博士論文

ヒト全力移動運動における

腰椎・骨盤・股関節複合体のバイオメカニクス

Biomechanics of lumbo-pelvic-hip complex in human maximal locomotion

平成 30 年度 東京大学大学院 総合文化研究科

佐渡 夏紀

目次

	目次	ii
	業績一覧	X
	図の一覧	. xii
	表の一覧	xvii
	略語一覧x	cviii
	用語一覧	xx
	博士論文 要旨	xxii
1	[章 序	. 1
	1-1 背景	2
	1-1-1 全力移動運動のバイオメカニクス	2
	1-1-2 腰椎・骨盤・股関節複合体	3
	1-2 本研究の目的・仮説・構成	5
	1-2-1 目的	5
	1-2-2 仮説	5
	1-2-3 構成	5
2	2章 研究小史	. 7
2	2章 研究小史 2-1前方への全力移動運動に関する研究	8
2	 2章 研究小史 2-1 前方への全力移動運動に関する研究 2-1-1 前方への移動運動:走行 	8

 2-1-3 全力疾走の開始: クラウチングスタート	 2-1-3 全力疾走の開始:クラウチングスタート	2-1-2	最高速度疾走動作	9
 2-1-4 加速疾走動作	2-1-4 加速疾走動作 14 2-2 上方への全力移動運動に関する研究 16 2-2-1 上方への移動運動:跳躍 16 2-2-2 両脚踏切と比較した片脚踏切の特徴 17 2-2-3 助走からの片脚踏切の跳躍高獲得 18 2-2-4 陸上競技の跳躍種目に関するバイオメカニクス研究 19 2-3 側方への全力移動運動に関する研究 22 2-3 側方への全力移動運動に関する研究 22 2-4 ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の機能と形態に関する研究 26 2-4-1 腰椎・骨盤・股関節複合体の形態的特徴 26 2-4-2 ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の形態的特徴 26 2-5 研究小史 総括 29	2-1-3	全力疾走の開始:クラウチングスタート	12
 2-2 上方への全力移動運動に関する研究	 2-2 上方への全力移動運動に関する研究	2-1-4	加速疾走動作	14
 2-2 上方への全力移動運動に関する研究	 2-2 上方への全力移動運動に関する研究			
 2-2-1 上方への移動運動:跳躍	 2-2-1 上方への移動運動:跳躍	2-2 上方	への全力移動運動に関する研究	16
 2-2-2 両脚踏切と比較した片脚踏切の特徴	 2-2-2 両脚踏切と比較した片脚踏切の特徴	2-2-1	上方への移動運動:跳躍	16
 2-2-3 助走からの片脚踏切の跳躍高獲得	 2-2-3 助走からの片脚踏切の跳躍高獲得	2-2-2 ī	両脚踏切と比較した片脚踏切の特徴	17
 2-2-4 陸上競技の跳躍種目に関するバイオメカニクス研究	 2-2-4 陸上競技の跳躍種目に関するバイオメカニクス研究	2-2-3	助走からの片脚踏切の跳躍高獲得	18
 2-3 側方への全力移動運動に関する研究	 2-3 側方への全力移動運動に関する研究	2-2-4	陸上競技の跳躍種目に関するバイオメカニクス研究	19
 2-3 側方への全力移動運動に関する研究	 2-3 側方への全力移動運動に関する研究			
 2-3-1 側方への移動:方向転換	 2-3-1 側方への移動:方向転換	2-3 側方	への全力移動運動に関する研究	22
 2-4 ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の機能と形態に関する研究	 2-4 ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の機能と形態に関する研究	2-3-1 1	側方への移動:方向転換	22
 2-4 ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の機能と形態に関する研究	 2-4 ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の機能と形態に関する研究			
 2-4-1 腰椎・骨盤・股関節複合体とコアの概念	 2-4-1 腰椎・骨盤・股関節複合体とコアの概念	2-4 ヒト	の腰椎・骨盤・股関節複合体の機能と形態に関する研究	26
2-4-2 ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の形態的特徴	2-4-2 ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の形態的特徴	2-4-1 月	腰椎・骨盤・股関節複合体とコアの概念	26
2-5 研究小史 総括	2-5 研究小史 総括	2-4-2	ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の形態的特徴	26
2-5 研究小史 総括	2-5 研究小史 総括			
		2-5 研究	小史 総括	29

3 =	章 方法論	
3	-1 従来からの基本的な3次元分析	31
	3-1-1 緒言	
	3-1-2 キネマティクス	
	3-1-3 キネティクス	
	3-1-4 エナジェティクス:力学的エネルギー・力学的仕事・力学的パワー	36
3	-2 関節トルクパワーの算出に対する座標系選択の影響	
	3-2-1 緒言	
	3-2-2 方法	
	3-2-3 結果	42
	3-2-4 考察	45
	3-2-5 結論	47
3	-3 セグメントの動きに由来する質量中心の力学的エネルギー変化の定量化	۲48
	3-3-1 緒言	48
	3-3-2 方法	49
	3-3-3 結果	56

3-3-4 考察	60
3-3-5 結論	61
3-4 方法論 総括	62

4章 基礎的な前方移動における腰椎・骨盤・股関節の

4-1 前方への移動運動 序		
4-1-1 本章の目的と構成	4-1 前方	への移動運動 序64
4-2 全力疾走における腰椎・骨盤の矢状面上の姿勢維持	4-1-1	本章の目的と構成64
4-2 全力疾走における腰椎・骨盤の矢状面上の姿勢維持		
4-2-1 緒言 65 4-2-2 方法 66 4-2-3 結果 68 4-2-4 考察 71 4-2-5 結論 72 4-3 全力疾走における骨盤の水平位保持 73 4-3-1 緒言 73 4-3-2 方法 74 4-3-3 結果 75 4-3-4 考察 77 4-3-5 結論 78 4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 80 4-4-1 緒言 80 4-4-2 方法 81 4-4-3 結果 82 4-4-4 考察 86 4-4-5 結論 87 4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係 89 4-5-1 緒言 89 4-5-2 方法 90 4-5-3 結果 92 4-5-4 考察 92 4-5-4 考察 96	4-2 全力	疾走における腰椎・骨盤の矢状面上の姿勢維持
4-2-2 方法	4-2-1 <i>i</i>	緒言65
4-2-3 結果 68 4-2-4 考察 71 4-2-5 結論 72 4-3 全力疾走における骨盤の水平位保持 73 4-3-1 緒言 73 4-3-2 方法 74 4-3-3 結果 75 4-3-4 考察 77 4-3-5 結論 78 4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 80 4-41 緒言 80 4-42 方法 81 4-43 結果 82 4-44 考察 88 4-45 結論 81 4-45 結論 87 4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係 89 4-5-1 緒言 89 4-5-2 方法 90 4-5-3 結果 92 4-5-4 考察 92 4-5-4 考察 96	4-2-2	方法
4-2-4 考察 71 4-2-5 結論 72 4-3 全力疾走における骨盤の水平位保持 73 4-3-1 緒言 73 4-3-2 方法 74 4-3-3 結果 75 4-3-4 考察 77 4-3-5 結論 78 4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 80 4-4-1 緒言 80 4-4-2 方法 81 4-4-3 結果 82 4-4-4 考察 82 4-4-5 結論 81 4-4-5 結論 82 4-4-1 緒言 82 4-4-5 結論 81 4-4-5 結論 82 4-4-5 結論 83 4-5-5 結晶 89 4-5-1 緒言 89 4-5-2 方法 90 4-5-3 結果 92 4-5-4 考察 92 4-5-4 考察 96	4-2-3	結果
4-2-5 結論 72 4-3 全力疾走における骨盤の水平位保持 73 4-3-1 緒言 73 4-3-2 方法 74 4-3-3 結果 75 4-3-4 考察 77 4-3-5 結論 78 4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 80 4-4-2 方法 81 4-4-3 結果 82 4-4-4 考察 81 4-4-5 結論 81 4-4-5 結論 81 4-4-5 結論 81 4-4-5 結論 82 4-4-6 考察 86 4-4-7 方法 81 4-4-8 82 4-4-4 82 4-4-5 81 4-4-5 81 4-4-5 81 4-4-5 82 4-4-6 82 4-4-7 84 80 81 4-5 81 4-5 82 4-4-7 84 4-5 84 4-5 85 4-5 89 4-5-1 81 4-5-2 73<	4-2-4	考察
4-3 全力疾走における骨盤の水平位保持 73 4-3-1 緒言 73 4-3-2 方法 74 4-3-3 結果 75 4-3-4 考察 77 4-3-5 結論 78 4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 80 4-4-1 緒言 80 4-4-2 方法 81 4-4-3 結果 82 4-4-4 考察 81 4-4-5 結論 87 4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係 89 4-5-1 緒言 89 4-5-2 方法 90 4-5-3 結果 92 4-5-4 考察 99 4-5-4 考察 99	4-2-5	結論
4-3 全力疾走における骨盤の水平位保持 73 4-3-1 緒言 73 4-3-1 緒言 73 4-3-2 方法 74 4-3-3 結果 75 4-3-4 考察 77 4-3-5 結論 78 4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 80 4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 80 4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 80 4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 80 4-4 名容 81 4-4 素容 81 4-4.3 結果 82 4-4.4 考察 86 4-4.5 結論 87 4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係 89 4-5.1 緒言 89 4-5.3 結果 92 4-5.4 考察 92 4-5.4 考察 96		
4-3-1 緒言 73 4-3-2 方法 74 4-3-3 結果 75 4-3-4 考察 77 4-3-5 結論 78 4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 80 4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 80 4-4-1 緒言 80 4-4-3 結果 81 4-4-3 結果 82 4-4-4 考察 86 4-4-5 結論 87 4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係 89 4-5-1 緒言 89 4-5-3 結果 90 4-5-3 結果 92 4-5-4 考察 96	4-3 全力	疾走における骨盤の水平位保持73
4-3-2 方法	4-3-1	緒言73
4-3-3 結果	4-3-2	方法74
4-3-4 考察 77 4-3-5 結論 78 4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 80 4-4-1 緒言 80 4-4-2 方法 81 4-4-3 結果 82 4-4-4 考察 86 4-4-5 結論 87 4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係 89 4-5-1 緒言 89 4-5-2 方法 90 4-5-3 結果 92 4-5-4 考察 96	4-3-3 <i>i</i>	結果
4-3-5 結論 78 4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 80 4-4-1 緒言 80 4-4-2 方法 81 4-4-3 結果 82 4-4-4 考察 86 4-4-5 結論 87 4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係 89 4-5-1 緒言 89 4-5-2 方法 90 4-5-3 結果 92 4-5-4 考察 96	4-3-4	考察
4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義	4-3-5 ž	結論
4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義		
4-4-1 緒言 80 4-4-2 方法 81 4-4-3 結果 82 4-4-4 考察 86 4-4-5 結論 87 4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係 89 4-5-1 緒言 89 4-5-2 方法 90 4-5-3 結果 92 4-5-4 考察 96	4-4 全力	疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義80
4-4-2 方法	4-4-1	緒言
4-4-3 結果 82 4-4-4 考察 86 4-4-5 結論 87 4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係 89 4-5-1 緒言 89 4-5-2 方法 90 4-5-3 結果 92 4-5-4 考察 96	4-4-2	方法81
4-4-4 考察 86 4-4-5 結論 87 4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係 89 4-5-1 緒言 89 4-5-2 方法 90 4-5-3 結果 92 4-5-4 考察 96	4-4-3 <i>i</i>	結果
4-4-5 結論 87 4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係 89 4-5-1 緒言 89 4-5-2 方法 90 4-5-3 結果 92 4-5-4 考察 96	4-4-4	考察
4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係 89 4-5-1 緒言 89 4-5-2 方法 90 4-5-3 結果 92 4-5-4 考察 96	4-4-5 <i>i</i>	結論
4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係 89 4-5-1 緒言 89 4-5-2 方法 90 4-5-3 結果 92 4-5-4 考察 96	1.544	
4-5-1 緒言	4-5 走速	度と腰仙関節のキネティクスの関係89
4-5-2 方法	4-5-1 <i>i</i>	緒言
4-5-3 結果	4-5-2	方法90
4-5-4 考察96	4-5-3	結果
	4-5-4	考察

4-5-5 結論	97
4-6 前方への移動運動 総括	98
4-6-1 各研究で得られた結果のまとめ	98
4-6-2 全力疾走における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学的挙動とその意義	99
4-6-3 結語	100

5章 基礎的な上方移動における腰椎・骨盤・股関節の

バイオメカニクス.....101

5-1 上方への移動運動 序	102
5-1-1 本章の目的と構成	
5-2 高さを目的とした助走からの片脚踏切における3次元キネティクス	103
5-2-1 緒言	103
5-2-2 方法	104
5-2-3 結果	107
5-2-4 考察	110
5-2-5 結論	112
	110
5-3 局さを目的とした助走からの万脚踏切における位直エネルキー獲得機序	113
5-3-1 緒言	
5-3-2 方法	114
5-3-3 結果	115
5-3-4 考察	118
5-3-5 結論	120
	101
5-4	121
5-4-1 緒言	121
5-4-2 方法	
5-4-3 結果	124
5-4-4 考察	128
5-4-5 結論	129
5-5 上方への移動運動 総括	130
5-5-1 各研究で得られた結果のまとめ	130
5-5-2 助走からの片脚踏切における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学的挙	動とその

	意義	131
5-5-3	結語	132

6章 基礎的な側方移動における腰椎・骨盤・股関節の

バイン	オメ	カニク	ノス	۔ 	13	3	j

6-1 側方への移動運動 序	134
6-1-1 本章の目的と構成	134
62 古向転換における力学的エマルギーから目を側支速産獲得機度	125
0-2 万向転換にわりる万子的工不ルイニから充た側方速度獲得機庁	
6-2-1 緒言	135
6-2-2 方法	136
6-2-3 結果	139
6-2-4 考察	142
6-2-5 結論	143
6-3 方向転換における骨盤水平位保持	144
6-3-1 緒言	144
6-3-2 方法	145
6-3-3 結果	145
6-3-4 考察	148
6-3-5 結論	149
6-4 方向転換における体幹の回転に対する捻転トルクの動力学的挙動とその	意義150
6-4-1 緒言	150
6-4-2 方法	151
6-4-3 結果	151
6-4-4 考察	155
6-4-5 結論	157
65 侧古への移動運動 総任	159
	130
6-5-1 谷 研究 で 得られた 結果 の まとめ	
6-5-2 方向転換における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学的挙動とその	意義158
6-5-3 結語	159

7章 全力疾走における走速度獲得動作の

バイス	ナメカニクス	
7-1 走速度獲得	動作 序	
7-1-1 本章の	目的と構成	162
7-2 クラウチン	グスタートにおける力学的エネルギーの生成	
7-2-1 緒言		
7-2-2 方法		
7-2-3 結果		
7-2-4 考察		
7-2-5 結論		170
7-3 クラウチン	グスタートにおける推進と質量中心高の保持	171
7-3-1 緒言		171
7-3-2 方法		172
7-3-3 結果		172
7-3-4 考察		175
7-3-5 結論		176
7-4 加速疾走に	おける推進と質量中心高の保持	
7-4-1 緒言		
7-4-2 方法		179
7-4-3 結果		
7-4-4 考察		
7-4-5 結論		
7-5 走速度獲得	動作 総括	
7-5-1 各研究	で得られた結果のまとめ	
7-5-2 走速度	獲得局面における推進と質量中心高の保持	
7-5-3 結語		

8章 条件の変化が助走からの片脚踏切の

バイオメカニクスに及ぼす影響......187

8-1 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 序......188

8-2 助走歩数が片脚踏切中の 3 次元キネティクスに与える影響
8-2-1 緒言 189 8-2-2 方法 190 8-2-3 結果 191 8-2-4 考察 194 8-2-5 結論 196 8-3 距離を目的とする助走からの片脚踏切における骨盤の挙上の影響 197 8-3-1 緒言 197 8-3-2 方法 198 8-3-3 結果 200 8-3-4 考察 203 8-3-5 結論 204 8-4 曲線—直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす影響 205 8-4-1 緒言 205 8-4-1 緒言 205 8-4-2 方法 206 8-4-3 結果 208 8-4-4 考察 214 8-4-5 結論 215 8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 総括 216 8-5-1 各研究で得らえた結果のまとめ 216 8-5-2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス 216 8-5.3 装融 217
0-2-1 端吉 190 8-2-2 方法 190 8-2-3 結果 191 8-2-4 考察 194 8-2-5 結論 196 8-3 距離を目的とする助走からの片脚踏切における骨盤の挙上の影響 197 8-3-1 緒言 197 8-3-2 方法 198 8-3-3 結果 200 8-3-4 考察 203 8-3-5 結論 204 8-4 曲線—直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす影響 205 8-4.1 緒言 205 8-4.1 緒言 205 8-4.1 緒言 206 8-4.1 緒言 205 8-4.1 緒言 205 8-4.1 緒言 205 8-4.2 方法 206 8-4.3 結果 208 8-4.4 考察 214 8-4.5 結論 215 8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 総括 216 8-5.1 各研究で得らえた結果のまとめ 216 8-5.2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス 216 8-5.3 装飾 216
8-2-3 結果 191 8-2-3 結果 194 8-2-4 考察 194 8-2-5 結論 196 8-3 距離を目的とする助走からの片脚踏切における骨盤の挙上の影響 197 8-3 1 結言 197 8-3 2 方法 198 8-3 3 結果 200 8-3 4 考察 203 8-3 -5 結論 204 8-4 曲線—直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす影響 205 8-4 1 緒言 205 8-4.1 緒言 206 8-4.3 結果 206 8-4.4 考察 201 8-4.5 結論 215 8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 総括 216 8-5.1 各研究で得らえた結果のまとめ 216 8-5.2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス 216 8-5.3 結難 216
8-2-4 考察 194 8-2-4 考察 196 8-2-5 結論 196 8-3 距離を目的とする助走からの片脚踏切における骨盤の挙上の影響 197 8-3-1 緒言 197 8-3-2 方法 198 8-3-3 結果 200 8-3-4 考察 203 8-3-5 結論 204 8-4 曲線—直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす影響 205 8-4-1 緒言 205 8-4-2 方法 206 8-4-3 結果 206 8-4-4 考察 214 8-4-5 結論 215 8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 総括 216 8-5-1 各研究で得らえた結果のまとめ 216 8-5-2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス 216 8-5.3 結野 217
8-2-5 結論 196 8-3 距離を目的とする助走からの片脚踏切における骨盤の挙上の影響 197 8-3-1 緒言 197 8-3-1 緒言 197 8-3-2 方法 198 8-3-3 結果 200 8-3-4 考察 203 8-3-5 結論 204 8-4 曲線—直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす影響 205 8-4.1 緒言 205 8-4.2 方法 206 8-4.3 結果 206 8-4.4 考察 206 8-4.4 考察 206 8-4.4 考察 214 8-4.5 結論 215 8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 総括 216 8-5.1 各研究で得らえた結果のまとめ 216 8-5.2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス 216 8-5.3 結共 216
8-3 距離を目的とする助走からの片脚踏切における骨盤の挙上の影響
8-3-1 緒言 197 8-3-2 方法 198 8-3-3 結果 200 8-3-4 考察 203 8-3-5 結論 204 8-4 曲線—直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす影響 205 8-4 由線—直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす影響 205 8-4.1 緒言 205 8-4.2 方法 206 8-4.3 結果 208 8-4.4 考察 214 8-4.5 結論 215 8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 総括 216 8-5.1 各研究で得らえた結果のまとめ 216 8-5.2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス 216 8-5.3 結要 217
8-3-2 方法
8-3-3 結果 200 8-3-4 考察 203 8-3-5 結論 204 8-4 曲線—直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす影響 205 8-4 1 緒言 205 8-4-1 緒言 206 8-4-2 方法 206 8-4-3 結果 208 8-4-4 考察 214 8-4-5 結論 215 8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 総括 216 8-5-1 各研究で得らえた結果のまとめ 216 8-5-2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス 216 8-5-3 結距 217
8-3-4 考察 203 8-3-5 結論 204 8-4 曲線—直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす影響 205 8-4 1 緒言 205 8-4-1 緒言 205 8-4-2 方法 206 8-4-3 結果 208 8-4-4 考察 214 8-4.5 結論 215 8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 総括 216 8-5-1 各研究で得らえた結果のまとめ 216 8-5-2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス 216 8-5-3 結要 217
8-3-5 結論 204 8-4 曲線—直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす影響 205 8-4-1 緒言 205 8-4-2 方法 206 8-4-3 結果 208 8-4-4 考察 214 8-4-5 結論 215 8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 総括 216 8-5-1 各研究で得らえた結果のまとめ 216 8-5-2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス 216 8-5-3 結語 217
8-4 曲線—直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす影響 205 8-4-1 緒言 205 8-4-2 方法 206 8-4-3 結果 208 8-4-4 考察 214 8-4-5 結論 215 8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 総括 216 8-5-1 各研究で得らえた結果のまとめ 216 8-5-2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス 216 8-5-3 結要 217
8-4-1 緒言
8-4-2 方法
8-4-3 結果 208 8-4-4 考察 214 8-4-5 結論 215 8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 総括 216 8-5-1 各研究で得らえた結果のまとめ 216 8-5-2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス 216 8-5-3 結要 217
8-4-4 考察 214 8-4-5 結論 215 8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 総括 216 8-5-1 各研究で得らえた結果のまとめ 216 8-5-2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス 216 8-5-3 結語 217
 8-4-5 結論
 8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響総括
8-5-1 各研究で得らえた結果のまとめ216 8-5-2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス
8-5-2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス216 8-5-3 結語
8-5-3 結語 217
9章 総括
9-1 議論
9-1-1 各章で得られた知見のまとめ219
9-1-2 ヒト全力移動運動における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学的挙動とその意
義
9-1-3 本研究の限界と今後の展望
9-2 結論

 文献
 謝辞
 付録

業績一覧

博士論文に関する業績一覧

査読付き学術論文

- 1. <u>Sado, N.</u>, Yoshioka, S., Fukashiro, S., in press. The sidestep cutting manoeuvre requires exertion of lumbosacral lateral flexion torque to avoid excessive pelvic obliquity. *Sport. Biomech.*
- <u>Sado, N.</u>, Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2018. Hip abductors and lumbar lateral flexors act as energy generators in running single-leg jumps. *Int. J. Sports Med.* 39, 1001–1008. doi:10.1055/a-0749-8846
- <u>Sado, N.</u>, Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2017. A Non-orthogonal Joint Coordinate System for the Calculation of Anatomically Practical Joint Torque Power in Three-dimensional Hip Joint Motion. *Int. J. Sport Heal. Sci.* 15, 111–119. doi:10.5432/ijshs.201712
- <u>Sado, N.</u>, Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2017. The three-dimensional kinetic behaviour of the pelvic rotation in maximal sprint running. *Sports Biomech.* 16, 258–271. doi:10.1080/14763141.2016.1231837
- 5. <u>Sado, N.</u>, Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2016. Mechanism of the maintenance of sagittal trunk posture in maximal sprint running. *Jpn J. Biomech. Sports Exer.* 20, 56–64.
- 6. <u>佐渡夏紀</u>, 吉岡伸輔, 深代千之. 2016. 全力疾走における骨盤の挙上・下制に関す る動力学的研究. *東京体育学研究* 8, 13-19.

査読付き学会プロシーディング

 <u>Sado, N.</u>, Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2018. Effects of segmental rotations on vertical and horizontal energies during take-off of a long jump. *ISBS-Conference Proceedings Archive*, 36(1), Article 194. 2018

受賞

- 8. <u>Sado, N.</u> New Investigator Award (Poster) Gold Medal (1st Place). 36th International Society of Biomechanics in Sports, Auckland University of Technology, New Zealand, 2018 年 9 月
- 佐渡夏紀,吉岡伸輔,深代千之. 2016~2017 年バイオメカニクス研究最優秀論文賞 (対象論文:業績 5),日本バイオメカニクス学会,2018 年 9 月
- 10. 佐渡夏紀. 奨励賞(基礎部門), 日本バイオメカニクス学会, 2016年9月
- 11. 佐渡夏紀. 東京体育学奨励賞, 東京体育学会, 2016年3月

在籍中 (2014年~2019年)のその他の業績一覧

査読付き学術論文

- 12. <u>佐渡夏紀</u>,藤井範久.2014. 片脚踏切型跳動作における体幹筋群の役割: 骨盤挙上下 制運動に着目して. バイオメカニクス研究 18,132–145.
- 佐渡夏紀,藤井範久.2014. 片脚踏切型跳運動における体幹運動による跳躍高獲得の 定量化: 骨盤挙上下制運動に着目して. 陸上競技研究, 2014(2), 27-40.

学術雑誌等又は商業誌における特集記事・解説など

- 佐渡夏紀,吉岡伸輔,深代千之.2018. スプリント走における骨盤周りのバイオメ カニクス的知見とトレーニングへの応用. トレーニング科学. 30(3).143-149
- 15. <u>佐渡夏紀</u>,深代千之.2018. ヒトの走・跳のパフォーマンス規定因子. 体育の科学 68(8).579-584.

図の一覧

1章

図 1-11 解剖学的な3次元的自由度(A)と片脚支持で生じやすくなる骨盤の動作(B).....3

2章

义	2-11	クラウチングスタート動作	13
义	2-3 1	スプリント能力との関係性が認められた T-TEST と関係性が小さかったジグ	グザグ
		走テスト	23
义	2-41	ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体とその周囲の形態的特徴	28

义	3-11	関節座標系の定義
义	3-12	関節角度の算出方法
义	3-13	フリーボディーダイアグラム
义	3-21	本節で用いたマーカーセット
义	3-22	側方スイング中の股関節角度・角速度・関節トルク・関節トルクパワーのアンサ
		ンブル平均
义	3-23	前方スイング中の股関節角度・角速度・関節トルク・関節トルクパワーのアンサ
		ンブル平均
义	3-24	各股関節トルクパワーの総和と直接算出値(股関節のトルクと角速度のベクトル
		の内積)との比較
义	3-31	質量中心 (COM) の力学的エネルギーに至るまでのエネルギーフロー48
义	3-32	セグメントの質量中心速度の分解(大腿を例に)50
义	3-33	両脚踏切時の計算手法とその実例53
义	3 - 34	本節で用いたマーカーセット
义	3-3 5	立幅跳中の質量中心(COM)位置,速度,地面反力,外的パワーのアンサンブル平
		均
义	3-36	立幅跳中の関節トルクが各セグメントに発揮するパワーのアンサンブル平均と、
		関節仕事に由来する各セグメントへの力学的エネルギーの流入出57
义	3-37	立幅跳中のセグメントの動きに由来する質量中心の力学的エネルギー変化率の成
		分のアンサンブル平均

ン	、成分の総和の比較	59
---	-----------	----

义	4-21	本節で用いたマーカーセット
义	4-22	支持局面における骨盤のカルダン角時系列変化のアンサンブル平均69
义	4-23	支持局面における腰仙関節トルクの時系列変化のアンサンブル平均69
义	4-24	支持局面における骨盤挙上下制軸周りに働く左右股関節の屈曲・伸展トルクと関
		節間力によるトルクの成分のアンサンブル平均
义	4-2 5	支持局面の腰仙関節伸展トルク・支持脚股関節伸展トルクのプロットの典型例70
义	4-26	股関節と腰仙関節の伸展トルクの相殺による骨盤前傾維持の機序71
义	4- 3 1	支持局面の骨盤挙上下制角変位の時系列変化のアンサンブル平均75
义	4-32	支持局面の腰仙関節と左右の股関節が持つ骨盤挙上・下制運動に対する成分のア
		ンサンブル平均
义	4-33	支持局面の腰仙関節と左右の股関節が持つ骨盤挙上・下制運動に対する成分の積
		分值77
义	4-34	支持局面の腰仙関節側屈トルクと支持脚股関節外転トルクが持つ骨盤挙上・下制
		運動に対する成分の和 (A)と骨盤挙上・下制軸まわりの全ての関節間力のモーメ
		ントの和(B) のアンサンブル平均77
义	4-41	ステップサイクルの骨盤回旋角のアンサンブル平均
义	4-4 2	腰仙関節と左右股関節の各解剖学的トルクが持つ骨盤回旋軸成分の時系列変化の
		アンサンブル平均
义	4-43	腰仙関節と左右股関節の各解剖学的トルクが持つ骨盤回旋軸成分の積分値 84
义	4-4 4	左右股関節で発揮された関節トルクと関節間力が大腿に発揮したパワーの時系列
		変化のアンサンブル平均85
义	4-4 5	左右股関節で発揮された関節間力と関節トルクが大腿にした仕事85
义	4-46	左右股関節の関節並進速度, 関節間力, 関節間力パワーの時系列変化のアンサン
		ブル平均 (骨盤座標系表記)
义	4-51	実験設定
义	4-5 2	各トルクが発揮したパワーの典型例と力学的仕事の局面定義
义	4-53	ステップ長-走速度プロット(A)とステップ頻度-走速度プロット(B)
义	4-54	ステップサイクルの腰仙関節トルクのアンサンブル平均
义	4-5 5	ステップサイクルの腰仙関節トルクパワーの時系列データのアンサンブル平均94
义	4-56	走速度と腰仙関節トルクのピーク値・力学的仕事の関係
义	4-57	条件間で支持脚が同一のデータと変わったデータの表示

5章

义	5-21	本節で用いたマーカーセット105
义	5-22	本研究で算出した正仕事の局面106
义	5-23	踏切局面の矢状面(上)と前額面(下)のスティックピクチャー107
义	5-24	踏切局面の骨盤角度と角速度の時系列データのアンサンブル平均108
义	5-2 5	踏切局面の関節角度 (A-E), 角速度 (F-J), トルク (K-O), パワー (P-T)のアン
		サンブル平均109
义	5-26	踏切局面の腰仙関節側屈トルクと股関節外転トルクが骨盤に発揮したパワー (セ
		グメントトルクパワー)のアンサンブル平均110
义	5-27	踏切局面の各関節仕事110
义	5-31	質量中心高,鉛直速度,鉛直面反力,鉛直外的パワーのアンサンブル平均.115
义	5-3 2	主要なセグメント角速度のアンサンブル平均116
义	5-33	関節トルクがセグメントに発揮したパワーのアンサンブル平均(A)と関節トルク
		によるセグメントに対するエネルギーの流入出(B)116
义	5-3 4	踏切中の外的鉛直パワーの主要なセグメントの成分のアンサンブル平均117
义	5-3 5	踏切中のセグメントの回転に由来する高さに有効な力学的エネルギー117
义	5-36	大腿と足に由来する高さに有効な力学的エネルギー(縦軸)と関節トルクによっ
		て流入した力学的エネルギー (横軸) の関係118
义	5-41	本節で用いたマーカーセットと初期姿勢の高さの統制方法122
义	5-4 2	質量中心高,鉛直速度,鉛直地面反力,鉛直外的パワーの時系列変化のアンサン
		ブル平均124
义	5-43	スティックピクチャーの典型例124
义	5-44	SLSJ と DLSJ 中の関節角度 (A), 角速度 (B), トルク (C), パワー (D) のアン
		サンブル平均126
义	5-4 5	SLSJ と DLSJ 中の鉛直外的パワーの主要なセグメントの成分のアンサンブル平
		均127
义	5-46	SLSJ と DLSJ 中の骨盤由来の鉛直外的パワーの各軸成分の時系列変化のアンサ
		ンブル平均127
义	5-47	SLSJ と DLSJ それぞれにおける高さに有効な力学的エネルギーの全セグメント
		成分 (A) と, 各セグメントで生じた SLSJ-DSLSJ 間の差 (B)128
义	$5-5\ 1$	骨盤の挙上が引き起こす運動方向と骨盤の形態の関連

义	6-2 1	本節で用いたマーカーセット (A) と実験設定 (B)137
図	6-22	局面定義とスティックピクチャーの例138
义	6-23	内傾角と後傾角の定義138
义	6-2 4	方向転換中の COM 位置,速度,地面反力,外的パワーのアンサンブル平均139
义	6-25	方向転換中のセグメントに発揮されるトルクパワーのアンサンブル平均と力学的

		エネルギーの流入出140
义	6-26	方向転換中のセグメントの回転に由来する質量中心の力学的エネルギー変化率の
		アンサンブル平均140
义	6-27	方向転換中の大腿由来の鉛直外的パワーの各軸成分の時系列変化のアンサンブル
		平均141
义	6-28	方向転換中のセグメントの回転に由来する質量中心の力学的エネルギー変化の成
		分141
义	6-31	骨盤の挙上・下制角速度のアンサンブル平均145
义	6-32	骨盤挙上・下制軸まわりに働く正味のトルクのアンサンブル平均146
义	6-33	腰仙関節と左右股関節の関節トルクのアンサンブル平均
义	6-3 4	各関節トルクと関節間力のモーメントが持つ骨盤挙上・下制成分のアンサンブル
		平均147
义	6-3 5	骨盤挙上・下制成分の積分値148
义	6- 4 1	腰椎・骨盤・腰椎 - 骨盤間の回旋角度と角速度のアンサンブル平均152
义	6-42	腰仙関節捻転トルクのアンサンブル平均152
义	6-43	各関節トルクと関節間力のモーメントがもつ骨盤回旋成分のアンサンブル平均
义	6-44	各関節トルクと関節間力のモーメントがもつ骨盤回旋成分の積分値154
义	6-4 5	支持脚股関節の関節並進速度、関節間力、関節間力パワーの時系列変化のアンサ
		ンブル平均 (骨盤座標系前後成分)155
义	6-46	腰仙関節捻転トルクと股関節外旋トルクによる回転の制御156

义	$7-2\ 1$	被検者とスターティングブロックに貼付したマーカー位置 (A), 圧力中心
		(COP)の算出方法 (B), COP 軌跡の典型例 (C)165
义	7-22	腰部・骨盤のカルダン角のアンサンブル平均166
义	7-23	関節角度 (A), 角速度 (B), トルク (C), パワー (D) の時系列変化のアンサンブ
		ル平均167
义	7-2 4	両脚支持期と片脚支持期の関節仕事168
义	7- 3 1	スタート局面の質量中心の変位,速度,地面反力,外的パワーのアンサンブル平
		均172
义	7-32	クラウチングスタート中のセグメントのカルダン角のアンサンブル平均173
义	7-33	クラウチングスタート中のセグメントの回転に由来する外的パワーのアンサンブ
		ル平均174
义	7- 3 4	支持局面のセグメントの回転に由来する質量中心の力学的エネルギー変化 175
义	7- 4 1	支持局面の質量中心の変位,速度,地面反力,外的パワーのアンサンブル平均
义	7-42	支持局面のセグメントのカルダン角のアンサンブル平均

8章

义	8-21	本研究で算出した正仕事の局面191
义	8-22	踏切局面の矢状面(上)と前額面(下)のスティックピクチャー192
义	8-23	踏切局面の関節角度 (A),角速度 (B),トルク (C),パワー (D)の時系列データ
		のアンサンブル平均193
义	8-24	踏切局面の主要な関節トルクのピーク値(A~E)と正仕事(F~J)194
义	8-31	実験設定(A)と本節で用いたマーカーセット(B)198
义	8-32	踏切中の質量中心の変位,速度,地面反力(GRF),外的パワーのアンサンブル平
		均
义	8-33	セグメント角速度のアンサンブル平均201
义	8-34	踏切局面の外的パワーのセグメント成分のアンサンブル平均
义	8-3 5	踏切局面のセグメントの回転に由来する質量中心の力学的エネルギー変化.202
义	8-36	複数の成功試行を取得できた被検者のそれぞれの試行における鉛直と水平の外的
		パワーのセグメント成分の比較の例203
义	8-41	実験設定
义	8-42	質量中心の軌跡 (A) と, 踏切動作のスティックピクチャーの典型例 208
义	8-43	質量中心の位置,速度,地面反力 (GRF),外的パワーのアンサンブル平均 210
义	8-44	踏切局面の関節角度 (A),角速度 (B),トルク (C),パワー (D) のアンサンブル
		平均
义	8-4 5	踏切中の全関節の正と負の力学的仕事の総和212
义	8-46	踏切中のセグメントのカルダン角のアンサンブル平均
义	8-47	C-RLSJ と S-RSLJ それぞれにおける高さに有効な力学的エネルギー(EVERT)の
		変化率の主要なセグメント成分のアンサンブル平均(A), EVERT の変化のセグ
		メント成分(B), 各セグメントで生じた C-RLSJ と S-RSLJ 間の EVERT の差(C)

义	9-11	骨盤の固定の機序と大脳	退の回転	221
义	9-1 2	能動的な骨盤の回転は,	必要な並進運動の方向(赤矢印)と骨盤の長軸	(青矢印)
		で形成される平面で生し	ごている	

表の一覧

3章

表 3-11 関節トルクによるエネルギーの発生,吸収,伝達	37
表 3-21 ピークトルク・ピークパワー・関節仕事の平均±標準偏差	42
表 3-31 立幅跳のパフォーマンスを示す主要な変数の平均±標準偏差	56
表 4-51 腰仙関節のキネティクスの平均±標準偏差	95
5章	
表 5-21 被検者特性	104
表 5-41 SLSJ と DLSJ の主要な変数の平均±標準偏差	125
6章	
表 6-21 方向転換中の質量中心のキネマティクス	139
7章	
表 7-41 主要な変数の平均±標準偏差	180
8章	
表 8-21 踏切時間,質量中心高,水平速度の平均±標準偏差	192
表 8-41 曲線助走 (C-RSLJ) と直線助走 (S-RSLJ) のパフォーマンスを示す変数	の平均
±標準偏差	209
9章	

表 9-11 各方向への全力移動における骨盤の動きと腰仙関節トルクの関係......220

略語一覧

ANOVA	分散分析, Analysis of variance.
DLSJ	両脚スクワットジャンプ, Double-Leg Squat Jump. 5-4 節の 課題運動.
E _{CoM}	質量中心の力学的エネルギー,下記のE _{hori} , E _{late} , E _{vert} の 総和.
E _{hori}	水平速度由来の質量中心の運動エネルギー.
E _{late}	側方速度由来の質量中心の運動エネルギー.
E _{vert}	鉛直速度由来の質量中心の運動エネルギーと位置エネルギ ーの和.
IAA	身体重心加速度などを各関節トルクや各筋張力の項として 分解する力学的手法のこと. Induced Accerelation Analysis.
MP 関節	中足趾節関節, Metatarsophalangeal joint.
OLR	単回帰, Ordinary Linear Regression.
RSLJ	助走からの片脚踏切, Running Single-Leg Jump.
S-RSLJ/C-RSLJ	直線 (Straight) / 曲線 (Curved) 助走を用いた RSLJ. 8-4 節 の課題運動.
RTO	原点を通る線形回帰, Regression Through the Origin.
SD	標準偏差, Standard Deviation.

SLSJ	片脚スクワットジャンス		5-4節の
	課題運動.		
SSC	伸長-短縮サイクル, Sta	etch Shortening Cycle.	

用語一覧

腰椎・骨盤・股関節複合体	脊柱 (特に腰椎), 骨盤, 大腿の解剖学的な 連結を指す. Lumbo-pelvic-hip complex の 訳語.	
骨盤前傾・後傾	骨盤の矢状面上の回転.前に傾く回転を 前傾,後ろに傾く回転を後傾と表現する.	後傾 前傾 一 前方
骨盤挙上・下制	骨盤の前額面上の回転.ある一方が上昇 することを挙上,下降することを下制と 表現する (すなわち一方が挙上していれ ば同時に他方は下制する).	挙上 下制
骨盤回旋	骨盤の横断面上の回転.右(左)回旋は右 (左)股関節が後方へ動く方向への回転を 指す.	左回旋 右回旋
腰仙関節	第 5 腰椎と第 1 仙椎を結ぶ関節 (L5/S1) のことを指す.分析では,先行研究の推定 式から推定を行う.	
-屈曲・伸展	矢状面の関節運動. 骨盤に対して, 腰椎が 前に傾く方向が屈曲, 後ろに傾く方向が 伸展と表現する.	伸展。一座曲
-側屈	前額面の関節運動. 骨盤に対して, 腰椎が 右 (左) 側に傾く方向を右 (左) 側屈と表 現する.	右側屈

 -捻転
 横断面の関節運動. 骨盤に対して, 腰椎が

 右 (左) 側に回旋することを右 (左) 捻転

 と表現する.



下肢の回復動作 移動運動において、次の接地に向けた離地後の下肢の動 作のこと.

支持期 / 滞空期 移動運動において地面に接している局面と両脚が離れている局面のこと.

- 支持脚 / 遊脚 片脚支持状態において、支持している脚と反対の脚のこと、本研究では、両脚が離れた後もその試技においてフォースプレートを踏んだ脚を支持脚、反対脚を遊脚と表現する.
- キネマティクス 力学において,位置や速度など物体の運動を議論する方 法のこと.運動学.
- キネティクス 力学において,力の作用を受けている物体の運動を論じ る方法のこと.動力学.
- 関節トルク 筋を中心とする力学的作用の結果として関節を形成する セグメントを回転させようとする力の作用のこと.この 作用は拮抗筋や協働筋,筋以外の組織などに由来するト ルクを合計した正味の値を示している.

関節トルクパワー 関節トルクの力学的仕事率のこと. 関節トルクと関節角 速度の内積で求められる.

- セグメントトルクパワー 関節の遠位か近位のいずれか一方のセグメントに対する 関節トルクの力学的仕事率のこと. 関節トルクとセグメ ント角速度の内積で求められる.
- 関節仕事 関節トルクがした力学的仕事のこと.関節トルクパワーの時間積分で算出され、力学的エネルギーの発生・吸収を表す.

博士論文 要旨

【序論】

競技スポーツなどで行われる最大努力の移動運動では、ヒトはあらゆる身体機能を駆使 して最大成果を目指し、その動作は身体機能に依存する.従って、全力移動運動の遂行機序 にはヒト身体機能の特徴が表出していることが推察される.従来、走などの全力移動運動の 遂行機序は下肢の働きを中心に検討されてきた.この両下肢を連結する腰椎・骨盤・股関節 複合体の制御もまた、移動運動に多大な影響を及ぼすことが推察される.また、各種身体運 動において腰椎・骨盤・股関節複合体の力発揮は、受動的な作用を相殺して骨盤の動作を抑 制するスタビライザーとして機能するとされてきた.

腰椎・骨盤・股関節複合体には 29 の筋が停止し,その中に大きな筋も存在する.また, ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体には,矢状面の屈曲・伸展だけでなく,前額面で側屈と内 外転,横断面で捻転と内外旋という3次元的な解剖学自由度が存在するという特徴がある. 特にヒト全力移動運動が遂行される片脚支持という状況下では腰椎・骨盤・股関節複合体の 中心をなす骨盤自体が3次元的に動くという特徴があり,各種移動運動で骨盤の動きが観 察されてきた.しかし,骨盤の動きが生じる動力学的な機序は明らかではない.すなわち, 腰椎・骨盤・股関節複合体の力発揮によって能動的に骨盤の動きを生み出している可能性も ある.もしこの仮説が支持されるならば,腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学的な役割に関 する新たな洞察が得られることが期待される.

そこで本博士論文は、ヒト全力移動運動における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学的挙動と役割の解明を目的とした.本研究は、次の仮説の下で行われた

- 1. 腰椎・骨盤・股関節複合体は、常に受動的な作用を打ち消して骨盤を固定するだけで なく、能動的に動きを惹起するジェネレーターとしても機能する
- 2. 腰椎・骨盤・股関節複合体の力発揮によるジェネレーターとしての機能が求められる 何らかの共通法則が存在する

【各章の結果】

仮説の検証のため、3章ではまず、3次元的な力学的仕事の算出手法の検討と、力学的仕事によって引き起こされた個々の身体部分の回転に由来する質量中心の移動に有効なエネルギー変化の定量分析の提案を行い、妥当性検証実験を行った.

4章では基礎的な前方移動として最高速度疾走の研究を行った.矢状面では股関節伸展ト ルクと腰仙関節伸展トルクが拮抗することで,前額面では股関節外転トルクと腰仙関節側 屈トルクが協働することで,それぞれ骨盤を固定することを示した.横断面では離地に先行 した骨盤の回旋を捻転トルクが惹起することで下肢の回復動作を先導すること,幅広い走 速度で速度が増大すると,捻転トルクはステップ頻度と類似して増大することが明らかに なった.

5章では基礎的な上方移動として助走からの片脚踏切 (RSLJ) の研究を行った.腰椎・骨盤・股関節複合体の前額面の力発揮が遊脚側の骨盤挙上を通して力学的エネルギー生成すること、骨盤の挙上が跳躍高を獲得することを示した.続いて,片脚垂直跳と両脚垂直跳の比較により,骨盤の挙上は両脚踏切に対する片脚踏切の大きな利点であることが明らかになった.

6章では基礎的な側方移動として方向転換の研究を行った.方向転換では,下肢を側方に 傾けて接地することで下肢の矢状面上の働きを通して側方速度を獲得すること,下肢が傾 いた姿勢(股関節外転位)で十分に発揮できない股関節外転トルクの代わりに腰仙関節側 屈トルクが遊脚側の骨盤下制を抑制することが明らかになった.横断面では,側方への体幹 の回転が単一の剛体のように回転するのではなく胸郭から骨盤へ順々に回転すること,段 階的なそれぞれの回旋を捻転トルクが制御していること示した.

7章では走速度獲得局面としてクラウチングスタート・加速局面の研究を行った.前方速 度は主に支持脚大腿の前回転によって獲得されることを示した.しかし,この下肢の動きは 質量中心を低下させること,スタート・加速局面で共通して骨盤の挙上による質量中心上昇 作用によって下肢による低下作用が相殺され,質量中心高を保持することが明らかになっ た.

8 章では,垂直・水平距離を目的とした RSLJ と曲線助走を利用した RSLJ における条件 変化が踏切に及ぼす影響を検討した. RSLJ という様式をとるならば,前額面の力発揮によ る力学的エネルギー生成と骨盤挙上による跳躍高獲得機序は,同様に用いられることを示 した.ただし,骨盤挙上の動作域に限界があり,同じ RSLJ でも踏切時間が長い場合は前額 面の力発揮は最大下で調節されることも明らかになった.また,骨盤挙上は水平速度に影響 を持たずに鉛直速度を生み出すという特徴も明らかになった.

【総括論議】

前方・上方・側方の全力移動運動では共通して腰仙関節伸展トルクが発揮されることが明 らかになった.すなわち,正味のトルクで考えた際には腰仙関節で大きな屈曲トルクが求め られないことが明らかとなった.また,全ての全力移動運動で股関節伸展トルクが発揮され ること,目的とする速度獲得の半分程度が大腿の回転に由来することが共通していた.股関 節伸展は骨盤の後傾と大腿の前回転から成るが,各種移動運動では腰仙関節伸展トルクが 股関節伸展トルクの骨盤後傾作用を相殺するため,骨盤は大きく後傾しなかった.つまり, 腰仙関節伸展トルクが骨盤を固定することで,股関節伸展仕事が大腿の回転に作用してい た.従って,腰仙関節伸展トルクが股関節伸展トルクと拮抗して骨盤を固定することで大腿 の回転による質量中心の移動を促進するという意義が全力移動運動に共通して明らかになった.また,股関節伸展トルクに匹敵する腰仙関節伸展トルクの必要性は,股関節の重要性が認識されている各種動作に広く一般化されることが示唆された.

片脚支持で行われる各種全力移動運動では骨盤の遊脚側下制を抑制する必要がある.従来,これは股関節外転筋群の機能とされてきた.しかし,全力疾走では腰仙関節側屈トルク が股関節外転トルクと同程度に骨盤下制の抑制に貢献すること,方向転換の研究から腰仙 関節側屈トルクのみで下制を抑制する動作も存在することが明らかになった.つまり,骨盤 の下制抑制は腰仙関節側屈と股関節外転の間にある動力学的な相補関係によって遂行され ていることが示された.

片脚踏切の研究を通して,前額面の力発揮を強めることで能動的に骨盤の遊脚側を挙上 させ,力学的エネルギーを生成すること,骨盤挙上は質量中心の上昇を引き起こすことが定 量的に明らかになった.加えて,前に倒れることで下肢が質量中心高を低下させてしまう全 力疾走のスタート・加速局面では,骨盤が最高速度疾走の約2倍挙上し,骨盤挙上によって 質量中心が上昇するように作用していた.つまり,前額面の力発揮は質量中心高獲得の必要 性に応じて骨盤の挙上を調節することで質量中心高の調節の一端を担うことが,全力移動 運動の様式を横断して明らかになった.

横断面では,前方と側方への全力移動では,捻転トルクが支持期後半に骨盤を遊脚方向 (すなわち支持脚股関節を前に移動させる方向)へ回旋させていた.一方,RSLJでは捻転ト ルクは大きく発揮されず,骨盤は踏切局面を通して反対方向へ回旋していた.これらの移動 運動の相違点は,下肢回復動作の必要性の有無である.また,前方・側方への全力移動では, 骨盤が離地に先行して支持脚を前に牽引することで回復動作を補助していた.従って,支持 脚の素早い回復動作が必要であるときは,捻転トルクが能動的に骨盤の回旋を先導するこ とが,全力移動運動の様式を横断して明らかになった.

前方・側方移動で,胸郭から先行して回旋することで捻りが生じ,その後支持期の後半に 骨盤が追従して回旋していた.捻転しながら胸郭から順に回旋することは,体幹(胸郭・腰 部・骨盤を合わせた身体部位)を単一の剛体とするのに対し,体幹の筋群を骨盤の回旋に動 員できること,より小さな慣性で回旋させられることといった観点から,大きな骨盤の回旋 角速度が期待できる.

質量中心高が必要な移動運動では骨盤の前額面での回転(遊脚側の挙上)が、下肢の前方 への回復動作が求められる移動運動では骨盤の横断面での回転がそれぞれ寄与しており、 これらの回転は力発揮により能動的に生じたものであった. ヒト骨盤は縦に短く幅広いと いう形態的特徴により、長軸が左右方向である. 腰椎・骨盤・股関節複合体が骨盤を回転さ せる本質的意義は「求められる並進運動の方向と骨盤の長軸から形成される平面」で骨盤を 能動的に回転させることで、骨盤の形態的特性に即して求められる並進運動を生み出すこ とであった. 本博士論文を通して,全力移動運動に共通した矢状面での伸展トルク発揮の必要性と骨 盤の固定の意義が明らかになった.さらに,固定という機能に加え,前額面では「質量中心 の上昇の必要性」,横断面では「支持脚の素早い回復動作の必要性」に応じて腰仙関節トル クが能動的に骨盤を動かすことが,全力移動運動の様式を横断して明らかになった.新たに 明らかになった腰椎・骨盤・股関節複合体が能動的に骨盤を動かすことの力学的意義は,縦 に短く幅広というヒトの骨盤の形態的特徴に即して必要な並進運動を生み出すことである ことが示された.

1章 序

1節 背景

2節 本研究の目的・仮説・構成

1-1 背景

1章 序

1-1-1 全力移動運動のバイオメカニクス

動物一般の特徴は衣・食・住の確保のために自身の場所を自ら移すことができる能力にある (Gray, 1953). 各種動物は,生息環境に適応した結果,歩行・走行・跳躍・匍匐・遊泳・ 飛行などの多種多様な移動様式を獲得していった.移動運動は動物にとって生存に密接に かかわる日常行動であり,自らの置かれた状況に応じて移動様式を使い分ける.その中では, 長距離移動のために効率を求めた移動様式だけでなく,狩猟や逃避といった生物学的必要 性から「より速く・より高く」といった最大努力で遂行される移動運動が求められ,その様 式と能力を発達させた.このことはヒト祖先にとっても同様であったと推察される.

脳が発達したヒトは、生存のために最大努力で移動する必要のない生活基盤を形成した. 生存のための活動から少しずつ解放されたヒトには余暇が生まれ、その中でスポーツが生み出された.時代の流れや各地の文化的背景によって多種多様な競技が生み出されたが、それらの多くが他者やボールへの追従や逃避といった課題に応じながら自身の身体を移動させることで行われている.つまりヒトは、余暇として発達したスポーツの世界で全力移動運動の様式を保存してきた.

紀元前 776 年の古代ギリシャの祭典競技に始まった (Pleket, 2004) とされる陸上競技で は、走・跳の能力それ自体が競われてきた.近代に入ると、記録の測定方法が定義され、歴 代の競技者たちは自身の身体能力の限界に挑み続けてきた.この記録の変遷を見ると、100 m 競走の世界記録は 1912 年の 10.6 秒から 2009 年記録された 9.58 秒へと伸びた.また、 走幅跳の世界記録は 1864 年の 5.80 m から 1991 年の 8.95 m へ、走高跳の世界記録は 1854 年の 1.65 m から 1993 年の 2.45 m へとそれぞれ変遷していった.このようなアスリートに よる世界記録の変遷から、ヒトは今日に至るまでその身体能力の限界値を高めてきたこと がうかがえる.

このような全力移動運動では、ヒトはあらゆる身体機能を駆使して最大成果を得ようと する.日常動作のような最大下努力で行われる身体運動を完遂する方略は無数に存在する (Winter, 1980; Yoshioka et al., 2007)のに対し、最大努力の身体運動で最大成果が得られる動 作は身体機能に大きく依存する (Bobbert and Van Soest, 1994).換言すると、最大努力で行わ れる移動運動の遂行機序には、ヒト身体が持つ身体機能が表出していると考えられ、その解 明はヒト身体の理解を促すと考えられる.

1-1-2 腰椎・骨盤・股関節複合体

上述してきたあらゆるヒト全力移動運動の動力学的な遂行機序に迫ろうとするバイオメ カニクス的研究の多くは下肢関節周りの筋活動や力発揮特性・力学的負荷などに焦点を当 てて行われてきた.これは、移動運動が地面に力を加えた反作用を受けて行われるものであ り、地面と直接接するのが下肢であることに由来する.この両下肢は腰椎・骨盤・股関節複 合体: Lumbo-Pelvic-Hip Complex (Schache et al., 1999) によって連結されているという解剖学 的観点から、下肢だけでなく、腰椎・骨盤・股関節複合体の制御もまた移動運動の遂行に多 大な影響を持つと推察される.ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体には29の筋が起始を持ち (Fredericson and Moore, 2005; Goodman, 2004), その中には大きな筋が存在している (Stokes and Gardner-Morse, 1999). そのため,腰椎・骨盤・股関節複合体では大きな力発揮が可能で あると推察され、各種の身体運動の遂行に重要であると認識されつつある (Reed et al., 2012). ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体には、矢状面の屈曲・伸展だけでなく、前額面で側屈と 内外転,横断面で捻転と内外旋という 3 次元的な解剖学自由度が存在するという特徴があ る (図 1a). 特に片脚支持では, 腰椎・骨盤・股関節複合体の中心をなす骨盤自体が動きや すくなるという特徴があり (図 1b). 走行・跳躍・方向転換といった片脚支持で行われる各 種の移動運動では、骨盤の3次元的な動きが観察されている (Bobbert et al., 2006; Edwards et al., 2017; Graham-Smith and Lees, 2005; Novacheck, 1998; Panoutsakopoulos and Papaiakovou, 2010; Schache et al., 1999).



図 1-1-1 解剖学的な 3 次元的自由度 (a) と片脚支持で生じやすくなる骨 盤の動作 (b)

腰椎・骨盤・股関節複合体の筋群の機能は,骨盤の過剰な動きを抑制し固定するスタビラ イザーとして説明されてきた (Kibler et al., 2006; Meyers et al., 2005). これは,腰椎・骨盤・ 股関節複合体をコア (基軸) と見なし,近位の動きを抑制することで遠位をよく動かす ("Proximal Stability for Distal Mobility" (Kibler et al., 2006)) という考え方に基づくものである. これは,身体運動の遂行能力を考える上で重要な視点である.このような視点から,移動運 動中に腰椎・骨盤・股関節複合体で生じた大きな動作域は弱い体幹制御と表現されている (Edwards et al., 2017).

しかし、観察された骨盤の動きが生じる動力学的な機序とその影響は十分に明らかにさ れてこなかった.そのため、観察された骨盤の動き全てが、過剰な動きを抑制しようとする ヒトの力発揮に反した(あるいは意図してその力発揮を低下させた)結果であるかは必ず しも明らかではない.つまり、骨盤で観察された動作は、腰椎・骨盤・股関節複合体の動力 学的な働きを強めることで能動的に生み出された可能性もある.この仮説が支持されるな らば、コアと表現される腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学的な役割に関する新たな洞察が 得られることが期待される.

1-2 本研究の目的・仮説・構成

1-2-1 目的

ヒトは自身の身体能力を駆使し、最大努力の移動運動を遂行する.その遂行機序の理解は ヒト身体能力の理解につながり、ヒト科学にとって重要な研究課題である.ヒトが陸上で行 う多くの移動運動は下肢が中心に遂行されているが、この左右の下肢を連結している腰椎・ 骨盤・股関節複合体の制御もまた重要であることが推察される.

本博士論文は、ヒト全力移動運動の動作遂行における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学 挙動とその役割を明らかにすることを目的とした.

1-2-2 仮説

ヒト移動運動における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学的挙動について下記の仮説の下 で本研究が行われた.

- 各種の全力移動運動において、腰椎・骨盤・股関節複合体で生じる力発揮は、必ずし も全てが受動的な作用を相殺して動きを抑制するスタビライザーとして機能するわ けではなく、動作を惹起するジェネレーターとしての機能も持つ.
- 各種の全力移動運動において、腰椎・骨盤・股関節複合体の力発揮が能動的に動作を 惹起するか固定するかを決定する何らかの共通法則が存在する.

1-2-3 構成

上記仮説を検討するため、本研究では前方・上方・側方へのヒト全力移動運動を網羅的に 検討することとした.本博士論文の構成は下記のとおりである.

- 1章序
- 2章 研究小史
- 3章 方法論
- 4章 基礎的な前方移動における腰椎・骨盤・股関節のバイオメカニクス
- 5章 基礎的な上方移動における腰椎・骨盤・股関節のバイオメカニクス
- 6章 基礎的な側方移動における腰椎・骨盤・股関節のバイオメカニクス

7章 全力疾走における走速度獲得動作のバイオメカニクス

8章 条件の変化が助走からの片脚踏切のバイオメカニクスに及ぼす影響

9章 総括

2 章では、これまでのヒト全力移動運動に関する研究の史的背景を概説する.3 章では、 従来用いられてきて本研究でも通して用いられる3次元的なバイオメカニクス分析の手法 を概説した上で、移動運動の分析を行うために必要と考えられた方法論の開発と妥当性の 検証を行う.

4章では基礎的な前方移動として全力疾走の最高速度疾走を,5章では基礎的な上方移動 として助走からの片脚踏切 (RSLJ) とその場での両脚踏切・片脚踏切を,6章では基礎的な 側方移動としてサイドステップでの方向転換をそれぞれ分析し,腰椎・骨盤・股関節複合体 の動力学挙動とその役割の検討を行う.

4章で対象とした最高速度疾走はヒトにとって最も速い移動運動であるが、その走速度は スタート・加速疾走で獲得されるものである。そこで7章では、走速度獲得局面の研究を行 う.5章で対象とした RSLJ は用いる状況に応じて動作様式を変形させ、これらは腰椎・骨 盤・股関節複合体の機能を変化させる可能性がある。そこで8章では RSLJ における各種の 条件変化の影響を検討する。

9章でヒト全力移動運動における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学挙動とその役割を総括する.

2章 研究小史

1節前方への全力移動運動に関する研究

2節 上方への全力移動運動に関する研究

3節 側方への全力移動運動に関する研究

4節 ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の機能と形態に関する研究

5節 研究小史 総括

2-1前方への全力移動運動に関する研究

2-1-1 前方への移動運動: 走行

陸上動物は、前方への移動速度が上昇していくと、その移動様式を歩行から走行へと変化 させる.多くの四足動物は、速度が上昇していくとウォーク・トロット・ギャロップと変化 させていく (Leach et al., 1984; Rubin and Lanyon, 1982). これらは、支持脚の様式の遷移で定 義されている.ウォーク・トロットまでは左右交互型の歩容を見せるものの、ギャロップで はこの対称性が崩れて非対称な歩容と変化する.ヒトもまた移動様式を変化させるが、この ような他の動物とは異なる速度への適応を見せる.すなわち、歩から低速疾走、そして全力 疾走に至っても左右対称な動作形態を崩さず、力学的には四足動物のトロットと類似した 動作様式を取る. つまり、直立二足歩行に適応したヒトでは、速い走行に適したギャロップ 様式を失ったと換言できる.その結果、ヒトの最高疾走速度は他種族のギャロップ速度より 低い速度に規定された.例えば、現在の男子 100 m 競走の世界記録達成時の最高疾走速度 は 12.34 m/s であったことが報告されているが (Graubner and Nixdorf, 2011)、チーターの最 高疾走速度は 29 m/s と記録されている (Kaplan, 2013).

ところで、同じ速度であっても異なるサイズの動物ではその移動の状況は全く異なる.例 えば、30g程度のマウスにとっての全力疾走の速度は500kgの馬にとっては低速な歩行速 度でしかない.そこで Heglund et al., (1974)は、異なるサイズを持つ動物間で走速度を規格 化するためにマウス・ラット・犬・馬といった幅広い種族の走行が測定し、トロット―ギャ ロップ間の遷移速度が質量の対数に線形に変化すること (r = 0.93)を見出した.ここで報 告されたトロット―ギャロップ遷移速度 $v_{\text{transition}}$ と質量mの関係式:

 $v_{\text{transition}} = 1.53 * m^{1.54}$ (注)

式 2-1-1

によると、一般的なヒト男性の質量である 70 kg の動物ならばトロット―ギャロップ間の 遷移速度は 4.24 m/s である. つまり、一般的なヒト男性の最高疾走速度 (≈ 10 m/s) は、動 物のトロット―ギャロップ間の遷移速度よりも速いということがわかる. このことからヒ トは、速い移動に適したギャロップ様式を失ったものの、自身の保有する走動作様式の中で 走速度を向上させたと捉えることもできる.

注: 原文 (Heglund et al., 1974) の単位は km/h だが, m/s に変換している

2-1-2 最高速度疾走動作

2-1-2-1 走速度の決定要因と速度獲得機序の遷移

走速度は、ステップ頻度とステップ長の積であり、走速度を増大するにはこの双方を高め る必要がある (Schache et al., 2014). それぞれの増大は走速度に対して比例するのではなく、 走速度域によって異なることが示されている (Dorn et al., 2012; Weyand et al., 2000). 低速 (3 m/s 程度) から段階的に走速度を増大すると、低速域ではステップ長が増大していくが、7 m/s 前後を境にステップ長がプラトーになる. 反対に低速域ではステップ頻度は大きくは増 大しないが、高速域になるほどステップ頻度が増大していく. これは走速度増大に伴う接地 時間の変化の関係に関わっているとされている. 走速度が増大することで接地時間が短く なり、地面を押すために支持脚の筋力の立ち上がりが間に合わなくなっていく (Dorn et al., 2012; Weyand et al., 2010). この境界がおおよそ 7 m/s であると報告されている (Dorn et al., 2012).

2-1-2-2 下肢三関節の関節トルク発揮

著者の知る限り,全力疾走における関節トルクを報告した最初の研究は 1940 年に Elftman が行った研究である. Elftman (1940) は,走動作中の地面反力の定量的な測定を初めて成功 させた Fenn (1930) のデータを用いて,矢状面上の各関節トルクを算出した. その後,最高 速度疾走を対象にした多くのキネティクス的分析 (Bezodis et al., 2008; Kuitunen et al., 2002; Mann, 1981; Simonsen et al., 1985) が行われ,最高速度疾走における下肢関節トルクの変化パ ターンについては一定の共通理解がなされている.

すなわち,遊脚においては,足関節はほとんどトルクを発揮しないこと,膝関節は離地直 後から伸展トルクを発揮しスイングが進むにつれて屈曲トルクに移行していくこと,股関 節は前半に屈曲トルクを,後半に伸展トルクを発揮することが示されている.一方,支持脚 においては,足関節は底屈トルクを,膝関節は伸展トルクを支持期中発揮し続けること,股 関節は接地直後から支持期中盤までは大きな伸展トルクを発揮し,支持期終盤には屈曲ト ルクに移行することが示されている.

異なる疾走速度における関節トルクの差異を検討した研究も見られる.例えば,男子短距 離競技者に3.5 m/sから全力までの4種類の速度による疾走を行わせ,速度変化による下肢 の関節トルクとそこから推定される筋量力の変化を検討した研究 (Dorn et al., 2012; Schache et al., 2011) では,足関節の底屈トルクとその主動筋の筋張力は7 m/s 程度からは走速度が 増大しても大きな変化は生じないこと,全ての疾走速度増大につれて接地前の膝関節屈曲 トルクとその主動筋の張力,非支持期前半の股関節屈曲トルクとその主動筋の張力,後半の 股関節伸展トルクとその主動筋の張力がそれぞれ増大したことが報告されている.従って, ヒトの全力疾走における下肢の力発揮は矢状面が中心であるといえる.

2-1-2-3 走における力学的エネルギーの発生/吸収

全ての移動運動は、筋で生理学的エネルギーが力学的エネルギーに変換され、それが関節

仕事によってセグメントの回転エネルギーとなり, さらにそれらは地面から受ける反力に よって全身の並進運動エネルギーへと変換される.このようなエネルギーフローから, 関節 仕事と仕事率 (関節トルクパワー) は, 各関節まわりの筋群の機能を知るうえで重要視され ている (Winter, 2009). 関節トルクパワーは Elftman (1940) によって最初に用いられ, その 後の先行研究 (Belli et al., 2002; Schache et al., 2015) により, 下肢関節トルクパワーの変化パ ターンについても関節トルクと同様に一定の理解がされている.

支持脚では、足関節底屈トルク、膝関節伸展トルクがそれぞれ、支持期前半は負のパワー を、後半は正のパワーを発揮する. 遊脚では、足関節はほとんどパワーを発揮しない. 膝関 節は離地直後から伸展トルクが、後半では屈曲トルクが負のパワーを発揮する. 股関節は前 半に屈曲トルクが、後半に伸展トルクがそれぞれ正のパワーを発揮する.

上記関節トルクパワーの変化パターンや各局面の関節仕事と走速度や移動様式(歩と走)の関係が検討されている。例えば、支持期の足関節底屈トルクの正仕事は、5.01 m/s 程度まで上昇していくものの、その後プラトーになること、対照的に股関節伸展トルクが回復期後半にする正仕事は全力疾走まで増大し続けることが示されている(Schache et al., 2015, 2011). すなわち、ヒトの移動様式の遷移や走行の中の走速度増大は線形に力学的仕事を増やすことで実現しているわけではなく、それぞれの速度で異なる機序を用いているといえる(Schache et al., 2015).

競技レベルと関節トルクパワー・仕事の関係を検討した研究も行われている.例えば,上 級短距離競技者と中級短距離競技者の全力疾走における遊脚の関節トルクパワーを比較す ると,上級短距離競技者は他方と比較して,早い段階で股関節と膝関節のピークパワーが出 現することが報告されている (Vardaxis and Hoshizaki, 1989).また Bezodis et al. (2008)は、 世界水準の短距離競技者では、支持期に股関節や足関節は大きな正パワーを発揮するのに 対して膝関節は正パワー発揮がほとんど見られないことから、パフォーマンスの向上に膝 関節伸展筋群の正パワー生成はほとんど寄与しないと報告している.

2-1-2-4 走における力学的エネルギーの流入出

走は循環運動であり,左右交互に運動が繰り返される.走の回復動作は,前半は後方から 前方へスイングすることで,後半は前方から後方へスイングすることで遂行される.この左 右交互のスイング動作は,力学的エネルギーの発生/吸収だけでなく,系全体として持つ 力学的エネルギーを伝達することで遂行されていることが示唆されてきた (Chapman and Caldwell, 1983; Vardaxis and Hoshizaki, 1989).

遊脚のエネルギーは離地から増大し続け,支持脚の接地期中間に最大になり,その後接地 に向かってエネルギーが減少する.この力学的エネルギーの変化はそのほとんどが股関節 間カパワーに由来する.また,股関節力によって非支持期前半に体幹から遊脚へのエネルギ 一流入が,後半に流出が生じていたことから,全力疾走の滞空期に股関節の関節間カパワー により体幹を介して左右の下肢間でエネルギーの交換が行われていることが示唆されてい る (Chapman and Caldwell, 1983; Vardaxis and Hoshizaki, 1989).

上級短距離競技者と中級短距離競技者における下肢の力学的エネルギー動態を比較する
と、上級短距離競技者は中級競技者と比較して大腿のエネルギー変化率(すなわち、大腿に 発揮されるパワーの総和)のピーク値が大きかったこと、そのほとんどが関節間カパワーに よることが報告されている (Vardaxis and Hoshizaki, 1989).

以上の研究は、走動作中、左右下肢における力学的エネルギーの変化は関節トルクによる 発生/吸収の量よりも関節間力による伝達が大きいこと、関節間力パワーによって左右下 肢は骨盤を介して力学的エネルギーの交換が行われている可能性を示してきた.股関節は 骨盤と下肢を連結する関節であることから、骨盤の運動が股関節に働く関節間力に対して 影響を及ぼすことが考えられる.しかし、骨盤の運動が生じる機序やその影響については明 らかにはされていない.

2-1-2-5 走における骨盤周辺の挙動

腰椎・骨盤・股関節複合体のバイオメカニクス的役割について最初にその重要性を述べたのは Slocum and Bowerman (1962) である.当時,立位や歩行では骨盤のポジションが姿勢制御に重要であると広く認められていたものの走行においては議論されていなかった中で,Slocum and Bowerman (1962) は骨盤の動作制御は走行においても姿勢制御に影響を及ぼすと推察していた.

その後、ヒトや動物の腰椎の研究に取り組みながら"spinal engine"仮説を提唱した Gracovetsky のグループにより特にこの議論が進められていった (Gracovetsky, 1997, 1990, 1985; Gracovetsky and Iacono, 1987). "spinal engine"仮説では、脊柱の動きが骨盤の回旋を引 き出し、そして下肢の前後動作を引き出すエンジンの役割をしていると仮説立てている.し かし Novacheck (1998) は、"spinal engine"仮説を走行にはそのままで適応できないと結論付 けている.これは、歩行と走行では骨盤の回旋のキネマティクス的特徴が異なっているため である.歩行においては接地の瞬間、接地側の骨盤が最も前方に回旋する.走行においては 接地の瞬間では接地側の骨盤が既に後方へ回旋していて、最も支持脚側へ回旋するのはお よそ支持期中盤であり、その後、回復局面の開始に先行して遊脚側へ(すなわち、支持脚股 関節が前方へ移動する方向へ)回旋する.このような違いから、骨盤の回旋は歩にとっては ストライド長を長くするための働きをするが、走にとっては異なる影響を持つとされてい るものの (Novacheck, 1998)、走に対する影響の詳細を定量的に示す根拠は得られていない.

