

2014年度修士学位論文

加速期疾走速度生成における

肩甲骨の役割の検討

立命館大学大学院

スポーツ健康科学研究科

スポーツ健康科学専攻 博士課程前期課程2回生

6232130004-4

伊藤 太祐

加速期疾走速度生成における肩甲骨の役割

立命館大学大学院スポーツ健康科学研究科 博士課程前期課程 2 回生 伊藤太祐

要旨

キーワード：肩甲胸郭関節、肩甲骨運動制限、モーションキャプチャシステム、1 歩目

【背景】

疾走動作は直立歩行ができるヒトにとって最も速く移動できる動作であり、陸上競技のみならず、様々なスポーツにおいて重要視され、特に加速期の疾走速度生成能力は重要である。疾走動作は全身運動であり、効率的な疾走速度生成のためには、下肢の動きに合わせて、上肢の腕振りが協調することが求められ、特に加速期においては重要であるとされている。上肢の腕振りは一般的に胸郭に対する上腕骨の運動、すなわち胸郭上腕関節の屈曲伸展動作にて遂行されているが、この動作は肩甲胸郭関節および肩甲上腕関節の 3 次元的な複合運動によって構成されている。したがって、肩甲胸郭関節、すなわち肩甲骨の運動が疾走動作および速度生成に影響を及ぼす可能性があると考えられるが、疾走動作における肩甲骨の役割を検討した先行研究はない。そこで本研究の目的は加速期疾走動作における肩甲骨のキネマティクスを明らかにし、その役割を検討することとした。

【方法】

被験者は、ショートダッシュを繰り返すスポーツを日常的に行う男子大学生 10 名であった。被験者の快適なスタンディング姿勢からスタートの合図を出した後に 5m を全力疾走させた。疾走条件は通常条件と肩甲骨制限条件の 2 条件とし、肩甲骨の制限は、肩関節に精通した理学療法士がテーピングを使用して施行した。疾走動作測定前に、胸郭上腕関節の屈曲および伸展動作において、肩甲骨運動が制限されていることを確認した。実験試技の動作は、16 台のハイスピードカメラを用いて撮影した。被験者には解剖学的な位置に基づき、身体全体 61 ヶ所に直径 9mm の反射マーカを貼付、その 3 次元変位データを収集した。肩甲骨周囲のマーカは acromion marker cluster を用いて、肩峰後角のフラットな部分に貼付し、静止立位姿勢での肩甲骨位置を参考に各動作時の肩甲骨位置を推定した。

【結果】

スタートから1歩目における屈曲方向の腕振り(屈曲腕)において、肩甲骨は主に後傾、上方回旋および内旋しており、伸展方向の腕振り(伸展腕)に関しては主に前傾、下方回旋および外旋しており、概ね両腕肩甲骨は反対方向の運動をしていた。屈曲腕において、通常条件と比較して制限条件では、肩甲骨の可動域(ROM)が小さくなり、対照的に肩甲骨上腕関節の屈曲 ROM が大きくなった。胸郭上腕関節の屈曲 ROM は有意な変化がなかった。伸展腕において、通常条件と比較して制限条件では、肩甲骨の ROM とともに肩甲骨上腕関節伸展 ROM も小さくなり、胸郭上腕関節の伸展 ROM が有意に低下した。通常条件と比較して制限条件において、1歩目の離地の瞬間の支持脚股関節伸展角度、足部前傾角度は有意に低下した。また1歩目の平均 COM 前傾角度および力積水平成分が有意に低下し、2m 疾走時間が有意に延長した。

【考察】

疾走時の肩甲骨運動を制限することにより、伸展腕の胸郭上腕関節伸展 ROM が有意に低下した。また1歩目における伸展腕の胸郭上腕関節の伸展角度が低下したことにより、反対側にあたる支持脚股関節の離地の瞬間の伸展角度が小さくなったと考えられた。股関節伸展角度が小さくなる一方、膝および足関節の角度は条件間での有意な変化が認められなかった。そのため、結果として離地の瞬間の足部の前傾角度が、制限条件において有意に低下し、それに伴って COM 前傾角度が減少したことで支持期の力積水平成分の低下をもたらしたと考えられた。すなわち肩甲骨を制限することで腕振りの大きさが小さくなり、地面をキックする際の支持脚下肢の動きが制限されることで、推進に直接関係する下肢の2次元投射角度および COM 前傾角度に影響をもたらし、結果的に疾走速度の低下を招いたと考えられる。したがって肩甲骨の3次元的な動作の変位が、姿勢を含む全身のバランスへの影響を通して疾走速度生成に関連している可能性が示唆された。

【結論】

肩甲骨運動は加速期疾走速度生成に影響を与えることが示唆された。特に伸展方向の腕振りを大きくする上で、肩甲骨の ROM が影響することは、重要な知見である。肩甲骨周囲の柔軟性の低下をきたしたアスリートに対して、柔軟性を改善させるエクササイズを施行することで、加速期疾走速度が向上する可能性が示唆された。

Three-dimensional scapula motions are related to enhancing sprinting velocity

6232130004-4 Taisuke Ito

Abstract

Keywords: Scapulothoracic joint, constraint of scapula motion, motion capture system, first step

Introduction:

Arm-swinging motion is required to coordinate motion of the lower limbs for fast sprint running, and composed by three-dimensional (3D) motion by the scapulothoracic and glenohumeral joints. Therefore, in acceleration phase of the sprint running, the range of motion (ROM) of scapulothoracic joint is important during sprint running to enhance the ROM of humerothoracic joint and the sprinting velocity. The purpose of this study was to examine motions of scapulothoracic joints in acceleration phase, and to clarify the changes in sprint velocity and the kinematics parameters in constraint condition of scapulothoracic joints.

Methods:

Ten sports-active students dashed each four 5-m sprinting without (free condition) and with the constraint of scapula using non-elastic therapy tape (constraint condition). Sprinting kinematics were measured by a motion capture system. So as to calculate the 3D scapula motions, acromion marker clusters attached on the flat superior surface of the acromion process. Before the experimental dash, the humerothoracic flexion and extension functional tests were separately conducted, and each level of compression both scapulae was assessed. And also, I conformed that all ROM of scapulothoracic and humerothoracic joints was constrained.

Results & discussion:

In forward-swinging arm, the scapula tilted posteriorly, moved upward and rotated internally during the first step; in contrast, in backward-swinging arm, the scapula moved onto the opposite direction. ROM of humerothoracic extension of backward-swinging arm in constraint condition was significantly smaller than that

in free condition. When the arm swing motion was constrained by constraining the motion of the scapula, this clearly limited the humerothoracic extension motion of the backward-swinging arm. Shoulder of backward-swinging arm is contralateral joint to hip joint of stance leg, and these are most proximal joints in each limb. These may lead to a decrease in the extension angle of hip joint of stance leg at takeoff instant. As a result, in constraint condition, 2-m sprinting time was significantly longer than that in free condition.

Conclusion:

Our results means that 3D scapula motion relates to the accelerated sprint ability, and athletes with low flexibility of the scapula should exercise to move it for improvement of sprinting velocity.

目次

第 1 章 緒論	1
1.1 スポーツにおける疾走動作の重要性.....	1
1.2 疾走動作および跳躍動作における上肢の役割.....	1
1.3 加速期疾走動作における上肢の役割.....	4
1.4 腕振りを生み出す肩関節および肩甲骨の動作解析.....	4
1.5 本研究の目的.....	5
1.5.1 仮説および目的：加速期疾走動作における肩甲骨の役割.....	5
1.5.2 本論文の構成.....	6
第 2 章 肩関節の運動学的特徴と肩甲骨制限方法の提案	7
2.1 肩関節の動作解析の歴史と運動学的特徴.....	7
2.2 肩甲骨のみを制限する意義.....	9
2.3 方法：テーピングによる可動域制限の検証(屈曲および伸展テスト).....	9
2.3.1 被験者.....	9
2.3.2 実験試技.....	10
2.3.3 テーピング方法.....	10
2.3.4 データ収集.....	11
2.3.5 データ解析.....	13
2.3.6 統計処理.....	17
2.4 結果.....	17
2.4.1 屈曲および伸展テストにおける肩関節の角度推移.....	17
2.4.2 テーピングにおける制限の程度(肩関節の各関節における ROM).....	24
2.5 考察.....	25
第 3 章 加速期疾走動作における肩甲骨の役割の検討：方法	29
3.1 被験者.....	29
3.2 実験試技.....	29
3.3 データ収集.....	30
3.4 データ解析.....	30
3.5 統計処理.....	33

第 4 章	肩甲骨制限の影響：スタート姿勢	34
4.1	スタート姿勢における各関節および COM 前傾角度	34
4.2	スタート姿勢における肩甲骨制限に対する考察	34
第 5 章	肩甲骨制限の影響：疾走パフォーマンス	36
5.1	2m 疾走タイムおよび 2m 地点到達時の疾走速度	36
5.2	疾走パフォーマンスにおける肩甲骨制限に対する考察	36
第 6 章	肩甲骨制限の影響：キネマティクスおよびキネティクス	38
6.1	離地の瞬間の疾走速度、疾走速度の変化量および接地時間	38
6.2	GRF および COM 前傾角度	38
6.3	COM に対する屈曲腕、伸展腕および全身の角運動量	38
6.4	肩関節(3 関節)の角度推移(100%正規化)	39
6.5	肩関節(3 関節)の角度：接地および離地の瞬間	45
6.6	肩関節(3 関節)の ROM	45
6.7	下肢 3 関節の角度：接地および離地の瞬間	46
6.8	キネマティクスおよびキネティクスにおける肩甲骨制限に対する考察	47
第 7 章	総合討論	53
7.1	伸展腕胸部上腕関節 ROM と離地時股関節伸展角度	53
7.2	離地時股関節伸展角度と離地時足部前傾角度	54
7.3	離地時足部前傾角度と COM 前傾角度	54
7.4	COM 前傾角度と GRF 前傾角度	55
7.5	GRF 前傾角度と疾走速度の変化量	55
7.6	疾走速度の変化量と 2m 通過時疾走速度	56
7.7	2m 通過時疾走速度と 2m 疾走時間	56
7.8	COM 前傾角度と COM に対する屈曲腕の角運動量	57
7.9	COM 前傾角度と COM に対する伸展腕の角運動量	57
7.10	COM に対する屈曲腕と伸展腕の角運動量	58
7.11	各パラメータの相関における肩甲骨制限に対する考察	58
第 8 章	結論	61
文献	62

第 1 章 緒論

1.1 スポーツにおける疾走動作の重要性

疾走動作は直立歩行ができるヒトにとって最も速く移動できる動作である(Mann, 1981)。それゆえ、疾走動作に関するバイオメカニクスの研究は質・量ともに豊富で、短距離走における疾走動作(Ansari, Paul, & Sharma, 2012; 伊藤章ら, 1998)や筋活動(Higashihara, Nagano, Ono, & Fukubayashi, 2014; Novacheck, 1998)、疾走運動における力学的エネルギー(N. E. Bezodis, Salo, & Trewartha, 2014; Cavagna, Komarek, & Mazzoleni, 1971)や関節トルク(Belli, Kyrolainen, & Komi, 2002; I. N. Bezodis, Kerwin, & Salo, 2008)など、様々な手法・視点からそのメカニズムについて検討されてきた。また、疾走動作は陸上競技のみならず、様々なスポーツにおいて重要視され、特に加速期の疾走速度生成能力は重要であると報告されている(Reilly, Bangsbo, & Franks, 2000; Sayers, 2000)。ラグビー、サッカー、アメリカンフットボール、ラクロス、フィールドホッケーなどの球技において、静止状態からいかに速い加速動作を行えるかは、ゲームの勝敗に直結する重要な能力である。

1.2 疾走動作および跳躍動作における上肢の役割

疾走動作において水平速度の生成に最も大きく貢献するのは脚であるが、疾走動作は全身運動であるため、下肢の動きとともに上半身の動きが重要であるという報告が数多くなされている。

疾走動作における上肢の役割を明らかにするため、疾走時の腕振り動作を制限することで上肢の機能を奪い、疾走速度がいかに変化するかを検討した研究が散見される。フィールドホッケーのスティック(Wdowski & Gittoes, 2013)、ラグビーボール(Grant et al., 2003)を把持すると、その把持方法に関わらず、疾走速度が低下した。前田らは腕振りを完全に固定した状態ではピッチとストライドがともに有意に減少することを確認し、腕を振ることで大腿部のスイングを脚全体のスイングへ転換して身体後方での動作範囲の広いキック動作を行っていると考えた(前田正登ら, 2010)。しかしこれらの研究では、疾走動作において腕振りが貢献していることを示唆しているが、いかなる要素がこれらの結果をもたらしているかが明らかにされていない。

疾走動作における上肢の役割を直接検討した研究も多数報告されている。疾走動作においては、下肢の動きに合わせて、上半身が協調することが求められる(Hinrichs, 1987; Hinrichs, Cavanagh, & Williams, 1987; R. G. Lockie, Murphy, & Spinks, 2003; Mann, 1981; Slawinski, Bonnefoy, Ontanon, et al., 2010)。また上肢の役割の1つとして、下肢の動きと対立することによりバランスを維持、調整することが挙げられている(Mann, 1981)。ジョギングにおいて、上半身の相対運動量及び角運動量に着目した報告では、走動作1サイクル中の上肢の相対運動量および角運動量が下肢に対してどのような貢献を果たしているのかが詳細に検討されている(Hinrichs, 1987; Hinrichs et al., 1987)。水平方向の相対運動量の観点から、一方の腕は、脚接地時から離地後までは前方に振られるため正(前向き)であり、その後負となる。また反対側の腕はほぼこれと逆の位相となっている。これは、走動作では左右の腕が前後に逆の動きをするためであるが、左右の腕の水平相対運動量が相殺され、両腕の水平総運動量はほぼゼロになっている。このことは、水平相対運動量の観点では、両腕は前進にほとんど貢献していないことを示している。しかし、両腕の鉛直方向の相対運動量の観点では、その位相はほぼ一致するので、支持期前半では負(下方)に、支持期後半では正(上方)になっている。このことは、両腕は前半では衝撃を緩衝する役割を果たし、後半では身体の上方の速度を増すのに貢献することを意味し、脚で地面を積極的にキックしなくても、腕を振ることによって地面反力(Ground Reaction Force: GRF)を大きく出来ることを示唆している。GRFの鉛直成分の高さは、短距離走における疾走速度と高い正の相関がみられることが報告されており(Weyand, Sternlight, Bellizzi, & Wright, 2000)、長距離走のラストスパートでは腕を振れと言われることがあるが、これはひとつには腕を強く振ることによって鉛直GRFを増すことに繋がるためと考えられる。

一方、身体の前軸回りの角運動量の観点から考察すると、両脚の角運動量はかなり大きいですが両腕の角運動量と位相がほぼ逆になっており、そのため頭部と体幹、そして全身の角運動量の変化が非常に小さくなっている(Hinrichs, 1987; Hinrichs et al., 1987)。これは、走運動では両腕は脚の角運動量と逆方向の角運動量を生み出して、身体の前軸回転のバランスをとる役割を果たしていることを示している。また、このことは不必要な体幹の回転を最小限にとどめ、過剰なエネルギーの消費を抑制することにも役立つと考えられる。

これらのことから、疾走動作という全身運動において腕振りは重要であると考えら

れる。世界一流スプリンターの1サイクルにおける修正変動係数(平均値に対する標準偏差の割合)を用いて、動作変動度を検討すると、左右の上肢、左右の足の修正変動係数が大きいが、左右の大腿や下腿、頭部や胴体の修正変動係数は小さかった(阿江ら, 2011)。すなわち、大腿、下腿、体幹の動作は動作変動度が小さく、腕ではそれが大きくなることを示した。動作変動度が小さい部分は一流アスリートにおいて共通性が高く重要である一方、大きい部分は個人差が大きく、ばらつきがパフォーマンスの差を生じる要因となっている可能性があると考えられる。

腕振り動作の重要性について、疾走動作同様、全身運動である垂直跳びの跳躍高に対して与える影響を検討した先行研究も多数報告されている。腕振り動作により下肢関節トルク、股関節仕事量が増加し(Hara, Shibayama, Takeshita, Hay, & Fukashiro, 2008)、跳躍時の鉛直方向 GRF が増加する(Harman, Rosenstein, Frykman, & Rosenstein, 1990)ことで、垂直跳びの跳躍高を向上させることが示唆されている。また Lees & Barton は、身体を構成する各セグメントの運動量に着目して、腕部の運動の跳躍高に対する貢献度の定量化を試み、全身のモーメントに対して両上肢が 12.7%貢献していると報告した(Lees & Barton, 1996)。このように、跳躍高を増加させるために腕振り動作は重要な役割を果たしている。

しかしこれら多数の研究では、疾走動作および跳躍動作という全身運動において、腕振りがいかに貢献していることを示唆しているが、腕振りの中心となる肩関節がいかに動いているかを詳細に検討しておらず、適切な腕振りの方法を提案できるものではなかった。一方で、実際の指導現場においては、疾走時の腕振りの方法として「肩甲骨からの腕振り」が推奨され、指導書等の書籍(中村千秋：走動作のファンクショナルトレーニング. 文光堂：2013)にも散見される。すなわち実際に上肢の中で肩関節運動が疾走動作および速度にどのように影響しているか不明確なまま、指導者の経験則に基づいて行われているのが現状である。疾走動作時の肩関節の動きが明確になれば、科学的根拠に基づいた指導方法をとることができ、効率の良い練習およびパフォーマンス向上のための一助となる可能性がある。したがって、疾走速度生成のための腕振りの適切な方法を明らかにすることは、多くのスポーツのコーチや選手にとって有用となりえる可能性があり、より詳細に検討されるべきであると考えられる。

