制約のあるなかで複数の課題を同時に処理し、事前準備することなくプレーを遂行することが求められている。そのため、安全で高いパフォーマンスを発揮するためには、高レベルの認知機能を必要とすると考えられる。

スポーツ活動中に必要とされる認知機能として、以下の 5 点が報告されている<sup>141</sup>。

① 視覚的注意 (visual attention) :

—他の重要でない刺激を排除して視覚的な入力に集中する能力

② 自己監視 (self-monitoring) :

—固有感覚/運動感覚フィードバックに焦点を当てる能力

③ 敏捷性／良好な運動パフォーマンス (agility/fine motor performance) :

—運動の微調整を行う能力

④ 処理速度－反応時間 (processing speed-reaction time) :

—意図した時間内で刺激に反応する能力

⑤ 二重課題遂行能力 (dual-tasking) :

—目標達成を最大限にするために 2 つの活動に同時に従事する能力

先ほどのシナリオ中で、ACL 損傷は 5) の着地の場面で発生する。ACL 損傷を防ぐためには、膝関節の外反や回旋、体幹の後傾や側屈といった受傷肢位を生じさせないことが求められるが、そのためには 1) ～4) の過程が重要である。人間の情報処理容量は限られており、一度に複数の課題を遂行しようとする際には限られた資源（注意）を各課題に配分する必要がある<sup>142</sup>。さらに、課題が複雑な場合、もしくは認知機能が低い場合には、複数の課題に適切に注意を配分することが困難となり、どちらか一方、あるいは両方に向けられる注意を削減せざるを得なくなる。さきほどのシナリオにおいて優先して達成すべき課題はへ

ディングでボールを確実にとらえることであり、認知機能が低いと、その後の着地時の姿勢制御に注意を配分することが困難となり、動作を不安定にする可能性が高い。

例えば、認知機能の中でも処理速度・反応時間および注意を適切に配分できる二重課題遂行能力が良好であれば、限られた時間の中でボールの落下点を予測し、敵や味方プレイヤー位置を把握しポジションを調整し、ヘディングの方向を決定する、という複数の課題を同時並行して処理できるため、適切にヘディングからその後の着地動作を行うことができると考えられる。つまり、良好な認知機能を有していることで、ヘディング後の着地の場面で ACL 損傷の受傷肢位を呈することなく着地動作を遂行できる。反対に、処理速度や反応時間の遅延は、スポーツ活動中の変化し続ける様々な刺激や情報に対しての反応を素早く行えないことで、プレー中のとっさの判断を遅らせ、ヘディング後の着地への準備を不十分なものにする可能性がある。また、二重課題能力や注意を分配する能力の不良は、周囲の状況変化を把握しながらボールへアプローチをして着地時の姿勢を調整する、といった複数の課題を同時並行して行えず、主課題であるヘディングに気をとられるあまり着地へ注意を向けることが困難となる可能性がある。つまり、認知機能が低いことは、着地動作の準備不足や着地時の姿勢制御へ注意を配分することが困難となることで、着地時の膝関節外反や体幹の後傾や側屈、大腿四頭筋とハムストリングのアンバランスといった ACL 損傷の受傷メカニズムを惹起しやすくなると考えられる。

#### 1-4-2. 非予測的課題時のバイオメカニクスの変化

スポーツ活動中の *inciting event* 時に生じる ACL 損傷の発生リスクを評価するために、実験室内のバイオメカニクス的な研究においても、ごく短い時間で情報処理を行いながら動作を実行するような認知的な負荷を与えた課題が必要になると考えられる。そこで、アスリートが動作を開始した後に運動方向を提示するような刺激を盛り込むことで、動作時の意思決定の過程に時間的な制約をかけ事前準備を可能としないようにした非予測的課題で

の動作分析が行われている<sup>143,144</sup>。非予測的な課題は、着地やカッティングといった ACL 損傷の *inciting event* の遂行とともに、急に与えられる課題動作に反応し実行するという複数の課題を処理する二重課題になっている。

Besier ら<sup>143,144</sup> は、2001 年に初めてこのような非予測的な課題による動作分析を行った。男性サッカー選手 11 名に対して、約 3.0m/s のランニングののち、①そのままランニング、②30° 方向のサイドステップカッティング、③60° 方向のサイドステップカッティング、④30° 方向のクロスオーバーカッティングの 4 種類をランダムに行わせた。その結果、非予測的な課題においてあらかじめ動作を指示した課題に比べて、膝関節の外反・内旋モーメントが約 2 倍に増大し、予測的な筋活動が生じづらく関節運動とミスマッチな筋活動が生じたことを報告している。それ以降、非予測的な課題を設定した動作分析が多く行われている<sup>145,146</sup> (表 5)。非予測的課題時には通常の動作分析に比べて、膝関節外反角度やモーメントの増大といった ACL 損傷リスクを高めると考えられる特徴を示したとする報告が多い。膝関節屈曲角度・モーメントや内旋角度については、増大するという報告や変化しないとの報告があり一定の見解は得られていない。また、特に女性で股関節のコントロールの不良が見られた<sup>147</sup>ことや、体幹の側屈角度の増大に伴った膝関節外反モーメントの増大を認めたこと<sup>148-150</sup>が報告されており、通常のカッティング動作の分析と同様に、体幹や骨盤、股関節の肢位や運動が膝関節の負荷に影響を与えていることがうかがえる。

さらに、このような非予測的な課題時の関節角度やモーメントの変化は男女で均一ではないことが報告されている。Brown ら<sup>147</sup>は、男女 13 名を対象に、非予測的な着地動作時の下肢のバイオメカニクスの変化を検討している。女性は、接地時の股関節屈曲、内転、内旋角度が増大し、接地時の膝関節外反角度が増大していた。さらに、非予測的なカッティング動作では、女性は男性に比べて股関節内転角度や膝関節外反角度の増大が観察された<sup>151,152</sup>。以上のように、非予測的課題時には、女性が男性に比べてより ACL 損傷リスクの高い動作を呈しやすいことが示されている。

表 5 非予測的課題における関節角度およびモーメントの変化

著者	対象者	課題設定（非予測的課題） ●アウトカム	結果 (planned vs. unplanned)			
			矢状面	前額面	水平面	その他
Besier et al., 2001 <sup>143</sup>	男性：11名(21.3±3.4歳) サッカー	Run-and-cut 30°/60°， クロスオーバー 走速度：3.0m/s(～10km/s) ※指示のタイミング：対象者ごと ●関節角度・モーメント	屈曲角度↑ 屈曲モーメント↑(30°) 屈曲モーメント↓(60°)	外反モーメント↑	内旋モーメント↑	
Borotikar et al., 2008 <sup>151</sup>	女性：24名(21.2±2.5歳) NCAA(バスケット、サッカー、バレー) ▽疲労課題	Land-and-cut(外側方向へ) ※指示のタイミング：350ms前 ●関節角度		外反角度↑(疲労時↑↑) ※疲労と予測条件の間に 交互作用	股関節内旋角度↑	
Brown et al., 2009 <sup>147</sup>	男女各13名	Land-and-cut(外側方向へ) ※指示のタイミング： 400, 500, 600ms前 ●関節角度	屈曲角度→ 屈曲モーメント→	外反角度→ 外反モーメント→	回旋角度→ 内旋モーメント↑	股関節のコントロール不良
Dempsey et al., 2009 <sup>153</sup>	男性：12名 オーストラリアンフットボール6， ラグビー5，サッカー1 ▽トレーニング介入(6W) ※9名が実験を完遂	Run-and-cut 45°，クロスオーバー 走速度：5.2±0.5m/s ※指示のタイミング：400ms前 ●関節角度・モーメント (+胸郭角度)	屈曲角度→ 屈曲モーメント→	外反モーメント→	回旋モーメント→	カッティング角度↓ 動作速度↓
McLean et al., 2009 <sup>154</sup>	女性：20名(19.2±1.7歳) NCAA(バスケット、サッカー、バレー) ▽疲労課題	Land-and-cut(外側方向へ) ※指示のタイミング：400ms前 ●関節角度・モーメント	屈曲角度→ 屈曲モーメント↑	外反角度↑(疲労時↑↑) ※疲労と予測条件の間に 交互作用	内旋角度↑ 内旋モーメント↑	

McLean et al., 2010 <sup>155</sup>	女性：20 名（19.2±1.7 歳） NCAA（バスケット、サッカー、バレー）	Land-and-cut 指示のタイミング：650ms 前 ●モーメント ●筋活動（pre-motor time） TA, MG, VL, RF, VM, MH, LH, Gmed	外反モーメント↑	筋活動： 膝外反モーメントと MG, MH に関連あり
Cochrane et al., 2010 <sup>156</sup>	男性：50 名（23.0±5.5 歳） オーストラリアンフットボール ▽トレーニング介入（12w） コントロール群 vs トレーニング群 →10 名ずつ	Run-and-cut 30°/60°， クロスオーバー 走速度：4.0-4.5m/sec ※指示のタイミング：対象者ごと ●関節角度・モーメント	屈曲角度→ 屈曲モーメント→	外反モーメント→ 回旋モーメント→
Cortes et al., 2011 <sup>157</sup>	女性：13 名（19.3±0.9 歳） NCAA（サッカー）	Run-and-cut 45° 走速度：3.5m/sec 以上 ※指示のタイミング：450ms 前 実際のサッカー場面を模擬 ●関節角度・モーメント	屈曲角度↑ 屈曲モーメント→	外反角度↑ 外反モーメント↓
Donnelly et al., 2012 <sup>158</sup>	男性：1001 名 オーストラリアンフットボール →28 名（ST=16, BTT=12） ▽トレーニング介入	Run-and-cut 45°，クロスオーバー 走速度：4.5～5.5m/sec ※指示のタイミング： forceplate の手前 1.5m ●関節角度・モーメント	屈曲 ROM↑ 屈曲角度→ 屈曲モーメント→	外反モーメント↑ 回旋モーメント→
Kipp et al., 2013 <sup>159</sup>	女性：12 名（19.7±1.7 歳） レクリエーションレベル 女性：18 名（19.8±1.2 歳） NCAA（バスケット、サッカー、バレー）	台上からの Land-and-cut 90° 指示のタイミング：350ms 前 ●関節角度・モーメント	外反角度→ 外反モーメント→	

Lee et al., 2013 <sup>160</sup>	High-level 群：15 名=セミプロ (23.1±3.9 歳)  Low-level 群：15 名=アマチュア (22.5±3.8 歳)  サッカー（男性のみ）	Run-and-cut 45°, クロスオーバー 走速度：4.5±0.5m/sec  ※指示のタイミング：450ms 前 4 種類の動作指示方法  ●モーメント	外反モーメント↑	内旋モーメント↓
Weinhandl et al., 2013 <sup>161</sup>	女性：20 名（21±1 歳）  レクリエーションレベル	Run-and-cut 45° 走速度：4.5-5.0m/sec  ※指示のタイミング：600ms 前  ●関節角度・モーメント	屈曲角度→  屈曲モーメント→	外反角度→  回旋角度→  ACL へのピーク force ↑
Kim et al., 2014 <sup>162</sup>	男性：37 名（中学生）  サッカー	Run-and-cut 45°, クロスオーバー 走速度：3.5±0.2m/sec  ※指示のタイミング：  forceplate の手前  （ストライド長の 90%）  ●関節角度・モーメント  ●筋活動（接地後）  RF, VM, VL, TA, LH, MH, MG, LG	屈曲角度↑  屈曲モーメント↑	外反角度↑  外反モーメント↑  内旋角度↑  内旋モーメント↓  筋活動：VL, VM, LG↓
Mornieux et al., 2014 <sup>150</sup>	男性：14 名(24±3 歳)  サッカー（アマチュア）	Run-and-cut 45°, クロスオーバー 走速度：5.0±0.2m/sec  ※指示のタイミング：  850, 600, 500ms 前  ●モーメント・体幹角度	外反モーメント↑	体幹側屈↑⇔ 膝外反↑  反応時間↓⇔ 体幹側屈↑
Khalid et al., 2015 <sup>163</sup>	男性：6 名（20.17±1.83 歳）  女性：6 名（19.33±1.97 歳）  サッカー（大学）  ▽疲労課題	Run-and-cut 45° 走速度：4.5-5.5m/sec  ※指示のタイミング：対象者ごと  ●モーメント	屈曲モーメント↓  外反モーメント↑	内旋モーメント↑

### 1-4-3. 認知機能が低いことは、動作時のバイオメカニクスを変化させるか

非予測的課題を用いた動作分析によって、膝関節の外反角度やモーメントの増大<sup>145,146</sup>が観察された。この結果は、Swanik ら<sup>139</sup>の報告による反応時間や視覚的運動速度、処理速度が低かったアスリートがなぜ非接触型 ACL 損傷を発生するリスクが高かったのかを説明しうると考えられる。すなわち、意思決定に関わる認知過程に時間的制約を課して ACL 損傷の inciting event を行うと、安全に動作を行うことが阻害されてしまい ACL 損傷リスクを高めると考えられる。しかし、非予測的課題での検討は、あくまでも行う動作の予測ができない状況下での関節角度やモーメントの変化を示したに過ぎず、認知機能の良し悪しが動作に与える影響は明らかではない。

Herman ら<sup>164</sup>は、認知機能と下肢関節角度および関節モーメントとの関連について、脳震盪後の認知機能テストとして用いられている CRI (Concussion Resolution Index) というコンピューターテストを用いて、非予測的な着地動作への影響を検討した。CRI スコアによって対象者を群分けし、低値群は地面反力値の垂直成分のピーク値、脛骨前方剪断力のピーク値、膝関節外転モーメント・外反角度が増大し、体幹屈曲角度が減少した。つまり、認知機能が低いことは非予測的な着地動作時の関節角度やモーメントを変化させ、ACL 損傷リスクを高める動作様式を示す可能性を示している。しかし、この報告における対象者は、男女混合したレクリエーションレベルのアスリートである。

非予測的課題を用いた動作分析によって、膝関節外反角度やモーメントの増大といった ACL 損傷の発生リスクを増大させるような変化が生じることが、多くの先行研究で報告されている<sup>145,146</sup>。そして、この非予測的課題時の変化は、男性に比べて女性で顕著であることが示されている<sup>147,151,152</sup>。さらに、台上からの着地動作時に頭上でボールを捕球する動作を追加したり<sup>165</sup>、方向転換動作時に前方にディフェンダーを模した模型を設置する<sup>104</sup>といったような、単純に動作を行わせるのではなく、何か視覚的な注意を払わなければならないような外部の刺激を追加することで、女性は男性に比べて股関節や膝関節の屈曲角度の減

少、膝関節外反角度の増大といった ACL 損傷リスクを高めるような変化が観察された<sup>65,104,165</sup>。このように、ACL 損傷の inciting event を行うにあたって、視覚的な注意を払わなければならないような刺激や、さらに認知的な負荷が加わるような非予測的課題時の関節角度やモーメントの変化の生じ方には性差があり、女性で顕著に ACL 損傷の発生リスクの高い動作を呈していた。この結果は、認知的な負荷が与えられた運動課題への反応には性別ごとに異なる反応が生じる可能性を示しており、特に女性において顕著であることが示唆される。実際に、認知機能の違いが女性の非接触型 ACL 損傷の発生率の高さに寄与している<sup>5,166</sup>との報告や、認知機能にも性差があるといった報告も見られる<sup>167,168</sup>。

以上より、認知機能の違いが動作に与える影響を検討するために、競技レベルの高い女性アスリートを対象とすること、着地動作だけではなくカッティング動作での変化や、さらに筋活動への影響も明らかにしていくことが必要である。



## 1-5. 背景のまとめ

### 1-5-1. 先行研究のまとめ

ここまで述べてきた先行研究より得られた知見を、以下にまとめる。

#### 1-5-1-1. ACL 損傷発生の特徴

ACL 損傷はスポーツ活動中に好発する。発生率は、女性が男性に比べて約 2~7 倍高い。

#### 1-5-1-2. ACL 損傷のメカニズムとリスクファクター

##### メカニズム

- ✓ 非接触型の損傷形態で、減速動作・着地動作・方向転換動作で好発
- ✓ 受傷肢位：膝関節は、軽度屈曲 + 外反 + 内旋，脛骨の前方偏位 + 圧縮の複合肢位  
股関節は、関節運動のほとんどない固定した肢位（衝撃吸収の不良）  
体幹では、前傾の減少（後傾位）や受傷側への側屈の増大が生じる。
- ✓ 接地後 40ms~50ms 前後（100ms 以内）で発生している。
- ✓ 周囲の状況（敵プレイヤーやボール，注意の方向）による動作の変化
- ✓ 大腿部の筋活動による影響　一大腿四頭筋とハムストリングの活動のアンバランス
- ✓ 受傷肢位には性差がある。  
－女性では、膝関節外反の増大，体幹前傾の減少や受傷側への体幹側屈

##### リスクファクター

天候・サーフェスなどを含む環境因子，解剖学的因子，ホルモン因子，動作時の筋活動パターンや関節角度に関する神経筋コントロール因子／バイオメカニクス因子に分類される。トレーニング介入による修正が可能なことから神経筋コントロールおよびバイオメカニクス因子が重要。

### **1-5-1-3. ACL 損傷メカニズムやリスクファクターにおける性差**

#### **ACL 損傷メカニズムにおける性差**

女性の受傷肢位：膝関節外反の増大，体幹前傾の減少，受傷側への体幹側屈の増大

#### **ACL 損傷のリスクファクターにおける性差**

##### **バイオメカニクスの因子における性差**

###### **・片脚着地動作：**

膝関節外反角度の性差は一致した結果が得られていない.

膝関節・股関節の内旋角度は女性が多いという報告があるが，先行研究が少ない.

体幹前傾が少ない（報告数は少ない）

###### **・カッティング動作：**

膝関節外反角度は女性が多い.

女性は体幹前傾と，立脚側への体幹傾倒が多い（カッティング動作で特に顕著）

###### **・体幹・骨盤の運動：**

水平面上の運動に性差があるとの報告があるが，報告数が少ない.

着地動作での特徴は明確ではなく，3次元での詳細な解析は少ない

##### **神経筋コントロール因子における性差**

大腿四頭筋とハムストリングの同時収縮で膝関節は安定するが，この作用は女性で弱い.

女性は大腿四頭筋の収縮のタイミングが早く，筋活動量が多い. ハムストリングの収縮は遅く，活動量が小さい.

→女性は，大腿四頭筋優位な筋活動が生じやすく，膝関節の安定性が不足している可能性

#### 1-5-1-4. ACL 損傷と認知機能の変化

- ・ 認知機能の低いことが、非接触型 ACL 損傷のリスクファクターである可能性
- ・ スポーツ活動中：限られた時間で事前準備ができないままプレーを行う必要性
  - 認知面に大きな負荷
  - 安全で質の高いパフォーマンスのためには良好な認知機能が必要
- ・ 非予測的な課題による動作分析：実際のスポーツ場面に近い設定
  - 膝関節外反角度やモーメントの増大…ACL 損傷リスクを高める変化
  - これらの変化は、男性に比べて女性で顕著
- ・ 意思決定に関わる認知過程に時間的制約を課して ACL 損傷の inciting event を行うと、安全に動作を行うことが阻害されてしまい ACL 損傷リスクを高める可能性
- ・ 認知機能が低い：地面反力値垂直成分のピーク値、脛骨前方剪断力のピーク値、膝関節外反モーメント・角度が増大し、体幹屈曲角度が減少…ACL 損傷リスクを高める変化
  - 認知機能が低いことは、動作時のバイオメカニクスの変化に影響する
- ・ 認知機能の違いが、女性アスリートの動作に与える影響を検討する必要
- ・ 着地動作やカッティング動作時の、全身の関節運動や筋活動への影響を検討する必要

以上より、ACL 損傷のリスクファクターとメカニズムの関係を、多因子包括的モデル<sup>32</sup>にのっとりまとめた（図 3）。

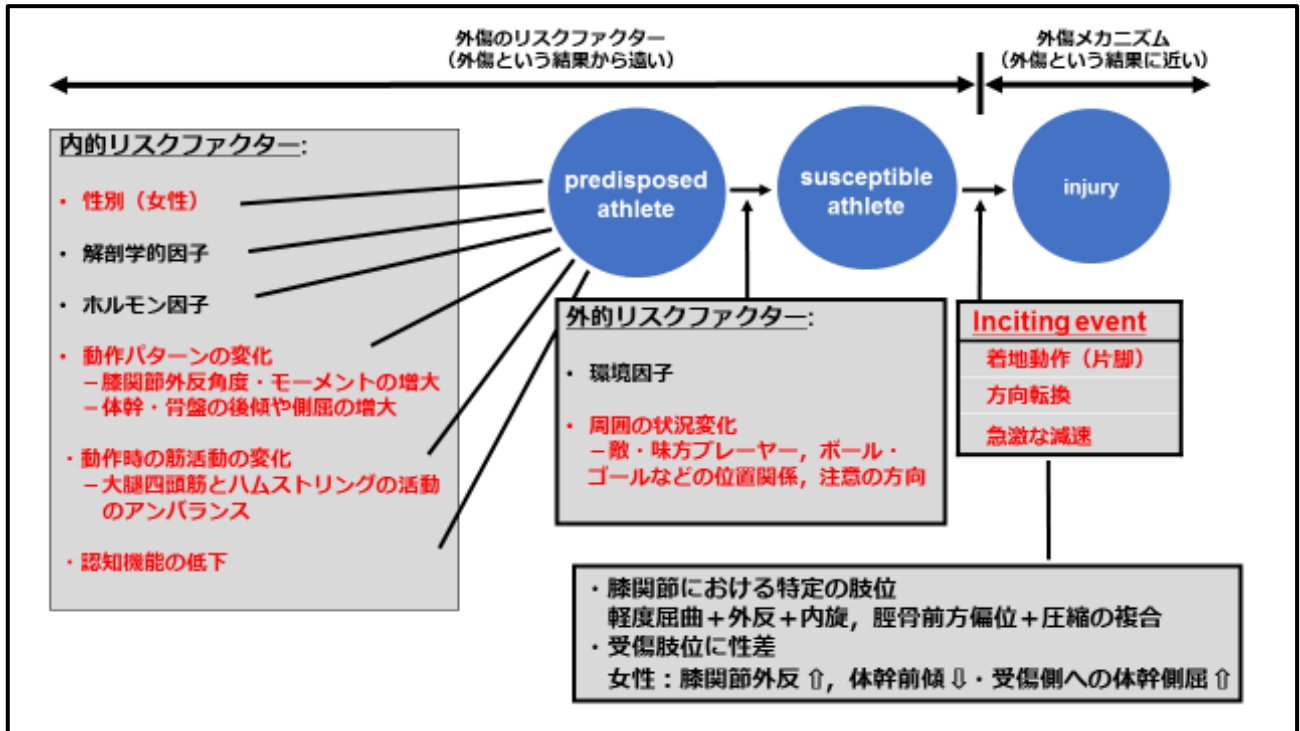


図 3 ACL 損傷の発生モデル

### 1-5-2. 先行研究から得られた課題・問題点

ACL 損傷は女性に好発することから、女性をターゲットにした予防策を講じることの有用性は高い。傷害予防のためには、メカニズムやリスクファクターを理解し、それらを取り除くことが重要であるが、女性に特有なメカニズムやリスクファクターは現状では十分に明らかではない。

女性の受傷肢位は、膝関節外反角度の増大とともに体幹前傾の減少や受傷側への体幹側屈である。動作時の体幹の運動や肢位は、膝関節の負荷に影響を与えることから体幹や骨盤の肢位をコントロールすることは重要である。ACL 損傷の *inciting event* のバイオメカニクスの検討から、女性では体幹前傾の減少や支持脚側への体幹側屈は増大し、体幹の回旋角度も男女で異なっているとの報告があった。しかし、体幹や骨盤運動の性差についてコンセンサスは得られておらず、運動課題によって異なっている可能性がある。

また、ACL 損傷のリスクファクターとして、近年では認知機能が低いことの関連が指摘されている。スポーツ活動中の運動課題は複雑であるため、良好な認知機能を有していることは安全で質の高いパフォーマンス発揮のために重要であると考えられる。認知機能が低いことは、着地や方向転換といった ACL 損傷の *inciting event* 時に膝関節外反の増大や体幹前傾の減少、体幹側屈の増大といった受傷肢位を惹起することとなり、ACL 損傷の発生リスクが高まると考えた。

動作分析において、実際のスポーツ場面に近づけるために動作時の意思決定の過程に時間的な制約をかけ事前準備を可能としない非予測的な課題が設定されている。その結果、膝関節外反角度やモーメントの増大といった、ACL 損傷のリスクを高める変化が観察された。この変化は男性に比べて女性で顕著であった。すなわち、認知面に負荷をかけた状態で ACL 損傷の *inciting event* を行うことで、安全に動作を行うことができず ACL 損傷リスクを高めると考えられ、認知機能が低いことが ACL 損傷のリスクファクターとなりうるメカニズムを説明しうると考えられる。実際に、認知機能が低いことによって男女の混合したレクリ

エーションレベルのアスリートでは、非予測的な着地動作時に ACL 損傷リスクを高める関節角度やモーメントの変化が生じた。認知機能が低いことによる動作の影響は女性で顕著である可能性があるが、女性アスリートを対象に、ACL 損傷の inciting event 時の関節角度やモーメント、筋活動の変化に認知機能が低いことによる影響は検討されていない。

以上より、先行研究から得た課題を以下のようにまとめる。

- ① 体幹や骨盤の肢位の変化は膝関節の負荷に影響を与えるとともに、バイオメカニクスの分析において体幹や骨盤の肢位には性差があることが報告されていることから、女性に特有の ACL 損傷のリスクファクターであると考えられる。しかし、スポーツ活動中に近いと考えられる非予測的な片脚着地動作時の体幹や骨盤の運動の性差についてコンセンサスは得られていない。
- ② 認知機能が低いことは、女性に特有な非接触型 ACL 損傷のリスクファクターである可能性がある。認知機能が低いことが、非予測的な動作時の女性アスリートの関節角度やモーメント、筋活動に与える影響を検証する必要がある。

## 1-6. 研究目的と構成

本研究では、ACL 損傷の inciting event である片脚着地動作やカッティング動作時の関節角度・モーメントおよび筋活動における種々のリスクファクターとの関係を検討し、ACL 損傷発生率の高い女性の動作の特徴と動作の変化に与える要因を明らかにすることを目的とした。動作分析に際しては、特に体幹や骨盤の運動に着目することとした。

本研究の目的を達成するために、以下の 2 つの研究課題を設定した。

### 研究課題 1. 非予測的なイベント時の片脚着地動作のバイオメカニクスの性差について

#### ～体幹・骨盤運動に着目して～

非予測的な片脚着地動作時の、体幹・骨盤および下肢の関節角度、下肢関節モーメントの分析を行う。特に体幹・骨盤領域の水平面・前額面上の運動に着目しその性差の検討を行い、女性の動作の特徴を明らかにする。

### 研究課題 2. ACL 損傷における inciting event での女性の動作の特徴について

#### ～認知機能の違いが動作に与える影響の検討～

研究課題 2 では、非予測的な片脚着地動作およびカッティング動作時の体幹・骨盤および下肢関節角度、関節モーメント、および下肢筋活動の分析を行う。対象者は、女性アスリートのみとし、認知機能の違いが動作に与える影響についての検討を行う。なお、本研究で用いる認知機能テストは、Symbol Digit Modalities Test (SDMT) という paper-and-pencil テストと呼ばれる、紙と鉛筆を用いた種類のテストである。

研究課題 2-1 では、片脚着地動作を、研究課題 2-2 では 45° 方向のサイドステップカッティング動作を課題動作とし、動作分析を行う。

## 2. 研究課題 1 非予測的なイベント時の着地動作のバイオメカニクスの性差について ～体幹・骨盤運動に着目して～

### 2-1. 緒言

ACL 損傷の発生率は女性が男性の約 2~7 倍である<sup>3</sup>。女性の受傷肢位は、膝関節外反角度の増大、体幹の前傾の減少と受傷側への側屈が生じること<sup>38</sup>が報告されている。つまり、ACL 損傷の発生時には女性がとりやすい特徴的な肢位があり、膝関節だけでなく体幹や骨盤の運動も関連している。片脚着地動作の分析では、女性は男性よりも体幹の前傾角度が小さく、直立した姿勢をとっている<sup>101</sup>という矢状面上での性差の報告が見られる。また、180° 方向のカッティングでは、女性は男性よりも体幹の前傾角度が小さく、支持脚側への側屈が大きかった<sup>117</sup>ことや、片脚スクワット動作では、女性は男性よりも体幹の前傾角度と立脚側への回旋角度が小さく、骨盤は男性では遊脚側への回旋が生じるのに対し女性は立脚側への回旋が生じるという男女で異なる方向への回旋が観察されている<sup>123</sup>。これらの報告は受傷肢位の性差とも一致しており、体幹や骨盤には男女で異なる運動が生じている可能性がある。

また、ACL 損傷はスポーツ活動中に好発する。スポーツ活動中には、着地や方向転換といった ACL 損傷の *inciting event* 時には、ごく短い時間で情報処理を行いながらに対して事前準備を行うことなく動作を行う必要がある。そのような状況を再現するために、非予測的な課題での動作分析が行われており、膝関節外反角度やモーメントの増大といった ACL 損傷リスクの高い動作が観察されたこと<sup>145,146</sup>が報告されている。着地動作やカッティング動作時の体幹や骨盤運動の性差の検討は、動作課題をあらかじめ提示したものがほとんどである。よりスポーツ活動中に近い課題設定であると考えられる非予測的な課題における体幹や骨盤の運動の女性の特徴は明らかではない。



## 目的

本研究の目的は、台上からの離地後に非予測的に着地位置の変更を行った片脚着地動作について、特に体幹・骨盤の運動の性差を検討し、女性の動作の特徴を明らかにすることとした。また、離地後に着地位置が表示されるまでの時間変化による関節角度変化への影響を、それぞれの着地位置ごとに検討する。

## 2-2. 方法

### 2-2-1. 対象

対象者は、大学体育会運動部に所属する男性 10 名（年齢：20.1±1.1 歳）、身長：173.8±5.0 cm、体重：64.6±5.1kg）、女性 10 名（年齢：21.1±1.8 歳、身長 160.9±6.6 cm、体重：53.9±4.9kg）の計 20 名とした（表 6）。対象者の所属する運動部の内訳は、バドミントン部 15 名（男性 10 名、女性 5 名）、サッカー部 5 名（女性 5 名）であった。過去 6 か月間で運動に支障をきたす傷害や神経系の異常があり、下肢や腰部に手術歴のあるものを除外した。なお、本研究は筑波大学体育系倫理委員会の承認を得て行った（承認番号：体 25-81）。すべての対象者に研究内容に関する説明を行い、書面にて参加の同意を得た。

表 6 対象者の内訳

対象者 (n)	男性 (10 名)	女性 (10 名)
年齢 (歳)	20.0 ± 1.1	21.1 ± 1.8
身長 (cm)	173.8 ± 5.0	160.9 ± 6.6
体重 (kg)	64.6 ± 5.1	53.9 ± 4.9

### 2-2-2. 実験デザイン

課題動作は、30 cmの台からの利き脚のみの片脚着地動作とし、離地直後に非予測的に着地位置を変更する課題を設定した。利き脚はボールを蹴る脚と定義し、対象者は右利き 17 名（男性 8 名、女性 9 名）、左利き 3 名（男性 2 名、女性 1 名）であった。3 次元動作解析装置およびフォースプレートを用い、下肢・体幹・骨盤の各関節角度および地面反力値・モーメントを算出した。

### 2-2-3. 課題動作

対象者は、30 cm台上に利き脚のみで片脚立位をとり、跳び上がることなく前方のフォースプレートに利き脚で片脚着地を行う。着地時に、足部は進行方向に対して平行にな

るように接地し、最低 2 秒間は片脚での立位姿勢を保持することとした。実験はすべて裸足で行い、伸縮性のあるシャツとショーツを着用した。スポーツ活動中に近い動作とするため、離地直後に着地位置の変更を行う非予測的な課題を追加した。台上にはフットスイッチ（サイズ社製）を設置し、対象者はフットスイッチを踏んだ状態で片脚立位をとった。フットスイッチは USB にてパソコンに接続され、動作を開始し踵がスイッチから離れることで入力となされ、前方のモニター上に着地位置が表示される仕組みとした。対象者は自分のタイミングで動作を開始し、モニター上の表示に合わせて着地位置を修正し、新たな位置への着地を試みることにした。モニター（acer 社製、18.5 インチ）は、対象者の前方 4m、高さ 30 cm の位置に設置した（図 4・5）。

着地位置は、変更なし、内側方向、外側方向の 3 方向、離地後にモニター上に着地位置が表示されるまでの時間も離地直後（0 秒後）、離地 0.1 秒後、離地 0.2 秒後の 3 種類とし、以下の 9 パターンをランダムに表示した。着地位置のモニター上での表示方法は、変更なしは青い丸、内側は黄色の横矢印、外側は赤色の横矢印をそれぞれ表示した。

- ・変更なし：離地直後（NL0）、0.1 秒後（NL1）、0.2 秒後（NL2）
- ・内側方向：離地直後（ML0）、0.1 秒後（ML1）、0.2 秒後（ML2）
- ・外側方向：離地直後（LL0）、0.1 秒後（LL1）、0.2 秒後（LL2）

安全性を考慮し変更後の着地位置の正確性に関しては厳密には規定せず着地後に片脚立位姿勢を保持できる範囲とし、着地動作を完遂することが困難な場合には無理に片脚立位を保持する必要はないことを指示した。両手はそれぞれ腸骨稜におき、動作中はその位置に保持した。着地後に片脚立位姿勢を 2 秒間保てずに遊脚が地面についた場合、体幹の回旋・側屈などの動揺が大きく出現し上肢を両腸骨稜に保持できなかった場合を失敗とした。成功試技を各パターンで最低 3 回記録できた時点で実験終了とした。対象者は十分なウォーミングアップののち、非予測的課題が快適に行えるまで練習を行ったあと、計測を行った。

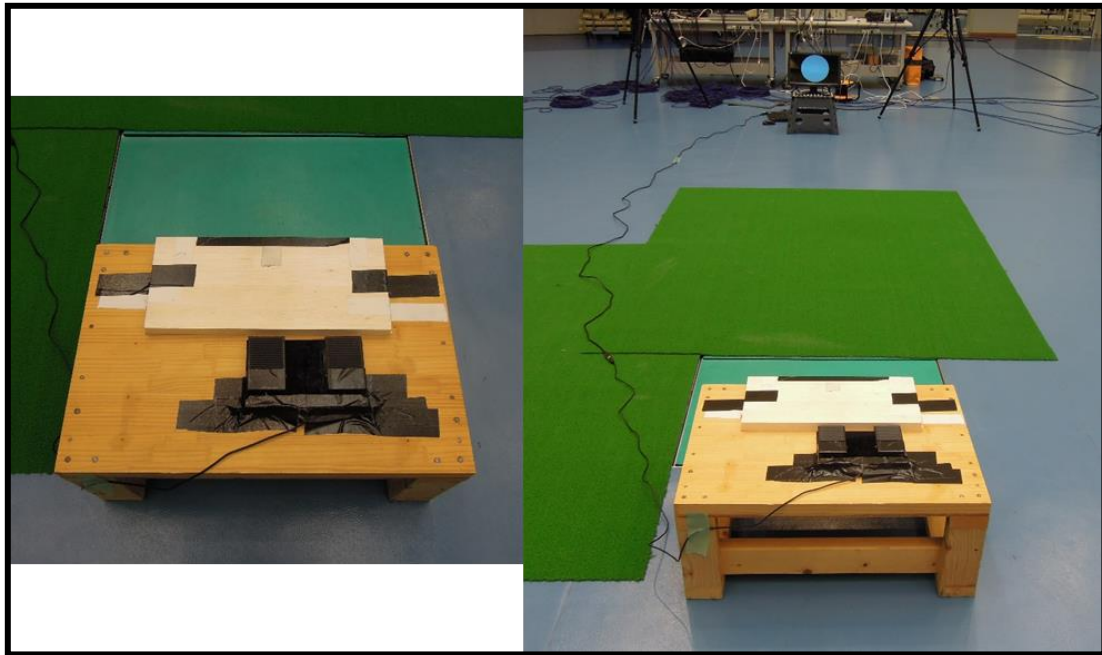


図 4 実験機器



図 5 課題動作

#### 2-2-4. データ収集

3次元動作解析装置（VICON MX+, VICON Motion System 社製）を用いて、動作時の反射マーカの座標値を記録した。赤外線カメラ（MX-T20, VICON 社製）10台とフォープレート（Kistler 社製）を同期し使用した。サンプリング周波数はそれぞれ、250Hz, 1000Hzとした。対象者には、Plug-In-Gait モデル（Helen Hays Marlerset）<sup>169,170</sup> により身体 35 点に反射マーカ（14mm）を両面テープで貼付した（図 6）。VICON Nexus 1.6.1 を用いて体幹、骨盤、大腿下腿、足部の各セグメントを設定し、関節角度を算出した。

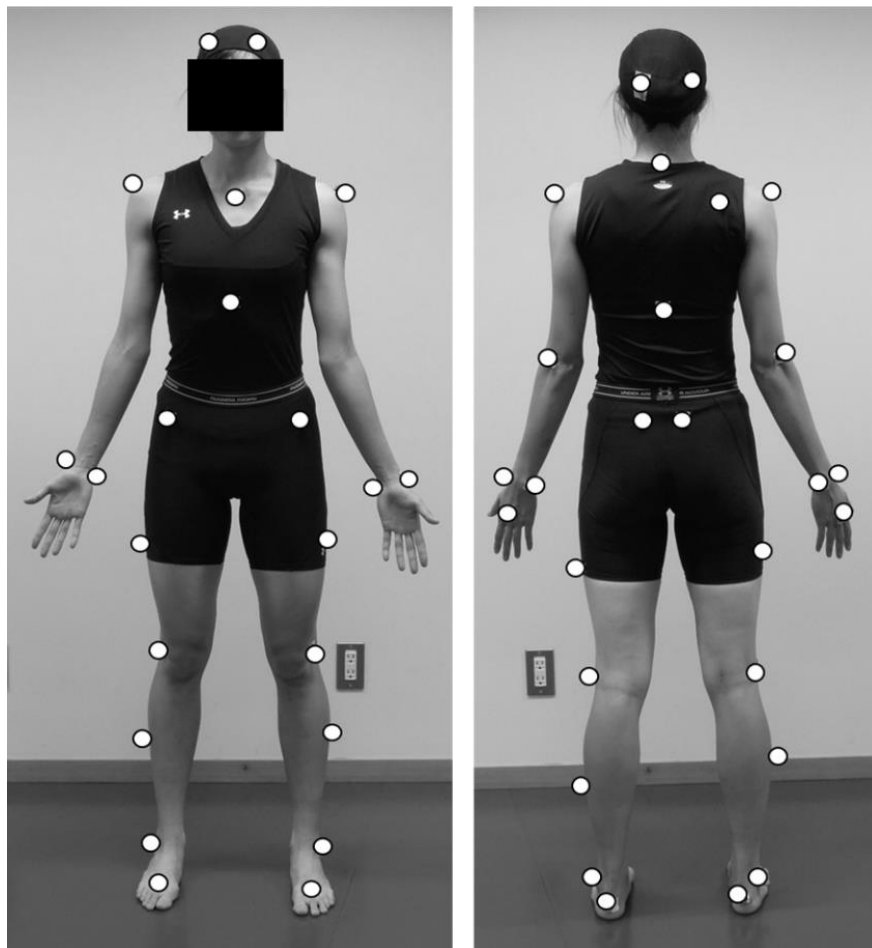


図 6 マーカ貼付位置

関節角度算出に用いた各セグメントの定義について、以下にまとめる。

1) 胸郭セグメント (図 7)

胸郭セグメントは、原点を胸骨柄のマーカ（CLAV）とした。Z 軸は、CLAV と頸椎第 7 棘突起のマーカ（C7）の中点を起点として、剣状突起マーカ（STRN）と胸椎第 10 棘突起マーカ（T10）の中点に向かう下向きの軸である。X 軸は前方を指し、C7 と T10 の中点から CLAV と STRN の中点の方向と定義される。Y 軸は右方向を指す軸とした。