2000 年代に入ると、Schache を中心とする一連の研究により特に低速走行中(4 m/s)の腰椎・骨盤間のキネマティクス的な協調関係が検討された(Saunders et al., 2005; Schache et al., 2003, 2002b, 2002a, 2001, 2000): 矢状面(腰椎の屈曲伸展と骨盤前後傾),前額面(腰椎の側 屈と骨盤の挙上下制)の時系列変化は負の相関関係(r = -0.84, -0.75)が認められ、およそ 逆位相に動く.他方で横断面(腰椎の捻転と骨盤の回旋)の時系列変化では関係性が弱いも のであったが(r = 0.37),相互相関分析を行うと骨盤と腰椎の回旋角度の間には 21%の位 相差で強い関係性(r = 0.95)があり、骨盤に先行して腰椎が回旋する(Schache et al., 2002a). Schache のグループはここで用いられるキネマティクスデータのトレッドミルと地上走行の 類似性(Schache et al., 2001),被検者内再現性(Schache et al., 2002b),性差(Schache et al., 2003) などの検討を加えることでそのパターンの一般化に努めた.また、このようなキネマ

ティクス的データに筋電図のデータを加えたところ,走においては外腹斜筋や内腹斜筋と いった捻転の作用を持つ筋は骨盤と腰椎の回旋の差異を小さくするように活動していたと 報告している (Saunders et al., 2005).

2-1-2-6 走における腰仙関節まわりの力発揮

走において腰仙関節 (あるいは臍の高さに設定された腰部仮想関節 (De Leva, 1996)) ま わりの関節トルクを定量した研究は著者の知る限り低速走行を対象とした 2 報 (Hamner et al., 2010; Seay et al., 2008) のみである. Seay et al. (2008) は 3.80 m/s の走動作の腰仙 (L5/S1) 関節の関節トルクを, Hamner et al. (2010) は 3.97 m/s の走動作の腰部仮想関節の関節トルク を算出している. 伸展トルクは左右各支持期においてのみ発揮されていた. 側屈トルクは, 左足支持期は右側屈トルクが (逆もまた同様に) 発揮されていた. 捻転トルクは, 左足支持 期中盤から骨盤を右方向, すなわち左股関節が前方へ移動する方向に回旋させる方向へ (逆 もまた同様に) 発揮されていた.

なお、全力疾走中のキネティクスを算出した研究は見られない.

2-1-3 全力疾走の開始: クラウチングスタート

全力疾走の成果を競う陸上競技の短距離種目では国際陸上競技連盟 (IAAF) によりスタ ーティングブロックを用いたクラウチングスタート (すなわち上肢と下肢によって身体を 支える姿勢からのスタート動作,図 2-1-1) が義務付けられている (IAAF, 2017).

クラウチングスタートは1884年に考案され (Majumdar and Robergs, 2011; Quercetani, 1964), 残存する1896年第1回オリンピックの100m競走の資料では, クラウチングスタートを用 いて構えた選手が散見される.当時はスターティングブロックがなく,地面に穴を掘って構 えていたようである. その後, スターティングブロックが考案され, 1937年に競技会での 使用が認められた (Majumdar and Robergs, 2011).

クラウチングスタートがスプリントに対して有効であるかは複数のグループにより検討 されてきた (Salo and Bezodis, 2004; Slawinski et al., 2017). 著者が知る限りで最も新しい研究 (Slawinski et al., 2017) では,同じ足のポジションからのクラウチングとスタンディングスタ ートが比較され,クラウチング姿勢では,より (1) 短いスタート時間,(2) 大きな水平外的 パワー,(3) より前方へ傾いた地面反力となり,その結果 5 m の通過タイムが最も速く, 他のスタートと比べて最良のパフォーマンスに導くと結論付けられている.

スタート局面でいかに走速度を得られるかは,スプリントパフォーマンスに大きく影響 を及ぼす (Letzelter, 2006; Volkov and Lapin, 1979; Willwacher et al., 2016). 最近では,クラウ チングスタートのパフォーマンス (平均の水平外的パワー (Bezodis et al., 2010)) は, 9.58 s から 14.00 s の 100 m 走の自己ベストを持つ男子短距離競技者 154 名の自己ベストタイムの 42%の分散を共有することが報告されている (Willwacher et al., 2016).

以上のような背景から, クラウチングスタート時の身体動作に関する研究も進められて きた. 特に近年, ベルギー (Guissard et al., 1992; Guissard and Duchateau, 1990), フランス (Slawinski et al., 2012a, 2012b, 2010b, 2010a), イギリス (Bezodis et al., 2015, 2010, Brazil et al., 2018, 2017; Charalambous et al., 2012; Salo and Bezodis, 2004), スロベニア (Čoh et al., 2007, 2006, 1998; Čoh and Tomazin, 2006), 日本 (Otsuka et al., 2017, 2016, 2015, 2014) など, 世界各 地のグループがスタート動作中に水平速度を獲得する機序の解明を目指し研究を進めてき ている.

2-1-3-1 クラウチングスタートにおけるブロック反力の測定

スターティングブロックに発揮される力を検討した最も古い研究は Henry (1952) が行っ たものである.この研究ではストレインゲージをスターティングブロックに貼付すること で、ブロック反力の大きさの時系列変化を報告している.同様の手法で、Guissard を中心と するベルギーのグループ (Guissard et al., 1992; Guissard and Duchateau, 1990) がブロック反力 の大きさを測定している.ただし、これらストレインゲージによる方法では、ブロック反力 の方向などの詳細を知ることができない.

そこで、地面反力計にスターティングブロックを固定することでこの点について対処し た研究 (Mero et al., 2006; Otsuka et al., 2014) も見られる. ブロック反力の方向と大きさの双 方を測定することで、優れたスタートの加速を行う競技者はブロック反力を大きくするよ りもブロック反力を前方へ傾けることで大きな加速を実現していること (Otsuka et al., 2014) などが示された. 最近ではロードセルが内蔵されたスターティングブロックが開発さ れ、直接測定した研究もみられる (Brazil et al., 2018, 2017).



図 2-1-1 クラウチングスタート動作 (a) "On your mark"姿勢,両手両足と片膝で支持,(b) "Set"姿勢, 腰を上げ,両手足で支持,(c)スタ ート合図,両手が離地,(d)後ろ足離地,(e)両脚離地

2-1-3-2 クラウチングスタートにおける関節キネティクス

近年までほとんどスタート動作中の動力学的分析は行われてこなかった.これはスター ティングブロック上の圧力中心の算出の困難さに起因したものと予想される.しかし近年, 各足の中足趾節 (MP) 関節にブロック反力の圧力中心があるという仮定を置く (Brazil et al., 2017; Mero et al., 2006) ことで,下肢三関節における矢状面の関節トルクの発揮パターンが 示されている.

後脚では、両脚支持期で股関節伸展トルクと足関節伸展トルクが発揮される.前脚では、 三関節で伸展トルクが発揮され、これらのトルクがパワーを生成する (Brazil et al., 2017; Mero et al., 2006).前後の脚では特に膝関節に違いが生じる (Brazil et al., 2017).後脚で特に 膝関節伸展トルクが小さいのは、股関節と足関節によってよりブロックを後方へ押すため の特有の技術を示唆している (Brazil et al., 2017).前方の反力を得るための前脚三関節にお いては、近位—遠位の順でピークトルク・ピークパワーが順に出現し、大きなパワー発揮を 要求される他の動作 (例えば垂直跳) などで共通してみられるストラテジーとされる (Brazil et al., 2017).このような基礎的なデータに、パフォーマンスと各キネティクス変数の 関係 (Brazil et al., 2018)、ブロックの角度 (Mero et al., 2006) やブロックの横幅 (Otsuka et al., 2015)等がもつパフォーマンスへの影響などが検討されている.

ただし、得られている動力学的なデータは下肢関節のさらに矢状面に限られる.クラウチ ングスタートは、体幹全体が矢状面で大きく動く.垂直跳の研究により、胸郭や腰部を含め た体幹—大腿関節と定義される股関節と骨盤—大腿関節として定義される股関節では変位 が異なること (Blache et al., 2013; Kigoshi et al., 2009)、胸郭・腰部の矢状面の回転は股関節伸 展筋群の仕事ではなく腰部伸展筋群の仕事によること (Blache and Monteil, 2014) が報告さ れている.クラウチングスタートでも同様に、股関節よりもむしろ腰部の伸展によって胸郭 や腰部の動作を惹起していることが予想される.また、クラウチングスタートは両脚支持期 と片脚支持期によって構成されており、片脚支持の運動は 3 次元的な力発揮が求められる ことを考慮すると、クラウチングスタート中の力学的エネルギー生成について理解するに は腰椎・骨盤・股関節複合体の 3 次元的な分析が必要である.加えて、スプリントのスター ト動作は鉛直速度と水平速度の調節が求められるが、関節仕事はこれらを切り分けて検討 できないため、この点についてもさらなる検討の必要があると考えられる.

2-1-4 加速疾走動作

カ学的に、走運動における最高疾走速度はスタート動作から加速局面に獲得された力積 の結果である.言い換えると、水平速度の獲得はスタート動作と加速局面に集約される.ヒ トの走を対象とした研究は、多くは等速の局面が中心であるものの、加速局面を対象とする 研究も散見される.近年では特に、Debaereを中心とするベルギーのグループ(Debaere et al., 2017, 2015, 2013) や Nagahara を中心とする日本のグループ (Nagahara et al., 2018, 2017a, 2017b, 2017c, 2014a, 2014b) などにより、研究が進められてきた.

走速度獲得機序は、いまだ共通理解が得られていない現状にある.幾何学的な分析からは 下肢全体をスイングさせることで走速度を獲得するとされている (Jacobs and van Ingen Schenau, 1992; Nagahara et al., 2014a). 股関節伸展筋群のストレングス (Guskiewicz et al., 1993)・股関節伸展角加速度 (Kunz and Kaufmann, 1981)・股関節伸展角速度 (Hunter et al., 2005) などとスプリントパフォーマンスの統計学的関係や, 股関節伸展仕事による大きな力 学的エネルギーの生成などが報告されている (Johnson and Buckley, 2001; Nagahara et al., 2017a). このような議論は「hip extension theory」(Hunter et al., 2004) と呼ばれ, 股関節伸展 が速度の獲得に中心的な働きをするという議論である.

他方で、前方と上方への質量中心加速度を各関節トルクや各筋張力の項に分解する Induced Acceleration Analysis (IAA) (Hof and Otten, 2005) という動力学的な分析が行われてい る.スタート直後の 1~2 歩目に IAA を行った報告によると,前方への加速への貢献のほと んどが足関節底屈トルク、あるいは底屈トルクを生成する下腿の筋群が担うという結果が 得られ,股関節伸展仕事は大きく走速度に貢献しないと結論づけられている (Debaere et al., 2015). ただし,移動運動における IAA はモデル依存性が大きく,解釈には注意が必要であ ることが指摘されている (Chen, 2006; Patel et al., 2007). Chen (2006) は, 各関節が動かずに 支持脚全体が回転することで前方へ推進する動作をシミュレーションし、どの関節に自由 度を持たせるかを変えたモデルで IAA を行った.その結果, MP 関節が最遠端の時は MP 関 節が,足関節が最遠端の時は足関節が,膝関節が最遠端の時は膝関節が,というように最遠 端の関節が最大の貢献度を持つという算出結果となったこと、同じ関節トルクが発揮され ているにもかかわらずモデルによって地面反力に対する貢献の正負が入れ替わる場合すら も存在したことを示している. また別の研究 (Patel et al., 2007) では, 体幹を単一セグメン トにするモデルと骨盤と脊柱で分割するモデルで歩行中の IAA の比較を行ったところ,身 体加速度に対する下肢関節の貢献にモデル間に有意差が認められたと報告されている. こ のような結果は、IAA におけるモデル依存性という限界を示唆しており、結果の解釈を難し くしてきた.

幾何学的な分析と動力学的分析の相違から,現在においても加速疾走中の走速度の獲得 について統一した見解が得られているとはいえないのが現状である.

2-2 上方への全力移動運動に関する研究

2-2-1 上方への移動運動:跳躍

跳躍動作は重力に逆らって鉛直上向きの速度を独力で獲得することで、自らの身体を空中に投射する運動と定義される.下肢を備えるほとんどすべての動物は、跳躍を可能とする (Gray, 1953).離地後の質量中心上昇高を見ると、例えば 0.3 kg のガラゴで 2 m (Aerts, 1998), 34 kg のボノボで 0.7 m (Scholz et al., 2006), 0.1 kg のピグミーネズミキツネザルで 0.3 m (Legreneur et al., 2010) などを達成する.このように、質量に比例するわけでなく、種族間で 大きく変動する跳躍であるが、その動作様式を見ると両下肢 (後肢)の急激な伸展動作という共通の様式を採用している.

両脚伸展という動作様式で高く跳ぶ機序は,跳躍動作に先行してしゃがみ込む反動動作 (Bobbert et al., 1996),拮抗筋の作用を用いて筋腱複合体に弾性エネルギーを貯めた後に急激 に放出することで瞬間的に大きなパワー生成を行うカタパルト (Alexander and Bennet-Clark, 1977) などが挙げられている.昆虫のように身体サイズが小さく,かつ質量当たりのパワー 発揮が大きく求められる動物にとってはカタパルトが,身体サイズが大きいものでは反動 動作が有効であることが示されている (Alexander, 1995).反動動作とカタパルト,いずれに おいても下肢の伸展筋群の力発揮・力学的仕事を増大させる機序である.

このような動作で見られる筋・腱複合体が主運動に先立って伸張し、その後収縮するよう な筋の収縮パターン (Stretch-Syortneing Cycle: SSC) では、予備緊張による主動筋の活性化・ 筋のポテンシエーション・筋に直列に連結される腱への弾性エネルギーの貯蔵など筋・腱複 合体が持つ機構によって、身体を持ち上げる局面で伸展筋力が増大する (Fukashiro et al., 2006). その結果、発生する力学的エネルギーを増大させることでより高い跳躍を可能にし ているといえる.

筋に直列に連結する腱は,弾性エネルギーの貯蓄だけでなく,跳躍中の大きな筋張力発揮 に寄与することが,特に大きなアキレス腱を持つ足関節底屈筋群で明らかにされている.筋 には,長さ-張力関係 (筋は至適長より長くても短くても張力が低下する)と力-速度関係 (筋は短縮速度が速いほど張力が低下する)といった特性が存在する.足関節底屈筋群の筋・ 腱複合体の長さ変化をアキレス腱が担うことで筋線維自体の収縮速度を低速に保ち,長さ 変化を小さくする.その結果,筋線維は至適長付近かつ低い収縮速度となることで,筋・腱 複合体自体は高速で収縮しているにもかかわらず足関節底屈筋群は大きな張力を発揮する ことを可能とする.このような機構は,古くはシミュレーション研究 (Bobbert et al., 1986a, 1986b) で仮説立てられていたものであった. 2000 年代に入り, 超音波法によって跳躍動作 中の筋・腱複合体のふるまいを直視することでこの仮説が定量的に実証された (Fukashiro et al., 2005; Kurokawa et al., 2003, 2001). 以上のように, 跳躍動作は, 下肢伸展を司る筋・腱複 合体の仕組みを効果的に利用して行われていることが明らかにされてきた. 換言すると, ヒ トの下肢伸展筋群の機能研究として跳躍研究が発展してきたと捉えることができる.

他方でヒトは,他の動物とも共通するその場からの両脚踏切だけでなく,様々な跳躍様式 を可能とする.動作様式で見るとそれらは,助走が有るか無いか,両脚踏切か片脚踏切か, などといった観点から分類できる.その中で,助走からの片脚踏切 (Running Single-Leg Jump: RSLJ) という跳躍様式は,歩行・走行で見られるステッピング動作から発展した動作 であり (Cooper and Glassow, 1972),左右交互な二足歩行を移動運動の基本としたヒトにと って最も自然な形である.同時に RSLJ は,ヒトにとって他の跳躍様式よりも高く跳ぶこと ができる跳躍様式でもある (Laffaye et al., 2007).離地後の身体質量中心の上昇高を比較す ると,その場からの垂直跳ではバレーボール競技者でおおよそ 0.4 m 程度であるのに対し (Bobbert et al., 1996; Feltner et al., 1999), RSLJ では特別な訓練をしていない素人で約 0.6 m (Laffaye et al., 2005),走高跳の世界選手権上位者ではこれが 1.1 m にまで至ることが記録さ れている (Ae et al., 2008; Isolehto et al., 2005).

すなわちヒトは,他の動物で見られる両下肢の伸展動作とは大きく異なる RSLJ という跳 躍様式で最も高い跳躍を実現しており,高く跳ぶために下肢伸展以外も含む様々な身体動 作を駆使していることが推察される.

2-2-2 両脚踏切と比較した片脚踏切の特徴

助走などの付加条件を除き,踏切脚以外を同条件とした両脚踏切と片脚踏切を比較する と、ヒトは片脚踏切においての両脚踏切の半分よりも大きな跳躍高を獲得できる.例えば, 10 名の男子バレーボール選手を対象とした片脚と両脚の垂直跳の比較では,跳躍高が片脚 踏切/両脚踏切で 59.9%であったことが報告されている (Van Soest et al., 1985). 同様の報告 が、7名の健常女子 (Challis, 1998), 8名の健常男子 (Bobbert et al., 2006), 12名の女子バレ ーボール競技者 (Stephens et al., 2007), 12名の短距離競技者 (Bračič et al., 2010), などで示 されている. つまりヒトでは片脚踏切で両脚踏切よりも優位になる跳躍高獲得機序が存在 するといえる.

このような左右一側ずつ力発揮を行わせたときよりも両側で行わせたときにパフォーマ ンスが低減する(以下,両側性機能低下)現象は、1961年男性による握力の測定から最初に 報告されて以来(Henry and Smith, 1961),上肢(Henry and Smith, 1961; Ohtsuki, 1983)や下肢 (Dickin and Too, 2006; Hay et al., 2006; Kawakami et al., 1998)で多数報告されている.もしこ の両側性機能低下現象が等尺性収縮や等速性収縮の多関節運動で観察されたならば、その 要因は筋に対する神経入力の低減に理由が帰着される(Howard and Enoka, 1991; Vandervoort et al., 1984).他方で、跳躍運動のようにダイナミックな多関節運動で見られたならば、神経 学的要因だけでなく力学的・解剖学的要因が含むことが考えられる(Bobbert et al., 2006; Hay et al., 2006). 跳躍の両側性機能低下現象の機序は,神経学的要因と力学的要因の両観点から検討され ている.神経学的要因の検討としては,両脚踏切で片脚踏切よりも下肢筋群の筋放電が低減 していたことが確認されている (Van Soest et al., 1985).神経学的要因に加え,筋活動低減が 生じない片脚と両脚スクワットジャンプのシミュレーションにより,筋の力-速度関係によ りスクワットジャンプにおける伸展筋群の力学的仕事低下の 75%まで説明できることが示 されている (Bobbert et al., 2006).ただし,神経学的要因と筋の力学的要因,いずれにせよ, 跳躍における両側性機能低下の要因は伸展筋群の力発揮低減によるものであると考えられ ている.

他方で,伸展筋群の力発揮低減に加え 3 次元的な力学特性もまた影響を持つ可能性があ る. その一つの要因として,片脚踏切では前額面上で骨盤を回転できることである. 例えば, 定量されたデータはないものの片脚のスクワットジャンプでは離地時に遊脚側の股関節が 高くなっていたことが観察されている (Bobbert et al., 2006). このようなキネマティクス的 な報告から,ヒトの片脚踏切では前額面上の骨盤の動きが起きており,これが片脚踏切のパ フォーマンスに影響を及ぼしている可能性が推察される. ただし,その影響を定量的に示し たエビデンスは得られていない.

2-2-3 助走からの片脚踏切の跳躍高獲得

助走からの片脚踏切 (RSLJ) は、歩行・走行で見られるステッピング動作から発展した動作であり (Cooper and Glassow, 1972)、左右交互な二足歩行を移動運動の基本としたヒトにとって最も自然な様式である.同時に RSLJ は、ヒトにとって他の跳躍様式よりも高く跳ぶことができる跳躍様式でもある (Laffaye et al., 2007).

エナジェティクスの観点から, 跳躍高の獲得は大きな位置エネルギーの獲得と換言でき る. RSLJの力学的エネルギーの発生吸収を検討した先行研究では矢状面上の関節キネティ クスのみが示されている (Muraki et al., 2008; Stefanyshyn and Nigg, 1998). 踏切脚の足関節と 膝関節では踏切局面全体を通して底屈あるいは伸展トルクを発揮され続ける. この二関節 は踏切前半では力学的エネルギーの吸収源として機能し,後半は生成源として機能する. す なわち,この二関節の伸展筋群では SSC が起きていると推察されている. 股関節では踏切 直後に大きな伸展トルクが発揮され,正味の力学的エネルギー生成源として機能している とされる.

さらに、シミュレーションを用いることで RSLJ の跳躍高獲得機序に接近しようという研 究の流れもある. Alexander は、関節にトルクジェネレーターを有する 2 セグメントモデル を用いて、高さと距離それぞれを目的とした RSLJ のシミュレーションを行い、目的方向に 応じた最適な技術を検討している (Alexander, 1990). その結果、高さを目的とする場合は、 至適な助走速度が存在すること、脚角度は約 45 度であること、可能な限り前方への踏切足 接地が適していたこと、距離を目的とする場合は高さを目的とする場合と比較して、可能な 限り高い助走速度、より浅い脚角度、より近い踏切足の接地が適していたことを報告した. 近年では Wilson を中心とするイギリスのグループの一連の研究により、RSLJ のシミュレー ション研究がすすめられた (King et al., 2006; Wilson et al., 2011, 2007). Wilson らのグループ 2-2 節 上方への全力移動運動に関する研究

は、各関節にトルクジェネレーターを有する 8 セグメント 2 次元シミュレーションモデル を構築しおおよそ全身運動の RSLJ の踏切動作のシミュレーションを矢状面上で成功させ た (King et al., 2006). このモデルを用いて得られた知見として、初期条件と踏切中の力発揮 パターンの影響を比較した研究がある (Wilson et al., 2011). この研究ではまず、高さと距離 それぞれを目的とする RSLJ の踏切初期条件を決定し、そこからの高さと距離それぞれを踏 切中のトルク発揮最適化の目的関数とする計 4 動作をシミュレーションした. 踏切接地瞬 間の初期条件と跳躍技術のパフォーマンスに対する影響を検討した. その結果、高さと距離 の双方において踏切技術よりも踏切初期条件の方がパフォーマンスに大きく影響すると結 論付けている (Wilson et al., 2011).

RSLJでは助走で得られた水平速度を鉛直速度に変換しているとされている.例えば走幅 跳では膝関節最大屈曲位に鉛直速度が離地時の 60%まで到達する (Lees et al., 1994). そのた め,この時には助走で得られた水平速度が下肢の回転 (起こし回転, pivoting mechanism) に よって鉛直速度に変換されているという仮説が存在する (Dapena and Chung, 1988; Lees et al., 1994; Muraki et al., 2005). この起こし回転仮説は,質量中心速度質量・ばねモデルの屈伸成 分と回転の成分に分解することで説明が試みられている (Dapena and Chung, 1988; Lees et al., 1994). しかし,ここで説明された機序は,厳密には助走で得た水平速度の変換を定量でき ているとはいえない.例えば,股関節が伸展すると質量・ばねモデルの回転と伸展の双方が 生じるように,エネルギーが変換されているのか,それともヒトが踏切中に生み出された力 学的エネルギーによるものなのか切り分けて考えることはできない.また,回転成分と屈伸 成分への速度の分解はその瞬間の速度を分解しているものであり,累積効果を定量するこ とができない.すなわち,回転成分は踏切瞬間に鉛直速度をほとんど生じないか反対に減じ るという結果となる.従って,離地時に獲得されている鉛直速度に対し,助走で得た水平運 動エネルギーからの変換がどの程度なのかを定量的に示したエビデンスは未だ得られてい ない.

2-2-4 陸上競技の跳躍種目に関するバイオメカニクス研究

RSLJ の中でも特に,その跳躍の成果 (跳躍距離や跳躍高) それ自体を競う陸上競技跳躍 種目は,それぞれの目的方向へ特化した動作といえる.ここでは,その中でも跳躍距離を目 指した走幅跳と跳躍高に特化した走高跳の研究を概説する.

2-2-4-1 走幅跳

走幅跳は助走を伴った片脚踏切跳躍の跳躍距離を競う競技である.幅広い競技者で走幅 跳の跳躍距離と水平速度を巨視的に観察した場合,強い正の相関関係にある (Hay et al., 1986; Panoutsakopoulos and Papaiakovou, 2010).また,Hay et al. (1986)は一流男子走幅跳競技 者に対して理論モデルを適用することで跳躍距離決定要因を検討し,跳躍距離は空中距離, 空中距離は踏切時の速さに,踏切時の速さは水平速度により影響を大きく受けていること を示した.このように,パフォーマンスの最大決定要因は助走で得た水平速度であるという 報告が数多くされている.他方で,Hay et al. (1986)のデータを微視的に見ると,同程度の 水平速度でありながら跳躍距離に1m程度の差が生じることが確認できる.このことから, 走幅跳では助走で得られる水平速度だけでなく踏切動作を効果的に行うことの重要性も示 唆される.

走幅跳の踏切では、できるだけ助走で得た水平速度の減少量を最小限にしながら鉛直速 度を獲得することが理想である (Hay, 1993). しかし、水平速度の減速と鉛直速度の獲得は 一般にトレードオフの関係にあるとされている. 実際, 踏切の鉛直速度の増大量と水平速度 の減少量の間には有意な相関関係が認められている (Hay et al., 1986). 重回帰分析によると, 健常者では水平速度と踏切角度によって踏切中の速度減少が統計的によく回帰され (r² = 0.94), 世界歴代上位 3 名もその回帰の中に含まれることが示されている(Willwacher et al., 2017). すなわち, 水平速度の減速なしに鉛直速度を獲得するのは困難である.

走幅跳の踏切における鉛直速度の増大量は,重回帰分析によると接地時の質量中心の低 さ・踏切脚膝関節の伸展角度・踏切時の膝関節の屈曲角速度の小ささなどが関係している (Graham-Smith and Lees, 2005).また,踏切接地時の膝関節角度は,単一の被検者で短助走(6 歩)から全助走まで助走を伸ばしていくと大きくなっていくことが確認されている (Bridgett and Linthorne, 2006).ただしこれらの動作は水平速度の減少とも関係する.もし, 水平速度の減少を伴わずに鉛直速度を獲得する動作機序が存在するならば,それは走幅跳 には非常に有益ともいえるものの,そのような動作は確認されていない.

2-2-4-2 走高跳

走高跳とは、跳び越えたバーの高さを競う競技である. 走高跳ははさみ跳, ロール・オー バー跳, ベリーロール跳と歴史的に跳躍フォームが変遷してきた. しかし, 1968 年メキシ コオリンピック走高跳で Fosbury 選手が, それまで主流であったベリーロールスタイルでは なく背面跳 (Fosbury Flop) で優勝して以来, 少しずつ世界的に広まっていき, 現在では Fosbury Flop が世界で主流となっている.

Fosbury Flop の大きな特徴は、クリアランスを背面で行うこと、助走が最後の4-5歩で 曲線的になることの2点である.曲線助走の利点について現場的視点から数多くの仮説が 立てられている.それらの仮説は、大きく下記のように分類されている(Dapena, 1980a):(1) 遠心力を用いたパフォーマンス改善,(2)離地瞬間のバー方向への過度な傾きの抑制,(3)バ ークリアランスに必要な角運動量の獲得.この分類を行った Dapena は、仮説(3)が最も大 きな要因であると結論付けた (Dapena, 1980a).また、近年の走高跳のバイオメカニクス的 分析によると、曲線助走を行う理由は、助走の曲率を変化させることでバークリアランスに 必要となる角運動量を獲得することであると結論付けられている(Tan and Yeadon, 2005). いずれにおいても、クリアランスを効果的に行うためと結論付けられている.

一方で,走高跳のパフォーマンスを大きく決めるのは質量中心到達高であり,踏切局面で 如何にして質量中心到達高を獲得するかもまた重大な研究課題であり,一流競技者の競技 中の動作を分析することでこの課題を考察した研究もいくつか散見される.1980年代では, 一流競技者の間でも未だ曲線助走と直線助走が混在していた (Dapena, 1980b). そこで, Dapena (1980b) が直線助走と曲線助走の競技者の踏切以降局面を比較したところ,曲線助 走の競技者は助走中に内側に傾くことが示された.曲線助走を用いる競技者の中では,曲線による内側への傾きと支持脚の屈曲の組み合わせにより質量中心を低くする者と,内側への傾きのみで低くする者の2パターンが存在することが確認されている (Ae et al., 1986). 曲線助走で生じる傾きを用いて質量中心を低くすることは曲線助走の特徴と言える.また,近年では踏切離地時の鉛直速度と最も高い相関関係が見られたのは踏切接地時の質量中心の高さ (r = -0.75) であったことが報告されており (Isolehto et al., 2005),質量中心高が何らかの形で跳躍高に影響を与えていることは強く示唆される.

曲線助走による接地瞬間の低い質量中心高と跳躍高の関係に関する機序に関しては、位 置エネルギーを獲得するためのより長い踏切接地時間を導くことが利点であるという仮説 を立てる研究者が散見される (Ae et al., 1986; Dapena, 1993). ただし、実際に直線助走から 曲線助走になることで接地時間に影響を与えるかどうかは明らかではない. 質量中心高が 低くなることは他の身体部位についても姿勢が変化していることを示唆しており、その結 果として身体動作の影響をより跳躍高の獲得に寄与させている可能性も考えられる. いず れの機序にせよ、曲線助走を用いることによるパフォーマンスや踏切局面の力学への影響 を定量的に示した根拠は見られなかった.

2-3 側方への全力移動運動に関する研究

2-3-1 側方への移動: 方向転換

定常的な走行に加え,自身の移動方向を巧みに操作する能力 (Manoeuvrability) はあらゆ る動物の生存と密接にかかわっている (Jindrich and Qiao, 2009).動物は,自身の生理学的変 化由来の内在的な摂動や外界の環境変化に由来する外乱に常に曝されており,その変化に 対応して移動運動を変化させる必要がある.移動方向を制御する能力の改善は狩猟・逃避を 効果的に行うことにつながる (Howland, 1974).

現在,狩猟や逃避といった移動能力が生存に関わる状況がほとんどないヒトでも,定常的 な直進移動をする場面は少ない.むしろ多くの場面で定常移動とは異なる移動運動を行う (Jindrich and Qiao, 2009).例えば日常生活では,障害物や他者を避ける,曲がり角を曲がる などといった方向転換が行われ (Gilchrist, 1998),生活様式によって個人差はあるものの 10-50 %の移動運動が直進移動以外で構成される (Glaister et al., 2007).また,スポーツ競技で は,例えばサッカーのゲームにおける選手の移動のうち,直進走と分類されるのは半分程度 で,残りの半分は異なる方向への移動をしていることが報告されている (Bloomfield et al., 2007).以上のことから,自身の移動方向を巧みに操作する能力は移動運動能力を構成する 上で重要な能力の一つに挙げられる (Jindrich and Qiao, 2009).

2-3-1-1 方向転換と直進走の関係

方向転換走と直進走の能力の間には関係があるか、という観点は方向転換走を検討する 上で主要な検討課題とされ多くの研究者が取り組んできた.それらを概観すると、結論は大 きく2つにわれる.すなわち、「方向転換走と直進走の能力の間に関係がある」とするもの (Pauole et al., 2000; Peterson et al., 2006; Vescovi and McGuigan, 2008)、「関係が薄いあるいは ない」とするもの (Chaouachi et al., 2009; Little and Williams, 2005; Sassi et al., 2009) である. 前者では例えば、40 yrd 直進走と T-test (図 2-3-1A)の間で男子 (r = 0.55)、女子 (r = 0.73) 共に有意な正の相関関係が認められている (Pauole et al., 2000). 一方、後者では例えば、20 mの中で3度の方向転換 (1度のスプリントは5m)を含むジグザグ走のタイム (図 2-3-1B) と 10 m 直進走のタイム (r = 0.35)および直進走の 30-50 m のタイム (r = 0.46)の間に相 関関係は有意に認められるもののその関係性は小さいと報告されている (Little and Williams, 2005).

このように統一的な見解が得られていない一つの理由としては、それぞれで用いている テストが異なるものであることが挙げられる (Sheppard and Young, 2006). 特に1本の走行 距離が短い時に直進走と方向転換走の関係性は小さくなるようである. すなわち, 相関関係 にあるとするものは方向転換の能力よりも複数な方向転換間のそれぞれのスプリント能力 を反映していることが予想される.

従って、現在では、方向転換パフォーマンスのテストに生じる直線走の存在によりわずか に関係性が見られることがあるものの、方向転換能力と直線走能力は独立したものである と考えられている (Sheppard and Young, 2006). この見解は、6週間の直線走のトレーニング により、直線走のタイムを改善しても方向転換がより多く含まれたテストほどタイムが改 善しなかったという報告にも支持される (Young et al., 2001).



ジグザグ走テスト

T-Test は Pauole et al. (2000), ジグザグ走は Little and Williams (2005) を基に作成

2-3-1-2 方向転換のキネティクス分析

走行中の方向転換は前十字靱帯損傷を引き起こす主要な動作の一つとされている(Colby et al., 2000; Cross et al., 1989; McLean et al., 2005). そのため、方向転換中のキネティクス分析 を行った研究では、側方速度の獲得を検討した研究よりもむしろ障害研究が多く、特に膝関節の3次元キネティクスに着目したものが多い (例えば、(Besier et al., 2001; Kristianslund and Krosshaug, 2013; Maniar et al., 2018; McLean et al., 2005, 2004; Pollard et al., 2004) など). これ らの逆動力学や順動力学を用いた分析により、特に膝外反負荷がリスクファクターとなり、方向転換中の前十字靭帯損傷が生じるとされている. 方向転換の障害研究は広く行われて きたが、特にアメリカ合衆国 (Havens and Sigward, 2015; Sigward et al., 2012; Sigward and Powers, 2006a) とノルウェー (Kristianslund et al., 2014a, 2012b, 2012a; Kristianslund and Krosshaug, 2013) のグループにより研究が進められた.

Sigward を中心とするグループは、競技歴による影響 (Sigward and Powers, 2006b), 接地直 後の膝内転トルクが大きいものの特徴 (Sigward and Powers, 2007), 方向転換中の膝関節 (Sigward and Powers, 2006a) と股関節 (Pollard et al., 2007) の性差などを検討し、「初心者ア スリートは膝関節屈伸群の共収縮を起こすなどの経験者と比べて不慣れな動作へ防衛的な 反応をし、方向転換に慣れた経験者の方がむしろ障害が発生しやすい」 (Sigward and Powers, 2006b), 「男子は接地直後股関節伸展トルクで身体を受け止めるのに対し、女子は股関節の 内転トルクで受けるために、女子のみで見られる膝関節内転トルク (Sigward and Powers, 2006a) に繋がる」(Pollard et al., 2007) 等の知見を得た.

他方で Kristianslund を中心とするグループは、これまで行われてきたキネティクス研究で はマーカーデータと反力データで用いた平滑化の遮断周波数が異なっており、その違いに より生じた artefact の影響の大きさにより結論が変わり得るという問題点を指摘した (Kristianslund et al., 2012b, 2012a). Kristianslund et al. のグループは、このような平滑化 (Kristianslund et al., 2012b, 2012a) 問題に加え、座標系選択 (Kristianslund et al., 2014b),マー カーセット (Mok et al., 2015) といった膝関節の3次元的な負荷を測定するための方法論の 整理を行った.そして、これまで前十字靭帯損傷のリスクスクリーニングに用いられてきた ドロップジャンプと比較して、方向転換動作ではその6倍にも達するほどの膝外転トルク が働くこと (Kristianslund and Krosshaug, 2013),膝外転トルクは、カット幅 (質量中心と接 地点の傾き),膝の外反角度、つま先接地角 (足部の長軸と水平面のなす角)、接近速度およ びカッティング角度が決定因子として挙げられる (Kristianslund et al., 2014a) といった知見 を得ている.

2-3-1-3 方向転換の腰椎・骨盤・股関節複合体に関する分析

方向転換における, 腰椎・骨盤・股関節複合体の役割に関しては, これまで多くの研究で, 「剛性を高め安定性を高めること」が推奨されてきた.これは,「遠位部を動的にするため に近位部を安定させる」(Kibler et al., 2006)という考え方に基づいている.例えば, Marshall et al. (2014) は, バイオメカニクス的変数と方向転換のパフォーマンスの関連を網羅的に調 べた結果,前額面で遊脚側の骨盤が大きく下制するものほどパフォーマンスが低いという 結果を得ている. Sasaki et al. (2011) は 180°方向転換で体幹の前方への角変位が小さいもの ほどタイムがよかったことから、体幹の安定性が方向転換に重要であると報告している.

他方で近年,腰椎・骨盤・股関節複合体を単一の剛体として振る舞うことがいいわけでは ないという示唆が障害予防・パフォーマンスの両観点から得られ始めている.例えば,骨盤 周りの筋活動と膝の外反モーメントのかかわりを検討した研究 (Jamison et al., 2013) による と,共収縮指数には大きな個人差が存在したこと,共収縮指数が大きいほど膝外反トルクが 大きくなったと報告されている. Edwards et al. (2017) は,体幹を固定することが方向転換 パフォーマンスを高めるという従来の仮説から,胸郭と骨盤の3次元角変位を算出し,その 総和が大きい群と小さい群の比較を行った.その結果,仮説とはむしろ反対に体幹が大きく 動いている群の方が方向転換パフォーマンスが大きいという結果を得た.そのため,これま で考えられてきた「体幹の固定がパフォーマンスに有効である」とする従来の説が必ずしも 有効とは限らないと結論付けている.ただし,その詳細な影響については未だ明らかではな い.

2-4 ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の機能と 形態に関する研究

2-4-1 腰椎・骨盤・股関節複合体とコアの概念

各種の身体運動は、下肢と上肢の運動連鎖によって遂行される. そこで、四肢を連結する 身体の中心部をコア(基軸)と表現し、その重要性が説明されてきた. 近年では、コアとい う言葉は身体運動科学とスポーツ実践の両場面でポピュラーな言葉として定着しつつあり (Jamison et al., 2012)、その強さや安定性は身体運動の遂行能力と障害予防に重要であるとさ れる (Akuthota et al., 2008; Jamison et al., 2012; Kibler et al., 2006; Oliver and Adams-Blair, 2010). 日本でも、古くから身体運動の実践場面では「腰を入れる」「腰を使う」などといった「腰」 という指導言葉が用いられるなど、身体中心部に関して同様の概念が認識されていたと考 えられる.

コアを主題とした学術論文は複数みられるものの,近年の報告でもコアという言葉の曖 味さが指摘されている (Edwards et al., 2017). コアを扱った学術論文 (Akuthota et al., 2008; Jamison et al., 2012; Kibler et al., 2006; Oliver and Adams-Blair, 2010) を概観すると, コアとし て捉えている範囲に多少の差異はあるが,おおよそ腰椎・骨盤・股関節複合体 (Lumbo-pelvichip complex) を指している.

ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体は、哺乳類や近隣の種族と比較して特徴的な形態を示す (Hogervorst and Vereecke, 2015, 2014). ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の特徴の一つに、成 長の過程で直立姿勢を取れる頃には股関節完全伸展位が標準姿勢になることが挙げられる. 類人猿を含む多くの他種族を見るとおおよそその股関節は軽度屈曲位にあり、これは同じ 二足立位を基本とするカンガルーであっても同様である. このようなヒトに特徴的な股関 節の完全伸展位は、広範な筋骨格適応に影響したとされている (Hogervorst and Vereecke, 2015, 2014).

本節では、ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の解剖学的特徴を概説する.

2-4-2 ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の形態的特徴

2-4-2-1 幅広く短い骨盤

骨盤はヒトに特徴的な部位の一つである.近隣の類人猿であっても縦長であるのに対し, ヒトの骨盤は幅広く縦に短い形をしているという特徴がある (Gruss and Schmitt, 2015; Hogervorst and Vereecke, 2014). また,腸骨が前後に拡張し,腸骨翼を形成したことによる 3 次元的な形状となっている (例えばチンパンジーではほぼ前後に幅のない 2 次元的な形状 である). このような骨盤の形状は骨盤周囲に配置する筋群の機能に影響する (Hogervorst and Vereecke, 2015).

ヒトの股関節伸展の主動筋である大殿筋は、下肢の筋の中で単一筋としては最大の質量 を持つ (Ward et al., 2009). 類人猿の大殿筋は仙骨に起始を持つのに対し、ヒトの大殿筋は 腸骨に起始を持つ. それにより、股関節に対するモーメントアームが大きくなっており、特 に 0°以上に股関節が伸展した際のモーメントアームを長くしている (Hogervorst and Vereecke, 2015). この大殿筋の作用によりヒトは骨盤以上の部位を股関節の上に直立させ、 さらに矢状面上で安定させているとされる.

腸骨翼から始まって大転子に付着する中殿筋は,類人猿では股関節内旋筋として機能す るが,ヒトでは股関節外転筋として機能し (Stern and Susman, 1981),直立二足歩行の片脚支 持の際に遊脚側の骨盤下制を防ぐために大きく発達した (Hogervorst and Vereecke, 2015).さ らに,腸骨翼が幅広いことに加えて,大腿骨の骨頸部が長いこと,大転子が側方へ向かった こと等によって股関節に対する前額面でのモーメントアームが増大した (Hogervorst and Vereecke, 2015).この結果,大きな股関節外転トルクを発揮するのに有利となった.

腰椎の伸展筋群は脊柱起立筋であるが、この筋は上後腸骨棘に停止する.腸骨翼が前後に 広がっていることで、ヒトでは上後腸骨棘は骨盤の後方へ位置している.そのため、脊柱起 立筋は腰椎の各椎間関節に対して後方にモーメントアームが生まれ、ヒトの直立やものを 持ち運ぶために重要な腰椎の伸展を可能としている (Filler, 2007).

2-4-2-2 股関節と腰椎が伸展した標準姿勢

ヒトは股関節伸展位を標準肢位とし (Hogervorst and Vereecke, 2015, 2014), 完全伸展でき る膝関節を持つ (Lewin, 2005). そのため,大腿が地面と垂直な状態で立位姿勢を取る. こ のような大腿の垂直化は,肢位を保つために必要となる股関節伸展トルクを小さくし,ヒト 直立二足歩行のエネルギーコストを低くする一要因になっている.一方で,歩行の接地直後 は膝関節に対する地面反力のモーメントアームが大きくなる傾向にあり,膝関節伸展トル クの要求が高まる. そのため,大腿四頭筋:ハムストリングスの質量比 (Q:H 比) が,チン パンジーやゴリラなどの類人猿ではおおよそ 1:1 なのに対し,ヒトではおおよそ 2:1 となっ ているという特徴がある (Haxton, 1947; Hogervorst and Vereecke, 2014; Ward et al., 2009).

ヒトは股関節伸展位に加え,腰椎の伸展位を標準姿勢としている.ヒトの長い腰椎と短く 幅広な骨盤が組み合わさることによって胸郭と骨盤が分離し,腰椎の前弯 (Hogervorst and Vereecke, 2014) が生じた.チンパンジーなどの類人猿は腰椎が硬く可動性が小さいために, 十分に体幹を起こすことができない.そのため,チンパンジーでは二足で立っても質量中心 が前方に位置するため,地面反力と股関節の間に大きなモーメントアームが生じ,歩行コス トが大きくなる (Foster et al., 2013; Sockol et al., 2007).対照的に,腰椎が前弯しているヒト では十分に体幹が立つため,質量中心が股関節の近くになる.その結果,大きな膝関節や股 関節伸展トルクなしに身体を支えられ,歩行コストが小さくなるため (Foster et al., 2013; Sockol et al., 2007),ヒトの前弯した腰椎は直立二足歩行のコストを減らすための重要な適応 であったと考えられている.

腰椎と胸郭の分離は、体幹全体で捻転の可動域を増大させたとされる.直立二足歩行では 支持脚側を後方へ回旋することでステップ長を増大させ (Novacheck, 1998)、体幹全体の捻 転可動域の増大は上部体幹を逆位相に回転させて角運動用を減少させるための適応であっ たと考えられている (Bramble and Lieberman, 2004).しかし、近年報告されたヒトとチンパ ンジーの直立二足歩行の3次元キネマティクスの比較 (Thompson et al., 2015)によると、チ ンパンジーではヒトよりも骨盤の回旋量が増大すること、胸郭が同位相で動くものの骨盤 より胸郭の変位量が小さいこと、結果として胸郭と骨盤の相対角で算出される体幹の捻転 はヒトとチンパンジーに相違がなかったことが示された.この結果から、現在のヒトの捻転 可動域が獲得される以前から直立二足歩行中の骨盤の回旋や体幹の捻転が行われていたこ とが示唆されている.



図 2-4-1 ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体とその周囲の形態的特徴

2-5 研究小史 総括

2-1節では、前方への全力移動運動として全力疾走の研究を概観した.人にとって最高速 度での移動運動である全力疾走はその歴史が古く、幅広く研究されていることが概観され た他方で、これらの焦点は主に下肢に着目されていることがわかる.腰椎・骨盤・股関節複 合体については、キネマティクス的な観察が主となっており、特に骨盤の動きが詳細に描写 されているものの、それがなぜ生じたのかという詳細と、その力学的影響は十分には理解さ れていないことが認められた.

2-2 節では、上方への全力移動運動として、跳躍の特に片脚踏切の遂行に関する研究、競技動作として行われる走幅跳・走高跳の研究を概観した.その多くは、矢状面上の下肢の情報に特化しているようである.両脚踏切と比べると、片脚踏切では下肢の伸展以外の動作による影響が推察されるも、その程度は明らかではないことが認められた.

2-3節では、側方への全力移動運動として、方向転換を中心とするサイドステップ動作に 関しての研究を概観した.自身の移動方向を巧みに操作する能力 (Manoeuvrability) が直進 走能力と独立していることが推察されているものの、その研究は主に下肢の障害リスクの 検討が主になっているようである.一方で、コアと呼ばれる腰椎・骨盤・股関節複合体の重 要性を示唆する研究が近年増えつつあり、さらに、それらを固定するだけでなく、動かすこ とでパフォーマンスを高める可能性も示唆されてきている.ただし、この点について詳細な 機序は明らかではないことが認められた.

2-4節では、本論で主題とするヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体の形態学的特徴とそれら がヒトの力発揮機能に及ぼす影響を概説した.ヒトの形態は、「幅広く短い骨盤」と「腰椎 と股関節の伸展」の2点に大きな特徴がある.この特徴により胸郭と骨盤の間に骨格的空間 を生み、筋機能にも影響を及ぼした.

以上,本章では,前方・上方・側方への移動運動と,腰椎・骨盤・股関節複合体の特徴に 関連する近隣研究の史的背景を概説した.

3章 方法論

1節 従来からの基本的な3次元分析

2節 関節トルクパワーの算出に対する座標系選択の影響

(Sado et al., 2017a)

3節 セグメントの動きに由来する質量中心の力学的エネルギー変化

4節 方法論 総括

3-1 従来からの基本的な3次元分析

3-1-1 緒言

3次元空間で、身体の各セグメントと絶対座標系で定義される軸は一致しない、そのため、 2次元角度計算を絶対座標系の各平面で行っても、それは真の3次元角度とは一致しない、 このような理由から3次元分析では、各身体セグメントや関節に定義される移動座標系を 基準とした計算が必要となる、本節ではまず、先行研究により整備され、本論で用いる3次 元分析手法を概説する.

3-1-2 キネマティクス

3-1-2-1 姿勢座標系の定義と座標変換行列

各実験で得られた各解剖学的特徴点の 3 次元座標値を用いて,各セグメントに右手系の 移動座標系を定義する.なお,個々の座標系定義の方法については付録に掲載する.定義さ れたセグメントsの移動座標系から絶対座標系に変換する座標変換行列R_sを,各座標系の軸 方向の単位ベクトルを用いて導出する.

$$R_s = \begin{bmatrix} i_s & j_s & k_s \end{bmatrix}$$

式 3-1-1

ここで, *i_s j_s k_s*は絶対座標系におけるセグメント*s*に定義された座標系各軸方向の単位ベクトルを表す3×1の列ベクトルである.すなわち*R_s*は,絶対座標系各軸とセグメント座標系各軸の3×3の方向余弦で構成されている.

3-1-2-2 セグメント角速度

回転運動する物体の角速度と終端の速度の関係から、互いに直交する 3 つの単位ベクト $\mu i_s, j_s, k_s$ からなる移動座標系が、常に原点を絶対座標系と一致させながら回転するとき、 i_s, j_s, k_s の終点の速度と絶対座標系における角速度ベクトル ω_s の間には次の関係が成り立 つ.

$(i_s = \omega_s \times i_s)$	式 3-1-2
$\{j_s = \omega_s \times j_s\}$	
$(\dot{k}_s = \omega_s \times k_s)$	

$$R_{x} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_{x} & \sin\theta_{x} \\ 0 & -\sin\theta_{x} & \cos\theta_{x} \end{bmatrix}$$

$$R_{y} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{y} & 0 & -\sin\theta_{y} \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta_{y} & 0 & \cos\theta_{y} \end{bmatrix}$$

$$R_{z} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{z} & \sin\theta_{z} & 0 \\ -\sin\theta_{z} & \cos\theta_{z} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\vec{x} \ 3-1-10$$

絶対座標系をカルダンの順番 (x-y-z) でそれぞれ
$$\theta_x$$
, θ_y , θ_z だけ回転させる回転変換行列
をそれぞれ R_x , R_y , R_z とする.

 $I_s = R_s I_s' R_s^{\mathrm{T}}$

ここで、 R_s^{T} は R_s の転置行列を示す.

3-1-2-4 セグメントの3次元角度

3-1-2-3 慣性テンソル 移動座標系における慣性テンソルIs'と座標変換行列Rsから、次式によりセグメントSの絶

絶対座標系における角速度ベクトル
$$\omega_s$$
を算出した.
 $\omega_s = R_s \omega_s'$ 式 3-1-7

 j_s , k_s , $i_s > i_s$, j_s , k_s の終点の速度の内積をそれぞれとると次式となる.

よって、移動座標系における角速度ベクトルω_s'は次式から求められる.

 $\mathbf{j}_s \cdot \dot{\mathbf{i}}_s = \mathbf{j}_s \cdot (\boldsymbol{\omega}_s \times \mathbf{i}_s) = \boldsymbol{\omega}_s \cdot (\mathbf{i}_s \times \mathbf{j}_s) = \boldsymbol{\omega}_s \cdot \mathbf{k}_s$

 $\mathbf{k}_{s} \cdot \dot{\mathbf{j}}_{s} = \mathbf{k}_{s} \cdot (\boldsymbol{\omega}_{s} \times \mathbf{j}_{s}) = \boldsymbol{\omega}_{s} \cdot (\mathbf{j}_{s} \times \mathbf{k}_{s}) = \boldsymbol{\omega}_{s} \cdot \mathbf{i}_{s}$

 $\mathbf{i}_s \cdot \mathbf{k}_s = \mathbf{i}_s \cdot (\boldsymbol{\omega}_s \times \mathbf{k}_s) = \boldsymbol{\omega}_s \cdot (\mathbf{k}_s \times \mathbf{i}_s) = \boldsymbol{\omega}_s \cdot \mathbf{j}_s$

式 3-1-3

式 3-1-4

式 3-1-5

式 3-1-8

絶対座標系をカルダンの回転順序で回転させ、セグメントsに設定した移動座標系に一致 するとき、絶対座標系と移動座標系で示された任意のベクトルaとa'を用いて以下の関係が 示される.

 $a' = R_z R_v R_x a$

式 3-1-12

したがって絶対座標系からセグメントsに設定した移動座標系に変換させる回転変換行列 R_s^{T} には次式が成り立つ.

$$\begin{split} \boldsymbol{R_s}^{\mathrm{T}} &= \boldsymbol{R_z} \boldsymbol{R_y} \boldsymbol{R_x} \\ &= \begin{bmatrix} \cos\theta_y \cos\theta_z & \cos\theta_x \sin\theta_z + \sin\theta_x \sin\theta_y \cos\theta_z & \sin\theta_x \sin\theta_z - \cos\theta_x \sin\theta_y \cos\theta_z \\ -\cos\theta_y \sin\theta_z & \cos\theta_x \cos\theta_z - \sin\theta_x \sin\theta_y \sin\theta_z & \sin\theta_x \cos\theta_z + \cos\theta_x \cos\theta_y \sin\theta_z \\ \sin\theta_y & -\sin\theta_x \cos\theta_y & \cos\theta_x \cos\theta_y \end{bmatrix} \end{split}$$

式 3-1-13

よって θ_x , θ_y , θ_z それぞれが次のように求められる.

以上の計算を各セグメントに行うことで3次元角度を算出した.この時, θ_x を前後傾角, θ_y を側方傾斜角, θ_z を回旋角と定義した.

3-1-2-5 関節座標系の定義

膝関節の運動を記述するために Grood and Suntay (1983) は遠位と近位のセグメントを用いた関節座標系を初めて導入した. それ以来, その他の関節の3次元キネマティクス表記にも適応されてきた.

図 3-1-1 には具体例として右股関節に定義した関節座標系を示した. 関節をなす 2 つの セグメントのうち,近位のセグメントに設定した移動座標系を3つの単位ベクトル i_{Pro} , j_{Pro} , k_{Pro} からなるものとし,遠位のセグメントに設定した移動座標系を3つの単位ベクトル i_{Dist} , j_{Dist} , k_{Dist} からなるものとする. e_1 を近位セグメント座標系の i_{Pro} 軸と同一とし, e_3 を遠位 セグメント座標系の k_{Dist} 軸と同一とする. e_3 と e_1 の外積により得られる方向の単位ベクト ルを e_2 とする. そして, e_1 , e_2 , e_3 を軸とする座標系を関節座標系とした. この関節座標系 は上肢と下肢,および体幹の各関節において, e_1 まわりの回転は屈曲/伸展, e_2 まわりの回 3章 方法論

転は外転/内転および側屈, **e**3 まわりの回転は外旋/内 旋および捻転をそれぞれ示す.

3-1-2-6 関節角度の算出

関節座標系を開発した Grood and Suntay (1983) は、 関節座標系を用いた関節角度 $\theta_1 \sim \theta_3$ の算出手法を次の ように示した.

$\theta_1 = \pi/2 - \cos^{-1}(\boldsymbol{k_{\text{Pro}}} \cdot \boldsymbol{e_2})$	式 3-1-17
$\theta_2 = \pi/2 - \cos^{-1}(\boldsymbol{k_{\text{Dist}}} \cdot \boldsymbol{i_{\text{Pro}}})$	式 3-1-18
$\theta_3 = \pi/2 - \cos^{-1}(\boldsymbol{i_{\text{Dist}}} \cdot \boldsymbol{e_2})$	式 3-1-19

図 3-1-2は右股関節を例に3次元の関節角度の定義 を図示したものである. 屈曲/伸展角 θ_1 は近位セグメ ント座標系の**j**_{Pro}と関節軸座標系の e_3 と e_1 の外積方



図 3-1-1 関節座標系の定義 *S*_{Pro}: 近位のセグメント座標系 *S*_{Dist}: 遠位のセグメント座標系 *S*_{Int}: 関節座標系

向のベクトル (e₂) との角度差,内転/外転角および側屈角θ₂は関節軸座標系Σ_{Jnt}のe₁とe₂の 外積方向のベクトルと関節軸座標系のe₃との角度差,回旋角θ₃は関節軸座標系のe₂とe₃の 外積方向のベクトルと遠位セグメント座標系のi_{Dist}との角度差を意味している.すなわち, 2 つの座標系の回転相対位置をカルダン角で算出する角度と全く同じ原理を用いており,算 出結果は完全に一致する.

なお、上肢と下肢の関節については左右同様の計算を行ったが、極性を一致させるために 左側肢のe₂まわりとe₃まわりの関節角度算出結果に-1を乗じた.



図 3-1-2 関節角度の算出方法

3-1-3 キネティクス

3-1-3-1 関節トルク

図 3-1-3 にはセグメントsの遠位端の関節*j*-1と近位端の関節*j*に関節間力と関節トルク がそれぞれ加わっている場合のフリーボディーダイアグラムを示した. ニュートン・オイラ 一の運動方程式より,セグメントsには次の関係が成り立つ.

ここで、 m_s はセグメントsの質量、 r_s 、 r_{j-1} 、 r_j は絶対座標系におけるセグメントsの質量中 心・遠位端j - 1・近位端jのそれぞれの位置ベクトル、gは重力加速度ベクトル、 $-f_{j-1} \geq f_j$ はそれぞれ遠位端と近位端からセグメントsに加わる関節間力ベクトル、 l_s はセグメントsの 角運動量ベクトル、 $-\tau_{j-1} \geq \tau_j$ は遠位端と近位端でセグメントsに加わる関節トルクベクト ルをそれぞれ示している.遠位端の関節j - 1における関節間力ベクトル f_{j-1} と関節トルクベ クトル τ_{j-1} が既知の場合、近位端の関節jにおける関節間力ベクトル f_j と関節トルクベクト ル τ_j が求められる.以上の計算を遠位のセグメントから順次行うことで、各関節の関節間力 ベクトルと関節トルクベクトルを求めた.支持脚の足部セグメントについては地面反力計 より得られた地面反力およびフリーモーメントが圧力中心点に作用するものとした.

3-2節で詳説するように,算出された関節トルクは,関節座標系に変換することで各解剖 学的な軸周りの関節トルクとして扱う.



3-1-4 エナジェティクス:力学的エネルギー・力学的仕事・ 力学的パワー

3-1-4-1 力学的エネルギーの発生・吸収

関節トルクが発揮され、その関節が回転することで力学的エネルギーが生じ、身体運動が始まる.この関節トルク τ_j による力学的エネルギーの発生率・吸収率を示す関節トルクパワー $P_{\tau,j}$ は関節トルクベクトル τ_j と関節角速度 (遠位セグメントsと近位セグメントs+1の間の角速度の差: $\omega_s - \omega_{s+1}$)の内積で求められる.

 $P_{\tau_i} = \tau_j \cdot (\boldsymbol{\omega}_s - \boldsymbol{\omega}_{s+1})$

式 3-1-22

関節トルクパワーを時間で積分することで、その関節トルクが発揮した力学的仕事を算 出できる.なお、前項で求めた関節トルクベクトルは、3次元分析ではその表記のために座 標系を選択することになる.いくつかある座標系は研究結果の解釈に大きく影響すること が指摘されているが、それは関節トルクパワー・力学的仕事にも生じうる.そこで、エナジ ェティクス分析における座標系選択の影響について 3-2 節で検討する.

3-1-4-2 関節間力による力学的エネルギーの伝達

式 3-1-20 によって得られた関節間力が生じる関節が並進速度を持つならば、物理的に関節間力が力学的パワーを発揮する.関節間力は、関節をなすセグメントそれぞれに大きさが等しく反対方向の力を発揮するため、隣接するセグメントに対し、大きさが同じで極性の異なるパワーを発揮する.例えば、ある関節の遠位セグメントsと近位セグメントs+1に対する関節力パワーP_{fits}、P_{fit(s+1})はそれぞれ関節間力**f**_jと関節の並進速度**v**_jを用いて

$P_{f_{j/s}} = f_j \cdot v_j$	式 3-1-23
$P_{f_{j/(s+1)}} = -f_j \cdot v_j$	式 3-1-24

となる. すなわち, 系全体の全ての関節間力パワーの総和は常に0であり, 系としての力 学的エネルギーの増減は生じない. 換言すると, 関節間力パワーは関節中心を通したセグメ ント間の力学的エネルギーの伝達率を示す (Winter, 2009).

3-1-4-3 関節トルクによる力学的エネルギーの伝達

関節トルクが発揮した力学的パワーを示す式 3-1-22 は展開すると次式となる.

 $P_{\tau_j} = \tau_j \cdot \boldsymbol{\omega}_s - \tau_j \cdot \boldsymbol{\omega}_{s+1}$

式 3-1-25

ここで、初項 $[\tau_j \cdot \omega_s]$ と第2項 $[-\tau_j \cdot \omega_{s+1}]$ はそれぞれ、関節トルクが遠位と近位のセ グメントに発揮したパワーである (セグメントトルクパワー).もし、遠位と近位のセグメ

3-1 節 従来からの基本的な 3 次元分析

ントの角速度が同一の方向の成分を持つ場合,関節トルクパワーよりもいずれかのセグメントに発揮したパワーの方が大きくなることがある.これは,力学的エネルギーが関節トルクを介して一方から他方に伝達していることを示している.関節トルクによるパワー発生/ 吸収,および伝達の関係は表 3-1-1 のようになる (Gordon et al., 1980).

表 3-1-1 関節トルクによるエネルギーの発生, 吸収, 伝達

Description of movement	Type of contraction	Directions of angular velocities and joint torques	Muscle group function	Amount, type and direction or power				
Both segments rotating in opposite direction		ω						
(a) joint angle decreasing	Concentric	ω_2	Mechanical Energy Generation	$\tau \omega_1$ generated to segment 1 $\tau \omega_2$ generated to segment 2				
(b) joint angle increasing	Eccentric	$\begin{array}{c} & & \\$	Mechanical Energy Absorption	$τω_1$ absorbed from segment 1 $τω_2$ absorbed from segment 2				
Both segments rotating		>						
(a) joint angle decreasing $(\omega_1 > \omega_2)$	Concentric	τ ω_1 ω_2	Mechanical Energy Generation & Transfer	$τ(ω_1 - ω_2)$ generated to segment 1 $τω_2$ transferred to segment 1 from 2				
(b) joint angle increasing $(\omega_2 \ge \omega_1)$	Eccentric	τ ω_1 ω_2	Mechanical Energy Absorption & Transfer	$\tau(\omega_2 \cdot \omega_1)$ absorbed from segment 2 $\tau\omega_1$ transferred to segment 1 from 2				
(c) joint angle decreasing (ω ₁ =-ω ₂)	Isometric (Dynamic)	$\begin{array}{c} & & \\$	Mechanical Energy Transfer	$\tau \omega_1$ transferred to segment 1 from 2				
One segment fixed		/						
(a) joint angle decreasing (ω ₁ =0, ω ₂ >0)	Concentric		Mechanical Energy Generation	$τω_2$ generated to segment 2				
<pre>(b)joint angle increasing (ω1=0, ω2<0)</pre>	Eccentric	τ ω_2	Mechanical Energy Absorption	$ au \omega_2$ absorbed from segment 2				
(c) joint angle constant $(\omega_1=\omega_2=0)$	Isometric (Dynamic)	Ť	No mechanical energy function	Zero				

先行研究 (Gordon et al., 1980) を参考に作成

3-2 関節トルクパワーの算出に対する座標系選 択の影響

Sado, N., Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2017. A Non-orthogonal Joint Coordinate System for the Calculation of Anatomically Practical Joint Torque Power in Three-dimensional Hip Joint Motion. *Int. J. Sport Heal. Sci.* 15, 111–119. doi:10.5432/ijshs.201712

3-2-1 緒言

バイオメカニクスにおける 3 次元分析では関節キネティクスを表記する座標系を選択す る必要がある.関節トルクは絶対座標系 (global (laboratory) coordinate system), セグメント 座標系 (segment coordinate system), 関節座標系 (joint coordinate system) のいずれかで表記 されてきた (Kristianslund et al., 2014b). 座標系の選択は, 解剖学的トルクの差を生じさせ (Kristianslund et al., 2014b; Schache et al., 2008; Schache and Baker, 2007), 時に研究の結論に影 響を及ぼす可能性がある.例えば, つま先が外を向いた歩行や体幹が側方に傾斜した歩行と いった通常とは異なる歩行時の膝外反トルクは座標系に依存すること (Schache et al., 2008), ドロップジャンプやカッティング動作などの動作におけるトルクの大きさの被検者順位は 座標系の選択によって変化すること (Kristianslund et al., 2014b) などが報告されている.す べての手法は数学的には正しいものの, 計算値の変動性は力学的に同一の現象を分析しな がら座標系選択に依存して解剖学的解釈が変わりうることを示している.従って,バイオメ カニクス的な 3 次元分析を行う際は, 座標系が結果に及ぼす影響を理解する必要がある.

その中で,関節座標系はパワー算出にも有益な手法となると考えられる.キネマティクス 分析において関節座標系は,2つのセグメントの位置関係を解剖学的用語と一致する3つの 角度で示し,研究者と臨床者双方の理解を促進する (Grood and Suntay, 1983; Wu et al., 2002). 先行研究 (Kristianslund et al., 2014b; Schache and Baker, 2007) で示唆されているように,関節 トルクの関節座標系表記は関節角度変化と解剖学的トルクを一致させることができる (例 えば,股関節屈曲トルクは股関節を屈曲軸回りに回転させる作用と定義できる). 従って, 各解剖学的トルクが発揮したパワーや仕事を算出する際にも,関節座標系を用いることで キネマティクスとキネティクス,エナジェティクスが一致した分析ができると考えられる. つまり「股関節屈曲トルクが屈曲の変位を伴わない運動でパワー・力学的仕事を発揮する」 などのような動作とパワー・力学的仕事の矛盾が防がれることが期待される.

しかし、これまで各解剖学的トルクのパワーを検証する際に関節座標系は用いられてこ なかった.本節では、関節座標系で示された各関節トルクが発揮したパワーの算出手法を提 案し、従来最も用いられる遠位セグメント座標系との比較から本手法の利点を検証した.

3-2-2 方法

3-2-2-1 各関節トルクが発揮したパワーの導出

本研究では、Desroches et al. (2010)の定義に従い、関節座標系表記の関節トルクを「3 つの各軸方向へのトルクベクトルの総和がトータルの関節トルクベクトル (**n**_j) と一致する成分」と定義する:

$$\tau_{j} = \tau_{j_{-1}} e_{j_{-1}} + \tau_{j_{-2}} e_{j_{-2}} + \tau_{j_{-3}} e_{j_{-3}}$$
 $\exists -2-1$

ここで, $\tau_{j_1}, \tau_{j_2}, \tau_{j_3}$ はそれぞれ関節座標系に変換された各トルクであり,解剖学的には 矢状面,前額面,横断面のトルクに相当する.これを行列記述すると次式のようになる.

$$\tau_{j} = \begin{bmatrix} e_{j_{-1}} & e_{j_{-2}} & e_{j_{-3}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_{j_{-1}} \\ \tau_{j_{-2}} \\ \tau_{j_{-3}} \end{bmatrix}$$

従って, 逆行列(注)を用いて各解剖学的関節トルクは次式のように求められる.

$$\begin{bmatrix} \tau_{j-1} \\ \tau_{j-2} \\ \tau_{j-3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_{j-1} & e_{j-2} & e_{j-3} \end{bmatrix}^{-1} \tau_j$$

$$\exists 3-2-3$$

なお、遠位セグメント座標系表記の股関節トルクは次式となる.

関節トルクパワー P_{τ_j} の導出式 (式 3-1-22) に関節トルクの分配式を代入することで、下記のように変形できる.

$$P_{\tau_j} = \tau_j \cdot \omega_j$$

= $(\tau_{j_1} e_{j,1} + \tau_{j_2} e_{j_2} + \tau_{j_3} e_{j_3}) \cdot \omega_j$
= $(\tau_{j_{-1}} e_{j_{-1}}) \cdot \omega_j + (\tau_{j_{-2}} e_{j_{-2}}) \cdot \omega_j + (\tau_{j_{-3}} e_{j_{-3}}) \cdot \omega_j$
 $\overrightarrow{x} 3-2-5$

従って、各解剖学的関節トルクが発揮したパワーは次のとおりである.

注:関節座標系の軸は直交しない斜交座標系のため,逆行列[$e_{j_1} e_{j_2} e_{j_3}$]⁻¹は転置 行列[$e_{j_1} e_{j_2} e_{j_3}$]^Tとは一致しない.

$P_{\tau_j} = P_{\tau_{j-1}} + P_{\tau_{j-2}} + P_{\tau_{j-3}}$	式	3-2-6
$P_{\tau_{j-1}} = (\tau_{j-1} \ \boldsymbol{e}_{j-1}) \cdot \boldsymbol{\omega}_{j}$	式	3-2-7
$P_{\tau_{j_{-2}}} = (\tau_{j_{-2}} \boldsymbol{e}_{j_{-2}}) \cdot \boldsymbol{\omega}_{j}$	式	3-2-8
$P_{\tau_{j_3}} = (\tau_{j_3} \ \boldsymbol{e}_{j_3}) \cdot \boldsymbol{\omega}_{j}$	式	3-2-9

3章 方法論

また, 遠位セグメント座標系では

$P_{\tau_j} = P_{\tau_{j_1},\text{SCS}} + P_{\tau_{j_2},\text{SCS}} + P_{\tau_{j_3},\text{SCS}}$	式	3-2-10
$P_{\tau_{j_1},\text{SCS}} = \tau_{j_1,\text{SCS}} \omega_{j_1,\text{SCS}}$	式	3-2-11
$P_{\tau_{j_2},\text{SCS}} = \tau_{j_2,\text{SCS}} \omega_{j_2,\text{SCS}}$	式	3-2-12
$P_{\tau_{j_{-}3},\text{SCS}} = \tau_{j_{-}3,\text{SCS}} \omega_{j_{-}3,\text{SCS}}$	式	3-2-13

と算出される. ここで遠位セグメント座標系における角速度は

である.

3-2-2-2 実験

座標系の変化がパワー算出に及ぼす影響を示すために下肢のスイング動作を用いて検証 実験を行った.

被検者は,健常男性12名であった (26.5±4.1 yrs; 1.76±0.06 m; 69.3±9.5 kg). 実験に先立ち, 被検者には本研究の目的,方法,および実験に伴う危険性を十分に説明し,実験に参加する ための同意を得た.本実験は東京大学大学院総合文化研究科ヒトを対象とした実験研究に 関する倫理審査委員会により実験手順の承認を得て行った(課題番号: 356).

被検者は右下肢をおよそ膝の高さまで側方と前方へ振り上げる試技をそれぞれ行った. それぞれの試技は,右つま先が正面を向いた肢位(以下,つま先前方試行)と側方を向いた 肢位(以下つま先側方試行)からそれぞれ3試行ずつ,計12試行 (2方向×2肢位×3試行) 行った.

被検者に貼付した身体分析点 11 点 (図 3-2-1) のマーカー座標値を,赤外線カメラ 12 台 の光学式三次元自動動作計測装置 (Motion Analysis Corp., USA) により 200Hz で収集した. また,地面反力を地面反力計 (Force Plate 9281C, Kistler, Switzerland) を用いて取得した.サ ンプリング周波数を 2000Hz とし,各センサーの出力を専用アンプで増幅した後, analoguedigital 変換を行ってコンピュータに取り込んだ.なお,身体分析点の 3 次元座標データと地 面反力データは自動動作計測装置において同期を行った.