1.3 加速期疾走動作における上肢の役割

上述のごとく、疾走動作における上肢の役割を検討した論文は多数報告されており、ジョギングおよび100m走の中間疾走における疾走動作において、両上肢は水平相対運動量の観点では前進に貢献しておらず、鉛直方向相対運動量の観点ではGRFの増加に貢献し、鉛直軸回りの角運動量の観点では身体の縦軸回転のバランスをとる役割を果たしている。これらの結果は、3.3~3.6m/sというジョギングにおけるものであり(Hinrichs, 1987; Hinrichs et al., 1987)、Mann(1981)や前田ら(2010)、阿江ら(2011)の報告は100m走の中間疾走における疾走動作を検討している。ここで、ジョギングおよび100m走の中間疾走における疾走動作において、体幹の姿勢はほぼ直立であり、このことが上述のような疾走動作における上肢の役割を生み出す要因となっている。

一方、体幹が前傾する加速期において、疾走速度は全身の姿勢、すなわち身体合成重心(Center Of Mass: COM)の前傾角度やGRFの前傾角度と関係する(Kugler & Janshen, 2010; Morin, Edouard, & Samozino, 2011)とされている。すなわちCOMが前傾すると、両上肢の運動の位相が正確に逆の動きにならず、上肢のセグメントの水平方向の相対運動量が打ち消し合わないことにより、上肢の運動が鉛直方向および鉛直軸回りだけでなく、水平方向へも貢献する可能性が考えられる。また加速期における腕振りが下肢のキネマティクス(Robert G. Lockie, Callaghan, & Jeffriess, 2014)、疾走タイム(R. G. Lockie et al., 2003)および100m走の競技レベル(Slawinski, Bonnefoy, Leveque, et al., 2010)に影響を与えることが報告されている。スプリントスタート時の身体各部の運動エネルギーを検討した報告では、スタート直後の全身の運動エネルギーが最も大きくなる相において、上半身と下半身の運動エネルギーも各々ピークを迎えることが示唆されている(Slawinski, Bonnefoy, Ontanon, et al., 2010)。これらのことから、疾走動作において上半身と下半身の協調動作が重要であり、特に加速期においては、腕振りが速度生成能力とより強く関連している可能性が考えられる。

1.4 腕振りを生み出す肩関節および肩甲骨の動作解析

腕振りの中心は肩関節であるため、疾走動作における肩関節の運動は重要であると考えられる。ここで肩関節は主に胸郭セグメント、肩甲骨セグメントおよび上腕骨セグメントにより構成されている。一般的に肩関節の運動は、胸郭に対する上腕骨の動き、す

すなわち胸郭上腕関節の運動を指すことが多いが、実際にはこの胸郭上腕関節の動きは主に肩甲胸郭関節と肩甲上腕関節の動きによって構成されている。この肩甲胸郭関節は胸郭に対する肩甲骨、肩甲上腕関節は肩甲骨に対する上腕骨が関節していることを示しており、すなわち胸郭に対する上腕骨の運動は肩甲骨を介在して行われており、肩関節の運動は肩甲骨の 3 次元的な運動と密接な関係にあることが報告されている(Codman, 1934; Inman, Saunders, & Abbott, 1944; Kibler & Sciascia, 2010; Kibler, Sciascia, Uhl, Tambay, & Cunningham, 2008; McClure, Michener, & Karduna, 2006; McClure, Michener, Sennett, & Karduna, 2001)。

以上の解剖学的特徴に基づき、本研究においては、胸郭セグメントと上腕骨セグメントで構成される関節を胸郭上腕関節、胸郭セグメントと肩甲骨セグメントで構成される関節を肩甲胸郭関節、および肩甲骨セグメントと上腕骨セグメントで構成される関節を肩甲上腕関節と定義した。またこれら 3 セグメントを総合して 1 つの複合体として、肩関節と定義した。すなわち肩甲胸郭関節運動、肩甲上腕関節およびこれらにより構成された胸郭上腕関節運動を総称した全体的な運動を、肩関節運動として定義した。なお、肩甲胸郭関節運動は一般的に肩甲骨運動と表記されることが多いため、以下の本論文においても、肩甲骨運動および制限は、肩甲胸郭関節運動および制限と同義とする。

1.5 本研究の目的

1.5.1 仮説および目的：加速期疾走動作における肩甲骨の役割

上述のように、上肢の腕振りには疾走動作および速度生成に影響を及ぼしており、その腕振り、すなわち肩関節の屈伸動作は、肩甲骨の 3 次元的な運動と密接な関係にあることから、肩甲骨運動は疾走動作および速度生成に貢献しており、特に加速期においてより重要であると考えられる。ここで、肩関節の屈曲伸展動作において、上腕骨と肩甲骨の連動は運動速度に応じて変化することが報告されている(Fayad et al., 2006)。すなわち、肩関節運動速度が増加すると、上腕骨の挙上角度が同じ場合でも肩甲胸郭関節の動く角度の割合が大きくなる。加速期疾走動作において、腕振り、すなわち肩関節の屈曲伸展角速度は高い(約 700deg/s,(Slawinski, Bonnefoy, Ontanon, et al., 2010))ため、通常の肩関節運動と比較して、肩甲骨の可動性が重要であると考えられる。したがって肩甲骨運動が腕振りを通じて、加速期の全身のキネマティクスおよび疾走速度生成に影響を

及ぼすと考えられが、著者の知る限り、疾走時の肩甲骨の役割を科学的に検証し、腕振りをいかに行うべきかを明らかにした報告はない。

そこで本研究の目的は、加速期疾走動作における肩甲骨の役割を検討することとし、そのために加速期疾走時の肩甲骨の動きを明らかにすること、および肩甲骨運動を制限することで、加速期疾走速度生成能力が変化するかを検討することとした。すなわち先行研究の手法を参考に肩甲胸郭関節の運動を制限することによって、肩甲骨の運動性を奪った状態で疾走動作および速度を測定し、通常状態と比較することで、肩甲骨の役割を明確にする。本研究の仮説としては、肩甲骨の動きが制限されると、腕振りの可動域 (Range Of Motion: ROM) は小さくなり、それに伴って下肢 3 関節における運動範囲の角度減少および COM の前傾角度や GRF の前傾角度が低下し、疾走速度の低下をもたらす可能性がある。

1.5.2 本論文の構成

本論文の構成は以下に記す通りである。第 2 章では、本研究で用いた肩甲骨制限方法について詳細に記した。第 3 章では、本研究の方法について記した。第 4 章ではスタート姿勢、第 5 章では疾走パフォーマンス、第 6 章では 1 歩目におけるキネマティクスおよびキネティクス、第 7 章では総合討論として、各パラメータ間の相関関係を中心に、肩甲骨制限の影響をまとめて記した。そして、第 8 章では結論について記した。

第2章 肩関節の運動学的特徴と肩甲骨制限方法の提案

2.1 肩関節の動作解析の歴史と運動学的特徴

肩関節は骨性の支持が少なく極めて不安定な関節である(Figure 1)。この構造が運動の3次元的生成および人体最大の関節可動域を許している。運動方向は3軸回りに表記され、胸郭上腕関節および肩甲上腕関節の運動は一般的に屈曲/伸展、外転/内転、外旋/内旋で表される。一方、肩甲胸郭関節は前傾/後傾、上方回旋/下方回旋、内旋/外旋で表される。肩関節運動は肩甲上腕関節のみならず、肩甲胸郭関節あるいは胸鎖関節、肩鎖関節における複合運動からなり、これらを協調させるために非常に多くの筋が、あるときは力源として、またあるときは安定化機構として機能している(Kibler & Sciascia, 2010)。このことから肩関節運動を評価する上で、肩甲骨の動きは非常に重要視されており、その複雑な機能を解明するため、肩関節については解剖学的研究、筋電図学的研究、動作解析研究など多方面から数々の研究が行われてきた。

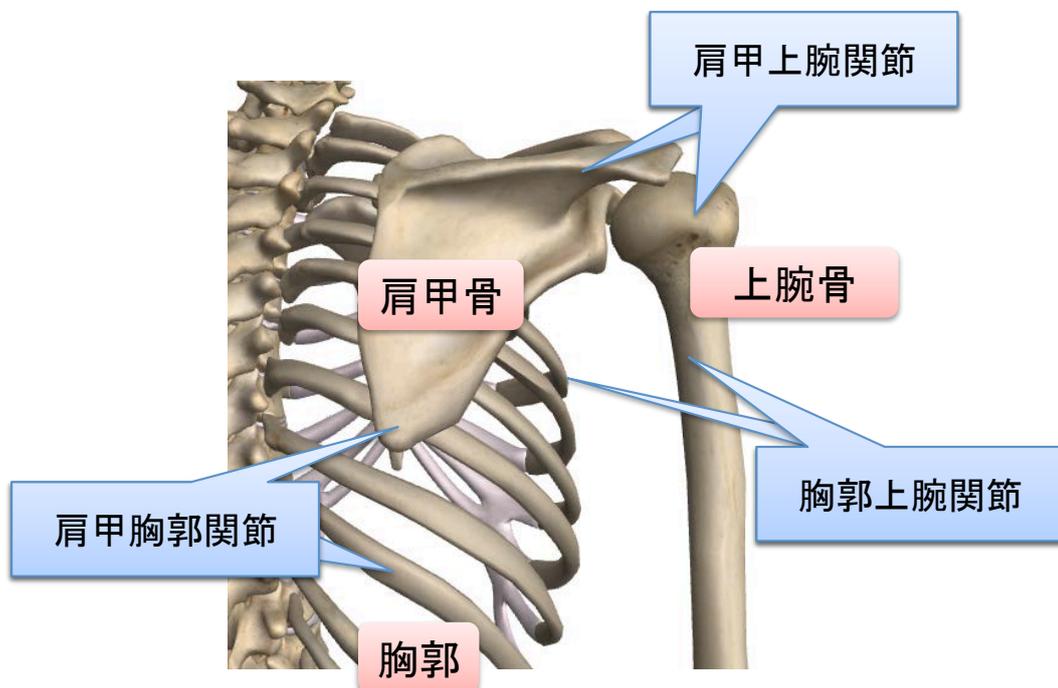


Figure 1 肩関節背面骨格図

肩関節の動作解析においては、鎖骨、肩甲骨運動が皮下で大きな可動域を有するため、これまでは光学式モーションキャプチャなどの動作解析装置では動きを正確に捉えることは困難であるとされ、上肢の各角度に対して固定状態で肩甲骨角度を測定するなど、

様々な工夫がなされて来たが、いずれも運動中の肩甲骨の運動学的データを正確に捉えているとは言いがたく、上肢のバイオメカニクス研究において大きな課題となってきた。この課題に対して、多くの研究者が数々の挑戦をしてきた。

歴史的には 1930 年代に Codman(1934)によって提唱され、1940 年代に Inman(1944)が解析したとされる肩甲骨上腕リズムが、肩甲骨動作解析の始まりである。すなわち、胸郭上腕関節運動時に、上腕骨と肩甲骨は連動しており、Codman はこのメカニズムを *scapulohumeral rhythm* と提唱した(Codman, 1934)。また Inman らは肩関節挙上時に上腕骨と肩甲骨が 2:1 のリズムで連動していると報告した(Inman et al., 1944)。その後、現在に至るまで多くの研究者による研究が進み、測定技術の発達に伴って、鎖骨、肩甲骨の詳細な 3 次元動態が明らかになりつつある。特に電磁センサーは胸郭上腕関節挙上角度 120°以下であれば、鎖骨、肩甲骨動態とも妥当性があることが骨ピンから収集した運動学的データとの比較によって明らかとなり、現在の動作解析方法の一端を担っている(Karduna, McClure, Michener, & Sennett, 2001)。しかしながら、電磁センサーは有線計測であり、またレシーバーの近くにいないと測定できないため、現在のところ単純な挙上動作や日常生活動作などの肩関節の動きの解析が限界であり、スポーツ動作などダイナミックな運動については未だ不明な点が多い。

ここで、近年光学式モーションキャプチャを用いて肩関節および肩甲骨運動を測定することが可能であるという報告が散見される(Janes, Brown, Essenberg, & Engsborg, 2012; Lee, Yang, Kim, & Choy, 2013; Mattson, Russo, Rose, Rowley, & Richards, 2012; Worsley et al., 2013)。光学式モーションキャプチャでは、被験者の骨特徴点に貼付した対表マーカ位置を計測し、体節の運動を推定する。その際、Global coordinate system 及び Local coordinate system を作成し、それぞれの運動軸の方向を定義して運動を計算する。これらの研究においては、肩甲骨の運動に伴う皮膚の動揺を考慮し、推定誤差を低減するために皮膚の動揺が少ない体表マーカから肩甲骨の真の位置を推定した。その結果、電磁センサーで行われた研究結果との比較により、その妥当性が示された(Lempereur, Brochard, Leboeuf, & Remy-Neris, 2014)。この方法を用いて光学式モーションキャプチャを使用することで、よりダイナミックな運動時の肩甲骨運動を推定することが出来る可能性がある。今後様々な動作における肩甲骨運動が明らかになることが期待される。

2.2 肩甲骨のみを制限する意義

上述のごとく疾走動作における上肢の役割に関しては、様々な研究者が着目し、数多くの報告がなされてきたが、疾走時の肩関節およびそれを構成する各関節の運動について詳細に検討した報告は見当たらない。そのため、まずは疾走動作における腕振りを遂行する上で、肩甲骨運動が重要であるということを明らかにするために、肩甲骨の動きを制限することで、肩関節運動における肩甲骨の運動機能をテーピングで違和感ないように奪い、擬似的に肩甲骨の柔軟性の低下したアスリートを再現することで、その機能を抽出させる方法を用いることとした。

しかし、肩甲骨運動を制限してその機能の抽出を試みた先行研究は見当たらないため、疾走時の腕振り動作を検証する前に、本研究で用いる制限方法によってどの程度肩甲骨運動が制限されるかを検討しておく必要がある。そこで2章においては、本研究で用いる肩甲骨運動制限方法について、単純な肩関節運動のみを詳細に検討した。すなわち、肩甲骨運動の制限の程度、およびそれにより起こる肩関節全体の運動への影響を明らかにしていく。具体的には、疾走動作における腕振りが肩関節の屈曲伸展運動により構成されるため、2章においては、肩関節屈曲伸展動作を詳細に検討した。

肩関節疾患を有する患者における肩甲骨運動の重要性は多数の研究によって報告されている。しかしながら、疾走動作に限らず、ピッチング動作を除くスポーツ動作中の肩甲骨の動きに着目した研究は非常に少ない。今回用いた肩甲骨制限方法は、本研究において初めて行われるものである。すなわち、本方法において肩甲骨運動機能の抽出が妥当に行えることが確認できれば、疾走動作のみならず多くのスポーツ動作において、肩甲骨動作の重要性を抽出することが可能となり、今後広く応用すべき研究方法の1つとして使用できる可能性があると考えられる。

2.3 方法：テーピングによる可動域制限の検証(屈曲および伸展テスト)

2.3.1 被験者

被験者は、ショートダッシュを繰り返すスポーツを日常的に行う男子大学生10名であった(年齢: 21.3 ± 1.1 歳; 身長: 176.2 ± 6.0 cm; 身体質量: 69.3 ± 9.4 kg)。本研究は、事前に承認を得た立命館大学命倫理委員会の「ヒトを対象とする研究倫理」の規定に基づき、各被験者には実験を行う前に、研究の目的・実験の内容、安全性の説明を行い、全

ての被験者から書面による実験参加の同意を得た(承認番号：BKC-人-2013-012)。

2.3.2 実験試技

通常条件と肩甲骨を制限した条件(制限条件)の2条件にて各2回ずつ実施した。肩関節について精通した理学療法士が、肩関節屈曲および伸展の各動作を指導したのち、練習を行い、誤りがないかを確認しながら実施した。なお、動作範囲は安静肢位から最大自動挙上位まで、運動の速度については、同理学療法士が口頭で80bpmのリズムを刻み、そのペースに合わせるように急な加減速しないように行わせた。各試技は安静立位肢位にて行い、実施の順はランダム化した。胸郭上腕関節屈曲動作を屈曲テスト、伸展動作を伸展テストと定義した。

2.3.3 テーピング方法

肩甲骨制限は片方の肩につき、ホワイトテープ(非伸縮性)4本、エラスティックテープ(伸縮性)4本を使用して施行した(Figure 2a)。先に肩関節周囲のマーカを後述のように貼付し、それらに触れないように位置を調整した。まず、鎖骨中央部～外側付近に、胸郭セグメントのTy軸(後述)に対して垂直になるようにホワイトテープを2本かけ、背部においては肩甲骨下角まで、胸部においては乳頭付近までの長さで貼付した。この方向のテーピングは、肩鎖関節脱臼に対して一般的に用いられる方法を参考に行い、主に肩甲骨の前後傾(後述)および内外旋(後述)を制限する目的に施行した。次に胸郭上腕関節90°外転位にて、胸郭セグメントのTz軸(後述)に対して垂直になるようにホワイトテープを2本かけ、腋窩から肩甲骨下角までを網羅し、背部においては肩甲骨下角のマーカを上下に挟んで肩甲骨内側縁まで、胸部においては胸骨の手前までの長さで貼付した。この方向のテーピングは、主に肩甲骨の上下方回旋(後述)および内外旋を制限する目的に施行した。すべてのテーピングは軽度の圧迫を均一に加えながら実施し、肩関節に精通した同一理学療法士が十分に練習を行ったのち施行した。なお胸骨及び脊椎にはかけないように注意して施行した。



Figure 2(a) 肩甲骨制限条件のテーピング

2.3.4 データ収集

実験試技の動作は、サンプリング周波数を 250Hz に設定した 16 台(低位 8 台、高位 7 台、天井 1 台)のハイスピードカメラ(Motion analysis 社製、Raptor-E digital)を用いて撮影した。被験者には解剖学的な位置に基づき、Slawinski et al.,(2010)の用いたマーカセットに修正を加えた身体全体 61 ヶ所に直径 9mm の反射マーカを貼付し(Figure 2b)、その 3 次元変位データを収集した。肩甲骨周囲のマーカは acromion marker cluster(Janes et al., 2012)を用いて、肩峰後角のフラットな部分に貼付し、静止立位姿勢での肩甲骨位置を参考に各動作時の肩甲骨位置を推定した (Figure 2c)。