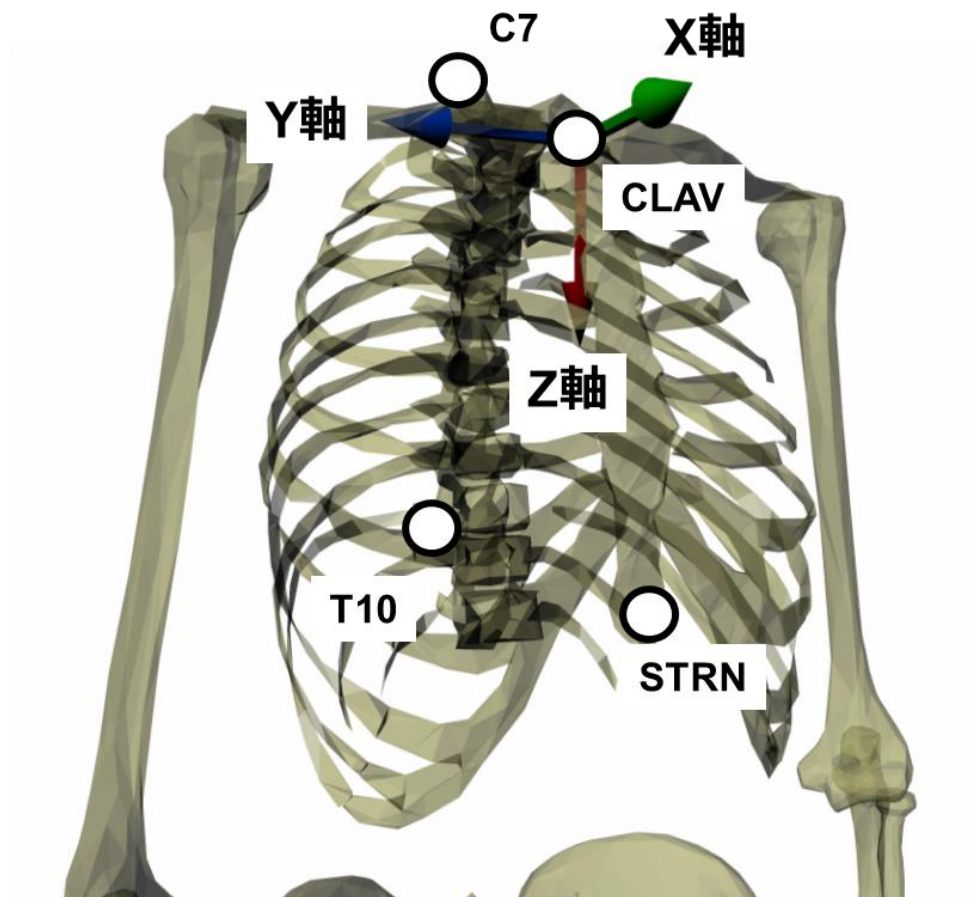


図 7 胸郭セグメントの定義

## 2) 骨盤セグメント (図 8)

骨盤セグメントは、腰部のマーカから定義される。原点は、左右の ASIS マーカの中点とした。Y 軸として、右 ASIS マーカ (RASI) から左 ASIS マーカ (LASI) へ向かう左方向を正とした。Z 軸は、右 PSIS (RPSI) と左 PSI (LPSI) の中点および、PASI と原点の計 3 点で構成される平面に直交した軸とし、上方向を正とした。X 軸は、前方を正とした軸とした。

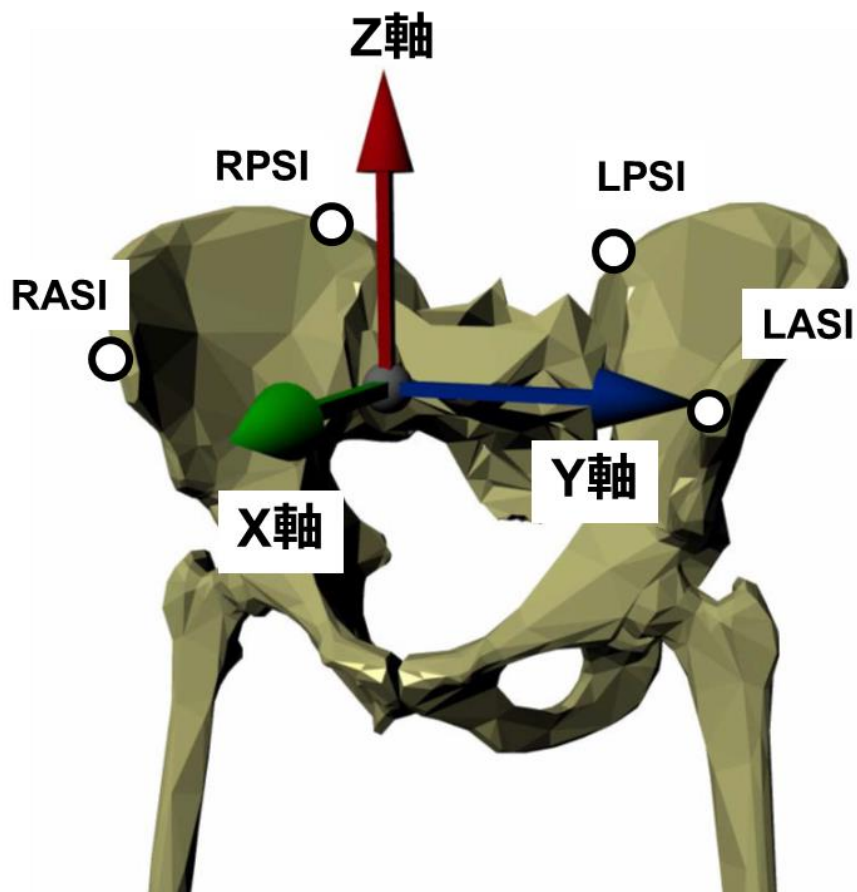


図 8 骨盤セグメントの定義

### 3) 大腿セグメント (図 9)

大腿セグメントを定義する際に使用する，股関節中心 (HJC) と膝関節中心 (KJC) について説明する．HJC は，骨盤セグメントの 4 つのマーカーおよび ASIS マーカーの間の距離と下肢長を使用して，The Newington-Gage モデル<sup>170</sup>に基づき定義される．KJC は，HJC および右大腿マーカー (RTHI) と右膝マーカー (RKNE) により作成される平面内において HJC と RKNE を直径とする円弧上の点であり，HJC と RKNE とのなす挟角が  $90^{\circ}$  となる点と定義された．

大腿セグメントの原点は，KJC である．Z 軸は，KJC から HJC に向かう上方向の軸とした．Y 軸は，RKNE から KJC へ向かう左方向の軸とした．X 軸は，Y 軸と Z 軸に垂直な前方を指す軸とした．

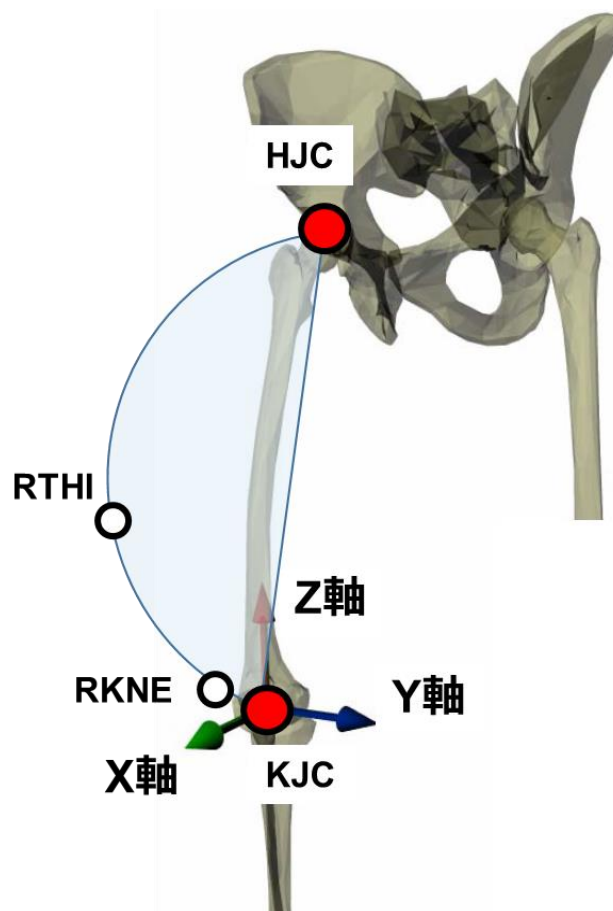


図 9 大腿セグメントと股関節中心，膝関節中心の定義



#### 4) 下腿セグメント (図 10)

下腿セグメントの原点は足関節中心 (AJC) である. AJC は, KJC と同様に決定される.

AJC は, KJC と右下腿マーカー (RTIB) と右足マーカー (RANK) により形成される平面上にあり, KJC と RANK を直径とする円弧上の点である.

下腿セグメントの Z 軸は, KJC と RTIB と RANK によって形成される平面内にあり AJC から KJC に向かう上方向の軸とした. Y 軸は, RANK から AJC へ向かう左方向の軸とした. X 軸は, Y 軸と Z 軸に垂直な前方を指す軸とした.

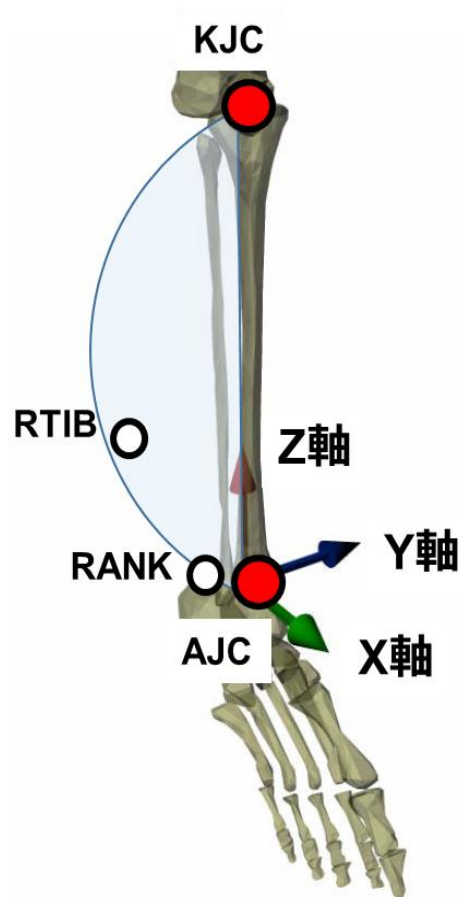


図 10 下腿セグメントと足関節中心の定義

図 11 に各セグメントのスティックピクチャーを示す.

以下に, 算出した各関節角度の定義を示した (図 12).

- ① 体幹角度: 実験室内における絶対座標系をもとに, 胸郭セグメントがなす角度である.  
関節角度の正負は, 前傾・遊脚側への側屈・遊脚側への回旋を正, 後傾・立脚側への側屈・遊脚側への回旋を負とした.
- ② 骨盤角度: 実験室内における絶対座標系をもとに, 骨盤セグメントがなす角度である.  
関節角度の正負は, 前傾・遊脚側への側屈・遊脚側への回旋を正, 後傾・立脚側への側屈・遊脚側への回旋を負とした.
- ③ 股関節角度: 骨盤セグメントに対して, 大腿セグメントのなす相対的角度である.  
関節角度の正負は, 屈曲・内転・内旋を正, 伸展・外転・外旋を負とした.
- ④ 膝関節角度: 大腿セグメントに対して, 下腿セグメントのなす相対的角度である.  
関節角度の正負は, 屈曲・内反・内旋を正, 伸展・外反・外旋を負とした.
- ⑤ 足関節角度: 下腿セグメントに対して足部セグメントのなす相対的角度である.  
関節角度の正負は, 背屈・内転・回外を正, 底屈・外転・回内を負とした.

各関節角度は, 両脚静止立位時の関節角度を  $0^\circ$  として補正した.

地面反力値は, 1 枚のフォースプレートに対して 3 軸方向の地面反力値 (x 軸, y 軸, z 軸) を算出した. それぞれ対象者の体重で標準化して使用した (Nm/kg). 関節モーメントは, 利き脚側を逆動力学にのっとり VICON Nexus 1.6.1 を用いて算出した. 算出された地面反力値および関節モーメントは対象者の体重で標準化を行った.

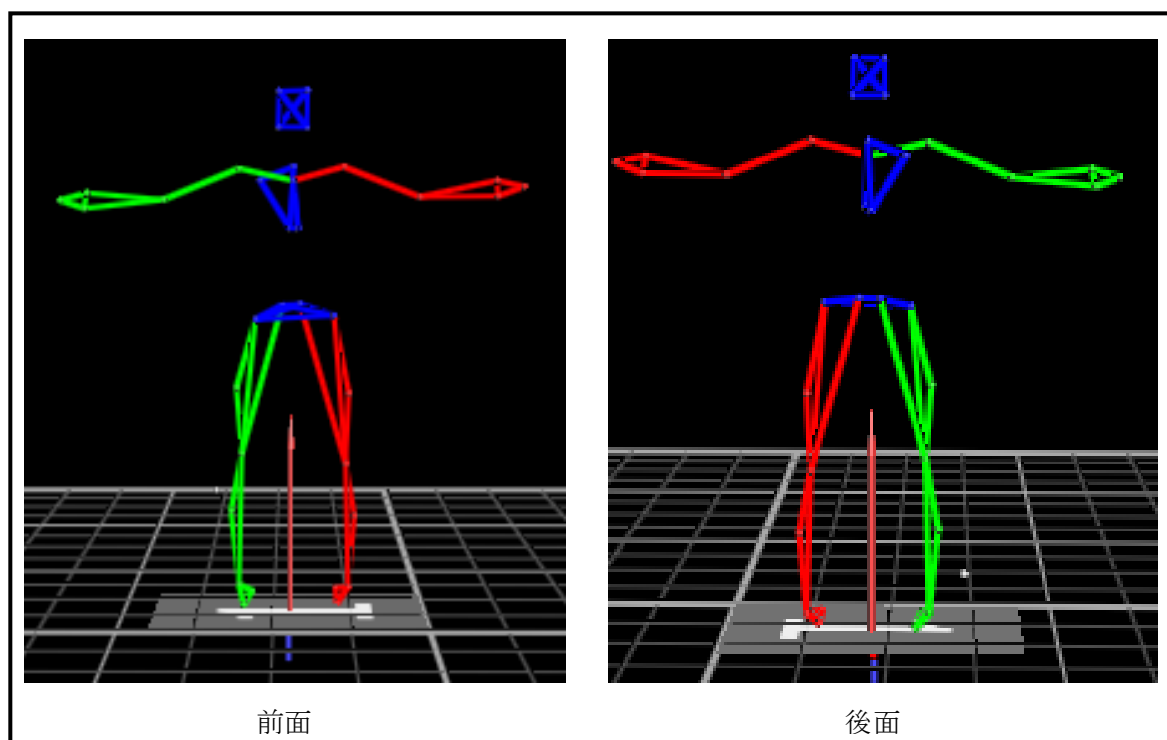


図 11 スティックピクチャー

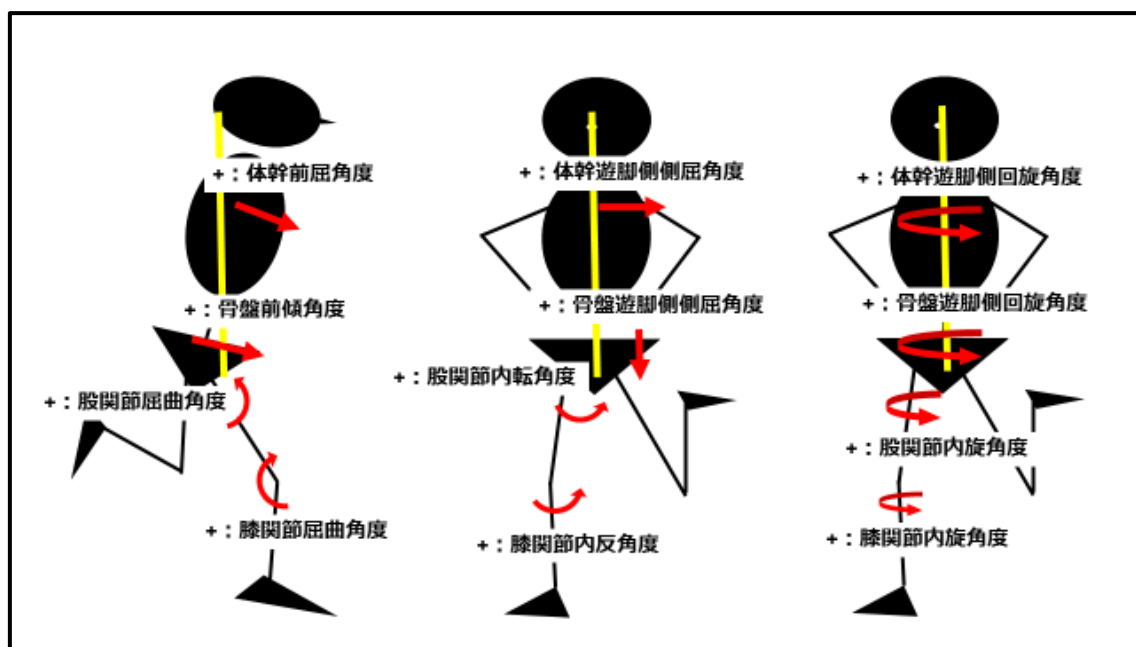


図 12 関節角度の定義

#### 2-2-5. データ解析

Krosshaug ら<sup>36</sup>や Koga ら<sup>39</sup>の報告から、ACL 損傷は地面接地後の 40～50ms で発生すると推定されている。本研究では、ACL 損傷が生じると考えられる区間の動作を分析するために、接地 (Initial Contact : IC) から IC 後 100ms までを分析区間として設定した。IC は、足部接地時にフォースプレートが 10N 以上を記録した点と定義した。

関節角度は IC から 100ms 後までの範囲における男女それぞれの平均値の経時変化、IC から 40ms 後まで (IC~40ms)、IC から 100ms 後まで (IC~100ms) のそれぞれの区間での各関節角度変化量を算出した。地面反力値および関節モーメントは、IC から 100ms 後までの区間内での最大値を算出した。

#### 2-2-6. 統計処理

着地位置ごとの男女間の関節角度、関節角度変化量、関節モーメント、地面反力値の比較を行った。各関節角度の経時変化の比較に反復測定二元配置分散分析 (性別×時間) を行った。その後、有意な交互作用の見られた項目については Bonferroni 法を用いて性差の検討を行った。関節角度変化量の比較には、男女間の平均値の差の検定に対応のない t-検定を行った。関節モーメントおよび地面反力値は、男女間の平均値の差の検定に対応のない t-検定を行った。それぞれ有意水準は 0.05 未満とした。

さらに、着地位置の違いによる影響を検討するために、男性および女性それぞれで着地位置ごとおよび着地位置が表示されるまでの時間ごとでの関節角度の経時変化の比較に反復測定分散分析 (着地位置×時間) を行った。その後、有意差の見られた項目については Bonferroni 法を用いて検討した。さらに、着地位置の変更がどの程度達成されていたのかを検討するために、離地から接地までの踵部の貼付した反射マーカの移動量を算出し、移動量の平均値の差の検定に一元配置分散分析を行った。

## 2-3. 結果

### 2-3-1. 関節角度の経時変化の性差

図 13~16 に、NL0 の股関節、膝関節、体幹、骨盤の IC 前後 400ms と、IC~100ms までの各関節角度の経時変化を示した。離地の地点をグラフ上に示した。

股関節の屈曲/伸展角度は、IC~100ms までの間で女性の屈曲角度が有意に大きかった ( $p<0.05$ )。離地時の股関節屈曲角度は女性が大きく、男女ともに接地に向かって屈曲位からやや伸展→屈曲→伸展と変化し接地していた。接地前 200~100ms で男女の差は小さくなるものの接地時~接地後の屈曲角度も女性が大きかった。股関節の内転/外転角度には有意な交互作用を認め、男女間で異なる時間変化パターンを示した ( $p<0.05$ )。男女ともにやや内転位で離地し、接地前は外転変化し外転位で接地していた。接地後には男女ともに急激に内転し、特に女性の接地~200ms までの内転変化が急峻で、接地後の内転角度は女性が大きかった。股関節回旋角度は男女ともに軽度内旋位で推移していたが、女性は接地直後にやや内旋しその後外旋するなど角度の変動が大きい。内転角度、内旋角度ともに接地後 40ms で男女の角度の逆転が見られた。

膝関節角度には、男女間に有意な差は認められなかった。離地から接地後までの関節角度の変化パターンにも男女で大きな違いは見られなかった。

体幹の前屈/後屈角度は、IC~100ms で女性は前屈角度が有意に大きかった ( $p<0.05$ )。離地時から接地後まで女性の体幹前屈角度は大きかった。体幹側屈角度は、離地から接地後 100ms まで男女で似通った角度変化パターンを示したが、接地後 100ms 以降に女性は大きく遊脚側への側屈し、男性とは異なる角度変化パターンを示した。体幹回旋角度は、女性では接地~300ms 後まで立脚側への回旋が出現し、その後遊脚側への回旋を示した。

骨盤の前傾/後傾角度は、IC から 100ms の間で女性は前傾角度が有意に大きかった ( $p<0.05$ )。離地時から全体を通して女性の前傾角度は大きかったが、角度変化パターンは似通った傾向を示した。骨盤側方傾斜角度は、離地~IC 後 100ms 程度までは男女とも似通っ

た角度変化パターンを示したが、男性は接地後 100ms 以降に立脚側への側屈を示すのに対して、女性は継続して遊脚側への側屈を示し接地後 200ms でほぼ中間位となった。骨盤回旋角度には、有意な交互作用を認め男女で異なる時間変化パターンを示した ( $p<0.05$ )。骨盤回旋角度では、女性は IC 前後で遊脚側への回旋から立脚側への回旋へと急峻な運動を示していた。男性は、接地後の回旋関節角度変化は少なかった。

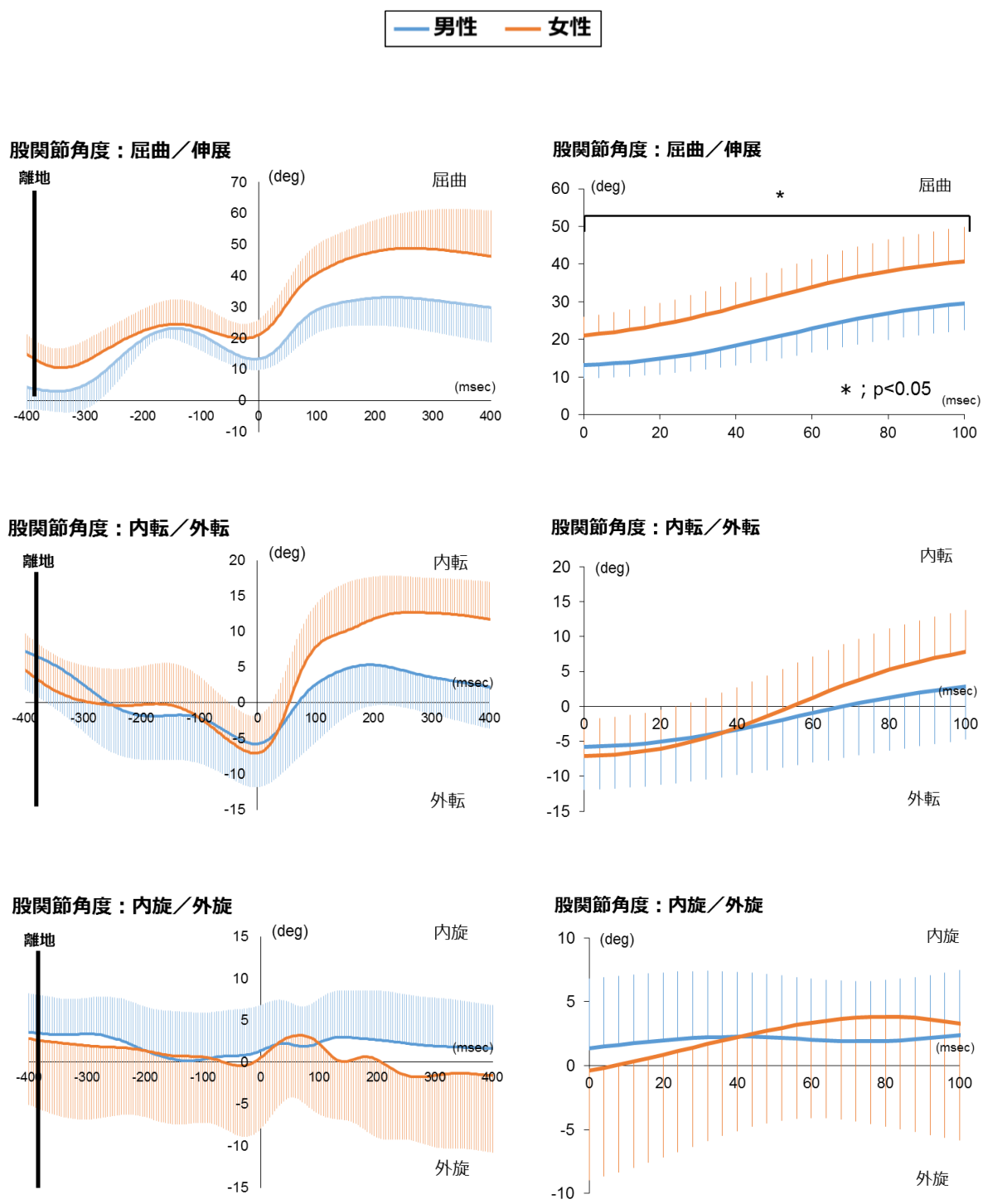


図 13 股関節角度の男女比較 (NL0)

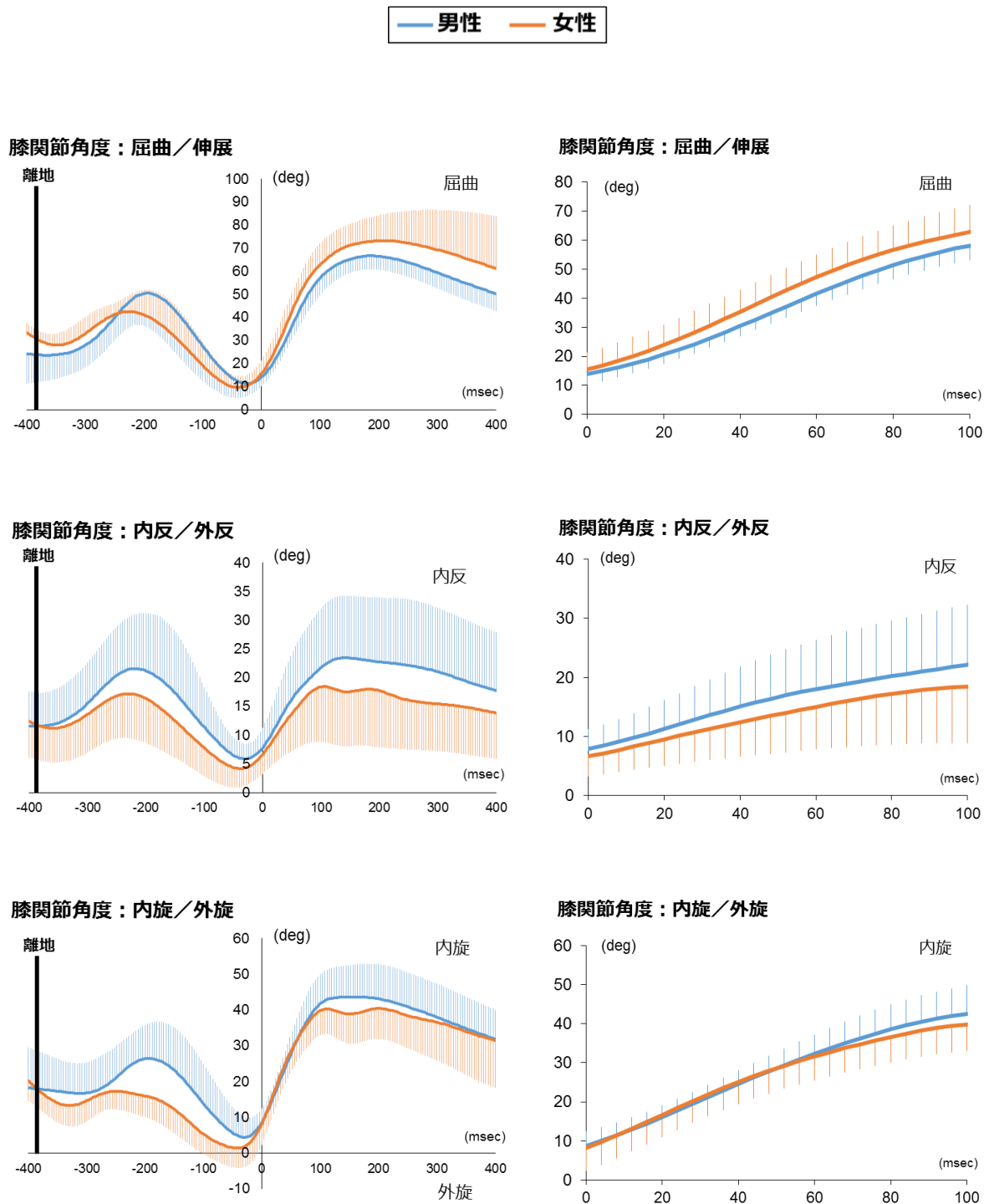


図 14 膝関節角度の男女比較 (NL0)



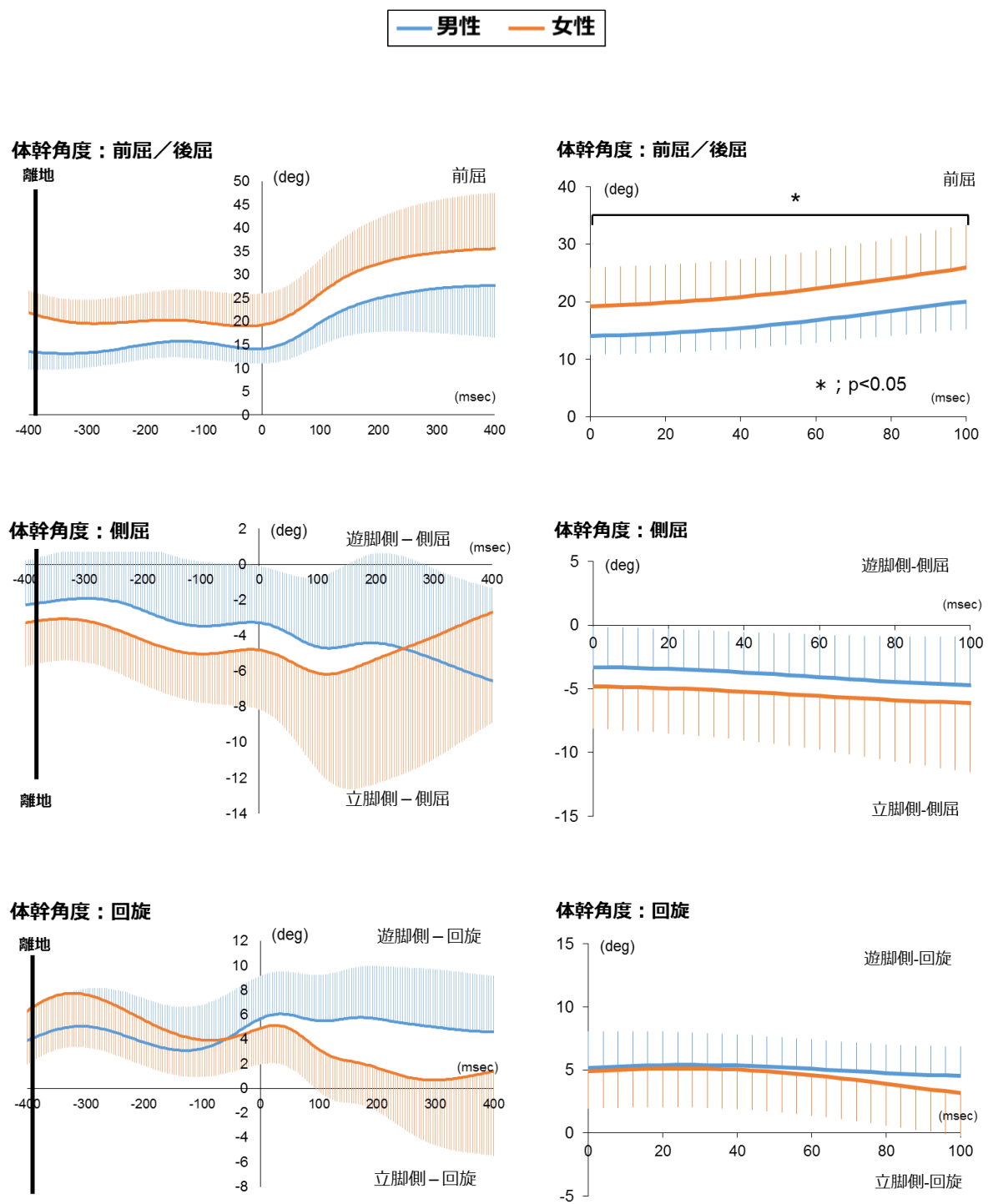


図 15 体幹角度の男女比較 (NL0)

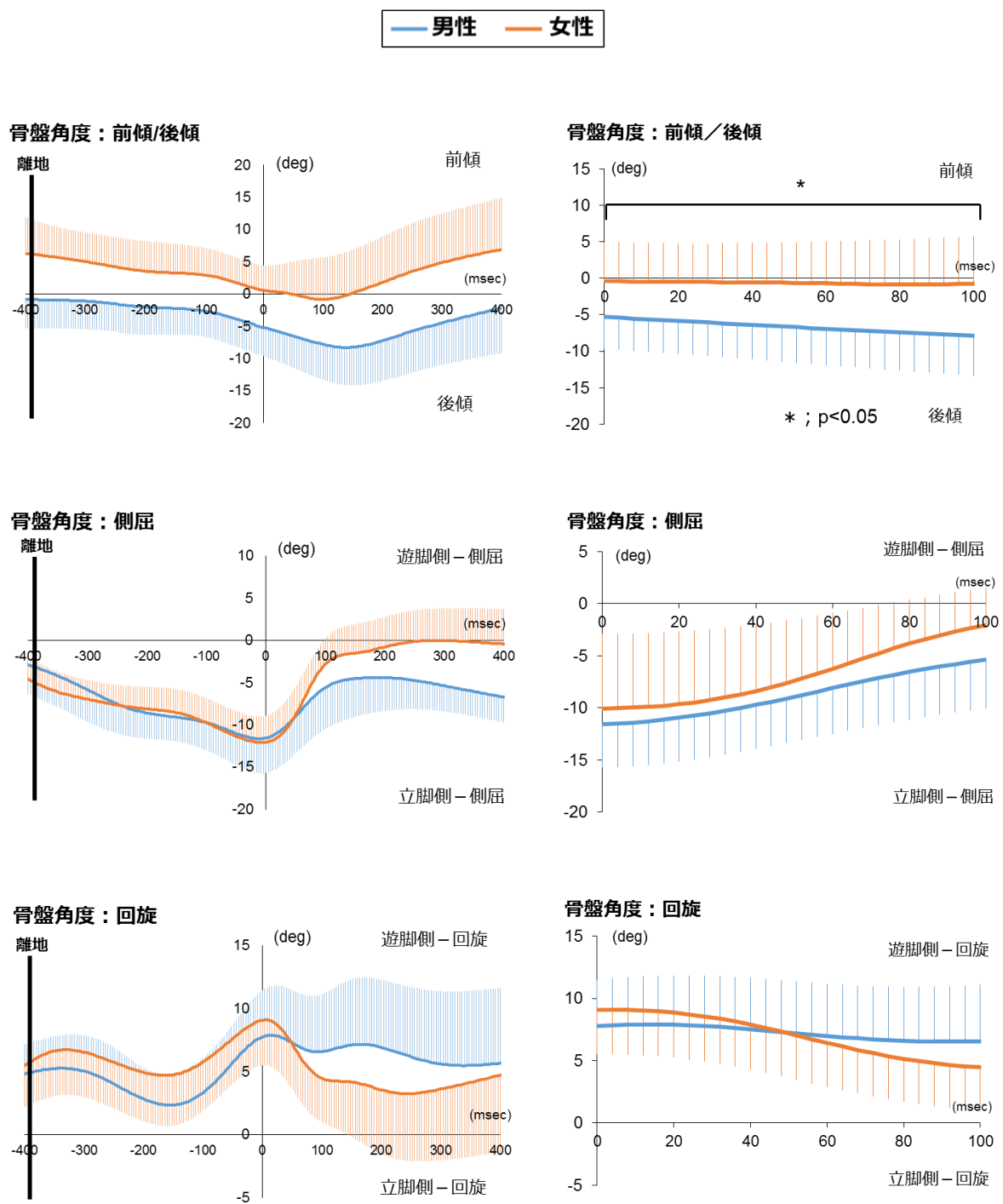


図 16 骨盤角度の男女比較 (NL0)

### 2-3-2. 関節角度変化量の性差

図 17～20 および表 7 に、NL0 での股関節，膝関節，体幹，骨盤の IC～40ms，IC～100ms の関節角度の変化量の男女比較を示す．

股関節内転角度変化量は，IC～40ms（男性： $2.1 \pm 2.1^\circ$ ，女性： $4.0 \pm 1.6^\circ$ ），IC～100ms（男性： $7.7 \pm 4.9^\circ$ ，女性： $14.9 \pm 2.4^\circ$ ）で女性が有意に大きな値を示した（ $p < 0.05$ ）．

膝関節屈曲角度変化量は，IC～40ms（男性： $16.5 \pm 3.2^\circ$ ，女性： $19.8 \pm 2.6^\circ$ ）で女性が有意に大きな値を示した（ $p < 0.05$ ）．

骨盤の立脚側への回旋角度変化量は，IC～40ms（男性： $0.3 \pm 0.9^\circ$ ，女性： $1.2 \pm 2.4^\circ$ ），IC～100ms（男性： $1.2 \pm 2.4^\circ$ ，女性： $4.6 \pm 1.9^\circ$ ）で女性が有意に大きな値を示した（ $p < 0.05$ ）．

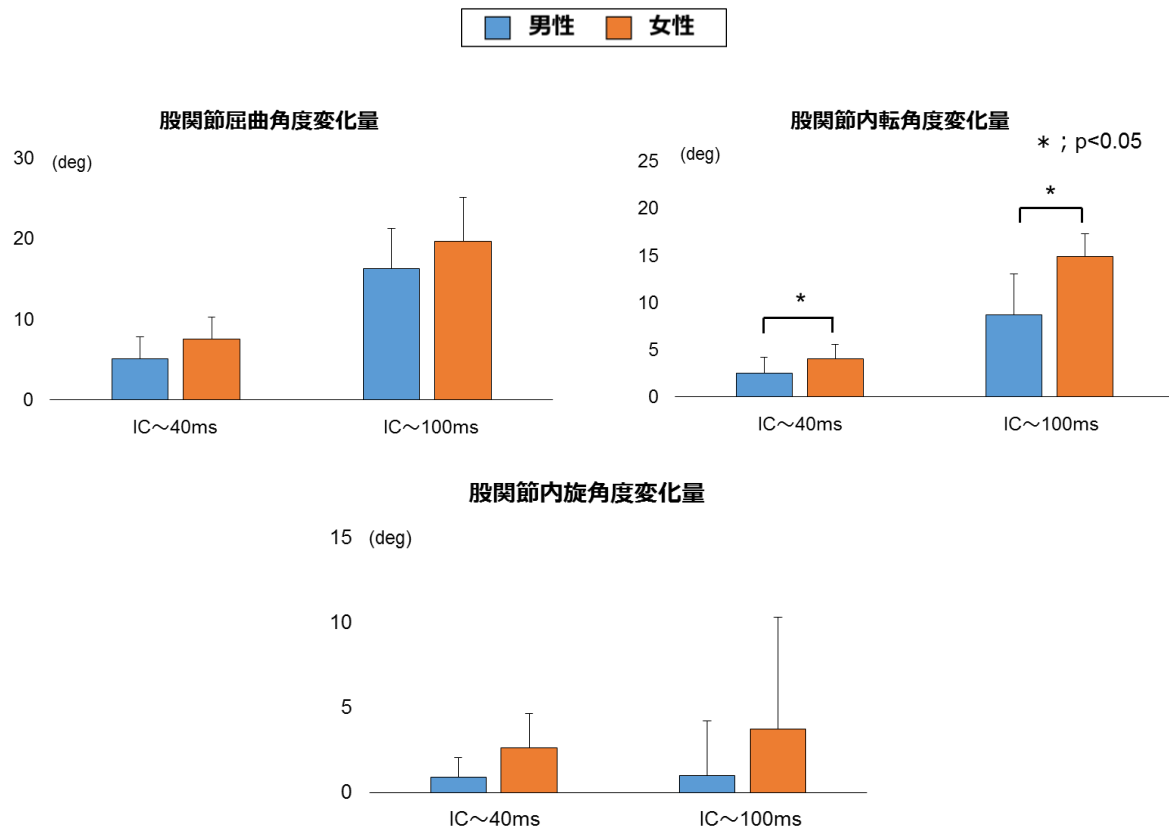


図 17 股関節角度変化量の男女比較 (NL0)