3-2-2-3 データ処理

得られた座標値データは残差分析 (Wells and Winter, 1980; Winter, 2009) により遮断周 波数を決定し, 2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけることで位相ずれの

ないよう平滑化した.なお、実際に用いた遮断周波数 は 10-20 Hz の間であった.

本研究では、右足離地を分析開始とし、側方振り上 げにおいては最大股関節外転瞬間までを, 前方振り上 げにおいては最大股関節屈曲瞬間までをそれぞれ分 析区間とした.地面反力計から得られた地面反力デー タの鉛直成分が5N以下となった瞬間を離地と定義し た. なお本研究では成功試行すべてを分析対象とし た.

3-2-2-4 分析

分析には骨盤、右大腿、右下腿、右足部から構成さ れる4セグメントモデルを用いた.足関節,膝関節に ついては関節の内外に貼付した2個のマーカーの中点 をそれぞれ関節中心とした. 股関節中心については, Harrington et al. (2007) が示した方法により推定した. 足セグメント・下腿セグメント・大腿セグメント・骨 盤セグメントの各セグメントに右手系の移動座標系 を設定し、大腿と下腿のセグメントに定義された移動 座標系を用い,前節に示した手法にて股関節の関節座 標系 (Grood and Suntay, 1983; Wu et al., 2002) を設定し た. 定義された関節座標系を用いて, 股関節角度を算 出した (Grood and Suntay, 1983). それぞれの関節角速 図 3-2-1 本節で用いたマーカー 度は関節角度を微分することで算出した.



慣性パラメータは Dumas et al. (2007) が報告した値

を用いた.得られたデータを用いて逆動力学演算を行い,右股関節の関節トルクを算出した. 得られた関節トルクは、上記で示したように関節座標系とセグメント座標系に座標変換し た. その後, 関節座標系とセグメント座標系のそれぞれの座標系に投影された各関節トルク が発揮したパワー (関節トルクパワー)を求め、時間積分することで関節仕事を算出した. 算出した関節トルク、トルクパワー、仕事は各被検者の身体質量で除すことで規格化した.

3-2-2-5 統計処理

3 試行の平均値をそれぞれの被検者のそれぞれの試行の代表値として統計処理に用いた. Shapiro-Wilk test を用いて正規性を確認した後,正規性の有無に応じて対応のある t 検定と Wilcoxon signed-rank test のいずれかを用いて関節座標系とセグメント座標系の差異を検定 した. 有意性は危険率1%で判定した.

3-2-3 結果

側方スイングにおける股関節の屈曲 (+) / 伸展 (-) と 外転 (+) / 内転 (-) 角変位はそれ ぞれ,つま先前方試行で 16.8±11.5°と 33.8±5.4°,つま先側方試行で 20.0±11.9°と 34.5±6.2°で あった.前方スイングにおける股関節の屈曲 (+) / 伸展 (-) と外転 (+) / 内転 (-) 角変位は それぞれ,つま先前方試行で 54.1±7.3°と 1.8±6.4°,つま先側方試行で 53.1±9.5°と-4.2±7.4°で あった.

表 3-2-1 には, 各手法で算出された関節トルク・関節パワー・関節仕事の値を示した. 図 3-2-2 には側方スイング時の, 図 3-2-3 には前方スイング時の股関節のキネマティクスとキ ネティクスの時系列変化を示した. 側方スイング,前方スイング共に, つま先側方試行では, 全てのピークパワーと正仕事に有意差が認められたが, つま先前方試行では全ての項目で 有意差が認められなかった (表 3-2-1). 側方スイングに対し, つま先前方試行では両手法と もに外転トルクが最大の正パワー・仕事を発揮していた. 関節座標系では, つま先側方試行 でもこの結果が一致していた. しかし, セグメント座標系を用いた場合はつま先側方試行 なると最大のパワー・仕事を発揮するのが屈曲トルクへ変わった(図 3-2-2, 表 3-2-1). 前方 スイングに対し, つま先前方試行では, 両手法で股関節屈曲トルクが最大のパワー・仕事を 発揮していた. しかし, つま先側方試行となると, 関節座標系では一致していたが, セグメ ント座標系では最大のパワー・仕事を発揮するのが屈曲トルクから内転トルクに変化して いた (図 3-2-3, 表 3-2-1). なお, 力学的に, パワーの成分の総和は直接算出値 (トルクと 角速度の内積) と完全に一致している必要があるが, この一致は確認された (図 3-2-4).

Toe facing forward									Toe facing lateral									
Variables JCS			SCS				JCS			SCS								
Lateral-	Swing																	
Flexion																		
	au peak	0.13	±	0.11	Nm/kg	0.19	±	0.13	Nm/kg n.	.s.	0.26	±	0.14	Nm/kg	0.50	\pm	0.12	Nm/kg *
	P_{peak}	0.14	±	0.13	W/kg	0.22	±	0.22	W/kg n.	.s.	0.24	±	0.17	W/kg	0.70	±	0.30	W/kg *
	W_{positive}	0.02	±	0.03	J/kg	0.05	±	0.07	J/kg n.	.s.	0.06	\pm	0.05	J/kg	0.21	±	0.08	J/kg *
Abduction																		
	$ au_{ m peak}$	0.61	±	0.20	Nm/kg	0.60	±	0.20	Nm/kg n.:	.s.	0.55	±	0.12	Nm/kg	0.34	\pm	0.14	Nm/kg *
	P peak	0.78	\pm	0.45	W/kg	0.69	\pm	0.46	W/kg n.	.s.	0.72	\pm	0.31	W/kg	0.24	\pm	0.18	W/kg *
	W_{positive}	0.21	±	0.05	J/kg	0.18	±	0.05	J/kg n.	.s.	0.21	\pm	0.06	J/kg	0.06	\pm	0.04	J/kg *
Anterior	-Swing																	
Flexion																		
	$ au_{ m peak}$	0.68	±	0.36	Nm/kg	0.68	±	0.35	Nm/kg n.	.s.	0.67	±	0.29	Nm/kg	0.56	\pm	0.26	Nm/kg *
	P_{peak}	1.46	±	1.04	W/kg	1.48	±	1.08	W/kg n.	.s.	1.45	\pm	0.80	W/kg	0.89	±	0.62	W/kg *
	W_{positive}	0.34	±	0.08	J/kg	0.34	±	0.08	J/kg n.	.s.	0.35	±	0.09	J/kg	0.20	±	0.08	J/kg *
A J J																		
Adduction		0.04		0.00	Nime/Irce	0.00		0.00	Nas/Iro a	~	0.19		0.12	Nina/Irca	0.47		0.26	Nas/Iroa *
	<i>t</i> peak	0.04	Ξ	0.08	INIII/Kg	0.08	Ξ	0.09	Niirkg II.	.s.	0.18	Ξ	0.12	INIII/Kg	0.47	Ŧ	0.20	NIII/Kg
	P_{peak}	0.07	±	0.01	W/kg	0.07	±	0.06	W/kg n.	.s.	0.10	±	0.09	W/kg	0.72	±	0.62	W/kg *
	$W_{\rm positive}$	0.01	±	0.01	J/kg	0.01	±	0.01	J/kg n.	.s.	0.01	±	0.01	J/kg	0.14	±	0.08	J/kg *

表 3-2-1 ピークトルク・ピークパワー・関節仕事の平均±標準偏差

τ: 関節トルク, P; 関節トルクパワー, W: 関節仕事



- 43 -



3章 方法論





図 3-2-4 各股関節トルクパワーの総和と直接算出値 (股関節の トルクと角速度のベクトルの内積) との比較

関節座標系軸周りのトルク,セグメント座標系軸周りのトルクが発揮し たパワーの総和はどちらも直接算出値と一致した.

3-2-4 考察

本研究は各解剖学的関節トルクが発揮したパワーを検討する際の関節座標系の特徴をセ グメント座標系との比較から明らかにすることを目的とした.関節座標系とセグメント座 標系による関節トルクパワーの算出手法を,つま先が前方向と横方向を向いた状態からの 下肢の前方スイングと側方スイング中の股関節に適応した.その結果,特に関節の長軸回転 が大きい時にその差異が大きいことが確認された.

被検者はつま先の方向が相違した状態から同じ動作を行った.関節座標系を用いた場合, 肢位を問わず,側方スイングには外転トルクが,前方スイングでは屈曲トルクがそれぞれ最 もパワーを発揮するという一致した結果が得られた.セグメント座標系を用いた場合でも, つま先が前方を向いているときにはそれは一致していた.しかし,つま先が側方を向いた状 態では前方スイングでは屈曲トルクから内転トルクへ,側方スイングでは外転トルクから 屈曲トルクへと最大のパワー生成源が変わった.この相違は,股関節の外旋に起因するもの である.股関節外旋位では,セグメント座標系の左右軸が関節座標系前後軸と近づき (図 32-5), その結果, セグメント座標系において 側方スイング時の股関節屈曲トルク, 前方 スイング時の股関節内転トルクの貢献が大 きくなる結果となった.従って,本研究の結 果は,座標系選択が各関節トルクのエネル ギー生成の貢献に対する結論に重大な影響 を及ぼすことを示している.

セグメント座標系と関節座標系で示され たそれぞれの関節パワーは「数学的に」誤っ ているものではない.しかし,最大のエネル ギー生成源は座標系選択とともに変わっ た.本研究の実験試技は下肢の側方スイン グと前方スイングであり,キネマティクス の結果は,股関節外旋位を問わず,最大の角 変位は側方スイングで外転,前方スイング で屈曲であることを示していた.従って,股 関節の回旋位を問わず,最大のエネルギー 生成源は,関節座標系で示されたように,側



方スイングで外転トルク,前方スイングで屈曲トルクとなるのが妥当である.関節トルクを 「関節を回そうとする正味の力学的作用」と考え,関節座標系で関節角度を表記するならば, 関節座標系がパワーの発生・吸収を検討する際に用いられることが薦められる.特に,関節 の長軸回転が伴う場合は違いが顕著であることが示された.

関節角度によって各関節トルクの主動筋は変化することがある.例えば、サッカーのイン ステップキックのフォロースルー局面で、腸骨筋だけでなく内転筋の活動が記録されてい る (Brophy et al., 2007).本研究より、類似した動作 (つま先側方状態での前方スイング動作) は股関節屈曲動作で主に構成されていた.先行研究 (Brophy et al., 2007)の結果と本研究の 結果は、内転筋は解剖学的肢位では股関節を内転させる筋であるが、「股関節が外旋位にな ることで内転筋群が股関節を屈曲させようとするトルクを発生した」と解釈できる.関節ト ルクは「関節を回そうとする正味の力学的作用」であることを考慮すると、この「屈曲させ ようとする正味の作用」を関節座標系で定義するように「屈曲トルク」とするのが直接的で あろう.

17.8°-51.3°の股関節の長軸回転が,野球の投球動作 (Kageyama et al., 2014), ゴルフスイン グ (Kim et al., 2014) サッカーのサイドキック (Kawamoto et al., 2007) などで示されている. 加えて,矢状面動作と考えられている全力疾走においても 17°-20°の長軸回転の変位が伴う ことが報告されている (Debaere et al., 2013). 従って本研究の結果から,関節座標系は様々 なダイナミックな動作中のバイオメカニクス的特徴を明らかにするうえで有益である.

本研究では股関節の運動を対象に考察してきたが, 肩関節もまた回転自由度が3である. 例えば, 投球中, 肩は80°程度回旋する (Feltner and Dapena, 1986). 従って, 座標系選択の影
響は肩関節ではより大きく生じること,関節座標系は上肢の分析にも有益であることが示 唆される.

本研究のデータ取得に関して,側方スイング時に股関節は外転だけでなく屈曲も生じて いた.これは骨盤がスイング脚側に回旋してしまったことが要因であると考えられる.この ことは、本研究の結果に一定の影響を与えた.しかしながら,側方スイング時に最も大きな 変位があったのは外転であり,側方スイングが股関節外転によって主に構成されている.従 って、この影響は本研究の結論を変えるものではない.

ただし関節座標系を用いて関節パワーを分析する際には、関節角度の算出と同様に、ジン バルロック問題に留意する必要がある.すなわち、2番目(前額面)の関節角度が±90°に近 い状況では、関節角度の1番目と3番目の軸が直線に近づくため、数学的特異点が生じる 問題である.特に上肢を扱う場合には、この点に留意し、関節座標系の定義方法を工夫する 必要があるだろう.

3-2-5 結論

本研究では関節座標系とセグメント座標系の比較を通し、パワー算出時における関節座 標系の長所を検討した.その結果,解剖学的肢位からだけでなく,長軸回転が伴った際にも, 関節座標系では関節の動きとパワーの結果が矛盾することなく算出できることが示された. 他方でセグメント座標系では,解剖学的肢位では関節座標系と同様に関節の動きとパワー の解釈が一致した結果が得られるものの,長軸回転が生じると差異が生じることが明らか になった.従って,特に長軸回転が伴う身体運動中の各関節パワーを検討する際には,関節 座標系が有用であると考えられる.

3-3 セグメントの動きに由来する質量中心の力 学的エネルギー変化の定量化

3-3-1 緒言

3-1~3-2 節で概説・提案した手法を用いることで各関節仕事による力学的エネルギーの発生・吸収・伝達といった機能を知ることができる.一方で,関節仕事によって生成された力学的エネルギーは,そのすべてが移動運動に有効なエネルギー(すなわち質量中心の力学的エネルギー)になるとは限らない (Winter, 2009).

ヒトの身体運動は、生理学的エネルギーが筋で力学的エネルギーに変換され、それが関節 を介して連結している身体セグメントの回転エネルギーとなる (図 3-3-1). つまり、関節仕 事によってまずセグメントに回転を与える. そして. その一部が外的仕事によって質量中心 の力学的エネルギー (*E*_{CoM}) となる. この時、質量中心に対する相対的なセグメントの運動 を引き起こす仕事が含まれる (Winter, 2009). 従って関節仕事は必ずしも質量中心の移動に 貢献するとは言えない.

加えて E_{COM} は,鉛直速度に由来する鉛直運動エネルギーと位置エネルギー (E_{vert}),前後 速度に由来する水平運動エネルギー (E_{hori}),側方速度に由来する側方運動エネルギー (E_{late})から成る (Bobbert and Van Soest, 2001).例えば垂直跳であれば、質量中心到達高とい うパフォーマンスに有効な力学的エネルギーは E_{vert} であり、 E_{hori} と E_{late} は関係しない (Bobbert and van Ingen Schenau, 1988; Nagano et al., 1998). そのため、特定の方向への質量中 心の移動に貢献するか否かを検討するには、目的の移動に有効なエネルギーを検討する必 要がある.

本節では、各関節仕事によって生まれた各セグメントの回転が移動運動に有効な力学的 エネルギーになる過程を検討するための方法論を構築し、その妥当性を検証する.



図 3-3-1 質量中心 (CoM) の力学的エネルギーに至るまでのエネルギーフロー

3-3-2 方法

3-3-2-1 セグメントの回転に由来する質量中心の力学的エネルギー変化

質量中心の力学的エネルギー E_{COM} の変化量(ΔE_{COM})は、力学的に、地面反力(f)と質量中心の速度 (v_{hodv})の内積 (外的パワー (P))の時間積分 (外的仕事)と一致する.

$P = f \cdot v_{\text{body}}$	式 3-3-1
$\Delta E_{\text{COM}} = \int P dt$	式 3-3-2

質量中心速度は全身のセグメントの運動量から算出できる.

$$\boldsymbol{v}_{\text{body}} = \sum \left(\frac{m_s}{m_{\text{body}}} \boldsymbol{v}_s \right)$$
 $\Xi \mathbf{X} \quad 3-3-3$

ここで m_s はセグメント質量, v_s はセグメントsの質量中心速度である. 図 3-3-2 に示すように、セグメントの質量中心速度は最末端点(地面の接地点)が動作中速度を持たないという仮定の下でその生成要因によって分解できる (Ae and Shibukawa, 1980; Bobbert and van Ingen Schenau, 1988). 例えば大腿の質量中心速度 ($v_{SLthigh}$) は、膝関節の速度 (v_{SLknee}) とその相対速度に分解できる.

$$v_{\text{SLthigh}} = (v_{\text{SLthigh}} - v_{\text{SLknee}}) + v_{\text{SLknee}}$$
式 3-3-4

初項[$\nu_{SLthigh} - \nu_{SLknee}$]は大腿の角速度 ($\omega_{SLthigh}$) に由来する速度であり、次式の関係となる.

$$v_{\text{SLthigh}} - v_{\text{SLknee}} = \omega_{\text{SLthigh}} \times r_{\text{knee} \rightarrow \text{thighCoM}}$$
 $\overrightarrow{\texttt{T}}$ 3-3-5

また、膝関節の速度は次のように分解できる.

$$v_{\text{SLknee}} = (v_{\text{SLknee}} - v_{\text{SLankle}}) + (v_{\text{SLankle}})$$
 $\ddagger 3-3-6$

初項 ($v_{SLknee} - v_{SLankle}$) は下腿の角速度 ($\omega_{SLshank}$) に由来する速度であり、次式の関係 となる.

同様に足関節の速度 (*v*_{SLankle}) は足の回転で生成された速度である.これを代入することで、大腿の質量中心速度は次式のように分解できる.

$v_{\text{SLthigh}} = v_{\text{SLthigh}}^{\text{SLthigh}} + v_{\text{SLthigh}}^{\text{SLshank}} + v_{\text{SLthigh}}^{\text{SLfoot}}$	式 3-3-8
$v_{ m SLthigh}^{ m SLthigh} = v_{ m SLthigh} - v_{ m SLknee}$	式 3-3-9
$v_{\text{SLthigh}}^{\text{SLshank}} = v_{\text{SLknee}} - v_{\text{SLankle}}$	式 3-3-10
$v_{\text{SLthigh}}^{\text{SLfoot}} = v_{\text{SLankle}}$	式 3-3-11

3章 方法論



図 3-3-2 セグメントの質量中心速度の分解(大腿を例に)

同様の手法を全てのセグメントに適応し,式 3-3-3 に代入する.

$$\begin{aligned} & p_{body} & (to s_{Lbank} - v_{SLankle}) + v_{SLankle} \\ & = \frac{m_{tody}}{m_{body}} (v_{SLAbank} - v_{SLankle}) + v_{SLankle}) \\ & + \frac{m_{abage}}{m_{body}} ((v_{SLAbank} - v_{SLankle}) + v_{SLankle}) \\ & + \frac{m_{abage}}{m_{body}} ((v_{SLAbank} - v_{SLankle}) + (v_{SLknee} - v_{SLankle}) + v_{SLankle}) \\ & + \frac{m_{abage}}{m_{body}} ((v_{SLAbank} - v_{SLankle}) + (v_{SLknee} - v_{SLankle}) + v_{SLankle}) \\ & + \frac{m_{abage}}{m_{body}} ((v_{SLAbank} - v_{SLankle}) + (v_{SLknee} - v_{SLankle}) + v_{SLankle}) \\ & + \frac{m_{abage}}{m_{body}} ((v_{FLAbank} - v_{FLAbp}) + (v_{FLhip} - v_{SLhip}) + (v_{SLhip} - v_{SLhip}) + (v_{SLhip} - v_{SLhip}) + (v_{SLhip} - v_{SLAnkle}) \\ & + \frac{m_{abage}}{m_{body}} ((v_{FLAbank} - v_{FLAnkle}) + v_{SLankle}) \\ & + \frac{m_{abage}}{m_{body}} ((v_{FLAbank} - v_{FLAnkle}) + (v_{FLAnkle} - v_{FLAhp}) + (v_{FLAnkle} - v_{FLhip}) + (v_{SLhip} - v_{SLAnkle}) \\ & + \frac{m_{abage}}{m_{body}} ((v_{FLAbank} - v_{FLAnkle}) + (v_{FLAnkle} - v_{FLAnkle}) + (v_{FLAnke} - v_{SLankle}) \\ & + \frac{m_{abage}}{m_{body}} ((v_{PLAbank} - v_{FLAnkle}) + (v_{FLAnkle} - v_{FLAnkle}) + (v_{SLAnkle}) + (v_{$$

式 3-3-12 を整理するとセグメントsの回転に由来する質量中心速度 v_{body}^s が求められる.

順に,踏切脚の足部,下腿部,大腿部,骨盤部,遊脚大腿部,下腿部,足部,腰部,胸郭 部,頭頚部,右上腕部,前腕部,手部,左上腕部,前腕部,手部の回転に由来する全身の質 量中心速度成分である.これを式 3-3-1 に代入し,各セグメントの運動に由来する外的パワ ー (P^s)を算出した. P^s を積分することでセグメントsの回転に由来する E_{CoM} の成分 (ΔE^s_{CoM}) を算出した.

$P = \sum P^s$	式 3-3-30
$P^s = f \cdot v^s_{body}$	式 3-3-31
$\Delta E_{\rm CoM} = \int P^s dt$	式 3-3-32

以上の手法により,質量中心の力学的エネルギー変化に対する各セグメントの回転に由 来する成分を導出できる.なお,両脚が地面と接している動作(垂直跳や立幅跳)で分析す る際は,右脚と左脚それぞれに働く外的パワー・外的仕事の成分を算出した後,合算するこ とで適応可能である (図 3-3-3).



図 3-3-3 両脚踏切時の計算手法とその実例

3-3-2-2 実験

上記で提案した手法の妥当性検討のため、立幅跳の実験を行った. 立幅跳を用いた理由は、 前方と上方への双方の速度獲得を必要とすること、動作開始時に力学的エネルギーを持た ないこと、離地時にセグメントがほとんど角速度を持たないことである.

被検者は、健常男性 8 名であった (24.3±2.3 yrs; 1.80±0.10 m; 71.8±8.2 kg). 実験に先立ち、 被検者には本研究の目的、方法、および実験に伴う危険性を十分に説明し、実験に参加する ための同意を得た. 本実験は, 東京大学大学院総合文化研究科ヒトを対象とした実験研究に 関する倫理審査委員会により実験手順の承認を得て行われた (課題番号: 356-2).

実験試技は腕振りが伴う反動を用いた全力努力の立幅跳とし,被検者は3試行実施した. 腕振りと反動動作の深さは被検者個人で決定された. 反動動作を開始する直前の腕を振り 上げた姿勢で2秒静止させた.これは,静止時の地面反力を取得し,動作開始瞬間を決定す るための操作である.疲労の影響が出ないよう,試技間には1分以上の被検者が必要とする 休憩時間を設けた.

実験に先だって,図 3-3-4 に示した追従マ ーカーとキャリブレーションマーカーを貼 付し解剖学的肢位のデータを取得した. 前 腕, 上腕, 足部, 下腿, 大腿, 胸郭, 腰部に 貼付した追従マーカーはプラスティックに 固定されたクラスターマーカーであった. 解 剖学的肢位のデータを取得後,キャリブレー ションマーカーを除去し (Schache et al., 2011; Seav et al., 2008), 股関節中心を推定す るための Star-Arc 動作 (Camomilla et al., 2006) と膝関節中心を推定するための片脚 支持・遊脚での屈曲伸展動作のデータを取得 した.

その後, 被検者は各自, 立幅跳の練習を含 んだ 10 分程度のウォーミングアップを行っ た. ウォーミングアップ終了後, それぞれの 図 3-3-4 本節で用いたマーカーセット 実験試技を行った.



3 次元分析を行うために、赤外線カメラ 8 台の光学式三次元自動動作計測装置 (Motion Analysis Corp., USA) を用いて反射マーカーの3次元座標値を200Hzで収集した. 埋没した 2 台の地面反力計 (Force Plate 9281C, Kistler, Switzerland) を用いて左右の下肢に働く地面反 力をそれぞれ 2000Hz で計測し、各センサーの出力を専用アンプで増幅した後, analoguedigital 変換を行ってコンピュータに取り込んだ. 身体分析点の 3 次元座標データと地面反力 データは自動動作計測装置において同期を行った.絶対座標系は,鉛直上向きをz軸正方向, 被検者から見て前方をy軸正方向,y軸とz軸の外積で得られる (被検者から見て右) 方向を **x**軸正方向とする右手系の座標系とした.

3-3-2-3 分析

股関節中心については骨盤と大腿に貼付したマーカー座標,膝関節中心については大腿 と下腿に貼付したマーカー座標をそれぞれ用いて個別に最適関節中心を推定した (Camomilla et al., 2006; Gamage and Lasenby, 2002). 足関節については関節の内外に貼付した 2個のマーカーの中点をそれぞれ関節中心とした. 腰仙関節中心,胸腰関節中心, 頸関節中 心については Reed et al. (1999) が示した回帰式により推定した.

得られた追従マーカーの座標値データは残差分析 (Wells and Winter, 1980; Winter, 2009) を基に遮断周波数を決定し (12 Hz), 2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からか けることで位相ずれのないよう平滑化を行った.地面反力データも座標値データと同じ平 滑化処理を行った.平滑化された追従マーカーを用いて各セグメントに移動座標系を定義 した.移動座標系と解剖学的肢位で得た解剖学的マーカー座標を用いて,実際の動作中の解 剖学的分析点の座標を得た.

本節では、抜重開始から離地までを跳躍局面と定義した. 抜重開始瞬間を地面反力データの鉛直成分が腕を振り上げて静止した状態の2SDを下回った瞬間とし、離地瞬間は左右それぞれの地面反力の鉛直成分が共に10Nを下回った瞬間とした.

解剖学的分析点を用いて全身の各セグメントに右手系の移動座標系を設定した.また,各 関節の近位と遠位のセグメントに定義された移動座標系を用い,関節座標系 (Grood and Suntay, 1983; Wu et al., 2002) をそれぞれの関節に設定した.

身体各セグメントの慣性係数は Dumas et al. が報告した値を用いた (Dumas et al., 2015, 2007). 全身の質量中心位置を時間微分することで質量中心速度を算出した. 質量中心速度 と,地面反力の内積により外的パワーを算出した. 外的パワーを時間積分することで外的仕事を算出した.

逆動力学演算を行い,足関節,膝関節,股関節,腰仙関節の関節トルクを算出した.関節 トルクベクトルと各セグメントの角速度ベクトルの内積により,各関節トルクが遠位と近 位それぞれのセグメントに発揮したパワー (各関節トルクによるセグメントへの力学的エ ネルギーの流入出の変化率)を算出した.得られたパワーを時間積分することで踏切中に各 関節トルクによる力学的エネルギーの流入出量を算出した.算出した関節トルク,関節トル クパワー,関節仕事は各被検者の身体質量で除すことで規格化した.

3-3-2-1 で導出した手法を用いることで各セグメントの運動に由来する E_{hori} , E_{late} , E_{vert} の変化の成分を算出した.

3-3-2-4 統計処理

全てのセグメントが運動エネルギーを持たない状況から動作を開始し、離地瞬間に下肢のセグメントが角速度を持たない立幅跳では、本手法が適切に*E*_{CoM}をセグメントの回転エネルギー由来の成分に分解できているならば、理論上、関節仕事によってセグメントに流入した力学的エネルギーと各セグメントに由来する質量中心の力学的エネルギーがおおよそ等しくなる.このことを検討するため、原点を通る回帰 (Regression Through the Origin: RTO (Eisenhauer, 2003)) で線形近似を行った.ただし、RTO モデルは決定係数 (*r*²) の結果が1

に非常に近くなりやすく(Eisenhauer, 2003),決定係数だけを用いたモデル精度の解釈は不適 当である.そこで切片(定数項)が存在する通常の単回帰モデル (Ordinary Linear Regression: OLR)を併せて行い,切片が 0 であるかの検定結果を示すと共に,RTO モデルでも影響を 受けない標準誤差で比較する.

3-3-3 結果

表 3-3-1 には立幅跳のパフォーマンスを示す主要な変数を,図 3-3-5 には質量中心の位置,速度,地面反力,外的パワーの時系列データを示した.正味の外的パワーは,負から正へと変化していき,その負パワーは鉛直成分によるものであった.外的パワーの水平成分は,

鉛直成分が負から正となるタイミングよりわずかに 先行して正パワーとなり,その後離地まで正であっ た.外的パワーを積分することで得られる質量中心 の力学的エネルギーの変化 (i.e. 外的仕事)は,鉛直 成分と水平成分で生じており,側方の成分は無視で きるほど小さかった.

表	3-3-1	立幅跳のパフォーマンスを示す
主	要な変	数の平均±標準偏差

Variables	Mean	\pm SD	
Jump Distance	2.33	± 0.29	m
t jump	1.277	$\pm \ 0.192$	S
$y_{\text{body toe-off}}$	3.16	± 0.42	m
Z body toe-off	1.88	± 0.24	m
$\Delta E_{\rm vert}$	0.74	± 0.68	J/kg
$\Delta E_{\rm hori}$	4.64	± 0.98	J/kg
ΔE_{late}	0.00	± 0.00	J/kg
$\Delta E_{\rm CoM}$	5.38	± 0.94	J/kg
$\tau_{\rm peak, Hip Extension}$	2.40	± 0.43	Nm/kg
$ au_{\rm peak,\ Knee\ Extension}$	1.24	± 0.60	Nm/kg
$\tau_{\rm peak, Ankle PlantarFlexion}$	1.95	± 0.22	Nm/kg
W _{Hip}	1.08	± 0.22	J/kg
W _{Knee}	0.21	± 0.25	J/kg
W _{Ankle}	1.19	± 0.16	J/kg

 $t_{push-off}$:動作開始から離地までの時間, $y_{body toe-off}$: 離地時の前方速度, $z_{body toe-off}$:離地時の上方速度, ΔE_{vert} :質量中心の高さに有効な力学的エネルギー の踏切局面の変化量, ΔE_{hori} :質量中心の水平運動 エネルギーの踏切局面の変化量 ΔE_{late} :質量中心の 側方運動エネルギーの踏切局面の変化量, ΔE_{coM} : CoM の力学的エネルギーの踏切局面の変化量, τ : 関節トルク,W: 関節仕事 (関節の変数は右脚の値を示している)



図 3-3-6 には関節トルクが右の下肢 3 セグメントに発揮するパワーの時系列変化と,関節仕事に由来する右の下肢 3 セグメントへの力学的エネルギーの流入出を示した.図 3-3-7 には,外的パワーに対する右の下肢 3 セグメントの成分の時系列変化を,図 3-3-8 には,立幅跳中のセグメントの動きに由来する質量中心の力学的エネルギー変化を示した.股関節トルクと膝関節トルクは,大腿から力学的エネルギーを流出させたのち,流入するパターンが見られた.下腿も同様に,膝関節と足関節のトルクによって力学的エネルギーが流出した後で流入するパターンが見られた.大腿と下腿では,力学的エネルギーが関節トルクによって流出している局面で*E*vertを減少させていた.大腿では,*E*vertと*E*horiの増大が同時に生じていた.一方,下腿では反対に*E*vertを減少させると同時に*E*horiを増大させていた.それぞれの増大にはタイミングに相違があり,まず*E*vertの増大から始まり,その後*E*horiの増大が始まっていた.



図 3-3-6 立幅跳中の関節トルクか谷セク メントに発揮するパワーのアンサンブル 平均と,関節仕事に由来する各セグメン トへの力学的エネルギーの流入出

図 3-3-7 立幅跳中のセクラント の動きに由来する質量中心の力 学的エネルギー変化率の成分の アンサンブル平均



図 3-3-9には、立幅跳中のセグメントの動きに由来する質量中心の力学的エネルギー変化 とセグメントに発揮された力学的仕事の関係を示した。右の大腿、下腿、足の回転に由来す る質量中心の力学的エネルギー変化 (ΔE_{COM}^{thigh} , ΔE_{COM}^{foot})と関節仕事によってそれぞ れのセグメントに流入した力学的エネルギーの関係は、RTO モデルと OLR モデルにより回 帰式・標準誤差 S_e ・決定係数 r^2 ・定数項の有意確率が下記のように得られた。

大腿

RTOモデル	
$\Delta E_{\rm CoM}^{\rm thigh} = 0.918 \big(W_{\rm hip/thigh} + W_{\rm knee/thigh} \big)$	式 3-3-33
$S_{\rm e} = 0.072, \ r^2 = 0.998$	

OLR モデル $\Delta E_{\text{coM}}^{\text{thigh}} = 0.920 (W_{\text{hip/thigh}} + W_{\text{knee/thigh}}) - 0.006$ 式 3-3-34 $S_{\text{e}} = 0.073, r^2 = 0.979, 定数項の有意確率 <math>p = 0.923$

下腿
RTO モデル
$$\Delta E_{COM}^{shank} = 0.922(W_{knee/shank} + W_{ankle/shank})$$
式 3-3-35
 $S_e = 0.027, r^2 = 0.999$

OLR モデル $\Delta E_{CoM}^{shank} = 0.931(W_{knee/shank} + W_{ankle/shank}) + 0.009$ 式 3-3-36 $S_e = 0.028, r^2 = 0.989, 定数項の有意確率 <math>p = 0.670$

足 Components of the change in CoM mechanical energy Energy [J/kg] RTO モデル $\Delta E_{\rm CoM}^{\rm foot} = 1.000 W_{\rm ankle/foot}$ 式 3-3-37 $S_{\rm e} = 0.097, r^2 = 0.997$ 0 ∟ 0 OLR モデル b 0 $\Delta E_{\rm CoM}^{\rm foot} = 0.863 W_{\rm ankle/foot} + 0.235$ 式 3-3-38 $S_{e} = 0.096$, $r^{2} = 0.715$, 定数項の有意確率 p = 0.245

図 3-3-10 には外的パワーの直接算出値 (地面 反力ベクトルと質量中心速度ベクトルの内積) とセグメントの回転に由来する成分の総和につ いて、時系列データを示した.外的パワーの直接 算出値と成分の総和は完全に一致した.



Energy Inflow/Outflow due to joint work

---- RTO model --- OLR model

図 3-3-9 立幅跳中のセグメントの 動きに由来する質量中心の力学的 エネルギー変化(縦軸)とセグメ ントに発揮された力学的仕事(横 軸)の関係



3-3-4 考察

従来用いられてきた関節仕事はセグメントの力学的エネルギーを増大させるが、それは 回転運動を生成するものであり、関節仕事によって増大した力学的エネルギーはその全て が質量中心の運動に関わる力学的エネルギーであるとは限らない.そこで本節では、各方向 への移動に有効な力学的エネルギーの生成機序を検討するための方法論の提案を行い、そ の方法論を立幅跳に適応することで、その妥当性と有効性の検証を行った.

3-3-4-1 本手法の妥当性

外的パワーのセグメント成分の総和は直接算出値(地面反力と質量中心速度の内積)と完 全に一致している必要がある.この一致が確認され、本手法による外的パワー・外的仕事の 分解が適切に行われたことを示唆している.

本研究では、被検者に立幅跳の動作開始時に静止することを教示し、全てのセグメントは 運動エネルギーを持たない状況から動作を開始した. つまり、力学的に*E*_{CoM}の変化は動作 開始から離地までに行われた関節仕事に由来することになる. 従って、理論上は関節仕事に よって各セグメントに流入した力学的エネルギーと各セグメントに由来する*E*_{CoM}の変化は 力学的におおよそ一致するか、わずかに各セグメントに由来する*E*_{CoM}が小さくなる.

そこで,関節仕事によって各セグメントに流入した力学的エネルギーと各セグメントに 由来する質量中心の力学的エネルギー変化の関係を検討した.その結果,大腿と下腿では, この両者に傾きがほぼ1の比例関係が認められ,切片を含めた OLR モデルによる近似でも 切片は有意ではなかった.すなわち,両者が非常によく一致していることが確認された.

一方足では、大腿や下腿と比べるとわずかに差が生じていた.これは、足では MP 関節の 可動域に由来して、足セグメントの伸縮が生じることに起因すると考えられる.しかし、 RTO モデルで傾き1の近似がなされたこと、切片を含めた OLR モデルでも切片が有意でな かったこと、RTO モデルと OLR モデルの標準誤差の差は無視できるほど小さかった(モデ ル間の標準誤差の差:0.001 J/kg) ことを合わせて考慮すると、足で生じる差異の影響は解釈 に影響を与えるほど大きいものではないと考えられる.

以上の結果から、本研究で提案した手法から得られるデータは、セグメントの動作によっ て力学的エネルギーが質量中心の力学的エネルギーとなる変換過程を適切に示していると 考えられる.

3-3-4-2 立幅跳で得られた結果の解釈

下腿では、まず膝関節や足関節の関節仕事によって力学的エネルギーの流出が始まり、同時に質量中心の*E*vertを減少させていた.これらの結果は、*E*vertの一部が下腿の回転エネルギーとなり、その回転エネルギーを弾性エネルギーとして膝関節や足関節をまたぐ筋群に蓄えていることを示唆している.加えて、この下腿が*E*vertを減少させている局面で下腿は*E*horiを増大させていた.これは、膝関節や足関節の筋・腱複合体にエネルギーを蓄えつつ、下腿の回転を介して*E*vertから*E*horiへと変換させていたことを反映した結果である.また、膝関節や足関節が下腿に力学的エネルギーを流入する局面で、*E*vertを増大させ、*E*horiを減少させて

いた.このことは,膝関節トルクや足関節トルクが下腿の回転を介して行った力学的仕事は 鉛直方向の移動に貢献していることを示している.

大腿と足部では、関節仕事によってセグメントに力学的エネルギーが流入した局面で、 *E*horiと*E*vert双方の増大を伴っていた.両セグメントでまず*E*vertの増大から始まり、その後 *E*horiを増大させていた.これは、反動動作からの切り替え時点で大腿と足が水平に近いため に、それぞれの回転の影響によって生じる近位端の速度の方向が水平よりも鉛直の成分を 大きく持つことを反映している.また、*E*horiの増大が始まったタイミングでそれぞれのセグ メントに発揮されているパワーが大きくなったことが観察された.このことは、ヒトは立幅 跳において、関節パワー発揮による影響が水平に近づいてから大きなパワーを発揮すると いうストラテジーを取っていることを示唆している.

本手法の最大の利点は、各局面、各セグメントの動きはどの方向に貢献しているかを定量 的に知ることができる点にある.従来のバイオメカニクス的研究では、関節仕事で移動に対 する貢献が検討されてきた.しかし力学的仕事の大小は生成される*E*horiや*E*vertの大きさと 必ずしも直結しない (Bobbert and van Ingen Schenau, 1988).これは、関節仕事があくまでも セグメントの回転を生むものであり、その一部が変換されて移動運動が遂行されるためで ある.そこで本節では、*E*horiや*E*vertがどのセグメントの回転に由来していたかを定量する手 法を提案し、その妥当性を検証した.この方法論は、ヒトの移動運動を検証する上で関節仕 事によって生成された力学的エネルギーから移動に有効な力学的エネルギーへの変換機序 を検討するものであり、移動運動の機序解明に重要であると考えられる.

3-3-5 結論

本節では、質量中心の力学的エネルギー変化がどのように起きているかを検討する方法 論を提案した.提案した手法によって算出された質量中心の変化に対する力学的エネルギ ーのセグメント成分は関節仕事によってセグメントに流入した力学的エネルギー量とよく 一致していた.このことは、本手法が、関節仕事によって増大したセグメントの力学的エネ ルギーから質量中心の力学的エネルギーまでの変換過程を適切に表していることを示唆し ている.

3-4 方法論 総括

本章の1節ではまず、本研究で用いる方法のうち、これまでのバイオメカニクス研究によって整備されてきたものを概説した.

2節では、関節角度算出に最も用いられる関節座標系を用いてエナジェティクスまでの分析を統一的に検討する手法を示し、3次元分析における移動座標系の選択についてエナジェティクス分析に対する影響を検討した.その結果、セグメント座標系を用いた従来の手法では、長軸回転が生じた際にキネマティクスとキネティクス・エナジェティクスの間に矛盾が生じること、関節座標系を用いた提案手法では肢位によらず矛盾を防いだ分析が行えることが確認された.

3節では、力学的仕事によって生じた力学的エネルギーの中で、特に移動運動の目的方向 に有効な力学的エネルギーの成分のみを抽出し、その生成要因を各セグメントの運動で表 記する手法を提案した.この手法を用いることで、関節仕事によって発生した力学的エネル ギーから移動運動の目的方向に有効な力学的エネルギーへと変換する過程の検討が可能に なった.

以上,本章では,本博士論文で移動運動を分析するにあたり,先行研究まで整理されてき た方法論を述べ,必要となった新たな手法の開発とその妥当性の検討を行った.

4章

基礎的な前方移動における腰椎・骨

盤・股関節のバイオメカニクス

1節 前方への移動運動 序

2節 全力疾走における腰椎・骨盤の矢状面上の姿勢維持

(Sado et al., 2016)

3節 全力疾走における骨盤の水平位保持

(佐渡ほか,2016)

4節 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義

(Sado et al., 2017b)

5節 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係

6節 前方への移動運動 総括

4-1前方への移動運動序

4-1-1 本章の目的と構成

前方への最大努力の移動運動として挙げられる全力疾走は、ヒトにおける最も速い移動 運動であり、多くの研究者に興味を持たれてきた. 2-1-1 項で述べたように、全力疾走のキ ネティクス的な研究は下肢が中心となっており、腰椎・骨盤・股関節複合体に関する知見は キネマティクス的な研究が中心となっている. そのため、観察されている骨盤の動きが、力 発揮に由来するのか、それとも固定するための力発揮に反した受動的な作用の結果として 動いてしまったものかは不明であり、それぞれの動きが全力疾走の遂行に対してどのよう な力学的意義を持つのかは明らかではない.

本章ではヒト最速の移動運動である全力疾走における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学 挙動とその役割を明らかにすることを目的とする.

本章の構成は下記の通りである.

4-2 全力疾走における腰椎・骨盤の矢状面上の姿勢維持 (Sado et al., 2016)

4-3 全力疾走における骨盤の水平位保持(佐渡ほか,2016)

4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生機序とその力学的意義 (Sado et al., 2017b)4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係

4-2~4-4節では,骨盤の動きとの関連から各平面における腰仙関節のトルク発揮が全力疾 走中に担う役割の検討する.その後,4-5節で,幅広い走速度でのキネティクスを検討する ことで走速度と腰仙関節のトルク発揮の関係を検討する.

4-2 全力疾走における腰椎・骨盤の矢状面上の 姿勢維持

Sado, N., Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2016. Mechanism of the maintenance of sagittal trunk posture in maximal sprint running. *Jpn J. Biomech. Sport. Exerc.* 20, 56–64.

4-2-1 緒言

ヒトの身体運動を遂行する上で重要な課題の一つに,腰椎・骨盤の姿勢が挙げられる.ヒ トは過伸展の姿勢を繰り返すことで腰椎分離症・すべり症につながる椎間関節に負荷を生 み (Brukner et al., 2006; Nyska et al., 2000),反対に屈曲した姿勢は椎間板を圧迫し椎間板ヘル ニアにつながる (Brukner et al., 2006; Harrison et al., 2005).腰椎周辺の靭帯はその変位量と負 荷の関係が非線形にあり,ある点から急激に増大する (Chazal et al., 1985).腰痛は走に関連 する障害のうちの 11-13 %を占めることからも (Bennell and Crossley, 1996; Hootman et al., 2007),姿勢を維持する重要性がうかがえる.すなわち,運動の達成と障害予防の両観点に おいて全力疾走中の矢状面内の姿勢維持は重要である.

Saunders et al. (2005) は 2.0~5.0 m/s の走動作における骨盤と腰椎の相対的な運動を分析した. その結果,腰椎は支持期中盤まで骨盤に対し相対的に屈曲していき,その後離地に向けて伸展していくことを明らかにした.また,この屈曲伸展の角変位は疾走速度の増大に伴って増大していくことを報告した.Thorstensson et al. (1982) は,脊柱起立筋の筋活動を検討し,体幹伸展筋は走動作において支持期に活動することを示した.しかし,全力疾走中の腰仙関節のキネティクスを定量した研究は見られない.

「hip extension theory」により全力疾走では股関節伸展が重要であるとされる (Hunter et al., 2004). 股関節は骨盤と大腿を連結する関節であることから, 股関節伸展トルクは下肢の回転だけでなく骨盤を後傾させる作用を持つ. 結果として腰仙関節を屈曲させる作用を持つ. つまり, 股関節伸展トルクによる腰仙関節屈曲方向の負荷とそれに拮抗した腰仙関節伸展トルクは特に大きく求められると考えられる. しかし, 走動作中に腰部の力学的負荷が生じる要因やその程度についてはいまだ検討されていない.

本節の目的は、全力疾走を対象に、体幹、特に伸展の力発揮の役割を明らかにすることとした.本節の研究は「1.走動作においては股関節伸展トルクにより腰仙関節屈曲方向へのトルクが生じる」、「2.体幹はこの屈曲方向のトルクに抗した姿勢維持のために大きな伸展トルクを発揮する必要があること」という仮説の下で実施された.

4-2-2 方法

4-2-2-1 被検者

被検者は、陸上競技短距離種目を専門とす る男子 12 名であった (22.7±1.2 yrs; 1.75±0.05 m; 64.5±4.6 kg; 100 m 自己ベスト: 10.43~11.17 s (10.89±0.23 s)). 実験に先立ち,被検者には 実験の目的,方法,および実験に伴う危険性 を十分に説明し,実験に参加するための同意 を得た.本実験は東京大学大学院総合文化研 究科ヒトを対象とした実験研究に関する倫 理審査委員会により実験手順の承認を得て 行った (課題番号: 356).

4-2-2-2 実験手順

実験は国際陸上連盟公認素材による助走路 (T 77415, Nishi, Tokyo, Japan) を用いて 室内に設定した仮設走路によって行われた.

実験に先だって,被検者には各自ウォーミ ングアップを行わせた後,身体分析点 47 点 (図 4-2-1) に直径 20 mmの反射マーカーを貼 付した.実験試技はスタンディングスタート からの 50m全力疾走とし,約 40 m 地点を解 析区間とした.疾走フォームを崩すことなく 約 40m地点に埋没した地面反力計を自然に 踏むことができた試技を成功試技とした.被 検者は成功試技が 2 回得られるまで試技を繰 り返した.疲労の影響を排除するために,試 図 4-2-1 本節で用いたマーカーセット 技の間には 3 分以上の十分な休憩時間をとっ

た.2回の成功試技を得るために最も多かった被検者で5回の試技を行った.被検者は,各 自のスパイクシューズを着用して実験試技を行った.

本節では、各被検者2回の試技全てを分析対象とした(注).

注:本節の内容の論文投稿時 (Sado et al., 2016) には,各被検者で最も速い試技1試 行を分析対象としたため,本論と投稿論文に一部の数値に変化が生じた.ただし, 結論には影響しないことを確認している.

4-2-2-3 データ収集

3 次元分析を行うために、赤外線カメラ 13 台の光学式三次元自動動作計測装置 (Motion Analysis Corp., USA) により被検者に貼付した反射マーカーの 3 次元座標値を 200Hz で収集 した.本節において、全力疾走の進行方向を y 軸正方向、鉛直上向きを z 軸正方向、z 軸と y 軸の外積方向 (被検者から見て右方向)を x 軸正方向とする右手系の直交座標系を絶対座 標系として定義した.地面反力を取得するために、埋没した地面反力計 (Force Plate 9281C, Kistler, Switzerland)を用いた.サンプリング周波数を 1000Hz とし、各センサーの出力を専 用アンプで増幅した後、analogue-digital 変換を行ってコンピュータに取り込んだ.なお、身 体分析点の 3 次元座標データと地面反力データは自動動作計測装置において同期を行った.

4-2-2-4 データ処理

得られた座標値データは残差分析 (Winter, 2009) により遮断周波数を決定し (14-19 Hz), 2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけることで位相ずれのないよう平滑 化を行った.得られた地面反力データは,遮断周波数 100Hz で 2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけることで位相ずれのないよう平滑化を行った.

本節では、接地から離地までを支持局面と定義し、分析区間とした.地面反力計から得られた地面反力データの鉛直成分が5N以上となった瞬間を接地、5N以下となった瞬間を離地と定義した.

本節では人体を 15 の剛体が 14 の関節により連結された剛体リンクモデルとしてモデル 化した. 骨盤に作用するキネティクスを直接算出するため (Crewe et al., 2013; 佐渡と藤井, 2014),体幹を腰仙関節によって分割するモデルを選択した. 手関節,肘関節,足関節,膝 関節については関節の内外に貼付した 2 個のマーカーの中点をそれぞれ関節中心とした. 股関節中心については, Harrington et al. (2007) が示した方法により推定した. 肩関節中心, 腰仙関節中心, 頸関節中心については Reed et al. (1999) が示した方法により推定した.

4-2-2-5 算出項目

身体各セグメントの慣性係数は Dumas et al. (2007) が報告した値を用いた. 全身の質量中 心位置を時間微分することで質量中心速度を算出し,得られた速度のy軸成分の支持期の平 均値を疾走速度とした.

骨盤座標系が絶対座標系に一致する姿勢を基準姿勢とし、カルダンの回転順序で骨盤前・ 後傾角度、骨盤挙上・下制角度、骨盤回旋角度を算出した.逆動力学演算を行い、各関節ト ルクを算出した.左右股関節まわりで骨盤に対して働く関節トルク_{*τ*_{j,axis}の骨盤座標系左右 軸成分を骨盤前後傾成分*APT_{i,axis}*として算出した.}

 $APT_{j,axis} = (\tau_{j,axis} e_{j,axis}) \cdot i_{pelvis}$

式 4-2-1

ここで*i*pelvisは骨盤座標系左右軸方向の単位ベクトルである.また,左右股関節で骨盤に対して働く関節間力が骨盤に生じるモーメントの骨盤座標系左右軸成分を,股関節の関節間力による骨盤前後傾軸まわりのモーメント*APT*_{i,if}として算出した.

 $APT_{j,JF} = (r_{COM \to j} \times f_j) \cdot i_{pelvis}$

式 4-2-2

 $r_{\text{CoM} \rightarrow j}$ は骨盤の質量中心から関節中心へ向かうベクトル, f_j は骨盤に対して働く関節間力である.

4-2-2-6 統計処理

ピアソンの積率相関係数(r)を用いて2つの変数の時系列データの類似性の検討を行った. 有意性は危険率1%で判定した.

4-2-3 結果

接地中の質量中心速度の水平前後成分の平均値は 8.72~9.92 m/s であった(9.32±0.37 m/s). 図 4-2-2 には絶対座標系に対する骨盤のカルダン角の時系列変化を示した. 骨盤前後傾角 は約 60%付近までわずかに後傾し,そこから前傾するように推移していた. 骨盤挙上下制 角は,支持期中盤まではわずかに右挙上した状態で変化は小さく,支持期後半は離地に向か って左挙上の方向へ推移する変化パターンが見られた. 骨盤の回旋角は,支持期中盤まで右 へ回旋し,支持期後半は左方向へ回旋する変化パターンが見られた. 骨盤前後傾,骨盤挙上 下制,骨盤回旋の動作域はそれぞれ 4.1±0.9°, 8.9±2.1°, 10.9±3.2°であり,骨盤前後傾が最も 小さかった.

図 4-2-3 には腰仙関節トルクの時系列変化を示した. 腰仙関節伸展トルクは, 接地直後 とおよそ支持期中間でピーク値を示し, それぞれ 6.80±1.58 Nm/kg, 2.98±0.70 Nm/kg であっ た. また, 腰仙関節側屈トルクの二度のピーク値は 2.68±1.23 Nm/kg と 1.98±0.74 Nm/kg, 支持期後半の捻転トルクのピーク値は 2.03±0.64 Nm/kg で, 伸展トルクが最も大きかった.

図 4-2-4 には骨盤挙上下制軸周りに働く左右股関節の関節トルクと関節間力によるトル クの内訳を示した.支持脚股関節の屈曲伸展トルクによる成分は,接地直後大きな後傾方向 のトルクを発揮していた.支持期終盤にはトルクが入れ替わり骨盤を前傾させるトルクへ と推移していた.左股関節の屈曲伸展トルクによる成分は,支持局面を通して前傾方向への トルク発揮から後傾方向へ推移していき,およそ支持期中間で切り替わっていた.左右股関 節とも,関節間力のモーメントによる骨盤前後傾成分は右の関節トルク成分と比較すると 非常に小さかった.

図 4-2-5 には腰仙関節伸展トルク-支持脚股関節伸展トルクのプロットの典型例を示した. 全被検者に共通して大きな股関節伸展トルクが発揮されている瞬間,大きな腰仙関節伸展 トルクが同時に発揮されているパターンが確認され,支持脚股関節と腰仙関節伸展トルク は有意性の高い正の相関関係が認められた (*r* = 0.85 ± 0.05, *p* < 0.01).



図 4-2-2 支持局面における骨盤のカルダン角時系列変化のアンサンブル平均 FL: 遊脚 (Free Leg)



図 4-2-3 支持局面における腰仙関節トルクの時系列変化のアンサンブル平均 FL: 遊脚 (Free Leg) / SL: 支持脚 (Stance Leg)



図 4-2-4 支持局面における骨盤挙上下制軸周りに働く左右股関節の 屈曲・伸展トルクと関節間力によるトルクの成分のアンサンブル平均





4-2-4 考察

本節の目的は、全力疾走動作を対象に体幹、特に伸展の力発揮の役割を明らかにすること であった. 全力疾走の支持局面において, 腰仙関節屈曲方向のトルクのほとんどが股関節伸 展トルクにより生じており、支持脚から骨盤に加わる衝撃的な力の影響はほとんどなかっ たことが明らかになった.

腰仙関節伸展トルク (最大値: 6.80±1.58 Nm/kg) は側屈トルクや捻転トルクと比較して大 きかった (図 4-2-3). 主要な体幹伸展筋群として脊柱起立筋が挙げられるが, Van der Burg, et al. (2005) や Blache and Monteil (2014) による脊柱起立筋の最大筋力と腰仙関節に対する モーメントアームによると,推定される腰仙関節伸展トルクの最大値は約5.30 Nm/kg(=7000 N×0.053 m / 70kg)である.本節で見られた接地直後のピーク値はわずかにこの推定最大トル クを超える値であった.従って、全力疾走においては接地直後の衝撃的な局面においては瞬 間的に最大筋力に及ぶ大きな筋力発揮が求められる可能性を示唆している.

腰仙関節伸展トルクは解剖学的に骨盤を前傾させる作用を持つ、しかし、腰仙関節伸展ト ルクは側屈トルクや捻転トルクよりも大きく発揮されながらも (図 4-2-3), 骨盤の前後傾角 度の変位は挙上下制角度や回旋角度の変位と比較すると小さいものであった (図 4-2-2).従 って、腰仙関節伸展トルクが骨盤前後傾の軸周りに働く力学的トルクと拮抗して発揮する ことで骨盤の前傾が維持されていることを示している.骨盤の運動は腰仙関節と左右股関 節に働く関節間力と関節トルクによって決定される.そこで左右股関節に働く骨盤の前後 傾の回転軸 (骨盤座標系左右軸) 回りのトルクの各成分を検討した.その結果,骨盤が支持 脚から受ける関節間力はほとんど骨盤後傾方向へのモーメントを生じておらず、支持脚股 関節伸展トルクによって骨盤の後傾, すなわち腰椎を屈曲させるトルクが生じていた (図 4-2-4). また, 腰仙関節伸展トルクと支持脚股関節伸展トルクの時系列変化パターンの関係

性を検討したところよく類似しているこ とが認められ,支持脚股関節伸展トルクが 大きく発揮される瞬間腰仙関節伸展トル クもまた大きいことが全被検者において 認められた (図 4-2-5). 従って, 股関節伸 展トルクは腰仙関節屈曲方向のトルクを 生じさせること,腰仙関節伸展トルクと股 関節伸展トルクが拮抗することで骨盤の 前傾を維持し,姿勢を保持していることが 明らかになった (図 4-2-6).

全力疾走では股関節を伸展させ、支持脚 を後方へ回転させることは疾走速度を獲 得する上で重要であり (Bezodis et al., 2008; Hunter et al., 2004; Johnson and 図 4-2-6 股関節と腰仙関節の伸展トルク Buckley, 2001), 股関節伸展筋群である大 の相殺による骨盤前傾維持の機序 腿二頭筋は骨盤が最も前傾しているとき



に最大張力を発揮する (Nagano et al., 2014). 従って, 骨盤の前傾位の保持は全力疾走の遂行 に寄与する.また, 腰部が屈曲した姿勢は靭帯への負荷の増大 (Chazal et al., 1985) や椎間 板ヘルニアに繋がる椎間板圧迫を生じさせる (Harrison et al., 2005; Hess et al., 2016). さらに, もし体幹伸展筋群だけで股関節伸展トルクと拮抗するトルクを発生できなかった場合, 筋 以外の組織 (関節包や靭帯など) が補償してトルクの発生源になることも考えられる.従っ て, 全力疾走の遂行および腰痛予防の両側面から, 腰部伸展筋群の最大筋力向上の重要性が 示唆される.

4-2-5 結論

本節の目的は、全力疾走動作を対象に特に腰部伸展の力発揮の役割について明らかにすることであった。得られた主な結果は以下の通りである.

- ▶ 腰仙関節屈曲伸展トルクは側屈トルクや回旋トルクと比べて大きな値を示した.また,接地直後および支持期中盤の二度ピーク値が見られ,ピーク値はそれぞれ 6.80±1.58 Nm/kg, 2.98±0.70 Nm/kgであった.
- ▶ 股関節から骨盤に働く骨盤前後傾軸成分のほとんどは支持脚股関節伸展トルクによるものであり、股関節間力のモーメントは非常に小さかった.
- ▶ 腰仙関節と支持脚股関節の伸展トルクの時系列データの間には強い類似性が認めら れた((r = 0.85 ± 0.05).

以上の結果から、全力疾走の支持局面において、腰仙関節屈曲方向のトルクは支持脚を介 して骨盤に加わる衝撃的な力の影響は小さく、ほとんどが支持脚股関節伸展トルクにより 生じること、腰仙関節屈曲方向のトルクに拮抗して腰仙関節伸展トルクが発揮されること で姿勢(骨盤の前傾)が維持されていることが明らかになった.また、腰仙関節伸展トルク は先行研究から推定された最大の伸展トルクをわずかに上回る発揮が瞬間的になされてお り、全力疾走の遂行および障害予防に対し、体幹伸展筋群の最大筋力向上の重要性が示唆さ れた.

4-3 全力疾走における骨盤の水平位保持

佐渡夏紀,吉岡伸輔,深代千之,2016. 全力疾走における骨盤挙上・下制に関する動力学的 研究. 東京体育学研究,8,13-19.

4-3-1 緒言

ヒトの走動作は片脚支持で行われる. 片脚支持期中, 骨盤は左右のいずれか一方から支え られるため, 遊脚側を下制しようとする作用が生じる (Petrofsky, 2001). 遊脚側の骨盤の下 制が生じると, 質量中心が遊脚側へ移動するため (Chang et al., 2005; Takacs and Hunt, 2012), 適切な走行方向の制御を阻害する. 加えて, 支持脚膝関節の内反方向への負荷の増大が生じ, 障害の危険性が高まる (Powers, 2010; Takacs and Hunt, 2012). 従って, ヒトは走動作中の質 量中心速度の方向制御や障害予防の観点から, 支持期中の骨盤の下制を防ぐための力発揮 が必要になる.

従来,片脚支持による骨盤の下制防止は股関節外転筋群によって行われていることが報告されてきた.股関節外転筋群の機能低下があると,Trendelenburg (1895)が報告したように骨盤が遊脚側へ傾く(Trendelenburg gait),あるいは Duchenne (1869)が報告したように代償的に体幹が支持脚側へ傾く(Duchenne gait)といった現象が生じることが知られている(Westhoff et al., 2006).また,下肢の動力学的分析により,全力疾走の支持期において支持脚股関節では外転トルクが発揮されることが示されている(Schache et al., 2011).一方,解剖学的にみると骨盤は腰仙関節により脊柱と連結しており,骨盤の挙動には股関節だけでなく腰仙関節まわりのトルク発揮が関与する.しかし,これまでの全力疾走における動力学的な分析では,下肢の力発揮のみが議論されており,腰仙関節のキネティクスは検討されてこなかった.

本節では、片脚支持に伴う骨盤の下制防止の必要性に着目し、全力疾走の遂行に求められ る体幹の前額面上の力発揮とその役割を明らかにすることを目的とした.本節の研究は「腰 仙関節周りの力発揮もまた骨盤の水平位維持に大きく貢献している」という仮説の下で実 施された.

4-3-2 方法

4-3-2-1 実験データ

実験データについては 4-2 節で取得したものと同一のものを用いた (注).

4-3-2-2 データ処理

平滑化手法,分析局面定義,身体モデルについては 4-2 節と同一である.

4-3-2-3 算出項目

骨盤座標系が絶対座標系に一致する姿勢を基準姿勢とし、カルダンの回転順序で骨盤の 角度を算出し、2番目の回転を骨盤挙上・下制角として算出した.

逆動力学演算を行い、左右股関節と腰仙関節の関節トルクを算出した.その後、骨盤に対して働く各関節トルクτ_{j,axis}の骨盤座標系前後軸成分をそれぞれ骨盤挙上・下制軸成分 ED_{i,axis}として算出した.

 $ED_{j,axis} = (\tau_{j,axis} e_{j,axis}) \cdot j_{pelvis}$

式 4-3-1

ここで**j**_{pel}は骨盤座標系前後軸方向の単位ベクトルである.左右股関節と腰仙関節で骨盤 に対して働く関節間力**f**_jが骨盤に生じるトルクの骨盤座標系前後軸成分を,股関節の関節間 力による骨盤挙上・下制軸まわりのトルクED_{i,IF}として算出した.

 $ED_{j,JF} = (r_{CoM \rightarrow j} \times f_j) \cdot j_{pelvis}$

式 4-3-2

 $r_{\text{CoM} \rightarrow j}$ は骨盤の質量中心から関節中心へ向かうベクトル, f_j は, 骨盤に対して働く関節間力である.また,支持期における各項の貢献を定量するために成分を時間積分した.

4-3-2-4 統計処理

統計処理過程では、2 試行の平均値をそれぞれの被検者のそれぞれの試行の代表値として 用いた. 骨盤挙上・下制に対する成分の積分値について差を検定するために対応のある t 検 定を用いた. 有意水準については Bonferroniの不等式に基づいた Holm の方法 (Holm, 1979) で個々の検定の有意水準の補正を行った. 多重比較全体の有意水準は 5%とした.

注:本節の論文投稿時(佐渡ほか 2016)には,各被検者で速い試技1試行を分析対 象としたため,本論と投稿論文に一部の数値に変化が生じた.ただし,結論には影 響しないことを確認している.

4-3-3 結果

図 4-3-1 には、骨盤挙上・下制角の時 系列変化を示した.骨盤挙上・下制角は 支持期中盤まではわずかに遊脚側が下 制した状態で変化は小さく,支持期後半 は離地に向かって遊脚側挙上の方向へ 推移する変化パターンが見られた. 骨盤 挙上・下制の最小値と最大値の間の角度 差は 8.9±2.1°であった.

図 4-3-2 と図 4-3-3 にはそれぞれ,腰 仙関節と左右の股関節が持つ骨盤挙上・ 下制運動に対する成分の時系列データ とその積分値を示した. 左右股関節, お 図 4-3-1 支持局面の骨盤挙上下制角変位 よび腰仙関節の屈曲伸展軸は骨盤座標 の時系列変化のアンサンブル平均 系前後軸と直交することから成分を持 たないため結果は省略した. 支持期のほ





とんどにおいて腰仙関節側屈トルクと支持脚股関節内外転トルクの成分が大きかった.腰 仙関節側屈トルクと支持脚股関節内外転トルクによる成分は支持局面の0%からおよそ 30%で、急激に上下動する変化パターンが見られた.貢献が最も大きかったのは腰仙関節側 屈トルクの成分で 0.070±0.039 Nms/kg, 次に支持脚股関節内外転トルクの成分で 0.068±0.034 Nms/kg であった.なお,腰仙関節側屈トルクと支持脚股関節内外転成分の積分値の間に, 有意差は認められなかった.その他のトルクと側屈トルクおよび内外転トルクの間にはそ れぞれ有意差が認められた (p < 0.05). 側屈トルクおよび支持脚股関節内外転トルクを除い たトルクの各成分の積分値は以下の通りである.

腰仙関節捻転成分の積分値: 0.003±0.008 Nms/kg 支持脚股関節内外旋成分の積分値: 0.012±0.011 Nms/kg 遊脚股関節内外転成分の積分値: 0.015±0.010 Nms/kg 遊脚股関節内外旋成分の積分値:-0.005±0.005 Nms/kg.

図 4-3-4a には腰仙関節側屈トルクと支持脚股関節外転トルクが持つ骨盤挙上・下制運動 に対する成分の和の、図 4-3-4b には関節間力によって生じる骨盤挙上下制軸周りのトルク の時系列変化をそれぞれ示した.腰仙関節側屈トルクと支持脚股関節外転トルク個々で見 られた支持局面の0%からおよそ30%の急激な変化は成分の和では消失し、支持局面の中 盤過ぎまでおおよそ定常状態で推移した.支持期を通して,腰仙関節側屈トルクと支持脚股 関節外転トルクの骨盤挙上・下制への成分の和と両股関節と腰仙関節で働く関節間力によ って生じるトルクの成分は、逆位相の関係にあった。



図 4-3-2 支持局面の腰仙関節と左右の股関節が持つ骨盤挙上・下制運動 に対する成分のアンサンブル平均

4-3 節 全力疾走における骨盤の水平位保持



図 4-3-3 支持局面の腰仙関節と左右の股関節が持つ骨盤挙上・下制運 動に対する成分の積分値

4-3-4 考察

本節では、片脚支持に伴う骨盤の下 制防止の必要性に着目し、全力疾走の 遂行に求められる体幹の力発揮とそ の役割を明らかにすることを目的と した.

全力疾走中の支持期において遊脚 側の骨盤は下制せず,むしろ支持期後 半にわずかに遊脚側が挙上していた (図 4-3-1).そこで,遊脚側の骨盤が下 制せずむしろ挙上していた力学的機 序を検討するために,左右股関節と腰 仙関節の各軸回りの関節トルクによ る骨盤挙上・下制運動に対する成分を 算出した.その結果,腰仙関節遊脚側 側屈と支持脚股関節外転は遊脚側の 骨盤挙上方向へほぼ同等の貢献をし ていることが認められた (図 4-3-3). Trendelenburg (1895) により示された 片脚支持期中に骨盤が遊脚側へ傾く Pelvic Elevation (+) / Drop



図 4-3-4 支持局面の腰仙関節側屈トルクと 支持脚股関節外転トルクが持つ骨盤挙上・ 下制運動に対する成分の和 (a)と骨盤挙 上・下制軸まわりの全ての関節間力のモー メントの和 (b) のアンサンブル平均 現象 (Trendelenburg gait) は、現在、臨床において支持脚股関節外転筋群の弱化を評価する 指標の1つとして用いられている (Kendall et al., 2013). 一方全力疾走では、本節の結果よ り、骨盤の下制防止に対して支持脚股関節外転だけでなく腰仙関節遊脚側側屈の力発揮が 協働していること、遊脚側側屈の貢献は股関節外転に匹敵することが明らかになった. 従っ て、全力疾走中、骨盤が遊脚側へ傾く現象が見られる場合は、股関節外転だけでなく体幹の 遊脚側側屈の力発揮の不足についても検討する必要があることを示唆している.

遊脚側の骨盤の下制が生じると、質量中心が遊脚側へ移動する (Chang et al., 2005; Takacs and Hunt, 2012). そのため、走動作中の骨盤の下制抑制は質量中心の左右方向への移動を抑制する. 従って、骨盤の遊脚側下制を抑制することを通して、体幹の遊脚側側屈の力発揮は横方向の速度発生を抑え、間接的に走動作の遂行に貢献していることが示唆される. 加えて、骨盤の遊脚側の下制により質量中心が遊脚側へ移動すると、膝関節内反負荷を増大させる (Powers, 2010; Takacs and Hunt, 2012). すなわち本節の結果から、骨盤の下制抑制を通して、体幹の遊脚側側屈の力発揮は膝関節内反負荷が発生因子となる障害に関与していることが示唆される.

腰仙関節遊脚側側屈トルクと支持脚股関節外転トルクの骨盤挙上・下制運動に対する成 分の変化パターンを個々では接地直後に急激な上下動が見られたが (図 4-3-2), これらの和 では急激な変化が消失し (図 4-3-4a), 骨盤を下制させようとする関節間力による成分と逆 位相の関係になった (図 4-3-4b). Winter (1980)は, 歩行における下肢三関節の伸展トルクは, 個々で見ると試行間で変動が大きいが,総和 (Support Moment)で見ると各試行間で一定で あり,これらの力発揮の間には相補的な関係性があることを報告している. Yoshioka et al. (2007) もまた,椅子立ち上がりの膝関節と股関節の伸展トルクの間に同様の関係性が見ら れたことを報告している.本節における股関節外転トルクと腰仙関節遊脚側側屈トルクの 骨盤挙上・下制運動に対する成分も同様に,一方の発揮が弱まると他方の発揮が強くなると いった関係性にあり,これらの力発揮の関係性は相補的であるともいえる.

本節から得られた股関節外転トルクと腰仙関節遊脚側側屈トルクの相補関係性という知 見は、片脚支持で遂行される他の身体運動においても適応できる可能性がある.ただし、そ れぞれの力発揮の程度とその配分は個々の運動で評価する必要がある.

4-3-5 結論

本節では、片脚支持に伴う骨盤の下制防止の必要性に着目し、全力疾走の遂行に求められ る体幹の力発揮とその役割を明らかにすることを目的とした.得られた主な結果は以下の 通りである.

- ▶ 腰仙関節遊脚側側屈 (0.070±0.039 Nms/kg)と支持脚股関節外転 (0.068±0.034 Nms/kg) による骨盤挙上・下制運動に対する成分の積分値は, 共に遊脚側の骨盤挙上方向へほぼ 同等の大きさであった.
- > 腰仙関節遊脚側側屈トルクと支持脚股関節外転トルクによる骨盤挙上・下制運動に対する成分は、個々でみると接地直後に急激に上下動する変化パターンが見られたが、合

計すると接地直後の急激な変化は消失し,骨盤を下制させる作用と逆位相の変化パタ ーンになった.

以上の結果から、全力疾走において体幹の遊脚側側屈の力発揮は遊脚側の骨盤の下制防 止に対して支持脚股関節外転の力発揮と同等の寄与をしていること、遊脚側側屈と外転の 力発揮の関係性は相補的とも捉えることができ、互いに補填しあうことで遊脚側の骨盤が 下制しようとする作用を相殺していることが示された.