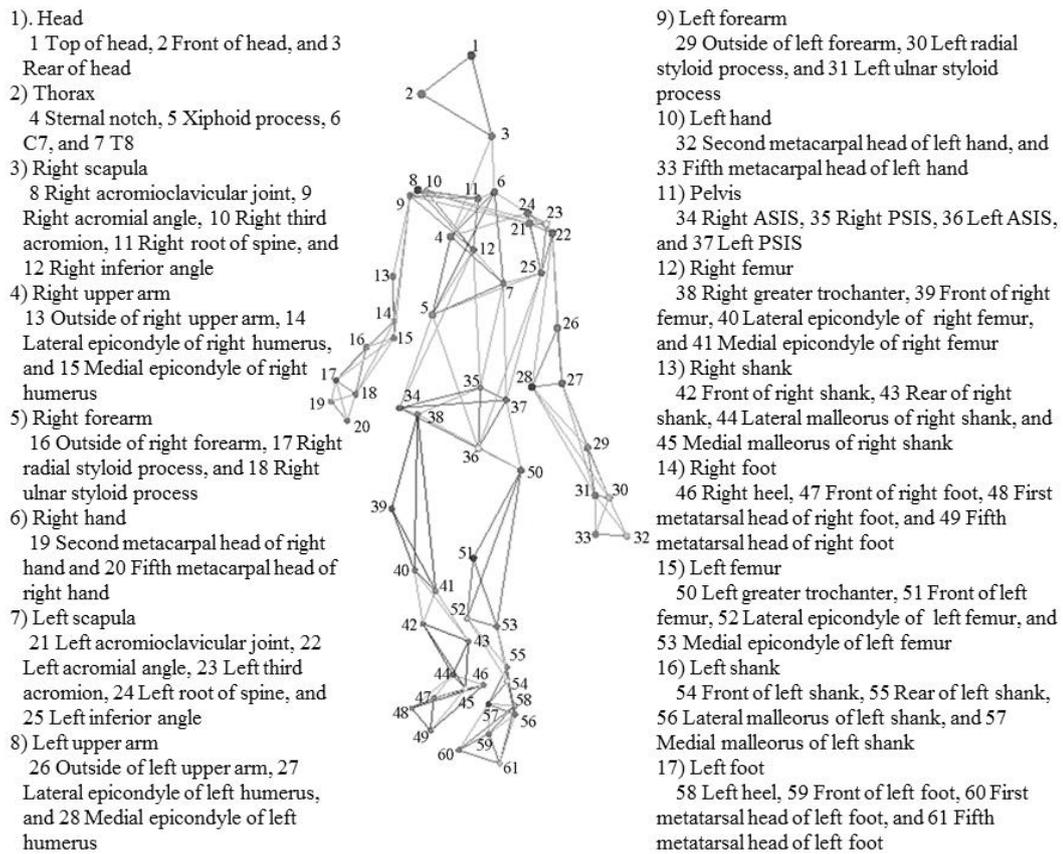


Figure 2(b) 17 セグメントからなる剛体リンクモデルおよびマーカ貼付位置



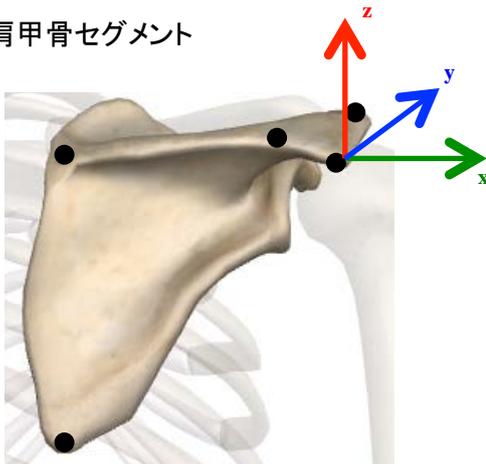
Figure 2(c) 肩甲骨セグメントの3次元位置を推定するための
Acromion marker cluster

2.3.5 データ解析

得られた反射マーカの 3 次元座標値は、四次のバターワース型ローパスフィルターを用いて遮断周波数 6Hz で平滑化した。静的立位姿勢から得られた解剖学的特徴点の 3 次元座標値から、3 次元動作解析ソフト(C-Motion 社製、Visual 3D、C-Motion、Germantown、MD、USA)を用いて、頭部・体幹部・左右上腕部・左右前腕部・左右手部・骨盤部・左右大腿部・左右下腿部・左右足部の 17 セグメントからなる剛体リンクモデルを作成した。このリンクモデルにおける各セグメントの質量中心位置および関節中心位置は Hanavan の数学モデルによって算出し(Hanavan, 1964)、各セグメントの質量比は Dempster & Gaughan の値を用いた(Dempster & Gaughan, 1967)。

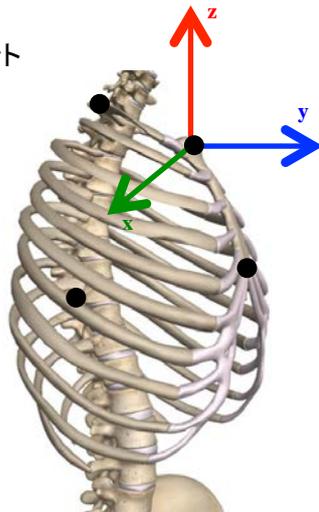
肩関節の角度に関しては、本研究においては、International Society of Biomechanics (ISB)の推奨に基づいて Local coordinate system(LCS)を作成した(Janes et al., 2012; Wu et al., 2002)。肩甲骨 LCS は肩甲棘三角、肩峰後角を結ぶベクトルを S_x 軸、肩甲棘三角、肩峰後角、肩甲骨下角の 3 点からなる平面に対して垂直に前方に向かうベクトルを S_y 軸、 S_x 軸と S_y 軸に直交するベクトルを S_z 軸として定義した(Figure 3)。胸郭 LCS は右 ASIS と左 PSIS の中点および左 ASIS と右 PSIS の中点を求め、それらを結ぶ中点(胸郭近位点)から両肩峰を結ぶ中点に向かうベクトルを T_z 軸、胸郭近位点、両肩峰の 3 点からなる平面に対して垂直に右方向へと向かうベクトルを T_y 軸、 T_z 軸と T_y 軸と直交するベクトルを T_x 軸と定義した。上腕骨 LCS は上腕骨内側上顆、外側上顆を結ぶ線の中点から肩関節中心に向かうベクトルを H_z 軸、上腕骨内側上顆、外側上顆、肩関節中心の 3 点からなる平面に対して垂直に前方に向かうベクトルを H_y 軸、 H_z 軸と H_y 軸に直交するベクトルを H_x 軸として定義した。

肩甲骨セグメント



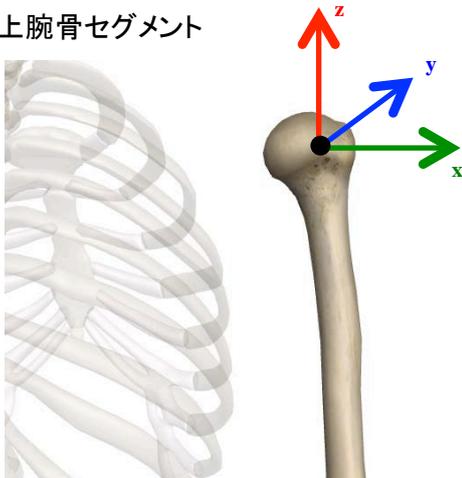
- Sx 軸: 肩甲棘三角、肩峰後角を結ぶベクトル
- Sy 軸: 肩甲棘三角、肩峰後角、肩甲骨下角の3点からなる平面に対して垂直に前方に向かうベクトル
- Sz 軸: Sx軸とSy軸に直交するベクトル

胸郭セグメント



- Tx 軸: Ty軸、Tz軸とTy軸と直交するベクトル
- Ty 軸: 胸郭近位点、両肩峰の3点からなる平面に対して垂直に右方向へと向かうベクトル
- Tz 軸: 右ASISと左PSISの midpoint および左ASISと右PSISの midpoint を求め、それらを結ぶ midpoint (胸郭近位点) から両肩峰を結ぶ midpoint に向かうベクトル

上腕骨セグメント



- Hx 軸: Hz軸とHy軸に直交するベクトル
- Hy 軸: 上腕骨内側上顆、外側上顆、肩関節中心の3点からなる平面に対して垂直に前方に向かうベクトル
- Hz 軸: 上腕骨内側上顆、外側上顆を結ぶ線の中点から肩関節中心に向かうベクトル

Figure 3 肩甲骨、胸郭および上腕骨セグメントの軸の定義

一般的に、肩関節の角度は ISB の推奨に基づき、オイラー角を用いて近位セグメントに対する遠位セグメントの角度を算出する(Wu et al., 2002)。この方法は、胸郭上腕関節

および肩甲骨上腕関節の角度を求めるため、各セグメントの x 、 y および z 軸のすべての軸回転を用いるのではなく、2 軸のみを用いて、挙上方向とその角度を決定したのち、回旋角度を決定することで、複雑な 3 次元的運動の評価を可能にしている。しかし、本研究においては、疾走時の腕振り動作の特性上、肩関節屈曲伸展動作を最重要視しているため、胸郭上腕関節および肩甲骨上腕関節角度を求める上で、 x 軸回転を優先した軸の回転順序を採用した(Figure 4-5)。また、胸郭、肩甲骨および上腕骨の各セグメントの関係性を明らかにするため、各関節角度を求めるための軸の回転順序を x - y - z に統一した。詳細を以下に記す。

肩甲骨胸郭関節角度は胸郭 LCS に対して、まず肩甲骨セグメント S_x 軸周りの回転を前傾(-)後傾(+)とし、続いて S_y 軸周りの回転を下方回旋(-)上方回旋(+)、さらに S_z 軸周りの回転を内旋(-)外旋(+)となるように、軸の回転順序および運動方向を定義した。肩甲骨上腕関節角度は肩甲骨 LCS に対して、まず上腕骨セグメント H_x 軸周りの回転を伸展(-)屈曲(+)とし、続いて H_y 軸周りの回転を内転(-)外転(+)、さらに H_z 軸周りの回転を内旋(-)外旋(+))と定義した。胸郭上腕関節角度は胸郭 LCS に対して、まず上腕骨セグメント H_x 軸周りの回転を伸展(-)屈曲(+)とし、続いて H_y 軸周りの回転を内転(-)外転(+))、さらに H_z 軸周りの回転を内旋(-)外旋(+))と定義した。

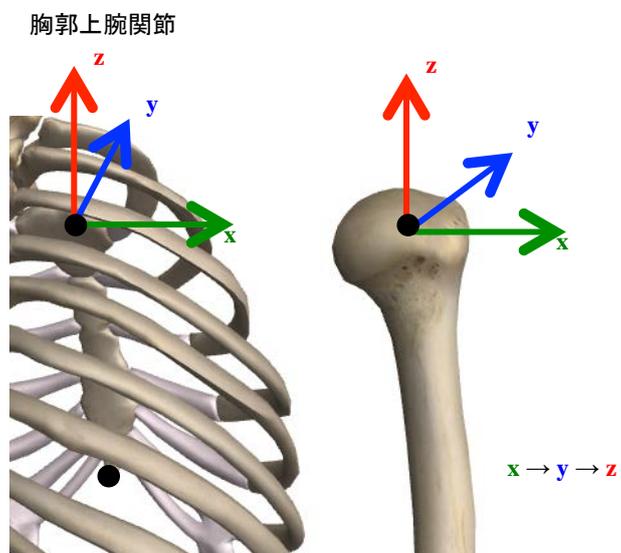
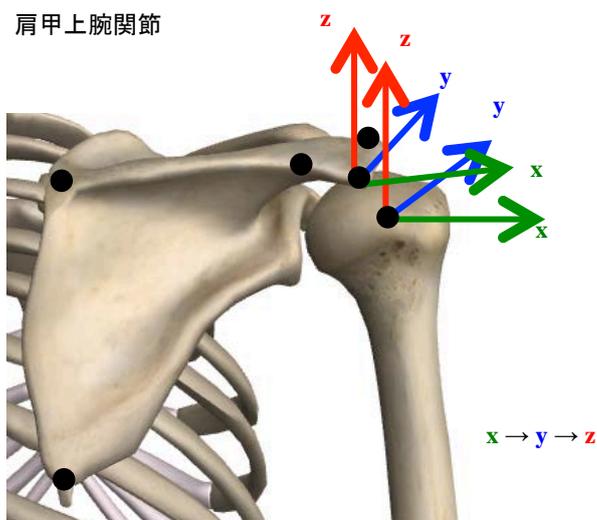
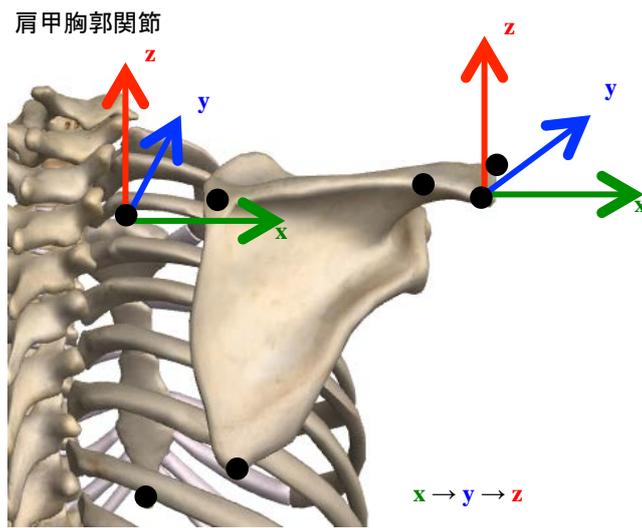


Figure 4 軸の回転順序の定義



Figure 5 肩甲骨の動きの定義

(x 軸)前後傾 (y 軸)上下方回旋 (z 軸)内外旋

分析項目は下記の通りとし、分析では各試技における左右の平均値を用いた。

1. 屈曲および伸展テストにおける肩関節の角度推移：立位安静上肢下垂位から胸郭上腕関節自動屈曲および伸展を開始し、最大屈曲および伸展を経てスタート肢位に戻るまでの時間を 100%として正規化し、肩甲上腕関節、肩甲胸郭関節および胸郭上腕関節の各被験者のデータを平均した。
2. テーピングにおける制限の程度(肩関節の各関節における ROM)：屈曲および伸展テストの ROM において、肩甲上腕関節、肩甲胸郭関節および胸郭上腕関節の各被験者のデータを平均した。

2.3.6 統計処理

全てのデータは平均値±標準偏差で示した。通常条件および肩甲骨制限条件間の分析項目の比較は、データの正規性が認められるとして、対応のある T 検定を行った。検定における有意水準は両側検定による 5%未満とした。

2.4 結果

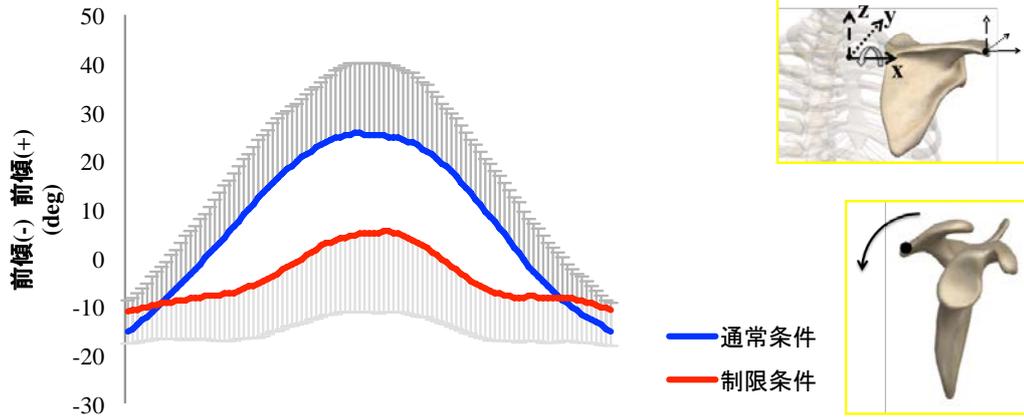
2.4.1 屈曲および伸展テストにおける肩関節の角度推移

肩関節の運動学的データを Figure 6-11 に示した。屈曲テストにおいて、肩甲胸郭関

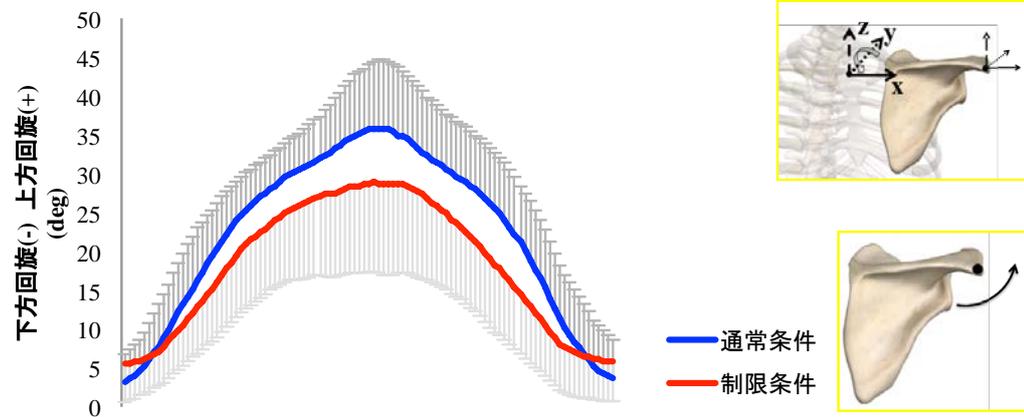
節は後傾、および上方回旋しており、内外旋動作に関しては最初に内旋動作が始まり、中盤以降外旋してきていた。肩甲上腕関節は屈曲、外転および内旋していた。

伸展テストにおいて、肩甲胸郭関節は前傾および外旋しており、上下方回旋に関しては最初に下方回旋動作が始まり、中盤以降上方回旋してきていた。肩甲上腕関節は大きく伸展し、内外転および内外旋に関しては大きく変化しなかった。屈曲テストおよび伸展テストにおける肩関節の各関節において、概ね反対の動作をしていた。