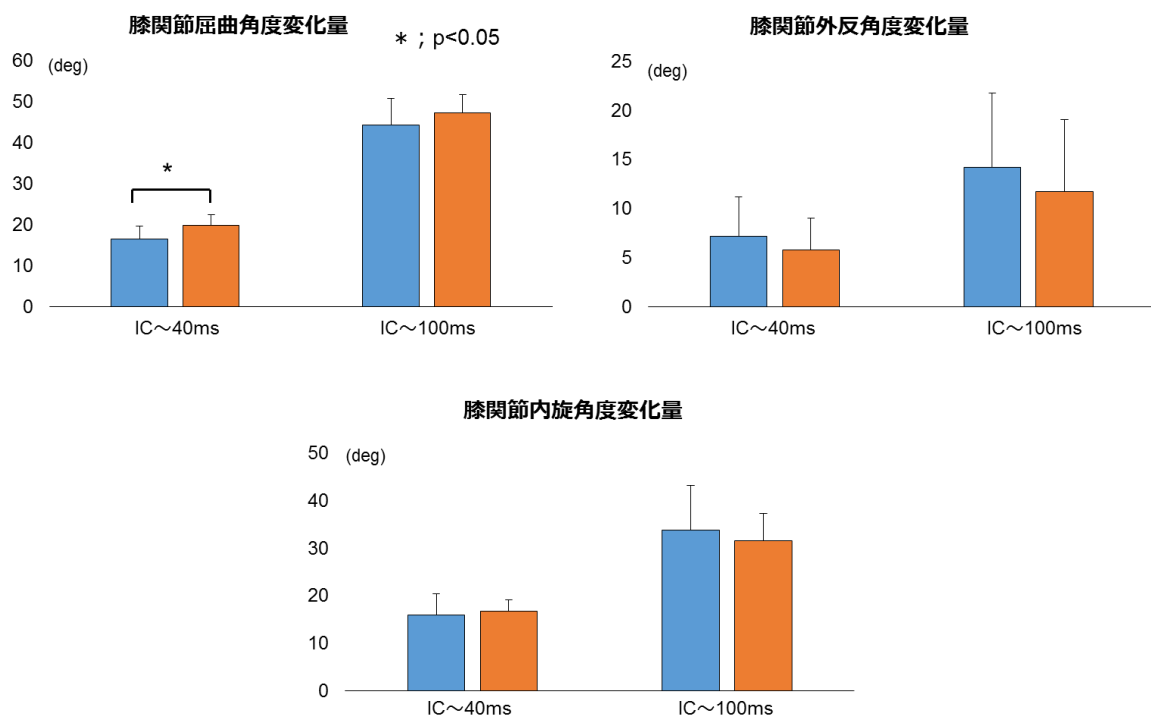


図 18 膝関節角度変化量の男女比較 (NL0)

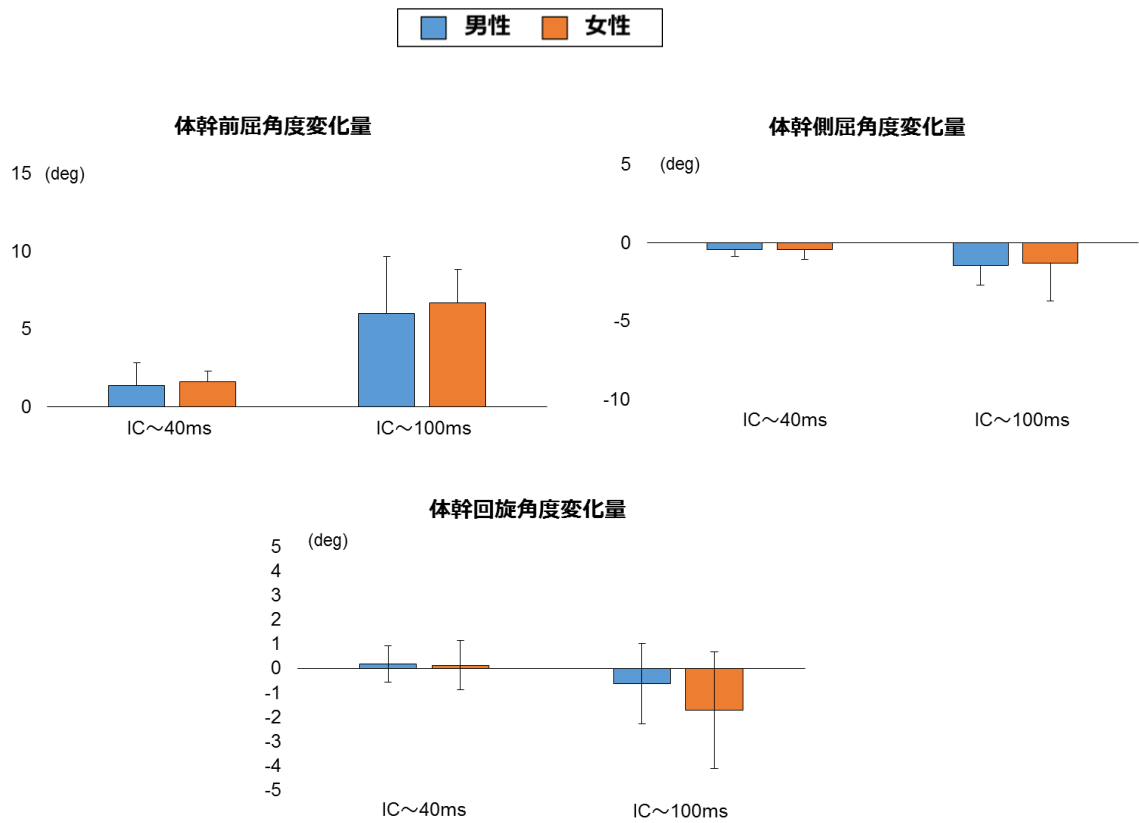


図 19 体幹角度変化量の男女比較 (NL0)

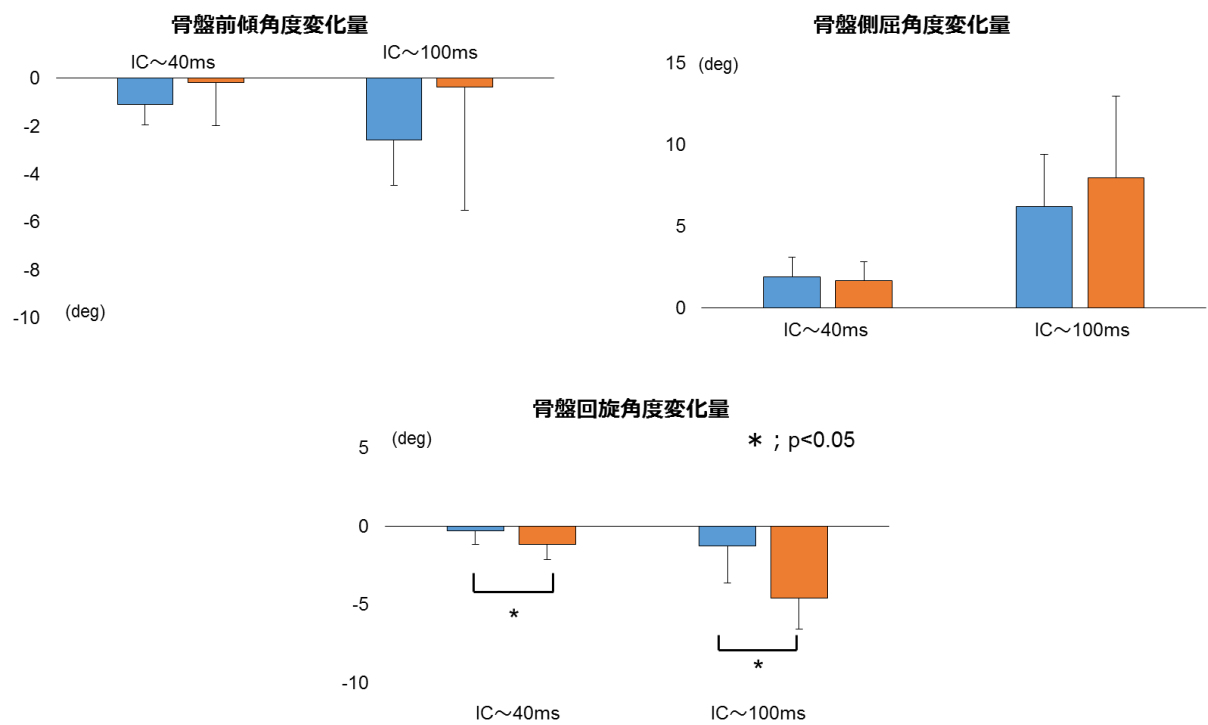


図 20 骨盤角度変化量の男女比較 (NL0)

表 7 関節角度変化量の男女比較 (NL0)

			男性	女性	
股関節	屈曲	IC~40ms	4.5 ± 3.7	7.5 ± 2.7	
		IC~100ms	14.8 ± 7.2	19.7 ± 5.5	
	内転	IC~40ms	2.1 ± 2.1	4.0 ± 1.6	*
		IC~100ms	7.7 ± 4.9	14.9 ± 2.4	*
	内旋	IC~40ms	0.8 ± 1.2	2.6 ± 2.0	
		IC~100ms	0.9 ± 3.1	3.7 ± 6.6	
膝関節	屈曲	IC~40ms	16.5 ± 3.2	19.8 ± 2.6	*
		IC~100ms	44.2 ± 6.5	47.3 ± 4.4	
	外反	IC~40ms	7.1 ± 4.0	5.8 ± 3.2	
		IC~100ms	14.2 ± 7.5	11.8 ± 7.3	
	内旋	IC~40ms	15.9 ± 4.4	16.8 ± 2.4	
		IC~100ms	33.8 ± 9.4	31.5 ± 5.7	
体幹	前屈	IC~40ms	1.4 ± 1.5	1.6 ± 0.7	
		IC~100ms	6.0 ± 3.7	6.7 ± 2.1	
	遊脚側側屈	IC~40ms	-0.4 ± 0.5	-0.4 ± 0.7	
		IC~100ms	-1.4 ± 1.3	-1.3 ± 2.4	
	遊脚側回旋	IC~40ms	0.2 ± 0.8	0.1 ± 1.0	
		IC~100ms	-0.6 ± 1.7	-1.7 ± 2.4	
骨盤	前傾	IC~40ms	-1.1 ± 0.9	-0.2 ± 1.8	
		IC~100ms	-2.6 ± 1.9	-0.4 ± 5.2	
	遊脚側側屈	IC~40ms	1.9 ± 1.2	1.7 ± 1.2	
		IC~100ms	6.2 ± 3.2	8.0 ± 5.2	
	遊脚側回旋	IC~40ms	-0.3 ± 0.9	-1.2 ± 1.0	*
		IC~100ms	-1.2 ± 2.4	-4.6 ± 1.9	*

平均値 ± 標準偏差 (°), \* : p<0.05

### 2-3-3. 関節モーメントおよび地面反力値の性差

表 8 に、NL0 での膝関節・股関節モーメントおよび地面反力値の最大値の男女別平均値を示す。

股関節屈曲モーメント（男性：58.7±39.8Nm/kg，女性：107.5±39.2Nm/kg， $p<0.05$ ），膝関節屈曲モーメント（男性：39.5±19.5Nm/kg，女性：55.0±6.0Nm/kg， $p<0.05$ ），および地面反力値の垂直成分の最大値（男性：4.4±1.7Nm/kg，女性：8.0±1.7Nm/kg， $p<0.05$ ）は女性が男性よりも有意に大きな値を示した。

表 8 股関節・膝関節モーメントおよび地面反力垂直成分の最大値（NL0）

		男性	女性	
股関節モーメント	屈曲 (Nm/kg)	58.7 ± 39.8	107.5 ± 39.2	*
	内転 (Nm/kg)	17.0 ± 10.5	18.1 ± 8.6	
	内旋 (Nm/kg)	0.9 ± 1.2	0.8 ± 1.2	
膝関節モーメント	屈曲 (Nm/kg)	39.5 ± 19.5	55.0 ± 6.0	*
	外反 (Nm/kg)	0.1 ± 1.7	0.4 ± 2.4	
	内旋 (Nm/kg)	6.3 ± 2.0	6.2 ± 1.2	
地面反力値	垂直 (Nm/kg)	4.4 ± 1.7	8.0 ± 1.7	*

平均値 ± 標準偏差，\*： $p<0.05$

### 2-3-5. 着地位置が表示されるまでの時間の違いによる関節角度への影響

#### NL0 vs NL1 vs NL2 での比較

図 21～24 に，NL 試技について着地位置が表示されるまでの時間変化による影響を検討するために，股関節，膝関節，体幹，骨盤の IC 前後 400ms での各関節角度の経時変化を示した．グラフ上に離地，離地後 0.1sec，離地後 0.2sec の地点を示した．

股関節角度について，屈曲/伸展角度に時間変化による影響は見られなかった．内転/外転角度は，男性で接地後の内転角度が  $N2 > NL1 > NL0$  であった．女性では時間変化による影響は特には見られない．内旋/外旋角度には時間変化による影響は見られなかった．

膝関節角度について，時間変化による影響は見られなかった．

体幹角度について，前屈/後屈角度には時間変化による影響は見られなかった．側屈角度は，男性で接地後 100ms 以降の関節角度変化に違いが見られ，NL0 では立脚側への側屈が生じ，NL1 では角度変化がほとんどなく，NL2 では遊脚側への側屈が生じた．女性で接地後の遊脚側への回旋角度は  $NL1 > NL1 \geq NL2$  であった．

骨盤角度について，女性では接地後の遊脚側への回旋角度が  $NL0 > NL1 > NL2$  であった．



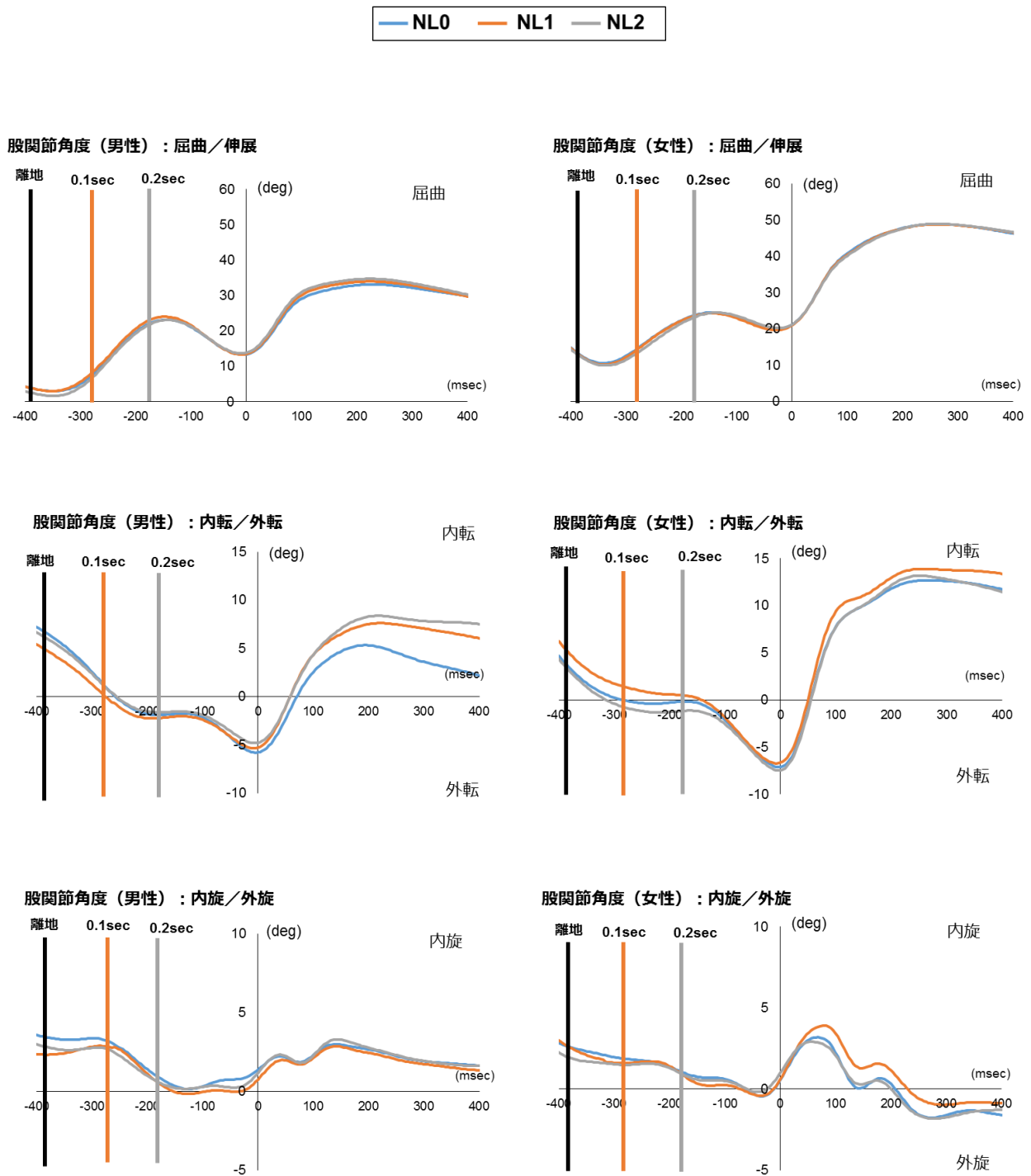


図 21 着地位置が表示されるまでの時間の違いによる股関節角度の比較 (NL)

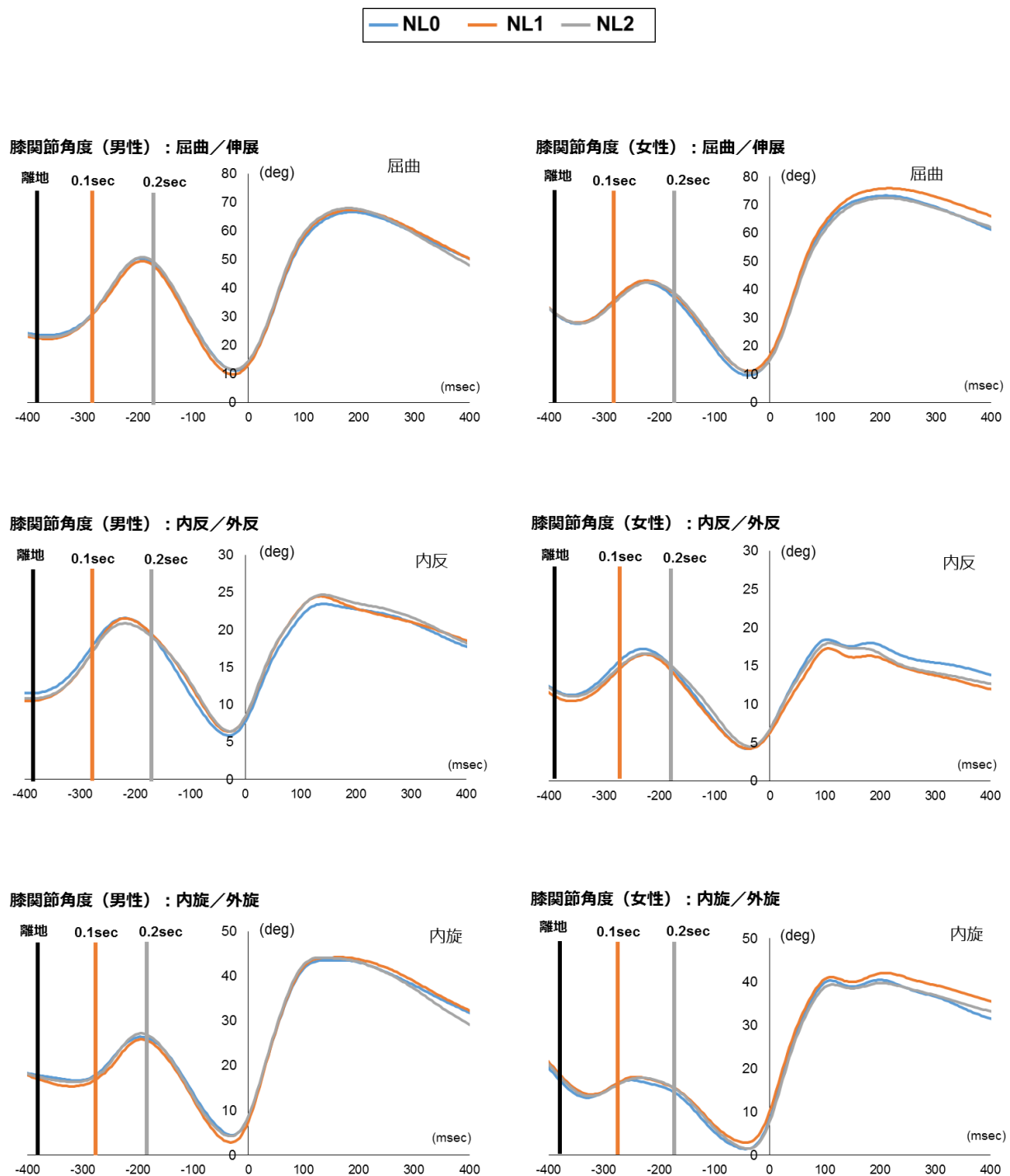


図 22 着地位置が表示されるまでの時間の違いによる膝関節角度の比較 (NL)

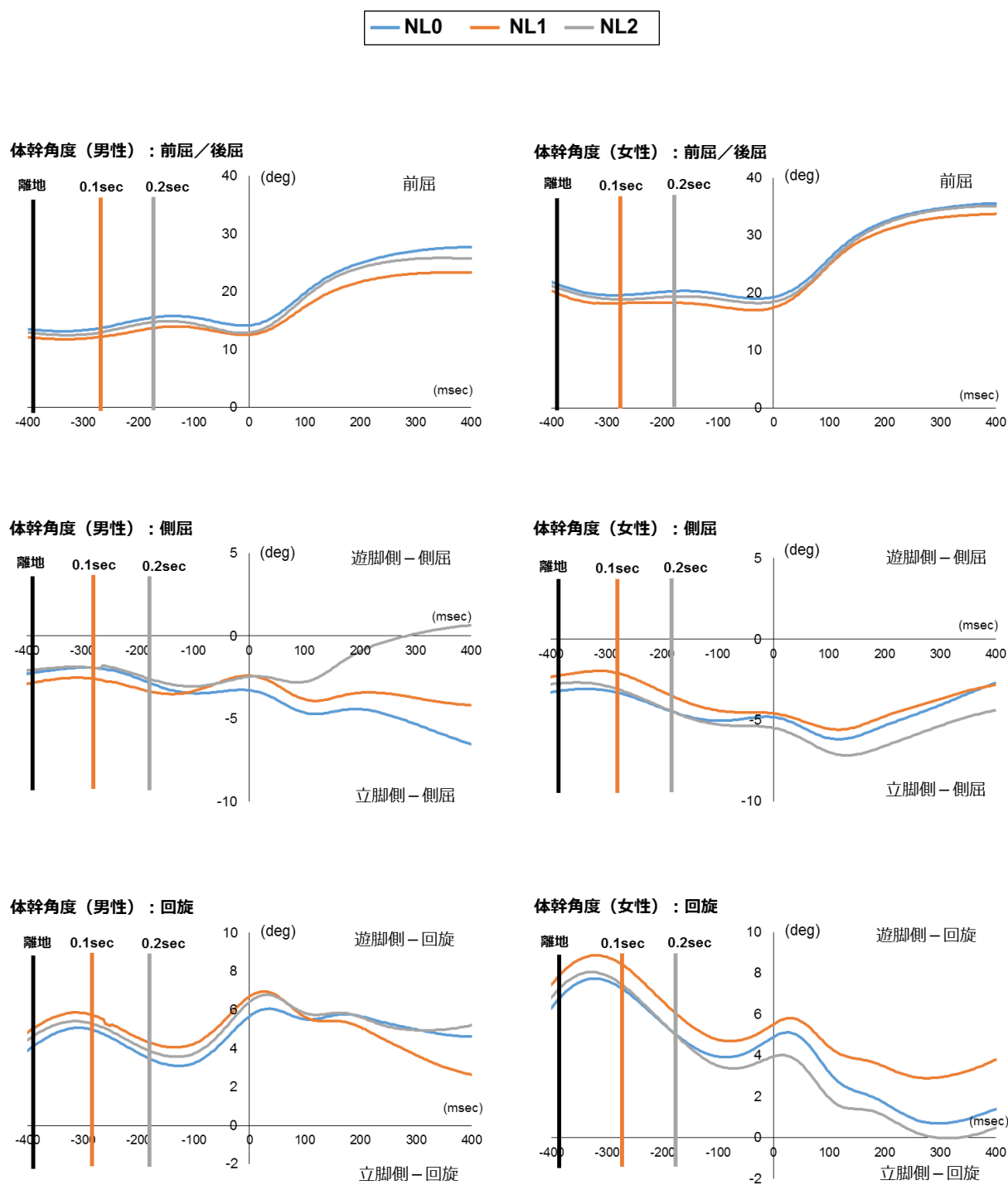


図 23 着地位置が表示されるまでの時間の違いによる体幹角度の比較 (NL)

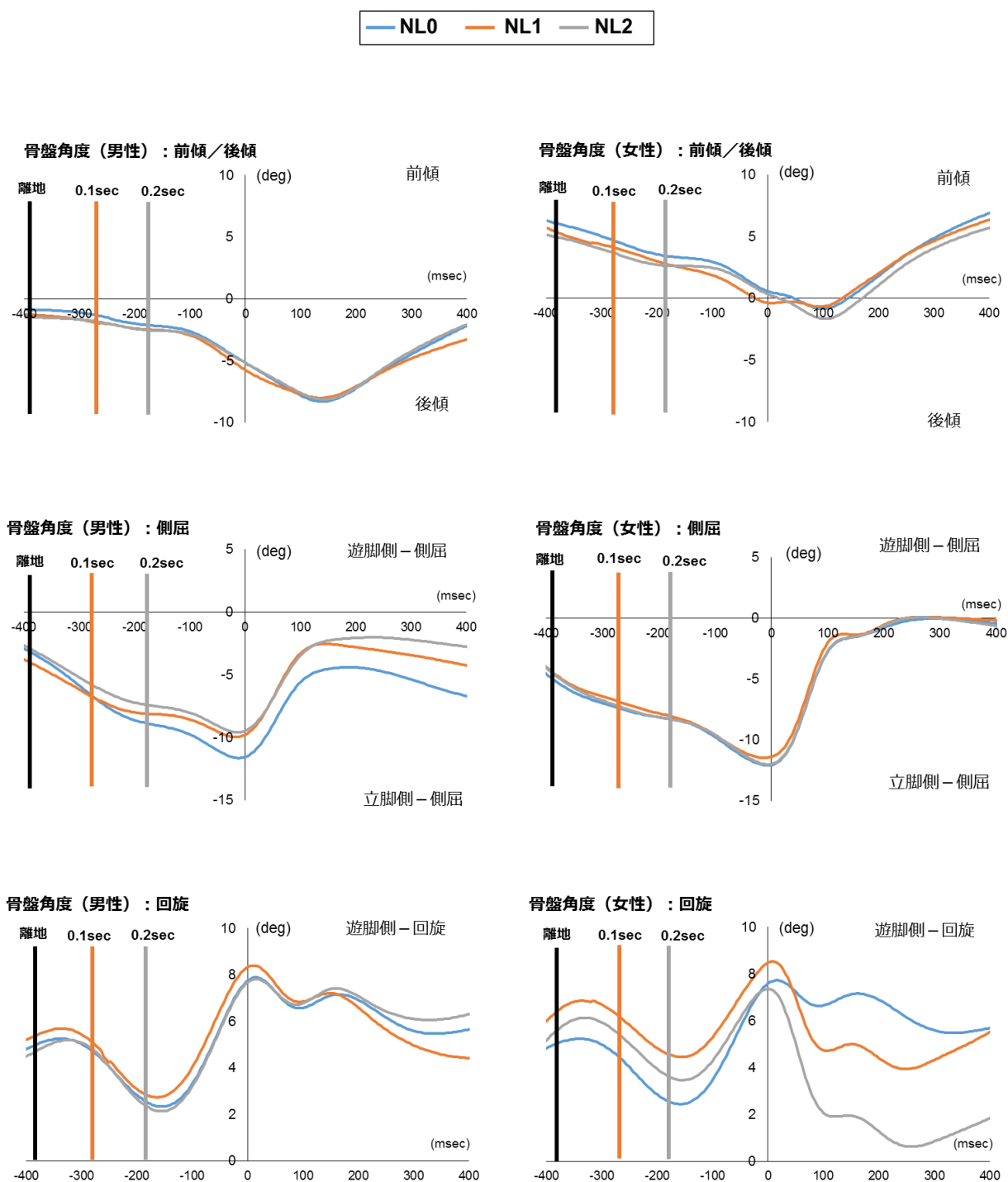


図 24 着地位置が表示されるまでの時間の違いによる骨盤角度の比較 (NL)

### ML0 vs NL0 vs LL0 での比較

図 25～28 に、離地直後に着地位置が表示される試技間での着地位置の違いによる影響を検討するために、股関節、膝関節、体幹、骨盤の IC 前後 400ms での各関節角度の経時変化を示した。グラフ上に離地の地点を示した。

股関節角度は、内転/外転角度では男性は接地後に LL0 の内転角度が大きい。

膝関節角度は、着地位置の違いによる影響はない。

体幹角度は、前屈/後屈角度では男性は前屈角度が  $NL0 \geq ML0 > LL0$  であった。側屈角度では、男性は接地前には立脚側側屈角度は  $LL0 > NL0 > ML0$  であり、接地後に LL0 は遊脚側への側屈が生じ、ML0 では角度変化はほとんどなく、NL0 は立脚側への側屈が生じる。女性は、ML0 は接地後に立脚側への側屈が生じる。ML0 では接地後に立脚側への側屈が生じ接地後 100ms 以降に遊脚側への側屈が生じる。LL0 では接地直線からやや遊脚側への側屈が生じ、接地後 200ms 以降に立脚側への側屈が生じる。回旋角度では、男性では LL0 では接地後に遊脚側への回旋が生じた。女性では、ML0 で最も立脚側への回旋が生じた。

骨盤角度は、側屈角度では男性は LL0 の接地後の遊脚側への側屈が大きく、女性では ML0 の立脚側への側屈が大きい。回旋角度では女性は接地後に ML0 で立脚側への回旋が大きく生じる。