4-4 全力疾走における横断面の骨盤回旋の発生 機序とその力学的意義

Sado, N., Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2017. The three-dimensional kinetic behaviour of the pelvic rotation in maximal sprint running. *Sport. Biomech.* 16, 258–271. doi:10.1080/14763141.2016.1231837

4-4-1 緒言

走動作において,速い回復動作はステップ頻度を向上させる (Chapman and Caldwell, 1983). 回復動作中の下肢の力学的エネルギー増大は,骨盤が大腿を牽引する力に起因することが示されている (Chapman and Caldwell, 1983; Vardaxis and Hoshizaki, 1989). 加えて,骨盤は支持脚の離地に先行して遊脚側へ回旋することが示されている (Novacheck, 1998; Schache et al., 2002a). 以上の知見は,骨盤の回旋が全力疾走における下肢の回復動作を制御している可能性を示唆している.しかしながら,全力疾走における骨盤の回旋の力学的な役割については十分な検討はこれまでなされてこなかった.

これまで得られた知見から,腰仙関節では離地に先行する骨盤の回旋を促進するトルク が生じていると考えられる.走動作中の腰椎と骨盤の3次元キネマティクスを分析した研 究では,腰椎が骨盤に先行して回旋することが示されている(Schache et al., 2002a).また, 筋活動を検討すると,外腹斜筋と内腹斜筋がこの回旋の差異を小さくするように活動して いたことが報告されている(Saunders et al., 2005).これらの知見を組み合わせると,腰部の 回旋筋群が遊脚側への回旋を生み出していることが予想される.加えて,腰部が骨盤に対し, 遊脚側へ回旋する方向への捻転トルクを発揮していることが低速疾走で示されている (Hamner et al., 2010; Seay et al., 2008).さらに,走速度が3.0 m/sから5.0m/sへと増大してい くと,回旋筋群の活動が高まったことが示されている(Saunders et al., 2005).以上の知見か ら,全力疾走における腰仙関節捻転トルクは離地に先行する骨盤の回旋を促進していると 考えられる.

しかし、この骨盤の回旋が全力疾走に及ぼす影響はこれまで十分に検討されてこなかった.加えて、骨盤の回旋は体幹の捻転トルクだけでなく、左右下肢の股関節キネティクスにも影響を受けており、この骨盤の回旋の影響を知るには、回旋が生じる機序を検討する必要がある.本節の目的は全力疾走における体幹の横断面上の力発揮の役割を検討することとした.本節の研究は「全力疾走において腰仙関節捻転トルクが骨盤の回旋を介して下肢の回復動作に寄与している」という仮説の下で行われた.

4-4-2 方法

4-4-2-1 実験

実験データについては前節で取得したものと同一のものを用いた.

4-4-2-2 データ処理

座標値データの処理は前節と同様である.地面反力データは,接地直後の artefact の影響 を取り除くため (Bezodis et al., 2013; Bisseling and Hof, 2006),マーカー座標値データと同じ 平滑化処理を行った.本節では,地面反力計への接地から逆脚接地までの1ステップサイク ルを分析区間とした.また,この分析区間を,支持期前半,支持期後半,滞空期の3区間に 分割した.支持期前後半を分割する支持期中間点は接地瞬間と離地瞬間を等分する瞬間と 定義した.逆脚の接地瞬間についてはつま先に貼付したマーカーの加速度鉛直成分のピー クタイミングと定義した (Nagahara and Zushi, 2013).

4-4-2-3 算出項目

骨盤座標系が絶対座標系に一致する姿勢を基準姿勢とし、カルダンの回転順序で骨盤の 角度を算出し、3番目の回転を骨盤回旋角度として算出した.

逆動力学演算を行い,関節トルクと関節間力を算出した.得られた左右股関節と腰仙関節 まわりで骨盤に対して働く各関節トルク_{τ_{j,axis}の骨盤座標系鉛直軸成分をそれぞれ骨盤回旋 成分*AR_{i,axis}と*して算出した.}

$AR_{j,axis} = (\tau_{j,axis} \boldsymbol{e}_{j,axis}) \cdot \boldsymbol{k}_{pelvis}$

式 4-4-1

ここで、**k**_{pelvis}は骨盤座標系の鉛直軸方向の単位ベクトルである.また、各関節トルクの 貢献を定量することを目的に成分を各局面で時間積分した.

大腿に働く関節間カベクトルと関節並進速度ベクトルの内積を取ることで大腿に対する 関節間カパワーを、大腿に働く関節トルクベクトルと大腿の角速度ベクトルの内積を取る ことで大腿に対するセグメントトルクパワーをそれぞれ算出した.これらのパワーを積分 することで大腿に対するエネルギーの流入出を算出した.また、関節並進速度、関節間カ, 関節間カパワーは骨盤座標系の軸成分で算出した.

4-4-2-4 統計処理

統計処理過程では、2 試行の平均値をそれぞれの被検者のそれぞれの試行の代表値として 用いた.得られたデータの正規分布は Shapiro-Wilk 法で検証した.正規分布について確認し た後、骨盤回旋に対する成分の積分値について差を検定するために対応のある t 検定を用い た.有意水準については Bonferroni の不等式に基づき個々の検定の有意水準の補正を行っ た.なお、多重比較全体の有意水準は 5% とした.

4-4-3 結果

図 4-4-1 には,骨盤の回旋角度の 時系列変化を示した.接地瞬間,骨 盤は支持脚側へ回旋しており,そこ から,およそ支持期中盤まで支持脚 側へ回旋していった.その後,遊脚 側へ回旋していた.

図 4-4-2 と図 4-4-3 には, 骨盤の 回旋に対する腰仙関節と左右股関 節の各解剖学的トルクが持つ骨盤 回旋成分の時系列変化とその積分 値を示した. 左右股関節, および腰 仙関節の屈曲伸展軸 (=骨盤座標系 左右軸) は骨盤座標系前後軸と直 交することから成分を持たないた め結果は省略した. 支持期後半から 滞空期にかけて主に腰仙関節捻転 トルクが骨盤を回旋させる大きな

Pelvic Rotation Free Leg side(+) / Stance Leg side (-)



図 4-4-1 ステップサイクルの骨盤回旋角の アンサンブル平均

成分をもっていた.支持期後半と滞空期の腰仙関節捻転成分の積分値はそれぞれ 0.050±0.019 Nms/kg と 0.127±0.026 Nms/kg であり、この値は他の成分より有意に大きいこと が認められた (p < 0.01,図 4-4-3).なお、他の積分値については次のとおりである.

腰仙関節側屈: -0.001±0.006 Nms/kg と-0.003±0.006 Nms/kg; 支持脚股関節内外旋: -0.002±0.004 Nms/kg と-0.013±0.019 Nms/kg 支持脚股関節内外転: 0.007±0.004 Nms/kg と 0.001±0.007 Nms/kg 遊脚股関節内外旋: 0.001±0.002 Nms/kg と 0.013±0.010 Nms/kg 遊脚股関節内外転: -0.008±0.010 Nms/kg と 0.024±0.016 Nms/kg


図 4-4-2 腰仙関節と左右股関節の各解剖学的トルクが持つ骨盤回旋軸成分の時 系列変化のアンサンブル平均



Pelvic Rotation Free Leg side (+) / Stance Leg side (-)

*: *p*<0.05 (vs Lumbosacral Axial Rotation)

図 4-4-3 腰仙関節と左右股関節の各解剖学的トルクが持つ骨盤回旋軸 成分の積分値

図 4-4-4 には左右股関節の関節トルクと関節間力がそれぞれの大腿に発揮した力学的パワーを示した.ほとんどの局面,特に支持期後半と滞空期において,関節間力によるパワーの流入は関節トルクによる流入よりも大きかった.

図 4-4-5 では左右股関節の関節トルクと関節間力の力学的パワーを積分することで得ら れる大腿への力学的エネルギーの流入出を示した.滞空期の関節間力による力学的エネル ギーの流入出量を算出すると,支持脚 8.76±0.90 J/kg と遊脚-8.11±0.77 J/kg と,おおよそ遊 脚から流出したエネルギーと同程度のエネルギーが支持脚に流入していた.

図 4-4-6 には, 左右股関節の並進速度, 関節間力, 関節間力パワーの時系列変化について, 骨盤座標系の各軸成分で示している. 関節間力の前後軸成分は支持期後半に増大 (-0.07±1.70 N/kg から 4.78±1.59 N/kg) しており (図 4-4-6c), 前後成分によるパワーは股関節 間力パワーのほとんどすべてを担っていた (図 4-4-6d).



図 4-4-4 左右股関節で発揮された関節トルクと関節間力が 大腿に発揮したパワーの時系列変化のアンサンブル平均



図 4-4-5 左右股関節で発揮された関節間力と関節トルクが大腿にした仕事



図 4-4-6 左右股関節の関節並進速度,関節間力,関節間力 パワーの時系列変化のアンサンブル平均 (骨盤座標系表記)

4-4-4 考察

本節の目的は、全力疾走に対する腰仙関節のキネティクスを横断面上の骨盤の回旋に着 目して明らかにすることであった.本節の結果、疾走中の離地に先行した骨盤の回旋は腰仙 関節捻転トルクによって生じていたことが明らかになった.

本節では骨盤の回旋に対する各トルクの貢献を定量した.その結果,支持期後半と滞空期

において腰仙関節捻転トルクが最も大きく遊脚側へ回旋させるように貢献していた (図 4-4-2 と図 4-4-3). 加えて,骨盤は支持脚を前方へ,遊脚を後方へそれぞれ牽引していた (図 4-4-6c). すなわち,骨盤に働く関節間力は骨盤を支持脚側へ回旋させようとしており,遊脚 側への回旋をむしろ阻害する. 従って,離地に先行する遊脚側への骨盤の回旋は腰仙関節捻 転トルクによって制御されていることが明らかとなった.

支持期後半,骨盤が遊脚側へと回旋すると同時に,骨盤が支持脚を前方へ牽引する力が増 大していた (-0.07±1.70 N/kg から 4.78±1.59 N/kg,図 4-4-6c). この骨盤の回旋に起因する牽 引力の増大は,支持脚の離地後の回復動作を補助する作用である.また,先に述べたように, 骨盤の回旋は腰仙関節捻転トルクによって制御されていることが明らかになっている.従 って,腰仙関節捻転トルクは離地に先行して骨盤を遊脚側へ回旋させることによって下肢 の回復動作に寄与していることが示唆される.

捻転トルクによって生じる骨盤の回旋による回復動作への寄与は下肢の力学的エネルギ ーの変化の観点からもうかがうことが出来る. 左右大腿の力学的エネルギーの変化は, 股関 節の関節トルクより股関節間力によるものが大きかった. さらに, 左右股関節に働く正味の 関節間力パワーの成分はほとんどが前後成分であった.従って,左右下肢の力学的エネルギ ーの変化のほとんどは左右股関節間力の前後成分によることが明らかになった.また,股関 節間力パワーにより左股関節においては大腿から骨盤への力学的エネルギーの伝達が (滞 空期: -8.11±0.77 J/kg), 右股関節においては骨盤から大腿への力学的エネルギー伝達が (滞 空期: 8.76±0.90 J/kg) それぞれ生じていた.これは,股関節に働く関節間力により,骨盤を 介して左大腿から右大腿への力学的エネルギーの伝達が生じていることを示唆するもので ある. Chapman and Caldwell (1983) は、骨盤を介して回復動作後半の下肢から前半の下肢へ と力学的エネルギーが伝達することは両下肢の回復動作双方に対して望ましいこと、両下 肢の回復動作の改善はステップ頻度を改善するものであることを示唆している. Vardaxis and Hoshizaki (1989) は,上級短距離競技者は中級短距離競技者よりも大腿の力学的エネル ギー変化率 (すなわち大腿に働くパワーの総和) のピーク値が大きかったことを示してい る. 従って, 腰仙関節捻転トルクによって大きな関節間力パワーが惹起されることは, 全力 疾走中の回復動作を補助し、全力疾走のパフォーマンスを高めるものと考えられる.

本節は、ステップサイクル (すなわちハーフストライドサイクル) を分析したものであり、 左右対称性を仮定したうえで行っている. ヒトが持つ左右非対称性は本節に影響を持つ可 能性も考えられる.しかしながら、先行研究で骨盤のキネマティクスの左右対称性を示され ており(Novacheck, 1998; Schache et al., 2002a),左右非対称性は本節における結論に対して重 大な影響を与えるものではない.

4-4-5 結論

本節の目的は、全力疾走における骨盤の回旋の制御とキネティクス的意義を検討することであった。得られた主な結果は以下の通りである.

▶ 全力疾走中,骨盤は回復局面の開始に先行して支持脚側が前方へ回旋していた.

- ▶ 全力疾走中の骨盤の回旋は,腰仙関節捻転トルクにより生じていた.
- ▶ 骨盤は支持脚を前方へ牽引しており、その牽引力は離地に先行して増大していた.
- ▶ 左右股関節の関節間力パワーのほとんどの成分は前後成分であった.

以上の結果から、全力疾走において回復局面に先行して生じる骨盤の回旋は腰仙関節捻 転トルクによって生じること、骨盤の回旋は左右の股関節に前後方向の関節間力を生じさ せ、下肢の回復動作の遂行に寄与していたことが明らかになった.

4-5 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係

4-5-1 緒言

ヒトはキネティクス的振る舞いを変えることで走速度を増大する. 走速度増大に対する 下肢のキネティクスの重要性はよく知られている (Dorn et al., 2012; Pires et al., 2014; Schache et al., 2015, 2011). 加えて前節までの研究により,走動作を行う上で腰仙関節のキネティク ス役割も示されており,走動作を理解する上で走速度と腰仙関節のキネティクスの関係を 検討することは重要であると考えられる.

走速度の増大は,全ての関節キネティクスの比例的な変化によって達成されているわけではない (Dorn et al., 2012; Pires et al., 2014; Schache et al., 2015, 2011). 例えば,足関節底屈トルク・力学的仕事発揮は,走速度を低速から順に増大させていくと,低速域 (<7 m/s) では増大していくものの,7 m/s 程度の速度からはほぼ変化しなくなる.対照的に,スイング期前半の股関節屈曲トルク・仕事とスイング期後半の股関節伸展トルク・仕事は全ての走速度増大に伴い増大していく.従って,腰仙関節においても,全てのトルク発揮が線形に増大するわけではないことが推察される.

下肢の3次元分析 (Schache et al., 2011) により,走速度の増大に伴うキネティクスの変化 は主に矢状面であり,そのほかの平面のキネティクスは矢状面と比べると大きく変化しな いことが明らかとなっている.しかし,これは腰仙関節に当てはまるとはいえない.骨盤は 支持脚の離地に先行して遊脚側へ回旋する (Novacheck, 1998; Schache et al., 2002a).回復動 作中の下肢の力学的エネルギー増大は,骨盤が大腿を牽引する力に起因することが示され ており (Chapman and Caldwell, 1983; Vardaxis and Hoshizaki, 1989). この局面で骨盤が大腿を 前方に牽引する力 (関節間力)が増大する (4-4 節).加えて,離地に先行する骨盤の回旋は 腰仙関節捻転トルクが制御する (4-4 節).従って,走速度増大に伴う腰仙関節のキネティク ス変化は,下肢とは異なると考えられる.しかし,前節までの研究は単一速度での検討であ ったため,走速度と腰仙関節のキネティクスの関係は明らかではない.

本節では、走速度増大と腰仙関節キネティクスの間の関係を明らかにすることを目的と した.本節の研究は、「走速度上昇では横断面上のトルクが最も増大を求められる」という 仮説の下で行われた.

4-5-2 方法

4-5-2-1 被検者

被検者は、陸上競技短距離種目を専門とする男子 10 名であった (22.6±1.2 yrs; 1.74±0.05 m;, 64.2±4.9 kg; 100 m 自己ベスト, 10.43~11.17 s (10.87±0.24 s)). 実験に先立ち、被検者には 実験の目的、方法、および実験に伴う危険性を十分に説明し、実験に参加するための同意を 得た.本実験は東京大学大学院総合文化研究科ヒトを対象とした実験研究に関する倫理審 査委員会により実験手順の承認を得て行った (課題番号: 356).

4-5-2-2 実験手順

実験は国際陸上連盟公認素材による助走路 (T 77415, Nishi, Tokyo, Japan)を用いて室内 に設定した仮設走路によって行われた.実験に先だって,被検者には各自ウォーミングアッ プを行わせた後,4-2 節に示した身体分析点47点に直径20mmの反射マーカーを貼付した.

実験試技は 3.0 m/s, 4.5 m/s, 6.0 m/s, 7.5 m/s, 全力の 5 種類の疾走速度(以下,低速,中低速,中速,中高速,高速)による走運動とし,地面反力計の通過時点で等速局面になるよう 40 m 程度の加速距離をとらせた.また,光電管センサー(E3JM-R4M4T, Omron, Japan) を地面反力計の前後 2.5 m の位置の設置し,光電管センサー間 5.0 m の通過時間を計測した(図 4-5-1).速度の規定については,各速度で求められる通過時間(低速:1.67 s,中低速: 1.11 s,中低速:0.83 s,中高速:0.67 s)を教示し,各試技の光電管センサーによって計測された通過時間を試技直後に被検者に伝えることで行った.

疾走フォームを崩すことなくいずれかの脚で地面反力計を踏むことができ,かつ低速から中高速までの速度規定条件においては教示した通過時間の0.1 秒 以内であった試技を成功試技とした.各被検者は各速度条件で2回の成功試技が得られるまで試技を繰り返した. 下肢を指定することによる成功確率の低下とそれによる試技数の増大を防ぐため,支持脚の左右は指定しなかった.そのため,同一条件内で支持脚が変わったデータは含まれなかったが,条件間では支持脚が変わったデータが含まれていた.疲労の影響を排除するために,試技の間には十分な休憩時間をとった.特に高速条件においては3分以上の休憩時間を取

った.2回の成功試技を得るために 最も多く試行を繰り返した被検者 で高速条件に対し5回の試技を行った被 検者についても光電管センサーに より得られた通過タイムが高速条 件1回目よりも5回目が遅くなる ことはなく,疲労の影響はほとんど なかったと考えられる.なお被検者 して実験試技を行った.





4-5-2-3 データ収集

3 次元分析を行うために,赤外線カメラ 13 台の光学式三次元自動動作計測装置 (Motion Analysis Corp., USA) により被検者に貼付した反射マーカーの3次元座標値を200Hzで収集 した. 地面反力を取得するために、 埋没した地面反力計 (Force Plate 9281C, Kistler, Switzerland) を用いた.サンプリング周波数を 1000 Hz とし,各センサーの出力を専用アン プで増幅した後, analogue-digital 変換を行ってコンピュータに取り込んだ. なお, 身体分析 点の3次元座標データと地面反力データは自動動作計測装置において同期を行った.

4-5-2-4 データ処理

得られた座標値データは残差分析 (Wells and Winter, 1980; Winter, 2009) を基に遮断周波 数を決定し (15 Hz), 2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけることで位相 ずれのないよう平滑化を行った. 接地直後の artefact の影響を取り除くため,得られた地面 反力データは、マーカー座標値データと同じ平滑化処理を行った (Bezodis et al., 2013; Bisseling and Hof, 2006).

身体モデルについては 4-2 節,分析区間については 4-4 節と同様である.

4-5-2-5 算出項目

Dumas et al. (2007) の慣性パラメータを用 いて全身の質量中心位置を算出し, 質量中心 位置を時間微分することで質量中心速度を算 出し,得られた速度の絶対座標系前後成分の 平均値を疾走速度とした.

逆動力学演算を行い,腰仙関節の関節トル クを算出した. 3-2節で示した手法を用いて, 各関節トルクが発揮したパワーを算出した. 図 4-5-2 に示すように全ての走速度条件にお いて見られた継続的にパワーが発揮されてい た5つの局面の関節トルクパワーを積分する ことで、各5局面の関節仕事を算出した.

4-5-2-6 統計処理

統計処理過程では、2 試行の平均値をそれ ぞれの被検者のそれぞれの試行の代表値とし て用いた.得られたデータの正規分布は Shapiro-Wilk 法で検証した.

得られた各データに対し,疾走速度の変化 を要因とする反復測定一元配置分散分析 図 4-5-2 各トルクが発揮したパワーの (One-way repeated-measures ANOVA) を行っ 典型例と力学的仕事の局面定義 た.疾走速度の変化に主効果が認められた測



定項目について,各疾走速度間の差を検定するために対応のあるt検定を用いた.有意水準 についてはBonferroniの不等式に基づいて個々の検定の有意水準の補正を行った.なお,多 重比較全体の有意水準は5%とした.

4-5-3 結果

それぞれの条件における全被検者の 平均質量中心水平速度は 3.20±0.16 m/s, 4.38±0.18 m/s, 5.69±0.47 m/s, 7.30±0.41 m/s, 9.27±0.36 m/s であった.

図 4-5-3 には走速度とステップ長・頻 度をそれぞれ示した.低速域においては ステップ長の増大により,高速域におい てはステップ頻度の増大により走速度 増大が達成されていた.

図 4-5-4 には腰仙関節のトルクの時系 列変化をそれぞれ示した.走速度によら ず,腰仙関節キネティクスの変化パター ンは類似していた:伸展トルクと遊脚側 側屈トルクは支持期中に発揮されており 空期にかけて発揮されていた(図 4-5-4)



側屈トルクは支持期中に発揮されており,支持脚方向への捻転トルクは支持期後半から滞 空期にかけて発揮されていた (図 4-5-4).

図 4-5-5 には腰仙関節のトルクパワーの時系列変化をそれぞれ示した.伸展と側屈トルク は支持期に正パワーを発揮しており, 捻転トルクは, 支持期後半から遊脚期前半は負のパワ ーを, 遊脚期後半は正のパワーを発揮していた (図 4-5-5).

表 4-5-1には各走速度条件におけるピークトルクと関節仕事を示した.図 4-5-6には全被 検者のピークトルクと関節仕事を縦軸,走速度を横軸とするプロットを示した.走速度条件 の相違は,全ての関節トルクと関節仕事に対して主効果が認められた (*p* < 0.001).伸展ト ルクと遊脚側側屈トルクのピーク値は,7.30 m/s 以降有意な増大は認められなかった.対照 的に,捻転トルクのピーク値は全ての走速度増大で優位な増大が認められた.全力試技にお いて捻転トルクのピーク値は1.27~2.74 Nm/kgの値を取っていた.関節仕事については,捻 転の遊脚期前半の負仕事と後半の正仕事のみすべての走速度増大で有意な増大が認められ た.

図 4-5-7 には条件間で支持脚が同一のデータと変わったデータをそれぞれ示した.条件間 で支持脚が変わったデータについても、全体のトレンドに対して大きな影響は与えていな かった.



図 4-5-4 ステップサイクルの腰仙関節トルクのアンサンブル平均



図 4-5-5 ステップサイクルの腰仙関節トルクパワーの時系列データのアンサンブル平均

			Velocity 1	1	Velocity 2	2	Velocity 3	3	Velocity	4	Velocity 5	5	Main Effect	Effect size
Variables			$3.20\ \pm\ 0.16$	m/s	$4.38 \ \pm \ 0.18$	m/s	$5.69\ \pm\ 0.47$	m/s	$7.30\ \pm\ 0.41$	m/s	$9.27 \ \pm \ 0.36$	m/s	F (4,36)	(partial η^2)
Extension	$\tau_{\rm peak}$	(Nm/kg)	$1.48 \ \pm \ 0.31$	3,4,5	$2.04 \ \pm \ 0.50$		$2.66 \ \pm \ 0.68$	1	$2.89\ \pm\ 0.64$	1	$2.58\ \pm\ 0.60$	1	12.67 *	0.59
	$pW_{\text{terminal-stance}}$	(J/kg)	$0.08\ \pm\ 0.03$	4,5	$0.10\ \pm\ 0.04$	3,4,5	$0.14\ \pm\ 0.05$	2	$0.15\ \pm\ 0.06$	1,2	$0.15\ \pm\ 0.07$	1,2	13.31 *	0.60
Lateral-Flexion	$ au_{\mathrm{peak}}$	(Nm/kg)	$1.10\ \pm\ 0.26$	4,5	$1.36 \ \pm \ 0.35$		$1.44 \ \pm \ 0.48$		$1.88 \ \pm \ 0.64$	1	$2.01 \ \pm \ 0.71$	1	7.84 *	0.47
	$pW_{\text{terminal-stance}}$	(J/kg)	$0.08\ \pm\ 0.05$	5	$0.10\ \pm\ 0.03$	5	$0.12 \ \pm \ 0.06$		$0.18 \ \pm \ 0.09$	1	$0.22 \ \pm \ 0.10$	1	11.03 *	0.55
Axial Rotation	$\tau_{\rm peak}$	(Nm/kg)	$0.37 \ \pm \ 0.06$	2,3,4,5	$0.60\ \pm\ 0.13$	1,3,4,5	$0.86\ \pm\ 0.19$	1,2,4,5	$1.27 \ \pm \ 0.27$	1,2,3,5	$1.99 \ \pm \ 0.46$	1,2,3,4	85.31 *	0.91
	nW terminal-stance	(J/kg)	$\textbf{-0.04} \ \pm \ 0.02$	4,5	$\textbf{-0.05} \ \pm \ 0.02$	5	$\textbf{-0.04} \ \pm \ 0.02$	4,5	$\textbf{-0.07} \ \pm \ 0.03$	1,3,5	$\textbf{-0.12} \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} \textbf{0.04}$	1,2,3,4	26.45 *	0.75
	nW initial-flight	(J/kg)	$\textbf{-0.01} \ \pm \ 0.00$	2,3,4,5	$\textbf{-0.02} \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} \textbf{0.01}$	1,3,4,5	$\textbf{-0.04} \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} \textbf{0.02}$	1,2,4,5	$\textbf{-0.07} \ \pm \ 0.03$	1,2,3,5	$\textbf{-0.15} \ \pm \ 0.10$	1,2,3,4	19.41 *	0.68
	pW terminal-flight	(J/kg)	$0.01 \ \pm \ 0.01$	2,3,4,5	$0.03 \ \pm \ 0.01$	1,3,4,5	$0.06 \ \pm \ 0.03$	1,2,4,5	$0.12 \ \pm \ 0.04$	1,2,3,5	$0.19\ \pm\ 0.06$	1,2,3,4	57.31 *	0.86

表 4-5-1 腰仙関節のキネティクスの平均±標準偏差

1,2,3,4,5: 速度1,2,3,4,5 との間に有意差, τ: トルク, pWと nW: 正仕事と負仕事

灰色は全ての走速度間で有意差が認められた変数である

т

95

τ.





図 4-5-7 条件間で支持脚が同一のデータと変わったデータの表示

4-5-4 考察

本節の目的は, 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係を検討することであった.本節に より, 走速度増大に伴い捻転トルクが増大していくこと, 高速域では伸展トルクと側屈トル クの増大が頭打ちになるという結果が得られた.

4-4 節により,腰仙関節捻転トルクは遊脚側への骨盤の回旋を制御することで,離地に先 立って支持脚を前方へ牽引し回復動作を補助することが示された.他方で,トルク発揮と走 速度の関係は不明であり,先行研究で報告された足関節のように,走速度が増大しても捻転 トルクが大きくならない可能性もあった.しかし,本節により,走速度の増大に伴い捻転ト ルクが増大していくこと,この捻転トルクの増大によりその仕事が大きくなっていくこと が認められた (図 4-5-6 と表 4-5-1).したがって本節は,捻転トルクの増大が頭打ちとなる 可能性を棄却し,全力疾走に至るまですべての走速度増大で捻転トルクの増大が求められ ることを示すものであった.

走運動は一般的に矢状面運動と捉えられる.しかし,本節の結果により腰部では横断面の 力発揮が求められることが示唆された.支持脚方向への捻転トルクのピーク値 (1.96±0.48 Nm/kg) は,わずかながらも先行研究で示された一般成人男性の等尺性随意最大捻転トルク (30 度捻転位 1.83±0.56 Nm/kg (Kumar, 1997),40 度捻転位 1.83 Nm/kg (Torén and Öberg, 1999)) を上回るものであり,このことは全力疾走中に最大限の捻転トルク発揮が求められること を示唆するものである.捻転トルクのピーク値が現れる瞬間,負のパワーを発揮していた (図 4-5-4 と図 4-5-5). Saunders et al. (2005) もまた,低速走行で捻転筋群がエキセントリッ クに収縮し,腰椎と骨盤の回旋角度差を小さくするように働いていたことを報告している. すなわち,全力疾走時,捻転筋群はエキセントリックに働くことで,最大等尺性収縮に匹敵 あるいはそれを上回るトルク発揮を行っていたと考えられる.

伸展トルクについては, 7.30 m/s で増大が頭打ちになり (図 4-5-6 と表 4-5-1), 足関節底 屈トルク (Schache et al., 2011) のように, 全ての腰部の力発揮が走速度増大に伴い一様に増

4-5 節 走速度と腰仙関節のキネティクスの関係

大はしないという仮説を支持するものであった. 4-2節の研究により,全力疾走の支持期で は支持脚股関節伸展トルクと腰仙関節伸展トルクが拮抗することで姿勢を維持しているこ とが示された. 先行研究 (Schache et al., 2011) で股関節伸展トルクが,本節で腰仙関節伸展 トルク (図 4-5-6 と表 4-5-1) が,それぞれ高速域では増大しないことが示された. 走者が 取れる走速度増大には3つのストラテジー,すなわち「地面をより強く押す」,「地面を押 す頻度を高める」,「双方を組み合わせる」が存在するが (Schache et al., 2014),地面を押す 力の増大は走速度によって限界が存在する. これは,高速になるにつれて接地時間が短縮し てしまうからである (Dorn et al., 2012; Weyand et al., 2010). 従って,腰仙関節伸展トルクの 頭打ちは,接地時間が短くなってしまうことで支持脚股関節伸展トルクが頭打ちになった ことによる影響であると示唆される.

4-3節の研究で側屈トルクは支持脚股関節外転トルクと協働して骨盤の遊脚側下制を抑制 することが示された.腰仙関節側屈トルクもまた,7.30 m/s で頭打ちとなった (図 4-5-6 と 表 4-5-1). この速度以降では接地時間が短くなったことで下肢伸展筋力が最大筋力を発揮 できないため,鉛直地面反力が増大しないことが示されている (Dorn et al., 2012; Weyand et al., 2010). すなわち,7 m/s 以降では支持脚を介して骨盤に伝わる鉛直反力も大きくならず 骨盤を下制させる作用が小さくなり,その結果として,側屈トルクが頭打ちになったと考え られる.

4-4節と本節の結果を組み合わせると、捻転トルク発揮能力の強化はステップ頻度の増大 を通して走速度増大に貢献するといえる.特に、先行研究 (Dorn et al., 2012) と同様に高速 域においては走速度増大がステップ長よりもステップ頻度によって達成されること (図 4-5-3)、捻転トルクが高速域で特に増大したこと (図 4-5-6c と表 4-5-1) を考慮するとこの貢 献は特に高速域で大きいものであると示唆される.一方、高速域でプラトーになることが確 認された腰仙関節伸展トルクや側屈トルクは、その力発揮の不足が要因とされている課題 が存在する場合に強化の優先度が高まると考えられる.つまり、伸展トルクであれば骨盤が 後傾する場合 (4-2 節)、側屈トルクであれば遊脚側の骨盤が下制する場合 (4-3 節) である. 全力疾走中にそれらの動作が確認された場合に、必要に応じて強化する必要性が生じると 考えられる.

4-5-5 結論

本節は走速度増大と体幹のキネティクスの間の関係を明らかにすることを目的とした. 12名の男性短距離競技者を対象に実験試技は3.0 m/s, 4.5 m/s, 6.0 m/s, 7.5m/s, 全力の 5種類の疾走速度で走行を行わせ,3次元キネティクス変数を算出した.その結果,捻転ト ルクは全ての走速度増大とともに増大する.特に高速域において顕著である一方,伸展トル クと側屈トルクは,高速域 (>7 m/s) でプラトーになることが明らかになった.

4-6前方への移動運動 総括

4-6-1 各研究で得られた結果のまとめ

4-2 節

4-2節では、矢状面上の腰椎-骨盤の姿勢維持を検討した.支持脚を介して骨盤に働く衝撃 力は姿勢に対して影響を持たず、支持脚股関節伸展トルクにより腰仙関節屈曲方向への負 荷が生じていた.また、腰仙関節と支持脚股関節の伸展トルクの時系列変化は強い相関関係 にあり、股関節伸展トルクと拮抗した腰仙関節周りの伸展トルクを発揮することにより腰 椎-骨盤の矢状面上の姿勢が維持されていることが明らかになった.

4-3節

4-3 節では、全力疾走の支持期中に前額面上の骨盤の水平位を保持する機序を検討した. 全力疾走中、腰仙関節側屈トルクは支持脚股関節外転トルクと協働して、遊脚側の骨盤が落 下しないよう安定させており、全力疾走においては安定に対する側屈トルクの貢献は外転 トルクと同等のものであった.これらのトルクの関係は相補的と捉えることができ、側屈ト ルクと支持脚股関節外転トルクは互いに補填しながら骨盤の遊脚側下制を防ぐことが明ら かになった.

4-4 節

4-4節では、横断面上で離地に先行して骨盤が回旋する現象に着目し、その機序と力学的 意義を検討した.体幹の捻転の力発揮は主働して下肢の回復動作の開始に先行する骨盤の 回旋を引き起こすこと、骨盤の回旋により支持脚を前方向へ牽引し、回復期後半の反対脚を 後方へ牽引することで回復動作に寄与していることが明らかになった.

4-5節

4-2 節から 4-4 節で行われた研究は単一の疾走速度における,それぞれの力発揮の力学的 役割の検討であった.そのため,疾走速度を高めるために,それぞれの力発揮の増大が求め られるかを明らかではなかった.そこで,4-5 節では,3.20 m/s から全力疾走 (9.29 m/s)まで の5 段階の幅広い疾走速度における腰仙関節のキネティクスを定量することで,疾走速度 の相違が力発揮に及ぼす影響を検討した.その結果,腰仙関節まわりのトルクのうち,伸展 トルクと側屈トルクは高速域 (>7 m/s) で増大しなくなるものの,捻転トルクはすべての走 **4-6**節 前方への移動運動 総括

速度増大に伴い増大した.この捻転トルクは,高い速度域での走速度増大で特に増大しており,これは高速度域で特に増大するステップ頻度の結果と類似の傾向を示すものであった.

4-6-2 全力疾走における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学 的挙動とその意義

腰仙関節伸展トルクと側屈トルクの役割は主に骨盤の過剰な動きの抑制であることが明 らかになった (4-2 節・4-3 節). これまで,骨盤をその他の身体部位をよりよく動かすコア (基軸) と見なす考え方に基づき,3次元的な自由度を制御する骨盤周辺の筋群の機能は「骨 盤を固定する」と説明されてきた (Meyers et al., 2005). 腰仙関節トルクの矢状面と前額面の 機能はこの定説を支持するものであったといえる.

一方,横断面では,捻転トルクにより離地に先行して骨盤の支持脚側が前方へ回旋することで遊脚の回復動作を補助することが示唆された (4-4 節). 加えて,腰仙関節捻転トルクは全ての走速度増大に求められ,特に高速域で求められること,この変化がステップ頻度の増大と類似の様相であることが示された (4-5 節). この結果から,骨盤を固定するだけでなく,横断面ではむしろ骨盤を積極的に動かす力発揮によって走速度の増大に寄与することを示唆している. これまでの走行研究では,矢状面上に大きな動きが観察されることから走運動を矢状面運動として捉えられることが多かった.実際に,幅広い走速度での3次元キネティクスを検討すると,下肢では他の平面よりも矢状面上のトルクの増大が顕著である(Schache et al., 2011). しかし,本章により「腰仙関節では特に横断面のトルクが走速度と直結する」ことが示された. この知見はヒト全力疾走の力学的理解に貢献するものであり,同時にパフォーマンス向上に有用な知見である.

ヒトの骨盤は縦に短く幅広いという特徴を持つ (Hogervorst and Vereecke, 2014). このよう な形態では、横断面で生じる回転は左右股関節で連結される左右下肢の前後の動きを伴い、 前額面で生じる回転 (挙上・下制) は上下の動きを伴う.本章の研究により、矢状面・前額 面では骨盤を過剰に動かすことないよう固定する力発揮がなされており、その動作域が小 さいこと、対照的に横断面では積極的に回旋させる力発揮がされており、力発揮の結果とし て大きく回旋していることが明らかになった.加えて、走速度増大には特に横断面の力発揮 の増大が求められることを示した.このような腰仙関節の動力学的挙動は、左右交互の下肢 の前後スイングによって遂行される全力疾走において、幅広な骨盤の形状を生かしたもの であると捉えることが出来る.

4-6-3 結語

本章では,前方への全力移動運動として全力疾走の研究を行った.その結果,矢状面・前 額面の腰仙関節トルクは,骨盤を固定することが明らかになった.他方で,横断面では,離 地に先行して骨盤が回旋する方向への力発揮が生じていること,この力発揮が走速度増大 とともに大きくなり,特に高速域でその増大量が大きくなることが示された.従って,全力 疾走の遂行では特に横断面で骨盤を動かして走速度の増大に寄与していることが示唆され た.

5章

基礎的な上方移動における腰椎・骨

盤・股関節のバイオメカニクス

1節 上方への移動運動 序

2節 高さを目的とした助走からの片脚踏切における3次元キネティクス

(Sado et al., 2018a)

3節 高さを目的とした助走からの片脚踏切における位置エネルギー獲得機序

4節 骨盤の挙上動作は両脚踏切に対する片脚踏切の大きな利点か?

5節 上方への移動運動 総括

5-1 上方への移動運動 序

5-1-1 本章の目的と構成

上方への最大努力の移動運動である跳躍動作は、ヒトにおいて最も大きなパワー発揮が 求められる移動運動である.また、他の動物ではヒトの垂直跳のような両下肢伸展動作で跳 躍動作を遂行するが、ヒトでは助走からの片脚踏切 (RSLJ) という特有の動作様式が存在し、 RSLJ で最も高い跳躍を実現する.従って RSLJ では、下肢伸展以外の動作での跳躍高獲得 が大きいことが推察され、ここに腰椎・骨盤・股関節複合体が関与することが推察される.

本章では片脚踏切跳躍における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学挙動とその役割を明らかにすることを目的とする.

本章の構成は下記の通りである.

5-2 高さを目的とした助走からの片脚踏切における 3 次元キネティクス (Sado et al., 2018a)

5-3 高さを目的とした助走からの片脚踏切における位置エネルギー獲得機序

5-4 骨盤の挙上動作は両脚踏切に対する片脚踏切の大きな利点か?

5-2節では、3次元的な自由度を持つ腰椎・骨盤・股関節複合体において、特に前額面の 力発揮が RSLJ の踏切において重要な力学的エネルギーの生成源であるという仮説を検討 する.5-3節では、生成された力学的エネルギーの全てが高さに有効な力学的エネルギーに なるとは限らないことに着目し、高さに有効な力学的エネルギーの獲得機序とそれぞれの 程度を検討する.5-4節では、骨盤の前額面運動による跳躍高獲得が片脚踏切の大きな利点 であるという仮説を、条件をそろえた両脚踏切との比較から検証する.

5-2 高さを目的とした助走からの片脚踏切にお ける3次元キネティクス

Sado, N., Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2018. Hip abductors and lumbar lateral flexors act as energy generators in running single-leg jumps. *Int. J. Sports Med.* 39, 1001–1008. doi:10.1055/a-0749-8846

5-2-1 緒言

高く跳ぶことは、位置エネルギーの獲得と換言することができる.助走からの片脚踏切 (RSLJ) はその運動の大部分が矢状面で形成され、主に下肢の伸展による力学的エネルギー の生成が検討されてきた (Muraki et al., 2008; Stefanyshyn and Nigg, 1998).しかし、RSLJの ような片脚支持では前額面で骨盤が回転でき、前額面上のトルクも力学的エネルギー生成 源として振る舞う可能性がある.片脚踏切中の骨盤の動きについては、片脚垂直跳で離地瞬 間に遊脚股関節の位置が支持脚股関節の位置より高くなったこと (Bobbert et al., 2006)、走 幅跳では踏切局面の衝撃的な局面以後、離地に至るまで踏切脚股関節が外転していたこと (Graham-Smith and Lees, 2005; Panoutsakopoulos and Papaiakovou, 2010) などが報告されてい る.また、Willson and Davis (2009) は片脚リバウンドジャンプ中の股関節外転トルクの発揮 を,Kariyama et al. (2017) は片脚リバウンドジャンプ中とバウンディング中の腰部の側屈や 股関節外転のトルクとパワーの発揮をそれぞれ示している.以上の報告から、遊脚側の骨盤 を挙上させる股関節外転・腰仙関節側屈によって力学的エネルギーが生成されていること が推察される.しかし、片脚踏切のキネティクスを分析した先行研究 (Kariyama et al., 2017; Willson and Davis, 2009) では力学的エネルギー生成に対する影響は検討されておらず、前額 面の力発揮が力学的エネルギーの生成にどの程度の影響を持つかは不明である.

ヒトは、前額面のトルクを生み出す大きな筋を有している.ヒトによる直立二足歩行は左 右方向へのバランスを維持する必要があり、これは主に中殿筋、すなわち股関節外転の主動 筋により達成されている.この左右方向への安定化の必要性は現代のヒトの中殿筋の発達 を促した (Hogervorst and Vereecke, 2015).加えて、腰部側屈筋群にも下肢伸展筋群の一部に 匹敵する大きい筋が存在する (Stokes and Gardner-Morse, 1999).これらは、腰椎・骨盤・股 関節複合体のスタビライザーとして機能するとされる (Willson et al., 2005).このスタビラ イザーとしての活動はダイナミックな横方向の移動運動でも確認されている (Inaba et al., 2013; Neptune et al., 1999). つまりこれまでの理解では、前額面のトルクを生成する筋群はよ く発達しているものの、直接的に移動運動に貢献しないスタビライザーとされてきた.しか し、もし本節で設定した「RSLJにおいて前額面上のトルクが大きなエネルギー生成源であ る」ことを支持する結果が得られたならば、スタビライザーとして理解されてきた腰椎・骨 盤・股関節複合体の前額面トルクが、スタビライザーとしてだけでなくエネルギー生成源と してのポテンシャルを持つことが示唆される. 本節では, RSLJの踏切局面における力学的エネルギー生成に対する3次元的な力発揮の 影響を検討することを目的とした.本節の研究は,「特に前額面の力発揮が大きな力学的エ ネルギーの生成源である」という仮説の下で行われた.

5-2-2 方法

5-2-2-1 被検者

被検者は、13名の男子走高跳競技者であった(表 5-2-1). 被検者には IAAF 世界ジュニア 大会3位入賞者かつ世界選手権出場経験者1名、IAAF 世界ユース5位入賞者1名が含まれ ており、全員が高校・大学・成年のいずれかの全国大会の出場経験を有していた.

実験に先立ち,被検者には実験の目的,方法,および実験に伴う危険性を十分に説明し, 実験に参加するための同意を得た.本実験は東京大学大学院総合文化研究科ヒトを対象と した実験研究に関する倫理審査委員会により実験手順の承認を得て行った (課題番号: 356-2).

	Age (years)	Height (m)	Mass (kg)	Personal Best in HJ (m)	Season Best in HJ (m)
P1	24	1.94	75	2.31	2.25
P2	24	1.84	70	2.19	2.15
P3	23	1.69	64	2.18	2.18
P4	23	1.81	66	2.16	2.05
P5	28	1.83	74	2.16	2.11
P6	26	1.77	71	2.12	1.99
P7	23	1.74	63	2.12	2.12
P8	21	1.72	57	2.11	2.10
P9	22	1.77	69	2.10	2.05
P10	22	1.80	66	2.09	2.09
P11	20	1.67	59	2.08	2.08
P12	20	1.80	68	2.06	2.06
P13	20	1.82	63	2.02	1.94
Mean	22.8	1.78	66.5	2.13	2.09
SD	2.4	0.07	5.4	0.07	0.08

表 5-2-1 被検者特性

HJ: High-Jump

5-2-2-2 実験手順

実験は国際陸上連盟公認素材による助走路 (T 77415, Nishi, Tokyo, Japan) を用いて室内 に設定した仮設走路によって行われた.実験に先だって,被検者には各自 30 分のウォーミ ングアップを行わせた後,図 5-2-1 に示した身体分析点 42 点に直径 20mmの反射マーカー を貼付した.実験試技は自由な歩数の直線助走から片脚でできるだけ高く跳ぶこととし,3 回の成功試行が取得できるまで被検者は試技を繰り返した.埋没した地面反力計上から踏 み切れた試技を成功試技とした.疲労の影響を排除するために,試技の間には3分以上の十 分な休憩時間をとった.取得された成功試技3試行のすべてを分析対象とした.

5-2-2-3 データ収集

3 次元分析を行うために,赤外線カメラ 16 台の光学式三次元自動動作計測装置 (Mac3D System, Motion Analysis Corp., USA) により被検者に貼付した反射マーカーの 3 次元座標値を 200 Hz で収集した.地面反力 計 (Force Plate 9281C, Kistler, Switzerland) を用いて 2000Hz で地面反力を計測し,各 センサーの出力を専用アンプで増幅した 後, analogue-digital 変換を行ってコンピュ ータに取り込んだ. なお,身体分析点の 3 次元座標データと地面反力データは自動動 作計測装置において同期を行った.

5-2-2-4 データ処理

得られた座標値データは残差分析 (Wells and Winter, 1980; Winter, 2009)を基 に遮断周波数を決定し (15 Hz), 2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向か らかけることで位相ずれのないよう平滑化 を行った.接地直後の artefact の影響を取り 除くため、地面反力データにも座標値デー タと同じ平滑化処理を行った (Bezodis et al., 2013; Bisseling and Hof, 2006).

本節では、地面反力計への接地から離地 までの踏切局面を分析区間とした.地面反 力計から得られた地面反力データの鉛直成 分が 10 N 以上となった瞬間をフォースプ レートへの接地、10 N 以下となった瞬間を 離地と定義した.



o: Front side marker*: Rear side marker

図 5-2-1 本節で用いたマーカーセット

Dumas et al. (2007) は当初,体幹を骨盤と胸腰部に分割したモデルで慣性パラメータを報告していた.しかし,胸腰部を単一セグメントとすることが不適当であったとし,胸腰部を胸郭と腰部に分割したモデルでの慣性パラメータを改めて報告している (Dumas et al., 2015). そこで本節以降では,Dumas et al. (2015) がアップデートした体幹を3 セグメント(胸郭,腰部,骨盤)に分割するモデルを採用し,人体を16 の剛体が15 の関節により連結された剛体リンクモデルとしてモデル化することとする.

手関節, 肘関節, 足関節, 膝関節については関節の内外に貼付した2個のマーカーの中点 をそれぞれ関節中心とした. 股関節中心については, Harrington et al. (2007) が示した方法に より推定した. 肩関節中心, 腰仙関節中心, 胸腰関節中心, 頸関節中心については Reed et al. (1999) が示した方法により推定した.

5-2-2-5 算出項目

骨盤座標系を用いて骨盤の3次元角度・角速度を算出した.関節座標系を用いて関節角度 を,関節角度を微分することで関節角速度を算出した.逆動力学演算を行い,各関節トルク を算出した.3-2節で示した手法で関節トルクが発揮した力学的パワーを算出した.また, 腰仙関節側屈・股関節外転のそれぞれのトルクと骨盤の角速度の内積により,骨盤に発揮さ れたパワー (各関節トルクによる骨盤への力学的エネルギーの流入出の変化率)を算出し た.

関節パワー発揮において,図 5-2-2 に示すような,正パワーの発揮局面が見られた8つの パワーを積分することで正仕事を算出した.



図 5-2-2 本研究で算出した正仕事の局面

5-2-2-6 統計処理

統計処理過程では、3 試行の平均値をそれぞれの被検者のそれぞれの試行の代表値として 用いた.得られたデータの正規分布は Shapiro-Wilk 法で検証した.

正規分布について確認した後,各関節の正仕事の差を検定するために対応のある t 検定を 用いた. 有意水準については Bonferroni の不等式に基づいた Holm の方法 (Holm, 1979) で 個々の検定の有意水準の補正を行った. なお,多重比較全体の有意水準は 5%とした.

5-2-3 結果

図 5-2-3 は踏切局面のスティックピクチャーの典型例である.図 5-2-4 には骨盤のセグメント角度と角速度の時系列変化を示した.骨盤の遊脚側が踏切局面の最初のおよそ 1/3 で下制した後に挙上していた.接地瞬間,最大下制瞬間,離地瞬間の骨盤挙上・下制角度はそれぞれ 5.0±3.1°, -1.2±3.4°, 18.8±3.9°であった.骨盤挙上・下制の動作域は 20.0±4.1°であった.



図 5-2-3 踏切局面の矢状面 (上) と前額面 (下) のスティックピクチャー



アンサンブル平均

赤:矢状面 (後傾 (+) / 前傾 (-)),緑:遊脚側の挙上 (+) / 下制 (-),青:回旋(遊脚側 (+) / 踏切脚側 (-))

図 5-2-5 には関節角度,角速度,トルク,パワーの時系列変化を,図 5-2-6 には腰仙関節 側屈トルクと股関節外転トルクが骨盤に発揮していたパワーの時系列変化を示した.骨盤 の前額面運動を反映し,踏切脚股関節は最初の 1/3 で最大内転位となり,その後離地に向け て外転していった.同様に,腰仙関節は最初の 1/3 で最も踏切脚側に側屈し,その後,遊脚 側に側屈した.それぞれ踏切局面全体を通して,踏切脚股関節外転トルクと腰仙関節遊脚側 側屈トルクが発揮されていた.ピークトルクは,外転トルクが 4.79±0.85 Nm/kg (3.78–5.99 Nm/kg),側屈トルクが 3.20±0.87 Nm/kg (1.98–5.02 Nm/kg) だった.股関節外転トルクと腰仙 関節側屈トルクは最初の 1/3 に負パワーを発揮した後,離地に向けて正パワーを発揮してい た (図 5-2-5p, r 緑).腰仙関節側屈トルクと股関節外転トルクが正パワーを発揮していた同 局面で骨盤に正パワーを発揮していた (図 5-2-6).

図 5-2-7 にはそれぞれの正の関節仕事を示した. 股関節外転仕事は膝関節伸展と足関節底 屈仕事を除いたほかの関節仕事より有意に大きかった (1.08±0.30 J/kg (range, 0.49–1.51 J/kg). また,腰仙関節側屈仕事もまた,下肢三関節の伸展仕事には及ばないものの,膝関節伸展仕 事の 47±25%であった (0.36±0.18 J/kg (range, 0.10–0.66 J/kg)).



図 5-2-5 踏切局面の関節角度 (a-e), 角速度 (f-j), トルク (k-o), パワー (p-t) のアンサンブル平均

赤,緑,青はそれぞれ矢状面,前額面,横断面の変数を示す.



% Take-off phase

図 5-2-6 踏切局面の腰仙関節側屈トルクと股関節外転トルクが骨盤に 発揮したパワー (セグメントトルクパワー)のアンサンブル平均

Positive Work





図 5-2-7 踏切局面の各関節仕事

黒のラインは被検者個々のデータを示している

5-2-4 考察

本節は RSLJ における前額面の力発揮による力学的エネルギー生成への貢献を明らかに することを目的とした.研究に先立ち,股関節外転トルクと腰仙関節側屈トルクは大きな力 学的エネルギー生成源であると仮説を立て,走高跳競技者による RSLJ の 3 次元分析により 検証した. 骨盤を挙上する方向へ発揮されていた股関節外転トルクと腰仙関節側屈トルク(図 5-2-5kとm緑)のピーク値は全力疾走(Schache et al., 2011)だけでなく側方跳躍(Inaba et al., 2013)や方向転換(Pollard et al., 2004)といった全力での側方移動よりも大きな値であった. 片脚支持の下で行われる動作は,骨盤が一側でのみ支持されるために骨盤の水平位を保つ 力発揮が求められる(Kim et al., 2016; Petrofsky, 2001; Westhoff et al., 2006).上方への移動を 目的とする RSLJでは鉛直反力が大きくなり,結果として遊脚側の骨盤を下制する作用も大 きくなる.従って,RSLJの踏切はその大きな鉛直反力により骨盤の水平位を保つために他 の動作より大きな側屈トルクや外転トルクが求められると考えられる.

骨盤の水平を保つのに加え,股関節外転トルクと腰仙関節側屈トルクは踏切局面の 30% 以降で力学的エネルギーを生成していた.股関節外転正仕事は股関節伸展や膝関節伸展よ りも大きく,足関節底屈と同程度であった.2次元分析ではこれらの力発揮が RSLJ におい て大きな力学的エネルギー生成源であることが示されている (Muraki et al., 2008; Stefanyshyn and Nigg, 1998).加えて本節では股関節外転トルクも力学的エネルギー生成源で あることが明らかになった.腰仙関節側屈仕事もまた,下肢伸展の仕事には及ばないものの, 膝関節伸展正仕事の約 50%であった.RSLJ は二次元運動に捉えられがちであるが,本節の 結果は股関節外転トルクや腰仙関節側屈トルクといった前額面トルクも力学的エネルギー の生成源となり跳躍高獲得に貢献していることを示唆するものである.

前額面トルクのパワー生成と同時に遊脚側の骨盤が挙上していた. RSLJ 中の骨盤の挙上 は約 20°であったが,この挙上角度は股関節間の距離の約 34%遊脚を持ち上げる (sin20°=0.34).例えば,左右股関節間の距離が 0.2 m であれば,0.068 m 遊脚が持ち上がるこ とになる.つまり遊脚側の骨盤が挙上すると遊脚や骨盤以上の身体部位の質量中心位置が 上昇し,その結果,骨盤の挙上によって全身の位置エネルギー,あるいは鉛直の運動エネル ギーが増大する.これまで,走幅跳競技者の骨盤が踏切中挙上することが報告されてきた (Graham-Smith and Lees, 2005; Panoutsakopoulos and Papaiakovou, 2010).加えて本節では骨盤 の挙上が股関節外転トルクや腰仙関節側屈トルクによるエネルギー生成を伴っていること が示された.従って股関節外転トルクや腰仙関節側屈トルクは骨盤の挙上を通して跳躍高 獲得に貢献することが示唆される.

本節は、前額面の力発揮が重要な力学的エネルギー生成源としての可能性を持つことを 初めて示した. RSLJのキネティクス的分析ではこれまで2次元運動と仮定され (Lees et al., 1994; Muraki et al., 2008)、3次元キネティクスの情報が得られてこなかった.また、片脚連 続跳躍で前額面トルクが発揮されていることが示されていたものの (Kariyama et al., 2017; Willson and Davis, 2009)、それらの力発揮が力学的エネルギーの生成にどの程度の影響を持 つかは検討されてこなかった. 股関節外転筋群や腰部側屈筋群は下肢伸展筋群の一部と同 程度の大きさを有する (Marras et al., 2001; Stokes and Gardner-Morse, 1999; Ward et al., 2009) ものの、主にスタビライザーとして機能するとされてきた (Willson et al., 2005). これは側方 跳躍でも同様に報告されている (Inaba et al., 2013). しかし、本節の知見は前額面トルクの 発揮能力はスタビライザーとしてだけでなく、力学的エネルギー生成源すなわち動作のジ ェネレーターとしても重要なポテンシャルを秘めていること、RSLJ はこのポテンシャルを 引き出して行われる動作様式であることが示唆される.

RSLJは静止立位から始まる垂直跳とは異なり,踏切時点で質量中心は力学的エネルギー を保持している.従って位置エネルギーの生成源は関節仕事だけでは説明できない.ただし, このことは,前額面の力発揮が力学的エネルギーの生成に貢献しているという結論を変え るものではない.また,発生するエネルギーは全てが位置エネルギーを増大させるとは言え ない (Bobbert and van Ingen Schenau, 1988). そのため,本節により,前額面の力発揮が骨盤 の挙上を介して力学的エネルギーの生成に貢献していることは示されたが,前額面の力発 揮がどの程度跳躍高に貢献するかは関節仕事だけでは定量できない.以上の点については 次節で検討する.

両脚踏切では片脚踏切の 2 倍は飛べないことが報告されている (Bobbert et al., 2006; Challis, 1998; Van Soest et al., 1985). この現象はこれまで,神経入力の低下 (Challis, 1998; Van Soest et al., 1985) や筋の収縮速度が速すぎること (Bobbert et al., 2006) で両脚踏切の際に伸 展筋群の力発揮が低減するためとされてきた. 一方で本節により股関節外転トルクや腰仙 関節側屈トルクがエネルギー生成源であることが示された. 片脚踏切では遊脚側の股関節 が支持脚側より高くなっていることが観察されている (Bobbert et al., 2006). 従って, 片脚 踏切と両脚踏切の間にある 3 次元的な力学的条件の差異がこの現象を引き起こす一因の可 能性がある. 言い換えると, 3 次元的な力発揮が片脚踏切における大きな利点の可能性があ る. この可能性について, 5-4 節で検討を行う.

5-2-5 結論

本節では RSLJ の 3 次元キネティクスを検討した.その結果,股関節外転トルクは下肢の 伸展トルクと同程度の力学的エネルギーの生成源であることが明らかになった.また腰仙 関節側屈トルクもまた,下肢の伸展には及ばないものの膝関節伸展トルクの約 50%程度の 力学的エネルギーの生成源であることが示された.

5-3 高さを目的とした助走からの片脚踏切にお ける位置エネルギー獲得機序

5-3-1 緒言

5-2 節により,助走からの片脚踏切 (RSLJ)では,下肢伸展動作 (Muraki et al., 2008; Stefanyshyn and Nigg, 1998) に加え,腰仙関節や股関節の前額面トルクもまた力学的エネル ギー生成源として機能することが明らかとなった.

しかし、力学的仕事の大小は高さに有効な力学的エネルギー(鉛直運動エネルギーと位置 エネルギーの和 (*E*vert))の生成の大きさと必ずしも直結しない (Bobbert and van Ingen Schenau, 1988). 関節仕事はセグメントの回転を生むものであり、生成された力学的エネル ギーは*E*vertだけでなく質量中心の水平運動エネルギー (*E*hori) や質量中心の移動にかかわ らない力学的エネルギーになる可能性がある.例えば、前方へ回転するセグメントが地面に 垂直ならば、その回転はセグメントの鉛直速度は生まない. 実際、RSLJよりシンプルと考 えられるスクワットジャンプであっても、力学的エネルギーの有効性 (関節仕事の総和に対 する獲得した*E*vertの割合)は100%にはならない (Blache and Monteil, 2013; Vanrenterghem et al., 2008). 従って、跳躍高獲得機序を示すには、*E*vertを直接検討する必要がある.

RSLJ では助走によって踏切局面開始時に既に質量中心は大きな*E*_{hori}を保持している. RSLJ 中, 踏切脚の足部を軸とする全身 (質量-ばねモデル)の回転動作によって水平速度が 鉛直速度に変換しているという起こし回転仮説 (pivoting mechanism)が存在する (Dapena and Chung, 1988; Lees et al., 1994). このような助走で得た*E*_{hori}からの変換もまた大きな*E*_{vert} の生成要因となっていることが予想される.しかし,質量-ばねモデルによる質量中心速度 の伸展成分と回転成分への分解は,必ずしもこの変換を示さない.例えば,股関節が伸展し た場合,質量-ばねモデルは回転と伸展の双方が生じるため,回転成分には股関節伸展仕事 の影響が含まれる可能性がある.加えて,質量-ばねモデルは瞬間の速度を分解するため, 離地瞬間の速度はほとんどが伸縮成分となるため,踏切局面を通した水平運動エネルギー からの変換を定量することはできない.従って,*E*_{hori}から*E*_{vert}への変換を示す定量的な根拠 は未だ得られていない.

本節では、RSLJにおいて、各身体動作によって獲得される跳躍高を定量することを目的 とした.本節の研究は「RSLJにおいて下肢伸展以外の動作が*Evert*に大きく貢献している」 という仮説の下で行われた.

5-3-2 方法

5-3-2-1 実験データ

実験データは 5-2 節で取得したものを用いた.

5-3-2-2 データ処理

平滑化,分析局面定義,身体モデル化といったデータ処理過程は 5-2 節と同一である.

5-3-2-3 算出項目

Dumas et al. (2015, 2007)の慣性パラメータを用いて質量中心を算出し、質量中心位置を時間微分することで質量中心速度を算出した. 質量中心の鉛直速度と, 鉛直地面反力の積により鉛直外的パワー (*E*vertの変化率)を算出した. 鉛直外的パワーを時間積分することで鉛直外的仕事 (*E*vertの変化)を算出した.

逆動力学演算を行い、足関節、膝関節、股関節、腰仙関節の関節トルクを算出した.関節 トルクベクトルと各セグメントの角速度ベクトルから各関節トルクが遠位と近位それぞれ のセグメントに発揮したパワー(各関節トルクによるセグメントへの力学的エネルギーの 流入出の変化率)を算出した.得られたパワーを時間積分することで踏切中に関節トルクに よるセグメントへの力学的エネルギーの流入出量を算出した.

3-3節で提案した手法を用いることで,獲得された*Evert*がどのセグメントの運動に由来するかを算出した.骨盤についてはさらに,各軸まわりの角速度に由来する成分に分割することでどの骨盤の動きに由来したかを検討した.

5-3-2-4 統計処理

統計処理過程では、3 試行の平均値をそれぞれの被検者のそれぞれの試行の代表値として 用いた.得られたデータの正規分布は Shapiro-Wilk 法で検証した.正規分布について確認し た後、骨盤の各軸周りの回転に由来する*Evert*の成分と0との差を検定するために1サンプ ルt検定を用いた.

セグメントに流入した力学的エネルギーとそのセグメントに由来する*E*vertの差を検出するために対応のある*t*検定を用いた.有意性は危険率5%で判定した.

5-3-3 結果

図 5-3-1には質量中心高,質量中心鉛直速度,鉛直 地面反力,鉛直外的パワーの時系列変化を示してい る.わずかに下向きの速度を持って接地し,踏切局面 の約 10%に上向き速度へと変遷した(図 5-3-1b).こ れを反映し,鉛直外的パワーは 0%から 10%では負で 推移し,以降は離地まで正で推移した.鉛直外的仕事 (*E*vertの増大量)は8.72±0.71 J/kg であった.

図 5-3-2 には主要セグメントの角速度の時系列変 化を,図 5-3-3 には関節トルクによる主要セグメント へのパワー発揮 (セグメントトルクパワー)の時系 列変化を,図 5-3-4 には鉛直外的パワーのセグメント 成分の時系列変化をそれぞれ示した.

踏切局面の後半 2/3 で遊脚側の骨盤は挙上してお り(図 5-3-2a), この局面で骨盤はE_{vert}を増大させて いた(図 5-3-4a). 骨盤によるE_{vert}の各軸成分を検討 すると,骨盤挙上・下制の成分がほとんどを担ってい た(図 5-3-4a2). 前後傾や回旋はほとんど成分を持た ず(図 5-3-4a1 と a3),前後傾や回旋に由来するE_{vert} は0との間に有意差が認められなかった.

大腿は, 踏切局面の 10-30%を除いた局面で前方へ 回転していた (図 5-3-2b). この時, 股関節トルクと 膝関節トルクは大腿へエネルギーを流入していた (図 5-3-3b). 大腿は前方に回転すると同時に*E*_{vert}を増 大させていた (図 5-3-4Ab).



図 5-3-1 質量中心高,鉛直速 度,鉛直面反力,鉛直外的パワ ーのアンサンブル平均

下腿は,ほとんどの踏切局面で前方に回転していた (図 5-3-2c). 踏切局面のほとんどで, 足関節と膝関節は下腿からエネルギーを流出していた (図 5-3-3c). 他方で,下腿の前方回 転は踏切局面の 0~40%で*E*vertを増大させていた (図 5-3-4c).

図 5-3-5 には全セグメントの回転に由来する*E*_{vert}の成分を示した. *E*_{vert}の主要な内訳は 支持脚の大腿 (4.39±0.57 J/kg, 51±6%), 下腿 (0.76±0.70 J/kg, 9±8%), 足 (1.56±0.46 J/kg, 18±5%), 遊脚の大腿 (1.52±0.26 J/kg, 18±3%), 骨盤 (0.53±0.22 J/kg, 6±3%) であった.

Segment angular velocities



図 5-3-2 主要なセグメント角速度のアンサンブル平均





図 5-3-3 関節トルクがセグメントに発揮したパワーのアンサンブル平均 (A) と関節トルクによるセグメントに対するエネルギーの流入出 (B)



Components of the rate of change in effective energy for height





図 5-3-5 踏切中のセグメントの回転に由来する高さに有効な力学的 エネルギー

図 5-3-6 は大腿と足に関節トルクにより流 入した力学的ネルギーと大腿と足に由来する *Evert*の関係を示している.足については,関節 トルクにより流入したエネルギー (すなわち 足関節トルクが足にした力学的仕事)とおおよ そ等しく,有意差は認められなかった (図 5-3-6b).大腿については関節トルクにより流入し た力学的エネルギー (すなわち膝関節トルク と股関節トルクが大腿にした力学的仕事の総 和)よりも*Evert*が有意に大きく,その差は 2.36±0.42 J/kg であった (図 5-3-6a).

支持脚下腿の回転由来のEvert,大腿の回転由 来のEvertから関節トルクによって大腿に流入 した力学的エネルギーを引いた成分,遊脚大腿



図 5-3-6 大腿と足に由来する高さ に有効な力学的エネルギー (縦軸) と関節トルクによって流入した力 学的エネルギー (横軸)の関係

の回転由来のEvert, 骨盤の回転由来のEvertの和は全体の 59±6 %であった.

5-3-4 考察

本節では、RSLJにおける E_{vert} の獲得過程を検討した.RSLJで獲得される E_{vert} は、主に支持脚の骨盤・大腿・下腿・足・遊脚の大腿の動作に由来することが示された.本節で特に重要な知見は、(1)関節トルクによって大腿に流入した力学的エネルギーよりも大腿に由来する E_{vert} が有意に大きかったこと、(2)支持脚下腿と骨盤の回転が E_{vert} を増大させていたことである.

5-3-4-1 水平運動エネルギーからの変換

踏切局面の 10%以降, *E*_{vert}が増大し続けており (図 5-3-1d), 踏切局面前半の増大は下腿 の回転に由来していた (図 5-3-4c). ほとんどすべての局面で下腿は前に回転していたが (図 5-3-2c), 解剖学的にこの回転は膝伸展や足底屈とは解剖学的に反対方向への回転であり, 膝関節や足関節仕事によって下腿から力学的エネルギーが流出していた (図 5-3-3c). 従っ て,下腿の回転に由来する*E*_{vert}は関節仕事に由来するものではない. 下腿の前回転が発生す る機序は,水平方向に動く剛体の下端が急激に止まることで前方向へ回転してしまうこと によるものと推察される. この現象をエネルギーの観点で考えると, *E*_{hori}が回転運動エネル ギーへと変換されている. そしてもしこの回転が生じた時に物体が後ろに傾いていたなら ば,物体の上端や質量中心は上方向への速度を持つ. つまり,下腿の回転に由来する*E*_{vert}は, *E*_{hori}が回転を介して*E*_{vert}へと変換していることを示すものである.

大腿に由来する*E*_{vert}は大腿に流入した力学的エネルギーよりも有意に大きかった (図 5-3-6a). 理論上, セグメントの回転に由来する*E*_{vert}が関節仕事のみに由来するならば, 関節仕 事によってそのセグメントに流入した力学的エネルギーより小さくなるか同程度になる. 実際, 足部の回転に由来した*E*_{vert}の増大は関節トルクによって足部に流入した力学的エネ
ルギーと同程度であった (図 5-3-6b). つまり,大腿でも下腿のように*E*horiからの変換が生 じていることを示唆している.

幾何学的に, 剛体の回転速度 (ω) により得られる末端部や剛体の質量中心速度 (υ) は, その剛体の方向と長さ (r) に規定される:

$v = \omega \times r$

式 5-3-1

極端な例では、剛体が鉛直であれば前向きの回転は上端や剛体の質量中心の鉛直速度を 生まない.つまり、本節で示されたように、下腿や大腿の回転を介して*E*horiから*E*vertへ変換 するには下腿や大腿が後傾している必要がある.特に下腿が後傾した状態での接地をよく 満たすには、膝関節伸展位で接地する必要がある.完全に伸展できる膝関節はヒトに特徴的 な形態であり (Lewin, 2005; Sockol et al., 2007)、例えば、チンパンジーに直立二足歩行を訓 練させても膝を伸ばすことはできない (Sockol et al., 2007).加えて、角速度ベクトルと下腿 の方向がそれぞれ一定ならば下肢が長いほど下肢の回転で生まれる速度は大きくなり、 *E*horiから*E*vertへの変換には有利となる.ヒトの下肢長は質量に対して相対的に長いという 特徴がある (Bramble and Lieberman, 2004; Lewin, 2005).つまり、本節で定量的に示された *E*horiから*E*vertへの変換に対し「膝が完全に伸展でき、下肢長が長い」(Bramble and Lieberman, 2004; Lewin, 2005; Sockol et al., 2007) というヒトの下肢の特徴が有利に働くといえる.

5-3-4-2 骨盤の挙上による跳躍高の獲得

下肢だけでなく骨盤の回転も*E*vertを増大していた.この骨盤の回転由来の*E*vertがどのように生じているかを検討するために各回転軸成分を算出すると,骨盤の前額面回転(遊脚側の挙上)がそのほとんどを占めていた(図 5-3-4a2). 5-2 節で前額面のトルクが骨盤の遊脚 側挙上を通して力学的エネルギーを生成していることを示した.しかし,関節仕事によって 生じた力学的エネルギーは全てが*E*vertになるわけではなく(Bobbert and van Ingen Schenau, 1988),前額面のトルクが跳躍高獲得に貢献していない可能性も残されていた.本節の結果 は,腰仙関節側屈トルクや股関節外転トルクが骨盤の挙上を通して跳躍高を生み出してい ることを裏付け,その程度を定量するものである.

本節は、RSLJで獲得されたEvertの獲得機序を直接的に示した最初の研究である.本節の 研究により、下肢伸展以外の動作に由来するEvert(下腿の回転由来のEvert,大腿の回転由来 のEvertから関節トルクによって大腿に流入した力学的エネルギーを引いた成分、遊脚大腿 の回転由来のEvert,骨盤の回転由来のEvertの和)は全体の約6割が占められることが明らか になった.多数存在する跳躍様式の中でヒトが最も高く跳べるのはRSLJであり(Laffaye et al.,2007)、この様式は他の種族で見られる両下肢の伸展動作による跳躍動作とは異なる.本 節の知見は、RSLJがヒトにとって最も高く跳べる動作様式である理由は、下肢伸展以外の 動作を効果的に跳躍高獲得に利用できることにあることを示している.