(a) 屈曲テストにおける肩甲胸郭関節後傾角度



(b) 屈曲テストにおける肩甲胸郭関節上方回旋角度



(c) 屈曲テストにおける肩甲胸郭関節外旋角度

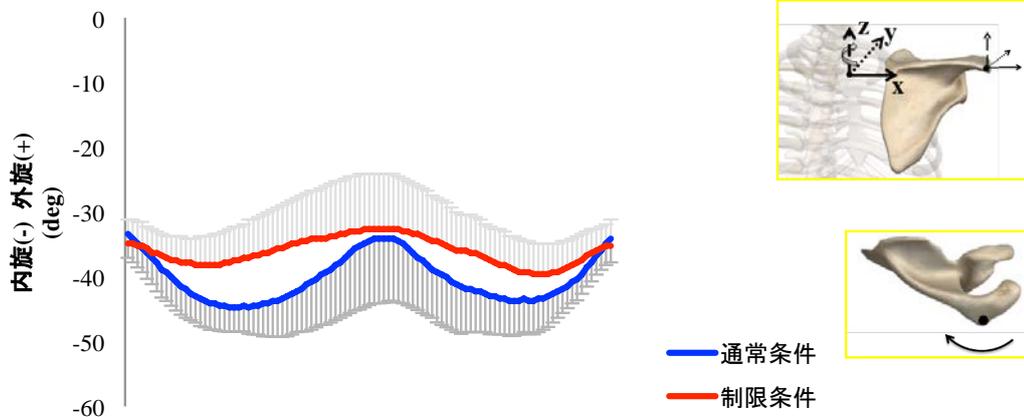
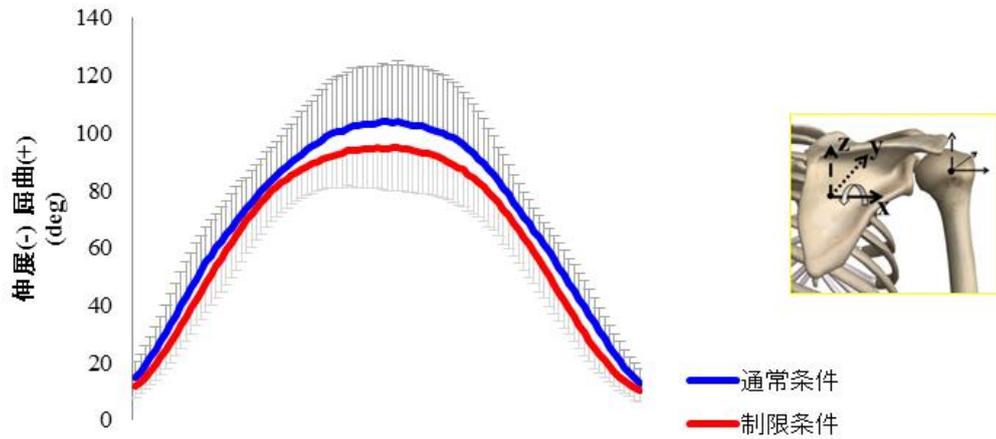


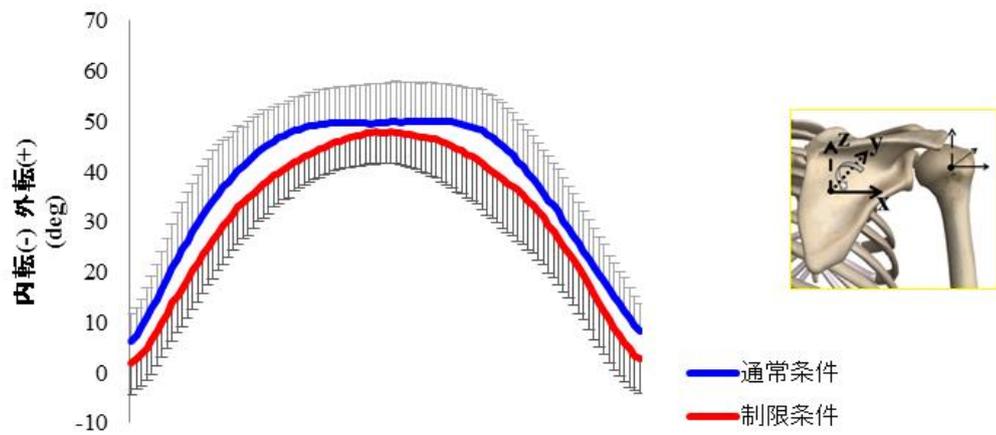
Figure 6 屈曲テストにおける肩甲胸郭関節の角度推移

(a)前後傾 (b)上下方回旋 (c)内外旋

(a) 屈曲テストにおける肩甲上腕関節屈曲角度



(b) 屈曲テストにおける肩甲上腕関節外転角度



(c) 屈曲テストにおける肩甲上腕関節外旋角度

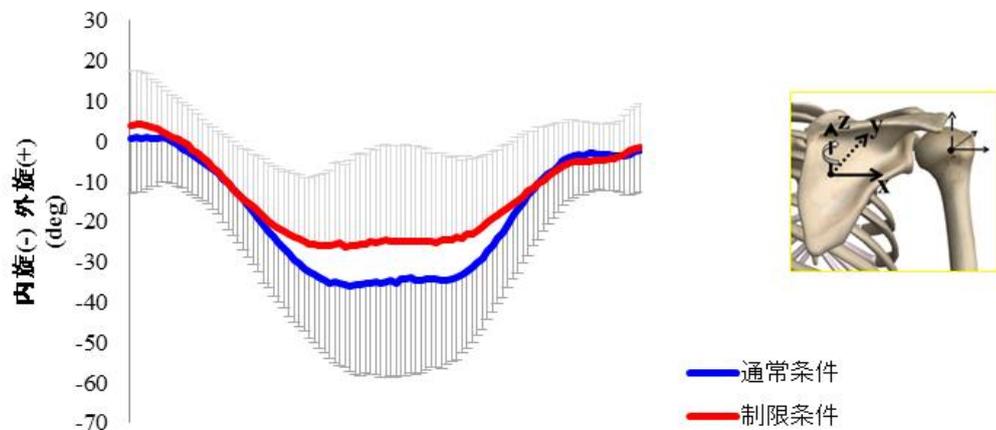


Figure 7 屈曲テストにおける肩甲上腕関節の角度推移

(a)屈曲伸展 (b)内外転 (c)内外旋

屈曲テストにおける胸郭上腕関節屈曲角度

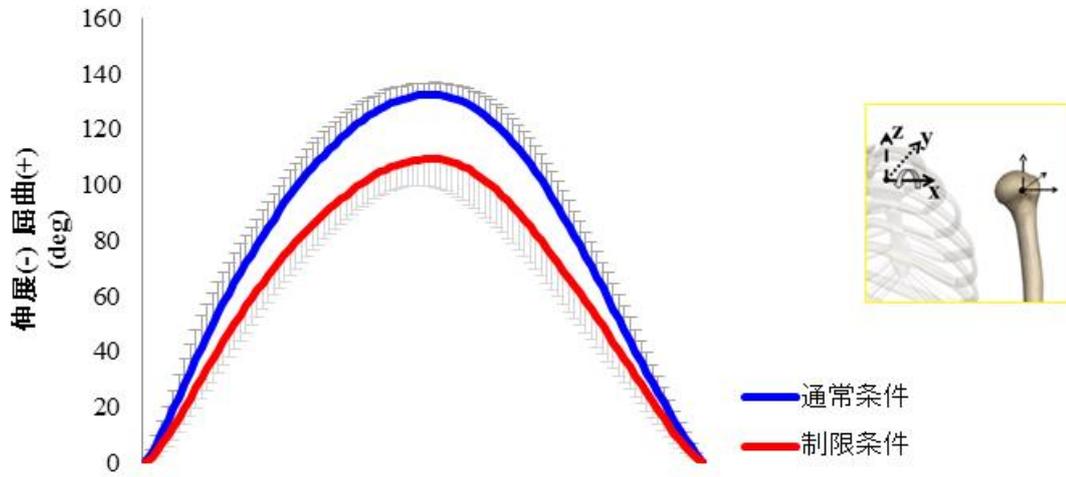
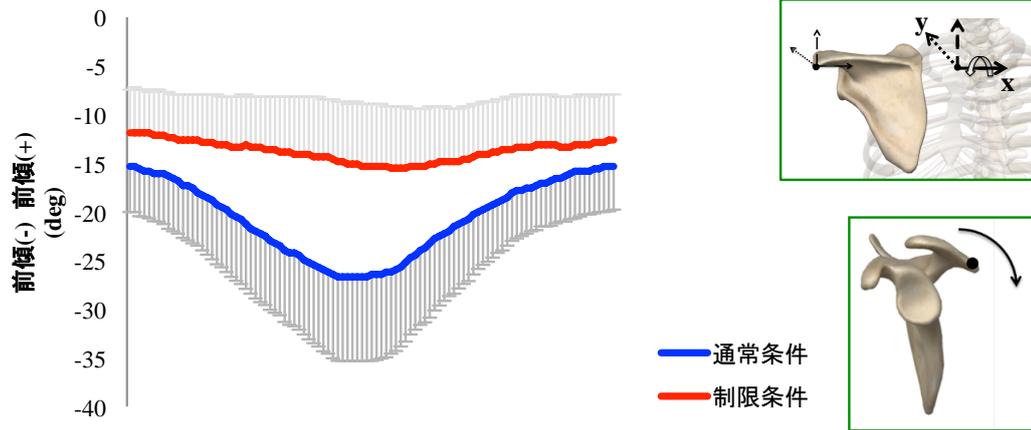
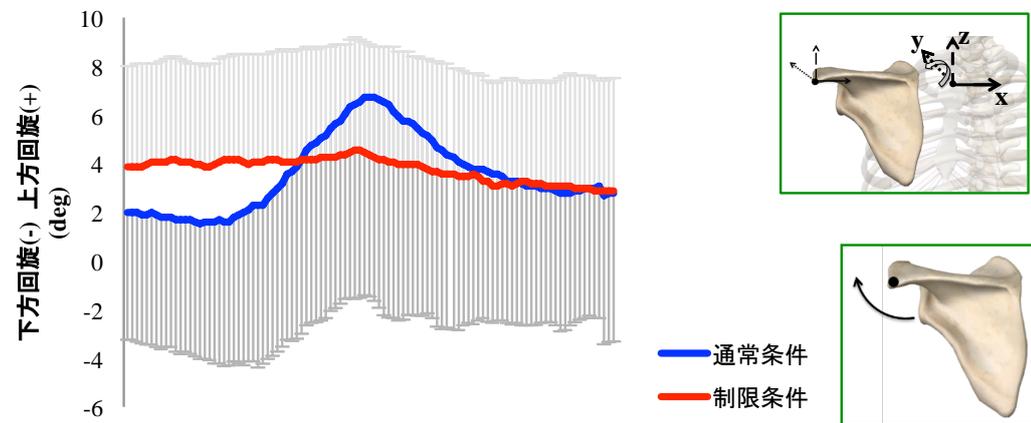


Figure 8 屈曲テストにおける胸郭上腕関節の角度推移 屈曲伸展

(a) 伸展テストにおける肩甲胸郭関節後傾角度



(b) 伸展テストにおける肩甲胸郭関節上方回旋角度



(c) 伸展テストにおける肩甲胸郭関節外旋角度

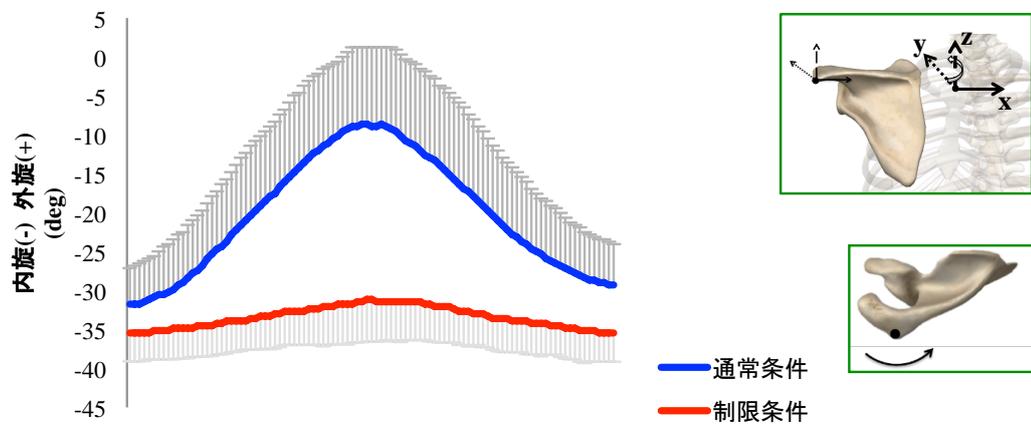
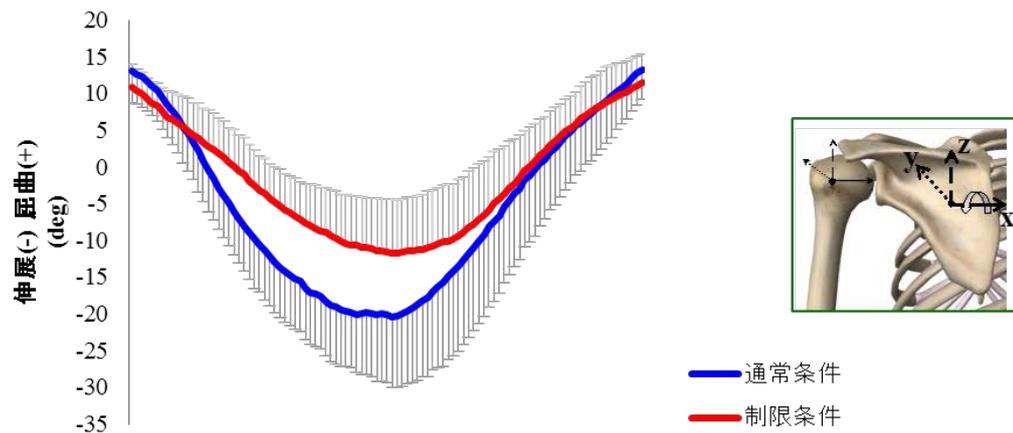


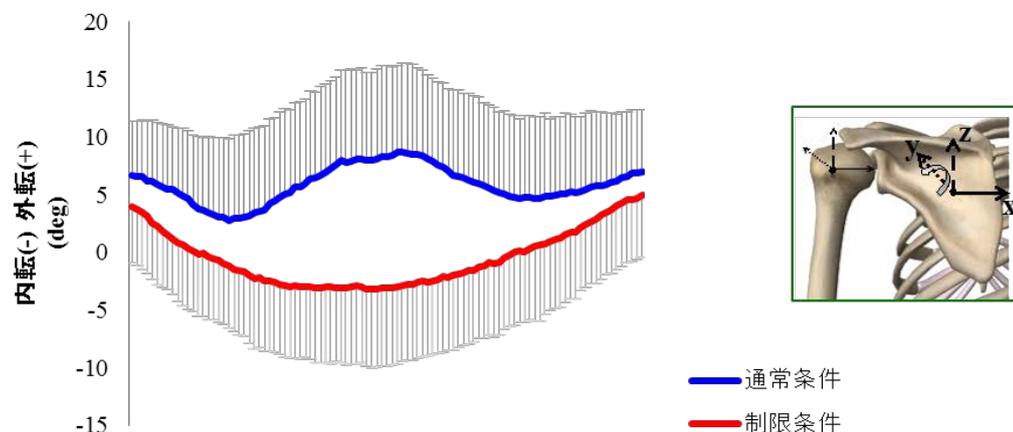
Figure 9 伸展テストにおける肩甲胸郭関節の角度推移

(a)前後傾 (b)上下方回旋 (c)内外旋

(a) 伸展テストにおける肩甲骨腕関節屈曲角度



(b) 伸展テストにおける肩甲骨腕関節外転角度



(c) 伸展テストにおける肩甲骨腕関節外旋角度

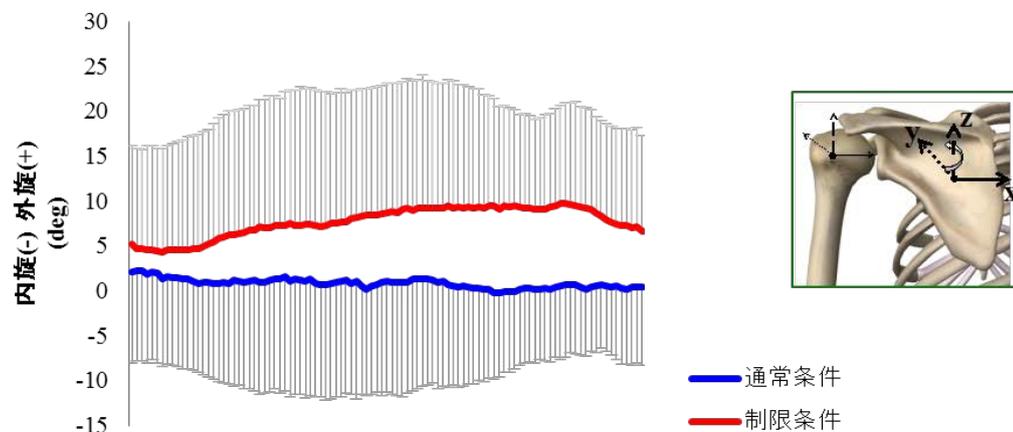


Figure 10 伸展テストにおける肩甲骨腕関節の角度推移

(a)屈曲伸展 (b)内外転 (c)内外旋

伸展テストにおける胸郭上腕関節屈曲角度

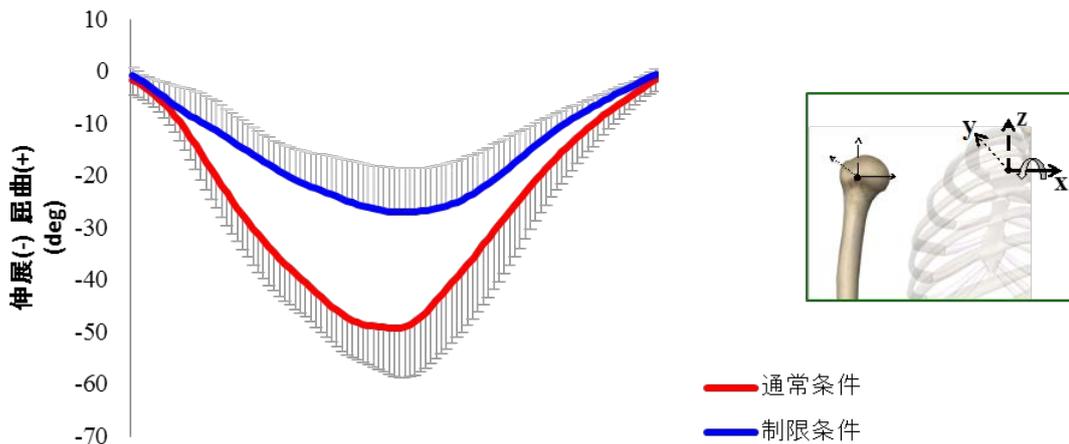


Figure 11 伸展テストにおける胸郭上腕関節の角度推移 屈曲伸展

2.4.2 テーピングにおける制限の程度(肩関節の各関節における ROM)