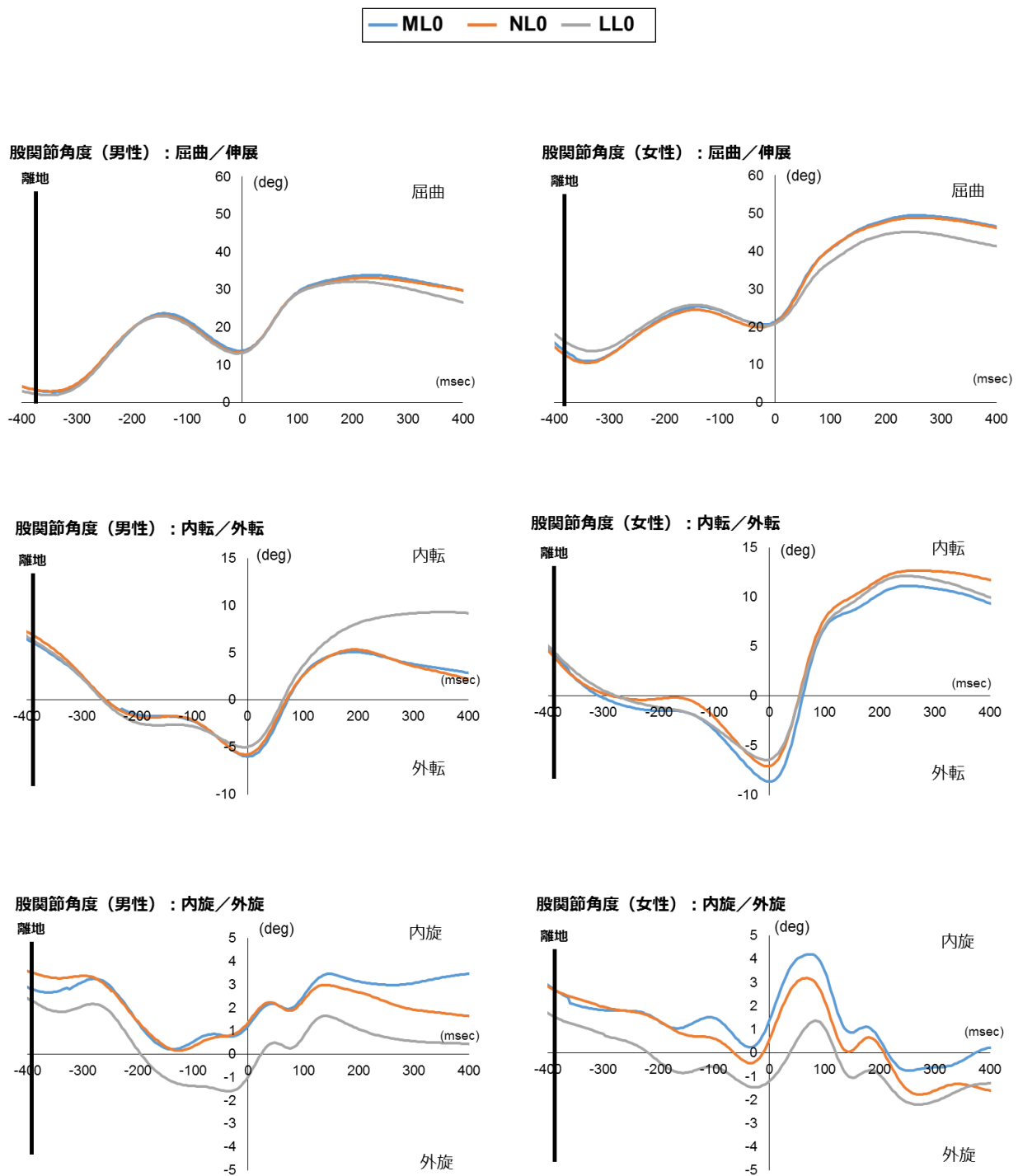


図 25 着地位置の違いによる股関節角度の比較

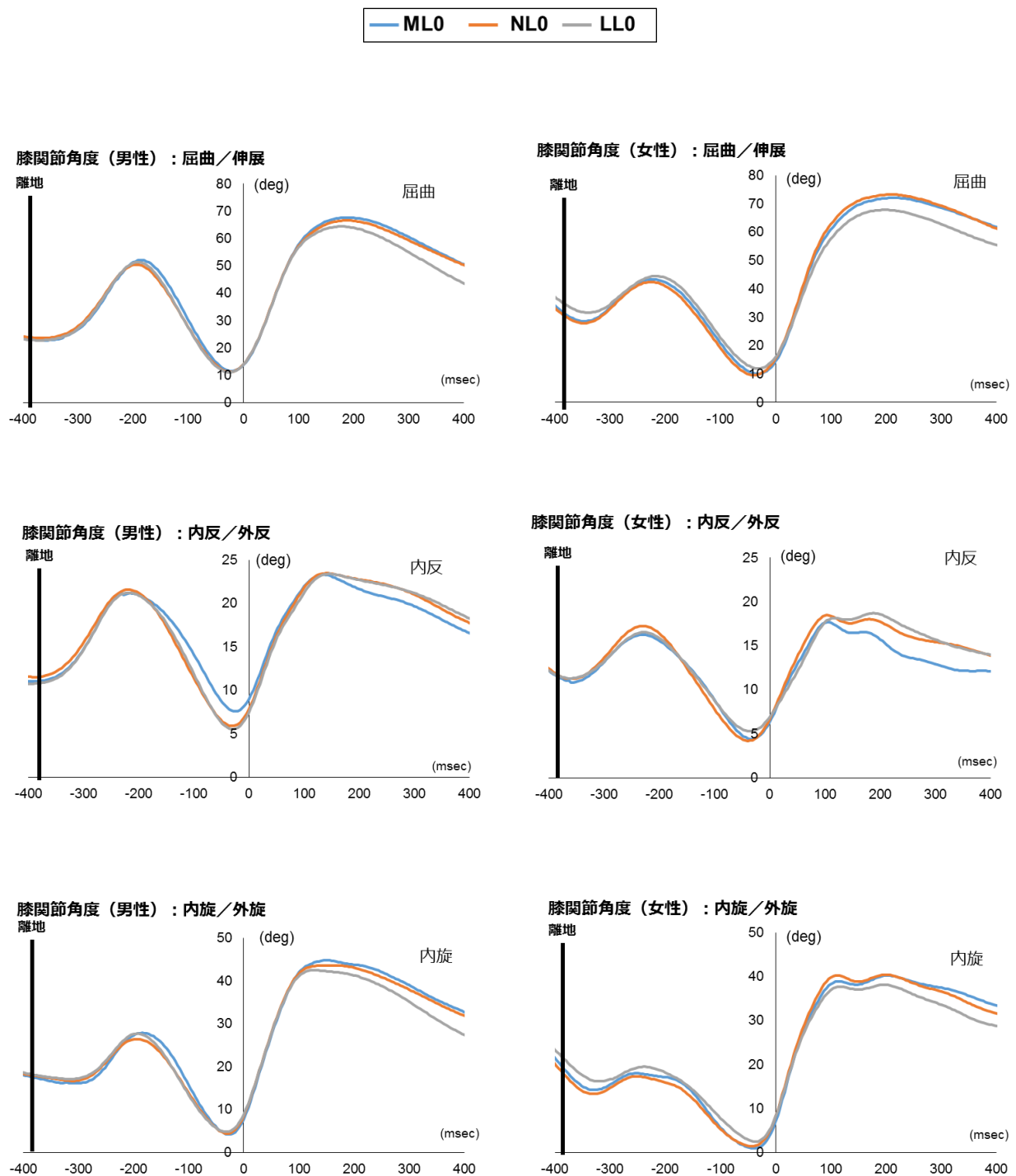


図 26 着地位置の違いによる膝関節角度の比較

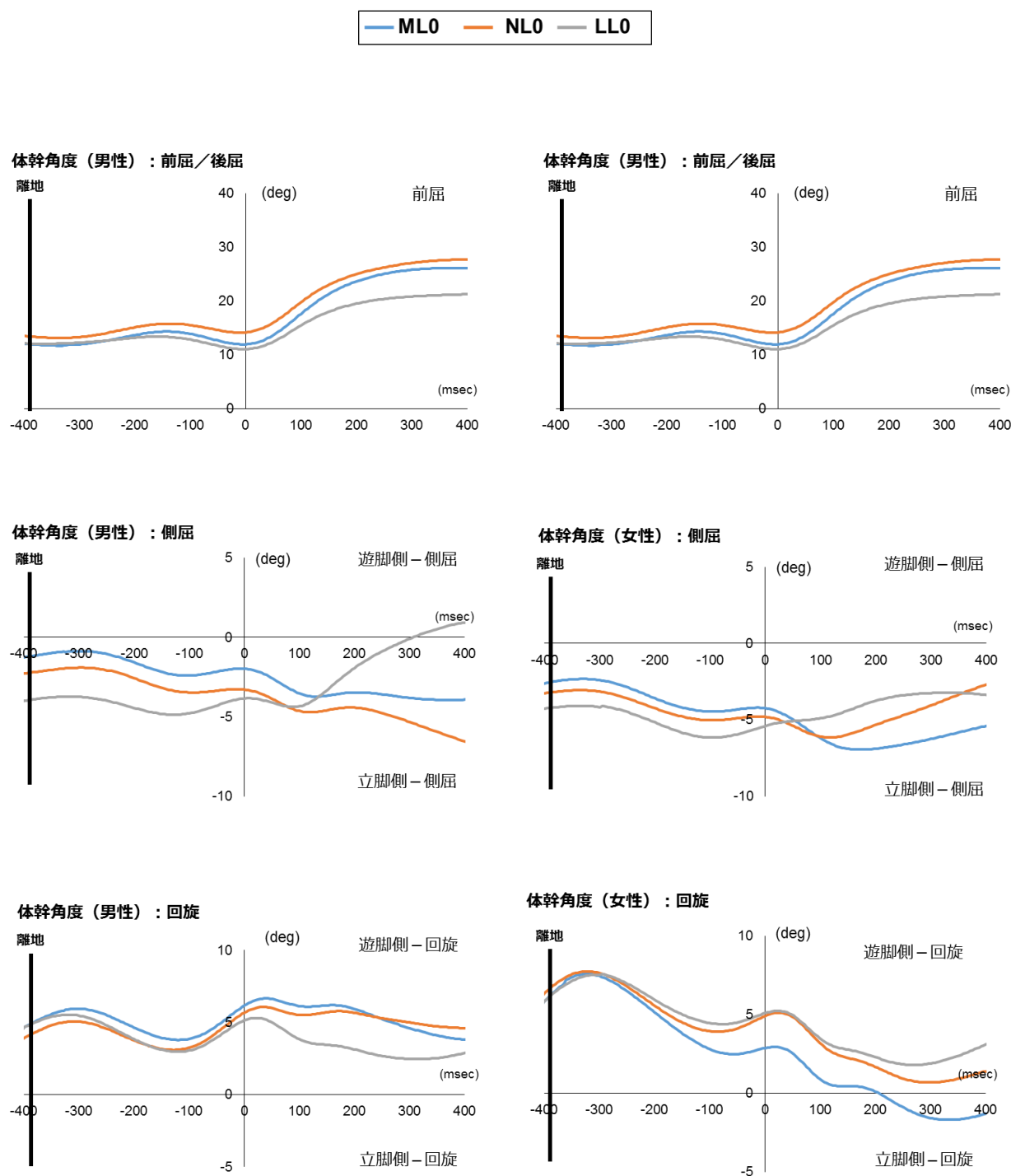


図 27 着地位置の違いによる体幹角度の比較



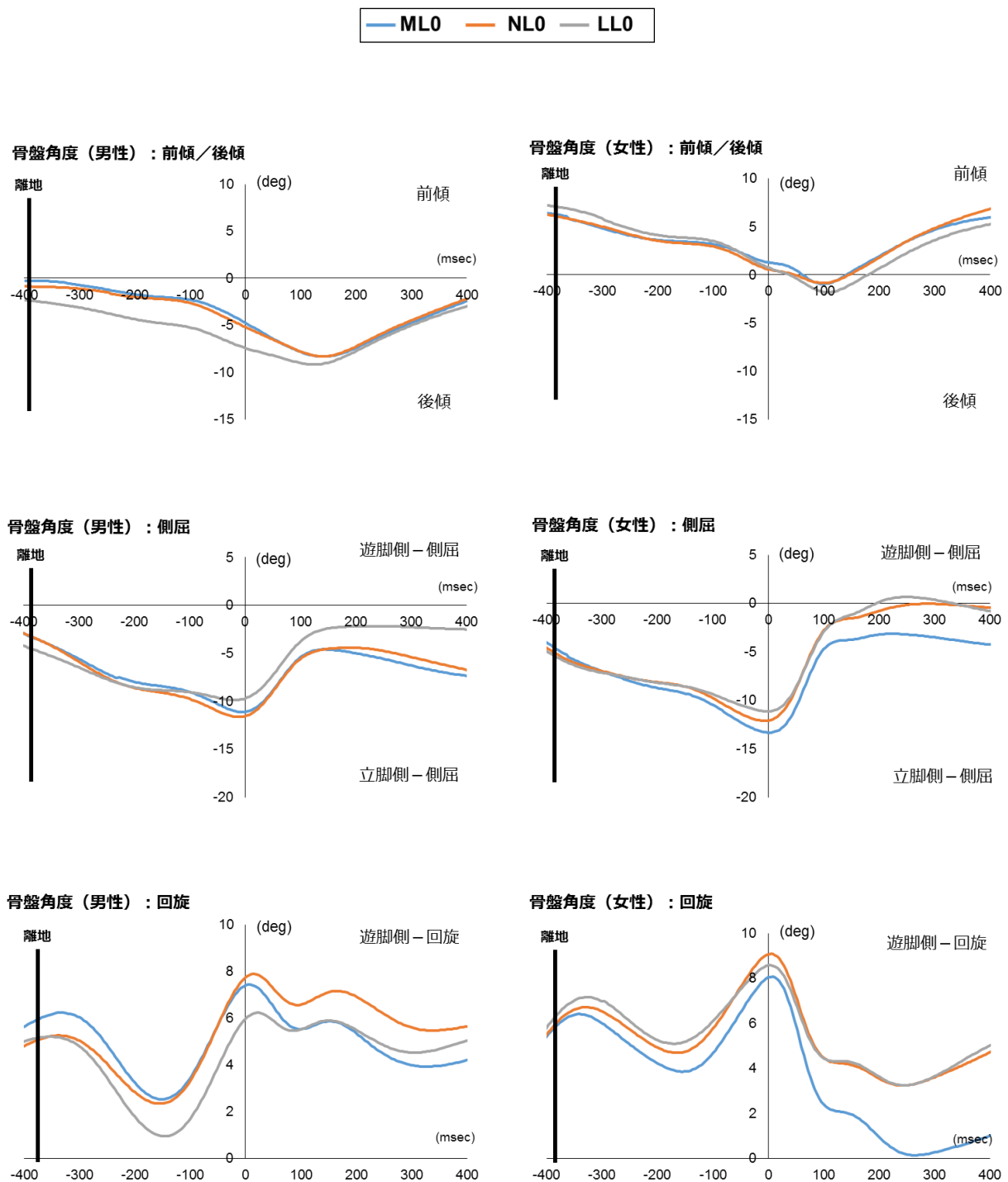


図 28 着地位置の違いによる骨盤角度の比較

### 着地位置変更の実施度

表 9 および図 29 に、離地から接地までの間での踵部の反射マーカの移動量を示した。これは、実際の着地位置を示していると考えられ、変更された着地位置がどの程度正確になされたのかを検証する。

それぞれの着地方向で、着地位置の変化量に有意な違いは認められなかった。

男性は、NL ではほぼ着地位置の変更はなく着地がなされていた。ML ではやや外側に着地しており、ML2 ではほとんど変更がなされていなかった。LL ではすべて外側への着地となっており、外側への移動量は  $LL0 > LL1 > LL2$  の順であった。

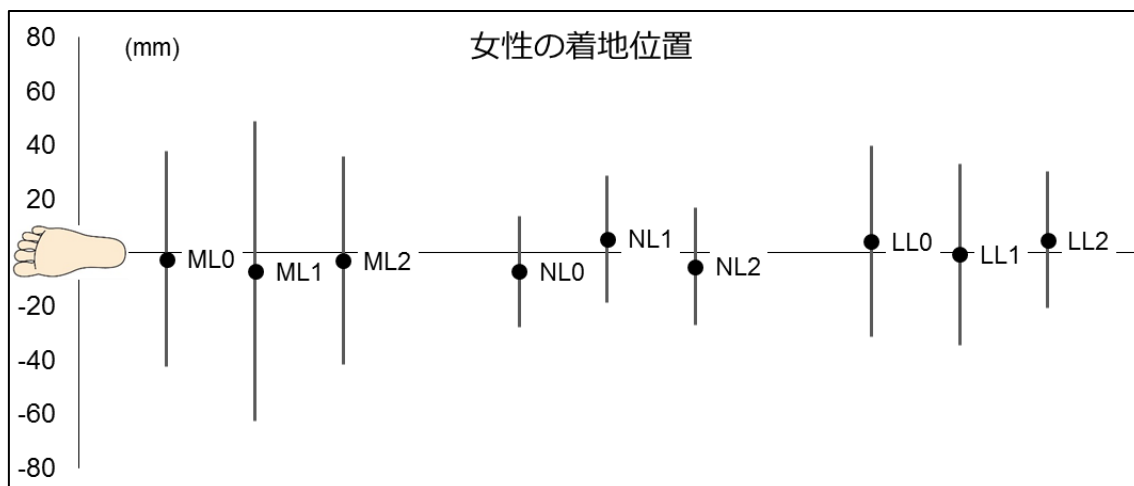
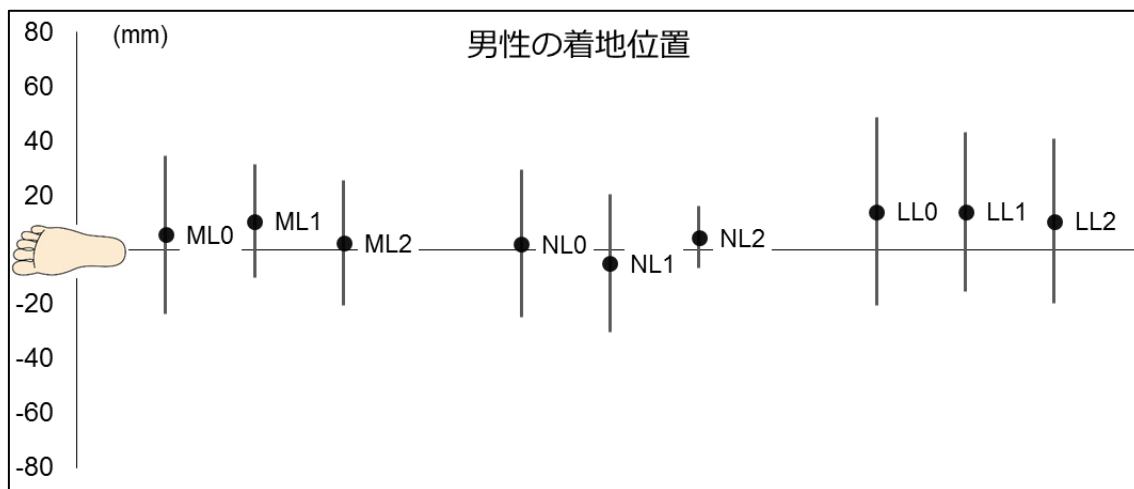
女性は、全ての試技でほぼ位置の変更はなされていなかったが、ML ではやや内側へ、LL ではやや外側への着地となる傾向が見られた。

表 9 試技ごとの着地位置変化量の比較

	男性	女性
ML0	$5.4 \pm 29.0$	$-2.4 \pm 40.0$
ML1	$10.4 \pm 20.6$	$-7.0 \pm 55.7$
ML2	$2.4 \pm 22.8$	$-2.8 \pm 38.7$
NL0	$2.1 \pm 27.1$	$-7.0 \pm 20.7$
NL1	$-4.9 \pm 25.4$	$5.2 \pm 23.6$
NL2	$4.5 \pm 11.3$	$-5.1 \pm 21.9$
LL0	$14.0 \pm 34.4$	$4.2 \pm 35.3$
LL2	$13.9 \pm 29.2$	$-0.6 \pm 33.7$
LL2	$10.4 \pm 20.1$	$4.7 \pm 25.4$

平均値  $\pm$  標準偏差 (mm)

+ : 外側方向への移動



+ = 外側方向への移動

図 29 試技ごとの着地位置変化量の比較

## 2-4. 考察

本研究の目的は、非予測的に着地位置の変更を行った片脚着地動作について、特に体幹・骨盤運動の性差を検討し、女性の動作の特徴を明らかにすることとした。また、着地位置の違いおよび、着地位置が表示されるまでの時間の違いによる関節角度への影響も検討する。

### 2-4-1. 片脚着地動作時の性差の検討

#### 矢状面上での関節角度の性差

本研究では、非予測的な片脚着地動作時に、女性は体幹および骨盤前傾角度、股関節屈曲角度の増大といった矢状面上での関節角度に性差が見られた。さらに、女性は股関節屈曲モーメントおよび膝関節屈曲モーメント、地面反力値の垂直成分の最大値が大きかった。

女性の ACL 損傷の受傷肢位として、体幹前傾の減少が報告されている<sup>38</sup>。片脚着地動作のバイオメカニクスの分析においても、女性は体幹の前傾角度の小さい直立した姿勢であったこと<sup>101</sup>示されているが、この報告は股関節や膝関節の屈曲角度から体幹の肢位を推察したものであり、女性の片脚着地動作時の体幹前傾角度についてのコンセンサスは得られていない。一方、カッティング動作や片脚スクワット動作の分析では、女性は男性より体幹前傾角度が小さかった<sup>117,123</sup>ことで一致した結果が報告されている。また、下肢関節に関しては、ACL 損傷時に膝関節は軽度屈曲位<sup>34-38</sup>で、股関節は損傷群で屈曲角度が大きい<sup>37</sup>という報告があるが、受傷時の股関節・膝関節の屈曲角度の性差については明確ではない。さらに、片脚着地動作のバイオメカニクスの分析では、股関節・膝関節の屈曲角度ともに性差はないとする報告が多い<sup>73-81</sup>。

本研究で、体幹・骨盤の前傾角度および股関節の屈曲角度が女性で男性よりも大きかった要因として、離地～接地までの肢位の影響を考えた。離地の地点で、体幹・骨盤の前傾角度および股関節の屈曲角度は、女性が男性に比べてすでに大きい状態にあり、それは接地まで継続して見られていた。つまり、女性は離地時から体幹や骨盤・股関節を屈曲位に保った状

態でジャンプし、その肢位のまま片脚着地動作を行っていたことが着地後の矢状面上の関節角度の性差にもつながっていると考えられる。

また、Fox ら<sup>171</sup>は、システマティックレビューによって片脚着地動作時の女性における股関節や膝関節の関節角度の“標準値”を検討している。この標準値と、本研究の結果を矢状面上の運動に着目して比較を行う。それぞれ、標準値 vs. 本研究の結果で示す。

股関節屈曲角度は、IC 時 ( $13.33 \pm 10.52^\circ$  vs. 男性:  $13.2 \pm 3.4^\circ$  ・女性:  $21.1 \pm 4.9^\circ$ ) で、最大値 ( $27.89 \pm 8.30^\circ$  vs. 男性:  $33.3 \pm 9.3^\circ$  ・女性:  $48.9 \pm 11.6^\circ$ ) となり、本研究の女性では大きな値を示した。膝関節屈曲角度は、IC 時 ( $16.92 \pm 13.02^\circ$  vs. 男性:  $13.9 \pm 3.7^\circ$  ・女性:  $15.5 \pm 5.8^\circ$ ) で、最大値 ( $60.46 \pm 10.51^\circ$  vs.  $42.7 \pm 18.8^\circ$  ・女性:  $73.2 \pm 11.6^\circ$ ) であり、本研究の女性は最大値の比較で大きな値を示し、男性では小さかった。

Fox らが検討した片脚着地動作は単純な台上からの着地であり、非予測的な着地位置の変更を伴った片脚着地を行った本研究とは異なっている。非予測的な片脚着地動作では通常の片脚着地動作に比べて、股関節や膝関節の屈曲角度は増大するという報告<sup>143</sup>と変化しないという報告<sup>147,154</sup>の両方が見られているが、減少するという報告は見られない。つまり、非予測的な片脚着地動作時の股関節・膝関節の屈曲角度は、通常の着地動作よりも変化がないかもしくは増大する可能性が高く、本研究では非予測的な課題を用いた影響で、股関節と膝関節の屈曲角度は標準値よりも大きくなったと考えられる。また、非予測的課題によって生じる関節角度の変化は男性に比べて女性で顕著であることが示されており、女性の屈曲角度が男性よりも大きかったのも、非予測的な課題による影響があったと考えられる。

### 女性における矢状面上の関節角度変化による影響

着地動作時に体幹を前傾することによって、下肢関節の屈曲角度の増大や大腿四頭筋の筋活動や地面反力値が減少すること<sup>119-121</sup>で衝撃吸収に有利であり、さらにハムストリングの活動を促すこと<sup>118</sup>で脛骨への前方剪断力を軽減するため、ACL 損傷リスクを低減させ

ることが示されている。しかし、本研究では女性の地面反力値の垂直成分は男性よりも有意に大きな値を示しており、体幹前傾角度が大きかった影響が十分に発揮されていない。その要因について考察する。

Blackburn ら<sup>119,120</sup>は、男女のレクリエーションレベルのアスリートを対象に 60 cm 台上からの片脚着地時に、特に指示を与えない「自然な着地」と、着地時に体幹を前傾させるように指示した「前傾位着地」とで下肢の関節角度やモーメント変化を比較している。それぞれの条件下での体幹前傾角度、股関節・膝関節の屈曲角度と、本研究の女性の結果との比較を行う。

体幹前傾角度は、IC 時（自然な着地： $14 \pm 11^\circ$ ・前傾位着地： $24 \pm 13^\circ$  vs.  $19.3 \pm 6.7^\circ$ ）で最大値（自然な着地： $49 \pm 21^\circ$ ・前傾位着地： $96 \pm 20^\circ$  vs.  $35.5 \pm 11.9^\circ$ ）であり、本研究の結果は IC 時には自然な着地よりも大きいものの、最大値では自然な着地よりもむしろ小さな値であった。股関節屈曲角度は、IC 時（自然な着地： $14 \pm 12^\circ$ ・前傾位着地： $20 \pm 12^\circ$  vs.  $21.1 \pm 4.9^\circ$ ）で、最大値（自然な着地： $40 \pm 20^\circ$ ・前傾位着地： $71 \pm 19^\circ$  vs.  $48.9 \pm 11.6^\circ$ ）であり、膝関節屈曲角度では、IC 時（自然な着地： $6 \pm 7^\circ$ ・前傾位着地： $9 \pm 11^\circ$  vs.  $15.5 \pm 5.8^\circ$ ）で、最大値（自然な着地： $69 \pm 16^\circ$ ・前傾位着地： $91 \pm 16^\circ$  vs.  $73.2 \pm 11.6^\circ$ ）であった。股関節、膝関節ともに、本研究の結果は IC 時には前傾位着地よりも大きな値を示していたが、最大値では前傾位着地より小さな値であった。

体幹前傾を指示することで、下肢関節の屈曲角度の増大とともに、大腿四頭筋の筋活動および地面反力値の垂直成分の減少<sup>120</sup>が報告されているが、本研究の体幹前傾角度は、IC 時には大きかったものの最大値は自然な着地とほぼ変わらない値であったことから、衝撃吸収に効果を発揮するのに十分ではなかった可能性がある。さらに、股関節と膝関節の屈曲角度は、IC 時では大きいものの、最大値では前傾位着地より小さな値であった。

これらの要因として、本研究では課題動作として前方に設置したモニター上に動作を指示したため、動作時はモニターを注視し続ける必要があったことが考えられる。本研究にお

ける女性は、離地の地点から体幹を前傾位としているものの、ジャンプ中から接地までモニターを見なければならぬため、その後の前傾角度変化は制限され、下肢の屈曲角度も大きくはならなかったと考えられる。本研究では、接地後の屈曲角度を大きくできなかったことが、衝撃吸収を効果的に行うためには十分に行えなかった要因であると考えられる。着地動作時の地面反力値は、女性が男性よりも大きいこと<sup>100,101</sup>報告されており、今回の結果は矢状面上の関節角度の違いによる影響をあまり受けていないと考えられる。

### 関節角度変化量の性差

本研究では、関節角度変化量は、女性は男性に比べて接地後に股関節の内転角度変化量と骨盤の支持脚側方向への回旋角度変化量が大きいことが示された。また、統計的な有意差はないものの女性は骨盤の遊脚側への傾斜角度の変化量が大きく、前額面や水平面上で特徴的な性差が生じていた。

体幹や骨盤の前額面や水平面上の運動の性差について、カッティング動作では女性は体幹の支持脚側への側屈角度が増大し<sup>117</sup>、片脚スクワット動作では、男女ともに体幹は立脚側へ回旋するものの女性の回旋角度は小さく、骨盤では女性は体幹と同側の立脚側へ回旋するのに対し、男性は遊脚側への回旋<sup>123</sup>が示されている。本研究では、男性は接地後の体幹・骨盤の回旋運動がほとんど見られていないのに対して、女性は体幹・骨盤ともに立脚側への回旋が生じていた。片脚スクワット動作と比べて、女性の体幹・骨盤の回旋方向は一致しているが、男性の回旋方向は異なっているととも回旋角度の大きさも異なった結果が得られた。この体幹や骨盤の回旋運動の違いは、課題動作の違いによるものであると考えられ、動作が異なれば男女の特徴も異なっていることが考えられる。

片脚着地動作時の股関節内転角度の性差については、先行研究では一定の見解は得られていない<sup>74,76,80</sup>。Zeller ら<sup>96</sup>は、片脚スクワット動作時の股関節内転角度と膝関節外反角度は女性で増大し、股関節内転と膝関節外反に関連があることを示している。小笠原ら<sup>97</sup>も、

片脚着地動作時の膝関節外反の抑制のために股関節内転を制動する必要性を示唆している。本研究では、女性は接地後の股関節の内転角度変化量は大きかったものの、膝関節外反角度に性差は見られなかった。その要因として、股関節内転角度には差がなかったことが挙げられる。股関節内転角度の時系列変化を見ると、女性は IC 時には男性よりも外転位で、その後内転位へと変化していた。この変化量が女性では大きく、純粋な角度の比較では差が見られていないために、膝関節の前額面上への影響は表れなかったと考えられる。

次に、着地後の股関節内転角度の増大と骨盤の支持脚側方向への回旋の持つ意味について考察する。これらの運動は、女性が着地時の衝撃吸収を補うために行っている運動であり、さらに股関節周囲筋の活動によって骨盤を水平に保つことができなかったために生じたものであると考える。女性は、地面反力値の垂直成分は男性よりも大きな値を示しており、矢状面上の運動で十分に行えなかった衝撃吸収を前額面と水平面上の運動を組み合わせる補おうとする働きが生じていると考える。Powers<sup>118</sup>は、荷重位での動作時に股関節外転筋の弱化によって、対側の骨盤を落下させる「トレンデレンブルグ徴候」と、対側の骨盤を挙上させ体幹を立脚側へ傾倒するという代償動作が生じることを示している。どちらも、身体質量中心を支持脚側へ偏位させ地面反力ベクトルを股関節中心に近づけ股関節外転筋の活動を減弱させることが目的であるとしている。さらに、等尺性股関節外転・外旋筋力の弱化<sup>172</sup>や片脚着地動作時の大殿筋の筋活動の減少<sup>173</sup>によって過度な股関節内転や内旋、骨盤・体幹の回旋や傾斜が生じるという報告がみられる。本研究の女性は、接地後に体幹と骨盤は立脚側へ傾倒し、さらに骨盤の立脚側への回旋を組み合わせることで股関節外転・外旋筋の弱化を代償し、着地後の姿勢を安定させようとしていたと考えられる。このように、女性は着地時に体幹・骨盤の立脚側への側屈、骨盤の立脚側への回旋と股関節内転を組み合わせ、身体を「ねじる」ようにして着地直後に生じる衝撃を制御しようとする戦略をとっていたと考えられる。

以上のように、男性と女性では、体幹や骨盤の水平面上および股関節の前額面上の運動が



異なっていることが分かった。しかし、本研究では膝関節の角度やモーメントには性差がみられず膝関節への影響は明らかにならなかった。その要因として、本研究では、成功試技のみを分析対象としたことを挙げる。実際の ACL 損傷場面をみると、受傷は動作時のバランスの乱れが生じていることが報告されている。つまり、受傷時には何らかの影響で通常の動作が行えなくなってしまう状況で発生していると考えられる。動作に乱れを生じさせる目的で、非予測的な課題を用いて分析を行ったが、着地動作は成功してしまっているため、膝関節へ不良な動作を招くことなく骨盤や股関節の運動によって代償できたと考えられる。

#### 2-4-2. 着地位置の違いおよび表示されるまでの時間の違いによる影響

着地位置の変化による踵部のマーカーの移動量には統計的に有意な差は認められなかった。しかし、男性では、ML ではやや外側へと着地しており課題を達成できていなかったが、NL や LL では着地位置はおおむね指示通り行えていた。さらに LL では、外側への移動量は  $LL0 > LL1 > LL2$  の順であったことから、着地位置が表示されるまでの時間が接地につかなくなるほど課題を達成することが難しくなるという関係がいかげえる。女性では、全ての試技で着地位置の移動量は 20mm 以内と大きくないものの、ML ではやや内側へ、LL ではやや外側へと偏位しており、その移動量は大きくはないものの課題に合わせた反応が出現しているといえる。男女で着地位置の移動量が異なっていたことは性別による課題への反応の違いを表している可能性がある。非予測的課題時の関節角度の変化には男女差があり、女性が男性に比べてより ACL 損傷リスクの高い動作を呈しやすいことが示されている。課題に対する反応の違いが関節角度の変化の要因になっている可能性がある。

本研究で着地位置の変更が十分になされなかった要因として、変更後の着地位置を厳密には規定しなかったことと、本研究の課題の難易度による影響が考えられる。本研究の課題動作の難易度は高く、着地位置を変更したうえで着地後に片脚立位を保って安定した着地を達成することは難しく、十分な着地位置の変更はなされなかったと考える。Stephenson

ら<sup>174</sup>は、台からの非予測的な着地後のカッティング動作の分析を行い、離地後に動作を指示するまでの時間を、離地直後・着地の 300ms 前、着地の 150ms 前、着地の瞬間の 4 種類を設定し、下肢関節角度およびモーメントの比較を行った。その結果、着地の 150ms 前および着地の瞬間に指示が表示された場合には、関節角度やモーメントには変化が見られなかったことから、動作指示に反応するための十分な時間が確保されていないと指示後に反応できず動作に適した運動を行えていないことを考察している。刺激に反応して動作を開始するまでの閾値は 300ms 前後である<sup>175</sup>との報告があり、それより短い反応時間では対応できない可能性がある。本研究の離地から着地までの時間は 330~400msec であり、反応する時間としては十分ではないものの対応できない時間ではない。その点では、離地後に反応するまでの時間というよりも、着地位置を変更しなおかつ着地後に静止するという課題の難易度が高すぎたのかもしれない。今後は、課題動作の難易度を調整すること、失敗試技も分析対象に含むことが必要であると考えられる。

## 2-5. まとめ

非予測的な着地位置の変更を伴った片脚着地動作の解析を行い、特に体幹・骨盤運動についてその性差の比較を行い、女性の動作の特徴を検討した。その結果、女性は体幹・骨盤の前傾角度および股関節屈曲角度の増大と、着地後のごく短い期間での骨盤が立脚側へ回旋運動、股関節の内転運動が観察された。また、地面反力値の垂直成分の最大値は女性が男性よりも大きな値を示した。

女性は離地時から体幹や骨盤・股関節を屈曲位に保った状態でジャンプし、その肢位のまま片脚着地動作を行っていたことが着地後の矢状面上の関節角度の性差にもつながっていると考えられる。また、股関節屈曲角度は、システマティックレビューによる“標準値”と比較して大きく、非予測的課題を用いたことによる影響が表れていると考えられる。矢状面上での屈曲角度の増大は、着地時の衝撃吸収に有利であると報告されているが、本研究における女性の体幹前傾角度は先行研究と比較して大きくはなかったことから、衝撃吸収に効果的ではなかったといえる。そこで、着地後の骨盤や股関節の運動はこの不十分であった衝撃吸収を補おうとする作用によって生じたのではないかと考えられる。このような股関節の内転や骨盤の回旋運動は女性の特徴的な動作と考えられ、動作を分析する上で着目する点であると考えられる。ACL 損傷の予防のためには膝関節、股関節の運動を制御することが必要であることが多く報告されているが、さらにその上位にある体幹・骨盤の水平面の運動についても着目して動作を考察していく必要がある。

また、着地位置の違いは有意な関節角度の変化を生じなかった。着地位置の変更の実施度も有意なものではなかった。本研究では、着地位置変更の正確性については検討しておらず、実際に着地位置の変更も達成されていなかったため、関節角度への変化をもたらさなかった可能性がある。

### 3. 研究課題 2 ACL 損傷における inciting event での女性の動作の特徴について ～認知機能の違いが与える影響の検討～

#### 3-1. 緒言

近年、認知機能の低いことが ACL 損傷のリスクに関連することが指摘されている<sup>140</sup>。Swanik ら<sup>139</sup>は、主に脳震盪後の認知機能テストとして用いられてきた“ImPACT”を用いて、非接触型 ACL 損傷群 80 名とコントロール群 80 名での認知機能スコアの比較を行っている。非接触型 ACL 損傷群は、反応時間、処理速度、視覚／口頭記憶のスコアが低値を示し、認知機能の低いことが ACL 損傷発生のリスクファクターとなる可能性を示している。しかし、認知機能の低いことが、ACL 損傷の発生リスクを高めるメカニズムは明らかではない。

スポーツ活動中のアスリートは、常に変化し続ける周囲の状況を正確に判断しプレーを選択し続ける必要がある。このように、スポーツ活動中の運動課題は複雑であり、プレー中のアスリートには高強度の認知的負荷が課されているといえる<sup>143,176</sup>。プレーに対して事前に準備することは出来ず、意思決定の過程にはわずか数ミリ秒の時間しか与えられない。そのような過程を再現することを目的に、動作開始後に運動方法を提示するような非予測的な課題設定による動作分析が行われている。

非予測的な課題時に、膝関節外反角度およびモーメントの増大が観察され、ACL への負荷が増大しやすい下肢のバイオメカニクス変化が報告されている<sup>146,177</sup>。この結果は、Swanik らの報告<sup>139</sup>による反応時間や処理速度の低いアスリートがなぜ非接触型 ACL 損傷を発生するリスクが高かったのかを説明できると考えられる。すなわち、短い時間での状況判断や動作選択が困難となるために、目的となるプレーを安全に遂行することが困難になることで、着地や方向転換といった ACL 損傷の inciting event となる動作が不良となると考えられる。

実際に、Herman ら<sup>141</sup>は、CRI という認知機能テストを用いてレクリエーションレベルの

男女アスリートを対象に、非予測的な片脚着地動作時の下肢キネマティクスとキネティクスへの影響を検討している。CRI スコアが低値群は、地面反力値の垂直成分のピーク値、脛骨前方剪断力のピーク値、膝関節外転モーメント・外転角度が増大し、体幹屈曲角度が減少していたことを報告している<sup>141</sup>。認知機能の低いことが、片脚着地時の下肢の運動を変化させることを示している。しかし、Herman ら<sup>141</sup>の報告における対象者は男女が混合したレクリエーションレベルのアスリートである。ACL 損傷の発生率は女性が高く、また Grooms ら<sup>167</sup>は、スポーツに関わる認知機能にも性差があり、女性の ACL 損傷発生率の高さにつながっている可能性を示している。女性のみを対象とした分析を行う必要があるとともに、異なる動作、認知機能テストを用いた分析を行う必要がある。さらに、認知機能の違いは、筋活動のような神経筋コントロールに与える影響も大きいと考えられるが、その点を検証した先行研究は見当たらない。

## 目的

本研究の目的は、片脚着地およびカッティングといった ACL 損傷の inciting event のバイオメカニクスの分析を行い、認知機能の違いが、非予測的な課題での体幹・骨盤および下肢関節角度、関節モーメント、筋活動に与える影響を検討することである。

認知機能テストには、紙と鉛筆を用いる paper-and-pencil テストである、Symbol digit modalities test (SDMT) を用いた。SDMT スコアによって群分けを行い、上位群を Higher-performance 群 (HP 群)、下位群を Lower-performance 群 (LP 群) として比較を行う。研究課題 2-1 として片脚着地動作を、研究課題 2-2 としてサイドステップカッティング動作を分析対象とした。

### 3-2. 方法

#### 3-2-1. 対象

対象者は、大学体育会運動部に所属する女性アスリート 15 名（年齢：20.1±1.3 歳，身長：166.6±7.3 cm，体重：60.6±6.9kg）とし，ジャンプ動作やカッティング動作を含む運動部（サッカー部 2 名，バスケットボール部 13 名）に所属していた（表 14）．対象者は，それぞれ同一のクラブに所属しており，競技レベルは全国大会上位レベルであった．対象者の除外基準は，過去 6 か月以内に運動に支障をきたす下肢の外傷・障害や脳震盪の既往があること，腰部・下肢に手術歴のあること，現在下肢に傷害があり，または神経系の障害のあるものとした．

また，解剖学的な因子による影響を除去するために，ACL 損傷の解剖学的なリスクファクターであると報告されている<sup>178</sup>，Q-angle，thigh-foot angle，navicular drop テスト，関節弛緩性の測定を行い，極端なアライメント異常を呈するものはないか確認した（表 10）．

なお本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得て行われており，すべての対象者に研究内容に関する説明を実施し，研究への参加に同意を得た（課題番号：体 28-37 号）．

表 10 対象者の内訳

対象者	n = 15 名
年齢（歳）	20.1 ± 1.3
身長（cm）	166.6 ± 7.3
体重（kg）	60.7 ± 6.9
Q-angle (°)	10.1 ± 1.5
Thigh-foot angle (°)	5.7 ± 8.8
Navicular drop テスト（cm）	4.0 ± 0.6
関節弛緩性	2.3 ± 1.1

### 3-2-2. 認知機能テスト

認知機能テストには、テストに紙と鉛筆を用いる **paper-and-pencil** テストである **Symbol Digit Modalities Test (SDMT)** <sup>141</sup> を用いた (図 30)。**SDMT** は、9 つの記号に対応する数字を制限時間 90 秒の間にできるだけ多く記入するテストで <sup>179,180</sup> あり、今回は、**SDMT** スコアとして正答数/110 の値を達成率 (%) として算出した。**SDMT** で評価される認知的な領域としては、精神運動速度・視覚的短期記憶・注意・集中であり、特に注意の連続的な変換能力である分配性注意である <sup>181</sup> と報告されている。**SDMT** のスコアは、年齢や教育歴に影響を受けることが報告されている。

**SDMT** の信頼性は 0.82-0.84 で <sup>181</sup>、主に脳振盪前後の機能評価や、多発性硬化症などの認知機能テストとして使用されており <sup>182,183</sup>、その有用性はその他の **paper-and-pencil** テストやコンピューターテストとの関係が検討されている <sup>180</sup>。本研究における **SDMT** の測定は、課題動作の測定と同日・同時間帯に行った。

**SDMT** スコアのカットオフ値などの基準値の設定は高齢者での報告はあるものの若年者では設定されていないため <sup>180</sup>、本研究では、**SDMT** スコアの中央値を用いて 2 群に群分けを行い、上位群を **Higher-performance** 群 (**HP** 群, 7 名)、下位群を **Lower-performance** 群 (**LP** 群, 8 名) とした。

(	÷	┐	┌	┐	>	+	)	÷
1	2	3	4	5	6	7	8	9

(	┐	÷	(	┐	>	÷	┌	(	>	÷	(	>	(	÷

┌	>	(	÷	┐	>	┐	┌	(	÷	>	÷	┌	┐	)

┌	┐	+	)	(	┐	+	┌	)	┐	÷	÷	┐	┌	+

÷	┌	┐	(	>	┌	(	┐	>	+	÷	)	┐	>	┌

÷	┐	)	┐	>	+	┌	┐	÷	┐	+	÷	÷	)	(

>	÷	+	÷	┐	>	┌	÷	(	+	÷	┐	>	)	┌

÷	)	+	÷	┐	+	)	┐	(	÷	÷	(	┌	┐	>

┐	÷	(	>	┌	÷	(	>	÷	+	┐	┐	┌	)	÷

图 30 Symbol Digit Modalities Test (SDMT)



### 3-2-3. 課題動作

課題動作は、以下の3種類とした：片脚着地動作（LAND）、45°方向のカッティング動作（CUT）、前方ステップ動作（STEP）で、すべて利き脚を用いて行った。利き脚は、ボールを蹴る脚と定義した。裸足で伸縮性のあるシャツとショーツを着用して実験を行った。

対象者は、フォースプレートに接した位置においた30cmの台上に利き脚で片脚立位をとったのち飛び上がることなく、フォースプレートの中央に向かって飛び降りることとした。台上にはフットスイッチを設置し、フットスイッチを踏んだ状態で片脚立位をとった。フットスイッチはPCに接続され、動作を開始し踵が離れることでPCに入力がなされ、前方に設置したモニター（MITSUBISHI社製、23インチ）上に動作方法のうち1種類をランダムに表示した。対象者は自分のタイミングで動作を開始し、モニター上に表示される指示に合わせて動作を行うこととした<sup>154,159</sup>。モニターは、被験者の前方4mの位置に高さ30cmの台上に設置した。動作の表示方法は、(1)CUTは、黄色い横方向の矢印を表示し、(2)LANDでは、青い丸を表示し、(3)STEPでは、赤い上方向の矢印を表示して示した（図31）。

研究課題2-1ではLANDを、研究課題2-2ではCUTの分析を行った。

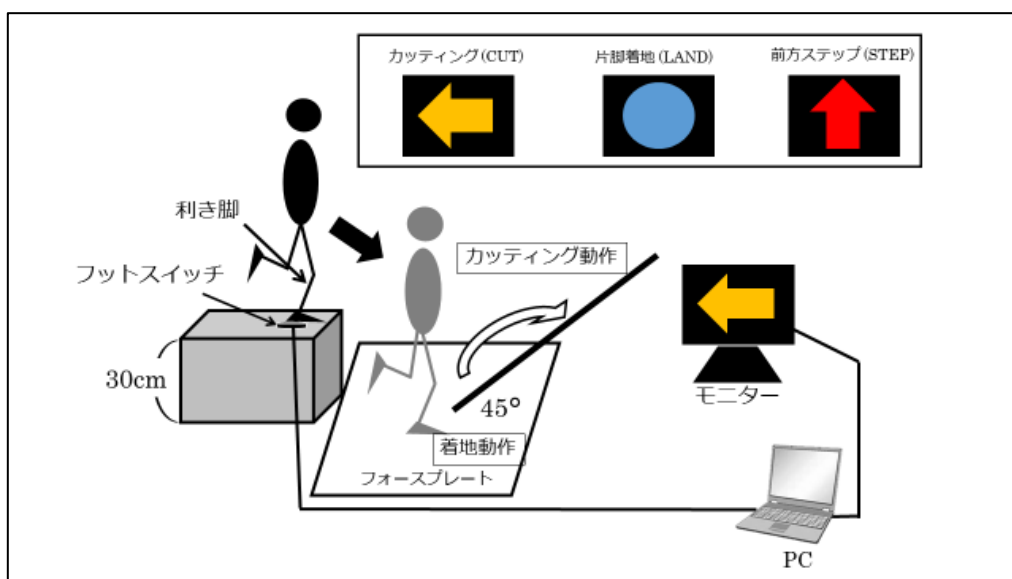


図 31 実験方法

#### 3-2-4. データ収集

赤外線カメラ 10 台からなる三次元動作解析システム、VICON MX (VICON MX+) を用いて、サンプリング周波数 250Hz で記録した。対象者には、Plug-In-Gait モデル (Helen Hays Markersets) にのっとり<sup>169,170</sup>、身体 35 点に反射マーカを貼付した (図 32)。研究課題 1 と同様に VICON Nexus1.6.1 を用いて下肢および体幹・骨盤の関節角度を算出した。関節角度は、両脚静止立位時の関節角度で補正し分析を行った。

地面反力値は、2 枚のフォースプレート (Kistler 社製) を用いてサンプリング周波数 1000Hz で、三次元動作解析システムと同期して記録した。関節モーメントは、利き脚側を逆動力学にのっとり VICON Nexus 1.6.1 を用いて算出した。算出された地面反力値および関節モーメントは対象者の体重で標準化を行った。

表面筋電図は、7 チャンネルの EMG システム (Telemetry DTS, Noraxon 社製) を用いて、サンプリング周波数 1500Hz で記録し、関節角度およびモーメントのデータとの同期を行った。銀/塩化銀素材の直径 34mm のディスポーザブル電極 (M-00S Bluesensor, Ambu 社製) を筋腹中央よりも起始または停止部にずらして皮膚処理剤およびアルコール面にて皮膚処理を施した体表に貼付した。筋活動の導出には電極間距離を 2cm に統一して貼付した。被験筋は、中殿筋 (GM)、長内転筋 (Add)、大腿直筋 (RF)、内側広筋 (VM)、外側広筋 (VL)、半腱様筋 (SM)、大腿二頭筋 (BF) とした (図 33)。