5-3-5 結論

本節では、RSLJの踏切局面で獲得される*E*vertがどの身体セグメントの動きに由来するか を検討した.その結果、下肢伸展の力学的仕事に由来する大腿や足部の回転に加え、骨盤の 挙上・遊脚の振込動作・大腿や下腿の水平運動エネルギーからの変換といったそれぞれ*E*vert の生成が定量的に示された.そして後者の下肢伸展以外の動作に由来する成分が全体の約6 割(59±6%)を占めることが明らかになった.

5-4 骨盤の挙上動作は両脚踏切に対する片脚踏 切の大きな利点か?

5-4-1 緒言

ヒトは、垂直跳を行った場合、両脚踏切で片脚踏切の2倍には届かない(Bobbert et al., 2006; Challis, 1998; Van Soest et al., 1985). このことは、片脚垂直跳には両脚垂直跳と比べて 優位となる跳躍高を獲得できる機構が存在することを示唆している. 一側の運動より両側 の運動で機能が低下する現象は、1961年に握力で報告されて以来(Henry and Smith, 1961), 多くの研究で報告されている (Dickin and Too, 2006; Henry and Smith, 1961; Kawakami et al., 1998; Ohtsuki, 1983). もし、この両側性機能低下が等尺性収縮、あるいは等速性収縮の中で 見られるならば、その要因は骨格筋に対する神経入力の低減と結論付けることが出来る (Howard and Enoka, 1991; Vandervoort et al., 1984). 他方で、跳躍動作のような複数関節運動 が伴うダイナミックな動作で両側性機能低下が生じているならば、神経学的背景だけでな く、力学的な影響も受けている (Bobbert et al., 2006; Hay et al., 2006).

先に述べた跳躍における両側性機能低下の要因は、神経学と力学の両側面から検討され てきた.その中で、両脚踏切では片脚踏切に比べて、筋活動が低減していることが確認され ている (Van Soest et al., 1985).加えて、片脚踏切では片脚で身体を支えるために、両脚踏切 よりも伸展筋群の力一速度関係で有利になるという力学的側面からの影響も報告されてい る (Bobbert et al., 2006).つまり、神経学的背景と力学的背景のいずれの視点からも、両脚踏 切中の下肢伸展筋群で生じる力・仕事発揮の低減に起因と報告されている.

下肢伸展筋群の力発揮低減に加え,片脚踏切では骨盤が3次元的に動かしやすくなるという特徴がある.5-2節で,助走からの片脚踏切(RSLJ)では股関節外転と腰仙関節遊脚側側 屈といった前額面の力発揮が力学的エネルギー源として機能することを示した.5-3節では, 遊脚側の骨盤挙上が高さに有効な力学的エネルギー(*Evert*:鉛直運動エネルギーと位置エネ ルギーの和)を生成していることが定量的に示された.骨盤の前額面の動作は両脚踏切に対 する片脚踏切大きな利点である可能性がある.実際 Bobbert et al. (2006)は、片脚踏切で遊 脚側の股関節が支持脚側より高くなることを観察していた.しかし2次元分析であったこ とから、骨盤の前額面の動きによる影響の程度を見積もることはできなかった.

本節では、両脚踏切と片脚踏切の反動なしの垂直跳の比較を行い、片脚踏切の利点を3次 元的に分析することを目的とした.本節の研究は「骨盤の挙上が片脚踏切における大きな利 点である」という仮説の下で行われた.

5-4-2 方法

5-4-2-1 被検者

被検者は、健常男性 10 名 (23.9±2.2 yrs; 1.77±0.06 m; 70.9±7.5 kg) であった. 被検者のス ポーツ競技経験は様々であった (陸上競技の跳躍・短距離・長距離・バスケットボール・バ ドミントン・サッカーなど). 実験に先立ち、被検者には本節の目的、方法、および実験に 伴う危険性を十分に説明し、実験に参加するための同意を得た. 本実験は東京大学大学院総 合文化研究科ヒトを対象とした実験研究に関する倫理審査委員会により実験手順の承認を 得て行った (課題番号: 356-2).

5-4-2-2 実験手順

実験はバイオメカニクス実験室で行わ れた、実験に先だって、被検者には3-3節 に示した追従マーカーとキャリブレーシ ョンマーカーを貼付し解剖学的肢位のデ ータを取得した (図 5-4-1A). 前腕, 上腕, 足部, 下腿, 大腿, 胸郭, 腰部に貼付した 追従マーカーはプラスティックに固定さ れたマーカー (クラスターマーカー) で あった. 解剖学的肢位のデータを取得後, キャリブレーションマーカーを除去し (Schache et al., 2011; Seay et al., 2008), 股 関節中心を推定するための Star-Arc 動作 (Camomilla et al., 2006) と膝関節中心を推 定するための片脚支持・遊脚での屈曲伸 展動作のデータを取得した.その後,被検 者は跳躍動作の練習を含む10分程度のウ オーミングアップを行った.



図 5-4-1 本節で用いたマーカーセット と初期姿勢の高さの統制方法

前方に2本の紐が水平に張られ,この2本の 紐が完全に重なって見える位置から跳躍動作 を行わせることで,初期姿勢の高さの統制を 行った

実験試技は両脚スクワットジャンプ (Double-Leg Squat Jump: DLSJ) と片脚スクワットジ ャンプ (Single-Leg Squat Jump: SLSJ) とし,それぞれ3回ずつ行わせた.先行研究 (Bobbert et al.,2006) に則り,両手は腰に当てさせ,SLSJでは遊脚を振り込まないよう指示した.反 動動作が見られず,適切に跳躍が遂行された試行を成功試技とし,各3試行ずつの成功試技 が得られるまで被検者は試技を繰り返した.試技の順番はランダムとした.疲労の影響が出 ないよう試技間には1分程度の休憩時間を設けた.被検者はウォーミングアップの中で各 条件の跳躍が滞りなく行えるよう十分に練習した.しゃがみ込む深さはSLSJで跳びやすい 高さを被検者が決定した.実験試技では,目線を設け,全条件で同じ高さから跳ぶよう指示 した (図 5-4-1B).

5-4-2-3 データ収集

3 次元分析を行うために,赤外線カメラ 10 台の光学式三次元自動動作計測装置 (Mac3D System, Motion Analysis Corp., USA) により被検者に貼付した反射マーカーの 3 次元座標値 を 200Hz で収集した.地面反力計 (Force Plate 9281C, Kistler, Switzerland) を用いて 2000Hz で地面反力を計測し,各センサーの出力を専用アンプで増幅した後, analogue-digital 変換を 行ってコンピュータに取り込んだ.なお,身体分析点の 3 次元座標データと地面反力データ は自動動作計測装置において同期を行った.

5-4-2-4 データ処理

得られた座標値データは残差分析 (Wells and Winter, 1980; Winter, 2009) を基に遮断周波 数を決定し (8 Hz), 2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけることで位相 ずれのないよう平滑化を行った. 地面反力データも座標値データと同じ平滑化処理を行っ た.

本節では,動作開始から離地までを分析局面とした.動作開始瞬間は地面反力の鉛直成分がしゃがみ込んで静止した状態の2SDを超えた瞬間とし,離地瞬間は左右両方の地面反力の鉛直成分が10Nを下回った瞬間とした.

身体モデル,関節中心の定義は3-3節と同様に行った.

5-4-2-5 算出項目

身体各セグメントの慣性係数は Dumas et al. (2015, 2007) が報告した値を用いた. 全身の 質量中心位置を時間微分することで質量中心速度を算出した. 逆動力学演算を行い, 足関節, 膝関節, 股関節, 腰仙関節の解剖学的な各関節軸まわりの関節トルクを算出した. 3-2 節で 示した手法で各トルクが発揮した力学的パワーを算出し, 積分することで正味の力学的仕 事を算出した. 3-3 節で提案した手法を用いることで, 獲得された*Evert*がどのセグメントの 運動に由来するかを定量した. また, 骨盤については, 各関節の相対速度を骨盤の角速度に 置き換えることで, 各回転軸成分を算出した.

5-4-2-6 統計処理

統計処理過程では、3 試行の平均値をそれぞれの被検者のそれぞれの試行の代表値として 用いた.得られたデータの正規分布は Shapiro-Wilk 法で検証した.正規分布について確認し た後、その後の統計解析に先立ち、SLSJ における跳躍高の左右差を t 検定で検討した.DLSJ -SLSJ 間の差を検出するために対応のある t 検定を用いた.なお、有意性は危険率 5%で判 定した.

本節では骨盤が大きな SLSJ の利点であることを仮説とした. DLSJ-SLSJ 間で生じていた Evertの差を骨盤と他のセグメントとの比較を t 検定により仮説検証を行った. なお, 多重比 較の有意水準については Bonferroni の不等式に基づいた Holm の方法 (Holm, 1979) で個々 の検定の有意水準の補正を行った. 多重比較全体の有意水準は 5%とした.

5-4-3 結果

利き脚と逆脚それぞれの SLSJ で質量中心の 最高到達点に有意差が見られなかった (利き 脚:0.251±0.047, 逆脚:0.243±0.040, *p*=0.204, *d* = 0.183). そこで,以下では,非利き脚の結果 を省略し,利き脚で行われた SLSJ を SLSJ のデ ータとして扱っていく.

図 5-4-2 には質量中心高, 質量中心鉛直速度, 地面反力鉛直成分, 鉛直外的パワーの時系列変 化を, 図 5-4-3 にはスティックピクチャーの典 型例を, 表 5-4-1 には DLSJ と SLSJ の主要なパ フォーマンス変数を示した. 初期姿勢はよく類 似しており, 初期姿勢時の質量中心高に有意差 は認められなかった. 一方, 離地瞬間の質量中 心高は有意に DLSJ より SLSJ の方が高かった. 質量中心最高到達高は SLSJ で DLSJ の 74±6% だった. *Evert*の変化は SLSJ で DLSJ の 81±7%だ った.

図 5-4-4 には、関節のキネマティクス・キネ ティクスの時系列変化を示した.矢状面上のキ ネティクスでは、支持脚の伸展トルクと足関節 底屈トルクのピーク値が DLSJより SLSJ で有意 に大きかった.また、前額面では股関節外転ト ルクのピーク値が DLSJより SLSJ で有意に大き かった.力学的仕事は、支持脚の股関節伸展仕 事と足関節底屈仕事は DLSJより SLSJ で大きか った.加えて、腰仙関節側屈仕事と支持脚の股 関節外転仕事が DLSJより SLSJ で大きかった.



図 5-4-2 質量中心高,鉛直速度, 鉛直地面反力,鉛直外的パワーの 時系列変化のアンサンブル平均 SL:片脚踏切の時に踏切脚 離地瞬間を0として示している.



Variables	SLSJ		DLSJ			Cohen's d
<i>t</i> push-off	$0.393 \ \pm \ 0.066$	S	$0.286 \ \pm \ 0.075$	S	*	1.52
Z body start	-0.195 ± 0.034	m	-0.208 ± 0.051	m	n.s.	0.31
Z body toe-off	$0.112 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.018$	m	$0.078 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.014$	m	*	2.12
Z body max	$0.251 \hspace{.1in} \pm \hspace{.1in} 0.047$	m	$0.342 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.057$	m	*	1.74
Δz body flight	$0.139 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.042$	m	$0.264 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.053$	m	*	2.61
$\Delta E_{ m vert}$	$4.29 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.60$	J/kg	5.32 ± 0.85	J/kg	*	1.39
au peak, LSJ Extension	$1.92 \hspace{.1in} \pm \hspace{.1in} 0.25$	Nm/kg	$2.30 \hspace{0.1in} \pm \hspace{0.1in} 0.43$	Nm/kg	*	1.10
au peak, LSJ Free Leg Side Flexion	$0.87 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.22$	Nm/kg	$0.59 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.24$	Nm/kg	*	1.25
au peak, Hip Extension	$2.67 \hspace{0.1in} \pm \hspace{0.1in} 0.46$	Nm/kg	$1.54 \hspace{0.1in} \pm \hspace{0.1in} 0.37$	Nm/kg	*	2.72
au peak, Hip Abduction	1.53 ± 0.26	Nm/kg	$0.54 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.29$	Nm/kg	*	3.57
au peak, Knee Extensuin	1.64 ± 0.41	Nm/kg	$1.40 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.34$	Nm/kg	*	0.62
au peak, Ankel Plantar Flexion	$2.64 \hspace{0.1in} \pm \hspace{0.1in} 0.30$	Nm/kg	$1.82 \ \pm \ 0.31$	Nm/kg	*	2.69
$W_{ m LSJFE}$	$0.24 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.14$	J/kg	$0.26 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.21$	J/kg	n.s.	0.10
W_{LSJLF}	$0.06 \hspace{0.1in} \pm \hspace{0.1in} 0.04$	J/kg	$0.00 \hspace{0.1in} \pm \hspace{0.1in} 0.01$	J/kg	*	1.90
$W_{ m Hip\ FE}$	$1.18 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.37$	J/kg	$0.79 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.23$	J/kg	*	1.27
$W_{ m HipAA}$	$0.45 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.16$	J/kg	$0.01 \hspace{.1in} \pm \hspace{.1in} 0.02$	J/kg	*	3.83
$W_{ m KneeFE}$	$0.61 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.26$	J/kg	$0.57 \hspace{0.1in} \pm \hspace{0.1in} 0.32$	J/kg	n.s.	0.13
$W_{ m Ankel\ PDF}$	$1.38 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.09$	J/kg	$1.00 \ \pm \ 0.10$	J/kg	*	3.93

表	5-4-1	SLSJ	と	DLSJ	の主要な	変数の	・平均±	標準僱	副差
---	-------	------	---	------	------	-----	------	-----	----

 $t_{push-off}$:動作開始から離地までの時間, $z_{body start}$, $z_{body toe-off}$, $z_{body max}$:動作開始時,離地時,最高到達点の質量中心高(静止立位時の質量中心高の相対値で示している), $\Delta z_{body flight}$:滞空期のCoM上昇高, ΔE_{vert} :高さに有効な力学的エネルギーの踏切局面の変化量, τ :関節トルク, W:関節仕事, LSJ:腰仙関節, FE:屈曲-伸展, LF:側屈:AA: 外転-内転, PDF:底屈-背屈, *:SLSJ と DLSJ の間で有意差

関節キネティクスは SLSJ の踏切脚を示している



図 5-4-4 SLSJ と DLSJ 中の関節角度 (a),角速度 (b), トルク (c), パワー (d) のアンサンブル平 下肢については SLSJ の踏切脚を示している.

図 5-4-5 には SLSJ と DLSJ 中の鉛直外的パ ワーの主要なセグメントの成分の時系列変化 を,図 5-4-6 には SLSJ と DLSJ 中の骨盤由来 の鉛直外的パワーの各軸まわりの回転による 成分の時系列変化を示した. DLSJ では,骨盤 後傾成分だけが大きく (0.16±0.09 J/kg),他の成 分は無視できるほど小さかった (挙上成分: 0.00±0.01 J/kg;回旋成分:0.00±0.00 J/kg).一方, SLSJ では骨盤挙上動作の成分 (0.47±0.15 J/kg) が最大だった (前後傾成分:0.10±0.08 J/kg,回 旋成分:0.12±0.08 J/kg).

図 5-4-7 には SLSJ と DLSJ それぞれにおけ る E_{vert} の全セグメント成分と各セグメントで 生じた SLSJ-DSLSJ 間の E_{vert} の差を示した. DLSJ より SLSJ で有意に大きな E_{vert} を生んで いたのは,足,下腿,大腿,骨盤の回転であっ た.DLSJ-SLSJ 間の E_{vert} の差は,骨盤の回転由 来の差 (0.54±0.22 J/kg)がその他すべてのセグ メントと比較して有意に大きかった (p <0.05, $d = 1.48 \sim 7.00$).



Components of the rate of

図 5-4-5 SLSJ と DLSJ 中の鉛直 外的パワーの主要なセグメントの 成分のアンサンブル平均



図 5-4-6 SLSJ と DLSJ 中の骨盤由来の鉛直外的パワーの 各軸成分の時系列変化のアンサンブル平均 これら3つの総和は図 5-4-5c と一致する



図 5-4-7 SLSJ と DLSJ それぞれにおける高さに有効な力学 的エネルギーの全セグメント成分 (a) と,各セグメントで生 じた SLSJ-DSLSJ 間の差 (b)

5-4-4 考察

これまで両脚踏切で片脚踏切の 2 倍は跳べないことが示され、これが下肢の伸展筋群の 力発揮低減によるものとされてきた (Bobbert et al., 2006; Challis, 1998; Van Soest et al., 1985). 本節ではこの片脚踏切の優位性の一つに、下肢の伸展筋群の力発揮だけでなく、骨盤の 3 次 元的な動作にもあると仮説を立て、DLSJ と SLSJ で獲得された E_{vert} の比較から検証を行っ た.その結果、DLSJ と比べて SLSJ では支持脚の大腿、下腿、足部、骨盤の回転に由来する E_{vert} が大きいことが認められた.

SLSJ では、下肢の 3 セグメントで DLSJ より有意に大きな*E*_{vert}を生成していた (図 5-4-5, 図 5-4-7). また、先行研究 (Bobbert et al., 2006; Challis, 1998; Van Soest et al., 1985) と同様、 下肢三関節の伸展トルクと伸展仕事は、DLSJ と比べて SLSJ で有意に大きかった (表 5-4-1). これは、神経学的要因 (Challis, 1998; Van Soest et al., 1985) と筋の力一速度関係という力学 的要因 (Bobbert et al., 2006) の組み合わせによって DLSJ で下肢伸展筋群の低減が生じるこ とに起因している.支持脚の3セグメントで生じた*E*vertの差異は,DLSJにおける下肢三関節の伸展仕事が低減した結果,下肢セグメントに流入する力学的エネルギーが減少したことに由来した結果である.

SLSJでは骨盤に由来するEvertもまた,DLSJより大きかった(図 5-4-7). この要因を検討 するために,骨盤に由来する成分をさらに骨盤の各回転軸周りの成分に分割して検討した ところ,骨盤で生じていた成分の差は骨盤の挙上・下制成分によるものであった(図 5-4-6). 5-2節と5-3節で,RSLJでは遊脚側の骨盤が挙上できることにより跳躍高が獲得できること を示してきた.本節の結果は,この機序がRSLJ特有でなく片脚踏切に共通して生じること, これが両脚踏切に対する片脚踏切の優位性の一つであることを示している.

骨盤で生じた SLSJ-DLSJ 間の*E*vertの差が他のセグメントと比べて有意に最大であった (図 5-4-7). この結果は,骨盤の前額面の動作が片脚踏切の大きな利点であるという本節の 仮説を支持するものである.従来,両脚で片脚の2倍跳べない要因は,神経学的・力学的要 因による伸展筋群の力・仕事発揮低減によるものであると結論付けられてきた (Bobbert et al.,2006; Challis, 1998; Van Soest et al., 1985). これは,跳躍動作は下肢の急激な伸展動作と捉 えられ,下肢の2次元情報に着目した分析が中心であったことに由来する.他方で,2次元 的な分析の中でも SLSJ で遊脚側の股関節が離地時に高くなっていたことが観察されてい た (Bobbert et al., 2006). この観察により,前額面の動きも影響を持つことが推察されては いたものの,その影響は無視され,どの程度の影響であるかは明らかではなかった.本節に より,片脚で両脚の半分より高く跳躍できる要因の1つに,片脚踏切が骨盤の挙上を用いた 動作で遂行できるというバイオメカニクス的理由があることが定量的に明らかになった.

5-4-5 結論

本節では、DLSJ と SLSJ の比較から、骨盤の前額面の動き(骨盤の挙上)が片脚踏切において大きな影響を持つ動作であるという仮説を検討した.その結果、SLSJ で大きな位置エネルギーを生むのは支持脚の大腿・下腿・足と骨盤であり、この中で最も大きな差を生み出していたのは骨盤であった.また、骨盤で生じた差は遊脚側の骨盤挙上に由来していた.本節の結果は、骨盤の遊脚側挙上が両脚踏切に対する片脚踏切の大きな優位性の一つであるという仮説を支持するものである.

5-5 上方への移動運動 総括

5-5-1 各研究で得られた結果のまとめ

5-2節

これまで得られてきた RSLJ の動力学的情報は矢状面に限られていた. 5-2 節では, RSLJ において, 3 次元の関節パワー・仕事発揮, 特に前額面のトルクが大きなエネルギー生成 源となる,という仮説を立て検証した.踏切局面の 30%以降, 踏切脚股関節外転トルクと腰 仙関節側屈トルクは骨盤の挙上を通して力学的エネルギーを生成することが明らかになった.

5-3節

関節トルクによって発揮される力学的仕事はセグメントの回転を生成するものであり, その全てが鉛直エネルギーに変換されるわけではない.そのため,関節仕事だけでは特定方 向への移動に対して有効な力学的エネルギーの生成を議論できない.また,RSLJでは助走 で踏切開始時に既に水平運動エネルギー(*E*hori)を保持しており,この*E*horiからの変換が大 きいことも予想される.そこで 5-3 節では,高さを目的とするRSLJにおいて,踏切中に獲 得された高さに有効な力学的エネルギー(*E*vert,位置エネルギーと鉛直運動エネルギーの 和)の生成機序を明らかにした.その結果,RSLJでは.下腿と大腿の前方回転を介した*E*hori からの変換(下腿:0.73±0.68 J/kg 大腿:2.36±0.42 J/kg),遊脚側骨盤の挙上(0.54±0.22 J/kg)と いった下肢伸展以外の動作による*E*vertの獲得が約 60%に至ることが明らかになった.

5-4節

下肢伸展以外の動作による貢献のうち,特に骨盤の挙上は片脚踏切でのみ起こり得る動 作であると推察される.これまで,片脚垂直跳は両脚垂直跳の半分より高い跳躍をすること が報告され,これはしばしば「両側性機能低下」として取り上げられてきた.他方で,骨盤 の挙上という両脚では生じない身体動作が片脚踏切の大きな利点という可能性もある.5-4 節では骨盤挙上が両脚踏切に対する片脚踏切の大きな利点であるかを検討した.その結果, 片脚踏切で獲得された*Evert*は踏切脚 3 セグメントと骨盤セグメントで両脚踏切より大きか った.また,骨盤で生じていた差が最も大きかった.この結果は,ヒト跳躍において前額面 で骨盤が回転 (挙上) することは,両脚踏切に対する片脚踏切の大きな利点であることを示 している.

5-5-2 助走からの片脚踏切における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学的挙動とその意義

これまでの跳躍研究の多くは跳躍動作を矢状面の 2 次元動作と仮定して行われてきた. これは RSLJ を含む片脚踏切でも例外ではなかった. そのような研究の成果として, RSLJ に おける下肢伸展トルクの発揮とそれらの負パワーから正パワーという伸長-短縮サイクル (SSC) を示唆する発揮パターン (Muraki et al., 2008; Stefanyshyn and Nigg, 1998), それらに支 えられる下肢の機能 (Muraki et al., 2005), 下肢関節の伸展トルクを入力とするシミュレーシ ョンによる跳躍技術の検討 (King et al., 2006; Wilson et al., 2011, 2007) が行われてきた. ま た, 両脚踏切の半分以上跳べる片脚踏切で発揮されるより大きな伸展トルク発揮が確認さ れてきた (Bobbert et al., 2006; Challis, 1998; Van Soest et al., 1985). つまり, 下肢伸展の機能 の研究として跳躍研究は発展してきた捉えることができる.

本章を通して、「前額面の力発揮に由来する力学的エネルギーの発生」「骨盤の前額面の 回転による跳躍高の獲得」「*E*horiから*E*vertへの変換」といった下肢伸展以外の動作によって RSLJの跳躍高が獲得されていることを定量的に示すエビデンスを得た.そして、RSLJでは 下肢伸展以外の跳躍高は全体の約 60%に達すること、両脚踏切に対する片脚踏切の優位性 として骨盤の挙上動作が最も大きな要因である事といった知見を得た.これらの知見は、片 脚踏切で行われる跳躍動作は最大努力の下肢伸展動作に留まらず、3 次元的な動作を巧みに 用いて遂行される動作であることを示す定量的なエビデンスであり、この成果はヒト跳躍 動作の理解に貢献すると同時にパフォーマンス向上に有益な知見である.

ヒトは、二足歩行の獲得により片脚で身体を支持するようになった.その結果、ヒトでは 前額面で骨盤を制御する中殿筋の発達・モーメントアームの増大といった前額面のトルク を大きくするために有益な形態を獲得した (Hogervorst and Vereecke, 2015).本章により示さ れた前額面の力発揮による力学的エネルギーの生成は、股関節外転トルクを発揮するため に発達した筋やモーメントアームといったヒト股関節の形態的特徴に支えられていること が示唆される.

片脚踏切で明らかになった骨盤の挙上による跳躍高獲得は、ヒトの骨盤形状と関わっている.ヒトの骨盤は、幅広で縦に短いという特徴を持つ (Hogervorst and Vereecke, 2014; Lewin, 2005). もし骨盤が類人猿のように幅が狭く縦長であれば、前額面の回転は鉛直よりもむしろ側方への運動を生成し、高く跳ぶことを阻害する (図 5-5-1). すなわち RSLJ における骨盤の挙上はヒトの骨盤形状を効果的に利用した動作ということができる.

以上のことから、ヒトが前額面の力発揮およびそれによる骨盤の動作を用いた RSLJ にお ける跳躍高の獲得は、ヒトの、骨盤や筋の形態的特徴を効果的に利用した動作であると捉え ることができる. a. Human pelvis b.Chimpanzee pelvis



5-5-3 結語

本章により,1)股関節外転と腰仙関節側屈の力発揮が遊脚側の骨盤挙上を通して力学的エ ネルギーの生成源として機能すること,2)骨盤の挙上は跳躍高を生むこと,3)骨盤の挙上は 片脚踏切における大きな利点であることが明らかとなった.これらの結果から,ヒトは片脚 踏切で,下肢の伸展に加え腰椎・骨盤・股関節複合体の前額面の働きも用いて高い跳躍を遂 行していることが定量的に示された.

6章

基礎的な側方移動における腰椎・骨 盤・股関節のバイオメカニクス

1節 側方への移動運動 序

2節 方向転換における力学的エネルギーから見た側方速度獲得機序

(Sado et al., in press)

- 3節 方向転換における骨盤水平位保持
- 4節 方向転換における体幹の回転に対する捻転トルクの動力学的挙動
- 5節 側方への移動運動 総括

6-1 側方への移動運動 序

6-1-1 本章の目的と構成

ヒトは日常生活からスポーツ活動に至るまで,定常的に前進する歩行・走行よりもむしろ 非定常的に方向を変えながら移動を行う. 2-3-1 項で概説したように,方向転換動作は膝へ の障害の多さから,障害と結び付けた研究が主となってきた.いくつかの研究でパフォーマ ンスとの関連を検討する研究も散見され,その中で近年,腰椎・骨盤・股関節複合体とパフ ォーマンスの関係を示す研究もいくつか報告されてきた.しかし,腰椎・骨盤・股関節複合 体の動力学的挙動とその役割については十分には明らかではない.

本章の目的は,側方への移動運動としてサイドステップによる方向転換を分析し,側方移動における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学的挙動とその役割を明らかにすることである. 本章の構成は下記のとおりである.

- 6-2 方向転換における力学的エネルギーから見た側方速度獲得機序
- 6-3 方向転換における骨盤水平位保持 (Sado et al., in press)

6-4 方向転換における体幹の回転に対する捻転トルクの動力学的挙動

6-2節では,側方への速度獲得機序を力学的エネルギーの観点から検討する. 6-3節では, 前方移動とは異なる肢位という背景から,骨盤を前額面で安定化するために腰仙関節キネ ティクスの要求が増すという仮説を検討する. 6-4節では,身体の特に体幹を目的方向へ回 転させる機序について,体幹の捻転に着目して検討する.

6-2 方向転換における力学的エネルギーから見 た側方速度獲得機序

6-2-1 緒言

方向転換は、例えばサッカー (Bloomfield et al., 2007)・ラグビー (Green et al., 2011)・ハン ドボール (Karcher and Buchheit, 2014) といったスポーツ競技で頻繁に行われ、方向転換を素 早く行うことは多くの競技種目のパフォーマンスに直結する. そのため、方向転換中に側方 速度を獲得する基礎的な機序を明らかにすることは、方向転換技術を改善するために重要 である.

方向転換動作をエネルギーの観点から説明すると、前方速度に由来する運動エネルギー (E_{hori})を持った状態で動作を開始し、それを側方速度に由来する運動エネルギー (E_{late})へ と変換する動作といえる.同様に E_{hori} を目的とする方向への運動エネルギーへと変換する 動作に助走からの片脚踏切 (RSLJ) が挙げられる.RSLJ は E_{hori} を保持した状態で動作を開 始し、高さに有効な力学的エネルギー (E_{vert} :鉛直運動エネルギーと位置エネルギーの和) を生み出す動作である.これまで、走幅跳 (Lees et al., 1994)や走高跳 (Dapena and Chung, 1988)で、踏切局面前半で圧力中心-質量中心間が短くなりながら鉛直速度が増大すること が報告されてきた.また、5-3節で、RSLJ の踏切局面で大腿と下腿の回転が E_{hori} から E_{vert} に変換していることが明らかになった. E_{hori} を他の方向への移動に有効な力学的エネルギ ーへと変換するという観点から、方向転換は RLSJ と本質的に類似の機序を利用した動作で ある可能性が考えられる.

しかし、これまでの方向転換の研究では、主に前十字靭帯などの障害発生を誘引する要因の検討が中心だった (Besier et al., 2001; Kristianslund and Krosshaug, 2013; McLean et al., 2005; Pollard et al., 2004). また、方向転換のパフォーマンスに関する研究はフィールドテストのパフォーマンスと各種方向転換中の力学変数の相関関係 (Marshall et al., 2014) や、評価指数で分類された群間の方向転換中の各種力学的変数の差異 (Edwards et al., 2017) といった形で検討を行っており、側方速度の獲得機序を直接扱った研究は行われてこなかった.

そこで本節では、力学的エネルギーの観点から方向転換中の側方速度獲得機序を検討することを目的とした.本節の研究は「方向転換中に獲得される*E*_{late}は、関節仕事だけでなく方向転換前の直進走によって得られた*E*_{hori}からの変換も大きい」という仮説の下で行われた.

6-2-2 方法

6-2-2-1 被検者

被検者は障害のない健常男性 10 名 (25.9±3.2 yrs; 1.78±0.05 m; 69.5±9.5 kg) であった. 被 検者全員がサッカー,野球,テニスなどの球技種目の経験を5年以上有していた.実験に先 立ち,被検者には本節の目的,方法,および実験に伴う危険性を十分に説明し,実験に参加 するための同意を得た.本実験は東京大学大学院総合文化研究科ヒトを対象とした実験研 究に関する倫理審査委員会により実験手順の承認を得て行った (課題番号: 575).

6-2-2-2 実験手順

実験に先だって,図 6-2-1a に示した追従マーカーとキャリブレーションマーカーを貼付し解剖学的肢位のデータを取得した.前腕,上腕,足部,下腿,大腿,胸郭,腰部に貼付した追従マーカーはプラスティックに固定されたマーカー (クラスターマーカー) であった. その後,キャリブレーションマーカーを除去し (Schache et al., 2011; Seay et al., 2008),股関節中心を推定するための *Star-Arc* 動作 (Camomilla et al., 2006) と膝関節中心を推定するための片脚支持・遊脚での屈曲伸展動作のデータを左右それぞれ取得した.

その後,被検者は各自10分程度のウォーミングアップを行った.ウォーミングアップ終 了後,左脚を支持脚とする全力努力での右方向への方向転換(サイドステップカッティン グ)を行わせた(図 6-2-1b). 光電管センサー(E3JM-R4M4T,Omron,Japan)をフォースプ レートの後方3.0mと右方3.0mに設置し,被検者にはこの区間を出来るだけ早く駆け抜け るよう指示した(図 6-2-1b). これらの設定は先行研究(Suzuki et al., 2014)を参考に行った. 地面反力計の上で方向転換ができた試技を成功試技とし,被検者は成功試技が3 回得られ るまで試技を繰り返した.疲労の影響を排除するために,試技の間には3分以上の十分な休 憩時間をとった.

6-2-2-3 データ収集

3 次元分析を行うために、赤外線カメラ 8 台の光学式三次元自動動作計測装置 (Motion Analysis Corp., USA) を用いて反射マーカーの 3 次元座標値を 200Hz で収集した. 地面反力 を取得するために、埋没した地面反力計 (Force Plate 9281C, Kistler, Switzerland) を用いた. サンプリング周波数を 2000Hz とし, 各センサーの出力を専用アンプで増幅した後, analogue-digital 変換を行ってコンピュータに取り込んだ. なお、身体分析点の 3 次元座標データと地 面反力データは自動動作計測装置において同期を行った. 絶対座標系は、鉛直上向きをz軸 正方向、試技開始時の進行方向をy軸正方向、y軸とz軸の外積で得られる (右) 方向をx軸正 方向とする右手系の座標系とした.



図 6-2-1 本節で用いたマーカーセット (a) と実験設定 (b)

6-2-2-4 データ処理

得られた追従マーカーの座標値データは残差分析 (Wells and Winter, 1980; Winter, 2009) を基に遮断周波数を決定し (10 Hz), 2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からか けることで位相ずれのないよう平滑化を行った. 接地直後の artefact の影響を取り除くため, 得られた地面反力データは, マーカー座標値データと同じ方法で平滑化した (Bezodis et al., 2013; Bisseling and Hof, 2006).

平滑化された追従マーカーを用いて各セグメントに移動座標系を定義した.移動座標系 と解剖学的肢位で得た解剖学的マーカー座標を用いて,実際の動作中の解剖学的分析点の 座標を推定した.

左脚接地から離地までを支持局面と定義し,分析区間とした.地面反力計から得られた地 面反力データの鉛直成分が10N以上となった瞬間を接地,10N以下となった瞬間を離地と 定義した.本節では,分析のために圧力中心-質量中心距離が最短となる瞬間を基準に分析 局面を前半と後半に分割した (図 6-2-2).

身体モデル,関節中心の定義は3-3節と同様であった.



図 6-2-2 局面定義とスティックピクチャーの例

6-2-2-5 算出項目

Dumas et al. (2015, 2007)の慣性パラメータを用い て質量中心を算出し,質量中心位置を時間微分するこ とで質量中心速度を算出した.質量中心速度と,地面 反力の内積により外的パワーを算出した.外的パワー を時間積分することで外的仕事を算出した.また,質 量中心と圧力中心を結んだ直線を *x-z* (左右-鉛直)平 面と *y-z* (前後-鉛直)平面に投影し,鉛直軸との成す 角をそれぞれ下肢の内傾角と後傾角として算出した.

逆動力学演算を行い,各関節トルクを算出した.関 節トルクベクトルと各セグメントの角速度ベクトル により,各関節トルクが遠位と近位それぞれのセグメ ントに発揮したパワー (各関節トルクによるセグメ ントへの力学的エネルギーの流入出の変化率)を算 出した.得られたパワーを時間積分することで踏切中 に各関節トルクによる力学的エネルギーの流入出量 を算出した.





3-3節で提案した手法を用いることで, セグメントの運動に由来する質量中心の力学的エネルギー (*E*_{COM})の変化とそれぞれの方向の成分 (水平前後: *E*_{hori}, 側方: *E*_{late}, 鉛直: *E*_{vert})を算出した.

6-2-3 結果

全ての被検者で接地点が左斜め前方であり,接地瞬間,下肢は内傾しつつ後傾した肢位で 設置していた.接地瞬間の内傾角と後傾角はそれぞれ 20.7±3.7°と 31.7±4.8°であった.方向 転換中の質量中心のキネマティクス変数を表 6-2-1 に,質量中心の位置,速度,地面反力, 外的パワーの時系列変化を図 6-2-4 に示した.質量中心-圧力中心間の距離が最小になる瞬 間はおおよそ鉛直速度が 0 になるタイミングと一致していた.支持期のおおよそ 3/4 まで *E*_{hori}は減少し, *E*_{late}は,接地直後から支持期全体を通して増大していた.支持期前半と後半 それぞれの変化は,

 E_{hori} :-2.25±0.86 J/kg \geq -1.02±0.31 J/kg E_{late} :0.94±0.31 J/kg \geq 2.41±0.47 J/kg E_{vert} :-0.51±0.17 J/kg \geq -0.51±0.26 J/kg

であった.

Variables



表 6-2-1 方向転換中の質量中心のキネ マティクス

Mean ± SD

\dot{x} CoM,touch down	1.36	± 0.22	m/s
$\dot{x}_{\text{CoM,toe off}}$	2.98	$\pm \ 0.16$	m/s
$\dot{\mathcal{Y}}$ CoM,touch down	4.35	$\pm \ 0.48$	m/s
$\dot{\mathcal{Y}}$ CoM,toe off	3.44	± 0.51	m/s
\dot{z} CoM,touch down	-0.64	± 0.16	m/s
\dot{z} CoM,toe off	0.42	± 0.13	m/s
$\left v_{CoM} \right $ touch down	4.62	± 0.44	m/s
$ v_{CoM} $ toe off	4.59	± 0.37	m/s
t support	0.199	± 0.028	s

 xbody, ybody, zbody:質量中心 (CoM) 速度の 左右,前後,上下成分, |Vbody|:CoMの速 さ, tsupport:接地時間

図 6-2-4 方向転換中の CoM 位 置,速度,地面反力,外的パワー のアンサンブル平均

図 6-2-5 には、支持脚のセグメントトルクパワーの時系列変化と関節仕事による力学的エネルギーの流入量を示した. 図 6-2-6 には主要なセグメントの回転に由来する外的パワー成分の時系列変化を, 図 6-2-7 には大腿由来の鉛直外的パワーの各軸まわりの回転による成分の時系列変化を示した. 大腿では、股関節と膝関節のパワーにより力学的エネルギーが流入していた. 大腿の回転は、 *E*horiを減少させながら*E*lateと*E*vertを増大させていた. これらの大腿による変化はほとんどが左右軸 (矢状面)回転に由来していた. 下腿では、膝関節と足関節が共に力学的エネルギーを流出させていた. 下腿の回転は*E*horiと*E*vertを減少させながら*E*lateを増大させていた. 足部では、支持期後半に足関節により力学的エネルギーが流入していた. 足部の回転は、この力学的エネルギーが流入していた局面で*E*lateと*E*vertを増大させていた.

図 6-2-8 には*E*_{CoM}の変化を成分別に示した.支持期前半の*E*_{late}増大は下腿の回転由来の 成分 (0.54±0.17 J/kg,支持期前半の 58±7%) が大部分を,支持期後半の*E*_{late}増大は大腿 (1.15±0.26 J/kg,支持期後半の 48±7%) と足部 (0.73±0.22 J/kg,支持期後半の 30±6%) の回転 に由来するものが大部分を占めていた.支持期全体では大腿の回転に由来する*E*_{late} (1.43±0.26 J/kg, 43±5%) が最も大きく,支持期に関節トルクによって大腿に流入した力学的 エネルギー (1.02±0.29 J/kg) よりも大きかった.



図 6-2-5 方向転換中のセグメントに発揮 されるトルクパワーのアンサンブル平均 と力学的エネルギーの流入出

図 6-2-6 方向転換中のセグメントの 回転に由来する質量中心の力学的エ ネルギー変化率のアンサンブル平均



成分の時系列変化のアンサンブル平均 これら3つの総和は図 6-2-6a と一致する





図 6-2-8 方向転換中のセグメントの回転に由来する質量中心の力学的エネルギ 一変化の成分

6-2-4 考察

本節は、力学的エネルギーの観点から方向転換中の側方速度の獲得機序を明らかにする ことを目的とした.研究に先立ち、「側方速度の獲得は、関節仕事による力学的エネルギー の発生だけでなく、方向転換前の走動作で獲得した*E*_{hori}から*E*_{late}への変換も生じている」と 仮説を立て、検証を行った.

接地期全体の E_{late} 増大の約 30%が接地後の圧力中心-質量中心間の長さが短くなる支持期 前半局面で起きていた (図 6-2-4). このことは、全身を一つの質量・ばねモデルとして捉え たときに、質量・ばねモデルの伸展ではなく回転によって E_{late} が増大していたことを示して いる.そこで、支持期前半の E_{late} の生成要因を検討すると、主に下腿の回転由来であった (図 6-2-6、図 6-2-8).また、同局面で、膝関節と足関節は下腿から力学的エネルギーを流出して おり (図 6-2-5)、同局面で、下腿の回転は E_{vert} と E_{hori} を減少していた.従って、支持期前半 に獲得された E_{late} は関節仕事に由来するものではなく、下腿の回転を介して E_{vert} と E_{hori} か ら変換した結果であることが示唆される.これは 5-3 節の RSLJ で確認されたものと同じ機 序であり、本節の仮説を支持するものである.

 E_{late} の増大はその約半分が大腿の回転由来であった(図 6-2-6,図 6-2-8).支持期全体で, 股関節と膝関節の力学的仕事により大腿に力学的エネルギーが流入していた(図 6-2-5).こ れらの関節仕事によって大腿に流入した力学的エネルギーが E_{late} となったと捉えられる.ま た,大腿の回転由来の E_{late} は,股関節仕事や膝関節仕事による大腿への力学的エネルギー流 入よりも大きく,また,大腿の回転は E_{hori} を減少させていた.この結果から,大腿の回転に 由来する E_{late} もまた,関節仕事によって大腿に流入した力学的エネルギーだけでなく, E_{hori} からの変換も含まれていることが示唆される.

大腿の回転に由来する*E*_{late}の各軸の内訳を見ると,そのほとんどが矢状面回転に由来していた(図 6-2-7).解剖学的肢位では,矢状面回転は上下と前後の並進速度にのみ影響を持つ.しかし方向転換では,接地位置が質量中心の斜め前方となるため (Jindrich et al., 2006),支持脚が約 20 度内傾した状態で接地していた.このように側方に傾いた肢位では,大腿の矢状面の回転軸が絶対座標系の鉛直軸に近づく.結果として,側方速度にも影響を持つようになる.本節の結果は,この作用が方向転換における最も大きな側方速度の獲得機序であることを示している.

本節の結果から、方向転換中のE_{late}獲得機序は、大腿と下腿の矢状面回転によるE_{hori}からの変換と関節仕事によって増大した大腿の回転エネルギーが主であったことが明らかになった.これらの機序は、5-3節で示した RSLJ で下肢がE_{vert}を獲得する機序と類似している. この知見から、下肢が直進走から上方や側方といった速度を獲得する機序は本質的には同 一であり、下肢の傾きを調節することでその方向を制御していることが示唆される.

RSLJという上方への方向転換と側方への方向転換で同様の機序が見られたことから,斜め後方や斜め前方など角度の異なる方向転換における質量中心速度の制御もまた,質量中心に対する足の相対的な接地位置で制御している可能性が推察される.ただし,本節では側方への全力の方向転換を対象としており,この点についての言及には限界があり,様々な角

度への方向転換動作での質量中心速度の方向制御については今後の課題である.

6-2-5 結論

本節では、力学的エネルギーの観点から方向転換中の側方速度獲得機序を検討すること を目的とした.その結果、下肢関節の力学的仕事と*E*horiから*E*lateへの変換によることが明ら かになった.また、*E*lateの増大の約半分を担っていた大腿の回転成分はそのほとんどが矢状 面回転に由来していた.これら、本節で明らかになった下肢セグメントの回転が方向転換中 の*E*lateを獲得する機序は、下肢が RSLJ で*E*vertを獲得する機序と同様であった.従って、直 進走から上方や側方へ移動方向を変える際、本質的には同じ機序で速度を獲得しており、大 腿や下腿の前方回転の軸を変えることで獲得する速度方向の制御が行われていることが示 唆された.

6-3 方向転換における骨盤水平位保持

Sado, N., Yoshioka, S., Fukashiro, S., in press. The sidestep cutting manoeuvre requires exertion of lumbosacral lateral flexion torque to avoid excessive pelvic obliquity. *Sport. Biomech.*

6-3-1 緒言

方向転換動作が適切に遂行され,連続する次の動作を適切に行うためには,大きく姿勢を 崩すことなく動作を遂行する必要がある.力学的な観点から,方向転換中に姿勢を崩す一要 因に骨盤が片方のみで支えられていることが挙げられる.下肢をよりよく動かすためには, 骨盤の過剰な動きを抑制する必要がある (Meyers et al., 2005). もし骨盤が過剰に下制した (すなわち遊脚の股関節が低くなる)場合,次の1歩を適切な位置に接地するための十分な 遊脚のスイングを阻害する.これは次の一歩が遅れることによる減速や転倒リスクを増大 すること意味する.実際, Marshall et al. (2014)は遊脚側の骨盤下制角度が小さいほど方向 転換走課題のパフォーマンスが高かったことを報告している.以上の観点から,方向転換の 遂行に骨盤の水平位の保持は重要な課題の一つである.

一般に、二足歩行・走行では、支持脚股関節がわずかに内転位にあり(Kadaba et al., 1990; Schache et al., 1999),股関節外転トルクが発揮されることで骨盤の水平位を保持する(Kim et al., 2016).他方で、先行研究(Havens and Sigward, 2015; Mok et al., 2017)によりサイドステ ップカッティングが10-25°程度の外転位で動作が開始し、そのまま外転位で遂行されるこ とが観察されてきた.この股関節外転位で方向転換を開始する意義は、下肢を傾けることで 軸を傾け、下肢の前方回転によって側方速度を生み出すことである(6-2節).このような股 関節外転位の結果、方向転換では地面反力が股関節付近かわずかに外側を通ることになり、 この外的モーメントに抗するために外転トルクよりもむしろ内転トルクを発揮する必要が あり(Suzuki et al., 2014),外転トルクはほとんど発揮されない(Havens and Sigward, 2015; Suzuki et al., 2014).従って、方向転換では股関節周りの力発揮で骨盤の水平位を維持するこ とができない.

骨盤の動作は股関節だけでなく腰仙関節まわりの力発揮の影響を受ける (4-3 節・4-4 節). 先に示した股関節外転トルクがほとんど発揮されないという知見から,腰仙関節でのトル ク発揮が求められていることが推察される.従って,サイドステップカッティングにおける 腰仙関節のキネティクスの情報は多くの示唆を持つと考えられる.

そこで本節では方向転換中の,骨盤の水平位維持の機序に着目し,腰仙関節の3次元キネ ティクスの前額面での役割を検討することを目的とした.本節の研究は「方向転換では,骨 盤の水平位を保つために大きな腰仙関節側屈トルクが求められる」という仮説の下で行わ れた.

6-3-2 方法

6-3-2-1 実験データ・データ処理

実験データは 6-2 節で取得したものを用いた. 平滑化,身体モデル化,分析局面は 6-2 節 と同一である.

6-3-2-2 算出項目

本節では「骨盤挙上・下制」を骨盤座標系前後軸まわりの回転と定義する.骨盤座標系を 用いて骨盤の角速度を算出し,骨盤座標系前後軸まわりの角速度を挙上・下制角速度として 算出した.時間積分することで,骨盤の挙上・下制角変位を算出した.また,関節座標系を 用いて股関節外転角度を算出した.

逆動力学演算を行い,関節トルクを算出した.4-3節の方法で,骨盤に働く左右股関節と 腰仙関節の各関節トルクと関節間力のモーメントの骨盤挙上・下制軸成分を算出した.支持 期における各項の貢献を定量することを目的にこれらの成分を時間積分した.

6-3-2-3 統計処理

3 試行の平均値を各被検者の代表値として用いた. Shapiro-Wilk test を用いて正規性を確認した後,骨盤挙上・下制に対する積分値について,対応のある t 検定により検定した. 有意水準は Bonferroniの不等式に基づいて個々の検定の有意水準の補正を行った. 多重比較全体の有意水準は 5%とした. また, Cohen のdを用いて効果サイズを算出した.

6-3-3 結果

支持脚股関節は 20.8±3.5° 外転位で接地し, 外転位のまま動作は遂行された. 図 6-3-1 に は, 骨盤の挙上・下制角速度の, 図 6-3-2 には 正味の骨盤挙上・下制軸まわりのトルクの時 系列変化をそれぞれ示した. 骨盤の挙上下制 角速度は支持局面の 0-70 %では 0 に近い値で 推移し, 70~100 %でわずかに下制した. 支持期 中の骨盤挙上・下制角変位は-2.4±4.2 度であっ た. 正味のトルクは 0 付近で推移し, 骨盤挙 上・下制軸まわりの角運動量変化は無視でき るほど小さかった (-0.004±0.003 Nms/kg). Free Leg side Elevation (+) / Drop (-)



図 6-3-3 には腰仙関節と左右股関節の関節トルクの時系列変化を示した.前額面では,腰 仙関節側屈トルクが支持期全体で発揮され,この時のピーク値は 3.39±0.91 Nm/kg であった. 他方で股関節外転トルクはほとんど発揮されていなかった.



図 6-3-3 腰仙関節と左右股関節の関節トルクのアンサンブル平均

図 6-3-4には各関節トルクと関節間力のモーメントが持つ骨盤挙上・下制軸の成分の時系 列変化を,図 6-3-5には骨盤挙上・下制に対する成分の積分値を示した.左右股関節間力は 骨盤を下制する方向へ作用し,腰仙関節側屈トルクのみが骨盤を挙上する方向へ作用して いた.腰仙関節側屈成分の積分値 (0.220±0.072 Nms/kg) はその他の力発揮に由来する成分 の積分値 (< 0.010 Nms/kg) より有意に大きかった (*p* < 0.003, *d* = 3.59~4.86).



6-3 節 方向転換における骨盤水平位保持

図 6-3-4 各関節トルクと関節間力のモーメントが持つ骨盤挙上・下制成分のアンサンブル平均



Integrated contributory components to the pelvic elevation/drop Free Leg side Elevation (+) / Drop (-)

6-3-4 考察

本節は方向転換中の骨盤の水平保持の機序を検討することを目的とした.本研究に先立 ち,支持脚股関節の外転トルクではなく腰仙関節側屈トルクが骨盤の水平位を保持するた め,方向転換動作は大きな側屈トルクの発揮を要するという仮説を設定した.

カ学的に、片脚支持は遊脚側の骨盤を下制させようとする受動的な作用が生じる.本節で は、この受動的な作用を骨盤前後軸周りの両股関節の関節間力のモーメントとしてサイド ステップカッティング中においても確認された (図 6-3-4).他方で、骨盤の挙上下制軸まわ りの正味のトルクはほとんど値を持たず (図 6-3-2)、その結果として骨盤の遊脚側はサイド ステップカッティング中のほとんどで下制しなかった (図 6-3-1).これは関節トルクが受動 的な作用を相殺しているためである.

サイドステップカッティング中に股関節外転トルクはほとんど発揮されず(図 6-3-3),先 行研究(Havens and Sigward, 2015; Suzuki et al., 2014)と同様の結果であった.一方腰仙関節 では側屈トルクが発揮されており(図 6-3-3),このピーク値は、同程度の速度での走運動 (3.83±0.09 m/s)(Seay et al., 2008)や全力疾走(4-5節)よりも大きなものであり、本節の仮 説を支持した.加えて、本節では両股関節と腰仙関節の各解剖学的トルクによる骨盤の挙 上・下制の成分を算出した.これは、関節角度に依存してそれぞれの関節トルクが持つ骨盤 の動作への影響は変わり得るためである(Iino et al., 2014; Sado et al., 2017b)(例えば、股関 節伸展位では股関節の外旋トルクも骨盤を挙上させ得る).その結果、その他のトルク由来 の骨盤挙上・下制成分はほとんど無視できる程度であり(<0.010 Nms/kg)、腰仙関節側屈ト ルク由来の成分が有意に最も大きかった(p < 0.003, d = 3.59~4.86,図 6-3-5).従って、サ イドステップカッティングでは、骨盤の水平位は腰仙関節側屈トルクによって制御されて いると結論付けられる.

著者の知る限り,本節は,片脚支持期の骨盤の水平位維持に対し,股関節外転トルクが全 く貢献せず,腰仙関節側屈トルクのみで行う動作を示した最初の研究である.一般に,遊脚 側の骨盤が下制するのは,股関節外転筋群の弱化を示す指標と考えられている (Takacs and Hunt, 2012). しかし本節の結果は,動作によっては股関節外転トルクが骨盤の安定化に一切 寄与せず腰仙関節側屈トルクにのみ依存する動作も存在することを示している.

従来,骨盤の安定に対しては股関節外転筋群の強化などの働きかけが行われてきた.しか し本節の結果により,股関節外転筋群の強化は方向転換における骨盤の下制の抑制に対し て効果を期待できないこと,腰部の側屈筋群への働きかけが必要であることを示唆してい る.

6-3-5 結論

本節ではサイドステップカッティングを対象に,骨盤の水平位維持の機序に着目し,腰仙 関節のキネティクスの役割を検討した.その結果,骨盤の水平位は腰仙関節側屈トルクによ って制御されており,股関節外転トルクは貢献していなかった.これは,腰仙関節側屈トル クの発揮能力がサイドステップカッティングの遂行に求められることを示している.本節 は,従来股関節外転トルクの機能とされた骨盤の水平位保持に外転トルクが貢献せず,腰仙 関節側屈トルクだけで行われている動作を示した初めての研究である.

6-4 方向転換における体幹の回転に対する捻転 トルクの動力学的挙動とその意義

6-4-1 緒言

ヒトは、定常的な側方への移動運動である連続サイドステップを全力で遂行しても (≈ 4 m/s (Yamashita et al., 2017)), 全力疾走 (≈ 10 m/s) と比べると速度が大きく劣る. そのため、 方向転換を遂行するには、適切な姿勢保持・側方速度の獲得に加え、身体を目的とする方向 へ回転させる必要がある (Jindrich et al., 2006).

これまで、方向転換中の身体の回転は質量中心まわりに働く外的モーメントの影響が分 析されてきた. Jindrich et al. (2006; 2007; 2009) は方向転換角度が 90°より大きく前方速度 を減じる必要がない時でも減速成分の地面反力が生じることに着想を得て、減速成分は身 体の回転を制御するためであると仮説を立てた.この仮説は、方向転換中に必要な全身の回 転量と質量中心に対する接地位置から必要な地面反力減速成分を推定し、測定値をよく反 映していることから支持された (Jindrich et al., 2007, 2006; Jindrich and Qiao, 2009).しかし、 実際にヒトがどのように回転しているかという身体動作は検討されていない.本節ではこ の点をヒト身体の最近位部である体幹の回転に焦点を当てて検討する.

体幹を回転する方法は2つ考えられる.まず,仮説1「体幹内部の力発揮が外的な作用に よって捻られないように振る舞い,下肢が体幹を回転させる」である.従来,最近位部であ る体幹は固定させることが推奨されてきた (Kibler et al., 2006).体幹全体の大きな回転が伴 う打動作では,左右股関節の力発揮によって骨盤が回転させられ (Ae et al., 2017; Iino, 2018), これに抗して体幹を固定するように腰仙関節捻転トルクが働く (Iino, 2018).もし仮説1が 真であれば,打動作と同様に,股関節のキネティクスによって体幹が回転している.次に, 仮説2「体幹内部で生じる捻転トルクが回転に積極的に関与している」である.直進走では, 骨盤に先行して上部体幹が回転しそれに追従するように骨盤が回転する (Schache et al., 2002a).この骨盤の回転は腰仙関節捻転トルクに制御されることが4-4節で示されている. 方向転換で仮説2が真ならば,体幹内部の力発揮によって回転が制御されている.つまり仮 説1と2のどちらを採用しているかで,腰椎・骨盤・股関節複合体で求められる力発揮は相 違する.そこで本節では,方向転換中に体幹がどのように目的方向へ回転するかを検討する.

6-4-2 方法

6-4-2-1 実験データ・データ処理

実験データは 6-2 節で取得したものを用いた.平滑化,身体モデル化は 6-2 節と同一である.分析区間は,左脚接地から方向転換後の右足接地までとした.この分析区間を,支持期前半,支持期後半,滞空期の3局面に分割した.左脚接地と離地の定義は 6-2 節と同様とした.支持期前後半を分割する支持期中間点は接地瞬間と離地瞬間を等分する瞬間と定義した.右足の接地瞬間の定義は Nagahara and Zushi (2013)の方法を用いた.

6-4-2-2 算出項目

セグメント座標系が絶対座標系に一致する姿勢を基準姿勢とし、カルダンの回転順序で 胸郭と骨盤のセグメント角度を算出した.また、体幹全体の動きとして、骨盤に対する胸郭 のカルダン角 (Edwards et al., 2017)を算出した.それぞれの角度を時間微分することで角速 度を算出した.逆動力学演算を行い、各関節トルクと関節間力を算出した.関節間力と関節 の並進速度から、股関節の関節間力パワーを算出した.

4-4節の方法で左右股関節と腰仙関節で骨盤に対して働く各関節トルクの骨盤座標系上下 軸成分を骨盤回旋成分として算出した.左右股関節と腰仙関節で骨盤に対して働く関節間 力が骨盤に生じるモーメントの骨盤座標系上下軸成分を算出した.各局面における各項の 貢献を定量することを目的に,これらの成分を時間積分した.

6-4-2-3 統計処理

統計処理過程では、3 試行の平均値を各被験者の代表値として用いた. Shapiro-Wilk test を 用いて正規性を確認した後、骨盤の回旋軸まわりのトルクの積分値について、特に大きいこ とが観察された腰仙関節捻転トルクと股関節外旋トルクの成分の絶対値を t 検定により比 較した. 有意水準は 5%とした. また、Cohen のdを用いて効果サイズを算出した.

6-4-3 結果

図 6-4-1 には胸郭・骨盤・体幹 (胸郭一骨盤の相対角度)の回旋角度と角速度の,図 6-4-2 には腰仙関節捻転トルクの時系列変化を示した. 胸郭は,接地瞬間から目的方向へ回旋する 角速度を持ち,支持期後半から滞空期にかけて角速度が減少していった.骨盤は,支持期後 半に目的方向への回旋角速度が増大し,滞空期では目的方向へ回旋していた.

体幹は,支持期前半に胸郭が骨盤に対して目的方向へ回旋する方向へ捻転していった.およそ離地瞬間に最も捻転(最大捻転角度:21.0±6.0°)し,滞空期では捻り戻す方向へ変化していった.支持期前半で胸郭が骨盤に対して目的方向へ回旋する方向への腰仙関節捻転トルクが発揮され,それがおよそ支持期中間で切り替わり,そのまま離地後の滞空期まで反対方向の(骨盤を目的方向へ回旋させる)捻転トルクが発揮されていた.



図 6-4-1 腰椎・骨盤・腰椎 - 骨盤間の回旋角度と角速度のアンサンブル平均

図 6-4-3 と図 6-4-4 には、骨盤の回旋に対す Right (+) / Left (-) Rotation る各成分の時系列変化とその積分値を示した. 支持期前半は支持脚股関節外旋トルクが骨盤を 目的方向へ回す成分 (0.052±0.030 Nms/kg) と腰 仙関節捻転トルクが骨盤を反対方向に回そうと する成分 (-0.074±0.033 Nms/kg) が同時に働い ていた.絶対値は腰仙関節捻転トルク成分が股 関節外旋成分よりも有意に大きかった (p < 0.05, d = 0.69). 支持期後半から,離地後の滞 空期にかけては腰仙関節捻転トルクによる骨盤 を目的方向へ回旋する成分 (支持期後半: 0.039±0.030 Nms/kg, 滞空期: 0.048±0.016 Nms/kg) が主に働いていた.







図 6-4-3 各関節トルクと関節間力のモーメントがもつ骨盤回旋成分のアンサンブル平均



図 6-4-4 各関節トルクと関節間力のモーメントがもつ骨盤回旋成分の積分値
図 6-4-5 には,支持脚股関節の並進 速度・関節間力・関節パワーの骨盤座 標系前後軸成分の時系列データを示 した.骨盤が支持脚を前方へ牽引する 関節間力が支持期後半に増大 (-0.53±1.88 から 5.06±1.29N/kg) してお り,この関節間力が正パワーを発揮し ていた.

6-4-4 考察

本節では、方向転換中にどのように 体幹が回転するかを検討した.研究に 先立って2つの仮説を設定した:仮説 1「体幹は剛体のようにふるまい、下肢 キネティクスによって体幹全体の目 的方向への回転を制御する」仮説2

「体幹内部の力発揮によって捻りが 生じており,腰椎・骨盤・股関節複合 体のキネティクスを複合することで 制御する」であった.

支持期前半では,腰仙関節捻転トル クが胸郭を目的方向へ回旋させる方 向へ発揮されていた (図 6-4-2). この



図 6-4-5 支持脚股関節の関節並進速度,関 節間力,関節間カパワーの時系列変化のアン サンブル平均 (骨盤座標系前後成分)

捻転トルクの作用により,支持期前半まで胸郭一骨盤間の相対回旋角速度(捻転角速度)が 増大していき,胸郭が骨盤に先行して目的方向へ回旋していた(図 6-4-1).また,この支持 期前半では支持期股関節外旋トルクに由来する骨盤を支持脚側へ回旋する成分が同時に発 揮されていた(図 6-4-3).これは腰仙関節捻転トルクが骨盤に働く成分を相殺し,骨盤が固 定されていたことを示唆している.以上の結果を要約すると,支持期前半は腰仙関節捻転ト ルクと支持脚股関節外旋トルクが相殺し合って骨盤を固定し胸郭を回旋させ,その後捻り 戻すための腰仙関節トルクによって骨盤が後から回旋するという段階的な回転が行われて いたといえる(図 6-4-6).

ここで、もし腰仙関節捻転トルクが体幹を固定しようとするスタビライザーとしての作 用ならば、股関節外旋による骨盤の回旋成分よりも小さいはずである.しかし反対に、支持 期前半の股関節外旋トルクが骨盤を回旋させる成分よりも (0.052±0.030 Nms/kg) と腰仙関 節捻転トルクが骨盤を反対方向に回そうとする成分 (-0.074±0.033 Nms/kg) の絶対値の方が 有意に大きく、結果として支持期前半では骨盤の目的方向への回旋角速度が減少した (図 6-4-4). このことは、腰仙関節捻転トルクが他の作用を相殺するためのスタビライザーとし て作用するのではなく、むしろ能動的に捻りを惹起していたことを示している. Edwards et al. (2017) は、胸郭と骨盤の3次元相対角の変 位の総和が大きい群と小さい群の比較を行 い、大きい群の方が方向転換パフォーマンス が大きいことを報告した.また、体幹の動作域 が小さかった群を「強い体幹制御」と表現し、 体幹のコントロールを強めることはパフォー マンスを高めないと推察した (Edwards et al., 2017).しかし本節の結果は、むしろ捻転トル クが能動的に体幹を捻っていることを示して おり、方向転換で生じる体幹の捻転はヒトの 力発揮の制御の結果であったことを示唆して いる.

ここで、体幹を固定せずに、むしろ骨盤に対 して胸郭が動いたことでパフォーマンスが高 まるという Edwards et al. (2017)の結果が生じ た要因を推察する.本節により、まず初めに胸 郭が目的方向へ回旋し、追従して骨盤が回旋 すること、そしてこの制御が体幹内部の捻転 トルクによって行われていることが示され た.もし体幹(胸郭・腰部・骨盤を合わせた身 体部位)が固定されて単一の剛体として振る 舞うならば、その質量は身体質量全体のおよ



図 6-4-6 腰仙関節捻転トルクと股関節 外旋トルクによる回転の制御

そ半分を占めることとなり (De Leva, 1996; Dumas et al., 2015, 2007),大きな慣性を持つ.一 方,体幹を分けた慣性データを見ると,胸郭単体では身体質量の約 30% (Dumas et al., 2015), 骨盤単体では身体質量の約 15% (Dumas et al., 2007) である.つまり,体幹を胸郭から段階的 に回旋させることで.それぞれの瞬間の回旋の慣性が小さくなる.従って,体幹を固めて 1 つの剛体のように振る舞うよりも,体幹の捻転の可動域を利用して上から段階的な回旋を することで素早い目的方向への回旋につながると推察される.

支持期後半,骨盤が遊脚側へと回旋すると同時に,骨盤が支持脚を前方へ牽引する力が増 大していた (図 6-4-5). この骨盤の回旋に起因する牽引力の増大は,支持脚の離地後の回復 動作を補助するものである.また,支持期後半以降に骨盤の回旋は腰仙関節捻転トルクによ って制御されていた.これら腰仙関節捻転トルク-骨盤の回旋-支持脚の回復動作の先導とい う一連の機序は,4-4節で検討した全力疾走と同一である.従って,腰仙関節捻転トルクに よって骨盤を素早く目的方向へ回旋することは,方向転換の目的方向へ身体を素早く向け るという点に加え,目的方向への支持脚の回復動作を先導するという意義も含まれる.

本節は、ヒトがどのように方向転換中の体幹の回転を行っているかを検討した研究である.しかし、本節だけでは体幹の捻転を用いた段階的な回旋が目的方向への回旋をどの程度 素早くなるかを定量することはできない.今後,体幹の可動域を制限した状態の方向転換動 作との比較といった方法を用いてこの点を検討していくことで、方向転換パフォーマンスの理解をより深めていくことに繋がると考えられる.また、様々な方向転換角度に依存して 力発揮が変化する可能性があり、その点については言及できないため、今後の課題である.

6-4-5 結論

本節では、方向転換中の体幹の横断面の回転制御機序を検討した.その結果、方向転換で は、体幹の捻転トルクは、他の作用に抗して体幹を固定しようと機能するのではなく、捻り を惹起するジェネレーターとして機能し、まず胸郭を先行して回旋し、その後骨盤を回旋さ せていた.この意義については、体幹を段階的に回転させることで慣性を小さくすること、 体幹の大きな筋を回転に動員することで素早い回旋を促進すること、離地に先行して支持 脚を牽引することで下肢の動作を先導することが示唆された.

6-5 側方への移動運動 総括

6-5-1 各研究で得られた結果のまとめ

6-2節

6-2節では力学的エネルギーの観点から、質量中心の側方速度獲得機序を検討した.その 結果、下腿と大腿の前回転を介して水平運動エネルギー (*E*_{hori})からの変換と下肢関節の力 学的仕事によって側方運動エネルギー (*E*_{late})が獲得されていた.これらは、下肢全体を側 方に傾けて接地することで下腿と大腿の前回転が側方速度へ影響を持つようになったため であった.

6-3節

6-3節では、歩行や直進走と方向転換では、支持脚の肢位が異なることから、前額面上の 骨盤の水平位を保持する機序が異なることを仮説とし検討した.その結果、支持脚股関節外 転トルクがほとんど発揮されず、腰仙関節側屈トルクが大きく発揮されていた.この腰仙関 節側屈トルクが、骨盤の遊脚側を下制させようとする受動的な作用を打ち消すことで骨盤 の水平位が保持されていることが明らかになった.

6-4節

6-4 節では、方向転換の目的方向への体幹の回転制御機序を検討した.支持期前半では胸 郭が先行して回転するが骨盤は大きく回転せず、支持期後半から滞空期にかけて骨盤が追 従するように目的方向へ回転していた.このパターンが生じる機序は、支持期前半では支持 脚股関節外旋トルクと捻転トルクの骨盤への作用が相殺し合うことで骨盤を固定し胸郭の みを目的方向へ回転させること、この時にできた体幹のねじれを戻す方向への捻転トルク が支持期後半から滞空期にかけて働くことで骨盤が追従して回転する、というものであっ た.

6-5-2 方向転換における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学 的挙動とその意義

6-2 節で示された方向転換中の側方速度の獲得機序は,5章で示された助走からの片脚踏切 (RSLJ) の鉛直速度を獲得する機序の中の下肢によるものと類似していた.つまり 6-2 節

6-5 節 側方への移動運動 総括

の結果から,接地前に持っている速度を接地瞬間の傾きを変えることで離地後の進行方向 を制御していることが示唆された.これは,先行研究 (Havens and Sigward, 2015; Mok et al., 2017) で観察されてきた,支持期中に股関節が外転していくのではなく接地瞬間に既に股関 節外転位で方向転換動作を開始する意義であるといえる.

片脚支持では他の移動運動と同様骨盤が片側から支えられているため、水平位に保持す る必要がある. 6-2 節で示したように、股関節外転位で動作が遂行される方向転換では、腰 仙関節側屈トルクが骨盤を安定させるために求められる. 従って, 6-2 節と 6-3 節の知見を 合わせて考えると、方向転換中の側方速度の獲得は股関節外転トルクの機能を補填する腰 仙関節側屈トルクの発揮に間接的に支えられていることが示された. これまで、方向転換の パフォーマンス構成要素は、フィールドテストのパフォーマンスと各種方向転換中の力学 変数の相関関係 (Marshall et al., 2014) や、評価指数で分類された群間の方向転換中の各種力 学的変数の差異 (Edwards et al., 2017) といった形で検討が行われてきた. 本章で側方速度の 獲得機序とそれを支える腰仙関節側屈トルクの役割を明らかにしたことは、方向転換の理 解を深め、パフォーマンスを高めるために有益な知見であると考えられる.

ヒトの腰椎・骨盤・股関節複合体は 3 次元的な解剖学的自由度を有する (Bramble and Lieberman, 2004; Hogervorst and Vereecke, 2014). しかし従来,腰椎・骨盤・股関節複合体は, できるだけ動作域を小さくすることが推奨されてきた (Kibler et al., 2006). 他方で近年,体 幹内部の動作域が小さいものより大きいものでパフォーマンスが高いという報告 (Edwards et al., 2017) がなされており,従来の「固定」という考え方が見直されつつもある. しかし, 腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学的な挙動の詳細は明らかではなかった. 6-3 節で得た腰 仙関節側屈トルクの機能は骨盤を水平位に保持するというスタビライザーとしての機能で あった. 他方で 6-4 節により,横断面では捻転トルクによって腰椎・骨盤・股関節複合体を 固定するのではなく,むしろ捻転を能動的に引き起こし,胸郭から骨盤へと段階的に目的方 向へ回転することが明らかになった. 従って,腰椎・骨盤・股関節複合体は,方向転換において完全に固定されて単一の剛体のようにふるまうのではなく,安定化が必要な平面では 固定,動くことで素早い動作に繋がる平面では動かすという 3 次元的な力発揮の制御が行 われていることが明らかになった.

6-5-3 結語

本章の結果,方向転換では,下肢を側方に傾けて接地することで RSLJ における下肢の作 用と同様の機序で側方速度を獲得していることが明らかになった.また,この下肢の傾きは, 股関節外転と腰仙関節側屈の動力学的相補関係に支えられていることが明らかになった.

方向転換では、側方速度の獲得に加え、身体の側方への回転が求められる。側方への身体 の回転は、捻転トルクによって上から順々に回転していることが明らかになった。これは、 体幹全体を単一の剛体として振る舞うよりも慣性が小さくなること、体幹内部の力発揮を 回転に動員することといった利点によって素早く回転することに寄与していることが示唆 された.同時に、支持脚の次のステップのための回復動作を補助するという意義も示唆され た. 以上の結果から、方向転換中、ヒトは腰椎・骨盤・股関節複合体を単一の剛体のように振 る舞うのではなく、安定化が求められる平面と動かすことが求められる平面でそのふるま いを変えていることが明らかになった.