屈曲および伸展テストにおける肩関節の ROM を Table 1 に示した。屈曲テストにおいて、胸郭上腕関節屈曲および肩甲胸郭関節の 3 軸方向全ての ROM において、通常条件に比較して制限条件において有意な ROM 低下が認められた。制限条件の ROM においては、通常条件と比較して、肩甲胸郭関節後傾で 51.4%、上方回旋で 26.0%低下した。内外旋に関しては、内旋および外旋角度ともに低下し、結果的に ROM は 37.7%低下した。その結果、胸郭上腕関節屈曲 ROM は 17.1%低下した。

伸展テストにおいて、胸郭上腕関節伸展、肩甲胸郭関節の 3 軸方向および肩甲上腕関節伸展において、通常条件に比較して制限条件において有意な ROM 低下が認められた。制限条件の ROM においては、通常条件と比較して、肩甲胸郭関節前傾で 65.0%、外旋で 77.6%低下した。上下方回旋に関しては、上方回旋および下方回旋角度ともに低下し、結果的に ROM は 50.0%低下した。また肩甲上腕関節伸展で 31.4%低下した。その結果、胸郭上腕関節伸展 ROM は 44.9%低下した。

Table 1. 屈曲および伸展テストにおける ROM (mean ± SD)

	通常条件	制限条件	効果量
胸郭上腕関節屈曲			
胸郭上腕関節 ROM (deg)			
屈曲	133.1 ± 4.3	110.3 ± 9.1*	3.20
肩甲胸郭関節 ROM (deg)			
後傾	43.0 ± 9.2	20.9 ± 7.8*	2.59
上方回旋	34.6 ± 5.4	25.6 ± 7.4*	1.39
内旋	17.5 ± 2.5	10.9 ± 2.7*	2.54
肩甲上腕関節 ROM (deg)			
屈曲	93.1 ± 20.3	87.6 ± 13.1	0.32
外転	46.3 ± 7.8	47.8 ± 7.3	0.20
内旋	44.2 ± 19.5	40.0 ± 16.7	0.23
胸郭上腕関節伸展			
胸郭上腕関節 ROM (deg)			
伸展	50.3 ± 8.3	27.7 ± 8.4*	2.71
肩甲胸郭関節 ROM (deg)			
前傾	15.7 ± 2.7	5.5 ± 1.7*	4.52
下方回旋	8.0 ± 3.8	4.0 ± 1.4*	1.40
外旋	25.5 ± 6.4	5.7 ± 2.1*	4.16
肩甲上腕関節 ROM (deg)			
伸展	36.3 ± 7.9	24.9 ± 8.6*	1.38
内転	10.3 ± 2.4	9.9 ± 4.5	0.11
外旋	15.4 ± 6.5	13.5 ± 6.5	0.29

* $p < 0.05$ (通常条件 vs 制限条件)

2.5 考察

まず屈曲テストにおいて述べる。通常条件では、胸郭上腕関節屈曲 ROM 133.1 ± 4.3 deg に対して、肩甲胸郭関節 ROM の貢献は後傾 43.0 ± 9.2 deg (32.3%)、上方回旋 34.6

± 5.4 deg (26.0 %)、内旋 17.5 ± 2.5 deg (13.1 %)であった。肩甲上腕関節 ROM の貢献は屈曲 93.1 ± 20.3 deg (69.9 %)、外転 46.3 ± 7.8 deg (34.8 %)、内旋 44.2 ± 19.5 deg (33.2 %)であった(Table 1)。

先行研究とは運動学的データを求める際の軸の回転順序が異なるため、直接 ROM の結果を比較することができない(Figure 4-5)。したがって、先行研究と比較するため、Table 1 とは別に、同一の測定結果を用いて、解析方法のみ変更したデータを算出した(Table 2)。すなわち、ISB の推奨に基づき、オイラー角を用いて近位セグメントに対する遠位セグメントの角度を算出した(Wu et al., 2002)。その結果、先行研究と同様の結果を得られたため、acromion marker cluster(Janes et al., 2012)を用いた肩甲骨位置の推定結果が、ある程度の妥当性を有していると考えられる。

Table 2. 屈曲テストにおける ROM : 先行研究との比較 (mean ± SD)

	通常条件	Janes et al., 2012
屈曲動作		
胸郭上腕関節 ROM (deg)		
屈曲	133.1 ± 4.3	141 ± 4
肩甲胸郭関節 ROM (deg)		
後傾	24.8 ± 11.2	25 ± 10
上方回旋	50.0 ± 10.5	54 ± 15
内旋	28.1 ± 10.2	34 ± 7
肩甲上腕関節 ROM (deg)		
屈曲	93.1 ± 20.3	92 ± 10

制限条件では、胸郭上腕関節屈曲 ROM 110.3 ± 9.1 deg に対して、肩甲胸郭関節 ROM の貢献は後傾 20.9 ± 7.8 deg (18.9 %)、上方回旋 25.6 ± 7.4 deg (23.2 %)、内旋 10.9 ± 2.7 deg (9.9 %) であった。肩甲上腕関節 ROM の貢献は屈曲 87.6 ± 13.1 deg (79.4 %)、外転 47.8 ± 7.3 deg (43.3 %)、内旋 40.0 ± 16.7 deg (36.3 %)であった。

通常条件と制限条件を比較すると、胸郭上腕関節屈曲、肩甲胸郭関節後傾、上方回旋および内旋 ROM は低下し、肩甲上腕関節屈曲、外転、内旋 ROM に関しては有意な低下は認められなかった。通常条件と比較して制限条件において、胸郭上腕関節屈曲 ROM

に対する肩甲胸郭関節 ROM の貢献が小さく、肩甲上腕関節 ROM の貢献が大きかった。

次に伸展テストにおいて述べる。通常条件では、胸郭上腕関節伸展 ROM 50.3 ± 8.3 deg に対して、肩甲胸郭関節 ROM の貢献は前傾 15.7 ± 2.7 deg (31.2 %)、下方回旋 8.0 ± 3.8 deg (15.9 %)、外旋 25.5 ± 6.4 deg (50.7 %)であった(Table 1)。肩甲上腕関節 ROM の貢献は伸展 36.3 ± 7.9 deg (72.2 %)、内転 10.3 ± 2.4 deg (20.5 %)、外旋 15.4 ± 6.5 deg (30.6 %)であった。伸展テストに関しては、運動解析の先行研究はあまりなく、妥当性のある結果の比較はできなかった。

制限条件では、胸郭上腕関節伸展 ROM 27.7 ± 8.4 deg に対して、肩甲胸郭関節 ROM の貢献は前傾 5.5 ± 1.7 deg (19.9 %)、下方回旋 4.0 ± 1.4 deg (14.4 %)、外旋 5.7 ± 2.1 deg (20.6 %)であった。肩甲上腕関節 ROM の貢献は 伸展 24.9 ± 8.6 deg (89.9 %)、内転 9.9 ± 4.5 deg (35.7 %)、外旋 13.5 ± 6.5 deg (48.7 %)であった。

通常条件と制限条件を比較すると、胸郭上腕関節伸展、肩甲胸郭関節前傾、下方回旋および外旋、肩甲上腕関節伸展 ROM は低下した。一方肩甲上腕関節内転、外旋 ROM については有意な低下は見られなかった。通常条件と比較して制限条件において、胸郭上腕関節伸展 ROM に対する肩甲胸郭関節 ROM の貢献が小さく、肩甲上腕関節 ROM の貢献が大きかった。

屈曲テストと伸展テストを通常条件において比較すると、胸郭上腕関節運動を構成するうえで、屈曲は後傾(32.3 %)、上方回旋(26.0 %)、内旋(13.1 %)であり、伸展は前傾(31.2 %)、下方回旋(15.9 %)、外旋(50.7 %)であった。前後傾(x 軸)および上下方回旋(y 軸) ROM に関しては屈曲テストの方が肩甲胸郭関節 ROM の角度の貢献が大きいが、内外旋(z 軸) ROM に関しては伸展テストの方が肩甲胸郭関節 ROM の角度の貢献が大きかった。このことから、胸郭上腕関節の屈曲および伸展運動を構成する上で、各々肩甲胸郭関節 ROM の貢献が異なることが示唆された。

また屈曲および伸展テストにおいて通常条件と制限条件を比較すると、伸展テストの方が、胸郭上腕関節 ROM が大きく低下した(屈曲テスト: 17.1%低下、伸展テスト: 44.9%低下)。このことから、胸郭上腕関節伸展動作の方が屈曲動作に比較して、肩甲胸郭関節運動制限の影響を受けやすいことが明らかとなり、すなわち胸郭上腕関節伸展動作における肩甲胸郭関節の柔軟性が重要である可能性が示唆された。

これらの屈曲および伸展テストの運動学的データの違いを考察する。胸郭上腕関節伸展動作は、肩甲胸郭関節(肩甲骨の動き)の 3 次元運動と肩甲上腕関節の伸展動作の複

合運動によって遂行されている。肩関節の解剖学的特徴として、烏口上腕靭帯という強固な靭帯繊維が肩関節前方構成組織の一部として、肩甲上腕関節の安定性に大きく寄与している(Arai et al., 2014)。肩甲上腕関節伸展時には、骨性支持に乏しい肩甲上腕関節が脱臼しないように、この烏口上腕靭帯が比較的伸展動作早期から緊張するため(Izumi et al., 2011)、肩甲上腕関節の伸展角度は比較的小さい。結果的に肩甲胸郭関節、すなわち肩甲骨が大きく動かなければ胸郭上腕関節伸展角度は稼げない。この解剖学的特徴が、これらの違いをもたらしたと考えられる。

本研究の **Limitation** として、1)テーピングによる肩甲胸郭関節の運動制限の妥当性、2)肩甲骨の動的評価の妥当性が挙げられる。まず 1)に関しては、①被験者間でテーピングの強度に差が生まれる可能性、②皮膚、胸郭に対する影響が併せて起こっている可能性の点が挙げられる。①に関しては、肩関節に精通した同一の理学療法士が十分に練習を行った上でテーピングを施行することで対応したが、被験者ごとに肩甲骨の柔軟性に個人差があり、テーピングの制限に対する対応にも個々の戦略は様々であり、制限の程度を一定にすることは困難であった。しかし、本研究においては各条件における個人間の比較となるため、平均して肩甲骨制限に対する影響を検討することとした。②本研究で用いた肩甲骨制限方法では、皮膚、胸郭への影響を排除することは困難である。しかしながら、肩甲帯を構成する皮膚、胸郭、肩甲骨の中で、肩甲骨が最大の可動性を有しているため、テーピングにおける制限に対し、最も強く影響を受け、条件間でのパラメータの変化に最も関連したと考えられる。2)の肩甲骨の動的評価については、現在電磁センサー(Karduna et al., 2001)や、光学式モーションキャプチャシステム(Lempereur et al., 2014)を用いた方法で広く行われており、その妥当性も検討されている。いずれの方法においても、数度の誤差を含み、本研究における結果も同程度の誤差を含むことが考えられるが、本研究においては各条件における個人間の比較となるため、妥当であると考えられる。

第 3 章 加速期疾走動作における肩甲骨の役割の検討：方法

3.1 被験者

被験者は、ショートダッシュを繰り返すスポーツを日常的に行う男子大学生 10 名であった(年齢: 21.3 ± 1.1 歳; 身長: 176.2 ± 6.0 cm; 身体質量: 69.3 ± 9.4 kg)。本研究は、事前に承認を得た立命館大学命倫理委員会の「ヒトを対象とする研究倫理」の規定に基づき、各被験者には実験を行う前に、研究の目的・実験の内容、安全性の説明を行い、全ての被験者から書面による実験参加の同意を得た(承認番号: BKC-人-2013-012)。

3.2 実験試技

実験試技は、フォースプレート上にて静止状態からスタートの合図を出した後に全力疾走させた。スタートは被験者の快適なスタンディング姿勢から開始し、スタート位置は毎回同じ場所となるように規定した。疾走区間は 5m とした(Figure 12)。疾走条件は通常条件と肩甲骨制限条件の 2 条件とした。肩甲骨の制限は、第 2 章と同様の方法を用いた。各試技を 4 回ずつ行わせ、各疾走順はランダム化した。

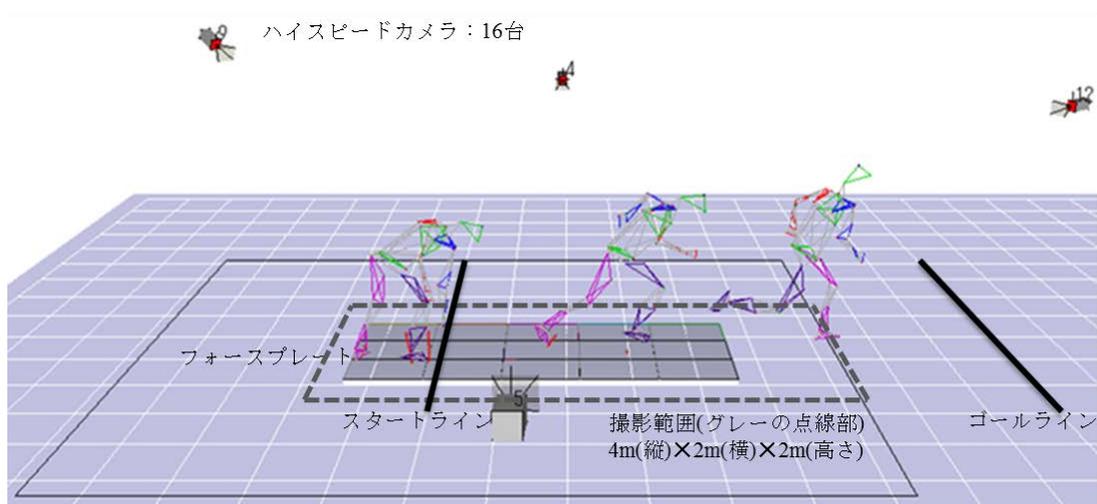


Figure 12 実験設定

被験者には、10 分間、各自で十分なウォーミングアップをさせた。各試技前には、各条件下での練習試技を最低 3 回行わせた。実験は天候や風速に左右されない屋内実験室

で実施し、全被験者には統一したメーカーのランニングシューズ(アディダス社製、G16823 2E)を着用して、実験試技を行った。

3.3 データ収集

実験試技の動作は、第 2 章と同様の撮影方法およびマーカセットを用いた。スタートから 1 歩目の GRF は、サンプリング周波数をいずれも 1250Hz に設定した 15 台のフォースプレート(テック技販社製、TF-4060-B)を用いて収集し、AD 変換ボードによってモーションキャプチャシステムと同期した(Figure 12)。

3.4 データ解析

データ解析方法は第 2 章と同様の方法を用いた。実験試技におけるスタートの瞬間は COM の水平速度成分が 0.5 m/s を上回った瞬間とし、スタートから 1 歩目の鉛直 GRF が 20N を上回っている間を 1 歩目の立脚期とした。分析項目は下記の通りとし、分析では各試技 4 回の平均値を用いた。なお、本研究においては、肩甲胸郭関節および肩甲上腕関節運動の解析のみ 3 次元データを用い、その他のデータは矢状面上のデータのみを用いている。

1. 2m 疾走時間: COM がスタートした瞬間から 2m 地点を通過するまでの時間を求めた。
2. 2m 通過時疾走速度: COM がスタートした瞬間から 2m 地点を通過する瞬間の COM 速度の水平成分を求めた
3. 離地の瞬間の疾走速度: スタートから 1 歩目における支持脚の離地の瞬間の COM 速度の水平成分を求めた。
4. 疾走速度の変化量: モデル誤差を考慮し、スタートから 1 歩目における平均力積水平成分を身体質量で除して算出した。
5. 接地時間: スタートから 1 歩目における立脚時間を求めた。
6. COM 前傾角度の平均値(COM 前傾角度): 静止座標系における矢状面から投射した COM と足圧中心を結んだ直線と水平線がなす角度とした。静止座標系における

COM の位置ベクトルの鉛直成分から、静止座標系におけるフォースプレート上の足圧中心の位置ベクトルの鉛直成分を減じた値、および静止座標系における COM の位置ベクトルの水平成分から、静止座標系におけるフォースプレート上の足圧中心の位置ベクトルの水平成分を減じた値によって **tangent** を求めた(Figure 13)。スタート姿勢およびスタートから 1 歩目における平均値を算出した。