対象者は、十分なウォーミングアップののち練習試技として非予測的動作を快適に行えるまで行った。それぞれの動作を成功試技が 3 回ずつ記録できるまで行い、合計 9 回の成功試技が記録できた時点で実験終了とした。

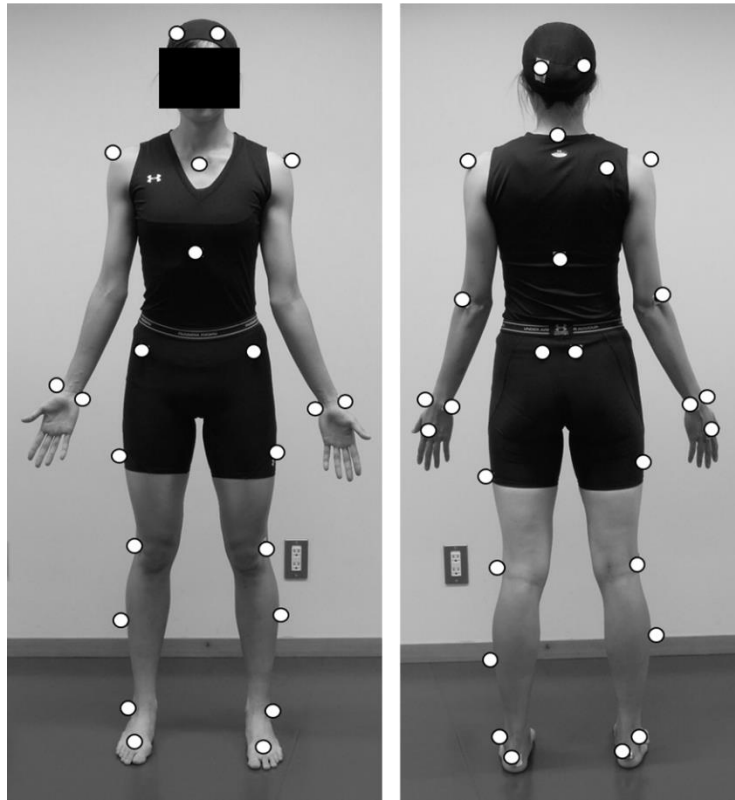


図 32 マーカー貼付位置

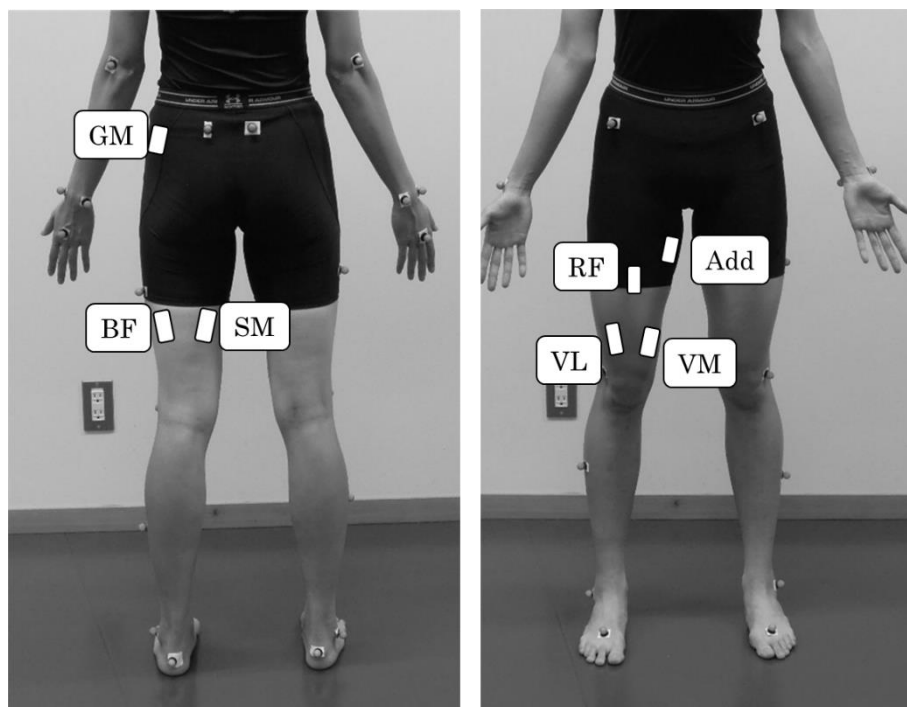


図 33 筋電図貼付位置

### 3-2-5. データ解析

先行研究の結果<sup>36,39</sup>から、ACL 損傷は地面接地 (Initial Contact: IC) 後 40~50ms 前後に発生すると推定されており、その期間が分析対象となるように区間を設定した。IC は、地面反力値の垂直成分が 10N を超えた地点と定義した<sup>145</sup>。

課題 2-1 では、IC から 100ms 後までを分析区間とした。関節角度は、IC から 100ms 後の区間での IC 時および最大値を算出した。また、IC から 40ms 後までの区間 (IC~40ms)、および IC から 100ms 後までの区間 (IC~100ms) での各関節角度変化量を算出した。関節モーメントおよび地面反力値は IC から 100ms 後の区間での最大値を算出した。

課題 2-2 では、IC から離地までの区間を立脚期とし 101 点に標準化し、前半 30% を Weight acceptance 相 (WA 相) として分析区間とした<sup>145</sup>。ACL 損傷は、この WA 相で発生しやすいと推定されている<sup>145</sup>。関節角度は、WA 相での IC 時および最大値を算出した。また、WA 相の区間内での各関節角度変化量を算出した。関節モーメントおよび地面反力値は WA 相内での最大値を算出した。

得られた筋電図データは、A/D 変換して PC に取り込んだのち解析ソフト (マイオマッスル, Noraxon 社製) を用いて、4 次のバンドパスフィルター (20-500Hz) を用いて処理をし、実効値 (Root Mean Square : RMS) を区間 50ms で平均振幅を算出した。データ収集に先立って、被験者間の筋活動量を標準化するために、全ての被験筋の最大随意収縮 (Maximum Voluntary Contraction: MVC) を測定した。MVC は MMT の肢位にのっとり、5 秒間記録し、安定した 3 秒間の RMS を算出し、平均振幅を求めた。その後、MVC を 100% とした相対値を用いて、各筋の %MVC を算出した。

また、%MVC の値から複合的な筋活動として、膝伸展筋 (VM+VL) の筋活動を QUAD とし、膝屈曲筋 (SM+BF) の筋活動を HAM とした。また、共同筋収縮比 (Co-contraction Ratio: CCR)<sup>144,184</sup> として HAM に対する QUAD の相対的な筋活動比 (HAM/QUAD 比) として算出した。CCR が高値であるということは、HAM の筋活動が QUAD の筋活動に対

して相対的に高値であることを示し、CCR が低値であるということは、HAM の筋活動が QUAD の筋活動に対して相対的に低値であることを示す。

筋電図データは、課題 2-1・2-2 とともに IC 前 50ms～IC まで (pre-IC) と、IC～IC 後 50ms まで (post-IC) のそれぞれを分析区間とした<sup>185</sup>。その理由として、(1) IC 前の 50ms を分析区間と設定したのは、着地に際しての予測的な筋活動の分析のためであり<sup>186</sup>、(2) IC 後の最初の 50ms を分析区間とした設定したのは、ACL 損傷は IC 直後の 50ms 以内の期間での発生が多いことが報告<sup>34,36,39</sup>されており、その区間での筋活動の分析を行うためである。

### 3-2-5. 統計処理

SDMT スコアの平均値の群間比較に対応のない t-検定を行った。さらに、年齢、身長、体重 Q-angle, thigh-foot angle, navicular drop テスト、関節弛緩性の平均値の群間比較に対応のない t-検定を行った。

### 研究課題 2-1 ; 片脚着地動作の分析

実験結果は、平均値±標準偏差 (SD) として表記した。

認知機能の違いが動作に与える影響の検討のために、0-100ms の区間での各関節角度の経時変化の群間比較のために反復測定分散分析 (群×時間) を行った。その後、有意な交互作用が認められた項目については、Bonferroni 法を用いて群ごとの差の検定を行った。

IC~40ms・IC~100ms での各関節角度の変化量の平均値の群間比較に対応のない t-検定を行った。地面反力値および関節モーメントは、IC から 100ms の区間での最大値を算出し、平均値の群間比較に対応のない t-検定を行った。筋活動は、pre-IC・post-IC の平均値の群間比較に対応のない t-検定を行った。

## 研究課題 2-2 ; カutting動作の分析

実験結果は、平均値±標準偏差 (SD) として表記した.

WA 相内での群ごとの各関節角度の経時変化の群間比較のために反復測定分散分析 (群×時間) を行った. その後, 有意な交互作用が認められた項目については, Bonferroni 法を用いて, 群ごとの差の検定を行った.

WA 相内での各関節角度の変化量の平均値の群間比較に対応のない t-検定を行った. 地面反力値および関節モーメントは, WA 相内での最大値を算出し, 平均値の群間比較に対応のない t-検定を行った. 筋活動は, pre-IC・post-IC の平均値の群間比較に対応のない t-検定を行った.

全ての統計処理は SPSS を用いて行い, 有意水準は 5%未満とした.

### 3-3. 結果

#### 3-3-1. SDMT スコアの違い

表 11 および図 34 に、対象者の群分けの結果および SDMT スコアの群間比較を示す。

SDMT スコアの全体の平均値は  $65.0 \pm 6.8\%$  であった。

SDMT スコアの中央値から、HP 群と LP 群の 2 群に群分けを行い、HP 群が LP 群に対して有意に大きな値を示した (HP 群 :  $70.8 \pm 5.0\%$ , LP 群 :  $60.0 \pm 3.1\%$  ;  $p < 0.001$ )。年齢、体重、身長および解剖学的因子において群間に有意な違いは認められなかった。

表 11 対象者の群分け

	HP群 (n=7)	LP群 (n=8)	
SDMT 達成率 (%)	$70.8 \pm 5.0$	$60.0 \pm 3.1$	* : $p < 0.001$
年齢 (歳)	$20.0 \pm 1.4$	$20.3 \pm 1.3$	
身長 (cm)	$166.8 \pm 8.4$	$166.4 \pm 6.7$	
体重 (kg)	$60.8 \pm 8.2$	$60.5 \pm 6.0$	
Q-angle (°)	$10.0 \pm 2.0$	$10.1 \pm 1.1$	
Thigh-foot angle (°)	$7.7 \pm 9.1$	$4.0 \pm 8.7$	
Navicular drop テスト (cm)	$4.1 \pm 0.7$	$3.8 \pm 0.4$	
関節弛緩性	$2.2 \pm 1.4$	$2.4 \pm 0.8$	

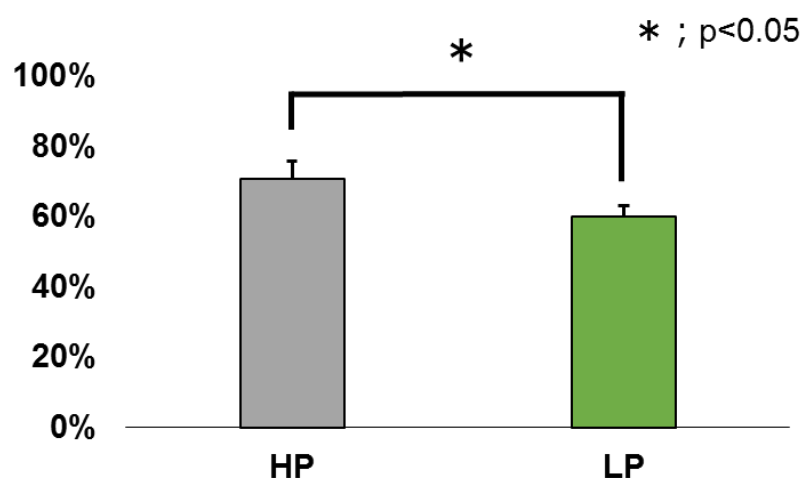


図 34 SDMT スコアの比較

### 3-3-2. 研究課題 2-1；片脚着地動作の分析

図 35~38 に、関節角度の経時変化の群間比較を示す。また、図 39~42 および表 12 に、関節角度の変化量の群間比較を示す。

股関節では、矢状面、前額面、水平面のすべてにおいて、関節角度の経時変化に群間での有意な変化は認められなかった。屈曲角度は接地後 100ms までは差がないものの、その後は LP 群の屈曲角度が大きかった。変化量についても、同様に群間での有意な差は認められなかった。

膝関節では、関節角度の経時変化に群間での有意な変化は認められなかった。屈曲角度は接地後 200ms 以降で LP 群が大きかった。外反角度は全体的に HP 群が大きかった。関節角度の変化量についても同様に群間での有意な差は認められなかった。

体幹では、側屈角度は、接地後 100ms 以降に HP 群は遊脚側への側屈が見られた。回旋角度の時間変化に有意な交互作用を認め、群ごとの関節角度に異なる時間変化パターンを示した。全体的に HP 群の立脚側への回旋角度が大きい。さらに、関節角度の変化量について、LP 群は体幹の立脚側への回旋角度変化量が 0~40ms ( $p=0.020$ ) の区間で有意に大きな値を示した。

骨盤では、関節角度の経時変化に群間での有意な変化は認められなかった。側屈角度は接地後 300ms で LP 群は立脚側への側屈が見られた。回旋角度は、LP 群が遊脚側への回旋角度が大きい。関節角度の変化量についても同様に群間での有意な差は認められなかった。

表 13 に股関節・膝関節モーメントおよび地面反力値の垂直成分の群間比較を示す。地面反力値および関節モーメントの最大値の比較では、群間で有意な差は認められなかった。

図 43 および表 14 に筋活動量の群間比較を示す。筋活動では、それぞれの筋活動に群間での有意な差は認められなかった。合成筋活動である HAM・QUAD および HAM と QUAD の筋活動比である CCR においても群間での有意な差は認められなかった。接地前の CCR は LP 群が大きかった。



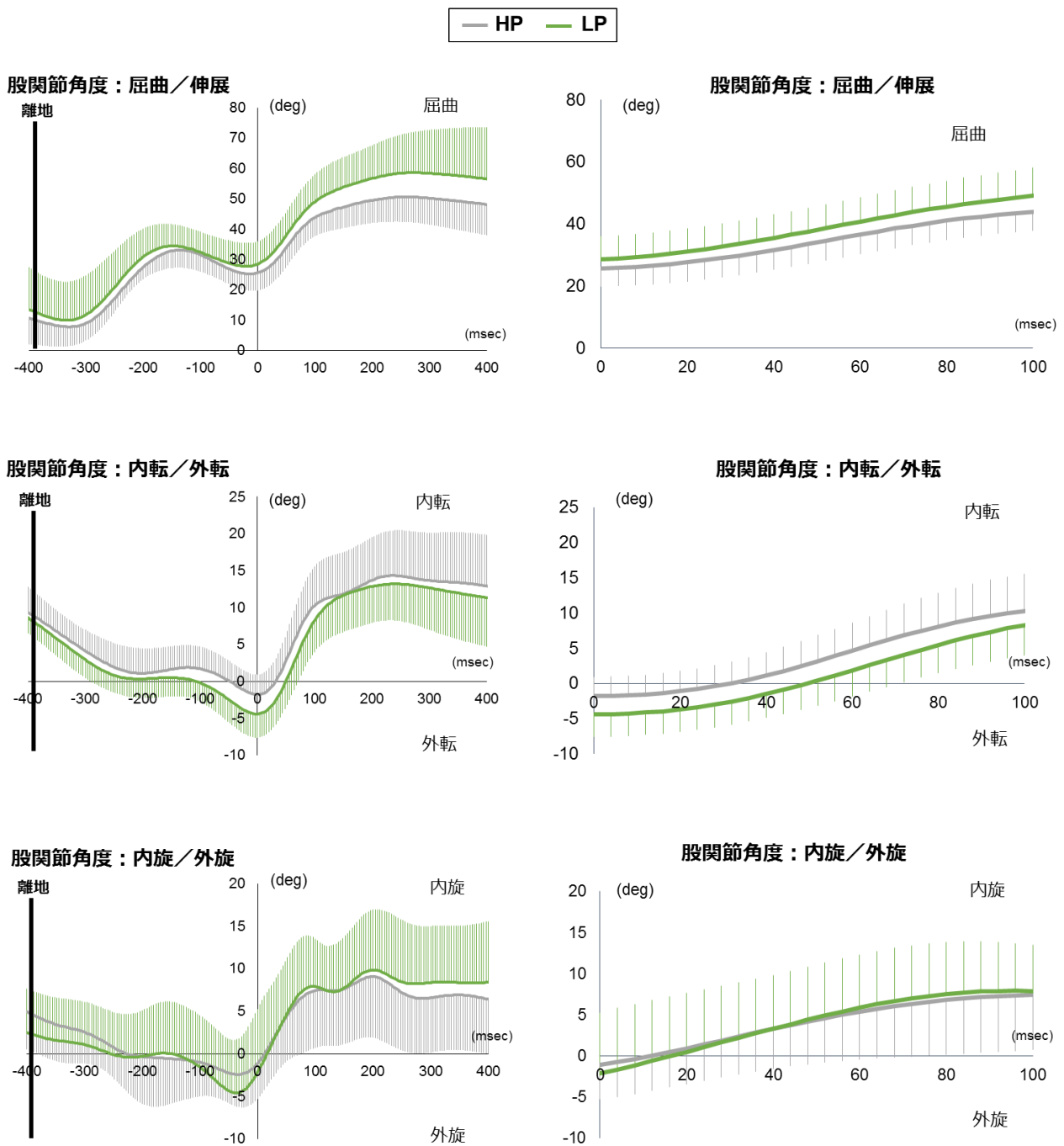


図 35 股関節角度の群間比較

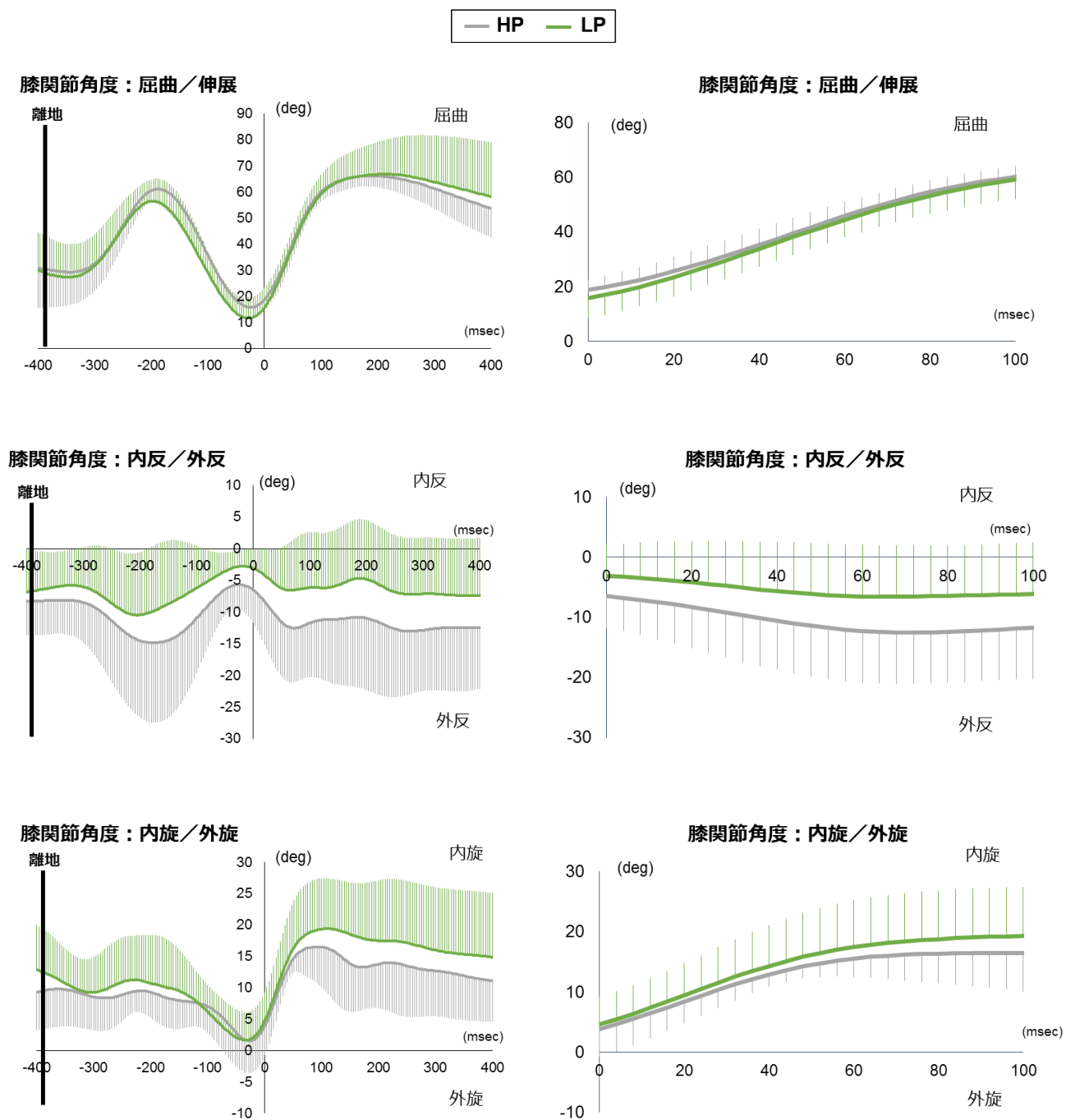


図 36 膝関節角度の群間比較

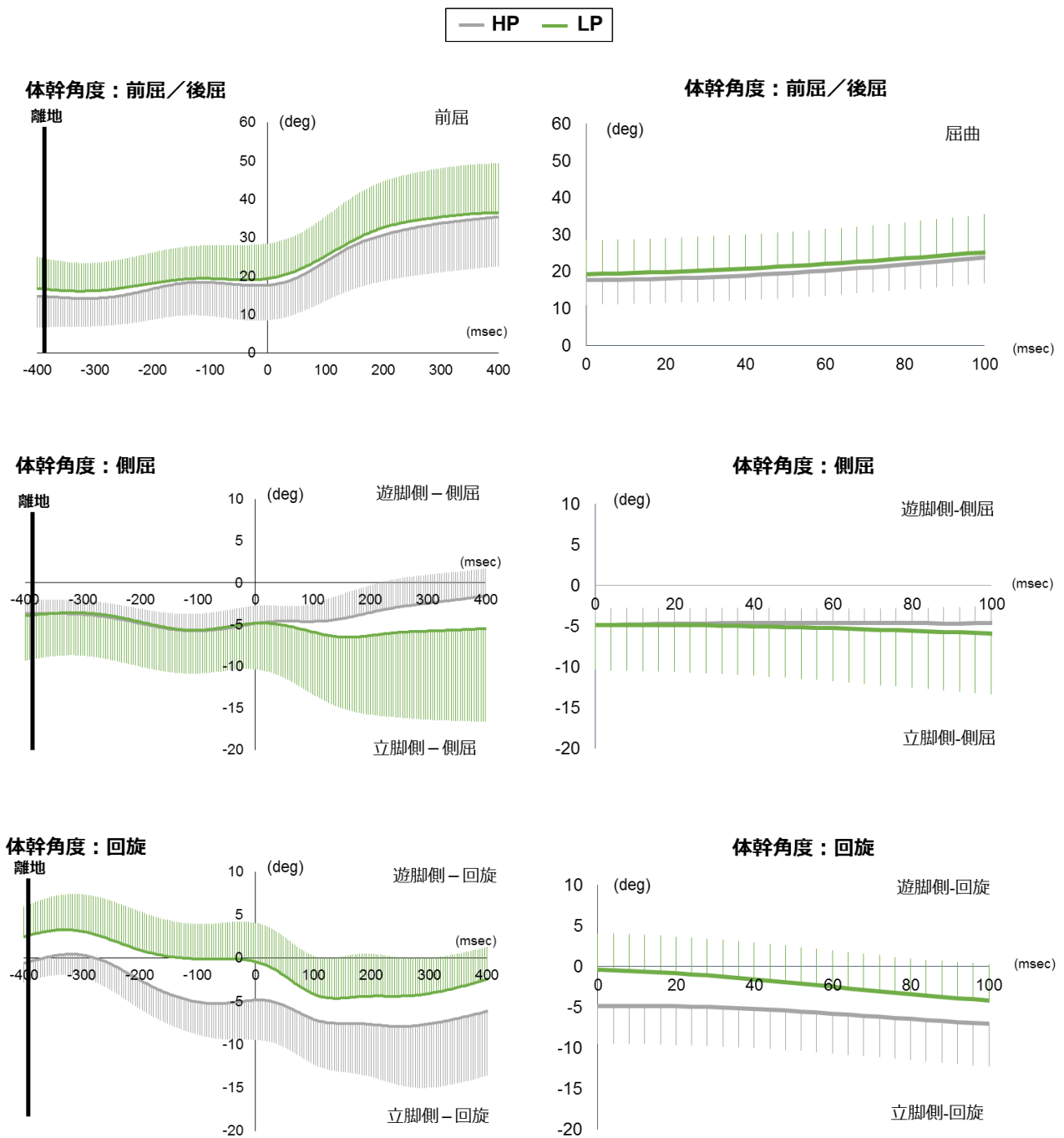


図 37 体幹角度の群間比較

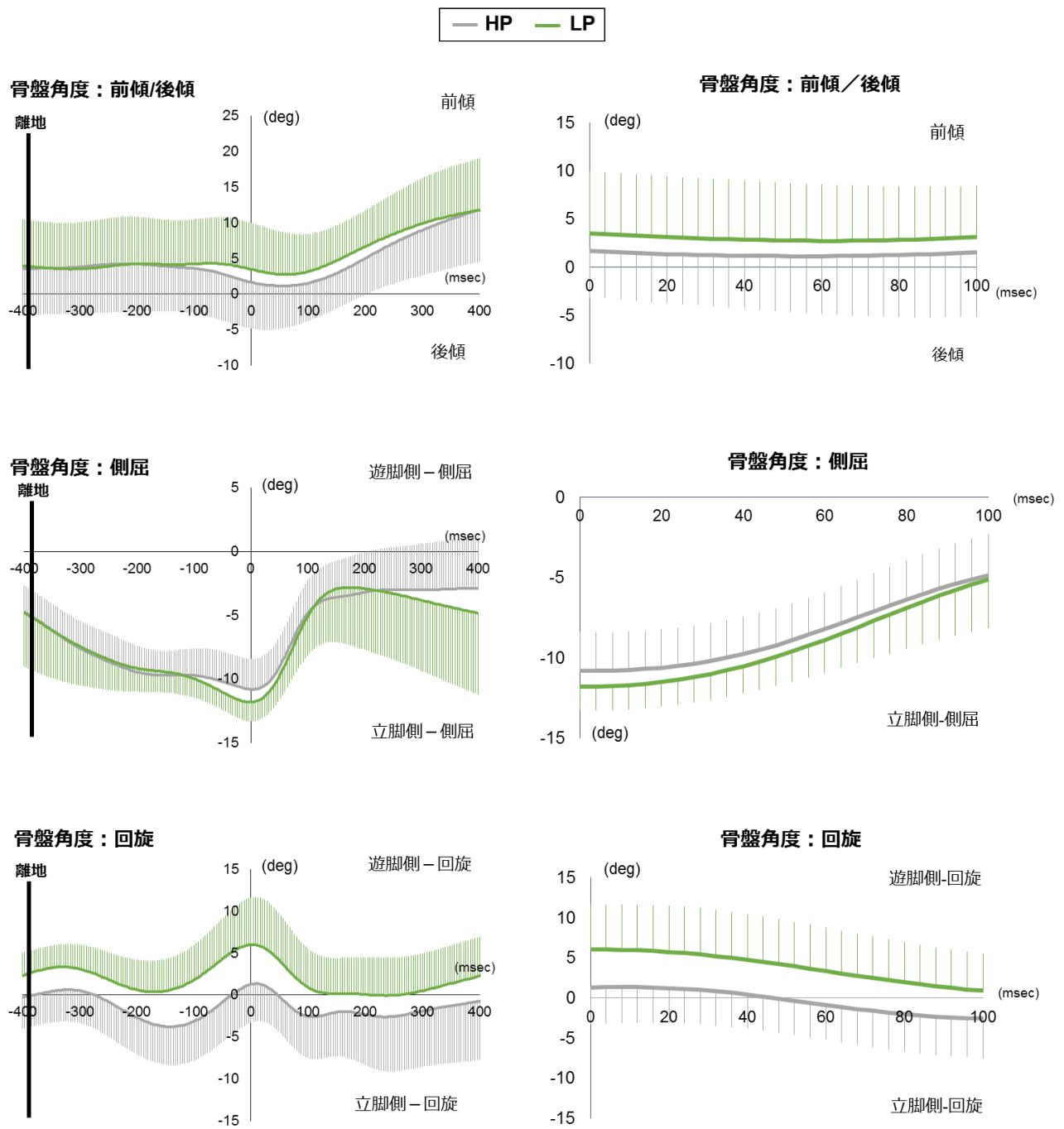


図 38 骨盤角度の群間比較

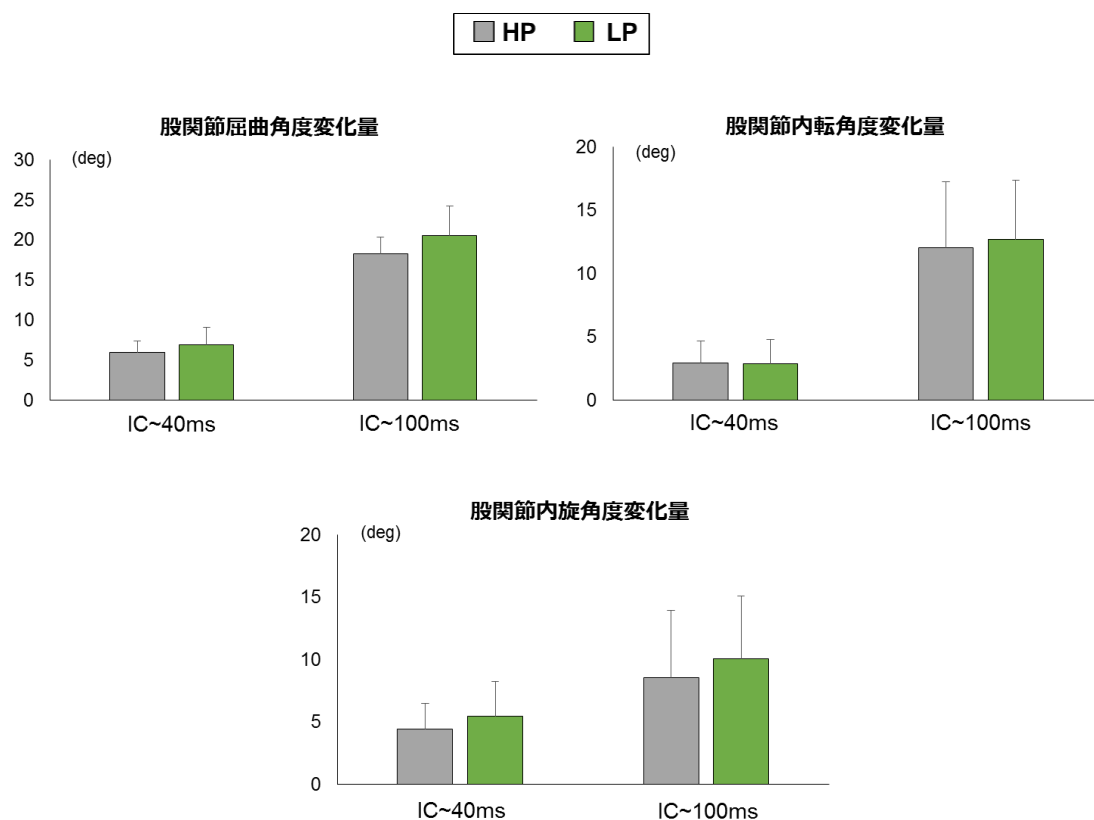


図 39 股関節角度変化量の群間比較

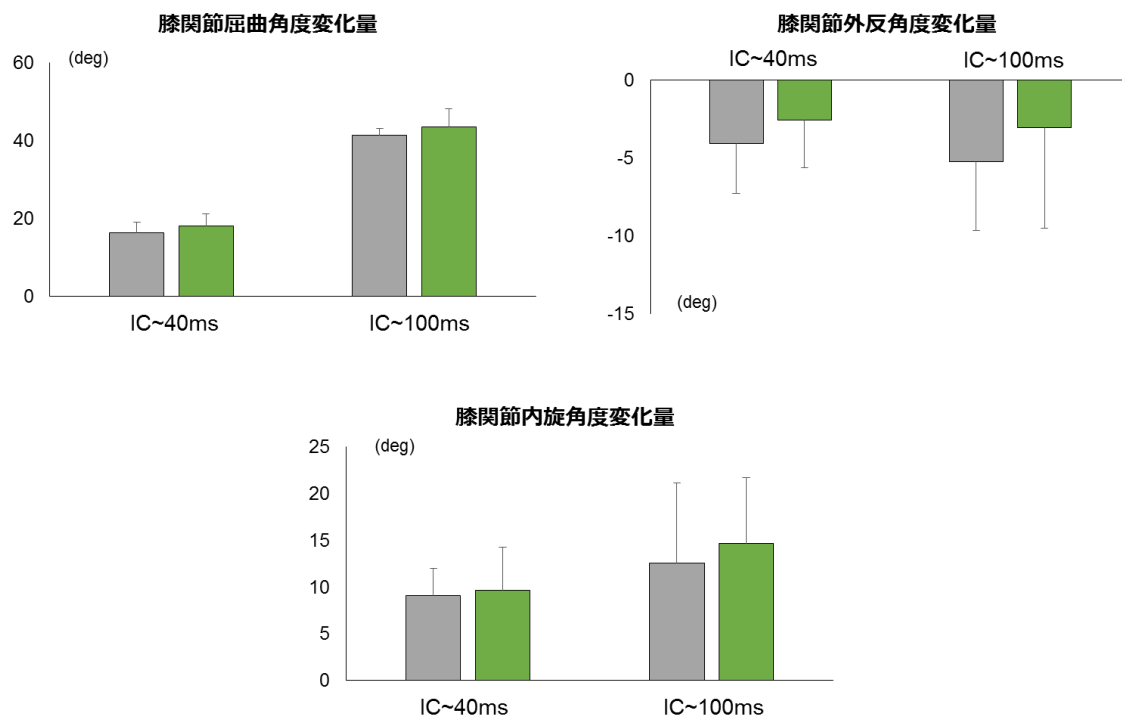


図 40 膝関節角度変化量の群間比較

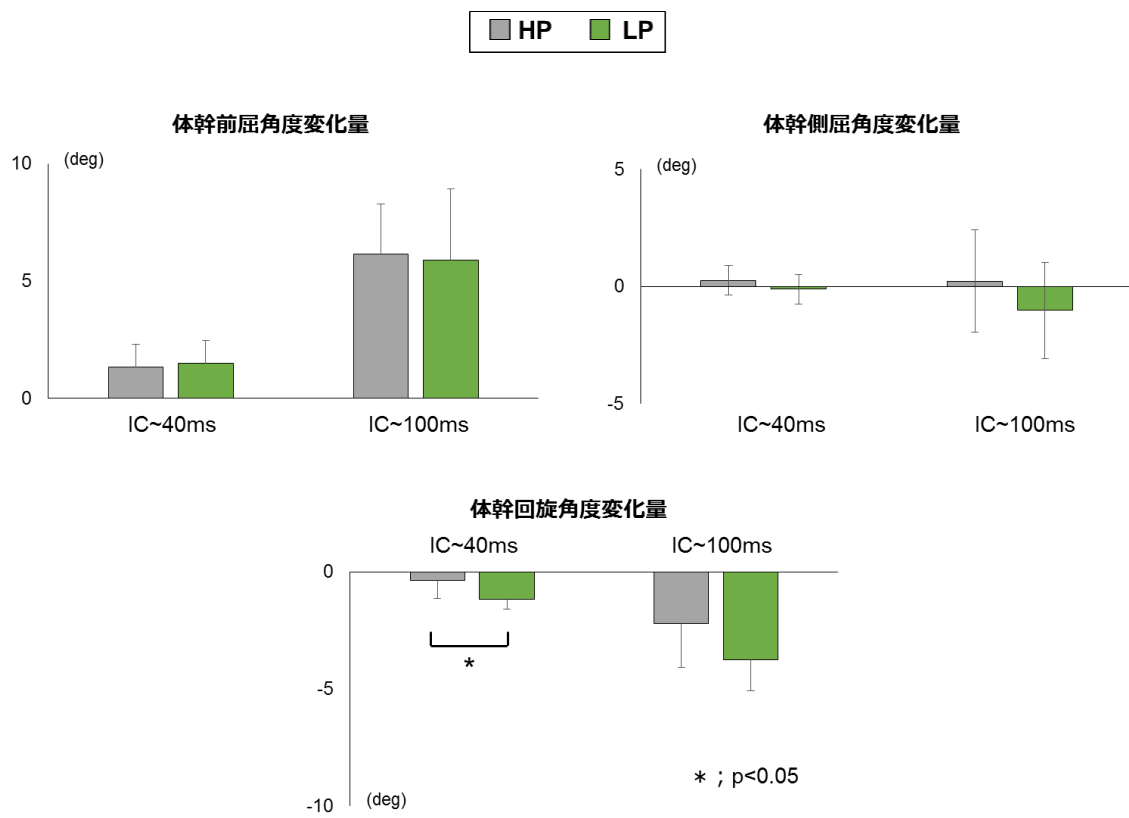


図 41 体幹角度変化量の群間比較

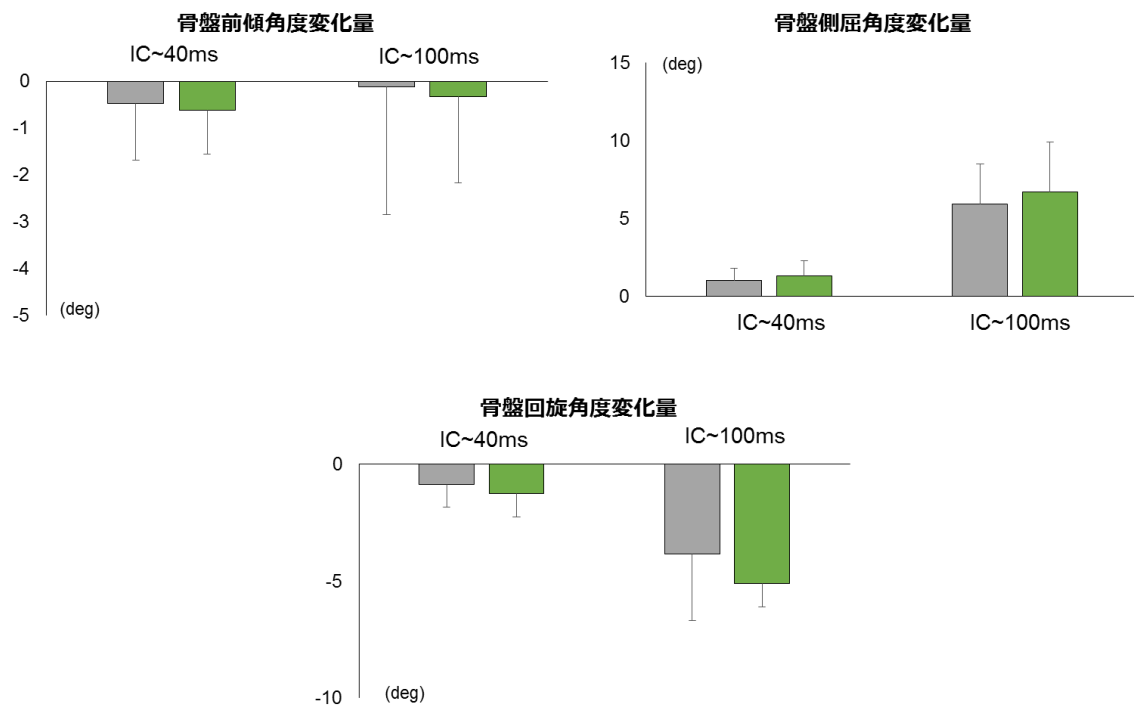


図 42 骨盤角度変化量の群間比較

表 12 各関節角度変化量の群間比較

			HP	LP
股関節	屈曲	IC~40ms	6.0 ± 1.5	7.0 ± 2.1
		IC~100ms	18.3 ± 2.0	20.6 ± 3.6
	内転	IC~40ms	2.9 ± 1.7	2.9 ± 1.9
		IC~100ms	12.1 ± 5.2	12.7 ± 4.7
	内旋	IC~40ms	4.4 ± 2.1	5.5 ± 2.8
		IC~100ms	8.6 ± 5.4	10.0 ± 5.0
膝関節	屈曲	IC~40ms	16.4 ± 2.6	18.0 ± 3.1
		IC~100ms	41.4 ± 1.8	43.5 ± 4.8
	外反	IC~40ms	-4.1 ± 3.2	2.6 ± 3.0
		IC~100ms	-5.2 ± 4.4	-3.1 ± 6.4
	内旋	IC~40ms	9.1 ± 3.0	9.7 ± 4.6
		IC~100ms	12.6 ± 8.6	14.7 ± 7.1
体幹	前屈	IC~40ms	1.3 ± 1.0	1.5 ± 1.0
		IC~100ms	6.2 ± 2.1	5.9 ± 3.0
	遊脚側側屈	IC~40ms	0.3 ± 0.6	-0.1 ± 0.6
		IC~100ms	0.2 ± 2.2	-1.0 ± 2.1
	遊脚側回旋	IC~40ms	-0.4 ± 0.8	-1.2 ± 0.4
		IC~100ms	-2.2 ± 1.9	-3.8 ± 1.3
骨盤	前傾	IC~40ms	-0.5 ± 1.2	-0.6 ± 0.9
		IC~100ms	-0.1 ± 2.7	-0.3 ± 1.8
	遊脚側側屈	IC~40ms	1.0 ± 0.7	1.3 ± 1.0
		IC~100ms	5.9 ± 2.5	6.7 ± 3.2
	遊脚側回旋	IC~40ms	-0.9 ± 1.0	-1.3 ± 0.5
		IC~100ms	-3.9 ± 2.8	-5.1 ± 1.3