7章 全力疾走における走速度獲得動作の バイオメカニクス

- 1節 走速度獲得動作 序
- 2節 クラウチングスタートにおける力学的エネルギーの生成
- 3節 クラウチングスタートにおける推進と質量中心高の保持
- 4節 加速疾走における推進と質量中心高の保持
- 5節 走速度獲得動作 総括

7-1 走速度獲得動作 序

7-1-1 本章の目的と構成

4~6 章では,基礎的なヒト全力移動運動の形式をそれぞれ検討した.この中で,上方 (5 章) と側方 (6 章) への移動は,目的方向に対する速度を獲得する動作である.他方で,前 方移動として分析した全力疾走の最高速度疾走局面は,ヒトにとって最も速い移動運動で はあるが,この時点での最高疾走速度を決定するのはスタート・加速局面である.そのため, 前方速度獲得の機序を検討するには,これらの局面を対象とする必要がある.

そこで、本章では、クラウチングスタートと加速局面を対象に研究を行った.本章の構成 は下記の通りである.

7-2 クラウチングスタートにおける力学的エネルギーの生成

7-3 クラウチングスタートにおける推進と質量中心高の保持

7-4 加速疾走における推進と質量中心高の保持

2 節では下肢の伸展以外の動作が力学的エネルギーのジェネレーターとして機能するか を検討する.3節と4節では、関節仕事によって惹起されたそれぞれの身体動作がクラウチ ングスタート・加速局面の推進と質量中心高の保持にどのように関与するかを力学的エネ ルギーの観点から検討する.

7-2 クラウチングスタートにおける力学的エネ ルギーの生成

7-2-1 緒言

クラウチングスタートのパフォーマンスの改善には、いかに短時間で大きな力学的エネ ルギーを生み出すか (i.e. より大きな平均水平外的パワー) が求められる (Bezodis et al., 2010). 力学的エネルギーの生成は、著者の知る限り、下肢伸展の力発揮に関する情報だけ が報告されている (Brazil et al., 2017; Mero et al., 2006). その中で、下肢の伸展は、負パワー から正パワーとなる伸長-短縮サイクル (SSC) や近位-遠位の順でピークパワーが生じる運 動連鎖のような、パワー依存課題と類似の傾向が報告されている.

加えてクラウチングスタートは、下肢だけでなく体幹の大きな回転が生じ (Debaere et al., 2013), パフォーマンスに体幹の運動エネルギーを大きくすることの重要性が示唆されている (Slawinski et al., 2012a). 垂直跳の先行研究により、「体幹-大腿関節」と「骨盤-大腿関節」 という 2 つの股関節の定義によって角度が大きく相違すること (Blache et al., 2013; Kigoshi et al., 2009), 胸郭・腰部の矢状面上の回転は股関節ではなく腰部の伸展筋群の力学的仕事に よって生じること (Blache and Monteil, 2014) が報告されている. 従って, クラウチングスタートにおいても、下肢だけでなく、腰部の伸展もまた大きな力学的エネルギーの生成源であることが推察される.

また, クラウチングスタートのキネティクス分析では動作を 2 次元に仮定しているが (Brazil et al., 2017; Mero et al., 2006), 3 次元的な力発揮が関与することも推察される. クラウ チングスタートの後半では片脚で支持が行われる. 片脚支持では前額面でトルク発揮する 必要があることが走行 (Sado et al., 2016; Schache et al., 2011) や片脚踏切 (Kariyama et al., 2017; Sado et al., 2018a; Willson and Davis, 2009)で示されている. クラウチングスタートの先 行研究 (Debaere et al., 2013; Slawinski et al., 2010b) でも 3 次元的なキネマティクスが観察さ れている. Debaere et al. (2013) は後ろ脚側の骨盤が後半局面で挙上している変化パターンを 示しており, 3 次元キネティクス, 特に前額面の力発揮が力学的エネルギー生成に関与して いることが推察される. しかし, クラウチングスタートにおいて 3 次元的な力発揮は検討さ れてこなかった.

そこで本節では、クラウチングスタートの3次元キネティクスから、力学的エネルギーの 生成を検討することを目的とした.本節の研究は「下肢伸展以外の力発揮もまた重要な力学 的エネルギー生成源である」という仮説の下で行われた.

7-2-2 方法

7-2-2-1 被検者

被検者は、陸上競技短距離種目を専門とする男子 12 名であった (21.7±2.1 yrs; 1.76±0.04 m; 66.0±3.8 kg; 100 m 自己ベスト 10.78±0.19 s (10.43–11.01 s)). 実験に先立ち、被検者には本節の目的、方法、および実験に伴う危険性を十分に説明し、実験に参加するための同意を得た. 本実験は東京大学大学院総合文化研究科ヒトを対象とした実験研究に関する倫理審査委員会により実験手順の承認を得て行った (課題番号: 356-2).

7-2-2-2 実験手順

実験は国際陸上連盟公認素材による助走路 (T 77415, Nishi, Japan)を用いて室内に設定し た仮設走路によって行われた.実験に先だって,被検者には各自30分程度のウォーミング アップを行わせた.ウォーミングアップにはクラウチングスタートの練習を含めさせた.こ の時被検者が用いたブロックの前後幅を測定した.測定された被検者個々の前後幅と通常 のスターティングブロック左右幅に合わせ,先行研究 (Otsuka et al., 2014)を参考にスターテ ィングブロックの足掛け (NF196B, Nishi, Japan)を地面反力計に両面テープで固定した. なお,ブロック角度はスターティングブロックの仕様の中で被検者が自由に変えられた.被 検者はクラウチングスタートからの10 m 全力疾走を3回繰り返した. IAAF の公式ルール (IAAF, 2017) に則ったスタートの合図に合わせて被検者はスタートを行った.疲労の影響 を排除するために,試技の間には3分以上の十分な休憩時間をとった.被検者は各自のスパ イクシューズを着用して実験試技を行った.

7-2-2-3 データ収集

5-2 節に示した身体分析点 42 点とスターティングブロックそれぞれ 5 点 (4 角と1 点のオ フセット)に、直径 20 mmの反射マーカーを貼付した(図 7-2-1a).3 次元分析を行うため に、赤外線カメラ 14 台の光学式三次元自動動作計測装置(Mac3D System, Motion Analysis Corp., USA)により反射マーカーの 3 次元座標値を 200Hz で収集した.左右下肢が受ける反 力を取得するために、地面反力計(Force Plate 9281C, Kistler, Switzerland)を4 台用いた.サ ンプリング周波数を 2000Hz とし、各センサーの出力を専用アンプで増幅した後、analoguedigital 変換を行ってコンピュータに取り込んだ.なお、身体分析点の3 次元座標データと反 力データは自動動作計測装置において同期を行った.

7-2-2-4 データ処理

得られた座標値データは残差分析 (Wells and Winter, 1980; Winter, 2009) により遮断周波 数を決定し (14 Hz), 2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけることで位相 ずれのないよう平滑化を行った.地面反力データには平滑化処理を行わなかった.

本節では、分析局面をスタート動作開始から前足離地瞬間までとした.また、分析のために、分析局面を両脚支持期(動作開始~後ろ足離地)と片脚支持期(後ろ足離地~前足離地)

に分割した.動作開始は地面反力データの鉛直成分が 2SD を外れた瞬間とし,左右それぞれの離地瞬間は地面反力の鉛直成分が 10N を下回った瞬間とした.

本節のモデル化, 関節中心の定義, 移動座標系定義は 5-2 節と同様である.

7-2-2-5 算出項目

5-2節と同様の手法で全身の質量中心位置,質量中心速度を算出した.絶対座標系に一致 する姿勢を基準姿勢とするカルダン角としてセグメント角度を算出した.

逆動力学演算により関節トルクを算出した.逆動力学演算に用いる左右各ブロック上の 圧力中心は、フリーモーメントベクトルがブロック平面の法線ベクトルと平行になる点(つ まり、スターティングブロック平面に平行な軸の成分を持たない点)として導出した(図 7-2-1b). スターティングブロック平面をスターティングブロックの角 4 点のマーカー座標 を用いて定義した(図 7-2-1b).

3-2節の方法で関節トルクパワーを算出し、両脚支持期と片脚支持期それぞれで積分する ことで関節仕事を算出した.また、各局面における下肢関節と腰仙関節の仕事の総和に対す るそれぞれの割合を相対仕事として算出した.

7-2-2-6 統計処理

統計処理過程では,3試行の平均値をそれぞれの被検者の代表値として用いた.得られた データの正規分布は Shapiro-Wilk 法で検証した.正規分布について確認した後,関節トルク のピーク値の差を検定するために対応のある t 検定を用いた.有意水準については Bonferroniの不等式に基づき個々の検定の有意水準の補正を行った.なお,多重比較全体の 有意水準は 5%とした.



(a), 圧力中心 (CoP) の算出方法 (b), CoP 軌跡の典型例 (c)

7-2-3 結果

離地瞬間の水平速度と鉛直速度は 3.31±0.13 m/s と 0.58±0.08 m/s. であった. 分析局面全体の時間は 0.36±0.03 s, 両脚時期は全体の.49.7±5.1% (0.18±0.02 s)であった.

図 7-2-2 には, 腰部と骨盤のカルダン角の時系列変化を示した. 矢状面では腰部と骨盤は 後ろ方向へ回転 (後傾方向へ回転) していた. 動作開始時と離地時の後傾 (+) / 前傾 (-) 角 度は腰部で-94.8±10.3°と-51.0±9.1°, 骨盤で-80.7±11.2°と-52.0±10.5°であった. 角変位は, 腰部が 43.8±8.9°, 骨盤が 28.8±7.2°だった. 前額面では,後ろ脚側の骨盤が挙上していた. 動作開始時と離地時の後ろ脚側の骨盤挙上 (+) / 下制 (-) 角度は-4.9±3.2°と 11.3±3.5°で, 角変位は 16.2±3.2°であった.

図 7-2-3 には、関節キネマティクス・キネティクスの時系列変化を示した.腰仙関節伸展 トルクが支持期を通して発揮され、両脚支持期中にピーク値を迎えた(図 7-2-3c1).このピ ーク値 (3.60±0.29 Nm/kg) は他の全てのトルク (<3 Nm/kg) よりも有意に大きかった.腰仙 関節伸展トルクは正パワーを発揮していた(図 7-2-3d1).前脚の三関節は近位から遠位とい う順でピークパワーを示していた(図 7-2-3d2~d4).後ろ脚股関節と足関節は伸展(底屈)ト ルクを発揮し(図 7-2-3c5 と c7)、それらが正パワーを発揮していた(図 7-2-3d5 と d7).後 ろ脚膝関節はほとんど伸展トルクを発揮していなかった(図 7-2-3c6).前額面では、片脚支 持期に腰仙関節側屈トルクと股関節外転トルクが発揮されており(図 7-2-3c1~c2)、これら が正パワーを発揮していた(図 7-2-3d1~d2).



図 7-2-2 腰部・骨盤のカルダン角のアンサンブル平均



- 赤,緑,青はそれぞれ矢状面,前額面,横断面の変数を示す.
- Ex:伸展, Flex:屈曲, FL:遊脚, SL:支持脚, Ab:外転, Ad 内転, ER:外旋, IR:内旋, PF:底屈, DF:背屈

図 7-2-4には、それぞれの局面の力学的仕事を示した.両脚支持期の主な力学的エネルギ ーの生成源は腰仙関節伸展仕事 (0.36±0.17 J/kg, 14±4%),前股関節伸展仕事 (1.09±0.14 J/kg, 44±5%),後ろ股関節伸展仕事 (0.58±0.29 J/kg, 22±8%),後ろ足関節底屈仕事 (0.38±0.14 J/kg, 15±5%)であった.片脚支持期の主な力学的エネルギーの生成源は、前股関節伸展仕事 (1.30±0.29 J/kg, 33±7%),前膝関節伸展仕事,(0.77±0.23 J/kg, 19±6%),前足関節底屈仕事 (1.16±0.20 J/kg, 29±3%),後ろ股関節屈曲仕事 (0.33±0.12 J/kg, 9±4%)であった.これら矢状面 に加えて、腰仙関節側屈仕事と (0.25±0.18 J/kg, 6±4%)股関節外転の仕事 (0.11±0.11 J/kg, 3±3%)の総和が約 10% (0.36±0.15 J/kg, 9±3%) であった.



図 7-2-4 両脚支持期と片脚支持期の関節仕事

7-2-4 考察

本節では、3次元分析によりクラウチングスタートの力学的エネルギー生成機序を明らか にすることを目的とした.研究に先立ち、「腰仙関節伸展仕事、側屈仕事、股関節外転仕事 といった下肢の伸展以外の力学的仕事も大きい」という仮説を設定し、検証した.

本節と下肢の矢状面キネティクスを分析した先行研究 (Brazil et al., 2017; Mero et al., 2006) では圧力中心の定義が異なっていた.本節では,フリーモーメントを基準として圧力中心の 推定を行った (図 7-2-1).一方,先行研究 (Brazil et al., 2017; Mero et al., 2006) では,圧力中 心を MP 関節やそれをブロック平面に投影した点と定義していた.圧力中心は,母指球付近 からつま先へと移動するパターンが見られた (図 7-2-1).しかし,下肢の矢状面上のキネテ ィクス (図 7-2-3) については,先行研究 (Brazil et al., 2017; Mero et al., 2006) と次に示すよ うな類似の結果が得られた:(1) 後ろ膝関節伸展トルクが小さい,(2) 前脚三関節のピーク パワー出現のタイミングが近位から遠位という順序で現れる,(3) 両足関節の SSC 様相の パワーパターンが現れる.従って,本節は先行研究 (Brazil et al., 2017; Mero et al., 2006) の 知見を支持する結果であり,圧力中心を MP 関節で固定したことで得られる知見は矢状面 のキネティクスでは大きく影響しないことが示唆された.

Slawinski et al. (2012) は、体幹のセグメントが大きな力学的エネルギーを持つことはクラ ウチングスタートのパフォーマンスに重要であることを示唆した.しかし、腰仙関節まわり の力発揮が検討されてこなかったために、この体幹の力学的エネルギーが股関節に由来す るか、腰部の伸展仕事に由来するかは明らかではなかった.本節の結果、骨盤の矢状面の角 変位は腰部より小さく (図 7-2-2)、その結果、腰仙関節が伸展していた (図 7-2-3).また、 両脚支持期で腰仙関節伸展正仕事 (図 7-2-4) が大きく発揮されており (両脚支持期全体の 14±4%)、本節の仮説を支持した.垂直跳では、体幹全ての回転と骨盤の回転が相違すること (Blache et al., 2013; Kigoshi et al., 2009)、骨盤以外の体幹の矢状面の回転は腰部の伸展筋群の 仕事によること(Blache and Monteil, 2014)がそれぞれ明らかにされている.本節の結果は、ク ラウチングスタートでも垂直跳 (Blache and Monteil, 2014)の知見が適応できることを示唆 している.

腰仙関節伸展トルクのピーク値は、有意に最も大きかった(図 7-2-3). このピークトルク は両脚支持期に見られ、この局面では両股関節が伸展トルクを発揮している(図 7-2-3). 解 剖学的に、股関節伸展は骨盤の後傾を、腰仙関節伸展は骨盤の前傾を伴う. 従って、腰仙関 節伸展トルクは、骨盤に働く両股関節伸展トルクの作用を打ち消す. このことは、両股関節 伸展仕事を骨盤の回転ではなく大腿の回転に用いることを意味している. 矢状面上での大 腿、あるいは下肢の回転は走速度を得るために重要であることが示されている (Jacobs and van Ingen Schenau, 1992; Nagahara et al., 2014a). また、先行研究の中では、股関節伸展とクラ ウチングスタートのパフォーマンスが関係することがキネマティクス (Bezodis et al., 2015)・ キネティクス (Brazil et al., 2018)の両観点から示唆されている. 従って、腰仙関節伸展トル クは、骨盤を固定することで両股関節伸展仕事を効果的に下肢の回転に作用させ、間接的に 水平速度獲得に貢献をしていると捉えることができる. 以上の、腰仙関節伸展トルクによる 力学的エネルギーの生成、股関節仕事が下肢の回転に作用するための骨盤の固定といった 機序は、腰部伸展筋群を強化する重要性を示唆するものである.

前股関節外転トルクと腰仙関節側屈トルクもまた,片脚支持期で正パワーを発揮し(図 7-2-3),力学的エネルギーを生成していた(図 7-2-4).その和は片脚支持期全体の約 10%で あり,この値もまた無視できないものであった.股関節外転と腰仙関節後ろ脚側の側屈は共 に骨盤を挙上させる作用である.先行研究と同様(Debaere et al., 2013),本節でもクラウチ ングスタート時には後ろ脚側の骨盤が挙上しており,この両力発揮は骨盤の挙上を介して 力学的エネルギーを生成していたといえる.5章の研究により,骨盤が挙上することは上 方向への質量中心の動きを生じさせることが明らかになっている.しかし,クラウチングス タートは初期姿勢で-80.7±11.2°,離地時に-52.0±10.5°の骨盤前傾位で遂行されているため, 比較的直立に近い片脚踏切と同じ作用であるとは限らない.関節仕事の分析だけでは,得ら れた力学的エネルギーと質量中心の移動方向について検証できないため,次節で検討を行 う.

腰仙関節伸展パワー,側屈パワー,前股関節外転パワーの時系列変化から,トレーニング への示唆が得られる.クラウチングスタートでは,これらのパワーはほとんど負パワーの局 面がなく, 正パワーのみの局面であった. つまり, これらの力発揮では SSC を用いない力 発揮であることが示唆される. 従って, トレーニング局面では, 反動を用いずに強化するこ とが有益な可能性がある. 今後, 縦断的研究などの実施によって明らかにされていく必要が あると考えられる.

7-2-5 結論

本節ではクラウチングスタートにおいて 3 次元的な視点から力学的エネルギーの生成機 序を検討した.その結果,矢状面では下肢だけでなく腰仙関節伸展仕事が両脚支持期の 14±4%を占めており,重要な力学的エネルギー生成源であることが明らかになった.また, 前額面では腰仙関節側屈仕事と股関節外転仕事の和が 9±3%を占めており,こちらもまた重 要であると示唆された.

7-3 クラウチングスタートにおける推進と質量 中心高の保持

7-3-1 緒言

クラウチングスタートでは、下肢伸展動作が大きな力学的エネルギーを発生することに 加え (Brazil et al., 2017; Mero et al., 2006), 7-2 節により腰仙関節伸展や骨盤の挙上に関わる 腰仙関節や股関節の前額面の力発揮もまた力学的エネルギー生成源として機能することが 明らかとなった.この知見は、クラウチングスタートは下肢の伸展だけでなく、腰椎・骨盤・ 股関節複合体の 3 次元的な力発揮も用いて行われていることを示唆するものであった.し かし、クラウチングスタートは質量中心の推進と上昇の制御が求められる動作であるが、関 節仕事はどの方向への移動運動に有効な力学的エネルギーを生み出したかという情報を持 たない. 関節仕事によって生み出されたセグメントの動きが持つ推進と上昇に対する影響 はそれぞれ異なることが推察される.

スプリントのスタート,クラウチングスタートでは全身は大きく前傾する.幾何学的に, 直立に近い物体の前回転は,物体の上端の前方速度を生むため (Bobbert and van Ingen Schenau, 1988),関節仕事によって生まれた下肢セグメントの前回転は,その多くが推進に 有効に働くことが予想される.とくにスターティングブロックを用いたクラウチングスタ ートでは足部でさえも直立に近いため,足部の回転も有効に推進に寄与することが予想さ れる.他方で,このような前回転は物体を倒れこませ上端を低下させる.すなわち質量中心 高を保つという視点に立つと,スタート動作における下肢セグメントの動作は質量中心高 を保持する機能を持たないことが考えられる.しかし,クラウチングスタートの離地瞬間, 質量中心は下向きではなく上向きの速度を持つ (Otsuka et al., 2014).従って,クラウチング スタートの遂行は質量中心高を保つための何らかの補償動作が伴っていると考えられる.

本節では、クラウチングスタートにおける推進と上昇の制御機序を力学的エネルギーの 観点から明らかにすることを目的に、各セグメントの回転に由来する*E*horiと鉛直運動エネ ルギー (*E*vert)の変化を検討した.本節の研究は「クラウチングスタートにおいて、全ての 動作が推進と質量中心高の保持に寄与するのではなく、推進に寄与する動作と質量中心高 の保持に影響を持つ動作がそれぞれ存在する」という仮説の下で行われた.

7-3-2 方法

7-3-2-1 実験データ・データ処理

実験データは 7-2 節で取得したものを用いた. 平滑化,身体モデル化は 7-2 節と同一である.

7-3-2-2 算出項目

5-2節と同様の手法で全身の質量中心位置,質量中心 速度を算出した.地面反力と質量中心速度を用いて外的 パワーを算出し,外的パワーを積分することで質量中心 の力学的エネルギー変化を算出した.絶対座標系に一致 する姿勢を基準姿勢とし,カルダンの回転順序でセグメ ント角度を算出した. 3-3節で提案した手法を用いるこ とで,各セグメントの回転に由来する *E*vert と*E*horiの変 化を算出した.また,骨盤については,各軸まわりの成 分を併せて算出した.



図 7-3-1 スタート局面の質 量中心の変位,速度,地面 反力,外的パワーのアンサ ンブル平均

7-3-3 結果

図 7-3-1には質量中心位置,速度,地面反力,外的パワーの時系列変化を示した.質量中心の力学的エネルギーの変化は主に*E*_{hori}と*E*_{vert}の変化によるもので,*E*_{late}の変化は無視できるほど小さかった.両脚支持期に*E*_{hori}が 1.36±0.31 J/kg・*E*_{vert}が 0.49±0.26 J/kg 増大し,片脚支持期に*E*_{hori}が 3.94±0.53 J/kg・*E*_{vert}が 1.08±0.16 J/kg 増大した.スタート局面全体で*E*_{hori}が 5.30±0.46 J/kg・*E*_{vert}が 1.56±0.35 J/kg 増大した.

図 7-3-2 には体幹と下肢関節のセグメントのカルダン角の時系列変化を,図 7-3-3 には主要なセグメントの回転に由来する外的パワー成分の時系列変化を,図 7-3-4にはセグメントの回転に由来する*EvertとEhori*の変化を両脚支持期と片脚支持期に分けて示した.

*E*_{hori}の増大は,両脚支持期では主に前脚大腿 (0.38±0.12 J/kg, 29±11%)・後脚大腿 (0.38±0.28 J/kg, 27±20%)・後脚足部 (0.35±0.12 J/kg, 25±7%)の回転に, 片脚支持期では前脚大腿 (2.56±0.34 J/kg, 65±4%)・足 部 (0.83±0.19 J/kg, 21±3%)・後脚大腿 (0.41± 0.08 J/kg, 10±1%)の回転に由来していた.スタート局面全体でみ ると,前脚大腿 (2.94±0.35 J/kg, 56±6%)が最大であっ た.

前脚大腿は*E*_{vert}を減少させていた (-0.86±0.18 J/kg). スタート局面全体で, *E*_{vert}を主に増 大させていたのは, 胸郭 (0.43±0.14 J/kg), 腰部 (0.57±0.17 J/kg), 骨盤 (0.39±0.08 J/kg) であ った. 骨盤についてその成分を見ると, スタート局面全体で矢状面の後方回転による増大 (0.33±0.10 J/kg) に加えて, 片脚支持期では遊脚側が挙上 (0.15±0.08 J/kg) することでも*E*_{vert} を増大させていた. 骨盤の回旋は*E*_{vert}を減少させていた (-0.09±0.07 J/kg).





図 7-3-3 クラウチングスタート中のセグメントの回転に由来する外的 パワーのアンサンブル平均

c1~c3 は骨盤の各軸周りの回転に由来する成分を示している

Segmental components of the change on CoM energy



図 7-3-4 支持局面のセグメントの回転に由来する質量中心の力学的エネ ルギー変化

7-3-4 考察

本節では、クラウチングスタートにおける質量中心の推進と上昇の機序を明らかにする ことを目的とし、7-2節で取得したクラウチングスタートデータを用いて、各セグメントの 回転に由来する*E*_{hori}と*E*_{vert}の増大を定量した.

7-3-4-1 推進の機序

両大腿の回転は共に E_{vert} は増大させずに E_{hori} を増大させていた (図 7-3-3, 図 7-3-4). ク ラウチングスタートのパフォーマンスの向上は, できるだけ短時間に E_{hori} を増大させるこ とを意味する (Bezodis et al., 2010). E_{hori} の生成率 (水平外的パワー) と両股関節伸展の動 作域 (Bezodis et al., 2015)・ピーク角速度 (Bezodis et al., 2015)・ピークトルク (Brazil et al., 2018) が統計的に関係していることが今までに報告されている. また, 7-2 節と先行研究 (Brazil et al., 2017; Mero et al., 2006) により, クラウチングスタートの両脚支持期では最も大きな力学的エネルギーの生成源は両股関節伸展仕事であること, 片脚支持期では前股関節伸展仕事であることが明らかになっていた.本節の結果は, 股関節伸展仕事によって増大した大腿の力学的エネルギーが推進に貢献することを示す直接的な根拠である.

解剖学的に股関節伸展は骨盤の後傾を伴うが、骨盤の後傾は*E*horiに影響を持っていなかった (図 7-3-3c1). 7-2 節で、下肢関節トルクよりも大きな腰仙関節伸展トルクが発揮されていることが明らかになった.この腰仙関節伸展トルクにより、骨盤の後傾角変位は腰椎や大腿の回転と比べて小さかった.この知見は、腰仙関節伸展トルクによって股関節伸展トルクによる骨盤の後傾を相殺する重要性を強く支持している.

両足部もまた, *E*_{vert}にほとんど影響を与えずに*E*_{hori}を増大させていた (図 7-3-3, 図 7-3-4). これはスターティングブロックによって足部が鉛直に近い状態で動作を開始できることによる. 7-2 節と先行研究 (Brazil et al., 2017; Mero et al., 2006) より, 両足関節底屈仕事は大きな力学的エネルギーの生成源であることが明らかになっている.本節の結果は, 両足関節底屈仕事についても, その力学的仕事によって生じた足部への回転は推進に寄与することを示している.

7-3-4-2 質量中心高の保持

質量中心高の保持という観点からは、クラウチングスタートにおいて両下肢のセグメントは質量中心高を保持する機能を持たないこと、最も大きく推進に貢献する前脚大腿の回転はむしろ質量中心高を大きく低下させることが明らかになった(図 7-3-3,図 7-3-4). この知見は、本節の仮説を支持し、クラウチング姿勢は下肢三関節の伸展仕事によって生じた下肢の動作を有効に推進に繋げるが、その遂行には質量中心高を保持するための身体動作が他に必要になることを示している.

スタート局面全体で*E*vertを増大させていたのは胸郭・腰部・骨盤であった (図 7-3-3, 図 7-3-4). 7-2 節で, 腰仙関節伸展仕事によって特に両脚支持期に力学的エネルギーが生成されていることを示した.本節の結果は,ここで生成された力学的エネルギーは,低下しようとする質量中心高を保持するために機能していることを示している.

加えて、片脚支持期では骨盤の遊脚側挙上もまた片脚支持期に*Evert*を増大させていた (図 7-3-3c2). これは、7-2節で示した片脚支持期の腰仙関節側屈と前股関節外転により力学 的エネルギーの生成は、骨盤を挙上することで質量中心高を保持する役割を果たすことを 示している.5章を通して、片脚踏切では前額面の力発揮が惹起した骨盤の遊脚側挙上を通 し、跳躍高を獲得することが明らかになった.本節の結果は、片脚踏切における骨盤挙上に よる跳躍高獲得と同様の機序がクラウチングスタート時の質量中心高保持に寄与している ことを示している.

7-3-5 結論

本節では、クラウチングスタートにおける推進と質量中心高保持の機序を力学的エネル ギーの観点から検討した.質量中心の推進は、両脚支持期で後脚足部と両脚大腿、片脚支持 期で主に前脚足部と大腿の回転に由来することが明らかになった.他方で,これらの回転は 質量中心高の保持には寄与せず,前脚大腿の回転は大きな質量中心高の低下を伴うこと,こ れを体幹の3セグメント (胸郭・腰部・骨盤)の矢状面回転と骨盤の前額面回転によって補 填することで動作を遂行していることが明らかになった.

7-4 加速疾走における推進と質量中心高の保持

7-4-1 緒言

スプリントの加速局面における質量中心速度の生成機序は、支持期の関節パワー分析 (Brazil et al., 2017; Debaere et al., 2013) や、重心加速度を関節トルクや各筋張力の項に分解す る Induced AccelerationAnalysis (IAA) (Debaere et al., 2015)で検討されてきた. 幾何学的な観 点から、走速度の獲得は下肢のスイング動作によるとされており (Jacobs and van Ingen Schenau, 1992; Nagahara et al., 2014a), この下肢全体のスイングを生成する股関節伸展仕事の 重要性が示唆されている (Brazil et al., 2017; Hunter et al., 2004; Johnson and Buckley, 2001). 一 方, IAA を行った先行研究では、質量中心の水平加速度のほとんどが足関節底屈トルクに依 存するという結果から、足関節底屈パワーの増大は走速度に寄与するが股関節伸展パワー の増大は走速度の増大に寄与しないと結論付けられている (Debaere et al., 2015). 従って, 統一的な見解はなされておらず、さらなる研究が必要と考えられる.

前節では、力学的エネルギーの観点から推進の多くは前脚大腿の回転に由来することを 示した.加速疾走でも、同様に支持脚大腿が身体を推進させることが予想される.他方で、 クラウチングスタートでは前脚大腿の回転は質量中心高を低下させる.前節では、体幹の3 セグメントの矢状面の動きがこの質量中心高の低下作用を相殺することでクラウチングス タートが遂行されていることを示した.加速疾走もまた、大きな前傾姿勢で動作が遂行され るため、下肢の動きは質量中心高を減少させること、それを相殺して質量中心高を保持する 機序が働いていることが推察される.しかし、クラウチングスタートでは体幹の矢状面の回 転が大きいのに対し、加速疾走では胸郭や腰部の矢状面での動きは小さい (Debaere et al., 2013). そのため、クラウチングスタートとは異なる動作で質量中心高の保持機序は異なる ことが予想される.

本節では、スプリントの加速局面における推進と質量中心稿保持の機序を力学的エネル ギーの観点から検討することを目的とした.本節の研究は「加速疾走において、推進に寄与 する動作はクラウチングスタート (7-3 節) と同様だが、質量中心高の保持機序は異なる」 という仮説の下で行われた.

7-4-2 方法

7-4-2-1 被検者

被検者は,陸上競技短距離種目を専門とする男子 10 名 (21.7±2.1 yrs;1.75±0.03 m;66.9±3.7 kg;100 mPB: 10.74±0.20 s(10.43~11.01 s)) であった.実験に先立ち,被検者には本節の目的, 方法,および実験に伴う危険性を十分に説明し,実験に参加するための同意を得た.本実験 は東京大学大学院総合文化研究科ヒトを対象とした実験研究に関する倫理審査委員会によ り実験手順の承認を得て行った (課題番号: 356-2).

7-4-2-2 実験手順

実験は国際陸上連盟公認素材による助走路 (T 77415, Nishi, Japan)を用いて室内に設定した仮設走路によって行われた.実験に先だって,被検者には各自 30 分程度のウォーミングアップを行わせた.ウォーミングアップにはクラウチングスタートの練習を含めさせた.

被検者はクラウチングスタートからの10m全力疾走を3回繰り返した.スタート位置は, フォースプラットフォームから1.5m後方とし,意識せず2歩目で自然にフォースプラット フォームを踏むことを教示した. IAAF の公式ルール (IAAF, 2017) に則ったスタートの合 図に合わせて被検者は試技を行った.疲労の影響を排除するために,試技の間には3分以上 の十分な休憩時間をとった. 被検者は各自のスパイクシューズを着用して実験試技を行っ た.

7-4-2-3 データ収集

5-2 節に示した身体分析点 42 点に反射マーカーを貼付した.3 次元分析を行うために,赤 外線カメラ 14 台の光学式三次元自動動作計測装置 (Mac3D System, Motion Analysis Corp., USA) により被検者に貼付した反射マーカーの3 次元座標値を 200Hz で収集した.左右下 肢が受ける反力を取得するために,地面反力計 (Force Plate 9281C, Kistler, Switzerland) を4 台用いた.サンプリング周波数を 2000Hz とし,各センサーの出力を専用アンプで増幅した 後, analogue-digital 変換を行ってコンピュータに取り込んだ.なお,身体分析点の3 次元座 標データと反力データは自動動作計測装置において同期を行った.

7-4-2-4 データ処理

得られた座標値データは残差分析 (Wells and Winter, 1980; Winter, 2009) により遮断周波 数を決定し (15 Hz), 2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけることで位相 ずれのないよう平滑化を行った. 接地直後の artefact の影響を取り除くため,地面反力デー タにも座標値データと同じ平滑化処理を行った (Bezodis et al., 2013; Bisseling and Hof, 2006). 本節では,分析局面を2歩目の接地瞬間から離地瞬間までとした. 接地瞬間と離地瞬間は地 面反力の鉛直成分で決定した. 閾値は10 N とした.

本節のモデル化,関節中心の定義,移動座標系定義は5-2節と同様である.

7-4-2-5 算出項目

5-2節と同様の手法で全身の質量中心位置,質量中心速度を算出した.絶対座標系に一致 する姿勢を基準姿勢とし,カルダンの回転順序でセグメント角度を算出した.逆動力学演算 により関節トルクを算出した.またセグメント角速度と関節トルクを用いてセグメントト ルクパワーを算出し,それを時間で積分することで各関節トルクがセグメントにした力学 的仕事を算出した.3-3節で提案した手法を用いることで,セグメントの運動に由来する獲 得された*E*vertと*E*horiを算出した.

7-4-3 結果

図 7-4-1 には質量中心の位置,速度,地面反力,外的パワーの時系列変化を,表 7-4-1 にはパフォーマンスを示す主要な変数を示した.外的パワー,質量中心の力学的エネルギーの変化は主に*E*horiの変化によるものであった.また,*E*lateの変化は無視できるほど小さかった.

図 7-4-2には、セグメントのカルダン角の時系列変化を示した. 骨盤はわずかに後傾していくものの、その角変位は小さかった (動作域:5.3±1.5°). 前額面では遊脚側が挙上し続け、支持期中に 16.5±2.9°挙上した. 横断面ではおよそ支持期中盤まで支持脚方向へ回旋した後、遊脚側へ回旋し始め、離地時にはおよそ0度の状態であった. 両下肢はほとんど矢状面で回転していた.

表	7-4-1	主要な変数の平均±標準偏	i 差
---	-------	--------------	-----

Variables	Mean	±	SD	
$\dot{x}_{\rm CoM,touch \ down}$	0.10	±	0.11	m/s
$\dot{x}_{\text{CoM,toe off}}$	-0.11	±	0.17	m/s
$\dot{\mathcal{Y}}$ CoM,touch down	4.35	±	0.16	m/s
$\dot{\mathcal{Y}}$ CoM,toe off	5.22	±	0.19	m/s
\dot{Z} CoM,touch down	-0.13	±	0.11	m/s
\dot{Z} CoM,toe off	0.44	±	0.10	m/s
t support	0.158	±	0.010	s
ΔE_{1ate}	0.00	±	0.03	J/kg
$\Delta E_{ m hori}$	4.14	±	0.37	J/kg
$\Delta E_{ m vert}$	0.22	±	0.12	J/kg
$\Delta E_{ m CoM}$	4.36	±	0.36	J/kg

 \dot{x}_{CoM} , \dot{y}_{CoM} , \dot{z}_{CoM} : CoM 速度の左右,前後,上下成 分; $t_{support}$:接地時間; ΔE_{late} , ΔE_{hori} , ΔE_{vert} : 質量 中心の力学的エネルギーの変化の側方・水平・鉛直 成分; ΔE_{CoM} : 質量中心の力学的エネルギーの変化



7-4節 加速疾走における推進と質量中心高の保持



図 7-4-2 支持局面のセグメントのカルダン角のアンサンブル平均

図 7-4-3 には,支持脚の関節トルクが 各セグメントに発揮したパワーの時系列 変化と,関節仕事に由来する各セグメン トへの力学的エネルギーの流入出をそれ ぞれ示した.大腿の力学的エネルギーの 増大は主に股関節トルクが大腿に発揮す る仕事に由来していた.また,股関節トル クと比べると小さかったが,膝関節トル クも大腿に力学的エネルギーを流入して いた.足関節トルクは下腿から力学的エ ネルギーを流出し,支持期後半には足部 へ力学的エネルギーを流入していた.

図 7-4-4 にはセグメントの回転に由来 する水平と鉛直の外的パワーの時系列変 化を,図 7-4-5 にはセグメントの回転に 由来する*E*_{hori}と*E*_{vert}を示した.骨盤の回 転は,支持局面で*E*_{vert}を 0.26±0.09 J/kg 増 大させていた.骨盤の矢状面の回転に由 来する*E*_{vert}の変化 (-0.02±0.03 J/kg) はほ とんど見られなかった.骨盤の前額面の 回転は*E*_{vert}の増大を引き起こしていた (0.33±0.07 J/kg).骨盤の横断面の回転は, 前半に*E*_{vert}の減少を,後半に*E*_{vert}の増大



図 7-4-3 支持局面の関節トルクが各セグ メントに発揮したパワーのアンサンブル 平均と,関節仕事に由来する各セグメン トへの力学的エネルギーの流入出

を引き起こしたが、支持期全体で見るとほとんど*E*_{vert}の変化に影響を持たなかった (-0.05±0.08 J/kg). なお骨盤の回転による*E*_{hori}への影響は小さかった (0.06±0.05 J/kg).

遊脚の大腿は E_{vert} (0.31±0.04 J/kg) と E_{hori} (0.33±0.07 J/kg) の双方をおよそ同程度に増大 させていた.支持脚大腿は最も大きな E_{hori} の生成源であった (2.46±0.29 J/kg, 59±2%).支持 脚大腿は支持期約 30%で前後傾角度が 0°になり,その後前傾していった.大腿の回転はこ の支持期約 30%以前の局面は E_{vert} を増大させていたが,それ以降は E_{vert} を減少させており, 支持期を通してほとんど E_{vert} に影響を持たなかった (-0.04±0.26 J/kg).下腿は前に傾きなが ら E_{hori} を増大させながら (0.47±0.11 J/kg), E_{vert} を減少させていた (-1.31±0.31 J/kg). 足部は E_{vert} (0.65±0.08 J/kg) と E_{hori} (0.71±0.09 J/kg)の双方をおよそ同程度に増大させていた.



図 7-4-4 支持局面のセグメントの回転に由来する外的パワーのアンサンブル平均 a1~a3 は骨盤の各軸周りの回転に由来する成分を示している





図 7-4-5 支持局面のセグメントの回転に由来する質量中心の力学的エネルギー変化

7-4-4 考察

本節は、セグメントの回転が質量中心の力学的エネルギー (*E*_{CoM}) へと変換する過程を明 らかにし、加速疾走における推進と質量中心高の保持の機序を明らかにすることを目的と した.そこで、スタートから 2 歩目の支持局面を対象に、各セグメントの回転に由来する *E*_{hori}と*E*_{vert}を定量した.その結果、推進についてはクラウチングスタート (7-3 節) とおお よそ同様の機序で行われていること、質量中心高の保持についてはクラウチングスタート (7-3 節) と異なる機序と共通する機序がそれぞれ確認された.

7-4-4-1 推進の機序

主な*E*_{hori}の由来は支持脚の大腿,下腿,足部の回転であった(図 7-4-4,図 7-4-5). その 中でも特に,*E*_{hori}増大の約 60%が支持脚大腿の回転に由来していた (図 7-4-4c,図 7-4-5). これは,クラウチングスタートで前脚大腿に大きく依存していた 7-3 節の知見と同様であ る.従って,クラウチングスタート・加速疾走のいずれにおいても,推進は主に支持脚大腿 の回転に由来することが示唆される.また,加速局面の骨盤の後傾角変位は非常に小さく (図 7-4-2a),大腿に流入していた力学的エネルギーの大部分は,股関節が大腿にした仕事に 由来していた (図 7-4-3).従って,腰仙関節伸展トルクが骨盤に作用する股関節伸展トルク を相殺することで骨盤を固定し,股関節伸展仕事を大腿の回転に利用できるようにすると いう機序の重要性も共通していることを示している.

支持期後半の大きな正の足関節底屈仕事から,股関節だけでなく足関節底屈の重要性が 示唆されてきた (Brazil et al., 2017; Debaere et al., 2013). 足関節底屈トルクは足部に力学的エ ネルギーを流入しており (図 7-4-3),足部の回転は*E*horiだけでなく*E*vertも同程度に増大させ ていた (図 7-4-4,図 7-4-5). 従って本節の結果から,足関節底屈仕事によって生じた力学 的エネルギーが推進に寄与するのは半分程度であり,残りの半分程度は質量中心高に寄与 することを示している.

7-4-4-2 質量中心高の保持

クラウチングスタート中 (7-3 節)の前脚大腿と同様,支持脚大腿の回転は支持局面後半では*E*vertを減少させていた.加えて加速疾走では下腿の回転もまた,支持期全体で*E*vertを減少させていた (図 7-4-4,図 7-4-5).すなわち,加速疾走動作においても大腿や下腿は質量中心高の保持には機能せず,動作遂行には質量中心高を保持するための身体動作が必要となる.この質量中心高保持に寄与していたのは,支持脚足部・遊脚大腿・骨盤の回転であった (図 7-4-4,図 7-4-5).

Brazil et al. (2017) は、クラウチングスタートの両足部に比べて、加速疾走の支持の方が足 関節底屈トルクと底屈仕事が大きいことを示し、これはクラウチングスタートよりも鉛直 反力が大きくなるためであると推察した.本節の結果、支持脚足部の回転はクラウチングス タート時の前脚足部回転と同程度の*E*_{hori}を増大させながら、*E*_{vert}を増大させていた.この結 果は、質量中心高の保持に足関節底屈仕事が寄与していることを示しており、Brazil et al. (2017)の推察を支持する結果である.足部は、クラウチングスタートでは地面と垂直に近 い状態で動作が遂行されていたために, *E*vertにはほとんど影響しなかった (7-3 節). しかし, 加速疾走では垂線から約 60 度と, 垂直より水平に近い角度で動作を開始していたため,加 速疾走では足部の前回転により得られる速度が前方だけでなく,鉛直上向きとなったと考 えられる.遊脚大腿についても同様に,クラウチングスタートでは*E*horiのみを増大させてい たが (7-3 節),姿勢が変化したことで加速疾走では推進と質量中心高の保持の双方に同程度 寄与するように変化したと考えられる.

骨盤の遊脚側が挙上し (図 7-4-2), ほとんどの骨盤の回転由来の*E*vertは骨盤の挙上に由来 していた (図 7-4-4a2). 5 章を通し, 片脚踏切の跳躍では遊脚側の骨盤を挙上させることで 質量中心高 (跳躍高)を獲得することが明らかになった. 7-3 節のクラウチングスタートと 本節の結果から, 跳躍動作だけでなく, 前方移動であっても質量中心高の獲得の必要である 場合には骨盤の挙上による質量中心高の獲得が行われることが明らかになった.

7-4-5 結論

本節では、加速疾走中の推進と上昇の機序を力学的エネルギーの観点から検討した.推進 は、主に支持脚大腿・下腿・足部の回転に由来しており、特に支持脚大腿が約6割を占めて いた.他方で、支持脚大腿や下腿の動作は質量中心高の保持には寄与せず、むしろ低下させ ることも明らかになった.この質量中心高の低下作用の相殺は、骨盤の遊脚側挙上・遊脚の 振込動作・足部の前回転によることが明らかになった.

7-5 走速度獲得動作 総括

7-5-1 各研究で得られた結果のまとめ

2節

7-2節ではクラウチングスタートにおいて3次元的な視点から力学的エネルギーの生成機 序を検討した.矢状面では下肢だけでなく腰仙関節伸展仕事が両脚支持期の14±4%を占め ており,重要な力学的エネルギー生成源であることが明らかになった.また,前額面では腰 仙関節側屈仕事と股関節外転仕事の和が9±3%を占めており,前額面での力発揮もまた重要 であることが示唆された.

3節

7-3節では、クラウチングスタートにおける推進と質量中心高保持の機序を力学的エネル ギーの観点から検討した. 質量中心の推進は、両脚支持期で後脚足部と両脚大腿、片脚支持 期で主に前脚足部と大腿の回転に由来することが明らかになった. 他方で、これらの回転は 質量中心高の保持には寄与せず、前脚大腿の回転は大きな質量中心高の低下を伴うこと、こ れを体幹の3セグメント (胸郭・腰部・骨盤)の矢状面回転と骨盤の前額面回転によって補 填することで動作を遂行していることが明らかになった.

4節

7-4節では、加速疾走中の推進と上昇の機序を力学的エネルギーの観点から検討した.推進は、主に支持脚大腿・下腿・足部の回転に由来すること、支持脚大腿や下腿の動作は質量中心高の保持には寄与せず、むしろ低下させることが明らかになった.この質量中心高の低下作用の相殺は、骨盤の遊脚側挙上・遊脚の振込動作・足部の前回転によることが明らかになった.

7-5-2 走速度獲得局面における推進と質量中心高の保持

クラウチングスタートと加速疾走で共に,支持脚大腿の前回転が最も推進に貢献していた.これまで「hip extension theory」(Hunter et al., 2004) と呼ばれる「股関節伸展が走速度の 獲得の中心」とする仮説が,スプリントパフォーマンスと股関節伸展筋群のストレングス (Guskiewicz et al., 1993) や股関節伸展角加速度 (Kunz and Kaufmann, 1981)の間の統計学的 関係,股関節伸展仕事による大きな力学的エネルギーの生成 (Bezodis et al., 2008; Johnson and Buckley,2001) などから示唆されてきた.本章の結果 (7-3 節 7-4 節) は,推進に有効な力学 的エネルギーの半分が大腿に由来することを定量する形で,この理論を直接的に支持する ものであった.

この理論で中心となる股関節伸展は大腿前傾と骨盤後傾から成る動作である.本章の結 果,比較的動作中に骨盤が大きく後傾するクラウチングスタート動作でも,骨盤の後傾の変 位は腰部の後方回転や大腿前回転と比べて大きくないこと (7-2 節),加速疾走に至ってはそ の変異がほとんど見られないこと (7-4 節)が示された.先に行った最高速度疾走局面の研 究 (4-2 節)で,骨盤を前傾させる腰仙関節伸展トルクと後傾させる股関節伸展トルクが相 殺することで骨盤が固定されることを示した.骨盤の固定は,股関節伸展仕事によって生成 された力学的エネルギーを大腿の回転に用いることを意味する (Gordon et al., 1980). つま り,股関節伸展によって前方向へ身体を推進するという機序は,股関節伸展トルクに匹敵す る腰仙関節伸展トルク発揮能力が必要となることが明らかになった.

身体の推進の半分は大腿の回転に由来していた.他方でこの回転はクラウチングスター ト・加速疾走共通して質量中心の低下を招いていた.そのため,質量中心高を保持する動作 が必要であった.クラウチングスタートでは腰仙関節伸展や腰仙関節側屈・股関節外転など の力発揮が大きな力学的エネルギーを生成すること(7-2節),胸郭と腰部の後方回転と骨盤 の挙上が質量中心を高める作用を持つことが明らかになった(7-3節).また,加速疾走では 遊脚の振り込み動作,足部の前方回転に加えて骨盤の遊脚側挙上によって質量中心高の保 持が行われていたことが明らかになった(7-4節).従って,走速度獲得局面で,腰椎・骨 盤・股関節複合体は主に質量中心高を保持する役割を担っていることが明らかになった.こ こで,クラウチングスタートと加速疾走で共通する「骨盤の遊脚側挙上」は5章の片脚踏切 の研究で跳躍高を獲得することを示した.従って,全力疾走という前方向の移動を目的とし た動作であっても,質量中心高が必要となる局面では,骨盤挙上による質量中心高の上昇と いう機序が生じていることが明らかになった.

7-5-3 結語

本章では、全力疾走の特に走速度を獲得する局面であるクラウチングスタート・加速疾走 局面の研究を行った.走速度の獲得は大腿の回転がその大部分を占めること、この回転は質 量中心高の低下を招くこと、腰椎・骨盤・股関節複合体の力発揮は、骨盤や体幹の動作を惹 起することで質量中心高を保持する役割を果たしていることが明らかになった.

8章

条件の変化が助走からの片脚踏切の バイオメカニクスに及ぼす影響

1節 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 序

2節 助走歩数が片脚踏切中の3次元キネティクスに与える影響

3節 距離を目的とする助走からの片脚踏切における骨盤の挙上の影響

(Sado et al., 2018b)

4節 曲線一直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす影響

5節 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす影響 総括

8-1 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす 影響 序

8-1-1 本章の目的と構成

助走から片脚踏切 (RSLJ) は、ヒトにとって最も高く・遠くへ跳べる動作であり、跳躍の 成果それ自体を目的とする陸上競技跳躍種目すべてに共通して規定されている様式である. 同時に RSLJ は走ってから跳ぶという一連の中で動作が遂行されるため、バスケットボール やハンドボールなどの球技スポーツで高さが必要な局面で広く用いられる.

5章では、高さを目的とした自由な歩数からのRSLJを基本的な動作として研究を行った. しかし、RSLJは目的に応じてさまざまに動作を変化させるため、実際に行われている動作 で、腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学的ふるまいが相違する可能性がある.

そこで本章では、各種の条件変化が生じた RSLJ において、基礎的な知見の適応可能性と 課題依存的な役割を明らかにすることで、RSLJ における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力 学的な役割に関する理解を深めることを目的とした.

本章の構成は下記のとおりである.

8-2 助走歩数が片脚踏切中の3次元キネティクスに与える影響

8-3 距離を目的とする助走からの片脚踏切における骨盤の挙上の影響 (Sado et al., 2018b) 8-4 曲線一直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす影響

2節では、助走歩数が変わることで、力発揮がどのように変化するかを検討する.3節では、距離を目的とする RSLJ で水平速度の低下鉛直速度の獲得のトレードオフの関係に各身体動作、特に骨盤の動きがどのように影響を持つかを検討する.4節では、最も高さに特化した走高跳で用いられる曲線助走の RSLJ を検討する.

8-2 助走歩数が片脚踏切中の3次元キネティクスに与える影響

8-2-1 緒言

助走からの片脚踏切 (RSLJ) は,目的やその状況に応じて様々な助走歩数から遂行される. 例えば,バスケットやハンドボールであれば 2-3 歩程度であるが,陸上競技の走高跳では 9-13 歩程度,走幅跳は 19-23 歩程度用いられる.このような助走歩数に応じて求められる力 発揮が異なる可能性がある.

RSLJにおいて助走歩数が伸びると踏切時の水平速度が増大するため踏切時間は短縮する (Bridgett and Linthorne, 2006; Kinomura et al., 2013). 跳躍動作において下肢関節トルクは,踏 切時間に大きく影響を受けることが示されている.踏切時間が異なる複数種類の垂直跳を 比較した先行研究では (Bobbert et al., 1987; Fukashiro and Komi, 1987),接地時間が短くなる ほど膝や足関節のトルクは大きくなっていき,対照的に股関節トルクは小さくなっていく ことが報告されている.つまり,短時間の跳躍では遠位部の力発揮が,長時間の跳躍では近 位部の力発揮がそれぞれ求められるとされている.このような関係は RSLJ にも適応できる 可能性がある.

下肢伸展トルクに加え, 5-2 節により RSLJ では腰仙関節側屈と股関節外転が力学的エネ ルギー生成源としてふるまうことが示された. すなわち, RSLJ では前額面のトルク発揮能 力を強化する重要性が示唆されている. 先に述べた「短時間な跳躍ほど近位部の力発揮は小 さくなる」という知見からは, 踏切時間が短くなるにつれて前額面のトルクも小さくなると いう予想が立てられるかもしれない. しかし, 前額面と矢状面では力発揮によって生じる力 学的な影響が異なる. 股関節伸展トルクは主に大腿を動かすが, 股関節外転トルクは主に骨 盤が動く. 以上のことを踏まえると, 動力学挙動は矢状面と前額面では異なる可能性が考え られる. しかし, 跳躍中の前額面のトルク発揮と時間の関連は不明である.

本節の目的は助走歩数の違いが RSLJ のキネティクスに及ぼす影響を明らかにすること であった.本節の研究は次の2つの仮説の下で行われた.仮説1:「矢状面のトルクについ ては先行研究 (Bobbert et al., 1987; Fukashiro and Komi, 1987) で示された接地時間が短くな るほど遠位の関節トルクの増大が求められるという知見が適応され,助走が長いほど足関 節トルクの増大が生じる」.仮説 2: 「前額面のトルクについてはこの知見が適応されず, 近位の関節であっても助走が伸びるにつれてトルクが増大する」.

8-2-2 方法

8-2-2-1 被検者

被検者は、10名の男子跳躍競技者 (22.0±4.6 yrs, 1.80±0.04 m, 68.8±3.4 kg)であった.うち、 走幅跳競技者 3名 (自己ベスト: 6.63-7.26 m), 走高跳競技者 2名 (自己ベスト: 1.80-1.81 m), 三段跳競技者 4名 (自己ベスト: 13.49-15.40 m), 棒高跳競技者 1名 (自己ベスト: 5.15 m)が 含まれていた.

実験に先立ち,被検者には本節の目的,方法,および実験に伴う危険性を十分に説明し, 実験に参加するための同意を得た.本実験は東京大学大学院総合文化研究科ヒトを対象と した実験研究に関する倫理審査委員会により実験手順の承認を得て行った (課題番号: 356-2).

8-2-2-2 実験手順

実験はバイオメカニクス実験室で行われた.実験に先だって,被検者には各自30分のウ オーミングアップを行わせた後,5-2節に示した身体分析点42点に直径20mmの反射マー カーを貼付した.実験試技は1歩,3歩,5歩,7歩の助走から片脚でできるだけ高く跳ぶ こととし,3回の成功試行が取得できるまで被検者は試技を繰り返した.埋没した地面反力 計上から踏み切れた試技を成功試技とした.着地時の衝撃による障害の発生を防ぐため走 高跳用のマットを設置した.疲労の影響を排除するために,試技の間には3分以上の十分な 休憩時間をとった.取得された成功試技3試行のすべてを分析対象とした.

8-2-2-3 データ収集

3 次元分析を行うために,赤外線カメラ 8 台の光学式三次元自動動作計測装置 (Mac3D System, Motion Analysis Corp., USA) により被検者に貼付した反射マーカーの 3 次元座標値を 200Hz で収集した.地面反力計 (Force Plate 9281C, Kistler, Switzerland)2 台 を用いて地面 反力をサンプリング周波数 2000Hz で取得した.各センサーの出力を専用アンプで増幅した後, analogue-digital 変換を行ってコンピュータに取り込んだ.なお,身体分析点の 3 次元座 標データと地面反力データは自動動作計測装置において同期を行った.

8-2-2-4 データ処理

得られた座標値データは残差分析(Wells and Winter, 1980; Winter, 2009)を基に遮断周波数 を決定し (12 Hz), 2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけることで位相ず れのないよう平滑化を行った. 接地直後の artefact の影響を取り除くため,地面反力データ にも,マーカー座標値データと同じ平滑化処理を行った (Bezodis et al., 2013; Bisseling and Hof, 2006).本節の分析局面定義,モデル化,関節中心の定義,移動座標系定義は節 5-2 節 と同様である.

8-2-2-5 算出項目

5-2節と同様,全身の質量中心位置,質量中心速度,最大質量中心到達高,関節トルク,
関節トルクパワーを算出した.腰仙関節側屈・股関節伸展・外転・膝関節伸展・足関節底屈 について,図 8-2-2 に示したような,継続的な正パワーの発揮が確認された局面を時間積分 し,それぞれの正仕事を算出した.

8-2-2-6 統計処理

得られたデータの正規性は Shapiro-Wilk 法で検証した.正規分布について確認した後,助 走歩数の変化を要因とする反復測定一元配置分散分析 (One-way repeated-measures ANOVA) を行った.助走歩数の変化に主効果が認められた測定項目について,各疾走速度間の差を検 定するために対応のある *t* 検定を用いた.有意水準については Bonferroniの不等式に基づい た Holm の方法 (Holm, 1979) で個々の検定の有意水準の補正を行った.なお,有意性は危 険率 5%で判定した.



図 8-2-1 本研究で算出した正仕事の局面

8-2-3 結果

取得された動作の例を図 8-2-2 にスティックピクチャーで示した.助走歩数は,踏切時間, 跳躍高,水平速度に主効果が認められた (表 8-2-1). 接地瞬間と離地瞬間の質量中心高,接 地瞬間の鉛直質量中心速度には影響が認められなかった (表 8-2-1).

図 8-2-3 には、3 次元関節キネマティクス・キネティクスの時系列変化を示した.時系列 データは各助走歩数条件の平均踏切時間で時間を標準化して表示した.それぞれの関節で、 キネマティクス・キネティクス変化パターンは助走歩数にかかわらず概ね同一であった.助 走歩数の増大は股関節伸展の動作域を減少させていた (57.3±9.7°(1 歩)、53.1±8.3°(3 歩)、 51.9±7.4°(5 歩)、50.1±6.5°(7 歩):図 8-2-3a4).他方で、股関節外転動作域の歩数間の違い は見られかった (29.8±6.4°(1 歩)、30.5±6.3°(3 歩)、30.3±4.2°(5 歩)、30.0±5.7°(7 歩):図 8-2-3a5).腰仙関節伸展トルク・遊脚側側屈トルク、股関節伸展トルク・外転トルク、膝関節 伸展トルク、足関節底屈トルクはおおよそ踏切局面全体で発揮されていた (図 8-2-3c).腰 仙関節側屈トルク、股関節外転トルク、膝関節伸展トルク、足関節底屈トルクはパワーを吸 収してから生成するというパターンを示していた (図 8-2-3d).股関節伸展トルクはおおよ そ全体の局面でパワーを生成していた (図 8-2-3d4).



表 8-2-1 踏切時間,質量中心高,水平速度の平均±標準偏差

-	Condition 1 (1 step)				_	Condition 2 (3 steps)					Condition 3 (5 steps)			_	Condition 4 (7 steps)						
Variable	Mean	±	SD			Mean	±	SD			Mean	±	SD			Mean	±	SD			F(3,27)
t take-off	0.266	± (0.039	s	2,3,4	0.203	±	0.022	s	1,3,4	0.187	±	0.017	s	1,2,4	0.178	±	0.017	s	1,2,3	65.220
Z CoM,touch-down	0.895	± (0.043	m		0.889	±	0.036	m		0.891	±	0.029	m		0.892	±	0.028	m		0.337
Z CoM,toe-off	1.196	± (0.037	m		1.196	±	0.027	m		1.199	±	0.027	m		1.194	±	0.029	m		0.661
\dot{Z} CoM,touch-down	-0.261	± (0.233	m/s		-0.343	±	0.119	m/s		-0.345	±	0.111	m/s		-0.370	±	0.171	m/s		1.171
\dot{Z} CoM,toe-off	2.661	± (0.166	m/s	2,3,4	3.060	±	0.131	m/s	1,3	3.147	±	0.170	m/s	1,2	3.148	±	0.131	m/s	1	122.657
\mathcal{Y} CoM,touch-down	2.214	± (0.277	m/s	2,3,4	3.933	±	0.161	m/s	1,3,4	4.866	±	0.231	m/s	1,2,4	5.289	±	0.327	m/s	1,2,3	334.975
\mathcal{Y} CoM,toe-off	1.061	± (0.379	m/s	2,3,4	2.279	±	0.307	m/s	1,3,4	3.157	±	0.431	m/s	1,2,4	3.493	±	0.504	m/s	1,2,3	171.701

*t*take-off:踏切時間, *z*COM,touch-down, *z*CoM,toe-off, *z*CoM,max:接地瞬間,離地瞬間,空中の最高瞬間における質量中心高, *ż*CoM,touch-down *ż*CoM,toe-off :接地瞬間,離地瞬間の質量中心鉛直速度,*y*CoM,touch-down,*y*CoM,toe-off:接地瞬間,離地瞬間の質量 中心水平速度,





Ex:伸展, Flex:屈曲, FL: 遊脚, SL: 支持脚, Ab: 外転, Ad 内転, ER: 外旋, IR: 内旋, PF: 底屈, DF: 背屈

図 8-2-4 には主要な関節トルクのピーク値とそれらの正仕事を示した.助走歩数は,股関 節伸展トルクのピーク値に対する有意な主効果は認められず(図 8-2-4b, F(3,27) = 1.366), 股関節伸展正仕事を有意に減少させた(図 8-2-4g, F(3,27) = 10.373, p < 0.001).対照的 に,腰仙関節側屈トルク(図 8-2-4a, F(3,27) = 24.569, p < 0.001), 股関節外転トルク(図 8-2-4b, F(3,27) = 29.031, p < 0.001), 足関節底屈トルク(図 8-2-4e, F(3,27) = 34.664, p < 0.001)は、助走歩数の増大に伴って有意にピークトルクが増大した.正仕事については 腰仙関節側屈(図 8-2-4f, F(3,27) = 0.782), 股関節外転(図 8-2-4g, F(3,27) = 0.109), 足 関節底屈(図 8-2-4j, F(3,27) = 2.444)で有意な変化が見られなかった.膝関節については、 おおよそこの中間のような様相が見られた(図 8-2-4d と i).



青:1歩助走,緑:3歩助走,黄:5歩助走,赤:7歩助走,*:事後検定で有意差

8-2-4 考察

本節は、助走歩数と RSLJ の踏切中のキネティクスの関係を明らかにすることを目的とした.研究に先立ち、助走歩数が増大しても、矢状面では近位の関節トルクの増大は生じないが、前額面では大きな関節トルクが求められるという仮説を立てた.本節の目的に際し、跳躍競技者による1、3、5、7 歩助走の RSLJ のデータを収集した.助走歩数による影響が同一関節内で関節軸によって異なるという結果は本節に重要な知見である.

これまで行われた種々の垂直跳の研究で,短い接地時間では遠位の関節 (足関節) トルク が,長い接地時間では近位の関節 (股関節) トルクがそれぞれ求められることが2次元分析 により示されてきた (Bobbert et al., 1987; Fukashiro and Komi, 1987).本節では,助走歩数増 大に伴い足関節底屈トルクが増大した (図 8-2-4e). 対照的に股関節伸展トルクは助走歩数 が増大しても有意な変化は生じず (図 8-2-4b),有意に股関節伸展仕事が減少した (図 8-2-4b). 従って,矢状面においては,RSLJにおいても先行研究 (Bobbert et al., 1987; Fukashiro and Komi, 1987) の知見が適応できることが示された. これは本節の仮説を支持するもので ある.

下肢伸展トルクに加え, RSLJ では股関節外転トルクと腰仙関節側屈トルクといった前額 面の力発揮も求められることが 5-2 節の研究により明らかになっている. これら前額面のト ルクは助走歩数増大とともに有意に増大した (図 8-2-4a と c). すなわち,前額面のトルク は近位の関節で発揮されているものの,その特徴は股関節伸展トルクとは異なり,むしろ遠 位の足関節底屈トルクに類似するものである. このことは,前額面の力発揮に対し,下肢伸 展トルクに得られた先行研究の知見 (Bobbert et al., 1987; Fukashiro and Komi, 1987) を直接 適用できないことを示している.

股関節で伸展と外転トルクでこのような助走歩数による影響に違いが出たのは、動作域 によることが推察される.股関節伸展の動作域は助走歩数が増大すると減少していったが (図 8-2-3a4),股関節外転の動作域は歩数によらずおおよそ一定であった (図 8-2-3a5).これ は、過剰に外転してしまうと体幹全体が側方に傾いてしまうためであると考えられる.す なわち、踏切時間が長い時は過剰に股関節が外転しないよう、股関節外転トルクは最大下の 発揮で調節されていたと示唆される.

本節の結果は、同じ RSLJ であっても助走歩数に合わせてトレーニングの優先度が変化し うることを示唆している.より長い助走で接地時間が短くなる走幅跳や走高跳といった競 技者は下肢三関節の伸展トルクと同様に骨盤の挙上に関わる前額面トルクの発揮能力を強 化することが勧められる.対照的に、バスケットボールやハンドボールのような短い助走歩 数・長い踏切時間で行われる RSLJ のパフォーマンスを改善するには、下肢の特に股関節伸 展トルクの発揮能力の改善が優先されるべきであると考えられる.また、前額面トルク発揮 能力のテストや強化に片脚支持のトレーニング動作が用いられる (Crossley et al., 2011; Reiman et al., 2012).

本節で得られた「踏切時間が短いほど前額面のトルクが大きくなっていく」という知見から,前額面のトルクを目的とするトレーニングでは,下肢の伸展可動域をできるだけ大きく使ったものがよいわけではなく,むしろ下肢伸展についてはある程度小さな動作域にして大きな負荷を持ち上げる動作が有効である可能性が推察される.今後は,最適な動作時間や動作域などを明らかにする必要がある.

本節では、跳躍競技者のみからデータを取得しているため、短い助走を用いる全ての球技 種目の競技者に本節の知見をそのまま完全にあてはまらない可能性がある.しかし、助走が 長くなることによる前額面のトルクの増大は関節可動域と関連するものであることから、 対象者の相違によって結論が変わるものではないと予想される.また、実験環境の制約によ り、7歩までの助走歩数しかデータを取得できなかった点に限界がある.特に陸上競技の走 幅跳では約20歩の助走を取ることがあるが、7歩~20歩のキネティクスの変化については 本節の結果だけでは言及できないため今後の課題である.

8-2-5 結論

本節は、RSLJにおける助走歩数と踏切中の3次元キネティクスの関係を明らかにするこ とを目的とした.助走歩数増大に伴って足関節底屈トルクが増大し、助走歩数に関わらず同 程度の正仕事をした.対照的に股関節伸展トルクは助走歩数が増大しても変化が生じず、正 仕事が減少した.この結果は、垂直跳やドロップジャンプの先行研究で観察された「矢状面 において、長い踏切時間の跳躍動作では近位関節のトルクが、短い接地時間の跳躍動作では 遠位の関節トルクがそれぞれ求められる」という知見がRSLJでも適応できることを示唆し ている.一方、腰仙関節側屈トルクと股関節外転トルクは、近位の関節にも関わらず、助走 歩数が伸びて接地時間が短くなるとトルクが増大し、同程度の力学的仕事していた.従って、 先行研究の知見は前額面には適応できず、接地時間が短いほど大きなトルク発揮が求めら れることが示唆された.

8-3 距離を目的とする助走からの片脚踏切にお ける骨盤の挙上の影響

Sado, N., Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2018b. Effects of segmental rotations on vertical and horizontal energies during take-off of a long jump, in: *ISBS-Conference Proceedings Archive.* 36 (1), Article 194.

8-3-1 緒言

走幅跳は跳躍距離を競う跳躍種目である. 跳躍距離は,大域的にみると水平速度と強い正の相関があることが示されている (Hay, 1993; Lees et al., 1994). しかし, Hay et al. (1993) が示した一流競技者の記録を見ると,同程度の水平速度でも1m近い記録の相違があることがわかる. 加えて,単一の競技者による跳躍距離と水平速度は直線関係でなく,ある点で頭打ちを迎えることが示されている (Bridgett and Linthorne, 2006). このような知見は,できるだけ遠くへ跳ぶためには水平速度を高めるだけでなく効果的な踏切動作を獲得することが重要であることを示唆している.

走幅跳における大きな鉛直速度の生成源は踏切足を軸とする前方回転 (pivoting mechanism) であるとされている (Lees et al., 1994). 言い換えると, 鉛直速度の獲得と水平 速度の減少はトレードオフの関係にあると考えられる. 実際, 健常な一流走幅跳競技者にお いて, 水平速度の減少は踏切接地瞬間の水平速度と踏切角度により精度良く (r²=0.94) 回帰 されることが示されている (Willwacher et al., 2017). 従って, 水平速度の減少なしに鉛直速 度を獲得することが理想ではあるが, 困難であるとされる.

助走からの片脚踏切 (RSLJ) において獲得される高さに有効な力学的エネルギー (*E*vert) は、下肢の矢状面運動だけでなく、前額面に由来するものも存在する. RSLJ 中、踏切脚の 股関節は外転することが観察されている (Graham-Smith and Lees, 2005; Panoutsakopoulos and Papaiakovou, 2010). また,股関節外転トルクと腰仙関節側屈トルクは重要なエネルギー生成 源であり (5-2 節)、ここで引き起こされた骨盤の挙上は跳躍高を生み出す動作である (5-3 節) ことが明らかになっている. 骨盤の挙上は前額面 (鉛直一側方平面) での運動であるこ とを考慮すると,骨盤の挙上は水平速度の減少なしに鉛直速度を生成する可能性がある. 走 幅跳はしばしば、矢状面運動と仮定されるが (Lees et al., 1994; Muraki et al., 2008)、もし本節 で仮説を支持する結果が得られたならば、走幅跳競技における前額面の重要性を示す根拠 となる.

そこで本節では、個々のセグメントの運動が、 E_{hori} と E_{vert} のそれぞれに対して持つ影響を 検討することを目的とした.本節は「骨盤の挙上は、 E_{hori} の減少なしに E_{vert} を増大させる」 という仮説の下で実施された.

8-3-2 方法

8-3-2-1 被検者

被検者は、9 名の男子走幅跳競技者 (22.6±4.2 yrs; 1.75±0.04 m; 65.8±1.9 kg; 自己ベスト: 6.53–7.28 m)であった.実験に先立ち,被検者には本節の目的,方法,および実験に伴う危険性を十分に説明し,実験に参加するための同意を得た.本実験は東京大学大学院総合文化研究科ヒトを対象とした実験研究に関する倫理審査委員会により実験手順の承認を得て行った (課題番号: 356).