7. **GRF 前傾角度** : 静止座標系における矢状面から投射した GRF と水平線がなす角度とした。静止座標系における GRF ベクトルの鉛直成分および静止座標系における GRF ベクトルの水平成分から **tangent** を求めた。スタート姿勢およびスタートから 1 歩目における平均値を算出した。
8. **肩関節角度** : 肩甲胸郭関節、肩甲上腕関節および胸郭上腕関節の角度を算出し、1 歩目の接地から離地までの時間を 100%として正規化し、各被験者のデータを平均した。条件間の比較には、接地中の接地および離地の瞬間のデータ、ROM を用いた(Figure 13)。スタート姿勢およびスタートから 1 歩目における平均値を算出した。なお、1 歩目接地期において前方に振っている上肢を屈曲腕、後方へ振っている上肢を伸展腕として定義した。
9. **下肢 3 関節角度および足部セグメントの 2 次元投射角度** : 股関節の屈曲伸展は大腿骨および骨盤セグメント(θ_{hip})、膝関節の屈曲伸展は大腿骨および下腿セグメント(θ_{knee})、足関節の底背屈は下腿および足部セグメント(θ_{ankle})を用いて 2 次元投射角度を算出した。また、足部セグメントの角度は水平面を基準として 2 次元投射角度(θ_{foot})を算出した。スタート姿勢およびスタートから 1 歩目における平均値を算出した。条件間の比較には、接地および離地の瞬間のデータを用いた(Figure 13)。

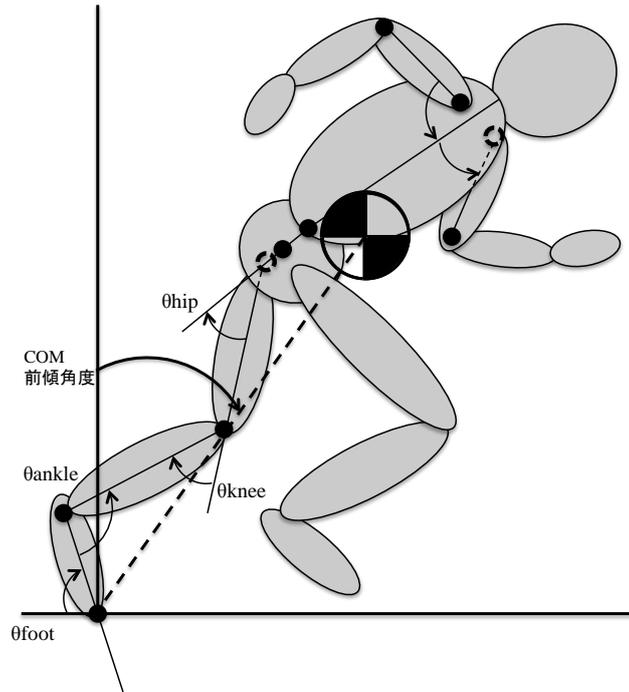


Figure 13 2次元投射角度

COM 前傾角度 股関節・膝関節・足関節角度 足部の前傾角度 肩関節角度

10. COM に対する屈曲腕($H_{forward}$)および伸展腕($H_{backward}$)標準化角運動量: 以下の式にて求めた(柴山ら, 2013; 阿江ら, 1992; 湯海鵬, 1995)。今回は矢状面上(左右軸周り)の回転運動のみを解析対象とした(Figure 14)。スタート姿勢およびスタートから1歩目における平均値を算出した。全身の身体質量で正規化した。

1: 屈曲腕上腕; 2: 屈曲腕前腕; 3: 屈曲腕手; 4: 伸展腕上腕; 5: 伸展腕前腕; 6: 伸展腕手。

$$H_{forward} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^3 H_i \quad H_{backward} = \frac{1}{M} \sum_{i=4}^6 H_i \quad H_i = r_{i/cop} \times m_i V_{i/cop} + I_i \omega_i$$

$r_{i/COP}$: COM に対する身体部分 i の重心の相対位置ベクトル

m_i : 身体部分 i の質量

$V_{i/COP}$: COM に対する身体部分 i の重心の相対速度ベクトル

I_i : 身体部分 i の慣性テンソル 阿江,1996

ω_i : 身体部分 i の角速度ベクトル

M : 全身の身体質量

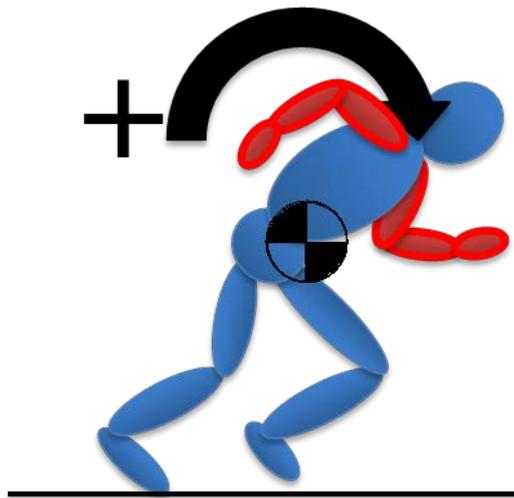


Figure 14 COM に対する屈曲腕および伸展腕の標準化角運動量

11. COM に対する全身の標準化角運動量：上述 10 の方法に従い、すべての身体セグメントの持つ角運動量の総和として算出した。

3.5 統計処理

全てのデータは平均値±標準偏差で示した。通常条件および肩甲骨制限条件間の分析項目の比較は、データの正規性が認められるとして、対応のある T 検定を行った。検定における有意水準は両側検定による 5%未満とした。

第4章 肩甲骨制限の影響：スタート姿勢

4.1 スタート姿勢における各関節およびCOM前傾角度

通常条件および制限条件におけるスタート姿勢について、各関節およびCOM前傾角度をTable 3に示す。肩甲骨制限によるスタート姿勢の変化は認められなかった。

Table 3. スタート姿勢における各関節およびCOM前傾角度(mean ± SD)

	通常条件	制限条件	効果量
肩関節屈曲角度 (deg)			
屈曲腕	28.2 ± 20.5	28.6 ± 14.4	0.02
伸展腕	6.7 ± 25.8	11.5 ± 19.6	0.21
股関節屈曲角度 (deg)			
1 歩目支持側	22.4 ± 9.8	25.3 ± 12.1	0.26
1 歩目遊脚側	69.0 ± 9.3	71.8 ± 10.0	0.29
膝関節屈曲角度 (deg)			
1 歩目支持側	50.5 ± 11.5	52.2 ± 11.6	0.15
1 歩目遊脚側	71.9 ± 8.7	73.2 ± 6.0	0.17
足関節屈曲角度 (deg)			
1 歩目支持側	8.0 ± 7.7	6.2 ± 17.3	0.14
1 歩目遊脚側	-2.1 ± 5.0	-2.9 ± 4.5	0.17
COM 前傾角度 (deg)	36.6 ± 22.3	33.9 ± 23.4	0.12

4.2 スタート姿勢における肩甲骨制限に対する考察

本結果により、肩甲骨制限によってスタート姿勢には変化がないことが明らかとなった。本研究における制限条件はテーピングによって施行されているが、2章で述べたとおり、肩甲骨の運動性を制限するため、皮膚の滑走性および肋間の柔軟性を同時に制限していることは重要な Limitation である。しかし上半身の可動性に大きく貢献する脊椎および胸郭の胸骨および肋軟骨の柔軟性に十分に配慮した貼付方法を用いたため、安静時姿勢に変化を及ぼさなかったと考えられる。

加速期疾走速度および動作に関する研究において、スタート姿勢(Slawinski, Bonnefoy, Leveque, et al., 2010)、スタートから1歩目(N. E. Bezodis et al., 2014)および2歩目(Robert G. Lockie et al., 2014)に着目している論文が多く、これらのパラメータが加速期のパフォーマンスを決定していると考えられる。本研究では、スタート姿勢において条件間で差がなく、被験者によってはスタートから2歩目を踏む前に2m地点に到達していた。したがって、本研究にて採用した解析区間において、疾走速度生成のためには、スタートから1歩目のパラメータが重要であるため、本研究ではスタートから1歩目におけるパラメータに着目して考察を進めることは妥当であると考えられる。

第5章 肩甲骨制限の影響：疾走パフォーマンス

5.1 2m 疾走タイムおよび 2m 地点到達時の疾走速度

通常条件および制限条件における 2m 疾走時間および 2m 通過時疾走速度を Table 4 に示した。制限条件では通常条件と比較して、2m 疾走時間が有意に延長し、2m 通過時疾走速度が有意に低下した。

Table 4. 疾走パフォーマンス (mean ± SD)

	通常条件	制限条件	効果量
2m 疾走時間 (s)	0.73 ± 0.04	0.76 ± 0.04*	0.58
2m 通過時疾走速度 (m/s)	4.33 ± 0.20	4.24 ± 0.21*	0.44
離地の瞬間の疾走速度 (m/s)	4.31 ± 0.20	4.19 ± 0.23*	0.58

* $p < 0.05$ (通常条件 vs 制限条件)

5.2 疾走パフォーマンスにおける肩甲骨制限に対する考察

疾走速度の妥当性を検証すると、陸上選手のスターティングブロックを使用したスタート動作について検討した報告では、Elite sprinters の平均疾走速度は、1 歩目で $4.06 \pm 0.09 \text{m/s}$ 、2 歩目で $5.07 \pm 0.19 \text{m/s}$ であった (Slawinski, Bonnefoy, Leveque, et al., 2010)。一方 Well-trained sprinters の平均疾走速度は、1 歩目で $3.87 \pm 0.12 \text{m/s}$ 、2 歩目で $4.84 \pm 0.09 \text{m/s}$ あった。本研究の結果、スタートラインから 2m の時点での平均疾走速度は通常条件で 4.33m/s 、肩甲骨制限条件は 4.24m/s であった。本研究は陸上のスプリンターではなく、ショートダッシュを繰り返すスポーツを日常的に行う若年男性を対象に、スタンディングスタートをさせているので、先行研究と比較してやや遅い結果が出たと考えられる。

疾走速度の低下の程度の妥当性を検証する。腕振り動作が制限されると、疾走速度が低下すると報告した論文は多数認められる。フィールドホッケースティックを把持した疾走速度に対する報告では、スタートから 5-10m の間の疾走速度の程度は認められなかったが、18-22m の間の疾走速度において有意に低下していたと報告した (およそ 2% 低下 (Wdowski & Gittoes, 2013))。Grant et al., (2003) は、ラグビーボールを把持すると、

疾走速度が低下し、20m を疾走する時間が延長すると報告した（片手把持でおよそ 1%、両手把持でおよそ 2%延長）。

本研究結果においては、肩甲骨制限条件において、スタートから 2m の時点の疾走速度が低下していた（およそ 4%低下）。すなわち、腕振り動作を直接制限したわけではないが、肩甲骨の動きが制限されたことで腕振り動作を制限した状態と同様の影響を受けることが示唆された。

第 6 章 肩甲骨制限の影響：キネマティクスおよびキネティクス

6.1 離地の瞬間の疾走速度、疾走速度の変化量および接地時間

通常条件および制限条件について、スタートから 1 歩目における平均接地時間、疾走速度の平均変化量および接地時間を Table 5 に示した。制限条件では通常条件と比較して、疾走速度の変化量が有意に低下した。しかし接地時間に有意な差はみられなかった。

Table 5. スタートから 1 歩目における変数 (mean ± SD)

	通常条件	制限条件	効果量
疾走速度の変化量 (m/s)	0.94 ± 0.10	0.91 ± 0.08*	0.35
接地時間 (s)	0.19 ± 0.02	0.19 ± 0.02	0.02
COM 前傾角度 (deg)	25.5 ± 2.0	24.5 ± 1.9*	0.51
GRF 前傾角度 (deg)	23.7 ± 1.7	23.0 ± 1.5*	0.44
COM に対する屈曲腕の角運動量 (m ² /s)	0.009 ± 0.01	0.007 ± 0.01	0.12
COM に対する伸展腕の角運動量 (m ² /s)	-0.02 ± 0.01	-0.02 ± 0.01	0.04
COM に対する全身の角運動量 (m ² /s)	-0.07 ± 0.09	-0.08 ± 0.08	0.07

* $p < 0.05$ (通常条件 vs 制限条件)

6.2 COM および GRF 前傾角度

通常条件および制限条件における GRF および COM 平均前傾角度を Table 5 に示した。条件間の比較には接地中の平均値を用いた。制限条件では通常条件と比較して、GRF および COM 前傾角度が有意に低下した。

6.3 COM に対する屈曲腕、伸展腕および全身の角運動量

各条件における屈曲腕、伸展腕および全身の COM に対する角運動量を Table 5 に示した。条件間の比較には疾走開始 1 歩目の接地期の平均データを用いた。上肢の角運動量については、条件間で有意差を認めなかった。

6.4 肩関節(3 関節)の角度推移(100%正規化)

各条件における疾走開始 1 歩目の接地期の肩甲胸郭関節、肩甲上腕関節および胸郭上腕関節の角度推移を **Figure 15-20** に示した。屈曲腕に関しては、疾走開始 1 歩目において肩甲胸郭関節は主に後傾、上方回旋および内旋動作を呈していた。肩甲上腕関節は屈曲、外転および外旋しており、その結果胸郭上腕関節の屈曲動作が遂行された。

伸展腕に関しては、疾走開始 1 歩目において肩甲胸郭関節は主に前傾および外旋動作を呈し、上下方回旋に関してはまず下方回旋し後半にかけて上方回旋していた。肩甲上腕関節は主に伸展しており、その結果胸郭上腕関節の伸展動作が遂行された。

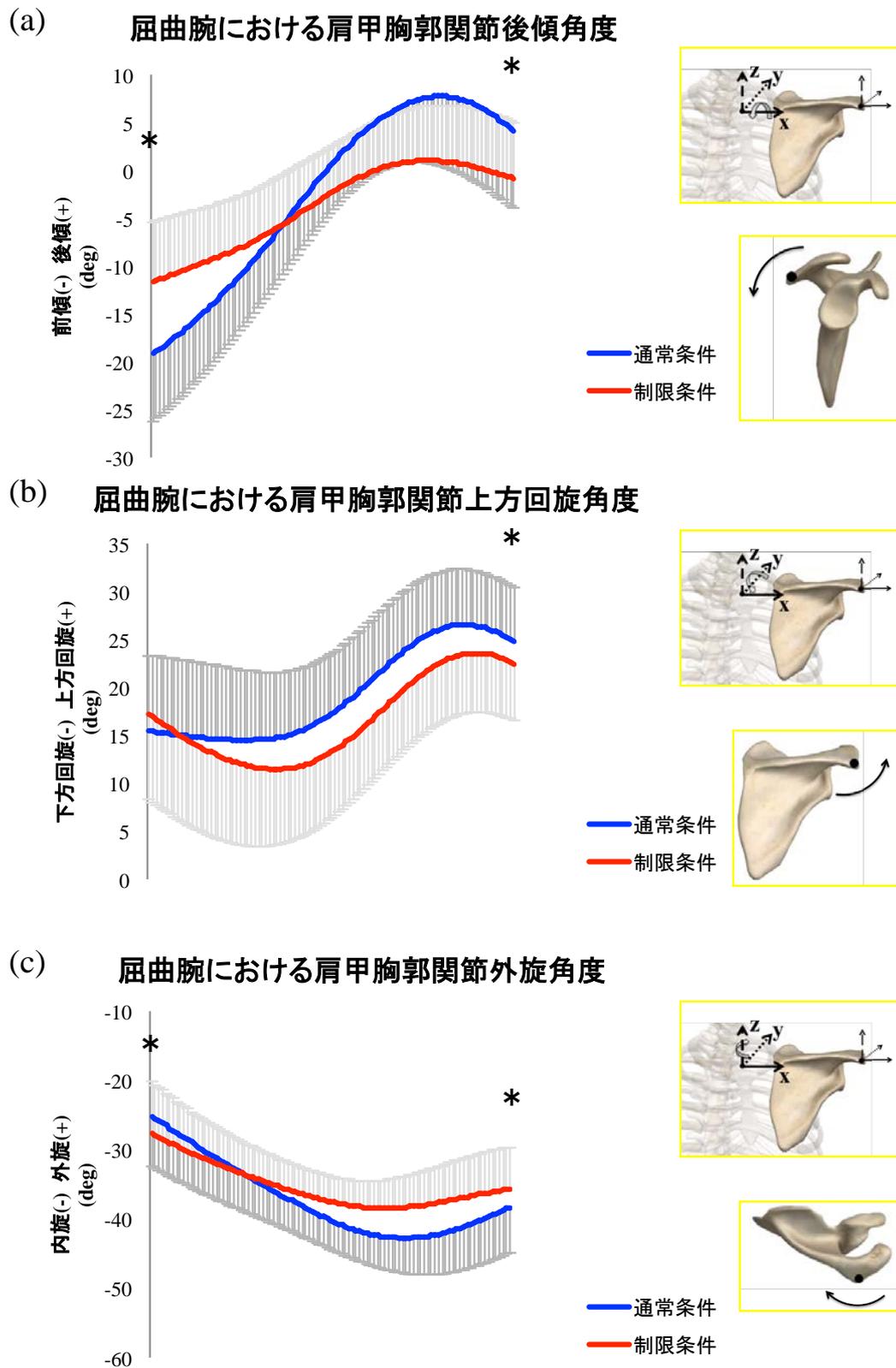
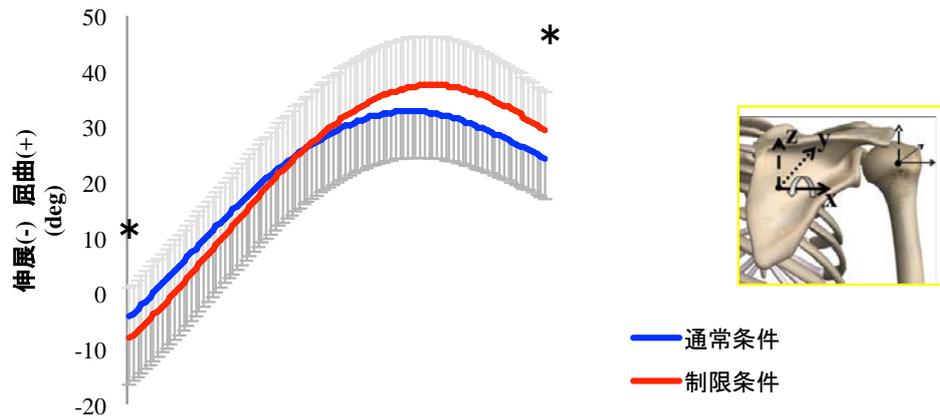