平均値±標準偏差 (°), \* : p&lt;0.05

表 13 股関節，膝関節モーメントおよび地面反力の群間比較

		HP	LP
股関節モーメント	屈曲 (Nm/kg)	37.2 ± 32.9	35.4 ± 36.8
	内転 (Nm/kg)	48.3 ± 27.6	36.4 ± 25.4
	内旋 (Nm/kg)	0.7 ± 1.0	1.2 ± 1.0
膝関節モーメント	屈曲 (Nm/kg)	56.8 ± 9.6	82.2 ± 10.1
	外反 (Nm/kg)	4.3 ± 53.5	5.8 ± 4.7
	内旋 (Nm/kg)	5.8 ± 3.1	5.3 ± 2.0
地面反力値	垂直 (%BW)	6.5 ± 0.9	5.6 ± 1.7

平均値 ± 標準偏差,  $p < 0.05$



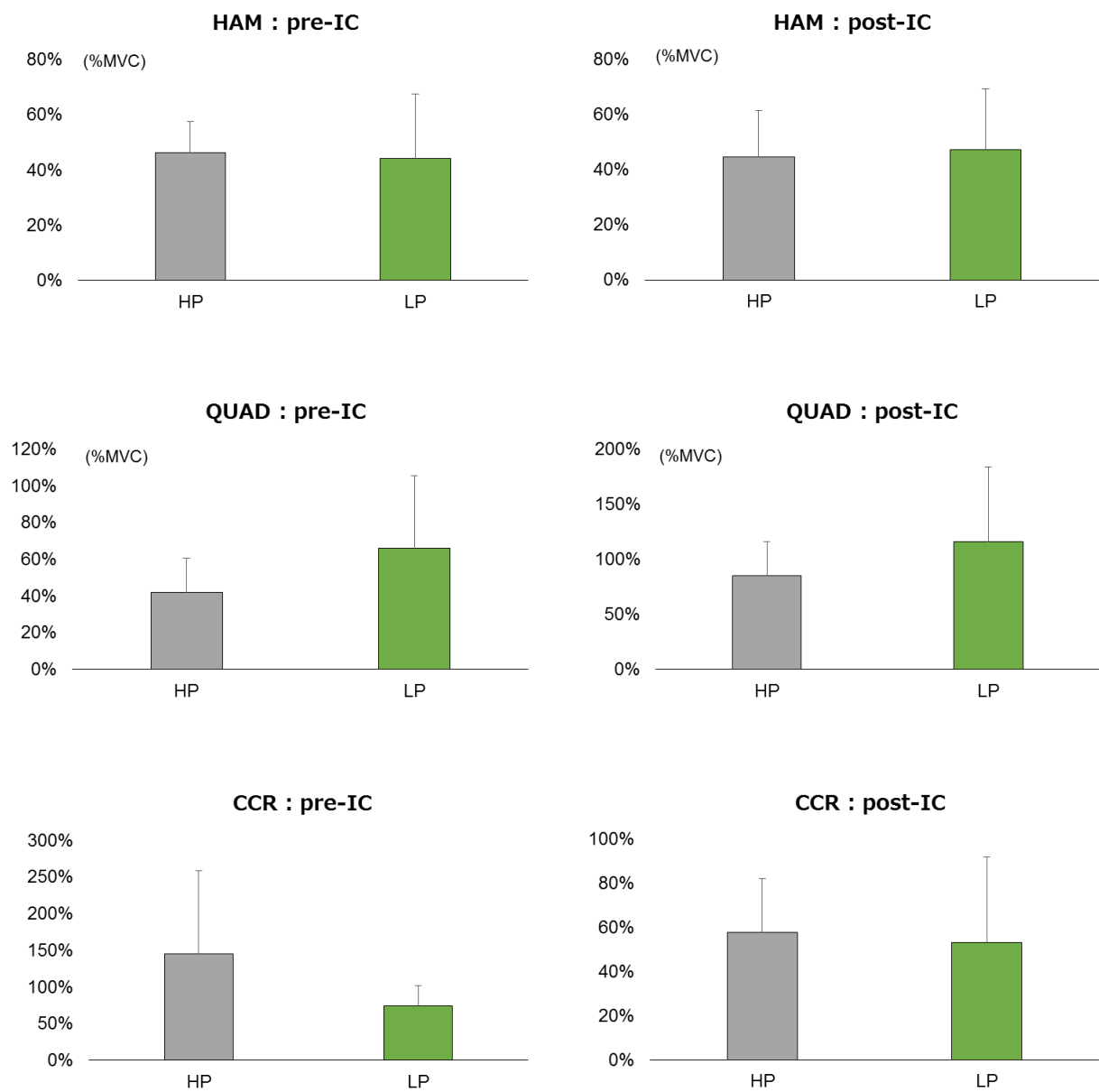


図 43 筋活動量の群間比較

表 14 筋活動量の群間比較

		HP	LP
Gmed	pre-IC	41.4 ± 24.4	40.6 ± 18.6
(%MVC)	post-IC	55.9 ± 23.0	46.9 ± 18.6
SM	pre-IC	41.9 ± 11.1	40.1 ± 28.5
(%MVC)	post-IC	40.1 ± 15.9	43.1 ± 34.4
BF	pre-IC	50.4 ± 18.8	48.1 ± 33.1
(%MVC)	post-IC	49.0 ± 23.7	51.4 ± 20.3
Add	pre-IC	19.2 ± 7.1	15.0 ± 10.9
(%MVC)	post-IC	26.9 ± 16.0	25.9 ± 15.2
RF	pre-IC	41.6 ± 24.0	34.4 ± 19.9
(%MVC)	post-IC	72.9 ± 34.8	57.5 ± 27.6
VM	pre-IC	44.7 ± 19.9	70.8 ± 50.2
(%MVC)	post-IC	75.6 ± 32.3	127.6 ± 91.8
VL	pre-IC	39.0 ± 19.3	61.3 ± 30.2
(%MVC)	post-IC	93.9 ± 32.2	104.3 ± 46.0
HAM	pre-IC	46.2 ± 11.4	44.1 ± 23.3
(%MVC)	post-IC	44.5 ± 16.9	47.3 ± 21.9
QUAD	pre-IC	41.9 ± 18.8	66.0 ± 39.3
(%MVC)	post-IC	84.7 ± 31.0	116.0 ± 67.5
CCR	pre-IC	145.0 ± 113.4	74.6 ± 27.5
(%)	post-IC	57.7 ± 24.2	53.2 ± 38.8

平均値 ± 標準偏差

### 3-3-2. 研究課題 2-2 ; カutting動作の分析

図 44~47 に、関節角度の経時変化の群間比較を示す。また、図 48~51 および表 19 に関節角度の変化量の群間比較を示す。

股関節では、関節角度の経時変化に群間での有意な変化は認められなかった。関節角尾の変化量についても同様に群間での有意な差は認められなかった。

膝関節は、関節角度の経時変化に群間での有意な変化は認められなかった。関節角度の変化量についても同様に群間での有意な差は認められなかった。

体幹では、前傾角度の時間変化に有意な交互作用を認め、群ごとの関節角度で異なる時間変化パターンを示した。関節角度の変化量には群間での有意な差は認められなかった。

骨盤では、回旋角度の時間変化に有意な交互作用を認め、群ごとの関節角度で異なる時間変化パターンを示した。さらに、関節角度の変化量について、LP 群は立脚側への回旋角度変化量が有意に大きな値を示した ( $p=0.048$ )。

表 20 に、股関節、膝関節および地面反力値の群間比較を示す。地面反力値および関節モーメントの最大値の比較において、群間で有意な差は認められなかった。

図 52 および表 21 に筋活動量の群間比較を示す。VM の筋活動量は、pre-IC では、HP 群が  $37.3 \pm 17.7\%$ 、LP 群が  $78.0 \pm 45.0\%$  であり、LP 群が有意に大きな値を示した ( $p=0.042$ )。post-IC では、HP 群が  $75.5 \pm 30.9\%$ 、LP 群が  $141.0 \pm 63.0\%$  であり、LP 群が有意に大きな値を示した ( $p=0.025$ )。VL の筋活動量は、pre-IC では、HP 群が  $44.1 \pm 27.6\%$ 、LP 群が  $78.8 \pm 32.2\%$  であり、LP 群が有意に大きな値を示した ( $p=0.045$ )。HAM の筋活動量に、群間で有意な差は認められなかった。QUAD の筋活動量は、pre-IC では、HP 群が  $40.7 \pm 21.5\%$ 、LP 群が  $78.4 \pm 37.9\%$  であり、LP 群が有意に大きな筋活動を示した ( $p=0.038$ )。post-IC では、HP 群は  $80.8 \pm 26.7\%$ 、LP 群は  $137.2 \pm 54.0\%$  であり、LP 群が有意に大きな筋活動を示した ( $p=0.027$ )。CCR は、post-IC では、HP 群は  $50.8 \pm 27.1\%$ 、LP 群は  $28.0 \pm 10.7\%$  であり、HP 群が有意に大きな値を示した ( $p=0.046$ )。

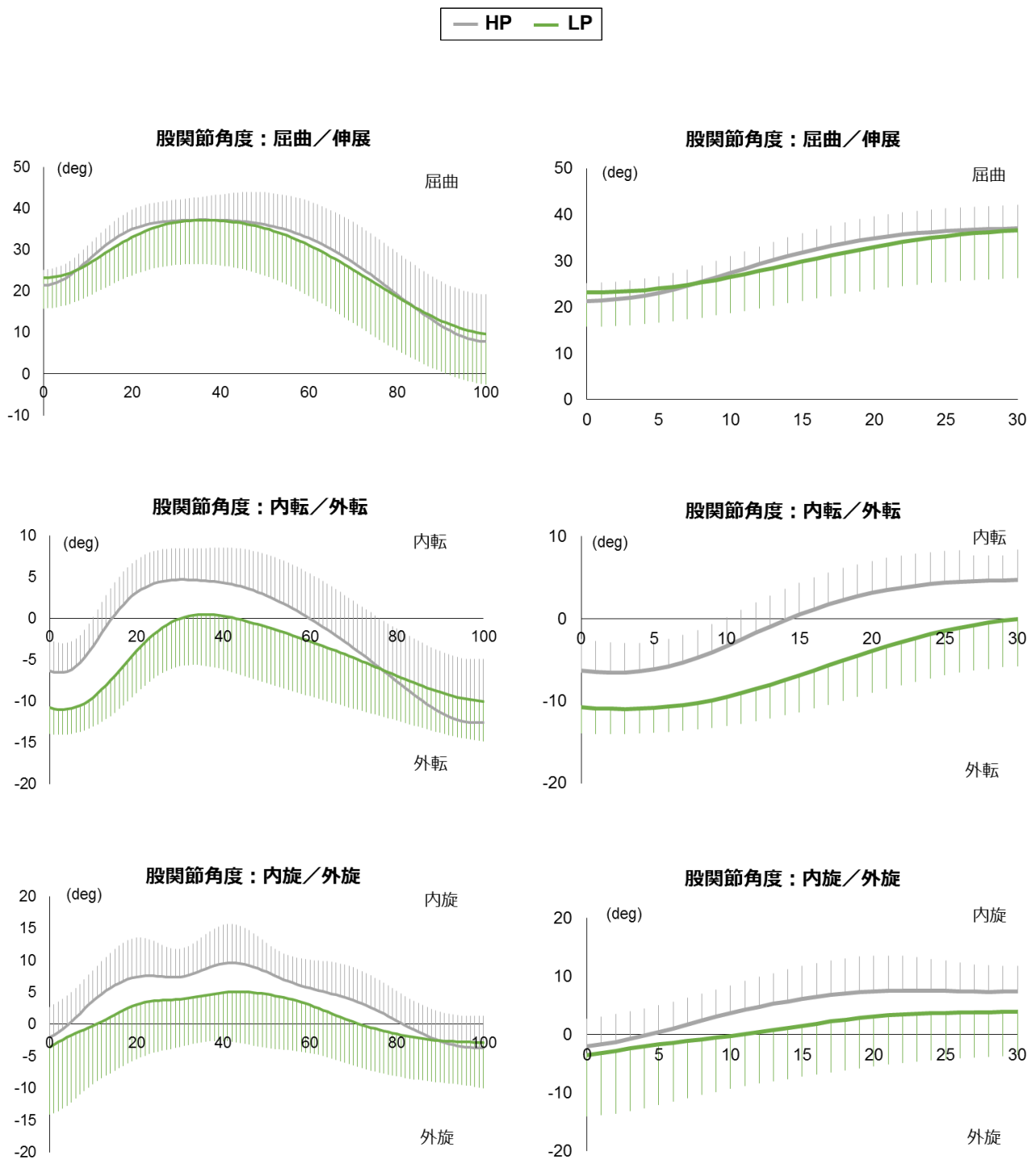


図 44 股関節角度の群間比較

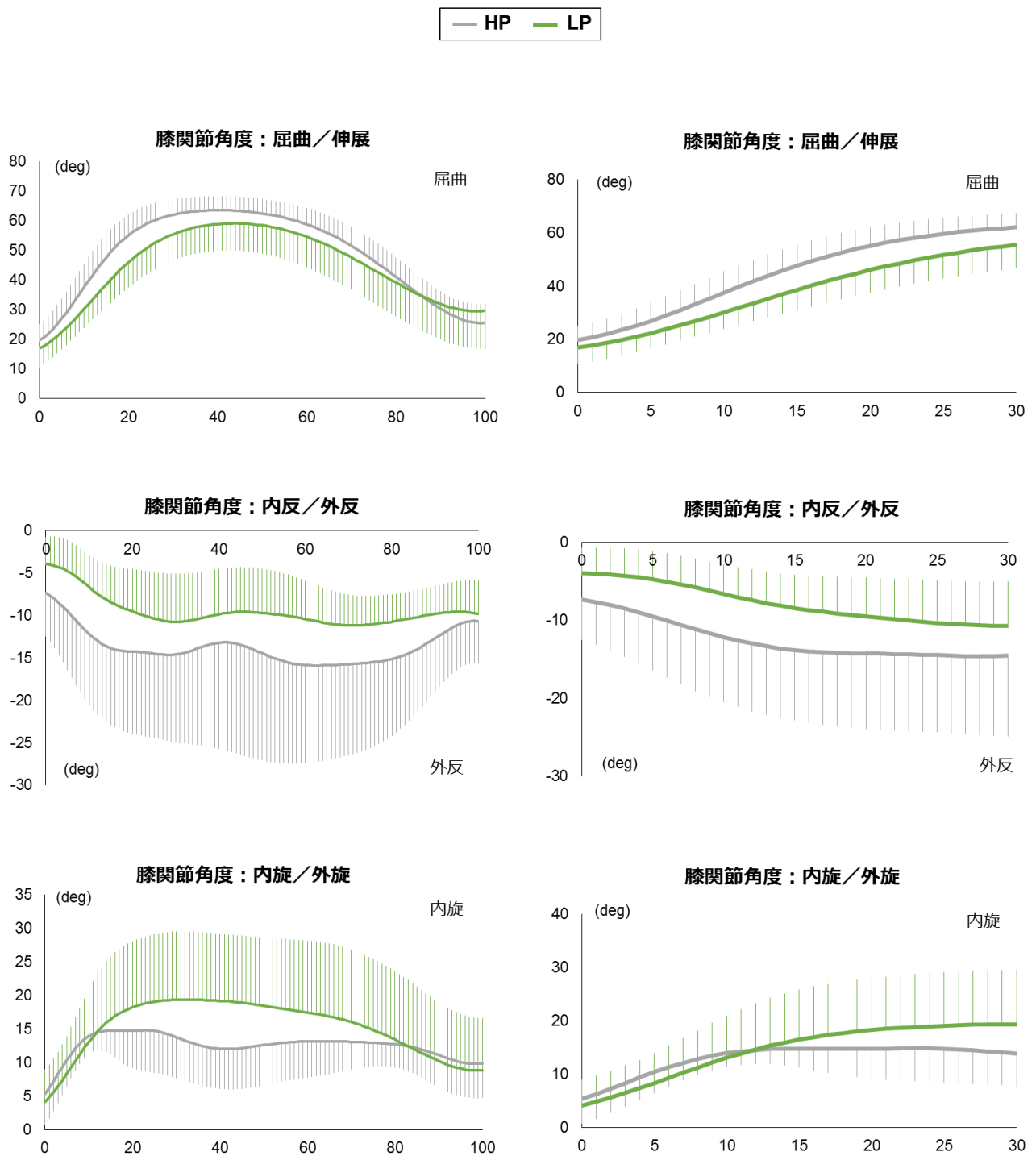


図 45 膝関節角度の群間比較

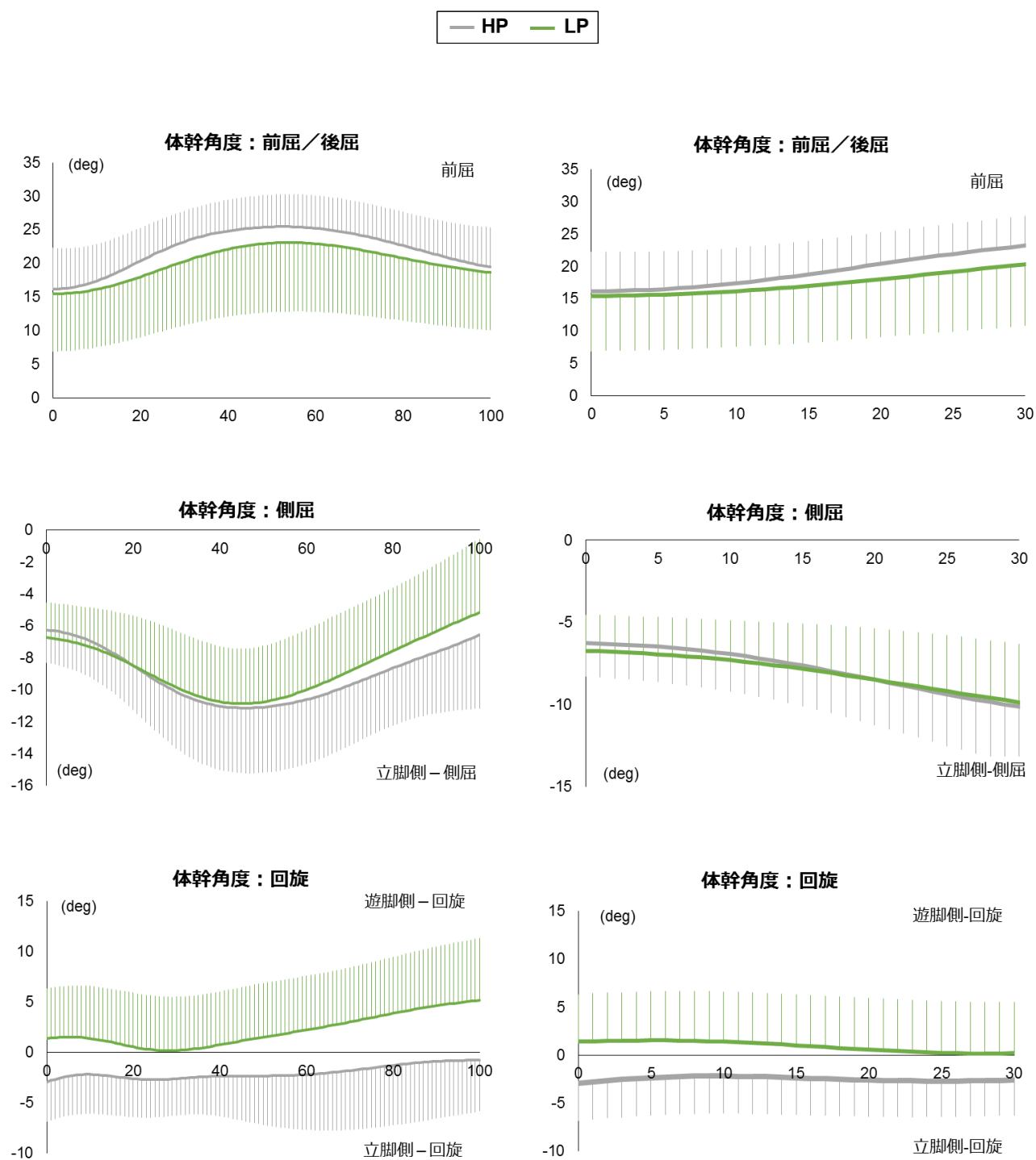


図 46 体幹角度の群間比較

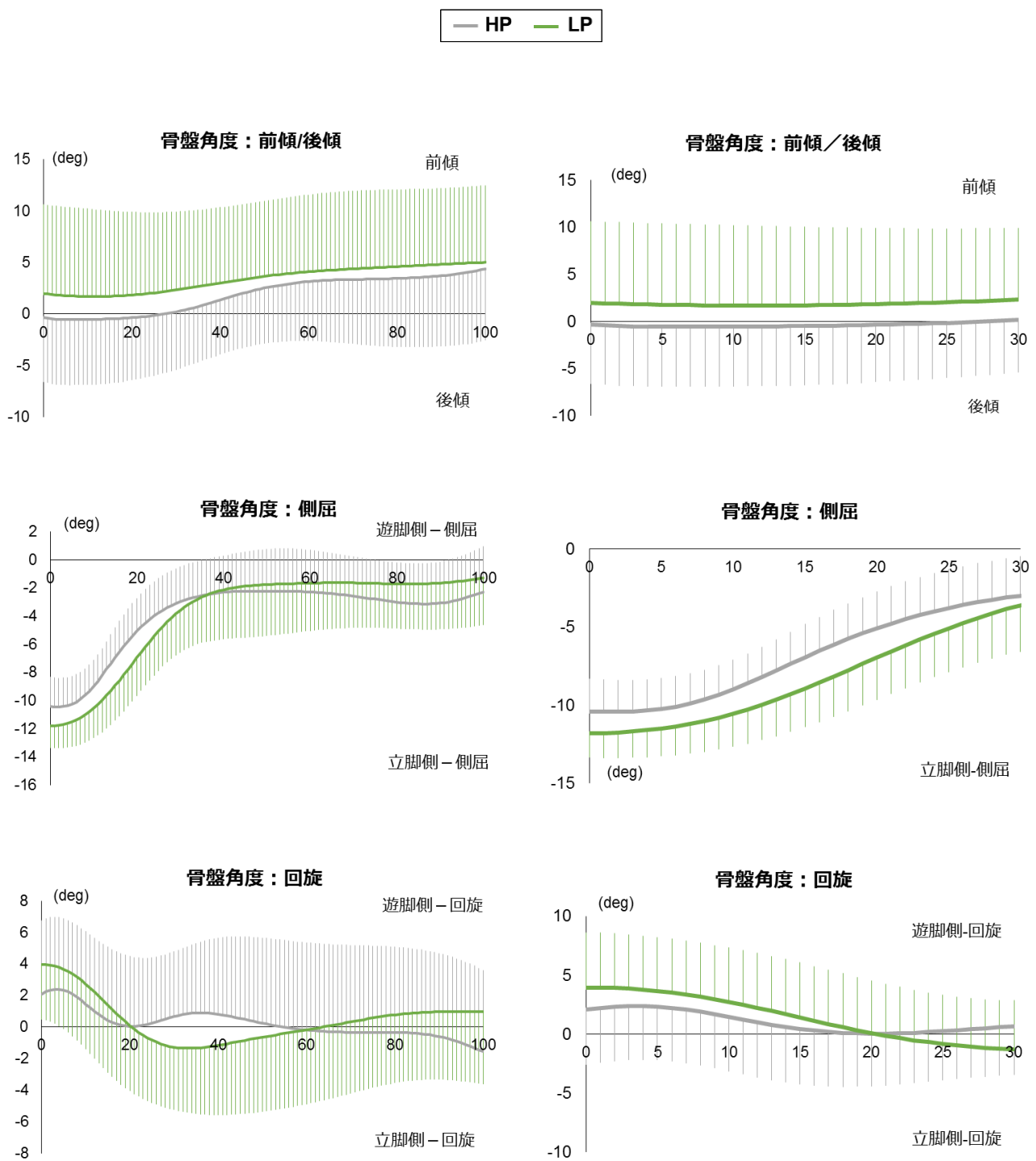


図 47 骨盤角度の群間比較

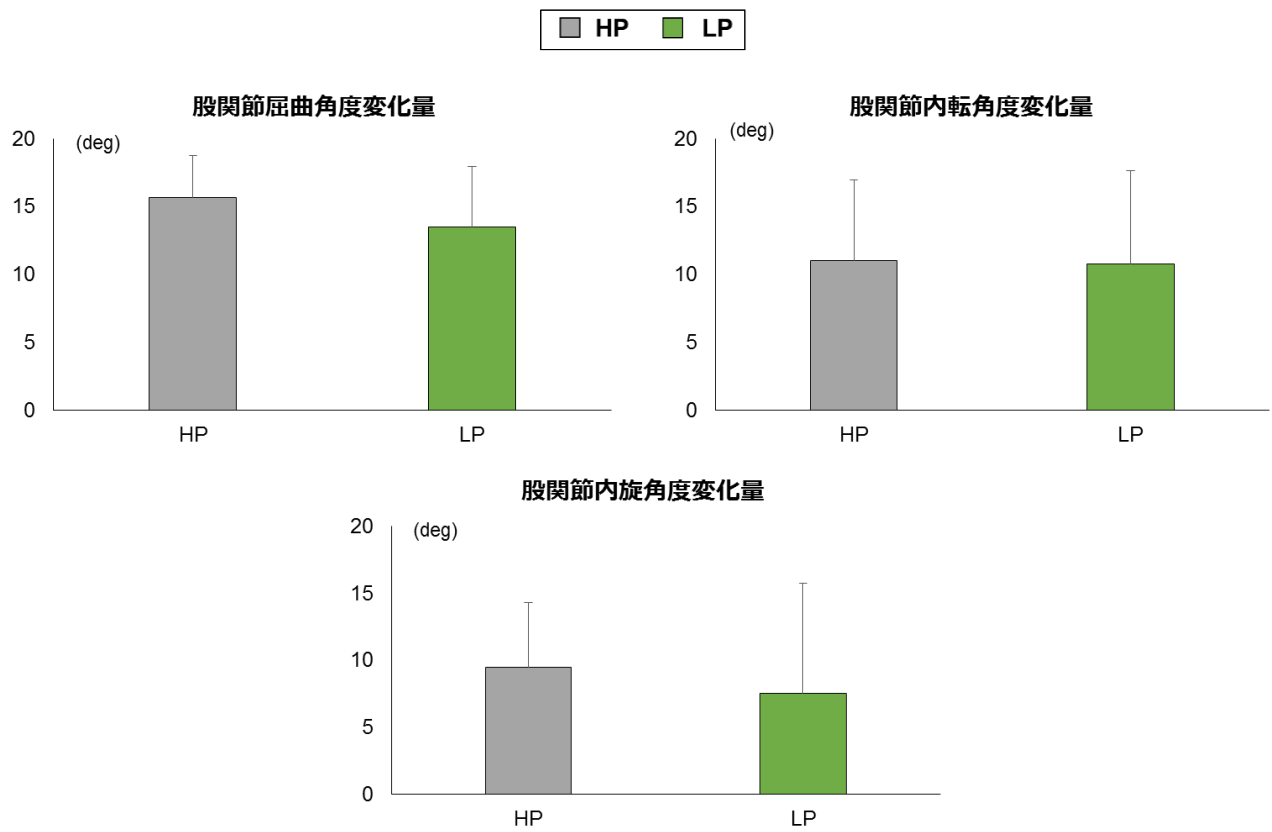


図 48 股関節角度変化量の群間比較

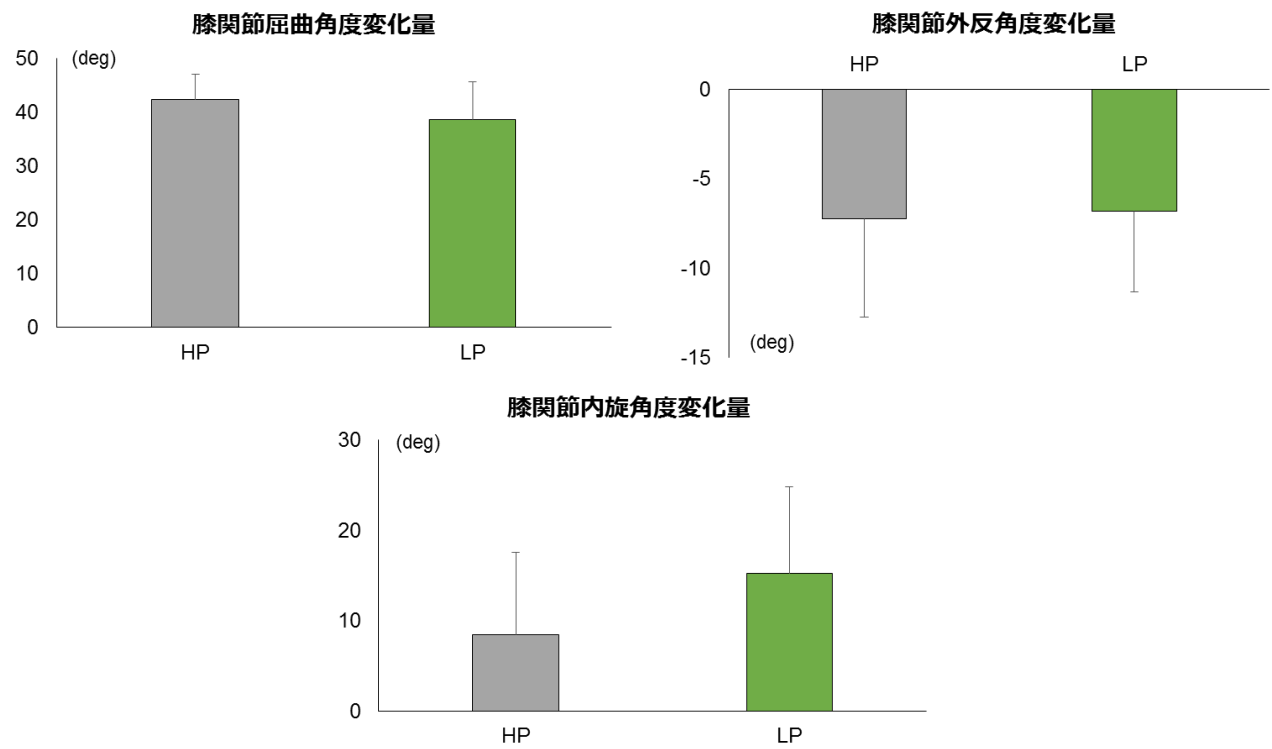


図 49 膝関節角度変化量の群間比較



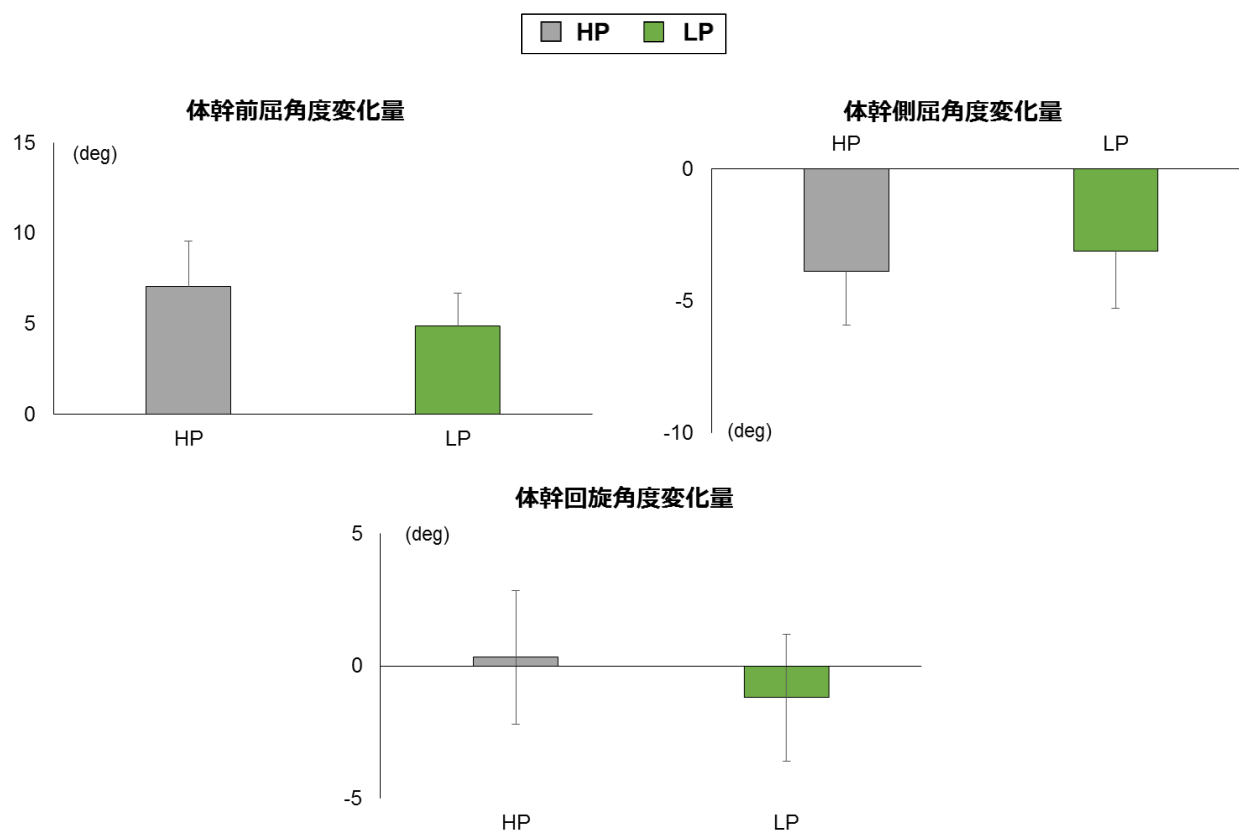


図 50 体幹角度変化量の群間比較

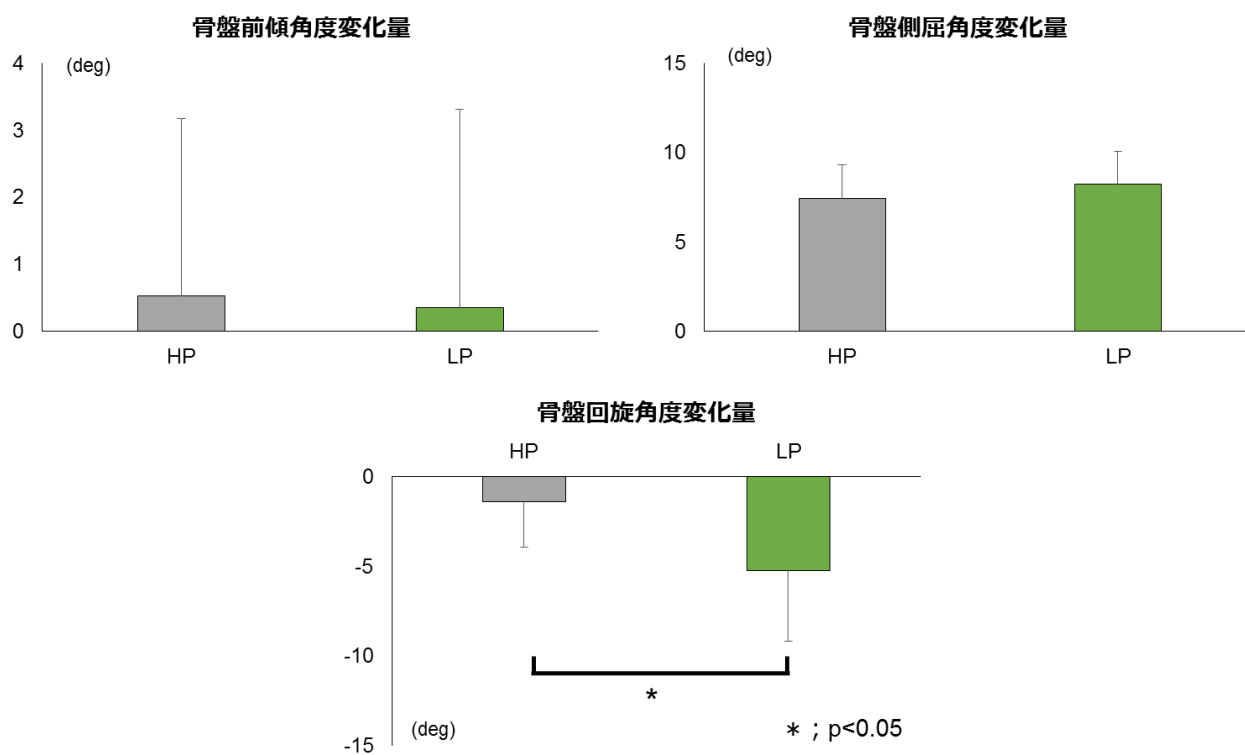


図 51 骨盤角度変化量の群間比較

表 15 各関節角度変化量の群間比較

			HP	LP
股関節	屈曲	0-30%	15.6 ± 3.1	13.5 ± 4.5
	内転	0-30%	11.0 ± 6.0	10.8 ± 6.9
	内旋	0-30%	9.5 ± 4.8	7.5 ± 8.2
膝関節	屈曲	0-30%	42.3 ± 4.6	38.5 ± 7.1
	外反	0-30%	-7.2 ± 5.5	-6.8 ± 4.5
	内旋	0-30%	9.5 ± 9.2	15.2 ± 9.6
体幹	前屈	0-30%	7.1 ± 2.5	4.9 ± 1.8
	遊脚側側屈	0-30%	-3.9 ± 2.0	-3.1 ± 2.2
	遊脚側回旋	0-30%	0.3 ± 2.5	-1.2 ± 2.4
骨盤	前屈	0-30%	0.5 ± 2.7	0.4 ± 3.0
	遊脚側側屈	0-30%	7.4 ± 1.9	8.2 ± 1.8
	遊脚側回旋	0-30%	-1.4 ± 2.5	-5.2 ± 4.0 *