8-3-2-2 実験手順

本実験は屋外の陸上競技場にて、太陽光による測定への影響がない夜間に行われた(図 8-3-1a).実験に先だって、被検者には各自ウォーミングアップを行わせた後、身体分析点47 点(図 8-3-1b)に直径20mmの反射マーカーを貼付した.実験試技は20mの助走からのマ ットに向かっての走幅跳とし、出来るだけ遠くへ跳ぶことを指示した.地面反力計上から踏 み切ることができた試技を成功試技とし、被検者は試技を3回行った.疲労の影響を除去す るため、試技間は3分以上の十分な休憩時間を設けた.なお被検者は、日常の競技会に用い ている跳躍用のスパイクシューズを着用して実験試技を行った.なお、9名のうち、2名が 1回、7名が2回の成功試技を取得できた.そこで、全被検者のデータに対する影響を均一 化するために2回取得できた被検者については後述する方法で得た水平外的仕事に対する 鉛直外的仕事の割合が大きかった試行を分析対象試技とした.

a. Capture Setup



b. Marker Placements



図 8-3-1 実験設定(a)と本節で用いたマーカーセット(b)

8-3-2-3 データ収集

3 次元分析を行うために,赤外線カメラ 14 台を用いて,光学式三次元自動動作計測装置 (Motion Analysis Corp., USA) により被検者に貼付した反射マーカーの 3 次元座標値を 200Hz で収集した.踏切局面の地面反力を取得するために,埋没した地面反力計 (Force Plate 9281C, Kistler, Switzerland) を用いた.サンプリング周波数を 2000Hz とし,各センサーの出力を専 用アンプで増幅した後, analogue-digital 変換を行い,コンピュータに取り込んだ.なお,身 体分析点の 3 次元座標データと地面反力データは自動動作計測装置において同期を行った.

8-3-2-4 データ処理

得られた座標値データは残差分析 (Wells and Winter, 1980; Winter, 2009) を基に遮断周波 数を決定し (15 Hz), 2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけることで位相 ずれのないよう平滑化を行った. 接地直後の artefact の影響を取り除くため, 地面反力デー タも, マーカー座標値データと同じ平滑化を行った (Bezodis et al., 2013; Bisseling and Hof, 2006).

本節の分析局面定義,モデル化,移動座標系定義は 5-2 節と同様である.関節中心の定義は,マーカーセットが異なっていたため,胸腰関節中心についてのみ Ferdinands et al. (2009)の方法により推定した.その他の関節は 5-2 節と同様である.

8-3-2-5 算出項目

身体各セグメントの慣性係数は Dumas et al.が報告した値を用いた (Dumas et al., 2015, 2007). 質量中心速度ベクトルを質量中心の位置ベクトルの時間微分により求め,地面反力 ベクトルと質量中心速度ベクトルのそれぞれの成分の積により水平の外的パワーと鉛直の 外的パワーを求めた.得られた外的パワーを時間積分することで*E*_{hori}と*E*_{vert}の変化を算出 した.

3-3 節に示した方法を適用することで,鉛直と水平それぞれの外的パワーに対する各セグ メントの成分を求めた.得られたセグメント成分を時間積分することで各セグメントの回 転に由来する*E*_{hori}と*E*_{vert}の変化を導出した.また,骨盤セグメントの成分については,セグ メント座標系の各軸回りの回転成分を算出した.

8-3-2-6 統計処理

*E*_{hori}と*E*_{vert}それぞれに対して骨盤の各軸周りの回転が成分を持つか否かを示すため,1サンプル *t* 検定を行い,0 との比較を行った.有意性は危険率1%で判断した.

単一試行しか取得できなかった被検者に合わせ、本節では各被検者 1 試行のみを分析対象としていた.そのため、複数試行の取得に成功した被検者 7 名について、外的パワーのセグメント成分の時系列データの二乗平均平方根と相互相関分析を用いてデータの被検者内・試行間再現性を確認した.

8-3-3 結果

図 8-3-2 には質量中心の位置,速度,地面反力,外 的パワーの時系列変化を示した.鉛直速度は踏切接地 瞬間で-0.589±0.206 m/s,離地瞬間で 3.157±0.182 m/s で あった.水平速度は踏切接地瞬間で 7.724±0.410 m/s, 離地瞬間で 6.374±0.428 m/s であった. *E*_{vert} と *E*_{hori}の変 化はそれぞれ 5.71±0.69 J/kg と-9.43±1.71 J/kg であっ た.

図 8-3-3 には主要セグメントの角速度の時系列変化 を、図 8-3-4 には主要なセグメントの回転に由来する 水平と鉛直の外的パワーの時系列変化を、図 8-3-5 に はセグメントの回転に由来する*E*_{hori}と*E*_{vert}をそれぞ れ示した.

骨盤は踏切局面の後半 2/3 で遊脚側が挙上しながら (図 8-3-3), E_{vert} を増大させ (図 8-3-4a)ており, 踏切全 体でその増大量は 0.40±0.16 J/kg であった (図 8-3-5). これは主に遊脚側の骨盤挙上に由来していた (図 8-3-4a2, 0.53±0.16 J/kg). 骨盤前後傾成分 (図 8-3-4a1, 0.00±0.02 J/kg) は 0 との有意差は認められず, 骨盤回 旋成分 (図 8-3-4a3, -0.13±0.14 J/kg) は有意に 0 より 小さかった(p < 0.05). 骨盤は E_{hori} を減少させていたが (図 8-3-4a と図 8-3-5, -0.51±0.23 J/kg), 骨盤による E_{hori} の減少はほとんど回旋成分によるものであり (図 8-3-4a3, -0.54±0.23 J/kg), 骨盤の挙上に由来する E_{hori} 変 化の成分 (図 8-3-4a2, -0.01±0.02 J/kg) は 0 との間に 有意差は認められなかった.

大腿の回転による*E*_{vert}の増大と*E*_{hori}の減少は同時 に生じていた (図 8-3-4b).大腿による*E*_{vert}の増大 (4.35±0.56 J/kg) は全てのセグメントで最大であった (図 8-3-5).

下腿はほとんど踏切局面全体で前に回転していた
 (図 8-3-3c). 下腿の前方回転は踏切局面の 0-20%で
 *E*vertを増大させ,それ以降は*E*vertを減らしていた (図



図 8-3-2 踏切中の質量中心の 変位,速度,地面反力(GRF), 外的パワーのアンサンブル平均

8-3-4c). 踏切全体で見ると下腿の影響は負であった (-0.87±0.78 J/kg, 図 8-3-5). 全ての局面 で下腿は*E*_{hori}を減少させていた (図 8-3-5, -5.32±0.75 J/kg).

Segment angular velocities



Segment components of the rate of change of CoM energy Stance Leg No. ţ 1 Ķ 100 <u>b.</u> 100 🗖 Pelvis Thigh 100 c. Shank Foot 100 L Power [W/kg] 50 50 50 50 0 (0 -50 -50 -50 -50 -100 -100 -100 -100 -150 L -150∟ 0 -150 L -150 L 0 100 100 100 100 Vertical 100 a3. Pelvic Axial Rot. 100 ______ Pelvic AP tilt 100 <mark>a1.</mark> Horizontal Power [W/kg] 50 50 50 0 0 0 -50 -50 -50 -100 -100 -100 -150 L 0 -150 -150 % Take-off Phase 100 100 0

図 8-3-4 踏切局面の外的パワーのセグメント成分のアンサンブル平均 a-d はセグメント成分を, a1-a3 は骨盤の各回転軸の成分を示している



図 8-3-6 には複数回の成功試行を取得できた被検者について外的パワーのセグメント成分の時系列変化を示した.全ての時系列変化で非常によく一致していた.外的パワー成分の時系列データの残差の二乗平均平方根と相互相関係数 (位相ずれ) はそれぞれで下記のとおりである.

鉛直

骨盤: RMS=3.84±2.61 W/kg, r=0.968±0.037 (3±2% 踏切局面) 大腿: RMS=10.90±7.92 W/kg, r=0.979±0.021 (2±2% 踏切局面) 下腿: RMS=10.58±6.89 W/kg, r=0.948±0.048 (2±1% 踏切局面) 足: RMS=7.67±5.46 W/kg, r=0.980±0.021 (2±1% 踏切局面)

水平

骨盤: RMS=2.10±1.51 W/kg, r=0.989±0.016 (2±2% 踏切局面) 大腿: RMS=4.69±2.34 W/kg, r=0.968±0.028 (1±1% 踏切局面) 下腿: RMS=9.00±4.17 W/kg, r=0.998±0.001 (1±1% 踏切局面) 足: RMS=4.57±2.61 W/kg, r=0.988±0.006 (1±1% 踏切局面)



Segment components of the rate of change of CoM energy

図 8-3-6 複数の成功試行を取得できた被検者のそれぞれの試行における 鉛直と水平の外的パワーのセグメント成分の比較の例

8-3-4 考察

本節では、個々のセグメントの運動が、水平と鉛直のそれぞれの移動に対して持つ影響を 明らかにすることを目的とした.走幅跳の踏切において、下肢の矢状面運動とは対照的に、 骨盤の遊脚側挙上は水平速度を減らすことなく鉛直速度を生成するという仮説を立て、 *E*_{hori}と*E*_{vert}の変化に対する各セグメントの成分を定量することによって検証した.本節の 結果は仮説を支持するものであった.

下腿は踏切局面の序盤で、大腿は踏切局面の大部分で *E*horiを減らしながら*E*vertを増大さ せていた (図 8-3-4). これらの結果は大腿と下腿の前方回転に由来する*E*vertの増大は*E*horiの 減少を伴うというトレードオフの関係を示している. 下腿や大腿の回転で発生する鉛直速 度はこれらのセグメントの傾きに依存し (Bobbert and van Ingen Schenau, 1988), より高く跳 ぶためには下腿や大腿をより後方に傾ける必要がある. 走幅跳や RSLJ の分析から,高く跳 ぶほど踏切脚がより大きく後傾することが観察されている (Alexander, 1990; Wilson et al., 2011). より大きな踏切脚の後傾は地面反力を後ろに傾け,より大きな減速を引き起こすこ とから,大腿や下腿を用いて大きな跳躍を獲得することは必ずしも走幅跳のパフォーマン スを増大させるわけではない.

骨盤は踏切局面の後半 2/3 で, *E*_{vert}を増大させていた.一方,前半 1/3 で*E*_{hori}を減少させ ていた (図 8-3-4a). しかし骨盤の各軸成分をみると, *E*_{vert}の増大は骨盤の挙上に由来して いるが (図 8-3-4a2), *E*_{hori}の減少は骨盤の回旋に由来しており (図 8-3-4a3),骨盤の挙上に よる*E*_{hori}の減少は 0 との間に有意差は認められなかった (図 8-3-4a2). この結果から,骨盤 の挙上は水平速度を減少させることなく鉛直速度を獲得することが明らかになった.

本節は、骨盤の遊脚側挙上という水平速度を減じることなく跳躍高を獲得する身体動作 が存在することを示した最初の研究である. 走幅跳において、水平速度を減じることなく跳 躍高を獲得することは理想的であるが (Hay, 1993), これらの関係はトレードオフであると 示されてきた (Willwacher et al., 2017).本節の下腿と大腿の結果もまたトレードオフの関係 を支持するものであった.しかし本節により,骨盤の遊脚側の挙上は水平速度の減少を伴わ ないことが示された.この結果は,大きな骨盤の挙上は走幅跳のパフォーマンスに有益であ ることを示唆しており,これは走幅跳において新しい技術的視点に関するエビデンスを提 供する.走幅跳競技者やそのコーチは,骨盤挙上を制御する腰部側屈筋群や股関節外転筋群 も強化すること,技術トレーニング時にはよく骨盤が挙上しているかを検証することなど が有益であると考えられる.

Graham-Smith and Lees (2005) は、接地直後の股関節内転動作が小さいほど減速が小さい という回帰結果を報告した.この報告は、骨盤の挙上ではなく骨盤の回旋と関わると考えら れる.本節の結果、骨盤の回転に由来する E_{hori} の減少は骨盤の回旋成分のみに由来してい た.解剖学的肢位では股関節外転は骨盤の挙上だけを生じさせるが、股関節屈曲位では股関 節の内外転動作は骨盤の挙上だけでなく回旋にも関わる (lino et al., 2014; Kariyama et al., 2017).前方への連続片脚踏切を分析した Kariyama et al. (2017) は、股関節外転トルクが骨 盤の支持脚側への回旋を止めるように作用していたことを報告した.つまり、骨盤の回旋に よる E_{hori} の減少という本節の結果から、股関節外転トルクは骨盤の挙上によって鉛直速度 を獲得するだけでなく、骨盤の回旋による E_{hori} の減少を抑制する作用を持つことが示唆さ れる.

本節では屋外の夜間実験という時間の制約により,1試行しか成功試行を得られない被検 者が9名中2名生じた.その被検者に合わせ,各被検者から1試行のデータのみを用いて いるため、本節の結果は各被検者の標準的な動作を抽出できなかった可能性がある.しかし, 複数試行取得できた被検者では、外的パワーの成分について非常に高い再現性を確認する ことができた(図 8-3-6).従って、分析試行数は本節の結論に影響を及ぼすものではないと 推察される.

8-3-5 結論

本節では走幅跳の踏切中の水平速度と跳躍高それぞれへのセグメントの回転が持つ影響 を定量した.下肢の矢状面回転は「水平速度を減らしつつ鉛直速度を獲得する」というトレ ードオフの関係を示す結果であった.他方で,骨盤の遊脚側の挙上は,水平速度への影響 を持たずに鉛直速度を獲得することが示された.本節は,矢状面で議論されてきた走幅跳に, 骨盤の挙上動作という新たな技術的視点を提供する.

8-4 曲線一直線助走の相違が片脚踏切に及ぼす 影響

8-4-1 緒言

ヒトの眺躍において高く眺ぶことに最も特化した動作様式は陸上競技の走高眺である. Dick Fosbury 選手が 1968 年オリンピックで優勝して以来,背面跳 (Fosbury flop) と呼ばれ る技術が世界中で主流となっている (Tan and Yeadon, 2005). Fosbury flop の最大の特徴の一 つは踏切前の 4-5 歩が曲線的な軌道を描くことである (Isolehto et al., 2005). この曲線助走 の利点に関する仮説は多く述べられてきたが, Dapena (1980a)によって下記のように分類さ れている:(1) 遠心力を用いたパフォーマンス改善,(2) 離地瞬間のバー方向への過度な傾 きの抑制,(3) バークリアランスに必要な角運動量の獲得.分類した Dapena は分類(2) が 主要な利点であると結論付けている (Dapena, 1980a). 一方,近年の走高眺のバイオメカニ クス的分析によると,曲線助走を行う理由は,助走の曲率を変化させることでバークリアラ ンスに必要となる角運動量を獲得することであると結論付けられている (Tan and Yeadon, 2005). いずれの見解においても,曲線助走の利点は主にバークリアランスに対する利点と 考えられている.

このような利点に加え、2 つの仮説から、曲線助走は質量中心到達高を改善する可能性がある. 仮説1は、「曲線助走がより大きな力発揮を可能にする姿勢条件を導いている」という可能性である. 関節トルク発揮能力は、関節角度や角速度に大きく依存する (Anderson et al., 2007). 5-2 節により、助走からの片脚踏切 (RSLJ) では前額面の力発揮もエネルギー生成源として機能することが明らかになっている. ヒトは、助走を曲線にすることで関節の条件を変え、より大きな 3 次元的な力発揮とそれによる大きな力学的エネルギーの生成を行っている可能性がある.

仮説2は、「曲線助走が同様の力発揮でより大きな跳躍高を導く動作である」という可能 性である.曲線助走は内側への傾きを利用することで質量中心高を下げる (Ae et al., 1986; Dapena, 1993).研究者の中には、この作用により接地時間を増大させることで跳躍高を高め る(仮説2-1)と予想する者も散見される (Ae et al., 1986; Dapena, 1993).ただし、曲線助走が 接地時間に及ぼす影響は検討されておらず、この仮説は予想の域を出ない.また、正の関節 仕事はセグメントの回転を促すが、セグメントの回転に由来する鉛直速度はセグメントの 方向に依存するため (Bobbert and van Ingen Schenau, 1988)、同じ力学的エネルギーの生成で あっても跳躍高に有効な力学的エネルギー (鉛直運動エネルギーと位置エネルギーの和 (*Evert*))は同じとは限らない.従って、曲線助走は直線助走とは異なる姿勢で力学的エネル ギー有効利用を導くかもしれない (仮説 2-2).

以上の仮説から,曲線助走が質量中心上昇高を改善するならば,その機序には3次元的な 力発揮に適した身体の配列や高く跳ぶという目的のためのヒト身体の効果的な利用方法が 含まれている可能性がある.しかし,いずれの仮説においても支持するエビデンスは存在し ない.そこで本節では,曲線助走による質量中心到達高への影響を明らかにすることを目的 とした.

8-4-2 方法

8-4-2-1 被検者

被検者は、13名の走高跳競技者であった(22.8±2.4 yrs,1.78±0.07 m,66.5±5.4 kg,自己ベスト2.13±0.07 m(2.31-2.02 m),シーズンベスト2.09±0.08(2.25-1.94 m)). 被検者には IAAF世界ジュニア大会3位入賞者かつ世界選手権出場経験者1名,IAAF世界ユース5位入賞者1名が含まれており、全員が高校・大学・成年のいずれか(あるいは全て)の全国大会出場経験を有していた.右踏切が3名,左踏切が10名含まれていた.実験に先立ち,被検者には本節の目的、方法、および実験に伴う危険性を十分に説明し、実験に参加するための同意を得た.本実験は東京大学大学院総合文化研究科ヒトを対象とした実験研究に関する倫理審査委員会により実験手順の承認を得て行った(課題番号:356-2).

8-4-2-2 実験手順

実験は国際陸上連盟公認素材 (T 77415, Nishi, Tokyo, Japan) を用いて室内に設定した仮 設フィールドによって行われた.実験に先だって,被検者には各自30分のウォーミングア ップを行わせた後,5-2節に示した身体分析点42点に直径20mmの反射マーカーを貼付し た.実験試技は走高跳の競技会と同様の曲線助走からの跳躍(C-RSLJ),同じ歩数の直線的 な助走からの跳躍(S-RSLJ)とし,片脚でできるだけ高く跳ぶことを指示した.S-RSLJで は,助走が直線となるよう幅約0.6mの助走路を斜め約45°に設定した.埋没した地面反 力計の上から踏み切れた試技を成功試技とし,両条件でそれぞれ3回の成功試行が取得で きるまで被検者は試技を繰り返した.どちらの助走条件を先に行うかはランダムに決定し た.着地時の衝撃による障害の発生を防ぐため走高跳用のマットを設置した.疲労の影響を 排除するために,試技の間には3分以上の十分な休憩時間をとった.取得された成功試技3 試行のすべてを分析対象とした.

8-4-2-3 データ収集

3 次元分析を行うために、赤外線カメラ 16 台の光学式三次元自動動作計測装置 (Mac3D System, Motion Analysis Corp., USA) により被検者に貼付した反射マーカーの 3 次元座標値 を 200Hz で収集した. 地面反力計 (Force Plate 9281C, Kistler, Switzerland) を用いて 2000Hz で地面反力を計測し、各センサーの出力を専用アンプで増幅した後、analogue-digital 変換を 行ってコンピュータに取り込んだ. なお、身体分析点の 3 次元座標データと地面反力データ は自動動作計測装置において同期を行った.



図 8-4-1 実験設定

8-4-2-4 データ処理

得られた座標値データは残差分析 (Wells and Winter, 1980; Winter, 2009) を基に遮断周波 数を決定し (15 Hz), 2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけることで位相 ずれのないよう平滑化を行った. 接地直後の artefact の影響を取り除くため, 地面反力デー タもマーカー座標値データと同じ平滑化処理を行った (Bezodis et al., 2013; Bisseling and Hof, 2006).

本節では,踏切3歩前から踏切離地までを分析区間とし,特に地面反力計への接地から離 地までの踏切局面を詳細な分析を行った.地面反力計から得られた地面反力データの鉛直 成分が10N以上となった瞬間をフォースプレートへの接地,10N以下となった瞬間を離地 と定義した.本節のモデル化は5-2節と同様である.

8-4-2-5 算出項目

5-2節と同様に,質量中心位置・質量中心速度・最大質量中心到達高を算出した.各接地 瞬間の質量中心速度ベクトルを横断面に投影し,絶対座標系**x**軸との成す角をそれぞれの歩 数における進行角度として算出した.なお,右踏切の被検者データについては,-1を乗ずる ことで符号を統一した.

絶対座標系における質量中心速度を算出した後,踏切接地瞬間の進行方向を基準とした 相対座標系 (*S_{relative} - x'y'z*)を定義した.すなわち,踏切接地瞬間の質量中心速度ベクトル を横断面に投影した方向をy'軸正方向,鉛直上向きをz軸正方向,y'軸とz軸の外積で得られ る方向をx'軸正方向とする座標系である.相対座標系に一致する姿勢を基準姿勢とし,カル ダンの順序でセグメント角度を算出した.逆動力学演算により関節トルクを算出した.3-2 節で示した手法を用いて関節トルクパワーを算出した.全ての関節トルクパワーを積分す ることで,踏切局面における全ての関節仕事を算出した.3-3節に示した手法により,鉛直 パワーの各セグメントの成分を算出した.得られた鉛直パワーを時間積分することで*Evert*の変化に対する各セグメントの成分を算出した.

8-4-2-6 統計処理

統計分析過程では、3 試行の平均値をそれぞれの被検者のそれぞれの試行の代表値として 用いた. Shapiro-Wilk test を用いて正規性を確認した.対応のある t 検定を用いて C-RSLJ と S-RSLJ の間の差異を検定した. 有意性は危険率 5%で判定した.

8-4-3 結果

図 8-4-2 には助走中の質量中心の軌跡とスティックピクチャーを,表 8-4-1 には C-RSLJ と S-RSLJ のパフォーマンスを示す変数を示した. 全被検者で S-RSLJ よりも C-RSLJ で大きな質量中心到達高と*Evert*を達成していた. 接地瞬間の質量中心高は C-RSLJ の方が低く,離地瞬間で有意差は認められなかった. 接地時間には有意差は認められなかった. 直線助走では進行角度がほぼ一定であったが,曲線助走では各接地で約 10° ずつ進行角度が変化していき,進行角度の変位は L3-L2, L2-L1, L1-L0 全てで有意差が認められた.







(a)については踏切脚接地瞬間の踏切脚踵に対する相対位置で示している

表 8-4-1 曲線助走 (C-RSLJ) と直線助走 (S-RSLJ) のパフォーマンスを示す変 数の平均±標準偏差

	C-RSLJ	_	S-RSLJ	_		
Variable	Mean \pm SD		Mean ± SD			Cohen's d
Z CoM,touch-down	$0.878 \ \pm \ 0.044$	m	$0.898 \ \pm \ 0.045$	m	*	0.450
Z CoM,toe-off	$1.196 \ \pm \ 0.051$	m	1.194 ± 0.058	m	n.s.	0.031
Z CoM,max	$1.944 \ \pm \ 0.099$	m	1.890 ± 0.097	m	*	0.903
Δz CoM,take-off	$0.318 \ \pm \ 0.028$	m	$0.296 \ \pm \ 0.025$	m	*	0.814
$\Delta z_{ m CoM, flight}$	$0.748 \ \pm \ 0.065$	m	$0.696 \hspace{0.1in} \pm \hspace{0.1in} 0.050$	m	*	0.903
\dot{Z} CoM,touch-down	-0.215 ± 0.103	m/s	-0.505 ± 0.108	m/s	*	2.739
$\dot{Z}_{ m CoM,toe-off}$	$3.827 \ \pm \ 0.167$	m/s	3.692 ± 0.133	m/s	*	0.896
t _{take-off}	0.156 ± 0.013	s	$0.159 \ \pm \ 0.012$	s	n.s.	0.272
$\Delta E_{ m vert}$	9.494 ± 0.726	J/kg	8.722 ± 0.708	J/kg	*	1.078
$\theta_{L3_{TD}}$	$71.50 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 4.33$	0	51.51 ± 2.33	0	*	5.753
θ_{L2_TD}	$61.61 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 4.20$	0	51.18 ± 2.69	0	*	2.955
θ_{L1_TD}	49.57 ± 3.63	0	49.62 ± 2.31	0	n.s.	0.015
$\theta_{\text{L0_TD}}$	40.34 ± 3.56	0	46.41 ± 2.12	0	*	2.073
$\Delta \theta_{L3TD-L2TD}$	$9.90 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 1.95$	0	$0.33 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 1.19$	0	*	5.918
$\Delta heta_{L2TD-L1TD}$	$12.03 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 1.75$	0	$1.56 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 1.09$	0	*	7.176
$\varDelta heta_{L1TD-L0TD}$	$9.24 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 1.92$	0	$3.21 \hspace{.1in} \pm \hspace{.1in} 1.20$	0	*	3.765
au peak, LSJ Extension	$2.52 \hspace{0.1in} \pm \hspace{0.1in} 0.66$	Nm/kg	$2.83 \hspace{0.1in} \pm \hspace{0.1in} 0.69$	Nm/kg	n.s.	0.454
au peak, LSJ FL side Flexion	$3.06 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.76$	Nm/kg	$3.20 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.87$	Nm/kg	n.s.	0.177
au peak, FL Hip Flexion	-2.23 ± 0.39	Nm/kg	-2.28 ± 0.68	Nm/kg	n.s.	0.082
au peak, SL Hip Extension	$3.25 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.99$	Nm/kg	$3.35 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.82$	Nm/kg	n.s.	0.113
au peak, SL Hip Abduction	$4.70 \hspace{0.1in} \pm \hspace{0.1in} 0.99$	Nm/kg	$4.79 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.85$	Nm/kg	n.s.	0.100
au peak, SL Knee Extension	$5.87 \hspace{0.1in} \pm \hspace{0.1in} 0.99$	Nm/kg	$5.81 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.69$	Nm/kg	n.s.	0.082
au peak, SL Ankle Plantar Flexion	$3.81 \ \pm \ 0.99$	Nm/kg	$4.12 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.64$	Nm/kg	*	0.560

 z_{CoM} : 質量中心高, Δz_{CoM} : 質量中心高の変位, \dot{z}_{CoM} : 質量中心の鉛直速度, $t_{take-off}$: 接地時間, ΔE_{vert} : 高さに有効な力学的エネルギーの変化(外的鉛直仕事), θ : 進行角度, $\Delta \theta$: 進行角度の変化, τ : 関節トルク



横断面における接地瞬間の速度ベクトルを基準とした相対座標系で示している.質量中心位置は接地瞬間の支持脚踵に対する相対位置である.

図 8-4-4には下肢と腰仙関節の関節キネマティクス・キネティクスの時系列変化を,図 8-4-5には全関節の正仕事と負仕事の総和を示した.全ての下肢関節と腰仙関節の3次元関節 キネマティクス・キネティクスの時系列変化は非常によく類似していた.関節トルクの値に ついては、ほとんどのトルクで有意差は認められなかった.唯一、足関節底屈トルクのピー ク値に有意差が認められ、S-RSLJ で大きかった.関節仕事は、正仕事の総和 (C-RSLJ: 5.18±0.69 J/kg, S-RSLJ: 5.17±0.80 J/kg) では有意差が認められた. 負仕事の総和 (C-RSLJ: -7.03±1.13 J/kg, S-RSLJ: -7.68±1.40 J/kg) では有意差が認められた.



図 8-4-4 踏切局面の関節角度 (a),角速度 (b),トルク (c),パワー (d) のアンサンブル平均 Ex:伸展, Flex:屈曲, FL:遊脚, SL:支持脚, Ab:外転, Ad 内転, ER:外旋, IR:内旋, PF:底屈, DF:背屈

図 8-4-6 には踏切接地瞬間の水平速度ベクト ルを基準に設定された相対座標系に対するセグ メントのカルダン角の時系列変化を示した. C-RSLJ で S-RSLJ よりも有意に接地瞬間に大腿と 下腿が後傾していた (大腿の後傾角度差: 2.5±2.0° (p < 0.05, d = 1.03), 下腿の後傾角度差: 3.2±2.1° (p < 0.05, d = 0.82)). 特に下腿では踏 切局面を通してその角度差が大きくなってい き, C-RSLJ では S-RSLJ よりも最大前傾角度が 有意に小さかった (下腿の最大前傾角度の差: 6.5±2.9° (p < 0.05, d = 1.50)). また, 速度ベク トルに対し, 骨盤以下全てのセグメントが C-RSLJ で S-RSLJ より約 10~15°, 踏切脚側に回旋 (外旋) した状態で踏切動作が遂行されていた.







- 212 -

Segment cardan angle

図 8-4-7 には鉛直外的パワーの主要なセグメント成分の時系列変化, *E*_{vert}の全セグメントの回転に由来する成分, 各セグメントで生じた C-RSLJ と S-RSLJ 間の差を示した. C-RSLJ で S-RSLJ よりも有意に大きな*E*_{vert}を生じていたのは大腿の回転由来 (差: 0.36±0.31 J/kg) と下腿の回転由来 (差: 0.80±0.36 J/kg) であり, 下腿由来の C-RSLJ と S-RSLJ 間の差が最も大きかった.



a. Components of the rate of change of effective energy due to segment movements

図 8-4-7 C-RLSJ と S-RSLJ それぞれにおける高さに有効な力学的エネル ギー (*E*vert) の変化率の主要なセグメント成分のアンサンブル平均 (a), *E*vertの変化のセグメント成分 (b),各セグメントで生じた C-RLSJ と S-RSLJ 間の*E*vertの差 (c)

Stance Leg

Free Leg

8-4-4 考察

本節の目的は、曲線助走が質量中心到達高に及ぼす影響を検討することであった.本節では、直線助走よりも曲線助走でより大きな質量中心到達高を獲得するという結果が得られた.これまで曲線助走の利点はバークリアランスに対するものが主とされており (Dapena, 1980a; Tan and Yeadon, 2005),高さに対する影響を検討したものはなかった.本節は跳躍高に対する曲線助走の有効性を検討した最初の研究である.

それぞれの条件の質量中心の軌跡を概観すると、S-RSLJ ではその軌跡がおおよそ直線で あること、C-RSLJ ではその軌跡が弧を描いていたことが観察された (図 8-4-2a). 加えて、 S-RSLJ では、3 歩前から踏切接地までほとんど進行角度が変化しなかったが、C-RSLJ では 各歩で約 10° ずつ変化していた (表 8-4-1). また、この進行角度は走高跳の競技中の分析を 行った先行研究 (Dapena, 1980a) と類似していた. 従って、本節の被検者は適切に直線助走 と曲線助走を行ったこと、C-RSLJ ではそれぞれが競技会で用いる助走と同様の曲線助走を 適切に遂行したことを示唆している.

8-4-4-1 仮説1「曲線助走は踏切中の力発揮を改善する」か?

本節の結果,両条件で関節のキネティクスの変化パターンは非常によく一致していた(図 8-4-4).また,ほとんどのピークトルクも等しく,唯一有意差が認められた足関節底屈トル クはむしろ小さな跳躍高であった S-RSLJ で大きいという結果であった(表 8-4-1).加えて, 全身の関節で生成された力学的エネルギー(正仕事の総和)は同程度であった(図 8-4-5). つまり曲線助走からの踏切でも,踏切中の各関節まわりの力発揮特性は 5-2 節で示したよう な直線助走からの踏切と同一である事が明らかになった.この結果は仮説1を棄却するも のである.

8-4-4-2 仮説 2-1「曲線助走は接地時間を長くすることで大きな跳躍高を生む」 か?

曲線助走を達成するには、求心力を必要とし、これを達成するために内傾を必要とする. この内傾は、質量中心を低くする作用があり、低い質量中心で踏切を開始することで踏切時 間を長くすると予想した研究者が散見される (Ae et al., 1986; Dapena, 1993). 曲線助走では 直線助走よりも有意に質量中心高が低い状態で踏切局面を開始していた (表 8-4-1). しかし、 条件間で接地時間に有意差は認めらず、反対に全被検者の平均接地時間は直線助走の方が わずかに長いという結果であった (表 8-4-1). この結果は仮説 2-1 を棄却するものである.

8-4-4-3 仮説 2-2 「曲線助走によって生じる姿勢の差が力学的エネルギーの有効 利用を導く」か?

C-RSLJで S-RSLJよりも有意に大きな E_{vert} を生成していたのは大腿と下腿の回転であり,特に下腿の回転で大きな差が生じていた (図 8-4-7). RSLJ において下腿の回転由来の E_{vert} は水平速度に由来する運動エネルギー (E_{hori})からの変換である (5-3 節). 従って, C-RSLJ では E_{hori} から E_{vert} への変換を大きくすることでより大きな跳躍高を達成したといえる.

C-RSLJでは、S-RSLJよりも下腿が後傾して接地しており、踏切中 C-RSLJと S-RSLJ間 の下腿の前後傾角の差は増大していった (図 8-4-6). セグメントの回転によって生じる速度 の方向はセグメントの角度に依存する (Bobbert and van Ingen Schenau, 1988). 下腿の前回転 は下腿が後傾すると、上端の鉛直上方向の速度を生成し、大きく後傾しているほど上方向成 分が大きくなる.反対に、下腿が前傾していると下腿の前回転は下方向の速度を生成し、そ の前傾が大きいほど下方向の成分が大きくなる.つまり、下腿の過度な回転は*Evert*のロスに なる.従って曲線助走では、下腿をより後傾させた姿勢で踏切を開始することでより大きな *E*horiから*Evert*への変換を導くこと、踏切中の下腿の前回転を抑えることで下腿の前傾を抑 制し、踏切後半の*Evert*のロスを減らしていたことが示唆される.

曲線助走で過度な前回転を防いでいた要因は、下腿の向きと進行方向の相違によること が推察される.曲線助走では、下腿を含む骨盤以下全てのセグメントが、質量中心の進行方 向に対して踏切脚側を向いていた (図 8-4-6). これは、減速成分の地面反力によって下腿を 前回転させようとするモーメントが小さくなることを意味する.従って曲線助走では、進行 方向に対して身体を斜め (踏切脚方向) に向けて踏切を開始することで、過度な下腿の前回 転を抑制したことが推察される.以上のことから、本節の結果は仮説 2-2 を支持するもので あった.

走高跳は、はさみ跳、ロール・オーバー跳、ベリーロール跳と歴史的に跳躍フォームが変 遷し、現在の曲線助走を用いた背面跳となった.これまで行われてきた走高跳の研究 (Dapena, 1980a; Tan and Yeadon, 2005) では、曲線助走の利点はバーを越えることに対するも のが主であると結論付けられてきた.しかし本研究の結果、曲線助走は直線助走と同様の踏 切中の力発揮の中でより高く跳べることとその機序が明らかになった.この知見は、ヒトは 走高跳という競技を行う中で、競技のルール特性に応じた動作様式としてだけでなく、同様 の出力をする中でできるだけ自身の身体を高い位置に移動するための動作様式を身に着け たことを示唆している.

8-4-5 結論

本節は、最も高さに特化した跳躍形態と考えられる走高跳で用いられる曲線助走が跳躍 高に与える影響を検討した最初の研究である.本節の結果、曲線助走からの踏切では、直線 助走からの踏切と比較して踏切中の力発揮を変化させることなくより高い跳躍を可能とす ることが明らかになった.この機序をセグメントの動きとEvert獲得の観点から検討すると、 曲線助走による踏切脚、特に下腿がより後ろに傾いた状態で踏切動作を開始すること、下腿 の過度な前傾を抑制することに起因していた.すなわちヒトは、走高跳という競技の中で、 バーを跳び越えて競うという競技特性に合わせる動作だけでなく、同じ力発揮でより高く 跳ぶ方法を生み出したことが定量的に示された.

8-5 条件の変化が助走からの片脚踏切に及ぼす 影響 総括

8-5-1 各研究で得らえた結果のまとめ

2節

8-2 節では、1 歩から 7 歩までの助走からの RSLJ を用いて異なる助走歩数それぞれで求 められる力発揮を検討した.その結果,腰仙関節側屈トルクと股関節外転トルクは全ての助 走歩数で発揮され,正の力学的仕事をしていた.両前額面のトルクは、助走歩数が伸びて接 地時間が短くなるほど増大し、接地時間が短くなっても同程度の力学的仕事をしていた.従 って、これらの前額面のトルク発揮には「接地時間が短いと近位よりも遠位の力発揮が増大 する」という先行研究で得られた下肢伸展の知見が適応できず、むしろ接地時間が短いほど 大きくなることが明らかになった.

3節

8-3 節では、距離を目的とする RSLJ 中の水平速度と鉛直速度それぞれへのセグメントの 回転が持つ影響を定量した.下肢の矢状面回転は「水平速度を減らしつつ鉛直速度を獲得す る」というトレードオフの関係を示す結果であった.他方で、骨盤の遊脚側の挙上は水平速 度への影響を持たずに鉛直速度を獲得する動作であることが明らかになった.

4節

8-4節では、走高跳で用いられる曲線助走と直線助走の比較を行った.その結果、走高跳 競技者は曲線助走でも直線助走と同様の力発揮によって踏切を遂行していることが明らか になった.併せて、力発揮を変化なしに高い跳躍を可能とすることが明らかになった.この 機序は、曲線助走による踏切脚、特に下腿がより後ろに傾いた状態で踏切動作を開始するこ と、進行方向と下腿の前回転の軸をずらすことで踏切中の下腿の過度な前傾を抑制するこ とであった.

8-5-2 各種の助走からの片脚踏切のパフォーマンス

本章の研究で,様々な助走歩数からのRSLJ(8-2節),跳躍距離を目的とするRSLJ(8-3節), 曲線助走からのRSLJ(8-4節)という各種競技動作で行われるRSLJでも「腰仙関節側屈ト ルクと股関節外転トルクが発揮され,遊脚側の骨盤が挙上する」ことが共通して生じること が確認された.この結果は,骨盤挙上動作による跳躍高の獲得はRSLJの変形や目的を問わ ず, RSLJ 全般で一般的である事を示唆している.ただし,体幹全体を側方に傾けることな く RSLJ を遂行するには骨盤の挙上に限界があり,踏切時間が長い時はこの限界を超えるこ とがないよう前額面の力発揮は最大下で調節されていることも明らかになった (8-2 節).

各種の高さを目的とする RSLJ では、水平速度の減少はパフォーマンスに影響がない.しかし、距離を目的とする場合は、水平速度の減少を最小限にして鉛直速度を獲得することが求められるが、水平速度の減少と鉛直速度の増大はトレードオフの関係にあり、これは困難であることも示されている (Willwacher et al., 2017). 8-3 節では、5 章で得られた骨盤の挙上による鉛直速度の獲得が確認されただけでなく、骨盤の挙上が水平速度の減少を伴わないことも明らかになった.つまり、肢位によって前方・上方・側方といったあらゆる方向への速度の増減に影響を持つ大腿とは対照的に、前額面の力発揮が惹起する骨盤の挙上動作は、上方への質量中心の移動に特化して影響を持つことが明らかになった.

これまでヒトを含むあらゆる動物で高く跳ぶための方法が検討され、反動動作やカタパ ルト動作といった,筋・腱複合体に備わっている機構の利用による下肢伸展筋群の力発揮増 大が示されてきた.しかし5章の研究で,RSLJでは、下肢伸展以外の動作(骨盤の前額面 動作・遊脚の振り込み動作,大腿と下腿の起こし回転を通した水平運動エネルギーからの変 換)を用いることで、大きな跳躍高を達成していることを示した.加えて8-4節の研究によ り、走高跳で採用される曲線助走は直線助走から力発揮の変化を伴わず、姿勢の変化によっ て跳躍高を改善することが明らかになった.従来の研究では、走高跳の動作様式はバークリ アランスを有効にするための動作であるとされてきた (Dapena, 1980a; Tan and Yeadon, 2005). しかし 8-4 節により、ヒトは走高跳という競技を通して、RSLJ という広く用いられる動作 様式からさらに、同様の力発揮の中で跳躍高を最大化するための動作様式を発達させたこ とが示唆された.

8-5-3 結語

本章では、実動作で様式が変化する RSLJ の研究を行った.その結果、種々の歩数からの RSLJ・距離を目的とする RSLJ・曲線助走からの RSLJ のいずれにおいても、腰仙関節側屈・ 股関節外転の力発揮とそれによる骨盤挙上が同様に生じることが確認された.また、「RSLJ における骨盤の挙上には限界があり踏切時間が長い時には前額面の力発揮が最大下で調節 されている」、「距離を目的とする場合には水平速度低下を伴わずに鉛直速度を獲得する」 といった課題特異的な特徴も併せて明らかになった.

9章 総括

1節 論議

2節 結論

9-1 節 議論

9-1 議論

9-1-1 各章で得られた知見のまとめ

4章

全力疾走の研究により、矢状面では股関節伸展トルクと腰仙関節伸展トルクが拮抗する ことで、前額面では股関節外転トルクと腰仙関節側屈トルクが協働することで、それぞれ骨 盤を固定することが示された.横断面では、離地に先行した骨盤の回旋を捻転トルクが引き 起こすことで回復動作を補助すること、幅広い走速度で速度が増大すると捻転トルクはス テップ頻度と類似して増大することが明らかになった.

5章

助走からの片脚踏切 (RSLJ) の研究により,腰椎・骨盤・股関節複合体の前額面の力発揮 が遊脚側の骨盤挙上を通して力学的エネルギーの生成源として機能すること,惹起された 骨盤の挙上動作は質量中心高を増大させることが定量的に明らかになった.また,その場で の両脚と片脚踏切の比較研究により,骨盤の挙上は両脚踏切に対する片脚踏切の大きな利 点であることが明らかになった.

6章

方向転換の研究により,側方速度の獲得は,下肢を側方に傾けて接地することで下肢の矢 状面の回転を用いていることが明らかになった.また,この下肢の傾いた姿勢(つまり股関 節外転位)では十分に発揮できない股関節外転トルクの「骨盤の下制抑制」という役割を腰 仙関節側屈トルクだけで担うことが明らかとなった.側方への体幹の回転は,単一の剛体の ようにふるまうのではなく,胸郭から骨盤へ体幹を捻りながら順に回転していくこと,この 捻転が捻転トルクによって制御されていること,ここで惹起された離地に先行した骨盤の 回旋は,下肢の回復動作を補助することが明らかになった.

7章

スタート・加速局面の研究により,支持脚大腿の回転が全力疾走の前方速度獲得の約半分 を担うことが明らかになった.一方,走速度獲得局面における下肢の前傾に伴い,下肢の動 作は質量中心高の保持には寄与せずむしろ低下させることも示された.これに対し,腰椎・ 骨盤・股関節複合体の働き,特に前額面の力発揮が力学的エネルギー生成源となって骨盤の 遊脚側挙上を惹起し,質量中心を上昇させるように作用することで下肢による低下分を相 殺し,質量中心高を保持することが,スタートと加速局面で共通して明らかになった.

8章

各条件変化が生じた RSLJ の研究により,5章で明らかになった前額面の力発揮による力 学的エネルギーの生成と骨盤の挙上による跳躍高獲得という機序は,RSLJ という様式をと るならば様々な歩数・目的方向の相違・姿勢の変化が生じても同様に用いられていることが 明らかになった.ただし,前額面の力発揮は長い踏切時間では最大下で調節されることも併 せて明らかになった.また,前額面の力発揮が惹起する骨盤挙上は水平速度に影響を持たず, 質量中心の上方速度の獲得にのみ特化して影響を持つ動作であることも明らかになった.

9-1-2 ヒト全力移動運動における腰椎・骨盤・股関節複合体 の動力学的挙動とその意義

本研究により,前方・上方・側方への移動運動について,骨盤の動きと腰仙関節で発揮されたトルクとの関係は表 9-1-1 のようにまとめることができる.

従来,腰椎・骨盤・股関節複合体の筋群の機能は,過剰な動きを抑制し固定するスタビラ イザーとして説明されてきた (Kibler et al., 2006; Meyers et al., 2005). 最近の研究 (Edwards et al., 2017) でも、体幹の動作域が小さいことを強い体幹制御 (表 9-1-1 の△),動作域が大き いことを弱い体幹制御 (表 9-1-1 の×) と表現している. つまり、観察された骨盤や体幹の 動きは、腰椎・骨盤・股関節複合体の制御を弱めることで生じていたと捉えられている. し かし、表 9-1-1 から、腰椎・骨盤・股関節複合体の機能は「固定」だけでなく、能動的に骨 盤を動かすという動力学的な制御も行われていることがわかる (表 9-1-1 の○).

Locomotive Direction	Sagittal	Frontal	Transverse		
Forward	\triangle (Acceleration/Maximal)	riangle (Maximal)	0		
(Sprint)	× (Start)	○ (Start/Acceleration)			
Upward (Jump)	\bigtriangleup	0	×		
Sideward (SideStep Cut)	\bigtriangleup	\bigtriangleup	0		
· · ·	-				

表 9-1-1 各方向への全力移動における骨盤の動きと腰仙関節トルクの関係





○:腰仙関節トルクが働く方向へ骨盤が大きく動く (≧10°).

△:骨盤の動きが小さい (<10°).

×:腰仙関節トルクと反対の方向へ骨盤が大きく動く(≦-10°).

本項では、各章で個別に検討してきた各種のヒト全力移動運動での腰椎・骨盤・股関節複 合体の動力学的挙動とその意義を、矢状面・前額面・横断面の各平面について運動様式を横 断して議論する.最後に能動的な骨盤の動作の共通点について考察し、腰椎・骨盤・股関節 複合体の役割を総括する.

9-1-2-1 腰仙関節伸展と股関節伸展の動力学的な拮抗による骨盤の固定

本研究で扱った全力移動運動全てで,腰仙関節伸展トルクが発揮されることが明らかに なった.これは見方を変えると,腰仙関節で屈曲トルクが求められないと捉えることも出来 る.外乱が生じうる局面では共収縮することで体幹の剛性を高めるといった役割を担う可 能性は残されているものの,正味のトルクとして考えた場合では腹直筋などによる大きな 屈曲方向へのトルク発揮は移動運動では求められないことが明らかになった.

支持脚股関節でも伸展トルクが各種移動 運動で共通して発揮されていた.解剖学的 に,股関節の伸展は大腿の前回転と骨盤の 後傾の組み合わせであるが,各種移動運動 では共通して骨盤の後傾の角変位は他の平 面での回転と比較して大きく生じていなか った.これは,4-2節で詳述したように骨盤 を前傾させる腰仙関節伸展トルクが同時に 発揮されることで骨盤に働く股関節伸展ト ルクが相殺されるためである (図 9-1-1).



骨盤前傾角度が固定されることは,股関節伸展仕事によって生成された力学的エネルギーが大腿の前回転に作用することを意味する (Gordon et al., 1980). 各移動運動の速度獲得を 力学的エネルギーの観点から検討した結果,側方移動も含めて速度獲得の半分程度は支持 脚大腿の前回転に由来していた:

- ▶ 前方 (クラウチングスタート: 56±6% (7-3 節),加速疾走: 59±2% (7-4 節))
- ▶ 上方 (51±6% (5-3 節))
- ▶ 側方 (43±5% (6-2 節))

ヒトの股関節伸展の主動筋である大殿筋は、下肢の筋の中でも単一筋としては最大の質量を持ち (Ward et al., 2009), 股関節伸展は大きな力学的エネルギー生成源としてのポテンシャルを持つ. 腰仙関節伸展トルクは、骨盤を矢状面で固定することでこの股関節伸展仕事が大腿の回転に有効に作用することを促し、生み出された力学的エネルギーを移動運動の速度獲得へ用いられるように促すという機序が明らかになった.

本研究で扱った全力移動運動だけでなく,股関節伸展トルク発揮能力の重要性が示された動作は広く存在する.例えば,椅子立ち上がり動作では,膝関節伸展トルクが発揮できなくても股関節伸展トルクが発揮できれば動作が完遂できることが示され (Yoshioka et al., 2007),このような動作はいかに大腿を回転させるかが重要である (Yoshioka et al., 2014).本

研究により股関節伸展トルクが効果的に大腿の回転を惹起するには股関節伸展トルク発揮 と同等の腰仙関節伸展トルク発揮が必要であることが示された.股関節伸展トルクと同等 に腰仙関節伸展トルク発揮能力が求められることは,股関節伸展トルクが求められる身体 動作で広く適応できることが示唆される.

9-1-2-2 腰仙関節側屈・股関節外転の動力学的な相補関係と骨盤の挙上・下制

一般に,片脚支持の伴う遊脚側の骨盤下制は,股関節外転トルクによって抑制されている とされ (Hogervorst and Vereecke, 2015),歩行中の骨盤下制 (Trendelenburg gait) は股関節外 転筋群の弱化を示す指標と考えられてきた (Takacs and Hunt, 2012).他方で本研究により, 全力疾走では腰仙関節側屈トルクと股関節外転トルクが同程度に骨盤下制の抑制に貢献す ること (4-3 節),方向転換の研究から股関節外転トルクが全く貢献せずに腰仙関節側屈トル クのみで行う動作も存在すること (6-3 節)が明らかになった.従って,片脚支持で求めら れる骨盤下制の抑制は,股関節外転トルク単独ではなく,腰仙関節側屈と股関節外転の間の 動力学的相補関係によって遂行されていることが明らかになった.特別なスポーツ競技に 従事する競技者でなくても,全てのヒトは直立二足歩行で移動するため,片脚支持による移 動はヒトー般になじみ深い状況である.従って,腰仙関節側屈・股関節外転間にある相補関 係はヒトー般に備わった機構であると推察される.

片脚踏切では,骨盤の遊脚側下制を抑制するだけではなく,むしろ遊脚側を挙上させるこ とで前額面の力発揮が力学的エネルギーの生成源として機能することが明らかになった (5-2 節).加えて,骨盤挙上は質量中心の上昇を引き起こす(つまり跳躍高獲得に貢献する) こと(5-3 節 5-4 節), RSLJ という様式を取るならば様々な跳躍で同様にこの能動的な骨盤 挙上動作の惹起がなされること(8-2 節 8-3 節 8-4 節)が明らかになった.従って,腰仙関節 側屈・股関節外転の間にある相補関係は,受動的な作用に起因する過剰な動作の抑制(つま り骨盤の遊脚側下制の抑制)というスタビライザーとしての機能だけでなく,骨盤の遊脚側 挙上を能動的に惹起するジェネレーターとしての機能も持ち合わせていることが明らかに なった.ただし,骨盤を挙上できる動作域には限界があるため,片脚踏切で常に最大限のト ルク発揮がなされているわけではなく,踏切時間が長い場合では限界以上に挙上しないよ う最大下で調節されていることも示唆された(8-2 節).

スプリントスタート・加速疾走といった走速度を獲得する局面では,支持脚は大きく前傾 した肢位で前回転するために,前方速度を獲得する他方で質量中心高を低下させてしまう (7-3節7-4節).これに対し,腰仙関節側屈トルク・股関節外転トルクは,骨盤挙上を通して 力学的エネルギーを生成し(7-2節),惹起された骨盤挙上は質量中心高の保持に寄与してい た(7-3節7-4節).ここで片脚支持期中の骨盤挙上・下制の動作域を比較すると,クラウチ ングスタート(7-2節)と加速局面(7-4節)では共に約17°と,最高速度疾走局面(約9°(4-3節))の約2倍骨盤を挙上していた.従って,質量中心高の獲得(あるいは保持)の必要性 の度合いに応じて,骨盤の挙上が調節されていた.

以上のことから,跳躍という質量中心高を目的とした移動運動に限らず,「質量中心高の 必要性」に応じて骨盤の挙上が能動的に惹起されることが明らかになった.換言すると,骨 盤の挙上とそれを制御する腰仙関節側屈・股関節外転には,質量中心高を調節する機能の一 端を担うことが全力移動運動の様式を横断して明らかになった.

9-1-2-3 体幹内部で発揮される捻転トルクの機能

前方 (4-4 節) 側方 (6-4 節) への全力移動では, 捻転トルクが支持期後半に骨盤を遊脚方 向 (すなわち支持脚股関節を前に移動させる方向) へ回旋させていた.一方, RSLJ では大 きな捻転トルクは発揮されず, 骨盤は踏切局面を通して支持脚方向 (すなわち支持脚股関節 を後ろに移動させる方向) へ回旋し続けていた (5-2 節). これらの移動運動の相違は, 次の 1 歩のために支持脚の回復動作が求められるか否かである.前方 (4-4 節) 側方 (6-4 節) へ の全力移動では,支持脚を前に牽引することで回復動作を補助していた.さらに,幅広い速 度での走行では, ステップ頻度の増大と捻転トルクの増大が類似していた (4-5 節).従って, 離地後に支持脚を素早く回復させる必要性があるときに捻転トルクが能動的に骨盤の回旋 を惹起することが,移動運動の様式を横断して明らかになった.

捻転トルクが骨盤の回旋を惹起する移動運動では,胸郭・腰部から先行して回旋すること で捻りが生じ,その後支持期の後半に骨盤が追従して回旋していた.捻転しながら胸郭から 順に回旋することは,体幹(胸郭・腰部・骨盤を合わせた身体部位)を単一の剛体とするの に対し,体幹の筋群を骨盤の回旋に動員できること,より小さな慣性で回旋させられること といった観点から,大きな骨盤の回旋角速度が期待できる.ただし,胸郭から順々に回旋す ることによる骨盤の角速度を増大する効果の定量的な度合いを知るには,今後,体幹の動作 域を制限した状態での動作と比較するなど更なる分析が必要であろう.

9-1-2-4 腰椎・骨盤・股関節複合体が能動的に骨盤の動きを惹起する移動運動の 共通点

ここまでの議論により、質量中心の上昇が必要な移動運動では骨盤の前額面での回転が、 下肢の素早い前方への回復動作が求められる移動運動では骨盤の横断面での回転がそれぞ れ寄与していた.そしてこれらの回転は、腰椎・骨盤・股関節複合体の力発揮によって能動 的に生じたものであった.

ヒトの骨盤には,縦に短く幅広いという形態的特徴があり (Gruss and Schmitt, 2015; Hogervorst and Vereecke, 2014),骨盤の長軸が左右方向である.つまり,腰椎・骨盤・股関節 複合体が能動的に生み出す骨盤の回転は「求められる並進運動の方向と骨盤の長軸から形 成される平面」での回転であった (図 9-1-2).従って,本研究を通して新たに明らかになっ た腰椎・骨盤・股関節複合体の能動的に骨盤を動かすという動力学的なふるまいは,縦に短 く幅広という骨盤の形態に即して求められる並進運動を生み出していることが明らかにな った.



図 9-1-2 能動的な骨盤の回転は,必要な並進運動の方向(赤矢印)と 骨盤の長軸 (青矢印) で形成される平面で生じている

9-1-3 本研究の限界と今後の展望

9-1-3-1 個々の筋レベルでのふるまい

本研究で扱った力発揮に関する分析は関節レベルであり、これは拮抗筋や共同筋の働き の結果として生じる正味のものである.従って、本研究だけでは個々の筋の活動に言及する には限界がある.腰椎・骨盤・股関節複合体のふるまいには、表面筋だけでなく、EMG だ けでは取得が不可能な深部の筋の影響も考えられる事、体幹には側屈と捻転の双方を司る 筋 (例えば、内腹斜筋や外腹斜筋) や伸展と側屈の双方を司る筋 (例えば脊柱起立筋) など 作用が重複する筋が多数存在する事などを考慮すると、今後、個々の筋の力発揮や制御につ いて検討していく必要がある.

9-1-3-2 対象動作

本研究では移動運動を対象にしている. 腰椎・骨盤・股関節複合体の重要性は打動作 (lino et al., 2014) や投動作 (Hirashima et al., 2002) のような末端部の速度を目的とする動作を初め広く認識されているが、本研究で得られた知見を他の運動課題にそのまま適用するには限界がある. 今後、本研究で用いた各種の方法論を適用することで、骨盤周りの力発揮について移動運動に限定されないより一般化された動力学的機能の解明が期待される.

9-1-3-3 対象者

本研究では主にそれぞれの動作に習熟している競技者を対象に実験が行われた.そのため、本研究で示した骨盤周りの力発揮やその結果生じる骨盤の動きが競技トレーニングの 結果生じるものなのか、それともヒトが生来的に持ちうる機序であるかに関する言及には 限界がある.今後、幅広い熟達度を対象とする横断的な比較や学習効果を検討する縦断的な 研究などを実施していくことでより理解が深まると推察される.

本研究の全ての実験は日本人の成人男性を対象に行った.従って,全てのヒトに個々の動 作の貢献度合いがそのまま適応できるとは限らない.発育発達の時期や人種の相違,性差な どに起因する形態的特性の相違に応じて,最適な貢献の度合いの組み合わせやそのための 動作などが異なることが予想される.本研究で示した各種の力学的機序やそれを示すため の方法論を基盤とし,形態計測技術と組み合わせていくことで,広く形態的特性に即した動 作機序が解明されていくと推察される.このような課題が解決されていくことにより,人種 や個人の形態特性に最適化された動作の探索や発育発達に応じた適切な動作課題といった 問題に対し,個に沿った身体機能を引き出す支援が科学的な根拠を基に実現することが期 待される. 9章 総括

9-2 結論

本博士論文は、ヒト全力移動運動における腰椎・骨盤・股関節複合体の動力学挙動とその 役割を明らかにすることを目的とした.得られた知見をまとめると次のようになろう.

- 矢状面では、前方・上方・側方への全力移動運動では共通して、腰仙関節では大きな 屈曲トルクは求められず、伸展トルクが求められる.腰仙関節伸展トルクは、骨盤に 働く股関節伸展トルクの作用を相殺することで骨盤を固定し、股関節伸展仕事を有 効に大腿の前回転に作用させる役割を持つ.この股関節仕事が中心となって生じる 大腿の前回転は、各方向への全力移動運動での速度獲得の約半分を担う.
- 前額面では、腰仙関節側屈と股関節外転には動力学的な相補関係により、骨盤の挙上・下制が制御される.この動力学的な相補関係は、骨盤を固定するだけでなく、質量中心高を目的とする跳躍や、全力疾走で質量中心高保持に下肢が寄与しない走速度獲得局面では、骨盤を能動的に挙上する.ここで惹起された骨盤の挙上は、質量中心高を上昇させる作用を持つ.つまり、骨盤の挙上を制御する前額面の力発揮は、移動運動の様式を横断して、質量中心高の獲得・調節をする機構の一端を担う.
- 横断面では、素早い支持脚の回復動作が求められる前方・側方への全力移動で、腰仙 関節捻転トルクが離地に先行して骨盤を遊脚方向(支持脚股関節を前に移動させる 方向)へ回旋させる.この離地に先行したタイミングで骨盤は支持脚を牽引する.つ まり、横断面の力発揮は、離地に先行した骨盤の回旋により支持脚の素早い回復動作 に寄与する.
- 腰椎・骨盤・股関節複合体が能動的に生み出す骨盤の回転は「求められる並進運動の 方向と骨盤の長軸から形成される平面」での回転である.つまり、本研究を通して新 たに明らかになった腰椎・骨盤・股関節複合体の能動的に骨盤を動かすという機能の 本質は、縦に短く幅広という骨盤の形態に即して、求められる並進運動を生み出すこ とである.

本博士論文は、腰椎・骨盤・股関節複合体が持つ骨盤の固定の動力学的機序とその意義に 加え、能動的に動かすという新たな役割を明らかにし、全力移動運動の様式を横断した共通 の動力学的意義を示すものである.この成果は、ヒト身体が持つメカニズムの理解を促すと 共に、ヒトの身体機能向上を目指すスポーツ実践の場に自然科学的な立場から腰椎・骨盤・ 股関節複合体の動力学的役割を提示する.
文献

$\begin{bmatrix} \mathbf{A} \end{bmatrix}$

- Ae, K., Koike, S., Fujii, N., Ae, M., Kawamura, T., 2017. Kinetic analysis of the lower limbs in baseball tee batting. Sport Biomech 16, 283–296. https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1284257
- Ae, M., Nagahara, R., Ohshima, Y., Koyama, H., Takamoto, M., Shibayama, K., 2008.
 Biomechanical analysis of the top three male high jumpers at the 2007 World. New Stud Athl 23, 45–52.
- Ae, M., Sakatani, Y., Yokoi, T., Hashihara, Y., Shibukawa, K., 1986. Biomechanical analysis of the preparatory motion for takeoff in the Fosbury Flop. Int J Sport Biomech 2, 66–77.
- Ae, M., Shibukawa, K., 1980. A Biomechanical Method for the Analysis of the Contribution of the Body Segments in Human Movement : With an Example of Vertical Jump Take-off. Japan J Phys Educ Heal Sport Sci 25, 233–243.
- Aerts, P., 1998. Vertical jumping in Galago senegalensis: the quest for an obligate mechanical power amplifier. Philos Trans R Soc B Biol Sci 353, 1607–1620. https://doi.org/10.1098/rstb.1998.0313
- Akuthota, V., Ferreiro, A., Moore, T., Fredericson, M., 2008. Core stability exercise principles. Curr Sports Med Rep 7, 39–44. https://doi.org/10.1097/01.CSMR.0000308663.13278.69
- Alexander, R.M., 1995. Leg design and jumping technique for humans, other vertebrates and insects. Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci 347, 235–248. https://doi.org/10.1098/rstb.1995.0024
- Alexander, R.M., 1990. Optimum take-off techniques for high and long jumps. Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci 329, 3–10. https://doi.org/10.1098/rstb.1990.0144
- Alexander, R.M., Bennet-Clark, H.C., 1977. Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. Nature 265, 114–117. https://doi.org/10.1038/265114a0

Anderson, D.E., Madigan, M.L., Nussbaum, M.A., 2007. Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: Model development and application to the lower limb. J Biomech 40, 3105–3113. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.03.022

B

- Bell, A.L., Pedersen, D.R., Brand, R.A., 1990. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. J Biomech 23, 617–621. https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90054-7
- Belli, A., Kyröläinen, H., Komi, P. V, 2002. Moment and power of lower limb joints in running. Int J Sports Med 23, 136–141. https://doi.org/10.1055/s-2002-20136
- Bennell, K.L., Crossley, K., 1996. Musculoskeletal injuries in track and field: incidence, distribution and risk factors. Aust J Sci Med Sport 28, 69–75.
- Besier, T.F., Lloyd, D.G., Cochrane, J.L., Ackland, T.R., 2001. External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. Med Sci Sports Exerc 01, 1168–1175. https://doi.org/10.1097/00005768-200107000-00014
- Besier, T.F., Sturnieks, D.L., Alderson, J.A., Lloyd, D.G., 2003. Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis. J Biomech 36, 1159–1168. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00087-3
- Bezodis, I.N., Kerwin, D.G., Salo, A.I.T., 2008. Lower-limb mechanics during the support phase of maximum-velocity sprint running. Med Sci Sports Exerc 40, 707–715. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318162d162
- Bezodis, N.E., Salo, A.I.T., Trewartha, G., 2015. Relationships between lower-limb kinematics and block phase performance in a cross section of sprinters. Eur J Sport Sci 15, 118–124. https://doi.org/10.1080/17461391.2014.928915
- Bezodis, N.E., Salo, A.I.T., Trewartha, G., 2013. Excessive fluctuations in knee joint moments during early stance in sprinting are caused by digital filtering procedures. Gait Posture 38, 653–657. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.02.015
- Bezodis, N.E., Salo, A.I.T., Trewartha, G., 2010. Choice of sprint start performance measure affects the performance-based ranking within a group of sprinters: Which is the most appropriate measure? Sport Biomech 9, 258–269. https://doi.org/10.1080/14763141.2010.538713

- Bisseling, R.W., Hof, A.L., 2006. Handling of impact forces in inverse dynamics. J Biomech 39, 2438–2444. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.07.021
- Blache, Y., Bobbert, M.F., Argaud, S., De Fontenay, B.P., Monteil, K.M., 2013. Measurement of pelvic motion is a prerequisite for accurate estimation of hip joint work in maximum height squat jumping. J Appl Biomech 29, 428–434.
- Blache, Y., Monteil, K.M., 2014. Influence of lumbar spine extension on vertical jump height during maximal squat jumping. J Sports Sci 32, 642–51. https://doi.org/10.1080/02640414.2013.845680
- Blache, Y., Monteil, K.M., 2013. Effect of arm swing on effective energy during vertical jumping: Experimental and simulation study. Scand J Med Sci Sport 23. https://doi.org/10.1111/sms.12042
- Bloomfield, J., Polman, R., O'Donoghue, P., 2007. Physical demands of different positions in FA Premier League soccer. J Sport Sci Med 6, 63–70. https://doi.org/www.jssm.org
- Bobbert, M.F., Gerritsen, K.G., Litjens, M.C., Van Soest, A.J., 1996. Why is countermovement jump height greater than squat jump height? Med Sci Sports Exerc. https://doi.org/10.1097/00005768-199611000-00009
- Bobbert, M.F., Graaf, W.W. De, Jonk, J.N., Casius, L.J.R., 2006. Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. J Appl Physiol 100, 493–499. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00637.2005
- Bobbert, M.F., Huijing, P.A., van Ingen Schenau, G.J., 1987. Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. Med Sci Sports Exerc 19, 332–8. https://doi.org/10.1249/00005768-198708000-00003
- Bobbert, M.F., Huijing, P.A., van Ingen Schenau, G.J., 1986a. A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. J Biomech 19, 887–898. https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90184-3
- Bobbert, M.F., Huijing, P.A., van Ingen Schenau, G.J., 1986b. An estimation of power output and work done by the human triceps surae muscle-tendon complex in jumping. J Biomech 19, 899–906. https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90184-3
- Bobbert, M.F., van Ingen Schenau, G.J., 1988. Coordination in vertical jumping. J Biomech 21, 249–262. https://doi.org/10.1016/0021-9290(88)90175-3

- Bobbert, M.F., Van Soest, A.J., 2001. Why do people jump the way they do? Exerc Sport Sci Rev 29, 95–102. https://doi.org/10.1097/00003677-200107000-00002
- Bobbert, M.F., Van Soest, A.J., 1994. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. Med Sci Sports Exerc 26, 1012–1020.
- Bračič, M., Supej, M., Peharec, S., Bačić, P., Čoh, M., 2010. an Investigation of the Influence of Bilateral Deficit on the Counter-Movement Jump Performance in Elite Sprinters. Kinesiology 42, 73–81. https://doi.org/10.1016/S0167-9457(98)00002-5
- Bramble, D.M., Lieberman, D.E., 2004. Endurance running and the evolution of Homo. Nature 432, 345–352. https://doi.org/10.1038/nature03052
- Brazil, A., Exell, T., Wilson, C., Willwacher, S., Bezodis, I., Irwin, G., 2017. Lower limb joint kinetics in the starting blocks and first stance in athletic sprinting. J Sports Sci 35, 1629–1635. https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1227465
- Brazil, A., Exell, T., Wilson, C., Willwacher, S., Bezodis, I.N., Irwin, G., 2018. Joint kinetic determinants of starting block performance in athletic sprinting. J Sports Sci 36, 1656– 1662. https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1409608
- Bridgett, L.A., Linthorne, N.P., 2006. Changes in long jump take-off technique with increasing runup speed. J Sports Sci 24, 889–897. https://doi.org/10.1080/02640410500298040
- Brophy, R.H., Backus, S.I., Pansy, B.S., Lyman, S., Williams, R.J., 2007. Lower Extremity Muscle Activation and Alignment During the Soccer Instep and Side-foot Kicks. J Orthop Sport Phys Ther 37, 260–268. https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2255
- Brukner, P., Khan, K., Press, J., 2006. Low Back Pain, in: Brukner, P., Khan, K. (Eds.), Clinical Sports Medicine. Mc Graw Hill, pp. 352–380.

[C]

- Camomilla, V., Cereatti, A., Vannozzi, G., Cappozzo, A., 2006. An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. J Biomech 39, 1096–1106. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.02.008
- Cappozzo, A., 1984. Gait analysis methodology. Hum Mov Sci 3, 27–50. https://doi.org/10.1016/0167-9457(84)90004-6
- Challis, J.H., 1998. An investigation of the influence of bi-lateral deficit on human jumping. Hum Mov Sci 17, 307–325. https://doi.org/10.1016/S0167-9457(98)00002-5

- Chang, A., Hayes, K., Dunlop, D., Song, J., Hurwitz, D., Cahue, S., Sharma, L., 2005. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. Arthritis Rheum 52, 3515–3519. https://doi.org/10.1002/art.21406
- Chaouachi, A., Brughelli, M., Chamari, K., Levin, G.T., Abdelkrim, N. Ben, Laurencelle, L., Castagna, C., 2009. Lower Limb Maximal Dynamic Strength and Agility Determinants in Elite Basketball Players. J Strength Cond Res 23, 1570–1577. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181a4e7f0
- Chapman, A.E., Caldwell, G.E., 1983. Factors determining changes in lower limb energy during swing in treadmill running. J Biomech 16, 69–77. https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90047-7
- Charalambous, L., Irwin, G., Bezodis, I.N., Kerwin, D., 2012. Lower limb joint kinetics and ankle joint stiffness in the sprint start push-off. J Sports Sci 30, 1–9. https://doi.org/10.1080/02640414.2011.616948
- Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M., Vanneuville, G., 1985. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. J Biomech 18, 167–176. https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90202-7
- Chen, G., 2006. Induced acceleration contributions to locomotion dynamics are not physically well defined. Gait Posture 23, 37–44. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.11.016
- Čoh, M., Jošt, B., Škof, B., Tomažin, K., Dolenec, A., 1998. Kinematic and Kinetic Parameters of the Sprint Start and Start Acceleration Model of Top Sprinters. Gymnica 28, 33–42.
- Čoh, M., Peharec, S., Bacic, P., 2007. The sprint start: Biomechanical analysis of kinematic, dynammic and electromyographic parameters. New Stud Athl 29–38.
- Čoh, M., Tomazin, K., 2006. Kinematic analysis of the sprint start and acceleration from the blocks. New Stud Athl 21, 23–33.
- Čoh, M., Tomažin, K., Štuhec, S., Tomazin, K., Stuhec, S., 2006. The biomechancial model of the sprint start and block acceleration. Phys Educ Sport 4, 103–114.
- Colby, S., Francisco, A., Bing, Y., Kirkendall, D., Finch, M., Garrett, W., 2000. Electromyographic and Kinematic Analysis of Cutting Maneuvers. Am J Sports Med 28, 234–240. https://doi.org/10.1177/03635465000280021501

- Cooper, J.M., Glassow, R.B., 1972. Locomotion on land and in water, in: Kinesiology. Mosby, pp. 207–256.
- Crewe, H., Campbell, A., Elliott, B., Alderson, J., 2013. Kinetic sensitivity of a new lumbo-pelvic model to variation in segment parameter input. J Appl Biomech 29, 354–359.
- Cross, M.J., Gibbs, N.J., Bryant, G.J., 1989. An analysis of the sidestep cutting manoeuvre. Am J Sports Med 17, 363–366. https://doi.org/10.1177/036354658901700309
- Crossley, K.M., Zhang, W.-J., Schache, A.G., Bryant, A., Cowan, S.M., 2011. Performance on the Single-Leg Squat Task Indicates Hip Abductor Muscle Function. Am J Sports Med 39, 866–873. https://doi.org/10.1177/0363546510395456

[D]

- Dapena, J., 1993. Biomechanical studies in the high jump and the implications to coaching. Mod Athl Coach 31, 7–12.
- Dapena, J., 1980a. Mechanics of rotation in the Fosbury-flop. Med Sci Sports Exerc 12, 45-53.
- Dapena, J., 1980b. Mechanics of translation in the Fosbury-flop. Med Sci Sports Exerc 12, 37-44.
- Dapena, J., Chung, C.S., 1988. Vertical and radial motions of the body during the take-off phase of high jumping. Med Sci Sports Exerc 20, 290–302. https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90183-7
- De Leva, P., 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. J Biomech 29, 1223–1230. https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6
- Debaere, S., Delecluse, C., Aerenhouts, D., Hagman, F., Jonkers, I., 2015. Control of propulsion and body lift during the first two stances of sprint running: a simulation study. J Sports Sci 33, 2016–2024. https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1026375
- Debaere, S., Delecluse, C., Aerenhouts, D., Hagman, F., Jonkers, I., 2013. From block clearance to sprint running: Characteristics underlying an effective transition. J Sports Sci 31, 137– 149. https://doi.org/10.1080/02640414.2012.722225
- Debaere, S., Vanwanseele, B., Delecluse, C., Aerenhouts, D., Hagman, F., Jonkers, I., 2017. Joint power generation differentiates young and adult sprinters during the transition from block start into acceleration: a cross-sectional study. Sport Biomech. https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1234639

- Desroches, G., Chèze, L., Dumas, R., 2010. Expression of joint moment in the joint coordinate system. J Biomech Eng 132, 114503. https://doi.org/10.1115/1.4002537
- Dickin, D.C., Too, D., 2006. Effects of movement velocity and maximal concentric and eccentric actions on the bilateral deficit. Res Q Exerc Sport 77, 296–303. https://doi.org/10.5641/027013606X13080769704848
- Dorn, T.W., Schache, A.G., Pandy, M.G., 2012. Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. J Exp Biol 215, 1944–56. https://doi.org/10.1242/jeb.064527
- Duchenne, P., 1869. Ueber Phosphornecrose: Inaugural-Dissertation.. (Doctoral dissertation).
- Dumas, R., Chèze, L., Verriest, J.P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. J Biomech 40, 543–553. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.013
- Dumas, R., Robert, T., Cheze, L., Verriest, J.-P., 2015. Thorax and abdomen body segment inertial parameters adjusted from McConville et al. and Young et al. Int Biomech 2, 113–118. https://doi.org/10.1080/23335432.2015.1112244

(E)

- Edwards, S., Austin, A.P., Bird, S.P., 2017. The Role of the Trunk Control in Athletic Performance of a Reactive Change-of-Direction Task. J Strength Cond Res 31, 126–139. https://doi.org/10.1519/JSC.000000000001488
- Eisenhauer, J.G., 2003. Regression through the origin. Teach Stat 25, 76–80. https://doi.org/10.1111/1467-9639.00136
- Elftman, H., 1940. The work done by muscles in running. Am J Physiol 129, 672-684.