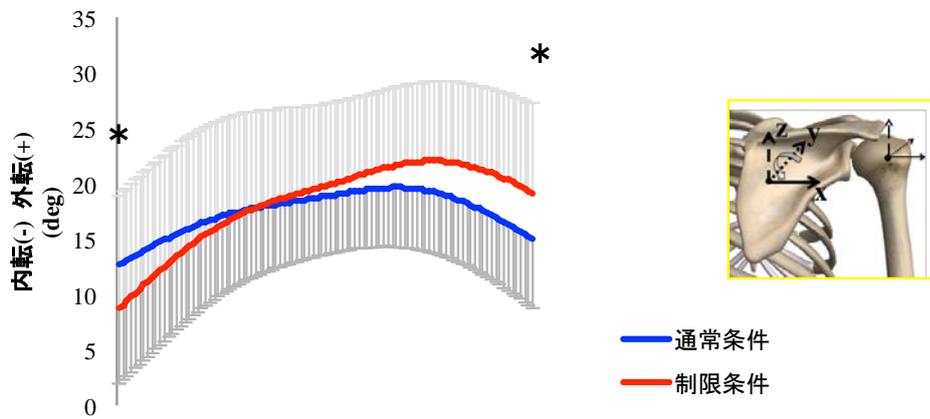
Figure 15 疾走動作の屈曲腕における肩甲胸郭関節の角度推移

(a)前後傾 (b)上下方回旋 (c)内外旋

(a) 屈曲腕における肩甲上腕関節屈曲角度



(b) 屈曲腕における肩甲上腕関節外転角度



(c) 屈曲腕における肩甲上腕関節外旋角度

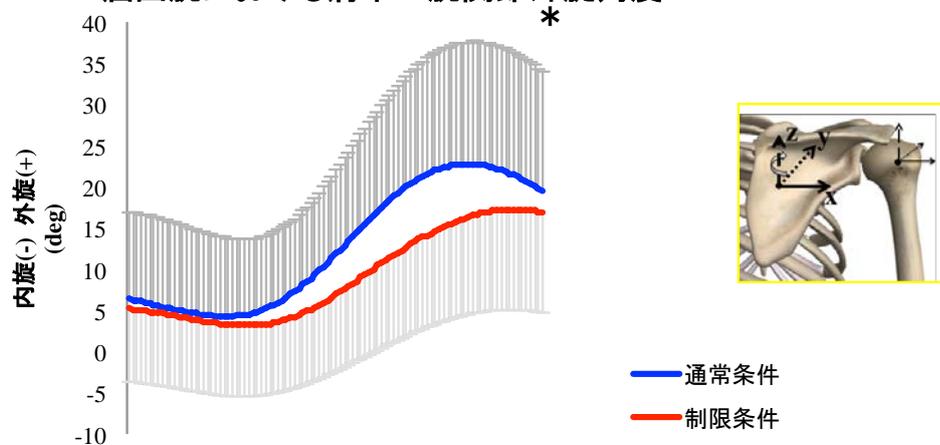


Figure 16 疾走動作の屈曲腕における肩甲上腕関節の角度推移

(a)屈曲伸展 (b)内外転 (c)内外旋

屈曲腕における胸郭上腕関節屈曲角度

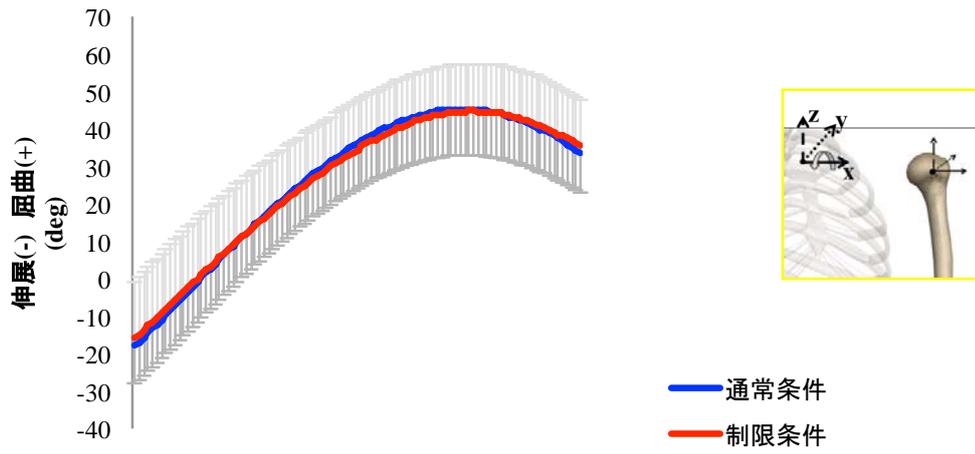


Figure 17 疾走動作の屈曲腕における胸郭上腕関節の角度推移 屈曲伸展

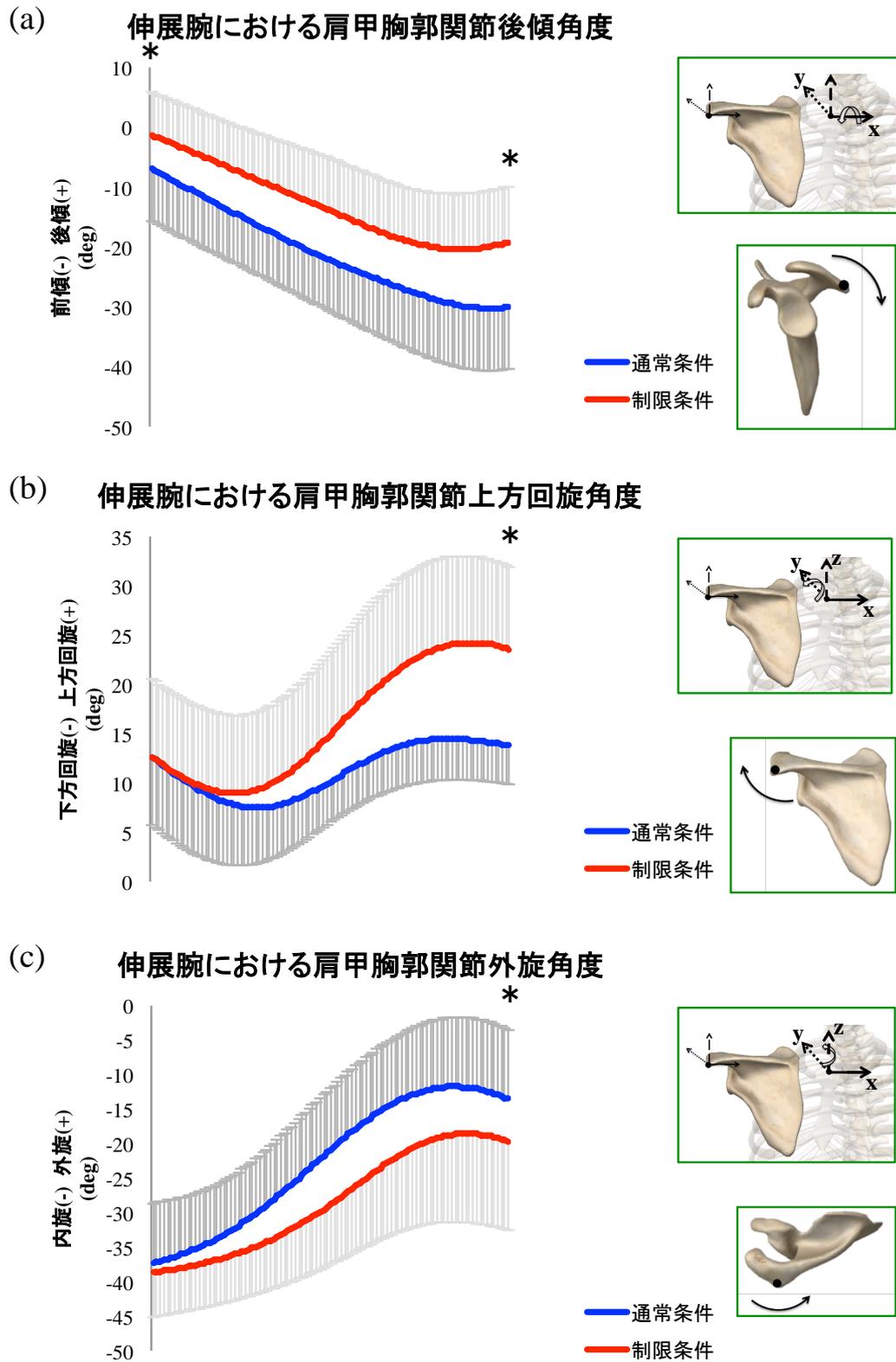
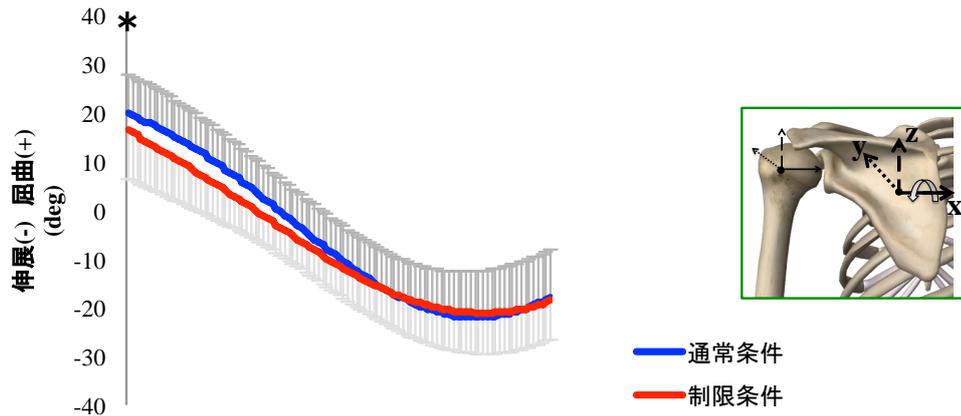


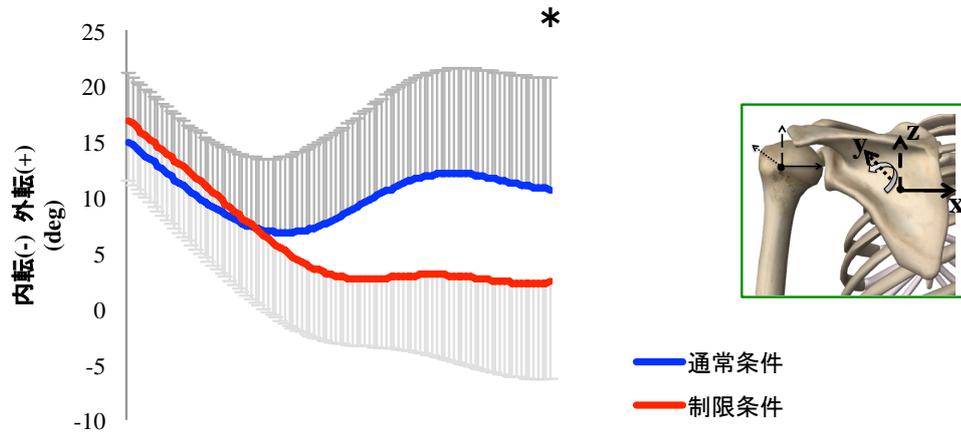
Figure 18 疾走動作の伸展腕における肩甲胸郭関節の角度推移

(a)前後傾 (b)上下方回旋 (c)内外旋

(a) 伸展腕における肩甲上腕関節屈曲角度



(b) 伸展腕における肩甲上腕関節外転角度



(c) 伸展腕における肩甲上腕関節外旋角度

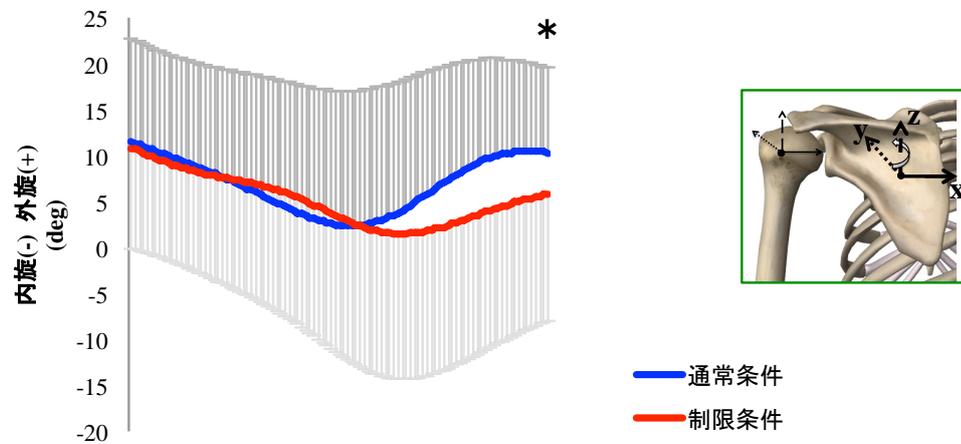


Figure 19 疾走動作の伸展腕における肩甲上腕関節の角度推移

(a)屈曲伸展 (b)内外転 (c)内外旋

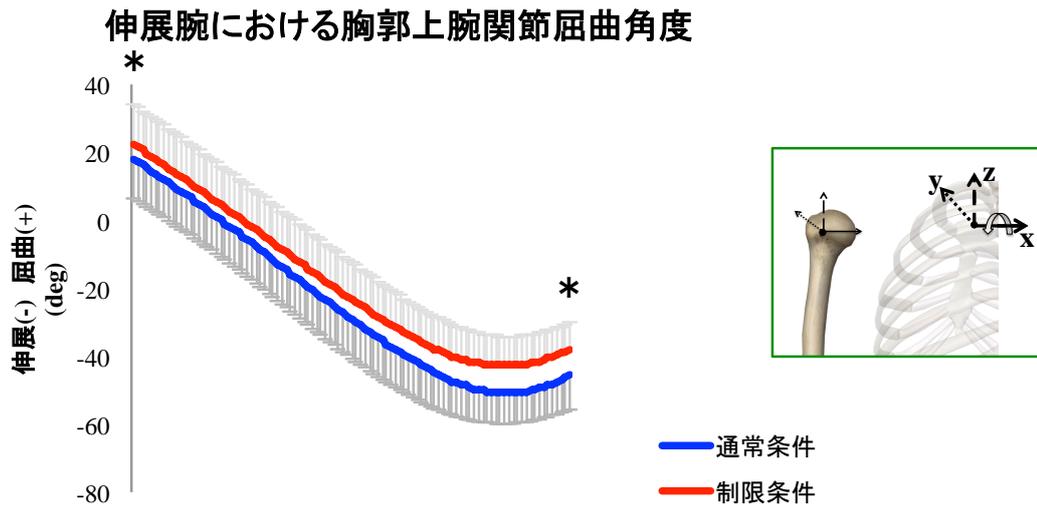


Figure 20 疾走動作の伸展腕における胸郭上腕関節の角度推移 屈曲伸展

6.5 肩関節(3 関節)の角度：接地および離地の瞬間

条件間の比較にはスタートから 1 歩目の接地および離地の瞬間の角度データを用いた。通常条件と比較すると制限条件では、まず接地の瞬間において、屈曲腕の肩甲胸郭関節前傾・外旋、肩甲上腕関節屈曲・外転の有意な低下、伸展腕の肩甲胸郭関節前傾、胸郭上腕関節伸展の有意な低下、肩甲上腕関節伸展の有意な増加が見られた。離地の瞬間においては、屈曲腕の肩甲胸郭関節後傾・上方回旋・内旋、肩甲上腕関節外旋の有意な低下、屈曲・外転の増加、伸展腕の肩甲胸郭関節前傾・外旋、胸郭上腕関節伸展の有意な低下、肩甲胸郭関節上方回旋、肩甲上腕関節の内転・内旋の有意な増加が見られた (Figure 15-20)。

6.6 肩関節(3 関節)の ROM

各条件におけるスタートから 1 歩目の接地期の胸郭上腕関節、肩甲胸郭関節および肩甲上腕関節の ROM を Table 6 に示した。制限条件において、屈曲腕の肩甲胸郭関節後傾および内旋、肩甲上腕関節屈曲、伸展腕の胸郭上腕関節伸展、肩甲胸郭関節前傾および外旋、肩甲上腕関節伸展 ROM は有意に低下した。一方、伸展腕の肩甲胸郭関節下方回旋、肩甲上腕関節内転 ROM は有意に増加した。

Table 6. 疾走開始 1 歩目における肩関節 ROM (mean ± SD)

	通常条件	制限条件	効果量
胸郭上腕関節 ROM (deg)			
屈曲腕			
屈曲	64.3 ± 12.5	61.3 ± 11.2	0.25
伸展腕			
伸展	69.4 ± 10.2	65.8 ± 11.2*	0.34
肩甲胸郭関節 ROM (deg)			
屈曲腕			
後傾	27.8 ± 6.3	13.5 ± 6.6*	2.22
上方回旋	13.6 ± 4.7	13.6 ± 4.1	0.02
内旋	18.0 ± 5.9	11.3 ± 5.1*	1.23
伸展腕			
前傾	23.8 ± 6.5	19.6 ± 8.0*	0.57
下方回旋	9.2 ± 3.8	16.1 ± 5.9*	1.40
外旋	26.0 ± 5.9	20.7 ± 9.5*	1.67
肩甲上腕関節 ROM (deg)			
屈曲腕			
屈曲	37.8 ± 8.5	46.2 ± 8.5*	0.98
外転	11.8 ± 5.6	14.6 ± 7.1	0.44
内旋	22.6 ± 12.3	20.4 ± 9.6	0.20
伸展腕			
伸展	42.3 ± 9.9	37.9 ± 12.6*	0.39
内転	13.9 ± 4.5	18.7 ± 7.4*	0.79
外旋	18.7 ± 7.1	17.7 ± 6.7	0.14

* p < 0.05 (通常条件 vs 制限条件)

6.7 下肢 3 関節の角度：接地および離地の瞬間

各条件における支持脚の股関節、膝関節、足関節および水平面における足部セグメン

トの平均角度を Table 7 に示した。条件間の比較には疾走開始 1 歩目の接地および離地の瞬間のデータを用いた。通常条件に比較して制限条件では、離地の瞬間における股関節伸展角度、足部の水平面からの角度が低下した。