平均値±標準偏差 (°), \* : p<0.05

表 16 股関節，膝関節モーメントおよび地面反力値の群間比較

		HP	LP
股関節モーメント	屈曲 (Nm/kg)	33.5 ± 16.5	26.8 ± 25.8
	内転 (Nm/kg)	22.8 ± 8.9	21.9 ± 8.3
	内旋 (Nm/kg)	0.4 ± 0.3	2.2 ± 1.7
膝関節モーメント	屈曲 (Nm/kg)	53.5 ± 11.1	54.0 ± 6.5
	外反 (Nm/kg)	5.6 ± 3.2	8.5 ± 4.2
	内旋 (Nm/kg)	2.7 ± 1.1	3.8 ± 2.6
地面反力値	垂直 (%BW)	5.5 ± 1.0	5.3 ± 1.0

平均値 ± 標準偏差，\* :  $p < 0.05$

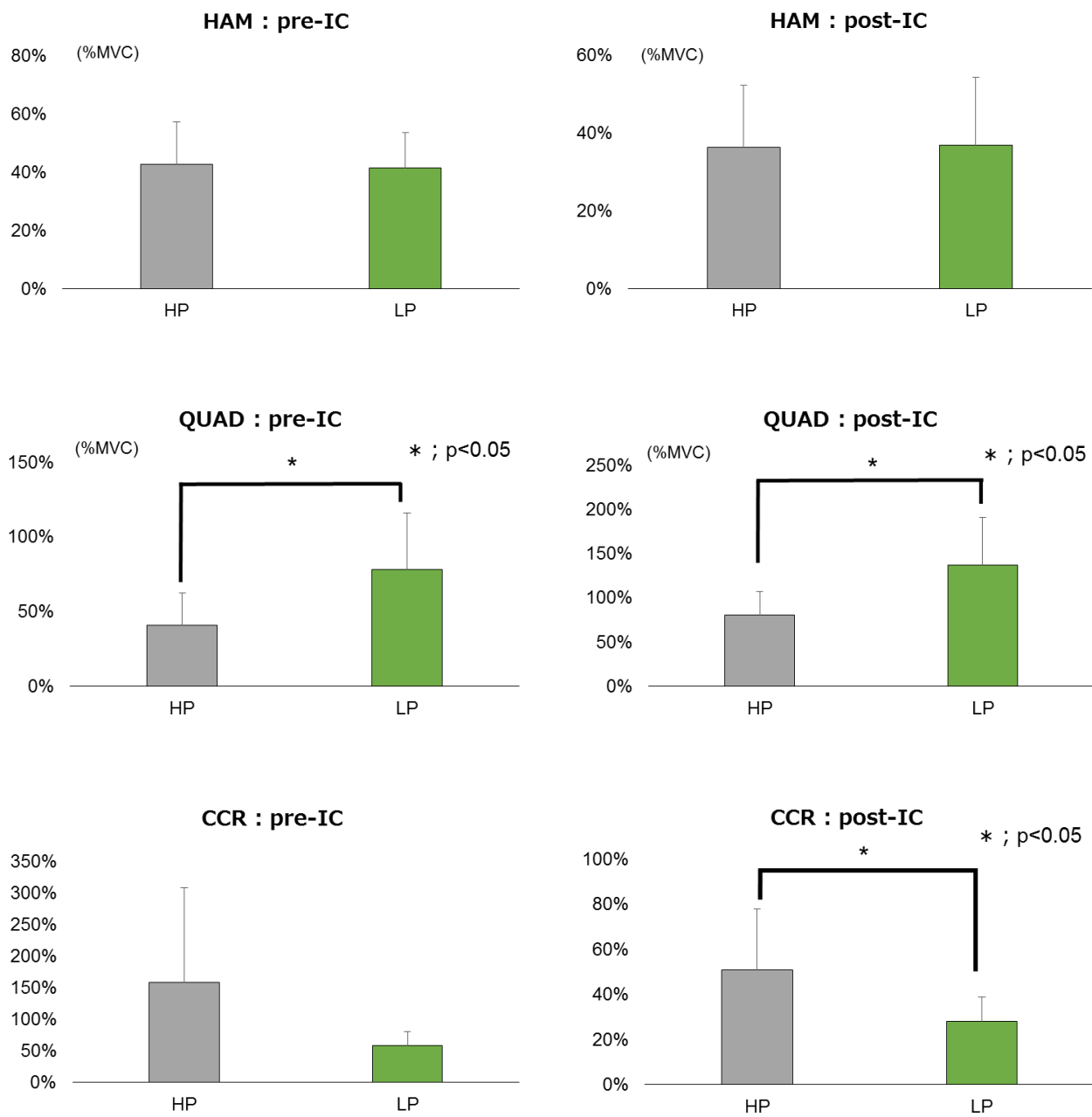


図 52 筋活動量の群間比較

表 17 筋活動量の群間比較

		HP	LP	
Gmed	pre-IC	48.3 ± 26.5	39.7 ± 18.9	
(%MVC)	post-IC	43.1 ± 16.8	40.6 ± 10.0	
SM	pre-IC	36.8 ± 17.2	39.9 ± 19.3	
(%MVC)	post-IC	35.6 ± 22.8	35.6 ± 32.2	
BF	pre-IC	48.6 ± 19.4	42.9 ± 21.8	
(%MVC)	post-IC	37.2 ± 13.9	38.3 ± 18.3	
Add	pre-IC	16.8 ± 6.7	21.9 ± 22.3	
(%MVC)	post-IC	30.5 ± 13.9	41.4 ± 31.4	
RF	pre-IC	40.1 ± 30.1	34.6 ± 11.1	
(%MVC)	post-IC	56.3 ± 18.9	62.0 ± 11.9	
VM	pre-IC	37.4 ± 17.7	78.0 ± 44.9	*
(%MVC)	post-IC	75.5 ± 30.9	141.0 ± 63.0	*
VL	pre-IC	44.1 ± 27.6	78.8 ± 32.2	*
(%MVC)	post-IC	86.1 ± 29.2	133.5 ± 56.6	
HAM	pre-IC	42.7 ± 14.6	41.4 ± 12.2	
(%MVC)	post-IC	36.4 ± 16.0	37.0 ± 17.5	
QUAD	pre-IC	40.7 ± 21.5	78.4 ± 37.9	*
(%MVC)	post-IC	80.8 ± 26.7	137.2 ± 54.0	*
CCR	pre-IC	158.3 ± 150.5	59.1 ± 21.7	
(%)	post-IC	50.8 ± 27.1	28.0 ± 10.7	*

平均値 ± 標準偏差, \* : p<0.05

### 3-4. 考察

本研究の目的は、非予測的な片脚着地動作およびカッティング動作時の、体幹・骨盤および下肢関節角度、関節モーメントおよび下肢筋活動に、認知機能の違いが与える影響を検討することとした。

#### 3-4-1. 研究課題 2-1；片脚着地動作の分析

##### 認知機能の違いが体幹・骨盤運動に与える影響

本研究では、非予測的な片脚着地動作時の体幹回旋角度は群間で有意な交互作用を認め、LP 群は接地早期（IC~40ms）に有意に大きな立脚側への回旋運動が生じていた。

ACL 損傷の受傷肢位は、膝関節軽度屈曲位での外反と脛骨内旋の複合<sup>36,39</sup>であり、女性では、膝関節外反とともに体幹前傾の減少や支持脚側への傾斜<sup>38,40</sup>が生じており、特に女性で顕著であった<sup>38</sup>。質量の大きな体幹や骨盤の肢位が、膝関節に生じるモーメントに大きな影響を与えていること<sup>118</sup>が示されており、損傷メカニズムへの関わりがうかがえる。片脚着地動作のバイオメカニクスの分析では、女性は体幹前傾の少ない直立した肢位<sup>101</sup>が報告されているが、水平面上の運動に言及した先行研究は見られない。しかし、片脚スクワット動作では体幹は男女ともに立脚側へ回旋するものの女性の回旋角度は小さく、骨盤では女性は体幹と同側の立脚側へ回旋するのに対し、男性は遊脚側へと回旋していた<sup>123</sup>といった体幹や骨盤の水平面上の運動に性差が生じることが示されている。本研究では、体幹と骨盤は両群ともに接地後には立脚側への回旋が生じており、スクワット動作時の女性と同様であった。さらに、SDMT スコアが低値であった LP 群では接地直後の体幹回旋運動はより大きかった。認知機能の違いは、体幹や骨盤の運動に影響を与えていると考えられ、課題 1 における女性の動作の特徴とも合わせて考えると、体幹や骨盤での水平面上の運動によって着地時の姿勢制御を行おうとするストラテジーを表していると考えられる。

### 認知機能の違いが下肢関節運動に与える影響

本研究では、下肢関節角度には群間で有意な違いは見られなかった。Fox ら<sup>171</sup>は、片脚着地動作時の女性での股関節や膝関節の関節角度の“標準値”を示している。Fox らの示した“標準値”と、本研究の結果の比較を行う。以下に、標準値 vs. 本研究の結果を示す。

股関節屈曲角度は、IC 時 ( $13.33 \pm 10.52^\circ$  vs. HP 群:  $25.6 \pm 5.7^\circ$  / LP 群:  $28.5 \pm 7.5^\circ$ ) で、最大値 ( $27.89 \pm 8.30^\circ$  vs. HP 群:  $50.6 \pm 8.2^\circ$  / LP 群:  $58.5 \pm 13.4^\circ$ ) であり、本研究で大きな値を示した。股関節内転角度は、IC 時 ( $-10.17 \pm 6.76^\circ$  vs. HP 群:  $-1.8 \pm 2.7^\circ$  / LP 群:  $-4.4 \pm 3.2^\circ$ ) で、最大値 ( $8.90 \pm 5.14^\circ$  vs. HP 群:  $14.3 \pm 6.1^\circ$  / LP 群:  $13.2 \pm 4.9^\circ$ ) であり、本研究で IC 時の外転角度が小さく、最大値での内転角度が大きかった。

膝関節屈曲角度は、IC 時 ( $16.92 \pm 13.02^\circ$  vs. HP 群:  $18.8 \pm 3.7^\circ$  / LP 群:  $15.7 \pm 7.5^\circ$ )、最大値 ( $60.46 \pm 10.51^\circ$  vs. HP 群:  $66.2 \pm 3.9^\circ$  / LP 群:  $66.8 \pm 13.1^\circ$ ) であり、屈曲角度に大きな違いは見られなかった。膝関節内反角度は、IC 時 ( $1.55 \pm 3.24^\circ$  vs. HP 群:  $-6.5 \pm 5.2^\circ$  / LP 群:  $-3.1 \pm 3.1^\circ$ ) で、最大値 ( $1.85 \pm 4.67^\circ$  vs. HP 群:  $-13.1 \pm 9.9^\circ$  / LP 群:  $-7.9 \pm 7.7^\circ$ ) であり、Fox らの報告では常に内反位であったものが、本研究では外反位であり、特に HP 群で顕著であった。膝関節内旋角度は、IC 時 ( $-6.00 \pm 4.33^\circ$  vs. HP 群:  $3.9 \pm 4.6^\circ$  / LP 群:  $4.7 \pm 4.5^\circ$ ) で、最大値 ( $7.76 \pm 13.78^\circ$  vs. HP 群:  $16.5 \pm 6.0^\circ$  / LP 群:  $19.4 \pm 8.0^\circ$ ) であり、本研究の内旋角度は大きかった。

非予測的な片脚着地動作では通常の片脚着地動作に比べて、膝関節外反角度が増大する<sup>145,146</sup>ことが報告されている。本研究で観察された膝関節外反角度の増大は、非予測的な課題を用いたことによる影響であると考えられ、さらに HP 群でその影響がより顕著であった。膝関節外反角度と股関節内転角度には関連がある<sup>96,97</sup>ことが報告されていることから、本研究の股関節内転角度の増大は、膝関節外反角度の増大と関連していることが考えられる。また、本研究では、群間には差はないものの、膝関節の外反角度と内旋角度が大きく、ACL 損傷のリスクの高い動作となっている可能性がある。

### 3-4-2. 研究課題 2-2；カッティング動作の分析

#### 認知機能の違いが体幹・骨盤運動に与える影響

本研究では、カッティング動作時の体幹の回旋角度および骨盤の回旋角度には群間で有意な交互作用を認め、LP 群では、接地早期（0-30%）に大きな骨盤の立脚側への回旋運動が生じていた。

片脚スクワット動作では、体幹は男女ともに立脚側へ回旋するものの女性の回旋角度は小さく、骨盤では女性は体幹と同側の立脚側へ回旋するのに対し、男性は遊脚側へと回旋していた<sup>123</sup>といった体幹や骨盤の水平面上の運動に性差が生じることが示されている。本研究では、体幹は、HP 群では接地後に大きな関節角度の変化はなく緩やかに遊脚側への回旋が生じるのに対して、LP 群では接地直後に立脚側への回旋が生じたのち遊脚側への回旋が生じていた。骨盤は、HP 群では接地直後にやや立脚側へ回旋したのち緩やかに遊脚側への回旋が生じたのちの関節角度変化は少ないのに対して、LP 群では接地直後に大きな立脚側への回旋が生じたのち遊脚側への回旋が生じていた。本研究におけるカッティング動作は、フォースプレートへの接地直後に遊脚方向へ一歩踏み出す動作とした。カッティング動作をスムーズに行うためには、体幹や骨盤を遊脚側へと回旋させることが有利であると考えられるが、両群とも必ずしもそのような運動は観察されなかった。特に、LP 群では体幹・骨盤ともに接地直後に大きな立脚側への回旋運動が生じており、運動方向とは反対に回旋して動作を行っていた。この運動は、先行研究や課題 2-1 における体幹や骨盤の運動方向と一致した運動であり、これらの運動は体幹や骨盤を立脚側へと回旋させることによって動作時の姿勢制御を成し遂げようとしているものであることが考えられ、LP 群では接地直後に動作をスムーズに行うことよりも姿勢制御を優先させたことによる反応であると考えられる。HP 群では、接地直後の体幹や骨盤の回旋角度変化は小さく、体幹では遊脚側への回旋運動を呈していたことから、接地直後からカッティング動作に対応しようとする反応が生じていたと考えられる。SDMT は、認知機能のうち精神運動速度を反映する<sup>181</sup>ことから、



スコアが良好であるということは、急に動作課題が示される非予測的な課題時の動作に対する反応が良好であることが考えられ、接地直後の体幹・骨盤の回旋運動に表れていると考えられる。

### 認知機能の違いが下肢関節運動に与える影響

本研究では下肢関節角度に群間で有意差は見られなかった。Fox ら<sup>17)</sup>は、カッティング動作時の女性における股関節や膝関節の関節角度の“標準値”を示しており、本研究の結果との比較を行う。以下に、標準値 vs. 本研究の結果を示す。

股関節屈曲角度は、IC 時 ( $46.98 \pm 10.98^\circ$  vs. HP 群:  $21.3 \pm 3.8^\circ$  /LP 群:  $23.1 \pm 7.4^\circ$ ) で、最大値 ( $45.72 \pm 10.39^\circ$  vs. HP 群:  $37.2 \pm 5.6^\circ$  /LP 群:  $37.1 \pm 10.6^\circ$ ) であり、本研究で小さな値を示した。股関節内転角度は、IC 時 ( $-7.20 \pm 9.23^\circ$  vs. HP 群:  $-6.3 \pm 3.8^\circ$  /LP 群:  $-10.8 \pm 3.1^\circ$ ) で、最大値 ( $-16.60 \pm 9.99^\circ$  vs. HP 群:  $-12.6 \pm 7.6^\circ$  /LP 群:  $-11.0 \pm 3.0^\circ$ ) であり、本研究では最大値での外転角度が小さな値を示した。股関節内旋角度は、IC 時 ( $6.78 \pm 14.15^\circ$  vs. HP 群:  $-2.1 \pm 4.8^\circ$  /LP 群:  $-3.6 \pm 10.6^\circ$ ) で、最大値 ( $11.14 \pm 13.67^\circ$  vs. HP 群:  $9.6 \pm 6.0^\circ$  /LP 群:  $5.1 \pm 8.0^\circ$ ) であり、本研究では IC 時に外旋位で異なる運動方向を示し、最大値の内旋角度は LP 群で特に小さな値であった。

膝関節屈曲角度は、IC 時 ( $27.13 \pm 9.35^\circ$  vs. HP 群:  $19.7 \pm 5.2^\circ$  /LP 群:  $16.9 \pm 6.3^\circ$ ) で、最大値 ( $56.57 \pm 7.44^\circ$  vs. HP 群:  $63.5 \pm 4.7^\circ$  /LP 群:  $59.1 \pm 9.1^\circ$ ) となり大きな違いは見られない。膝関節外反角度は、IC 時 ( $0.97 \pm 5.18^\circ$  vs. HP 群:  $7.3 \pm 5.1^\circ$  /LP 群:  $3.9 \pm 3.2^\circ$ ) で、最大値 ( $11.05 \pm 7.38^\circ$  vs. HP 群:  $15.9 \pm 11.3^\circ$  /LP 群:  $11.2 \pm 3.6^\circ$ ) であり、本研究では IC 時で大きな値を示し HP 群の最大値で特に大きな値を示した。膝関節内旋角度は、IC 時 ( $-0.17 \pm 9.51^\circ$  vs. HP 群:  $5.3 \pm 4.6^\circ$  /LP 群:  $4.1 \pm 4.8^\circ$ ) で、最大値 ( $18.96 \pm 7.23^\circ$  vs. HP 群:  $14.8 \pm 6.1^\circ$  /LP 群:  $19.3 \pm 10.2^\circ$ ) で、本研究では IC 時の内旋角度が大きかった。

Fox らの示した標準値と比べて、本研究では前額面や水平面上の関節角度の特に違いが見られた。Fox らは、あらかじめ動作方法が提示されたカッティング動作で検討を行っている。カッティング動作は、接地後に遊脚方向への方向転換を行う動作であるため、スムーズに動作を行うためには、股関節は外転位であることが有利であると考えられる。本研究では IC 時の外転角度に大きな違いは見られないものの、最大値の外転角度が小さかった。離地後に示される動作に反応するという非予測的課題の特性上、空中での動作の準備が遅れたことにより接地までに股関節を外転させて動作の準備を行うことが困難であったと考えられる。また、股関節の内旋角度は、本研究では IC 時に外旋位であり、最大値の内旋角度は LP 群で特に小さかった。股関節を内旋することで、スムーズに方向転換をすることを測っているとすると、特に LP 群での内旋角度が小さいことは、動作への反応の遅れを示していると考えられる。以上より、特に股関節の前額面・水平面上に非予測的課題を用いたことの影響が出ており、LP 群は課題への反応が遅れていることで、動作にそぐわない関節運動が生じている可能性がある。さらに、膝関節外反角度も増大しており、これは動作時に股関節を外転位に保てなかったことから生じていると考えられ、特に HP 群で顕著であった。非予測的課題によって股関節を外転させてカッティング動作を行えないために膝関節での外反角度の増大が生じていると考えられる。

#### **認知機能の違いが筋活動に与える影響**

本研究では、筋活動においては、VM の筋活動は LP 群が接地前後で有意に大きな筋活動を示し、VL の筋活動は LP 群が接地前に有意に大きな筋活動を示した。さらに、LP 群は接地前後の大腿四頭筋の筋活動が大きく、接地後の CCR が低い；ハムストリングに対する相対的な大腿四頭筋の筋活動の増大が観察された。

大腿四頭筋とハムストリングの同時収縮は膝関節を安定化させる作用を有することが報告されており<sup>127,129,130</sup>、ACL 損傷発生には大腿四頭筋とハムストリングの筋活動のアンバ

ランスが影響する<sup>14,51,187,188</sup>。地面接地直後の膝関節は浅い屈曲位をとり、その際の大腿四頭筋の収縮は脛骨に対しての牽引力として作用する。この牽引力は前方と上方の二つの力に分解され、特に前方への分力は脛骨への前方剪断力として作用し ACL へ張力を発生させる要因となるため、ACL 損傷リスクを高める筋活動である<sup>189,190</sup>といえる。また、ハムストリングの活動は反対に脛骨を後方に牽引することで ACL に対しては保護的に作用すること<sup>190,191</sup>が報告されている。本研究では、SDMT スコアが低値であると、接地直後の大腿四頭筋の収縮は相対的にハムストリングの収縮より相対的に大きかった。この大腿四頭筋優位な筋活動は、ACL の負荷を増大させる可能性があり、ACL 損傷リスクの高い筋活動を呈していたといえる。

### 3-4-3. 認知機能の違いが動作に与える影響

本研究で用いた SDMT で検討される認知機能は、精神運動速度、視覚的短期記憶、注意（特に分配性注意）、集中である<sup>181</sup>と報告されている。この中で、特にスポーツ活動中のアスリートに求められる認知機能としては、常に与えられ続ける様々な情報を同時に処理し反応するような注意を分配する機能、このような情報処理を限られた時間の中で瞬時に行う反応速度や処理速度に関わる機能であると考えられる<sup>143,176,192</sup>。SDMT では分配性の注意機能や精神運動速度といった機能が測定できる<sup>181</sup>ことから、アスリートのスポーツ活動中に必要とされる認知機能の一部を測定できていると考えられる。

人間の情報処理容量は限られており、一度に複数の課題を遂行しようとする際には限られた資源（注意）を各課題に配分する必要がある<sup>142</sup>。さらに、課題が複雑な場合、もしくは認知機能が低く情報処理能力が低い場合には、複数の課題に適切に注意を配分することが困難となり、どちらか一方、あるいは両方に向けられる注意を削減せざるを得なくなる。

良好な分配性注意機能や精神運動速度を有しているアスリートは、スポーツ活動中に与えられる様々な情報や刺激の処理を、限られた時間で素早く同時並行して行えることで、ス

スポーツ中に安全で質の高いパフォーマンス発揮につながると考えられる。対照的に、精神運動速度は情報処理や反応のスピードを意味しており、これらが低いスポーツ中における時間的な制約の中での素早い反応やとっさの判断を困難にすることで、プレーの判断や遂行に誤りを生じやすくなると考えられる。さらに、分配性の注意機能の低いことは、様々な刺激が出現し続けるなかで周囲に視覚的な注意を向けるとともに状況判断をしながら、同時に自らの動作時の下肢アライメントや筋活動といった姿勢制御を適切に保つ、といった複数の課題に注意を適切に配分できないことで、どちらかへの対応はおろそかになってしまう。スポーツ活動中では、プレーに直接関わる周囲への注意と状況判断が優先されると考えられ、着地や方向転換時の姿勢制御への注意は削減される可能性が高い。

以上のように、SDMT スコアが低いアスリートは、とっさの判断が求められる中で素早く複数の課題を遂行することが困難であり、動作時の下肢アライメントや筋活動への注意は削減されるために、着地時の膝関節外反や体幹後傾・側屈、大腿部の筋活動のアンバランスといった ACL 損傷の受傷メカニズムを惹起する可能性が高まるために、ACL 損傷リスクは高くなると推察した。

本研究で用いた非予測的な課題は、離地から接地までの短い時間の間に行うべき動作を急に提示することによって、動作時の意思決定の過程に時間的な制約をかけ事前準備を可能としないことで、情報処理を行う時間を制限するといった認知的な負荷を与えた状態で動作を行わせることを目的としている。そのため、非予測的課題時の片脚着地やカッティング動作を正しく遂行するためには、急に示される課題に素早く反応するといった反応速度が良好であることと、課題への反応と動作時の姿勢制御の複数の課題を同時進行で処理するといった注意を分配する能力が特に必要であると考えられる。この課題によってスポーツ中に必要とされる認知的な負荷が再現できているといえ、SDMT によって評価される認知機能の良し悪しは動作時の姿勢制御に影響を与えると考えられる。

本研究の結果から、関節角度の変化については体幹や骨盤の回旋角度の変化に SDMT ス

コアの違いによる影響が見られた。カッティング動作時の体幹や骨盤の運動は、SDMT スコアが低値であった LP 群は、接地直後に体幹・骨盤ともに大きな立脚側への運動が生じるのに対して、HP 群は体幹・骨盤の回旋運動が少ないかやや遊脚側への回旋が生じていた。カッティング動作をスムーズに行うためには体幹や骨盤は遊脚側へと回旋させることが有利であり、LP 群では反対の立脚側への回旋が接地直後に生じたことから動作への反応が遅れていることを示していると考えられる。さらに、股関節内旋角度においても、LP 群は最大値の内旋角度が標準値や HP 群よりも小さく、動作への反応の遅れを示していると考えられる。SDMT は精神運動速度を評価できることから、LP 群は動作の指示に対するとっさの反応が接地までに行えなかったことで、課題動作とちぐはぐな運動が生じてしまっていると考えられる。質量の重い体幹や骨盤の運動は膝関節のモーメントに大きな影響を及ぼす<sup>118</sup>ことから、動作への反応の遅れによる体幹や骨盤のちぐはぐな運動は、傷害発生リスクを高める可能性がある。

さらに、SDMT スコアした LP 群は、カッティング動作時の接地直後の大腿四頭筋の活動がハムストリングよりも相対的に大きいといった ACL 損傷リスクを高めるような筋活動が観察された。SDMT スコアが低いことによって、の急に示される動作方法への反応が遅れることや、動作への反応をしながらカッティング動作時の姿勢制御を行うということが同時に行えないことで、女性に特徴的な ACL 損傷リスクを高める危険な筋活動パターンを生じやすくなってしまったと考えられる。

実際に、認知機能と非予測的課題時のキネマティクス・キネティクスの関係について検証した先行研究として Herman ら<sup>141</sup>の報告がある。ここでは、CRI (Concussion Resolution Index) というコンピューターによるテストを用いて、上位群と下位群に群分けを行い群間でひかくを行っている。その結果、CRI スコアの下位群は、地面反力値の垂直成分のピーク値、脛骨前方剪断力のピーク値、膝関節外転モーメント・外転角度が増大し、体幹屈曲角度が減少していたことを報告しており、認知機能の低いことが ACL 損傷リスクを高めること

を示している。

Herman らの報告は、本研究とは認知機能の低いことと下肢の関節角度やモーメントの変化との関係で、異なる結果が得られた。その要因として、対象者の特性や実験の設定などの違いによる影響があると考えられる。Herman ら<sup>141</sup>は、対象者として男女が混合したレクリエーションレベルのアスリートを対象としている。非予測的課題を用いた動作分析では、膝関節外反角度やモーメントの増大が生じること<sup>145,146</sup>が報告されており、この変化は男性に比べて女性で顕著であることが示されている<sup>147,151,152</sup>。つまり、認知的な負荷が与えられた状態での動作時の関節角度変化には男女で異なる反応が生じることが考えられる。本研究では、女性のみを対象としたものの下肢関節角度変化に認知機能の影響は示されなかったが、性別による影響は排除して検討を行うことの有用性が高いと考えられる。また、一部の認知機能にも性差があること<sup>167,168</sup>が示されており性別による影響は大きい。

また、本研究と同様の非予測的なカッティング動作時の膝関節の関節角度変化には、競技レベルが影響を与えることが示されている<sup>114,159</sup>。ハイレベルなアスリートでは膝関節角度に変化がないものの、レクリエーションレベルのアスリートにおいて膝関節の外反角度やモーメントは増大すること<sup>159</sup>が報告されている。そのため、本研究では競技レベルの高いアスリートを対象としたため、関節角度の変化を示しづらかった可能性がある。

次に、認知機能テストの違いについて考察する。本研究では、認知機能テストとして paper-and-pencil テストである SDMT を用いたが、先行研究では CRI という脳振盪後の認知機能テストに使用されるコンピューターによるテストを用いている。SDMT で測定できる認知機能としては、精神運動速度、視覚的短期記憶、注意（特に分配性注意）、集中である<sup>180,181</sup>と報告されているが、CRI では単純反応速度、複雑な反応時間、実行速度、といったより複合的な認知機能の評価が可能である<sup>141</sup>。SDMT は、複合的な認知機能の評価するものではなく、認知機能の一部と非予測的な動作時の関係性を検討したものであり、検討できていない機能の影響を受けている可能性がある。また、本研究の対象者の SDMT スコ

アは良好であったことも結果に影響を与えていることが考えられる。先行研究における一般女性大学生の SDMT 正答数の平均値は、 $58.2 \pm 9.1$ （達成率に換算すると 53%）であったと報告されている<sup>193</sup>。本研究の対象者の SDMT スコアの平均値は  $65.0 \pm 6.8\%$  で、最低値は 55.5%であった。対象者の競技レベルと認知機能テストの評価項目やスコアの違いが結果に影響を与えている可能性があり、アスリートの認知機能と ACL 損傷リスクを評価するのにふさわしいテストを検討する必要がある。

以上より、本研究と先行研究では対象者の特性や実験方法に違いがあることから、異なった結果が得られた可能性がある。しかし、認知機能と動作時のバイオメカニクスとの関係を検討した先行研究はほかに見当たらず、種々の条件下での認知機能とバイオメカニクスの関係について検討する必要がある。

本研究では、認知機能の低いことは、動作時の関節角度の変化に影響を与え、特に筋活動を変化させることで ACL 損傷のリスクを高めている可能性が示された。今後は、認知機能テストを ACL 損傷リスクの高いアスリートを抽出するためのスクリーニングとして用いることや、予防プログラムに、従来までのバランストレーニング、筋力トレーニング、動作指導を中心とした要素だけではなく、認知機能の改善などを目指したプログラムを発展させていくことが期待される。

しかし今後、認知機能を ACL 損傷のリスクファクターとしてスクリーニングなどに用いるには依然として多くの問題点がある。Swanik ら<sup>139</sup>の報告は、ACL 損傷後の対象者と健常なコントロール群の認知機能の差を検討したものであり、認知機能と ACL 損傷の関係を明らかにした前向きコホート研究は存在しない。そのため、認知機能におけるカットオフ値や、感度・特異度などは明らかではない。また、認知機能进行评估する方法は数多く報告されており、コンピューターを用いたテストと、紙とペンを用いた paper-and-pencil テストがある。コンピューターテストは、認知機能を包括的に検討できるが、簡単にできるものでなくコストもかかる。一方、paper-and-pencil テストは、紙とペンがあれば測定できる簡便で

安価な方法であるが、評価できる認知機能は単一であり、複数の要因の検討をするには多くのテストを別々に行う必要がある。対象者の競技レベルによる影響も考えられ、より適合した認知機能テストを検討する必要がある。また、認知機能は多くの機能に分けられるが、傷害リスクとの関わりの深い機能が何なのかは明らかではない。そのため、認知機能が実際に傷害リスクを高める要因となるのかどうかの検討も含めさらなる検証が必要であると考えられる。



### 3-5. まとめ

本研究では、非予測的な片脚着地動作およびカッティング動作を課題動作とし、認知機能の違いが、女性アスリートの下肢および体幹・骨盤の関節角度、下肢関節モーメント、下肢筋活動に与える影響を検討した。認知機能テストとして、SDMT (Symbol Digit Modalities Test) を用いて、対象者のスコアの中央値で HP 群と LP 群の 2 群に群分けを行い、群間で関節角度、関節モーメント、筋活動の違いを比較した。

片脚着地動作では、LP 群では接地の早期 (IC~40ms) で体幹の大きな立脚側への回旋運動が生じていた。カッティング動作では、LP 群では接地早期に骨盤で立脚側への回旋運動が生じていた。カッティング動作では、LP 群は体幹や骨盤の回旋運動において動作の指示に対するとっさの反応が遅れることで課題動作とちぐはぐな運動が生じてしまっている。筋活動は、LP 群で、接地直後の CCR が低い；ハムストリングに対する相対的な大腿四頭筋の筋活動の増大が観察された。接地後のハムストリングに対する相対的な大腿四頭筋の筋活動の増大は、脛骨に対して前方剪断力を生じる可能性があり ACL 損傷の発生リスクを増大させる可能性が示されている。

SDMT スコアが低いことは、反応の遅れや複数の課題を同時に処理することを困難にすることに関連することで、非予測的な片脚着地動作やカッティング動作時の関節角度や筋活動の変化に関連していることが示された。しかし、認知機能の違いが、関節角度やモーメント、筋活動の変化に及ぼす影響については一貫した結果が示されておらず、異なる対象者の性別や競技レベル、異なる認知機能テストを用いた検討が必要である。

## 4. 総合討論

### 4-1. 本研究の目的

本研究では、ACL 損傷の *inciting event* である片脚着地動作やカッティング動作において、ACL 損傷の発生率の高い女性の動作の特徴と、動作の変化に与える要因を明らかにすることを目的とした。動作分析に際しては、体幹や骨盤の運動に着目した。

この目的を達成するために、研究課題 1 では、非予測的な片脚着地動作時の体幹や骨盤の運動に着目して、男女の動作の特徴の違いを検討することとした。女性の ACL 損傷の受傷肢位は、膝関節外反の増大と体幹前傾の減少・支持脚側への側屈の増大<sup>38,40</sup>である。体幹や骨盤の肢位の違いは、膝関節の負荷に影響を与えることが報告されており、ACL 損傷の発生リスクに与える影響は大きいと考えられる。また、動作分析を行うにあたって、実際のスポーツ活動中に近いと考えられる認知的負荷を与えることの有用性が示されている<sup>143,144</sup>。すなわち、動作開始後に行う動作を指示するような非予測的な課題であり、膝関節外反角度やモーメントの増大が見られる<sup>143,144</sup>ことが報告されている。しかし、この非予測的な課題時の体幹や骨盤の運動の性差は明らかではない。

次に、研究課題 2 では、女性アスリートを対象に片脚着地動作やカッティング動作といった ACL 損傷の *inciting event* 時の関節角度・関節モーメント・筋活動に認知機能の違いが与える影響を検討した。認知機能の違いは、ACL 損傷のリスクファクターであることが示されている<sup>139</sup>が、そのメカニズムは明らかではない。非予測的な課題動作時に、ACL 損傷リスクの高い動作を呈することから、認知的な負荷が生じた時に動作の変化が生じる可能性がある。しかし、認知機能の違いによって非予測的な課題時の動作が変化するののかどうかを検討した先行研究は 1 つしかなく、これは男女混合のレクリエーションレベルのアスリートを対象としている。ACL 損傷の発生リスクは女性で高く、さらに認知機能にも性差があるとの報告もある。認知機能が動作に与える影響を女性アスリートのみを対象として検討する必要があると考えられる。

#### 4-2. 本研究で得られた成果

##### 研究課題 1：非予測的なイベント時の着地動作のバイオメカニクスの性差について ～体幹・骨盤運動に着目して～

非予測的な着地位置の変更を伴った片脚着地動作の解析を行い、特に体幹・骨盤運動についてその性差の比較を行い、女性の動作の特徴を検討した。その結果、女性は体幹・骨盤の前傾角度および股関節屈曲角度の増大と、着地直後に骨盤が立脚側へ回旋運動、股関節の内転運動が生じた。また、地面反力値の垂直成分の最大値は女性が男性より大きな値を示した。

女性は離地時から体幹や骨盤・股関節を屈曲位に保った状態でジャンプし、その肢位のまま片脚着地動作を行っていたことが着地後の矢状面上の関節角度の性差にもつながっていると考えられる。また、股関節屈曲角度は、システマティックレビューによる“標準値”と比較して大きく、非予測的課題を用いたことによる影響が表れていると考えられる。矢状面上での屈曲角度の増大は、着地時の衝撃吸収に有利であると報告されているが、本研究における女性の体幹前傾角度は先行研究と比較して大きくはなかったことから、衝撃吸収に効果的ではなかったといえる。そこで、着地後の骨盤や股関節の運動はこの不十分であった衝撃吸収を補おうとする作用によって生じたのではないかと考えられる。このような股関節の内転や骨盤の回旋運動は女性の特徴的な動作と考えられ、動作を分析する上で着目する点であると考えられる。ACL 損傷の予防のためには膝関節、股関節の運動を制御することが必要であることが多く報告されているが、さらにその上位にある体幹・骨盤の水平面の運動についても着目して動作を考察していく必要がある。

また、着地位置の違いは有意な関節角度の変化を生じなかった。着地位置の変更の実施度も有意なものではなかった。本研究では、着地位置変更の正確性については検討しておらず、実際に着地位置の変更も達成されていなかったため、関節角度への変化をもたらさなかった可能性がある。

## 研究課題 2 : ACL 損傷における inciting event での女性の動作の特徴について～認知機能の違いが与える影響の検討～

本研究では、非予測的な片脚着地動作およびカッティング動作を課題動作とし、認知機能の違いが、女性アスリートの下肢および体幹・骨盤の関節角度、下肢関節モーメント、下肢筋活動に与える影響を検討した。認知機能テストとして、SDMT (Symbol Digit Modalities Test) を用いて、対象者のスコアの中央値で HP 群と LP 群の 2 群に群分けを行い、群間で関節角度、関節モーメント、筋活動の違いを比較した。

片脚着地動作では、LP 群では接地の早期 (IC～40ms) で体幹の大きな立脚側への回旋運動が生じていた。カッティング動作では、LP 群では接地早期に骨盤で立脚側への回旋運動が生じていた。カッティング動作では、LP 群は体幹や骨盤の回旋運動において動作の指示に対するとっさの反応が遅れることで課題動作とちぐはぐな運動が生じてしまっている。筋活動は、LP 群で、接地直後の CCR が低い；ハムストリングに対する相対的な大腿四頭筋の筋活動の増大が観察された。接地後のハムストリングに対する相対的な大腿四頭筋の筋活動の増大は、脛骨に対して前方剪断力を生じる可能性があり ACL 損傷の発生リスクを増大させる可能性が示されている。

SDMT スコアが低いことは、反応の遅れや複数の課題を同時に処理することを困難にすることに関連することで、非予測的な片脚着地動作やカッティング動作時の関節角度や筋活動の変化に関連していることが示された。しかし、認知機能の違いが、関節角度やモーメント、筋活動の変化に及ぼす影響については一貫した結果が示されておらず、異なる対象者の性別や競技レベル、異なる認知機能テストを用いた検討が必要である。

#### 4-3. 総合考察

課題 1 では、非予測的片脚着地動作時の女性の関節角度変化やモーメント変化の特徴として、体幹および骨盤前傾角度の増大および股関節屈曲角度の増大と、接地後の急激な股関節内転運動および骨盤の立脚側への回旋運動が生じており、さらに地面反力値の垂直成分の最大値や股関節・膝関節屈曲モーメントの増大が示された。

体幹・骨盤の前傾角度および股関節の屈曲角度の増大は着地時の地面反力値を低減し、衝撃吸収に有利な着地姿勢であると報告されているが、本研究における女性では異なる結果が得られた。本研究の関節角度は、先行研究における女性の股関節の屈曲角度の標準値と比べて必ずし大きな値ではなく、さらに体幹前傾角度は衝撃吸収に有利であることを報告した先行研究と比べて小さい値であった。そのため、地面反力値は本来の男女の特性を反映したものであり、矢状面上のストラテジーのみでは女性は着地時の衝撃吸収には十分ではない可能性が高い。そこで、接地後の急激な股関節内転運動および骨盤の立脚側への回旋運動は、矢状面上の運動で十分に行えなかった衝撃吸収を前額面と水平面上の運動を組み合わせることで補おうとする働きが生じていると考える。このように、女性は着地時に骨盤回旋と股関節内転を組み合わせ、身体を「ねじる」ようにして着地直後に生じる衝撃を制御しようとする戦略をとっていたと考えられる。

さらに、課題 2 でも、SDMT スコアが低値であった LP 群は、片脚着地動作では接地後早期（IC～40ms）で体幹の大きな立脚側への回旋運動が生じており、体幹と骨盤は両群ともに接地後に立脚側への回旋運動が生じていた。カッティング動作では LP 群には接地後早期に骨盤で大きな立脚側への回旋運動が生じており、体幹でも接地後早期には立脚側への回旋運動が生じていた。それに対して、HP 群では骨盤や小さな立脚側への回旋ののち緩やかに遊脚側への回旋が生じ、体幹でも緩やかな遊脚側への回旋運動が生じていたというように、体幹や骨盤で特徴的な運動が観察された。動作時の体幹や骨盤の回旋運動を分析した先行研究は少なく、片脚スクワット動作では、体幹は男女ともに立脚側へ回旋するものの女