(F)

- Feltner, M., Dapena, J., 1986. Dynamics of the shoulder and elbow joints of the throwing arm during a baseball pitch. Int J Sport Biomech 2, 235–259.
- Feltner, M., Fraschetti, D., Crisp, R., 1999. Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermove vertical jumps. J Sports Sci 17, 449–466.

- Fenn, W.O., 1930. Work Against Gravity and Work Due To Velocity Changes in Running: Movements of the Center of Gravity Within the Body and Foot Pressure on the Ground. Am J Physiol 92, 583–611.
- Ferdinands, R.E.D., Kersting, U., Marshall, R.N., 2009. Three-dimensional lumbar segment kinetics of fast bowling in cricket. J Biomech 42, 1616–1621. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.04.035
- Filler, A.G., 2007. Emergence and optimization of upright posture among hominiform hominoids and the evolutionary pathophysiology of back pain. Neurosurg Focus 23, 1–6. https://doi.org/10.3171/FOC-07/07/E4
- Foster, A.D., Raichlen, D.A., Pontzer, H., 2013. Muscle force production during bent-knee, bent-hip walking in humans. J Hum Evol 65, 294–302. https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2013.06.012
- Fredericson, B.M., Moore, T., 2005. Core stabilisation training for middle- and long-distance runners. New Stud Athl 20, 25–37. https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.03.001
- Fukashiro, S., Hay, D.C., Nagano, A., 2006. Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements. J Appl Biomech 22, 131–147. https://doi.org/10.1123/jab.22.2.131
- Fukashiro, S., Komi, P. V, 1987. Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. Int J Sport Med 8 Suppl 1, 15–21. https://doi.org/10.1055/s-2008-1025699
- Fukashiro, S., Kurokawa, S., Hay, D.C., Nagano, A., 2005. Comparison of muscle-tendon interaction of human m. gastrocnemius between ankle-and drop-jumping. Int J Sport Heal Sci 3, 253–263. https://doi.org/10.5432/ijshs.3.253

[G]

- Gamage, S.S.H.U., Lasenby, J., 2002. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. J Biomech 35, 87–93. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00160-9
- Gilchrist, L.A., 1998. Age-related changes in the ability to side-step during gait. Clin Biomech 13, 91–97. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00086-7

- Glaister, B.C., Bernatz, G.C., Klute, G.K., Orendurff, M.S., 2007. Video task analysis of turning during activities of daily living. Gait Posture 25, 289–294. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.003
- Goodman, P.J., 2004. Connecting the core. NACA's Perform Train J 3, 10-14.
- Gordon, D., Robertson, E., Winter, D.A., 1980. Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. J Biomech 13, 845–854. https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90172-4
- Gracovetsky, S.A., 1997. Linking the spinal engine with the legs: a theory of human gait. Movement, stability, low back pain 243.
- Gracovetsky, S.A., 1990. The spine as a motor in sports: application to running and lifting, in: Hochschuler, S.H. (Ed.), The Spine in Sports. Hanley & Belfus, pp. 11–30.
- Gracovetsky, S.A., 1985. An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: A challenge to current thinking. J Biomed Eng 7, 205–216. https://doi.org/10.1016/0141-5425(85)90021-4
- Gracovetsky, S.A., Iacono, S., 1987. Energy transfers in the spinal engine. J Biomed Eng 9, 99–114. https://doi.org/10.1016/0141-5425(87)90020-3
- Graham-Smith, P., Lees, A., 2005. A three-dimensional kinematic analysis of the long jump takeoff. J Sports Sci 23, 891–903. https://doi.org/10.1080/02640410400022169
- Graubner, R., Nixdorf, E., 2011. Biomechanical analysis of the sprint and hurdles events at the 2009 IAAF World Championships in Athletics. New Stud Athl 26, 19–53.
- Gray, J., 1953. How animals move. University Press, Cambridge.
- Green, B.S., Blake, C., Caulfield, B.M., 2011. A comparison of cutting technique performance in rugby union players. J Strength Cond Res. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318207ed2a
- Grood, E.S., Suntay, W.J., 1983. A joint coordinate system for the clinical description of threedimensional motions: application to the knee. J Biomech Eng. https://doi.org/10.1115/1.3138397

- Gruss, L.T., Schmitt, D., 2015. The evolution of the human pelvis: changing adaptations to bipedalism, obstetrics and thermoregulation. Philos Trans R Soc B Biol Sci 370, 20140063–20140063. https://doi.org/10.1098/rstb.2014.0063
- Guissard, N., Duchateau, J., 1990. Electromyography of the sprint start. J Hum Mov Stud 18, 97– 106.
- Guissard, N., Duchateau, J., Hainaut, K., 1992. EMG and mechanical changes during sprint starts at different front block obliquities. Med Sci Sports Exerc.
- Guskiewicz, K., Lephart, S., Burkholder, R., 1993. The relationship between sprint speed and hip flexion/extension strength in collegiate athletes. Isokinet Exerc Sci. https://doi.org/10.3233/IES-1993-3207

【H】

- Halvorsen, K., Lesser, M., Lundberg, A., 1999. A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation, in: Journal of Biomechanics. pp. 1221–1227. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00120-7
- Hamner, S.R., Seth, A., Delp, S.L., 2010. Muscle contributions to propulsion and support during running. J Biomech 43, 2709–2716. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.025
- Harrington, M.E., Zavatsky, A.B., Lawson, S.E.M., Yuan, Z., Theologis, T.N., 2007. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. J Biomech 40, 595–602. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.003
- Harrison, D.E.D.D., Colloca, C.J., Harrison, D.E.D.D., Janik, T.J., Haas, J.W., Keller, T.S., 2005. Anterior thoracic posture increases thoracolumbar disc loading. Eur Spine J 14, 234– 242. https://doi.org/10.1007/s00586-004-0734-0
- Havens, K.L., Sigward, S.M., 2015. Joint and segmental mechanics differ between cutting maneuvers in skilled athletes. Gait Posture 41, 33–38. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.08.005
- Haxton, H.A., 1947. Muscles of the pelvic limb. A study of the differences between bipeds and quadrupeds. Anat Rec. https://doi.org/10.1002/ar.1090980304
- Hay, D.C., de Souza, V.A., Fukashiro, S., 2006. Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement. Hum Mov Sci 25, 181–191. https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.11.007

- Hay, J.G., 1993. Citius, altius, longius (faster, higher, longer): The biomechanics of jumping for distance. J Biomech 26, 7–21. https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90076-Q
- Hay, J.G., Miller, J.A., Canterna, R.W., 1986. The techniques of elite male long jumpers. J Biomech 19, 855–866. https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90136-3
- Heglund, N.C., Taylor, C.R., McMahon, T.A., 1974. Scaling Stride Frequency and Gait to Animal Size: Mice to Horses. Science (80-) 186, 1112–1113. https://doi.org/10.1126/science.186.4169.1112
- Henry, F., Smith, L., 1961. Simultaneous vs. separate bilateral muscular contractions in relation to neural overflow theory and neuromoter specificity. Res Quarterly Am Assoc Heal Phys Educ Recreat 32, 42–47. https://doi.org/10.1080/10671188.1961.10762069
- Henry, F.M., 1952. Force-Time Characteristics of the Sprint Start. Res Quarterly Am Assoc Heal Phys Educ Recreat 23, 301–318. https://doi.org/10.1080/10671188.1952.10624871
- Hess, N.C.L., Carlson, D.J., Inder, J.D., Jesulola, E., Mcfarlane, J.R., Smart, N.A., 2016. Clinically meaningful blood pressure reductions with low intensity isometric handgrip exercise. A randomized trial. Physiol Res 65, 461–468. https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004
- Hirashima, M., Kadota, H., Sakurai, S., Kudo, K., Ohtsuki, T., 2002. Sequential muscle activity and its functional role in the upper extremity and trunk during overarm throwing. J Sports Sci 20, 301–310. https://doi.org/10.1080/026404102753576071
- Hof, A.L., Otten, E., 2005. Assessment of two-dimensional induced accelerations from measured kinematic and kinetic data. Gait Posture 22, 182–188. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.08.007
- Hogervorst, T., Vereecke, E.E., 2015. Evolution of the human hip. Part 2: muscling the double extension. J Hip Preserv Surg 2, 3–14. https://doi.org/10.1093/jhps/hnu014
- Hogervorst, T., Vereecke, E.E., 2014. Evolution of the human hip. Part 1: the osseous framework. J Hip Preserv Surg 1, 39–45. https://doi.org/10.1093/jhps/hnu013
- Hootman, J.M., Dick, R., Agel, J., 2007. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: Summary and recommendations for injury prevention initiatives. J Athl Train 42, 311–319.
- Howard, J.D., Enoka, R.M., 1991. Maximum bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects. J Appl Physiol 70, 306–316.

- Howland, H.C., 1974. Optimal strategies for predator avoidance: the relative importance of speed and manoeuverability. J Theor Biol 47, 333–350.
- Hunter, J., Marshall, R., McNair, P., 2005. Relationship between ground reaction force impluse and kinematics of sprint-running acceleration. J Appl Biomech 21, 31–43. https://doi.org/10.1123/jab.21.1.31
- Hunter, J.P., Marshall, R.N., McNair, P.J., 2004. Segment-interaction analysis of the stance limb in sprint running. J Biomech 37, 1439–1446. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.018

[I]

- IAAF, 2017. IAAF Competition Rules 2016-2017. International Association of Athletic Federations, Monaco.
- Iino, Y., 2018. Hip joint kinetics in the table tennis topspin forehand: relationship to racket velocity. J Sports Sci 36, 834–842. https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1344777
- Iino, Y., Fukushima, A., Kojima, T., 2014. Pelvic rotation torque during fast-pitch softball hitting under three ball height conditions. J Appl Biomech 30, 563–573. https://doi.org/10.1123/jab.2013-0304
- Inaba, Y., Yoshioka, S., Iida, Y., Hay, D.C., Fukashiro, S., 2013. A Biomechanical study of side steps at different distances. J Appl Biomech 29, 336–345.
- Isolehto, J., Virmavirta, M., Kyrolainen, H., Komi, P., 2005. Biomechanical analysis of the high jump at the 2005 IAAF World Championships in Athletics. New Stud Athl 22, 17–27.

[J]

- Jacobs, R., van Ingen Schenau, G., 1992. Intermuscular Coordinator in a Sprint Push-Off. J Biomech 25, 953–965.
- Jamison, S.T., McNally, M.P., Schmitt, L.C., Chaudhari, A.M.W., 2013. The effects of core muscle activation on dynamic trunk position and knee abduction moments: Implications for ACL injury. J Biomech 46, 2236–2241. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.021
- Jamison, S.T., McNeilan, R.J., Young, G.S., Givens, D.L., Best, T.M., Chaudhari, A.M.W., 2012. Randomized controlled trial of the effects of a trunk stabilization program on trunk control and knee loading. Med Sci Sports Exerc 44, 1924–1934. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31825a2f61

- Jindrich, D.L., Besier, T.F., Lloyd, D.G., 2006. A hypothesis for the function of braking forces during running turns. J Biomech 39, 1611–1620. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.007
- Jindrich, D.L., Qiao, M., 2009. Maneuvers during legged locomotion. Chaos 19, 026105. https://doi.org/10.1063/1.3143031
- Jindrich, D.L., Smith, N.C., Jespers, K., Wilson, A.M., 2007. Mechanics of cutting maneuvers by ostriches (Struthio camelus). J Exp Biol 210, 1378–1390. https://doi.org/10.1242/jeb.001545
- Johnson, M.D., Buckley, J.G., 2001. Muscle power patterns in the mid-acceleration phase of sprinting. J Sports Sci 19, 263–272. https://doi.org/10.1080/026404101750158330

[K]

- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. J Orthop Res 8, 383–392. https://doi.org/10.1002/jor.1100080310
- Kageyama, M., Sugiyama, T., Takai, Y., Kanehisa, H., Maeda, A., 2014. Kinematic and kinetic profiles of trunk and lower limbs during baseball pitching in collegiate pitchers. J Sport Sci Med 13, 742–750.
- Kaplan, M., 2013. Speed test for wild cheetahs. Nature 498, 150. https://doi.org/10.1038/498150a
- Karcher, C., Buchheit, M., 2014. On-Court demands of elite handball, with special reference to playing positions. Sport Med. https://doi.org/10.1007/s40279-014-0164-z
- Kariyama, Y., Hobara, H., Zushi, K., 2017. Differences in take-off leg kinetics between horizontal and vertical single-leg rebound jumps. Sport Biomech 16, 187–200. https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1216160
- Kawakami, Y., Sale, D.G., MacDougall, J.D., Moroz, J.S., 1998. Bilateral deficit in plantar flexion: Relation to knee joint position, muscle activation, and reflex excitability. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 77, 212–216. https://doi.org/10.1007/s004210050324
- Kawamoto, R., Miyagi, O., Ohashi, J., Fukashiro, S., 2007. Kinetic comparison of a side-foot soccer kick between experienced and inexperienced players. Sport Biomech 6, 187–198. https://doi.org/10.1080/14763140701324966

- Kendall, K.D., Patel, C., Wiley, J.P., Pohl, M.B., Emery, C.A., Ferber, R., 2013. Steps toward the validation of the Trendelenburg test: the effect of experimentally reduced hip abductor muscle function on frontal plane mechanics. Clin J Sport Med 23, 45–51. https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31825e66a1
- Kibler, W. Ben, Press, J., Sciascia, A., 2006. The role of core stability in athletic function. Sports Med 36, 189–198. https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001
- Kigoshi, K., Ohyama, K.B., Ogata, M., Kato, A., 2009. Effect of the Different Hip Joint Angle Definition on the Estimation of Muscle-Tendon Complex Length of the Hip Extensor Muscles in Counter Movement Jump. Int J Sport Heal Sci 7, 79–85. https://doi.org/10.5432/ijshs.IJSHS20085002
- Kim, D., Unger, J., Lanovaz, J.L., Oates, A.R., 2016. The relationship of anticipatory gluteus medius activity to pelvic and knee stability in the transition to single-leg stance. PM R 8, 138– 144. https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.06.005
- Kim, S.-B., You, J.H., Kwon, O.-Y., Yi, C.-H., 2014. Lumbopelvic Kinematic Characteristics of Golfers With Limited Hip Rotation. Am J Sports Med 43, 113–120. https://doi.org/10.1177/0363546514555698
- King, M.A., Wilson, C., Yeadon, M.R., 2006. Evaluation of a Torque Driven -Model of Jumping for Height. J Appl Biomech 22, 264–274.
- Kinomura, Y., Fujibayashi, N., Zushi, K., 2013. Characteristics of the long jump take-off as the novice increases the number of steps in the approach run. Procedia Eng 60, 313–318. https://doi.org/10.1016/j.proeng.2013.07.075
- Kristianslund, E., Faul, O., Bahr, R., Myklebust, G., Krosshaug, T., 2014a. Sidestep cutting technique and knee abduction loading: Implications for ACL prevention exercises. Br J Sports Med 48, 779–783. https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091370
- Kristianslund, E., Krosshaug, T., 2013. Comparison of Drop Jumps and Sport-Specific Sidestep Cutting. Am J Sports Med 41, 684–688. https://doi.org/10.1177/0363546512472043
- Kristianslund, E., Krosshaug, T., Mok, K.M., McLean, S., van den Bogert, A.J., 2014b. Expressing the joint moments of drop jumps and sidestep cutting in different reference frames does it matter? J Biomech 47, 193–199. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.09.016
- Kristianslund, E., Krosshaug, T., van den Bogert, A.J., 2012a. Artefacts in measuring joint moments may lead to incorrect clinical conclusions: the nexus between science (biomechanics)

and sports injury prevention! Br J Sports Med 47, 470–474. https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091199

- Kristianslund, E., Krosshaug, T., Van den Bogert, A.J., 2012b. Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics: Implications for injury prevention. J Biomech 45, 666–671. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.12.011
- Kuitunen, S., Komi, P. V, Kyröläinen, H., 2002. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. Med Sci Sports Exerc 34, 166–173. https://doi.org/0195-9131/02/3401-0166
- Kumar, S., 1997. Axial rotation strength in seated neutral and prerotated postures of young adults. Spine (Phila Pa 1976). https://doi.org/10.1097/00007632-199710010-00004
- Kunz, H., Kaufmann, D.A., 1981. Biomechanical analysis of sprinting: decathletes versus champions. Br J Sports Med 15, 177–181. https://doi.org/10.1136/bjsm.15.3.177
- Kurokawa, S., Fukunaga, T., Fukashiro, S., 2001. Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. J Appl Physiol 90, 1349–58. https://doi.org/jap.physiology.org/content/jap/90/4/1349.full.pdf
- Kurokawa, S., Fukunaga, T., Nagano, A., Fukashiro, S., 2003. Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo. J Appl Physiol 95, 2306–2314. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00219.2003¥r00219.2003 [pii]

[L]

- Laffaye, G., Bardy, B.G., Durey, A., 2007. Principal component structure and sport-specific differences in the running one-leg vertical jump. Int J Sports Med 28, 420–425. https://doi.org/10.1055/s-2006-924507
- Laffaye, G., Bardy, B.G., Durey, A., 2005. Leg stiffness and expertise in men jumping. Med Sci Sports Exerc 37, 536–543. https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000158991.17211.13
- Leach, D.H., Ormrod, K., Clayton, H.M., 1984. Standardised terminology for the description and analysis of equine locomotion. Equine Vet J 16, 522–528. https://doi.org/10.1111/j.2042-3306.1984.tb02007.x
- Lees, A., Graham-Smith, P., Fowler, N., 1994. A Biomechanical Analysis of the Last Stride, Touchdown, and Takeoff Characteristics of the Men's Long Jump. J Appl Biomech 10, 61–78. https://doi.org/10.1123/jab.10.1.61

- Legreneur, P., Thévenet, F.-R., Libourel, P.-A., Monteil, K.M., Montuelle, S., Pouydebat, E., Bels, V., 2010. Hindlimb interarticular coordinations in Microcebus murinus in maximal leaping. J Exp Biol 213, 1320–7. https://doi.org/10.1242/jeb.041079
- Letzelter, B.S., 2006. The development of velocity and acceleration in sprints: A comparison of elite and juvenile female sprinters. New Stud Athl 3, 15–22.
- Lewin, R., 2005. Human Evolution: an ilustrated introduction, Wiley-Blackwell. https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004
- Little, T., Williams, A.G., 2005. Specificity of Acceleration, Maximum Speed, and Agility in Professional Soccer Players. J Strength Cond Res 19, 76. https://doi.org/10.1519/14253.1

(M)

- Majumdar, A.S., Robergs, R. a., 2011. The Science of Speed: Determinants of Performance in the 100 m Sprint. Int J Sport Sci Coach 6, 479–494. https://doi.org/10.1260/1747-9541.6.3.479
- Maniar, N., Schache, A.G., Sritharan, P., Opar, D.A., 2018. Non-knee-spanning muscles contribute to tibiofemoral shear as well as valgus and rotational joint reaction moments during unanticipated sidestep cutting. Sci Rep 8, 1–10. https://doi.org/10.1038/s41598-017-19098-9
- Mann, R. V., 1981. A kinetic analysis of sprinting. Med Sci Sports Exerc 13, 325–328. https://doi.org/10.1249/00005768-198105000-00010
- Marras, W.S., Jorgensen, M.J., Granata, K.P., Wiand, B., 2001. Female and male trunk geometry: Size and prediction of the spine loading trunk muscles derived from MRI. Clin Biomech 16, 38–46. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00046-2
- Marshall, B.M., Franklyn-Miller, A.D., King, E.A., Moran, K.A., Strike, S., Falvey, E., 2014. Biomechanical Factors Associated With Time to Complete a Change of Direction Cutting Maneuver. J Strength Cond Res 28, 2845–2851. https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000463
- McLean, S.G., Huang, X., Su, A., Van Den Bogert, A.J., 2004. Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. Clin Biomech 19, 828–838. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.06.006

- McLean, S.G., Huang, X., Van Den Bogert, A.J., 2005. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury. Clin Biomech 20, 863–870. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.05.007
- Mero, A., Kuitunen, S., Harland, M., Kyrolainen, H., Komi, P.V.P., Kyröläinen, H., Komi, P.V.P., 2006. Effects of muscle-tendon length on joint moment and power during sprint starts. J Sports Sci 24, 165–173. https://doi.org/10.1080/02640410500131753
- Meyers, W.C., Greenleaf, R., Saad, A., 2005. Anatomic basis for evaluation of abdominal and groin pain in athletes. Oper Tech Sports Med. https://doi.org/10.1053/j.otsm.2005.01.001
- Mok, K.M., Bahr, R., Krosshaug, T., 2017. Reliability of lower limb biomechanics in two sportspecific sidestep cutting tasks. Sport Biomech 1–11. https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1260766
- Mok, K.M., Kristianslund, E.K., Krosshaug, T., 2015. The effect of thigh marker placement on knee valgus angles in vertical drop jumps and sidestep cutting. J Appl Biomech 31, 269–274. https://doi.org/10.1123/jab.2014-0137
- Muraki, Y., Ae, M., Koyama, H., Yokozawa, T., 2008. Joint Torque and Power of the Takeoff Leg in the Long Jump. Int J Sport Heal Sci 6, 21–32. https://doi.org/10.5432/ijshs.6.21
- Muraki, Y., Ae, M., Yokozawa, T., Koyama, H., 2005. Mechanical Properties of the Take-off Leg as a Support Mechanism in the Long Jump. Sport Biomech 4, 1–15. https://doi.org/10.1080/14763140508522848

(N)

- Nagahara, R., Matsubayashi, T., Matsuo, A., Zushi, K., 2017a. Alteration of swing leg work and power during human accelerated sprinting. Biol Open 6, 633–641. https://doi.org/10.1242/bio.024281
- Nagahara, R., Matsubayashi, T., Matsuo, A., Zushi, K., 2014a. Kinematics of transition during human accelerated sprinting. Biol Open 3, 1–11. https://doi.org/10.1242/bio.20148284
- Nagahara, R., Mizutani, M., Matsuo, A., Kanehisa, H., Fukunaga, T., 2018. Association of sprint performance with ground reaction forces during acceleration and maximal speed phases in a single sprint. J. Appl. Biomech. 34, 104–110. doi:10.1123/jab.2016-0356

- Nagahara, R., Mizutani, M., Matsuo, A., Kanehisa, H., Fukunaga, T., 2017b. Association of Step Width with Accelerated Sprinting Performance and Ground Reaction Force. Int J Sports Med 38, 534–540. https://doi.org/10.1055/s-0043-106191
- Nagahara, R., Mizutani, M., Matsuo, A., Kanehisa, H., Fukunaga, T., 2017c. Step-to-step spatiotemporal variables and ground reaction forces of intra-individual fastest sprinting in a single session. J Sports Sci 1–10. https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1389101
- Nagahara, R., Naito, H., Morin, J.B., Zushi, K., 2014b. Association of acceleration with spatiotemporal variables in maximal sprinting. Int J Sports Med 35, 755–761. https://doi.org/10.1055/s-0033-1363252
- Nagahara, R., Zushi, K., 2013. Determination of Foot Strike and Toe-off Event Timing during Maximal Sprint Using Kinematic Data. Int J Sport Heal Sci 11, 96–100. https://doi.org/10.5432/ijshs.201318
- Nagano, A., Ishige, Y., Fukashiro, S., 1998. Comparison of new approaches to estimate mechanical output of individual joints in vertical jumps. J Biomech 31, 951–955. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00094-3
- Nagano, Y., Higashihara, A., Takahashi, K., Fukubayashi, T., 2014. Mechanics of the muscles crossing the hip joint during sprint running. J Sports Sci 32, 1722–1728. https://doi.org/10.1080/02640414.2014.915423
- Neptune, R.R., Wright, I.C., Van den Bogert, A.J., 1999. Muscle coordination and function during cutting movements. Med Sci Sports Exerc. https://doi.org/10.1097/00005768-199902000-00014
- Novacheck, T.F., 1998. The biomechanics of running. Gait Posture 7, 77–95. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00038-6
- Nyska, M., Constantini, N., Calé-Benzoor, M., Back, Z., Kahn, G., Mann, G., 2000. Spondylolysis as a cause of low back pain in swimmers. Int J Sports Med 21, 375–379.

[0]

- Ohtsuki, T., 1983. Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion. Behav Brain Res 7, 165–178. https://doi.org/10.1016/0166-4328(83)90190-0
- Oliver, G.D., Adams-Blair, H.R., 2010. Improving Core Strength to Prevent Injury. J Phys Educ Recreat Danc 81, 15–19. https://doi.org/10.1080/07303084.2010.10598503

- Otsuka, M., Ito, T., Honjo, T., Isaka, T., 2016. Scapula behavior associates with fast sprinting in first accelerated running. Springerplus 5, 682. https://doi.org/10.1186/s40064-016-2291-5
- Otsuka, M., Kurihara, T., Isaka, T., 2017. Timing of Gun Fire Influences Sprinters' Multiple Joint Reaction Times of Whole Body in Block Start. Front Psychol 8, 810. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2017.00810
- Otsuka, M., Kurihara, T., Isaka, T., 2015. Effect of a wide stance on block start performance in sprint running. PLoS One 10, e0142230. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0142230
- Otsuka, M., Shim, J.K., Kurihara, T., Yoshioka, S., Nokata, M., Isaka, T., 2014. Effect of expertise on 3D force application during the starting block phase and subsequent steps in sprint running. J Appl Biomech 30, 390–400. https://doi.org/10.1123/jab.2013-0017

P

- Panoutsakopoulos, V., Papaiakovou, G.I., 2010. 3D Biomechanical Analysis of the Preparation of the Long Jump Take-Off. New Stud Athl 25, 55–68.
- Patel, M., Talaty, M., Unpuu, S., 2007. The impact of adding trunk motion to the interpretation of the role of joint moments during normal walking. J Biomech 40, 3563–3569. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.06.031
- Pauole, K., Madole, K., Garhammer, I., Lacourse, M., Ralph Rozenek, En., Data, R., Madole, K., Garhammer, J., Lacourse, M., Rozenek Reliabilitv, R., 2000. Reliability and Validity of the T-Test as a Measure of Agility, Leg Power, and Leg Speed in College-Aged Men and Women. J Strength Cond Res 14, 443–150. https://doi.org/10.1519/00124278-200011000-00012
- Peterson, M.D., Alvar, B.A., Rhea, M.R., 2006. The Contribution of Maximal Force Production to Explosive Movement Among Young Collegiate Athletes. J Strength Cond Res 20, 867. https://doi.org/10.1519/R-18695.1
- Petrofsky, J.S., 2001. The use of electromyogram biofeedback to reduce Trendelenburg gait. Eur J Appl Physiol 85, 491–495. https://doi.org/10.1007/s004210100466
- Pires, N.J., Lay, B.S., Rubenson, J., 2014. Joint-level mechanics of the walk-to-run transition in humans. J Exp Biol 217, 3519–27. https://doi.org/10.1242/jeb.107599
- Pleket, H.W., 2004. The Olympic Games in Antiquity. Eur Rev 12, 401–413.

- Pollard, C.D., Davis, I.M., Hamill, J., 2004. Influence of gender on hip and knee mechanics during a randomly cued cutting maneuver. Clin Biomech 19, 1022–1031. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.07.007
- Pollard, C.D., Sigward, S.M., Powers, C.M., 2007. Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. Clin J Sport Med 17, 38–42. https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3180305de8
- Powers, C.M., 2010. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. J Orthop Sports Phys Ther 40, 42–51. https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337

[Q]

Quercetani, R.L., 1964. A world history of track and field athletics, 1864-1964.

(R)

- Reed, C.A., Ford, K.R., Myer, G.D., Hewett, T.E., 2012. The effects of isolated and integrated 'core stability' training on athletic performance measures. Sport Med 42, 697–706. https://doi.org/10.2165/11633450-000000000-00000
- Reed, M.P., Manary, M.A., Schneider, L.W., 1999. Methods for Measuring and Representing Automotive Occupant Posture. Soc Automot Eng. https://doi.org/10.4271/1999-01-0959
- Reiman, M.P., Bolgla, L.A., Loudon, J.K., 2012. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. Physiother Theory Pract 28, 257–268. https://doi.org/10.3109/09593985.2011.604981
- Rubin, C.T., Lanyon, L.E., 1982. Limb mechanics as a function of speed and gait: a study of functional strains in the radius and tibia of horse and dog. J Exp Biol 101, 187–211.

(S)

- Sado, N., Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2019. The sidestep cutting manoeuvre requires exertion of lumbosacral lateral flexion torque to avoid excessive pelvic obliquity. Sport Biomech in press. https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1572780
- Sado, N., Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2018a. Hip abductors and lumbar lateral flexors act as energy generators in running single-leg jumps. Int J Sports Med 39, 1001–1008. https://doi.org/10.1055/a-0749-8846

- Sado, N., Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2018b. Effects of segmental rotations on vertical and horizontal energies during take-off of a long-jump, in: ISBS-Conference Proceedings Archive.
- Sado, N., Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2017a. A Non-orthogonal Joint Coordinate System for the Calculation of Anatomically Practical Joint Torque Power in Three-dimensional Hip Joint Motion. Int J Sport Heal Sci 15, 111–119. https://doi.org/10.5432/ijshs.201712
- Sado, N., Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2017b. The three-dimensional kinetic behaviour of the pelvic rotation in maximal sprint running. Sport Biomech 16, 258–271. https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1231837
- Sado, N., Yoshioka, S., Fukashiro, S., 2016. Mechanism of the maintenance of sagittal trunk posture in maximal sprint running. Jpn J Biomech Sport Exerc 20, 56–64.
- 佐渡夏紀,吉岡伸輔,深代千之,2016. 全力疾走における骨盤挙上・下制に関する動力学的 研究. 東京体育学研究 8,13-19.
- 佐渡夏紀,藤井範久,2014. 片脚踏切型跳動作における体幹筋群の役割―骨盤挙上下制運動 に着目して―. バイオメカニクス研究 18,132-145.
- Salo, A., Bezodis, I., 2004. Which starting style is faster in sprint running--standing or crouch start? Sport Biomech 3, 43–53. https://doi.org/10.1080/14763140408522829
- Sasaki, S., Nagano, Y., Kaneko, S., Sakurai, T., Fukubayashi, T., 2011. The relationship between performance and trunk movement during change of direction. J Sport Sci Med 10, 112– 118.
- Sassi, R.H., Dardouri, W., Yahmed, M.H., Gmada, N., Mahfoudhi, M.E., Gharbi, Z., 2009. Relative and Absolute Reliability of a Modified Agility T-test and Its Relationship With Vertical Jump and Straight Sprint. J Strength Cond Res 23, 1644–1651. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b425d2
- Saunders, S.W., Schache, A.G., Rath, D., Hodges, P.W., 2005. Changes in three dimensional lumbopelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. Clin Biomech 20, 784–793. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.04.004
- Schache, A.G., Baker, R., 2007. On the expression of joint moments during gait. Gait Posture 25, 440–452. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.018

- Schache, A.G., Bennell, K.L., Blanch, P.D., Wrigley, T. V., 1999. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: A literature review. Gait Posture 10, 30–47. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00025-9
- Schache, A.G., Blanch, P.D., Dorn, T.W., Brown, N.A.T., Rosemond, D., Pandy, M.G., 2011. Effect of running speed on lower limb joint kinetics. Med Sci Sports Exerc 43, 1260–1271. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182084929
- Schache, A.G., Blanch, P.D., Murphy, A.T., 2000. Relation of anterior pelvic tilt during running to clinical and kinematic measures of hip extension. Br J Sports Med 34, 279–83. https://doi.org/10.1136/bjsm.34.4.279
- Schache, A.G., Blanch, P.D., Rath, D., Wrigley, T., Bennell, K.L., 2003. Differences between the sexes in the three-dimensional angular rotations of the lumbo-pelvic-hip complex during treadmill running. J Sports Sci 21, 105–118. https://doi.org/10.1080/0264041031000070859
- Schache, A.G., Blanch, P.D., Rath, D., Wrigley, T., Bennell, K.L., 2002a. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. Hum Mov Sci 21, 273–293. https://doi.org/10.1016/S0167-9457(02)00080-5
- Schache, A.G., Blanch, P.D., Rath, D.A., Wrigley, T. V., Starr, R., Bennell, K.L., 2002b. Intrasubject repeatability of the three dimensional angular kinematics within the lumbopelvic-hip complex during running. Gait Posture 15, 136–145. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00188-6
- Schache, A.G., Blanch, P.D., Rath, D.A., Wrigley, T. V., Starr, R., Bennell, K.L., 2001. A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. Clin Biomech 16, 667–680. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00061-4
- Schache, A.G., Brown, N.A.T., Pandy, M.G., 2015. Modulation of work and power by the human lower-limb joints with increasing steady-state locomotion speed. J Exp Biol 218, 2472– 81. https://doi.org/10.1242/jeb.119156
- Schache, A.G., Dorn W., T., Williams P., G., Brown, N.A.T., Pandy, M.G., 2014. Lower-Limb Muscular Strategies for Increasing Running Speed. J Orthop Sport Phys Ther 44, 813– 824. https://doi.org/10.2519/jospt.2014.5433
- Schache, A.G., Fregly, B.J., Crossley, K.M., Hinman, R.S., Pandy, M.G., 2008. The effect of gait modification on the external knee adduction moment is reference frame dependent. Clin Biomech 23, 601–608. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.12.008

- Scholz, M.N., D'Aout, K., Bobbert, M.F., Aerts, P., 2006. Vertical jumping performance of bonobo (Pan paniscus) suggests superior muscle properties. Proc R Soc B Biol Sci 273, 2177– 2184. https://doi.org/10.1098/rspb.2006.3568
- Seay, J., Selbie, W.S., Hamill, J., 2008. In vivo lumbo-sacral forces and moments during constant speed running at different stride lengths. J Sports Sci 26, 1519–1529. https://doi.org/10.1080/02640410802298235
- Shakarji, C.M., 1998. Least-squares fitting algorithms of the NIST algorithm testing system. J Res Natl Inst Stand Technol 103, 633. https://doi.org/10.6028/jres.103.043
- Sheppard, J., Young, W., 2006. Agility literature review: Classifications, training and testing. J Sports Sci. https://doi.org/10.1080/02640410500457109
- Sigward, S.M., Pollard, C.D., Havens, K.L., Powers, C.M., 2012. Influence of sex and maturation on knee mechanics during side-step cutting. Med Sci Sports Exerc 44, 1497–1503. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31824e8813
- Sigward, S.M., Powers, C.M., 2007. Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. Clin Biomech 22, 827–833. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.04.003
- Sigward, S.M., Powers, C.M., 2006a. The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. Clin Biomech (Bristol, Avon) 21, 41–8. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.001
- Sigward, S.M., Powers, C.M., 2006b. The influence of experience on knee mechanics during sidestep cutting in females. Clin Biomech 21, 740–747. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.03.003
- Silaghi, M.-C., Plankers, R., Boulic, R., Fua, P., Thalmann, D., 1998. Local and Global Skeleton Fitting Techniques for Optical Motion Capture. IFIP CapTech 98, Geneva 1537, 26–40. https://doi.org/10.1007/3-540-49384-0_3
- Simonsen, E.B., Thomsen, L., Klausen, K., 1985. Activity of mono- and biarticular leg muscles during sprint running. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 54, 524–532. https://doi.org/10.1007/BF00422964
- Slawinski, J., Bonnefoy, A., Leveque, J.-M., Ontanon, G., Riquet, A., Dumas, R.R., Cheze, L., Levêque, J.-M., Ontanon, G., Riquet, A., Dumas, R., Chèze, L., 2010a. Kinematic and

Kinetic Comparisons of Elite and Well-Trained Sprinters During Sprint Start. J Strength Cond Res 24, 896–905. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ad3448

- Slawinski, J., Bonnefoy, A., Ontanon, G., Leveque, J.M., Miller, C., Riquet, A., Chèze, L., Dumas, R., 2010b. Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters. J Biomech 43, 1494–1502. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.044
- Slawinski, J., Dumas, R., Cheze, L., Ontanon, G., Miller, C., Mazure-Bonnefoy, A., 2012a. 3D kinematic of bunched, medium and elongated sprint start. Int J Sports Med 33, 555–560. https://doi.org/10.1055/s-0032-1304587
- Slawinski, J., Dumas, R., Cheze, L., Ontanon, G., Miller, C., Mazure–Bonnefoy, A., 2012b. Effect of postural changes on 3D joint angular velocity during starting block phase. J Sports Sci 31, 1–8. https://doi.org/10.1080/02640414.2012.729076
- Slawinski, J., Houel, N., Bonnefoy-Mazure, A., Lissajoux, K., Bocquet, V., Termoz, N., 2017. Mechanics of standing and crouching sprint starts. J Sports Sci 35, 858–865. https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1194525
- Slocum, D.B., Bowerman, W., 1962. The biomechancis of running. Clin Orthop 23, 39-45.
- Sockol, M.D., Raichlen, D.A., Pontzer, H., 2007. Chimpanzee locomotor energetics and the origin of human bipedalism. Proc Natl Acad Sci 104, 12265–12269. https://doi.org/10.1073/pnas.0703267104
- Stefanyshyn, D.J., Nigg, B.M., 1998. Contribution of the lower extremity joints to mechanical energy in running vertical jumps and running long jumps. J Sports Sci 16, 177–186. https://doi.org/10.1080/026404198366885
- Stephens, T.M., Lawson, B.R., DeVoe, D.E., Reiser, R.F., 2007. Gender and bilateral differences in single-leg countermovement jump performance with comparison to a double-leg jump. J Appl Biomech 23, 190–202.
- Stern, J.T., Susman, R.L., 1981. Electromyography of the gluteal muscles in IHylobates, Pongo/I, and Ipan/I: Implications for the evolution of hominid bipedality. Am J Phys Anthropol 55, 153–166. https://doi.org/10.1002/ajpa.1330550203
- Stokdijk, M., Meskers, C.G.M., Veeger, H.E.J., De Boer, Y.A., Rozing, P.M., 1999. Determination of the optimal elbow axis for evaluation of placement of prostheses. Clin Biomech 14, 177–184. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00057-6

- Stokes, I.A.F., Gardner-Morse, M., 1999. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. J Biomech 32, 311–316. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00164-X
- Suzuki, Y., Ae, M., Takenaka, S., Fujii, N., 2014. Comparison of support leg kinetics between sidestep and cross-step cutting techniques. Sport Biomech 13, 144–53. https://doi.org/10.1080/14763141.2014.910264

(T)

- Takacs, J., Hunt, M.A., 2012. The effect of contralateral pelvic drop and trunk lean on frontal plane knee biomechanics during single limb standing. J Biomech 45, 2791–2796. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.041
- Tan, J.C.C., Yeadon, M.R., 2005. Why do high jumpers use a curved approach? J Sports Sci 23, 775–780. https://doi.org/10.1080/02640410400021534
- Thompson, N.E., Demes, B., O'Neill, M.C., Holowka, N.B., Larson, S.G., 2015. Surprising trunk rotational capabilities in chimpanzees and implications for bipedal walking proficiency in early hominins. Nat Commun 6, 1–7. https://doi.org/10.1038/ncomms9416
- Thorstensson, A., Carlson, H., Zomlefer, M.R., Nilsson, J., 1982. Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. Acta Physiol Scand 116, 13–20. https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1982.tb10593.x
- Torén, A., Öberg, K., 1999. Maximum isometric trunk muscle strength and activity at trunk axial rotation during sitting. Appl Ergon. https://doi.org/10.1016/S0003-6870(99)00012-5
- Trendelenburg, F., 1895. Ueber den Gang bei angeborener Hüftgelenksluxation. DMW-Deutsche Medizinische Wochenschrift.

[V]

- Van Der Burg, J.C.E., Casius, L.J.R., Kingma, I., Van Dieën, J.H., Van Soest, A.J., 2005. Factors underlying the perturbation resistance of the trunk in the first part of a lifting movement. Biol Cybern 93, 54–62. https://doi.org/10.1007/s00422-005-0583-x
- Van Soest, A.J., Roebroeck, M.E., Bobbert, M.F., Huijing, P.A., Schenau, G.J.V.I., 1985. A comparison of one-legged and two-legged countermovement jumps. Med Sci Sports Exerc 17, 635–639. https://doi.org/10.1249/00005768-198512000-00002
- Vandervoort, A.A., Sale, D.G., Moroz, J., 1984. Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. J Appl Physiol 56, 46–51.

- Vanrenterghem, J., Bobbert, M.F., Casius, L.J.R., De Clercq, D., 2008. Is energy expenditure taken into account in human sub-maximal jumping? - A simulation study. J Electromyogr Kinesiol 18, 108–115. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.09.006
- Vardaxis, V., Hoshizaki, T.B., 1989. Power Patterns of the Leg During the Recovery Phase of the Sprinting Stride for Advanced and Intermediate Sprinters. Int J Sport Biomech 5, 332– 349. https://doi.org/10.1007/s13398-014-0173-7.2
- Vescovi, J.D., McGuigan, M.R., 2008. Relationships between sprinting, agility, and jump ability in female athletes. J Sports Sci 26, 97–107. https://doi.org/10.1080/02640410701348644
- Volkov, N.I., Lapin, V.I., 1979. Analysis of the velocity curve in sprint running. Med Sci Sports.

[W]

- Ward, S.R., Eng, C.M., Smallwood, L.H., Lieber, R.L., 2009. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? Clin Orthop Relat Res 467, 1074–1082. https://doi.org/10.1007/s11999-008-0594-8
- Wells, R.P., Winter, D.A., 1980. Assessment of Signal and Noise in the Kinematics of normal, Pathological and Sporting Gaits. Proc 1st Conf Cdn Soc Biomech, Locomot 92–94.
- Westhoff, B., Petermann, A., Hirsch, M.A., Willers, R., Krauspe, R., 2006. Computerized gait analysis in Legg Calve Perthes disease—analysis of the frontal plane. Gait Posture 24, 196–202. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.08.008
- Weyand, P.G., Sandell, R.F., Prime, D.N.L., Bundle, M.W., 2010. The biological limits to running speed are imposed from the ground up. J Appl Physiol 108, 950–961. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00947.2009
- Weyand, P.G., Sternlight, D.B., Bellizzi, M.J., Wright, S., 2000. Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. J Appl Physiol 89, 1991–1999. https://doi.org/Cited By (since 1996) 142¥rExport Date 17 September 2012¥rSource Scopus
- Willson, J.D., Davis, I.S., 2009. Lower extremity strength and mechanics during jumping in women with patellofemoral pain. J Sport Rehabil 18, 76–90.
- Willson, J.D., Dougherty, C.P., Ireland, M.L., Davis, I.M., 2005. Core Stability and Its Relationship to Lower Extremity Function and Injury. J Am Acad Orthop Surg 13, 316–325. https://doi.org/10.5435/00124635-200509000-00005

- Willwacher, S., Funken, J., Heinrich, K., Müller, R., Hobara, H., Grabowski, A.M., Brüggemann, G.-P., Potthast, W., 2017. Elite long jumpers with below the knee prostheses approach the board slower, but take-off more effectively than non-amputee athletes. Sci Rep 7, 16058. https://doi.org/10.1038/s41598-017-16383-5
- Willwacher, S., Herrmann, V., Heinrich, K., Funken, J., Strutzenberger, G., Goldmann, J.P., Braunstein, B., Brazil, A., Irwin, G., Potthast, W., Brüggemann, G.P., 2016. Sprint start kinetics of amputee and non-amputee sprinters. PLoS One 11. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0166219
- Wilson, C., King, M.A., Yeadon, M.R., 2011. The effects of initial conditions and takeoff technique on running jumps for height and distance. J Biomech 44, 2207–2212. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.06.010
- Wilson, C., Yeadon, M.R., King, M.A., 2007. Considerations that affect optimised simulation in a running jump for height. J Biomech 40, 3155–3161. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.03.030
- Winter, D.A., 2009. Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 4th ed, Hoboken, N.J: John Wiley & Sons. John Wiley & Sons. https://doi.org/10.1002/9780470549148
- Winter, D.A., 1980. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. J Biomech 13, 923–927. https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90162-1
- Woltring, H.J., Huiskes, R., de Lange, A., Veldpaus, F.E., 1985. Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. J Biomech 18, 379–389. https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90293-3
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. J Biomech 35, 543–548. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6

[Y]

- Yamashita, D., Fujii, K., Yoshioka, S., Isaka, T., Kouzaki, M., 2017. Asymmetric interlimb rolesharing in mechanical power during human sideways locomotion. J Biomech 57, 79–86. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.027
- Yoshioka, S., Nagano, A., Hay, D.C., Fukashiro, S., 2014. Peak hip and knee joint moments during a sit-to-stand movement are invariant to the change of seat height within the range of low

to normal seat height. Biomed Eng Online 13, 27. https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-27

- Yoshioka, S., Nagano, A., Himeno, R., Fukashiro, S., 2007. Computation of the kinematics and the minimum peak joint moments of sit-to-stand movements. Biomed Eng Online 6, 26. https://doi.org/10.1186/1475-925X-6-26
- Young, W.B., Mcdowell, M.H., Scarlett, B.J., 2001. Specificity of Sprint and Agility Training Methods. J Strength Cond Res 15, 315–319. https://doi.org/10.1519/1533-4287(2001)015<0315:SOSAAT>2.0.CO;2

謝辞

謝辞

本博士研究は、東京大学大学院総合文化研究科 深代千之教授の研究室で行われたもので ある.深代千之教授には、修士課程で門下生となってから5年間、自由に研究させていただ き、研究に関することから私事に至るまで、大変お世話になった.本稿の執筆を終えるにあ たって、改めて、感謝の意を表する次第である.

東京大学大学院総合文化研究科 吉岡伸輔准教授には,時に同門の兄弟子として,時に研 究室の教員として,大変親身にご支援いただいた.実験環境の整備から各種の発表・原著・ 学位論文執筆,あらゆる面で本稿の提出間近までお世話になり,他者に伝えることの難しさ 大切さを教わった.心より感謝を申し上げる次第である.

東京大学大学院総合文化研究科 福井尚志教授・柳原大教授・工藤和俊准教授には、本博 士論文の副査を快諾いただき、有益なコメントを多数いただいた.心より御礼申し上げる.

東京大学大学院総合文化研究科 飯野要一助教には,様々な場面で技術的な話から雑多 な話まで研究について多くの議論をさせていただいた.井村祥子助教(現首都大学東京助 教)には,入学して最初の2年間,研究室MTGなどを通じてお世話になった.木下まどか 助教には,筆者が筑波大学体育専門学群生時代から合わせて,長い間お世話になった.ここ に記して御礼申し上げる.

筑波大学体育科学系 藤井範久教授には,技術的・内容的にもこの研究の礎となった卒業 研究を,思うままにさせていただいた.また,卒業後もなおお気遣いいただき,様々な場面 でご助言,激励をいただいている.心より御礼申し上げる.

スポーツ科学者を志して筑波大学体育専門学群に入学した筆者が最初に出会ったスポー ツ科学者は 2016 年 6 月 2 日に逝去された故・図子浩二先生 (当時,筑波大学体育系教授, 陸上競技部監督) であった.担任・コーチ・科学者として,図子浩二先生には数多くのご助 言とご支援を頂いた.心より御礼申し上げるとともに,ご冥福をお祈りする次第である.

実験に際し,深代・吉岡研究室の諸兄をはじめとする,検者・被検者として協力してくだ さった皆様に御礼申し上げる次第である.特に,本学を離れたにも関わらず実験に駆けつけ て朝から夜遅くまで実験を手伝ってくれた金田竜成氏,被検者 (7章)のリクルートに協力 いただいた藤田旭宏氏のご協力をここに記し、感謝申し上げる.

最後に,筆者の人生と進路選択への深い理解と惜しみない支援してくれた両親,文字通り 隣で心身共に支えてくれている妻・明子に,心より,感謝の意を表する次第である.

私の人生に影響を与えてくれた,ここに書きあげることのできないほど数多くの方々へ, 今後もスポーツ科学へ邁進することを宣誓し,謝辞としたい.

> 2018 年 12 月 (2019 年 3 月加筆) 佐渡夏紀



Appendix A セグメント座標系の定義方法

Appendix B 平滑化を行うための遮断周波数の決定方法:残差分析

Appendix C 被検者個々の関節中心の推定手法

Appendix A セグメント座標系の定義方法

各セグメントにセグメントの質量中心を原点とし、3 軸が直交する右手系の移動座標系 (以下セグメント座標系)を定義した.ここでは、各セグメント座標系の定義方法を述べる.

なお、研究を開始した時点では、本研究で採用した慣性パラメータが体幹を胸腰部と骨盤 の2セグメントに分割するモデル (Dumas et al., 2007)を基にしたものであったため、本研 究でも体幹を2セグメントに分割していた.しかし、2015年に同グループが胸腰部を同一 セグメントとするよりも分割する方が妥当であるとし、体幹を胸郭・腰部・骨盤の3セグメ ントに分割したモデルの慣性パラメータを報告したため (Dumas et al., 2015)、これに合わせ て本研究でも体幹の分割方法を変更している.そのため、本博士論文では胸腰部を単一にし たもの (4章)と胸郭・腰部に分割したもの (5章以降)が混在するため、両者についてここ で記載する.

頭頚部・体幹のセグメント

頭頸部 ($\Sigma_{head} - i_{head}, j_{head}, k_{head}$)

k_{head}: 頸胸 (C7/T1) 関節から頭頂へ向かう方向への単位ベクトル
 s_{head}: 左耳珠点から右耳珠点へ向かう方向への単位ベクトル
 j_{head}: k_{head} と s_{head}の外積方向への単位ベクトル
 i_{head}: j_{head}と k_{head}の外積方向への単位ベクトル

胸腰部 ($\Sigma_{TL} - i_{TL}$, j_{TL} , k_{TL}) – 胸郭と腰部が同一のモデル (4章)-

*s*_{TL}:第7頸椎から胸骨上縁へ向かう方向への単位ベクトル
 *k*_{TL}:腰仙 (L5/S1) 関節から頸胸 (C7/T1) 関節へ向かう方向への単位ベクトル
 *i*_{TL}:*s*_{TL}と*k*_{TL}の外積方向への単位ベクトル
 *j*_{TL}:*k*_{TL}と*i*_{TL}の外積方向への単位ベクトル

胸郭 ($\Sigma_{\text{thorax}} - i_{\text{thorax}}, j_{\text{thorax}}, k_{\text{thorax}}$)

*s*_{thorax}:第7頸椎から胸骨上縁へ向かう方向への単位ベクトル
 *k*_{thorax}:胸腰 (T12/L1) 関節から頸胸 (C7/T1)関節へ向かう方向への単位ベクトル
 *i*_{thorax}: *s*_{thorax}と*k*_{thorax}の外積方向への単位ベクトル
 *j*_{thorax}: *k*_{thorax}と*i*_{thorax}の外積方向への単位ベクトル

腰部 ($\Sigma_{lumbar} - i_{lumbar}, j_{lumbar}, k_{lumbar}$)

s_{lumbar}: 左肋骨下端から右肋骨下端へ向かう方向への単位ベクトル **k**_{lumbar}: 腰仙 (L5/S1) 関節から胸腰 (T12/L1) 関節へ向かう方向への単位ベクトル **j**_{lumbar}: **k**_{lumbar}と**s**_{lumbar}の外積方向への単位ベクトル **i**_{lumbar}: **j**_{lumbar}と**k**_{lumbar}の外積方向への単位ベクトル

骨盤部 ($\Sigma_{\text{pelvis}} - i_{\text{pelvis}}, j_{\text{pelvis}}, k_{\text{pelvis}}$)

ipelvis: 左上前腸骨棘から右上前腸骨棘へ向かう方向の単位ベクトル

Spelvis: 左右上後腸骨棘中点から左右上前腸骨棘中点へ向かう方向への単位ベクトル

kpelvis: **i**pelvisと**s**pelvisの外積方向への単位ベクトル

*j*_{pelvis}: *k*_{pelvis}と*i*_{pelvis}の外積方向への単位ベクトル





図 A-1 頭頚 (a) 胸腰部 (b) 胸郭 (c) 腰部 (d) 骨盤 (e) のセグメ ント座標系

1: 頭頂, 2: 頸胸(C7/T1)関節, 3: 右耳, 4: 左耳, 5: 胸骨上縁, 6: 第7頸椎, 7:腰仙 関節(L5/S1), 8: 胸腰関節(T12/L1), 9: 右肋骨下端, 10: 左肋骨下端, 11:左右上前腸骨 棘中点, 12(13): 右(左)上前腸骨棘, 14: 左右上後腸骨棘中点, 15(16): 右(左)上後腸 骨棘

上肢のセグメント

手部 $(\Sigma_{hand} - i_{hand}, j_{hand}, k_{hand})$

k_{hand}:第三中手骨から手関節へ向かう方向の単位ベクトル
 s_{hand}:尺骨茎状突起から橈骨茎状突起へ向かう方向の単位ベクトル
 j_{hand}:k_{hand}の外積方向への単位ベクトル
 i_{hand}とk_{hand}の外積方向への単位ベクトル

前腕部 (Σ_{farm} – i_{farm}, j_{farm}, k_{farm})

k_{farm}:手関節から肘関節へ向かう方向の単位ベクトル

Sfarm: 尺骨茎状突起から橈骨茎状突起へ向かう方向の単位ベクトル

j_{farm}: **k**_{farm}と**s**_{farm}の外積方向への単位ベクトル

*i*_{farm}: *j*_{farm}と*k*_{farm}の外積方向への単位ベクトル

上腕部 ($\Sigma_{uarm} - i_{uarm}, j_{uarm}, k_{uarm}$)

kuarm: 肘関節から肩関節へ向かう方向の単位ベクトル

Suarm:上腕骨内側上顆から外側上顆へ向かう方向の単位ベクトル

juarm: **k**uarm と **s**uarm の外積方向への単位ベクトル

iuarm: **j**uarmと**k**uarmの外積方向への単位ベクトル



図 A-2 手部 (a) 前腕 (b) 上腕 (c) のセグメント座標系 1:右第3中手骨頭,2:右手関節中心,3:右尺骨茎状突起,4:右橈骨茎状突 起,5:右肘関節中心,6(7):右内(外)側上顆,8:右肩関節中心.

下肢のセグメント

足部 ($\Sigma_{\text{foot}} - i_{\text{foot}}, j_{\text{foot}}, k_{\text{foot}}$)

k_{foot}:第一中足骨と第五中足骨の中点から踵骨隆起へ向かう方向の単位ベクトル
 s_{foot}:第一中足骨から第五中足骨へ向かう方向の単位ベクトル
 j_{foot}:k_{foot}とs_{foot}の外積方向への単位ベクトル
 i_{foot}:j_{foot}とk_{foot}の外積方向への単位ベクトル

下腿部 ($\Sigma_{\text{shank}} - i_{\text{shank}}, j_{\text{shank}}, k_{\text{shank}}$)

kshank:足関節から膝関節へ向かう方向への単位ベクトル

Sshank: 内果から外果へ向かう方向への単位ベクトル

j_{shank}: **k**_{shank}と**s**_{shank}の外積方向への単位ベクトル

*i*shank: *j*shankと*k*shankの外積方向への単位ベクトル

大腿部 ($\Sigma_{\text{thigh}} - i_{\text{thigh}}, j_{\text{thigh}}, k_{\text{thigh}}$)

kthigh:膝関節から股関節へ向かう方向への単位ベクトル

sthigh:大腿骨内側上顆から大腿骨外側上顆へ向かう方向への単位ベクトル

j_{thigh}: k_{thigh}とs_{thigh}の外積方向への単位ベクトル

*i*thigh: *j*thigh と*k*thighの外積方向への単位ベクトル



図 A-3 足部 (a) 下腿 (b) 大腿 (c) のセグメント座標系

1: 右第一中足骨頭と右第五中足骨頭の中点, 2: 右第一中足骨頭, 3: 右 第五中足骨頭, 4: 右踵骨隆起, 5: 右足関節中心, 6(7): 右内(外)果, 8: 膝 関節中心, 9(10): 右膝関節内(外)側裂隙, 11: 右股関節中心

Appendix B 平滑化を行うための遮断周波数の 決定方法:残差分析

モーションキャプチャなどで得られる身体分析点の 3 次元座標には、皮膚の揺れや測定 誤差に起因した、実際のヒトの動作とは異なる高周波成分が含まれる.そのため、バイオメ カニクス分析に先立ち、平滑化処理を行うことが多い.本研究を通して、2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけることで位相ずれのないよう平滑化を行った.ここで は、それぞれの平滑化に用いる遮断周波数の決定方法を述べる.

本研究では、実際の動作のゆがみと許容するノイズを同程度にする残差分析 (Wells and Winter, 1980; Winter, 2009) を行った.まず、幅広い遮断周波数で平滑化したデータと生データの差を算出する.各遮断周波数における平滑化したデータと生データの差の二乗平均平方根*RMS*を算出する.

$$RMS(f_c) = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(x_i - \hat{x}_i)^2}$$

ここで、 f_c は遮断周波数、 x_i はi番目の生デ $- \rho, \hat{x}_i$ はi番目の遮断周波数 f_c で平滑化され たデータである.図 B-1 は差分の二乗平均平 方根RMSと遮断周波数fcの関係の典型例で ある. ある程度の遮断周波数までは曲線的に 減少し, それ以上の遮断周波数では直線的に 減少していく. 平滑化したデータの変化がラ ンダムなノイズのみであれば, グラフは直線 になる (Wells and Winter, 1980). したがって, 曲線的な部分は信号の歪みである. ここで は、信号の歪みと許容するノイズの量を一定 とする値を推定する. すなわち, 直線部分を 最小二乗法で線形近似し,得られた近似式に おける切片から引いた水平な直線とRMSの 交点を求めることで, 遮断周波数を決定す る.



図 B-1 二乗平均平方根-遮断周波数 プロットの例

黒の実線がRMS-遮断周波数のプロット,青線が線形近似された直線,黒の点線が,黒の点線が線形近似された直線の切片からの 水平線,赤線が選択された遮断周波数をそ れぞれ示している

式 B-1
Appendix C 被検者個々の関節中心の推定手法

大腿や下腿の 3 次元的な各回転による質量中心速度に対する成分を求めるために,伸縮 誤差が含まれないデータを必要とした.そこで,股関節と膝関節の中心を先行研究 (Bell et al., 1990; Harrington et al., 2007) で提唱されているような推定式ではなく,機能的手法を用い て個別に推定した.ここでは機能的手法の補足説明を行う.

股関節の推定

股関節中心は球体近似によって推定した.これ まで股関節中心推定のための様々な最適化手法が 提案されてきている(例えば,(Cappozzo,1984; Halvorsen et al., 1999; Silaghi et al., 1998)). これらを 踏まえて Camomilla et al. (2006)が作成したガイド ラインに従い,本研究では Gamage and Lasenby (2002)が提案した「複数の共通中心を持つ球体を 仮定し,それらの半径の残差二乗和すべてを考慮 した4次の目的関数」を用いて最適化を行った.



図 C-1 共通中心を持つ球体仮定

共通の中心を持つ複数の球の共通中心座標

の算出のための最適化の理論

中心c, 半径がrの球体があるとき球面上の任意の点piでは

$$(p_i - c)^2 = r^2$$

式 C-1

が成り立つ.この*c*を中心とする球体*m*が*M*個あるとき,中心とそれぞれの半径を求める には,それぞれの球体で求められた左辺と右辺の残差二乗和のさらにその二乗和が最小と なるよう最適化を行う.すなわち,次式に示すように目的関数*f*を設定し,目的関数*f*を最小 化する*c*を共通中心とする.

$$f = \sum_{m=1}^{M} \sum_{i=1}^{N} [(p_i^m - c)^2 - (r^m)^2]^2$$

式 C-2

ここで、Nはサンプルされた球面上の点の数である. これを微分すると

$$\sum_{m=1}^{M} \sum_{i=1}^{N} [(\boldsymbol{p}_{i}^{m} - \boldsymbol{c})\{(\boldsymbol{p}_{i}^{m} - \boldsymbol{c})^{2} - (r^{m})^{2}\}]^{2} = 0$$

$$\vec{\mathbf{x}} \quad \mathbf{C} - \mathbf{3}$$

また, 球体mにおける半径 r^m は

これを式 C-3に代入し, 整理すると

となる.ここで $(p^m)^3$, $|p^m|^2$, p^m はそれぞれ $(p_i^m)^3$, $|p^m|^2$, p_i^m の平均値を示している. ここで, $(p_i^m)^3 dp_i^m cp_i^m o / \mu \Delta o 2 乗 (|p^m|^2)$ を乗じたものである.

$$(p_i^m)^3 \equiv |p^m|^2(p_i^m)$$
式 C-6

式 C-5を行列で記述し、共通中心点を求められる

$$\begin{aligned} Ac &= b \\ A &= 2 \sum_{m=1}^{M} \left[\left\{ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} p_i^m (p_i^m)^T \right\} - \overline{p^m} (\overline{p^m})^T \right] \\ b &= \sum_{m=1}^{M} \left[\overline{(p^m)^3} - \overline{p^m} \overline{|p^m|^2} \right] \\ \vec{x} \quad C - 9 \\ \vec{x} \quad C - 9 \end{aligned}$$

である.従って

$$c = A^{-1}b$$

式 C-10

この式は線形であり、ロバストな解が線形に求められる (Gamage and Lasenby, 2002). す なわちこの方法は、Halvorsen et al. (1999)の手法で生じる測定時間 (サンプル数)に依存す る結果の相違,あるいは Silaghi et al. (1998)の手法における球の中心を平均化する方法に依 存する結果の相違などがない.加えて,Silaghi et al. (1998)が提案した方法のように手動で 重み付けなどをする必要もないといった特徴がある (Gamage and Lasenby, 2002).

股関節の推定手順

股関節中心を推定するために,被検者に片脚立位で Camomilla et al. (2006) が推奨してい る対象脚の *Star-Arc* 動作を行わせた (図 C - 2). *Star-Arc* 動作は前方 0° から 30° ずつ後方 180° まで順に下肢をスイングする動作,足で前方から弧を描く動作,後方から弧を描く動 作を順に行う.股関節屈曲伸展と内外転を組み合わせた動作となる.

被検者の *Star-Arc* 動作中の骨盤に貼付した 4 点のマーカーと大腿に貼付したクラスター マーカーの座標を取得する.骨盤に貼付した 4 点のマーカー座標から骨盤座標系を定義し, 大腿に固定されたマーカー座標を骨盤座標系に変換 する.大腿に固定された点はある一点を中心とする 球体上を運動しているという仮定を置き,上述した 手法により骨盤座標系におけるこの球体運動の中心 を推定した.得られた球の中心を骨盤座標系に固定 された股関節中心座標とし,各分析対象動作の各フ レームで内挿することで股関節中心座標を導出し た.



図 C-2 Star-Arc 動作



図 C-3 実際に推定された股関節中心の例

プロットは大腿に固定されたクラスターマーカーの点の位置ベ クトルを骨盤座標系で示している.球体は同色のマーカー座標 でフィッティングされたものである.

膝関節の推定

膝関節は股関節とは異なり屈曲伸展以外の可動 域をほとんど持たない蝶番関節である.そのため, 球体近似による関節中心推定は困難である.そこ で膝関節では,下腿に固定された点が共通回転軸 の回りを回転しているという仮定を置き,関節軸 を決定することで膝関節位置を決定することが行 われてきた.

この回転軸を求める方法論は Woltring et al. (1985) の手法を基とした mean helical axis 法 (Besier et al., 2003; Camomilla et al., 2006; Stokdijk et al., 1999), 幾何学的な軸フィッティング (Shakarji, 1998), 代数フィッティング (Gamage and Lasenby, 2002; Halvorsen et al., 1999) などが提案されてい



る. 本研究では,回転中心と同様,取得した全ての 図 C-4複数の点が共通の回転軸 マーカーを用いた上で解が一意に定まり,手動で で回転する仮定

の重み付けや外れ値の除外などの操作を必要としない代数フィッティングと最小二乗法を 用いた最適化手法 (Gamage and Lasenby, 2002) を採用した.

回転軸の算出手法の理論

回転軸nと、中心cとその円上を動く点pを結んだ直線は常に直交するため、

$$(\boldsymbol{p}-\boldsymbol{c})\cdot\boldsymbol{n}=0$$

式 C-11

の関係が成立する.このnを軸とする円を動く点pがM個あるとき,その軸を求めるには, 左辺が最小値を取るように最適化を行う.すなわち,次式

$$f = \sum_{m=1}^{M} \sum_{i=1}^{N} [(\boldsymbol{p}_{i}^{m} - \boldsymbol{c}^{m}) \cdot \boldsymbol{n}]^{2}$$

$$\vec{\mathbf{x}} \quad \mathbf{C} - 12$$

で目的関数*f*を最小化する**n**を求めればよい. まず,**n**について微分すると

$\sum_{m=1}^{M} \sum_{i=1}^{N} \{ (p_i^m - c^m) \cdot n \} (p_i^m - c^m) = 0$ $\vec{\mathbf{x}} \quad \mathbf{C} - 13$

となる. また, **c**^mについて微分すると

$$\boldsymbol{c}^{\boldsymbol{m}} \cdot \boldsymbol{n} = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} \boldsymbol{p}_{i}^{\boldsymbol{m}}\right) \cdot \boldsymbol{n} = \overline{\boldsymbol{p}^{\boldsymbol{m}}} \cdot \boldsymbol{n} \qquad \qquad \boldsymbol{\mathfrak{R}} \quad \boldsymbol{C} - 14$$

である. これを代入すると

$$\sum_{m=1}^{M} \sum_{i=1}^{N} \{ \boldsymbol{p}_{i}^{m} \cdot \boldsymbol{n} - \overline{\boldsymbol{p}^{m}} \cdot \boldsymbol{n} \} \boldsymbol{p}_{i}^{m} = 0$$

式 C-15

が得られる. これを整理すると

$$An = 0$$

$$A = \sum_{m=1}^{M} \left[\left\{ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} p_i^m (p_i^m)^T \right\} - \overline{p^m} (\overline{p^m})^T \right]$$

$$\overrightarrow{\mathbf{X}} \quad \mathbf{C} - 16$$

$$\overrightarrow{\mathbf{X}} \quad \mathbf{C} - 17$$

が得られる.なお、Aは球体中心を求めるときと同じ形をとる.Aは対称行列であり、この線型方程式に対する解nは、Aの最小固有値に対応する固有ベクトルである (Gamage and Lasenby, 2002).

また、nは方向の上方のみであり、回転軸を定義するには、回転軸が通る点cを求める必要がある。この点cとそれぞれの円上の点 p_i^m の間の距離 r^m は一定であることから、股関節中心を求めるときと同一の目的関数を用いることができる。

膝関節の推定手順

膝関節中心を推定するために,被検者に片脚で立位さ せ,遊脚で膝関節の屈曲伸展運動を行わせた (Besier et al.,2003). この時,できるだけ大腿は動かさず,下腿だ けを動かすよう指示した.これは,皮膚の揺れによる大 腿に貼付したマーカーのノイズを極力排除するためで ある. 屈曲伸展運動は 90 度程度の動作域で各 5 回ずつ 行わせ,屈曲伸展動作中の大腿と下腿に貼付したクラス ターマーカーの座標を取得した.大腿のクラスターマー カー4 点の座標から大腿に移動座標系 (テクニカル座標 系)を定義し,下腿に貼付されたマーカー座標を大腿の テクニカル座標系に変換した.下腿の 4 点のマーカー は,ある1つの軸,つまり膝関節屈曲伸展軸回りで回転 していると仮定し,この軸を上述の手法により求めた.



回転軸を決定後,導出された瞬間回転軸nに膝関節内外 図 C-5 膝関節の回転軸推定 側に貼付したマーカー座標 (r_{Med_Knee}, r_{Lat_Knee})を投 のための屈曲・伸展動作 影した.

$r_{\text{Med}_{\text{Knee}}}' = c + \{n \cdot (r_{\text{Med}_{\text{Knee}}} - c)\}n$	式 C-18
$r_{\text{Lat}_{\text{Knee}}}' = c + \{n \cdot (r_{\text{Lat}_{\text{Knee}}} - c)\}n$	式 C-19

投影された膝関節内外側 (**r_{Med_Knee}**'と**r_{Lat_Knee}**')の中点を膝関節中心とした.





プロットは下腿に固定されたクラスターマーカーの位置ベクトルを大腿のテクニカル座標系で示している.