性の回旋角度は小さく、骨盤は女性では体幹と同側の立脚側へ回旋し、男性では遊脚側へと回旋していた<sup>123</sup>ことが示されている。片脚スクワット動作の分析と、本研究における課題 1 および課題 2-1 の片脚着地動作では体幹・骨盤に立脚側への回旋が生じるという運動方向が一致した回旋運動が生じていた。これらの回旋運動は、荷重下での運動時の女性の姿勢制御の特徴を表しているものと考えられる。しかし、課題 2-2 に関しては、LP 群では同様に体幹・骨盤には立脚側への回旋が生じるのに対して、HP 群ではそのような運動は観察されなかった。課題 2-2 で検討したカッティング動作をスムーズに行うためには、体幹・骨盤は遊脚側へ向けることが有利であると考えられ、HP 群の方が動作に対応した運動が接地後早期から生じているといえる。それに対して、LP 群は片脚着地動作時に見られた運動と同様の回旋運動が生じていることから、指示された動作への反応が遅れたことで姿勢制御を優先した反応が生じるとともに、課題動作にちぐはぐな運動が生じてしまったと考えられる。

課題 2-2 において、SDMT スコアが低値であったアスリートは、カッティング動作では接地前後の大腿四頭筋の活動増大し、接地直後にはハムストリングに対して大腿四頭筋の優位な筋活動がみられた。カッティング動作時の女性の筋活動の特徴として、大腿四頭筋の活動のタイミングが早く大きいこと<sup>106</sup>が挙げられており、この大腿四頭筋の活動は ACL の歪みや張力を増大させることから ACL 損傷リスクを高めることが示されている。以上より、SDMT スコアが低いことによって、膝関節の安定性の欠如を招き、ACL 損傷リスクを高める筋活動変化をきたすことが示された。

SDMT で検討される認知機能は、精神運動速度、視覚的短期記憶、注意（特に分配性注意）、集中である<sup>181</sup>と報告されている。カッティング動作での LP 群の体幹・骨盤の課題動作に適さないちぐはぐな運動や着地直後の大腿四頭筋優位な筋活動パターンは、動作指示への反応の遅れや、反応しながらカッティング動作時の姿勢制御を同時に行えないために生じた運動であると考えられる。SDMT スコアが低いということは関節角度の変化に影響を与えるとともに、女性に特徴的な ACL 損傷リスクを高める危険な筋活動パターンを惹起

したと考えられる。

#### 4-4. 本研究の限界と今後の課題

本研究における限界と課題を以下に挙げる。

まず、本研究では下肢の筋力の測定を行っていない。下肢筋力が ACL 損傷発生にどの程度関わっているのかについては一定の見解は得られていない<sup>2,64,65</sup>。さらに、筋力が着地動作やカッティング動作時の関節角度やモーメントの変化に与える影響についても明らかではない<sup>145,184</sup>が、筋力の違いは動作時の筋活動や地面反力値に影響を与える可能性がある。

次に、本研究で用いた非予測的課題時の動作の表示方法は、単純な矢印などの記号をモニター上に表記することであった。しかし、この指示方法は必ずしも試合中にあるシチュエーションに合致したものではなかったかも知れず、単純すぎたか可能性がある。また、指示を表示するタイミングを台からの離地直後として設定した。離地から接地までにかかる時間は対象者ごとに違いはあるもののおおむね 300~400ms 程度であった。先行研究でも動作開始までに指示が表示される時間については種々の設定が見られるが、300ms 前後の時間を用いているものが多い。人間の反応時間、本研究の対象者がアスリートであったことを考えると表示される時間についてはさらなる検討が必要であると考えられる。

3 つ目として、体表マーカーを用いた三次元動作解析の信頼性を挙げる。本研究では片脚着地動作やカッティング動作の 3 次元動作解析を行った。動作分析に際して体表マーカーを使用することで実際の関節運動との誤差が生じる可能性が報告されている<sup>194-199</sup>。この要因には、体表マーカーによる測定は皮膚上でマーカーが動くことでマーカーにずれが生じることと<sup>200,201</sup>、解剖学的なランドマークに対して貼付するマーカーの正確性による影響<sup>202</sup>が考えられている。特に、本研究で用いた Plug-In Gait モデルは、貼付するマーカー数が少なく、身体測定や仮想マーカーによって関節中心が定義されるため、股関節・膝関節の水平面上の運動での信頼性は低いことが報告されている<sup>98,194,203</sup>。実際に、Benoit ら<sup>195</sup>は、

骨に直接装着したマーカーと体表マーカーで比較して、膝関節運動の誤差が歩行では屈曲/伸展が  $2.5^{\circ}$  , 内反/外反が  $3.6^{\circ}$  , 内旋/外旋が  $2.9^{\circ}$  で、カッティング動作では屈曲/伸展が  $6.3^{\circ}$  , 内反/外反が  $4.5^{\circ}$  , 内旋/外旋が  $3.0^{\circ}$  であったと報告しており、本研究の結果には誤差を含んでいる可能性がある。測定誤差を最小にするためには、皮膚上に多くのマーカーを貼付して皮膚上でのずれを補正したポイントクラスター法<sup>99</sup>などを用いることが必要である。

SDMT で測定された認知機能の違いによって、関節運動や筋活動に変化が生じることが明らかになった。しかし、認知機能の低いことが ACL 損傷のリスクファクターとなるという関係性についての知見は限定的である。認知機能テストの、カットオフ値や感度・特異度といった点は明らかになっていない。認知機能を測定する方法も数多く存在している。本研究では、現場への導入のしやすさを求めて、紙とペンがあれば行える paper-and-pencil テストを用いたが、評価できる認知機能は包括的ではなく、その点が今回の結果にも影響を与えていると考えられる。また、本研究では女性アスリートのみを対象としたが、認知機能に性差がある可能性を示した先行研究はみられるものの、SDMT に性差があるかどうかは明らかではない。女性アスリートにおける ACL 損傷のリスクファクターを検証するためにも、より性別特異的な認知機能の測定方法や動作への影響を検討する必要があると考えられる。

また、今回は、認知機能の違いが動作に与える影響を検討したが、この実験手法は直接的に ACL 損傷のメカニズムやリスクファクターを検討できるものではない。さらに、ACL 損傷のリスクファクターは、単一で傷害発生リスクに影響することはなく複数の因子の相互作用によって増減することが報告されている。同様に動作の変化に与える影響も多岐にわたることが考えられる。本研究では、対象者の条件を一定にするために解剖学的な要因についての測定を行い著しく異なる対象者がいないことを確認した。しかし、対象者の筋力や技術レベル、体性感覚やこれまでの運動歴による感覚系の影響などが動作の変化に影響を与えることが考えられる。さらに、認知機能についても睡眠不足や疲労などによって変化する



ことが示されており、今回得られた結果は一定ではない可能性がある。今後は、対象者の動作に影響を与えると考えられる要因を揃えた対象者を用いて、認知機能の影響を検討することや、疲労課題など認知機能の変化に影響を与えた状態での動作の変化を検討する必要があると考えられる。

認知機能が ACL 損傷リスクに与える影響についての知見は現状では限定的である。疫学的な検討をさらに行うとともに、動作時の関節角度や筋活動の変化について異なる認知機能テストや異なる課題動作を用いた種々の条件下での検討を行っていくことや、動作に影響を与えるその他の要因の影響を検討する必要があると考えられる。

#### 4-5. 結語

本研究では、ACL 損傷の inciting event である片脚着地動作やカッティング動作において、ACL 損傷の発生率の高い女性の動作の特徴と、動作の変化に与える要因を明らかにすることを目的とした。動作分析に際しては、体幹や骨盤の運動に着目した。

本研究で得られた結果は以下の通りである。

- 1) 女性アスリートは、非予測的片脚着地動作時に、体幹および骨盤前傾角度の増大および股関節屈曲角度の増大と、接地後の急激な股関節内転運動および骨盤の立脚側への回旋運動であり、さらに地面反力値の垂直成分の最大値や股関節・膝関節屈曲モーメントの増大が生じた。
- 2) SDMT スコアが低値であった女性アスリートは、特にカッティング動作時に体幹・骨盤の立脚側への回旋や、股関節外転角度の減少や内旋角度の減少といった、課題動作への反応の遅れを示すようなちぐはぐな運動が生じた。
- 3) SDMT スコアが低値であった女性アスリートは、カッティング動作時の接地前後の大腿四頭筋の活動増大し、接地直後にはハムストリングに対して大腿四頭筋の優位な筋活動がみられた。

以上の成果は、女性アスリートが着地動作やカッティング動作時の姿勢の安定のために、体幹や骨盤の回旋運動を用いていることを示している。さらに、SDMT で測定される認知機能が低いことは、非予測的な片脚着地やカッティング動作の関節角度や筋活動の変化に影響を与えており、特に筋活動の変化は ACL 損傷のリスクを高めるような大腿四頭筋優位な活動が観察された。

認知機能が低いことは、動作に変化を与えることで傷害発生リスクファクターとなることが示唆され、スクリーニングや予防トレーニングに導入されることが期待される。

## 謝辞

本研究の遂行と本博士論文の作成にあたり、懇切丁寧なご指導、ご助言を賜りました、筑波大学大学院人間総合科学研究科スポーツ医学専攻、宮川俊平教授、竹村雅裕准教授、向井直樹准教授に深く感謝申し上げます。宮川教授には、研究に対して多くのご助言をいただき、わたくしの考えの至らない点についての的確なコメントをいただき、進むべき方向を示していただきました。竹村准教授には、研究において自由にテーマを設定する機会をいただき、温かく見守っていただきました。ご多忙な中でも研究に関する議論をする機会を多くいただき、わたくしの指向が独断に陥った時にはそれを正していただきました。向井准教授には、研究内容や論文校正について、貴重なご指摘を多くいただきました。深く感謝いたします。体育系小野誠司准教授には、本論文の審査を担当いただき、論文の至らない点やこの先の展望について貴重なご意見ならびにご指導をいただき、本当にありがとうございました。

本研究の遂行にあたりまして、体育系藤井範久教授には、わたくしの研究にご理解をいただき実験環境を与えてくださいました。また、実験の実施に当たっては、筑波大学スポーツバイオメカニクス研究室の木下まどか氏には、実験機器や施設の使用に多大な協力をいただきました。深く御礼申し上げます。

研究を進めるにあたって、多大なご支援をいただきました竹村研究室の皆さま、筑波大学スポーツ医学専攻の皆様に深く感謝いたします。

最後に、大学院の在籍中に結婚・出産という重大なライフイベントを経験しながら、常にそばにいて私を支え、励ましてくれた妻の晶子に心から感謝いたします。

## 参考文献

1. KC Miyasaka, DM Daniel, ML Stone PH. The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg.* 1991;1(3):3-8.
2. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg.* 2000;8(3):141-50.
3. Arendt E, Dick R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *Am J Sports Med.* 1995;23(6):694-701.
4. Agel J, Arendt E a, Bershadsky B. Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *Am J Sports Med.* 2005;33(4):524-30.
5. Arendt E a, Agel J, Dick R. Anterior cruciate ligament injury patterns among collegiate men and women. *J Athl Train.* 1999;34(2):86-92.
6. Myklebust G, Maehlum S, Holm I, Bahr R. A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball. *Scand J Med Sci Sports.* 1998;8(3):149-53.
7. Deitch JR, Starkey C, Walters SL, Moseley JB. Injury risk in professional basketball players: a comparison of Women's National Basketball Association and National Basketball Association athletes. *Am J Sports Med.* 2006;34(7):1077-83.
8. Mihata LCS, Beutler AI, Boden BP. Comparing the incidence of anterior cruciate ligament injury in collegiate lacrosse, soccer, and basketball players: implications for anterior cruciate ligament mechanism and prevention. *Am J Sports Med.* 2006;34(6):899-904..

9. Gornitzky AL, Lott A, Yellin JL, Fabricant PD, Lawrence JT, Ganley TJ. Sport-Specific Yearly Risk and Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears in High School Athletes: A Systematic Review and Meta-analysis. *Am J Sports Med*. 2016;44(10):2716-2723.
10. Fuller CW. Managing the Risk of Injury in Sport. *Clin J Sport Med*. 2007;17(3):182-187.
11. Ciccotti MG, Lombardo SJ, Nonweiler B, Pink M. Non-operative treatment of ruptures of the anterior cruciate ligament in middle-aged patients. Results after long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 1994;76(9):1315-21.
12. Zysk SP, Refior HJ. Operative or conservative treatment of the acutely torn anterior cruciate ligament in middle-aged patients. A follow-up study of 133 patients between the ages of 40 and 59 years. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2000;120(1-2):59-64.
13. Meuffels DE, Poldervaart MT, Diercks RL, et al. Guideline on anterior cruciate ligament injury. *Acta Orthop*. 2012;83(4):379-86.
14. Novak PJ, Bach BR, Bush-Joseph CA, Badrinath S. Cost containment: a charge comparison of anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 1996;12(2):160-4.
15. Paterno M V., Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR, Hewett TE. Incidence of Second ACL Injuries 2 Years After Primary ACL Reconstruction and Return to Sport. *Am J Sports Med*. 2014;42(7):1567-1573.
16. Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman KR. Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study. *Am J Sports Med*. 1994;22(5):632-44.
17. Lohmander LS, Osterberg a, Englund M, Roos H. High prevalence of knee

- osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum.* 2004;50(10):3145-52.
18. Dunn WR, Spindler KP. Predictors of activity level 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR): a Multicenter Orthopaedic Outcomes Network (MOON) ACLR cohort study. *Am J Sports Med.* 2010;38(10):2040-50.
  19. Myklebust G, Bahr R. Return to play guidelines after anterior cruciate ligament surgery. *Br J Sports Med.* 2005;39(3):127-31.
  20. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene J V, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *Am J Sports Med.* 1999;27(6):699-706.
  21. Messina DF, Farney WC, DeLee JC. The incidence of injury in Texas high school basketball. A prospective study among male and female athletes. *Am J Sports Med.* 1999;27(3):294-9.
  22. Pfeiffer RP, Shea KG, Roberts D, Grandstrand S, Bond L. Lack of effect of a knee ligament injury prevention program on the incidence of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(8):1769-74.
  23. Joseph AM, Collins CL, Henke NM, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. A multisport epidemiologic comparison of anterior cruciate ligament injuries in high school athletics. *J Athl Train.* 2013;48(6):810-7.
  24. Beynnon BD, Vacek PM, Newell MK, et al. The Effects of Level of Competition, Sport, and Sex on the Incidence of First-Time Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med.* 2014;42(8):1806-12.
  25. Stanley LE, Kerr ZY, Dompier TP, Padua DA. Sex Differences in the Incidence of Anterior Cruciate Ligament, Medial Collateral Ligament, and Meniscal Injuries in

- Collegiate and High School Sports: 2009-2010 Through 2013-2014. *Am J Sports Med.* 2016;44(6):1565-1572.
26. DeLee JC, Farney WC. Incidence of injury in Texas high school football. *Am J Sports Med.* 1992;20(5):575-580.
  27. Mandelbaum BR, Silvers HJ, Watanabe DS, et al. Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2005;33(7):1003-10.
  28. Steffen K, Myklebust G, Olsen OE, Holme I, Bahr R. Preventing injuries in female youth football--a cluster-randomized controlled trial. *Scand J Med Sci Sports.* 2008;18(5):605-14. doi:10.1111/j.1600-0838.2007.00703.x.
  29. Kiani A, Hellquist E, Ahlqvist K, Gedeberg R, Michaëlsson K, Byberg L. Prevention of soccer-related knee injuries in teenaged girls. *Arch Intern Med.* 2010;170(1):43-9.
  30. Waldén M, Atroshi I, Magnusson H, Wagner P, Häggglund M. Prevention of acute knee injuries in adolescent female football players: cluster randomised controlled trial. *BMJ.* 2012;344:e3042.
  31. van Mechelen W, Hlobil H, Kemper HC. Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Med.* 1992;14(2):82-99.
  32. Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med.* 2005;39(6):324-329.
  33. Meeuwisse WH. Assessing Causation in Sport Injury: A Multifactorial Model. : Clinical Journal of Sport Medicine. *Clin J Sport Med.* 1994;4:166-170.
  34. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 2000;23(6):573-8.
  35. Olsen O-E, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior

- cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med.* 2004;32(4):1002-12.
36. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med.* 2007;35(3):359-67.
  37. Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *Am J Sports Med.* 2009;37(2):252-9.
  38. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. 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.* 2009;43(6):417-22.
  39. Koga H, Nakamae A, Shima Y, et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am J Sports Med.* 2010;38(11):2218-25.
  40. Sheehan FT, Sipprell WH, Boden BP. Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2012;40(5):1068-74.
  41. Krosshaug T, Nakamae A, Boden B, et al. Estimating 3D joint kinematics from video sequences of running and cutting maneuvers--assessing the accuracy of simple visual inspection. *Gait Posture.* 2007;26(3):378-85.
  42. Krosshaug T, Bahr R. A model-based image-matching technique for three-dimensional reconstruction of human motion from uncalibrated video sequences. *J Biomech.* 2005;38(4):919-29.
  43. Koga H, Bahr R, Myklebust G, Engebretsen L, Grund T, Krosshaug T. Estimating



- anterior tibial translation from model-based image-matching of a noncontact anterior cruciate ligament injury in professional football: a case report. *Clin J Sport Med*. 2011;21(3):271-4.
44. Koga H, Nakamae A, Shima Y, Bahr R, Krosshaug T. Hip and Ankle Kinematics in Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Situations: Video Analysis Using Model-Based Image Matching. *Am J Sports Med*. 2018;46(2):333-340.
  45. Ebstrup JF, Bojsen-Møller F. Anterior cruciate ligament injury in indoor ball games. *Scand J Med Sci Sports*. 2000;10(2):114-6.
  46. Cochrane JL, Lloyd DG, Buttfield A, Seward H, McGivern J. Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *J Sci Med Sport*. 2007;10(2):96-104.
  47. Berns GS, Hull ML, Patterson HA. Strain in the anteromedial bundle of the anterior cruciate ligament under combination loading. *J Orthop Res*. 1992;10(2):167-76.
  48. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res*. 1995;13(6):930-5.
  49. Kanamori A, Woo SL-Y, Ma CBB, et al. The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology. *Arthroscopy*. 2000;16(6):633-9.
  50. Kanamori A, Zeminski J, Rudy TW, Li G, Fu FH, Woo SL-Y. The effect of axial tibial torque on the function of the anterior cruciate ligament: a biomechanical study of a simulated pivot shift test. *Arthroscopy*. 2002;18(4):394-8.
  51. Renström P, Arms SWW, Stanwyck TSS, Johnson RJJ, Pope MHH. Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *Am J*

- Sports Med.* 1986;14(1):83-7.
52. Dürselen L, Claes L, Kiefer H. The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *Am J Sports Med.* 1995;23(1):129-36.
  53. Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech.* 1999;32(4):395-400.
  54. Meyer EG, Haut RC. Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. *J Biomech.* 2008;41(16):3377-83.
  55. Withrow TJT, Huston LJL, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. The relationship between quadriceps muscle force, knee flexion, and anterior cruciate ligament strain in an in vitro simulated jump landing. *Am J Sports Med.* 2006;34(2):269-74.
  56. Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller J a. Effect of varying hamstring tension on anterior cruciate ligament strain during in vitro impulsive knee flexion and compression loading. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(4):815-23.
  57. Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller J a. The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21(9):977-83.
  58. Henning CE, Lynch MA, Glick KR. An in vivo strain gage study of elongation of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1985;13(1):22-26.
  59. Fleming BC, Renstrom PA, Beynnon BD, et al. The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J Biomech.* 2001;34(2):163-170..
  60. Fleming BCB, Ohlén G, Renström PA, Peura GD, Beynnon BD, Badger GJ. The effects of compressive load and knee joint torque on peak anterior cruciate ligament

- strains. *Am J Sports Med.* 2003;31(5):701-7.
61. Heijne A, Fleming BC, Renstrom PA, Peura GD, Beynnon BD, Werner S. Strain on the anterior cruciate ligament during closed kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(6):935-41.
  62. Cerulli G, Benoit DL, Lamontagne M, Caraffa A, Liti A. In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003;11(5):307-11. doi:10.1007/s00167-003-0403-6.
  63. Li G, DeFrate LE, Rubash HE, Gill TJ. In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. *J Orthop Res.* 2005;23(2):340-344.
  64. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *Am J Sports Med.* 2006;34(9):1512-32.
  65. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes: Part 1, Mechanisms and Risk Factors. *Am J Sports Med.* 2006;34(2):299-311.
  66. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009;17(7):705-29.
  67. Alentorn-Geli E, Mendiguchía J, Samuelsson K, et al. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in sports—Part I: Systematic review of risk factors in male athletes. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2014;22(1):3-15.
  68. Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, et al. Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *Br J Sports Med.* 2008;42(6):394-412.

69. Sugimoto D, Alentorn-Geli E, Mendiguchía J, Samuelsson K, Karlsson J, Myer GD. Biomechanical and Neuromuscular Characteristics of Male Athletes: Implications for the Development of Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Programs. *Sport Med.* 2015;45(6):809-822.
70. Bahr R. Why screening tests to predict injury do not work—and probably never will...: a critical review. *Br J Sports Med.* 2016;50(13):776-780.
71. Cronström A, Creaby MW, Nae J, Ageberg E. Modifiable Factors Associated with Knee Abduction During Weight-Bearing Activities: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sport Med.* 2016;46(11):1647-1662.
72. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2005;33(4):492-501.
73. Fagenbaum R, Darling WG. Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2003;31(2):233-40.
74. Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clin J Sport Med.* 2007;17(4):263-8.
75. Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *Knee.* 2007;14(3):218-23.
76. Orishimo KF, Kremenich IJ, Pappas E, Hagins M, Liederbach M. Comparison of landing biomechanics between male and female professional dancers. *Am J Sports Med.* 2009;37(11):2187-93.
77. Urabe Y, Kobayashi R, Sumida S, et al. Electromyographic analysis of the knee

- during jump landing in male and female athletes. *Knee*. 2005;12(2):129-134.
78. Schmitz RJ, Kulas AS, Perrin DH, Riemann BL, Shultz SJ. Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(6):681-8.
  79. Kiriyaama S, Sato H, Takahira N. Gender differences in rotation of the shank during single-legged drop landing and its relation to rotational muscle strength of the knee. *Am J Sports Med*. 2009;37(1):168-74.
  80. Kernozek TW, Torry MR, Iwasaki M. Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *Am J Sports Med*. 2008;36(3):554-65.
  81. Lephart SM, Ferris CM, Riemann BL, Myers JB, Fu FH. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;(401):162-9.
  82. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86-A(8):1601-8.
  83. Shultz SJ, Nguyen A-D, Leonard MD, Schmitz RJ. Thigh strength and activation as predictors of knee biomechanics during a drop jump task. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(4):857-66.
  84. Walsh MS, Waters J, Kersting UG. Gender bias on the effects of instruction on kinematic and kinetic jump parameters of high-level athletes. *Res Sports Med*. 2007;15(4):283-95.
  85. Gehring D, Melnyk M, Gollhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24(1):82-7.
  86. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(10):1745-50.

87. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Longitudinal effects of maturation on lower extremity joint stiffness in adolescent athletes. *Am J Sports Med.* 2010;38(9):1829-37.
88. Hughes G, Watkins J, Owen N. The effects of opposition and gender on knee kinematics and ground reaction force during landing from volleyball block jumps. *Res Q Exerc Sport.* 2010;81(4):384-91.
89. Hughes G, Watkins J, Owen N. Gender differences in lower limb frontal plane kinematics during landing. *Sport Biomech.* 2008;7(3):333-341.
90. Earl JE, Monteiro SK, Snyder KR. Differences in Lower Extremity Kinematics Between a Bilateral Drop-Vertical Jump and A Single-Leg Step-down. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2007;37(5):245-252.
91. Kernozek TW, Torry MR, VAN Hoof H, Cowley H, Tanner S. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(6):1003-12; discussion 1013.
92. Russell KA, Palmieri RM, Zinder SM, Ingersoll CD. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *J Athl Train.* 2006;41(2):166-71.
93. Sigward SM, Pollard CD, Powers CM. The influence of sex and maturation on landing biomechanics: implications for anterior cruciate ligament injury. *Scand J Med Sci Sports.* 2012;22(4):502-9.
94. Quatman CE, Quatman-Yates CC, Hewett TE. A “plane” explanation of anterior cruciate ligament injury mechanisms: a systematic review. *Sports Med.* 2010;40(9):729-46.
95. Wallace BJ, Kernozek TW, Mikat RP, Wright GA, Simons SZ, Wallace KL. A comparison between back squat exercise and vertical jump kinematics: implications

- for determining anterior cruciate ligament injury risk. *J Strength Cond Res*. 2008;22(4):1249-58.
96. Zeller BL, McCrory JL, Kibler W Ben, Uhl TL. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sports Med*. 2003;31(3):449-56.
  97. 小笠原一生, 宮川俊平. 片脚着地タスクにおける前額面上の下肢運動パターンの運動学的, 筋電図学的性差. 日本臨床バイオメカニクス学会誌. 2008;29:45-52.
  98. Mantovani G, Lamontagne M. How Different Marker Sets Affect Joint Angles in Inverse Kinematics Framework. *J Biomech Eng*. 2017;139(4):044503.
  99. Andriacchi TP, Alexander EJ, Toney MK, Dyrby C, Sum J. A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. *J Biomech Eng*. 1998;120(6):743-9.
  100. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003;18(7):662-9.
  101. Huston LJ, Vibert B, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. Gender differences in knee angle when landing from a drop-jump. *Am J Knee Surg*. 2001;14(4):215-9; discussion 219-20.
  102. Delp SL, Hess WE, Hungerford DS, Jones LC. Variation of rotation moment arms with hip flexion. *J Biomech*. 1999;32(5):493-501.
  103. Malinzak R a, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16(5):438-45.
  104. McLean SG, Lipfert SW, van den Bogert AJ. Effect of gender and defensive opponent

- on the biomechanics of sidestep cutting. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(6):1008-16.
105. McLean SG, Walker KB, van den Bogert a J. Effect of gender on lower extremity kinematics during rapid direction changes: an integrated analysis of three sports movements. *J Sci Med Sport.* 2005;8(4):411-22.
  106. Sigward SM, Powers CM. The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21(1):41-48.
  107. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ.  
  
Neuromuscular and Lower Limb Biomechanical Differences Exist between Male and Female Elite Adolescent Soccer Players during an Unanticipated Side-cut Maneuver. *Am J Sports Med.* 2007;35(11):1888-1900.
  108. Ford KR, Myer GD, Toms HE, Hewett TE. Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(1):124-9.
  109. McLean SG, Neal RJ, Myers PT, Walters MR. Knee joint kinematics during the sidestep cutting maneuver: potential for injury in women. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(7):959-68.
  110. Pollard CD, Davis IM, Hamill J. Influence of gender on hip and knee mechanics during a randomly cued cutting maneuver. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(10):1022-31.
  111. Pollard CD, Sigward SM, Ota S, Langford K, Powers CM. The influence of in-season injury prevention training on lower-extremity kinematics during landing in female soccer players. *Clin J Sport Med.* 2006;16(3):223-7.
  112. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ.  
  
Neuromuscular and Lower Limb Biomechanical Differences Exist between Male and



- Female Elite Adolescent Soccer Players during an Unanticipated Run and Crosscut Maneuver. *Am J Sports Med.* 2007;35(11):1901-1911.
113. McLean SG, Huang X, Su A, Van Den Bogert AJ. Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(8):828-38.
  114. Sigward S, Powers CM. The influence of experience on knee mechanics during side-step cutting in females. *Clin Biomech.* 2006;21(7):740-747.
  115. McLean SG, Huang X, van den Bogert AJ. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20(8):863-70.
  116. 永野康治, 岩田恵梨子, 井田博史, 赤居正美, 福林徹. 切り返し動作における体幹運動の性差について. 日本臨床バイオメカニクス学会誌. 2008;29:53-58.
  117. Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. Relationship between three-dimensional kinematics of knee and trunk motion during shuttle run cutting. *J Sports Sci.* 2011;29(14):1525-34.
  118. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(2):42-51.
  119. Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23(3):313-9.
  120. Blackburn JT, Bell DR, Norcross MF, Hudson JD, Engstrom L a. Comparison of hamstring neuromechanical properties between healthy males and females and the influence of musculotendinous stiffness. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(5):e362-9.
  121. Shimokochi Y, Ambegaonkar JP, Meyer EG, Lee SY, Shultz SJ. Changing sagittal

- plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2012;21(4):888-97.
122. 小笠原一生, 宮川俊平, 朴時英. 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 : 膝前十字靱帯損傷のリスクを高める動作の同定. 体力科  
學. 2010;59(5):485-494.
  123. 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.
  124. Zebis MK, Andersen LL, Bencke J, Kjaer M, Aagaard P. Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. *Am J Sports Med.* 2009;37(10):1967-73.
  125. Hewett TE, Paterno M V, Myer GD. Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;(402):76-94.
  126. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train.* 2002;37(1):80-4.
  127. Markolf KL, Graff-Radford A, Amstutz HC. In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60(5):664-74.
  128. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *J Biomech.* 2001;34(10):1257-67.
  129. Wojtys EM, Ashton-Miller J a, 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-A(1):10-6.

130. 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-A(5):782-9.
131. Dyhre-Poulsen P, Krogsgaard MR. Muscular reflexes elicited by electrical stimulation of the anterior cruciate ligament in humans. *J Appl Physiol.* 2000;89(6):2191-5.
132. Huston LJ, Wojtys EM. Neuromuscular Performance Characteristics in Elite Female Athletes. *Am J Sports Med.* 1996;24(4):427-436.
133. Chu D, LeBlanc R, D'Ambrosia P, D'Ambrosia R, Baratta R V., Solomonow M. Neuromuscular disorder in response to anterior cruciate ligament creep. *Clin Biomech.* 2003;18(3):222-230.
134. Colby S, Francisco A, Yu B, Kirkendall D, Finch M, Garrett W. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers. Implications for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2000;28(2):234-40.
135. Cowling EJ, Steele JR. Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001;11(4):263-8.
136. Sell TC, Ferris CM, Abt JP, et al. The effect of direction and reaction on the neuromuscular and biomechanical characteristics of the knee during tasks that simulate the noncontact anterior cruciate ligament injury mechanism. *Am J Sports Med.* 2006;34(1):43-54.
137. Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2007;35(2):235-41.

138. Sell TC, Ferris CM, Abt JP, et al. Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. *J Orthop Res.* 2007;25(12):1589-97.
139. Swanik CB, Covassin T, Stearne DJ, Schatz P. The relationship between neurocognitive function and noncontact anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 2007;35(6):943-8.
140. Shultz SJ, Schmitz RJ, Benjaminse A, Collins M, Ford K, Kulas AS. ACL Research Retreat VII: An Update on Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Factor Identification, Screening, and Prevention. *J Athl Train.* 2015;50(10):1076-1093.
141. C Herman D, Zaremski JL, Vincent HK, Vincent KR. Effect of neurocognition and concussion on musculoskeletal injury risk. *Curr Sports Med Rep.* 2015;14(3):194-9.
142. Schmidt RA, 調枝孝治監訳リチャード・A・シュミット著. 運動学習とパフォーマンス. 1994.
143. Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR, Cochrane JL. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(7):1176-81.
144. Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR. Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(1):119-27.
145. Brown SR, Brughelli M, Hume PA. Knee mechanics during planned and unplanned sidestepping: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med.* 2014;44(11):1573-88.
146. Almonroeder TG, Garcia E, Kurt M. THE EFFECTS OF ANTICIPATION ON THE MECHANICS OF THE KNEE DURING SINGLE-LEG CUTTING TASKS: A SYSTEMATIC REVIEW. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10(7):918-28.
147. Brown TN, Palmieri-Smith RM, McLean SG. Sex and limb differences in hip and

- knee kinematics and kinetics during anticipated and unanticipated jump landings: implications for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med.* 2009;43(13):1049-56.
148. Dempsey AR, Lloyd DG, Elliott BC, Steele JR, Munro BJ, Russo KA. The effect of technique change on knee loads during sidestep cutting. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(10):1765-73.
  149. Jamison ST, Pan X, Chaudhari AMW. Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning. *J Biomech.* 2012;45(11):1881-5.
  150. Mornieux G, Gehring D, Fürst P, Gollhofer A. Anticipatory postural adjustments during cutting manoeuvres in football and their consequences for knee injury risk. *J Sports Sci.* 2014;32(13):1255-62.
  151. Borotikar BS, Newcomer R, Koppes R, McLean SG. Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23(1):81-92.
  152. Pollard CD, Heiderscheit BC, van Emmerik RE a, Hamill J. Gender differences in lower extremity coupling variability during an unanticipated cutting maneuver. *J Appl Biomech.* 2005;21(2):143-52.
  153. Dempsey AR, Lloyd DG, Elliott BC, Steele JR, Munro BJ. Changing sidestep cutting technique reduces knee valgus loading. *Am J Sports Med.* 2009;37(11):2194-200.
  154. McLean SG, Samorezov JE. Fatigue-induced ACL injury risk stems from a degradation in central control. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(8):1661-72.
  155. McLean SG, Borotikar B, Lucey SM. Lower limb muscle pre-motor time measures during a choice reaction task associate with knee abduction loads during dynamic single leg landings. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25(6):563-9.

156. Cochrane JL, Lloyd DG, Besier TF, Elliott BC, Doyle TLA, Ackland TR. Training affects knee kinematics and kinetics in cutting maneuvers in sport. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(8):1535-44.
157. Cortes N, Blount E, Ringleb S, Onate J a. Soccer-specific video simulation for improving movement assessment. *Sports Biomech.* 2011;10(1):22-34.
158. Donnelly CJ, Elliott BC, Doyle TLA, Finch CF, Dempsey AR, Lloyd DG. Changes in knee joint biomechanics following balance and technique training and a season of Australian football. *Br J Sports Med.* 2012;46(13):917-22.
159. Kipp K, Brown TN, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Decision making and experience level influence frontal plane knee joint biomechanics during a cutting maneuver. *J Appl Biomech.* 2013;29(6):756-62.
160. Lee MJC, Lloyd DG, Lay BS, Bourke PD, Alderson JA. Effects of different visual stimuli on postures and knee moments during sidestepping. *Med Sci Sports Exerc.* 2013;45(9):1740-8..
161. Weinhandl JT, Earl-Boehm JE, Ebersole KT, Huddleston WE, Armstrong BSR, O'Connor KM. Anticipatory effects on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2013;28(6):655-63.
162. Kim JH, Lee K-K, Kong SJ, An KO, Jeong JH, Lee YS. Effect of Anticipation on Lower Extremity Biomechanics During Side- and Cross-Cutting Maneuvers in Young Soccer Players. *Am J Sports Med.* 2014;42(8):1985-1992.
163. Khalid AJ, Harris SI, Michael L, Joseph H, Qu X. Effects of neuromuscular fatigue on perceptual-cognitive skills between genders in the contribution to the knee joint loading during side-stepping tasks. *J Sports Sci.* 2015;33(13):1322-31.
164. Herman DC, Barth JT. Drop-Jump Landing Varies With Baseline Neurocognition:

- Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Risk and Prevention. *Am J Sports Med.* 2016;44(9):2347-53.
165. Ford KR, Myer GD, Smith RL, Byrnes RN, Dopirak SE, Hewett TE. Use of an overhead goal alters vertical jump performance and biomechanics. *J Strength Cond Res.* 2005;19(2):394-9.
  166. Allen JS, Damasio H, Grabowski TJ, Bruss J, Zhang W. Sexual dimorphism and asymmetries in the gray-white composition of the human cerebrum. *Neuroimage.* 2003;18(4):880-94.
  167. Grooms DR, Onate JA. Neuroscience Application to Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention. *Sports Health.* 2016;8(2):149-52.
  168. Miller DI, Halpern DF. The new science of cognitive sex differences. *Trends Cogn Sci.* 2014;18(1):37-45.
  169. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* 1990;8(3):383-92.
  170. Davis RB, Õunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci.* 1991;10(5):575-587.
  171. Fox AS, Bonacci J, McLean SG, Spittle M, Saunders N. What is Normal? Female Lower Limb Kinematic Profiles During Athletic Tasks Used to Examine Anterior Cruciate Ligament Injury Risk: A Systematic Review. *Sport Med.* 2014;44(6):815-832.
  172. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(6):926-934.
  173. Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender

- comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35(5):292-9.
174. Stephenson ML, Hinshaw TJ, Wadley HA, et al. Effects of timing of signal indicating jump directions on knee biomechanics in jump-landing-jump tasks. *Sport Biomech.* 17(1).
  175. Hick WE. On the Rate of Gain of Information. *Q J Exp Psychol.* 1952;4(1):11-26.
  176. Miller BT, Clapp WC. From vision to decision: the role of visual attention in elite sports performance. *Eye Contact Lens.* 2011;37(3):131-9.
  177. Brown TN, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Associations between lower limb muscle activation strategies and resultant multi-planar knee kinetics during single leg landings. *J Sci Med Sport.* 2014;17(4):408-13.
  178. Bonci CM. Assessment and evaluation of predisposing factors to anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train.* 1999;34(2):155-64.
  179. A S. *Symbol Digit Modalities Test.* Los Angeles, CA: Western Psychological Services; 1982.
  180. Randolph C, McCrea M, Barr WB. Is neuropsychological testing useful in the management of sport-related concussion? *J Athl Train.* 2005;40(3):139-52.
  181. Register-Mihalik JK, Kontos DL, Guskiewicz KM, Mihalik JP, Conder R, Shields EW. Age-related differences and reliability on computerized and paper-and-pencil neurocognitive assessment batteries. *J Athl Train.* 2012;47(3):297-305.
  182. Benedict RHB, Smerbeck A, Parikh R, Rodgers J, Cadavid D, Erlanger D. Reliability and equivalence of alternate forms for the Symbol Digit Modalities Test: implications for multiple sclerosis clinical trials. *Mult Scler.* 2012;18(9):1320-5.
  183. Benedict RH, DeLuca J, Phillips G, et al. Validity of the Symbol Digit Modalities



- Test as a cognition performance outcome measure for multiple sclerosis. *Mult Scler J*. 2017;23(5):721-733.
184. Russell PJ, Croce R V, Swartz EE, Decoster LC. Knee-muscle activation during landings: developmental and gender comparisons. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39(1):159-70.
  185. Iguchi J, Tateuchi H, Taniguchi M, Ichihashi N. The effect of sex and fatigue on lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity during unanticipated side-step cutting. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014;22(1):41-8.
  186. Padua D a, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM, Carcia CR, Granata KP. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *J Athl Train*. 2006;41(3):294-304.
  187. Torzilli PA, Deng X, Warren RF. The effect of joint-compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee. *Am J Sports Med*. 1994;22(1):105-12.
  188. Beynnon BD, Fleming BC. *Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work.*; 1998:519-25.
  189. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72(4):557-67.
  190. Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med*. 1987;15(3):207-213.
  191. MacWilliams BA, Wilson DR, DesJardins JD, Romero J, Chao EYS. Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate

- ligament load in weight-bearing flexion. *J Orthop Res.* 1999;17(6):817-22.
192. Marois R, Ivanoff J. Capacity limits of information processing in the brain. *Trends Cogn Sci.* 2005;9(6):296-305.
  193. Sheridan LK, Fitzgerald HE, Adams KM, et al. Normative Symbol Digit Modalities Test performance in a community-based sample. *Arch Clin Neuropsychol.* 2006;21(1):23-8.
  194. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture.* 2009;29(3):360-9.
  195. Benoit DL, Ramsey DK, Lamontagne M, Xu L, Wretenberg P, Renström P. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait Posture.* 2006;24(2):152-64.
  196. Tsai T-Y, Lu T-W, Kuo M-Y, Lin C-C. Effects of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of the knee during stair-ascent. *J Biomech.* 2011;44(6):1182-8.
  197. Fiorentino NM, Atkins PR, Kutschke MJ, Goebel JM, Foreman KB, Anderson AE. Soft tissue artifact causes significant errors in the calculation of joint angles and range of motion at the hip. *Gait Posture.* 2017;55:184-190.
  198. Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture.* 2005;21(2):212-25.
  199. Rast FM, Graf ES, Meichtry A, Kool J, Bauer CM. Between-day reliability of three-dimensional motion analysis of the trunk: A comparison of marker based protocols. *J Biomech.* 2016;49(5):807-811.
  200. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran G V.

- Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait.  
*J Orthop Res.* 1989;7(6):849-60.
201. Cappozzo A, Catani F, Croce U Della, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination.  
*Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1995;10(4):171-178.
  202. Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait Posture.* 2005;21(2):226-37.
  203. Stief F, Böhm H, Michel K, Schwirtz A, Döderlein L. Reliability and accuracy in three-dimensional gait analysis a comparison of two lower body protocols. *J Appl Biomech.* 2013;29(1):105-11.