Table 7. スタートから 1 歩目における支持脚の下肢 3 関節角度および足部前傾角度 (mean ± SD)

	通常条件	制限条件	効果量
股関節伸展角度 (deg)			
接地	-59.2 ± 6.0	-59.2 ± 5.7	0.01
離地	5.4 ± 8.7	3.8 ± 8.1*	0.19
膝関節屈曲角度 (deg)			
接地	74.4 ± 5.4	72.7 ± 5.5	0.32
離地	28.7 ± 7.0	28.3 ± 6.8	0.05
足関節屈曲角度 (deg)			
接地	-2.0 ± 5.8	-5.3 ± 14.3	0.31
離地	-34.2 ± 6.6	-35.1 ± 10.3	0.10
足部前傾角度 (deg)			
接地	50.6 ± 8.3	50.5 ± 8.3	0.01
離地	98.1 ± 5.3	96.4 ± 5.6*	0.32

* p < 0.05 (通常条件 vs 制限条件)

6.8 キネマティクスおよびキネティクスにおける肩甲骨制限に対する考察

まずスタートから 1 歩目における屈曲腕において考察する。通常条件では、胸郭上腕関節屈曲 ROM 64.3 ± 12.5 deg に対して、肩甲胸郭関節 ROM の貢献は後傾 27.8 ± 6.3 deg (43.2%)、上方回旋 13.6 ± 4.7 deg (21.2%)、内旋 18.0 ± 5.9 deg (28.0%) であった。肩甲上腕関節 ROM の貢献は屈曲 37.8 ± 8.5 deg (58.8%)、外転 11.8 ± 5.6 deg (18.4%)、内旋 22.6 ± 12.3 deg (35.1%) であった。

制限条件では、胸郭上腕関節屈曲 ROM 61.3 ± 11.2 deg に対して、肩甲胸郭関節 ROM の貢献は後傾 13.5 ± 6.6 deg (22.0%)、上方回旋 13.6 ± 4.1 deg (22.2%)、内旋 11.3 ± 5.1

deg (18.4 %)であった。肩甲上腕関節 ROM の貢献は屈曲 46.2 ± 8.5 deg (75.4 %)、外転 14.6 ± 7.1 deg (23.8 %)、外旋 20.4 ± 9.6 deg (33.3 %)であった。通常条件と制限条件を比較すると、肩甲胸郭関節 ROM は、後傾で 51.4%、内旋で 37.2%低下した。一方肩甲上腕関節 ROM は、屈曲で 22.2 %増加した。胸郭上腕関節屈曲、肩甲胸郭関節上方回旋、肩甲上腕関節外転および外旋 ROM については有意な変化は認められなかった。通常条件と比較して制限条件において、胸郭上腕関節屈曲 ROM に対する肩甲胸郭関節後傾および内旋 ROM の貢献が小さく、肩甲上腕関節屈曲および外転 ROM の貢献が大きかった。すなわち、制限条件では肩甲骨 ROM がテーピングにより制限されたが、代償的に肩甲上腕関節の屈曲および外転 ROM が大きくなることで、胸郭上腕関節屈曲 ROM を維持していた可能性が示唆された。

次にスタートから 1 歩目における伸展腕において考察する。通常条件では、胸郭上腕関節伸展 ROM 69.4 ± 10.2 deg に対して、肩甲胸郭関節 ROM の貢献は前傾 23.8 ± 6.5 deg (34.3 %)、下方回旋 9.2 ± 3.8 deg (13.3 %)、外旋 26.0 ± 5.9 deg (37.5 %)であった。肩甲上腕関節 ROM の貢献は伸展 42.3 ± 9.9 deg (61.0 %)、外転 13.9 ± 4.5 deg (20.0 %)、外旋 18.7 ± 7.1 deg (26.9 %)であった。

制限条件では、胸郭上腕関節伸展 ROM 65.8 ± 11.2 deg に対して、肩甲胸郭関節 ROM の貢献は前傾 19.6 ± 8.0 deg (29.8 %)、下方回旋 16.1 ± 5.9 deg (24.5 %)、外旋 20.7 ± 9.5 deg (31.5 %)であった。肩甲上腕関節 ROM の貢献は伸展 37.9 ± 12.6 deg (57.6 %)、外転 18.7 ± 7.4 deg (28.4 %)、外旋 17.7 ± 6.7 deg (26.9 %)であった。通常条件と制限条件を比較すると、胸郭上腕関節 ROM は伸展で 5.2 %、肩甲胸郭関節 ROM は前傾で 17.6%、外旋で 20.4 %、肩甲上腕関節 ROM は伸展で 10.4 %低下した。一方肩甲胸郭関節下方回旋 ROM は 75.0%、肩甲上腕関節外転 ROM は 34.5 %増加した。

通常条件と比較して制限条件において、胸郭上腕関節屈曲 ROM に対する肩甲胸郭関節 ROM の貢献が前傾、外旋において小さく、下方回旋において大きかった。また肩甲上腕関節 ROM の貢献が外転において大きく、伸展において小さかった。

第 2 章の結果において、制限条件においては胸郭上腕関節屈曲および伸展動作において肩甲骨 ROM が制限されることが確認された。しかし、伸展腕における肩甲胸郭関節下方回旋 ROM は制限条件において有意に増加した。通常条件において 1 歩目における伸展腕の肩甲骨は接地の瞬間から下方回旋し、後半にかけて上方回旋する (Figure 18(b))。制限条件において肩甲骨が下方回旋できなくなったことで、後半から大きく上方回旋方

向に動いてしまい、結果的に制限条件において上下方回旋 ROM が大きくなったことが要因であると考えられる。すなわち、制限条件では肩甲骨前傾、下方回旋、外旋 ROM がテーピングにより制限されることに加え、肩甲上腕関節伸展 ROM も低下してしまい、結果的に胸郭上腕関節伸展 ROM を維持できなくなった可能性が示唆された。

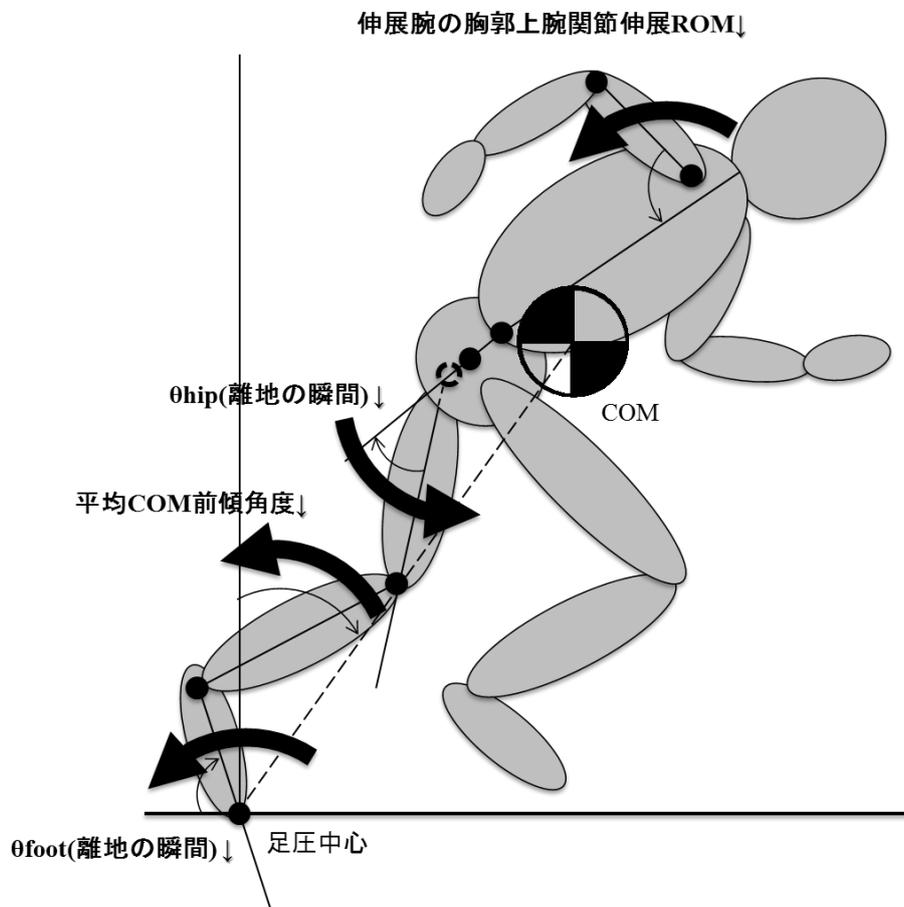
通常条件と制限条件を疾走中の屈曲腕および伸展腕について比較すると、伸展腕の方が、胸郭上腕関節 ROM が大きく低下した(屈曲腕:有意差なし、伸展腕: 5.2%低下)。これは、第 2 章における屈曲および伸展テストの比較と同様の傾向であった(屈曲テスト: 17.1%低下、伸展テスト: 44.9%低下)。

通常条件における胸郭上腕関節 ROM に対する肩甲胸郭関節 ROM の貢献について、屈曲および伸展テストと疾走中の屈曲腕および伸展腕を比較していく。一般的に肩関節運動時に、上腕骨と肩甲骨の運動は連動(scapulohumeral rhythm)していることは広く知られており、Inman(1944)は胸郭上腕関節屈曲および外転動作時に、上腕骨と肩甲骨が 2:1 のリズムで連動していると報告した。しかし、動作の最初から最後まで一定のリズムで動いているわけではなく、屈曲角度 90 deg 以上で肩甲骨の動きが大きくなることが報告されている(Fung et al., 2001)。すなわち、一般的に胸郭上腕関節屈曲角度 90 deg までは、胸郭上腕関節 ROM に対する肩甲胸郭関節 ROM の貢献が小さいことを表している。本研究において、胸郭上腕関節屈曲 ROM に対する肩甲胸郭関節 ROM の貢献を、通常条件の屈曲テスト(後傾(32.3 %)、上方回旋(26.0 %)、内旋(13.1 %))と屈曲腕(後傾(43.2 %)、上方回旋(21.2 %)、内旋(28.0 %))において比較すると、屈曲腕の方が肩甲胸郭関節後傾および内旋 ROM の貢献が大きかった。屈曲腕の可動する範囲は胸郭上腕関節屈曲角度 90 deg に到達していないにも関わらずこのような結果がもたらされたのは、屈曲腕の動きが屈曲テストに比較して速いためであったと考えられる(Fayad et al., 2006)。

胸郭上腕関節伸展 ROM に対する肩甲胸郭関節 ROM の貢献を、伸展テスト(前傾(31.2 %)、下方回旋(15.9 %)、外旋(50.7 %))と伸展腕(前傾(34.3 %)、下方回旋(13.3 %)、外旋(37.5 %))において比較すると、伸展腕の方が肩甲胸郭関節前傾 ROM において貢献が大きく、下方回旋および外旋 ROM においては小さかった。肩関節の伸展動作については、先行研究では言及されておらず不明な点が多いが、疾走時の伸展腕と一般的な胸郭上腕関節伸展動作では肩甲胸郭関節 ROM の貢献の方向が異なることが示唆された。

肩甲骨運動の制限により、疾走動作および速度にもたらされた影響を考察する。第 4 章の結果よりスタート姿勢には変化が起こらなかったことから、スタートから 1 歩目に

おける腕振り動作が変化することによって、疾走速度が変化したと考えられる。肩甲骨運動の制限によって、1歩目における伸展腕の胸郭上腕関節伸展 ROM が低下したことにより、反対側にあたる支持脚股関節伸展角度が、離地の瞬間において小さくなったと考えられた(Figure 21)。先行研究により、上肢の役割は下肢と反対位相の動きをすることで、全身のバランスを維持させることが報告されている(Mann, 1981)。また上肢および全身の角運動量において条件間で有意な差が認められなかったことが、全身のバランスを維持するために上肢の腕振りの勢いを維持しようとした結果であると考えられる。ここで、接地期の支持脚股関節伸展速度が疾走速度生成に影響していることから(Ito, Fukuda, & Kijima, 2008)、股関節の伸展動作が水平推進において重要であることが示唆されている。すなわち、肩甲骨の3次元的な動作の変位が、推進に直接関係する下肢の2次元的な角度に影響をもたらすことで、疾走速度生成に関連している可能性が示唆された。



制限条件において、離地の瞬間の股関節伸展角度が小さくなる一方、膝および足関節の角度は条件間での有意な変化が認められなかった。そのため、結果として離地の瞬間の足部の前傾角度が、制限条件において有意に低下し、それに伴って COM 前傾角度が低下したと考えられる(Figure 22)。すなわち、先行研究において、疾走加速度の高いものほど COM および GRF の前傾角度が大きく(Kugler & Janshen, 2010; Morin et al., 2011)、また離地の瞬間の COM 前傾角度と、支持期の力積水平成分および COM 水平推進距離との間に正の相関関係が認められている(Hunter, Marshall, & McNair, 2004a, 2004b, 2005)。本研究結果において、疾走速度の変化量は力積水平成分を身体質量にて正規化して求めており、疾走速度は支持期の COM 水平推進距離と接地時間から求められるため、本研究における結果はこれらの報告をサポートしており、これらを考察すると、肩甲骨を制限することで後方への腕振りの大きさが小さくなり、地面をキックする際の支持脚下肢の動きが制限されることで、姿勢を含む全身のバランスを失い、結果的に疾走速度の低下を招いたと考えられる。

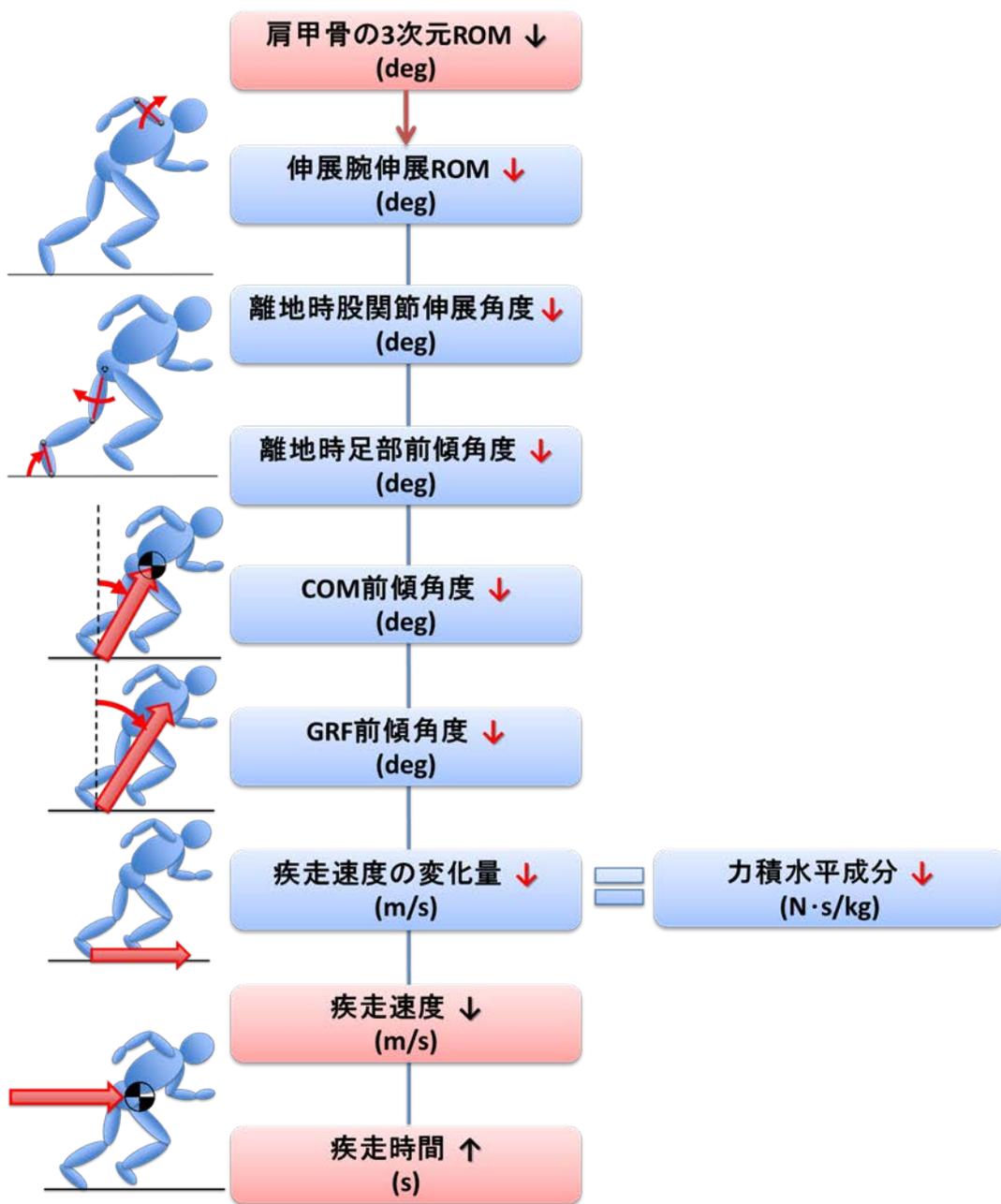


Figure 22 肩甲骨制限の影響(2)

第 7 章 総合討論

第 6 章において、通常条件と制限条件との比較を詳細に行い、疾走動作時の腕振りにおける肩甲骨運動の重要性を明らかにした。本章においては、これらを総合的に検討し、第 6 章において比較検討した各パラメータ間の相関関係を明らかにし、肩甲骨運動が制限されたことにより起こった疾走動作の変化の原因を詳細に考察する。

本研究において、制限条件は擬似的に肩甲骨の柔軟性が低下したアスリートを再現した。したがって、各被験者について通常条件および制限条件の各試技を平均し、延べ人数 20 名として、各パラメータに対する相関係数を算出した。以下に各パラメータにおける相関関係の結果を記した。

7.1 伸展腕胸郭上腕関節 ROM と離地時股関節伸展角度

伸展腕胸郭上腕関節 ROM と離地時股関節伸展角度との間に負の相関関係を認めた (Figure 23)。

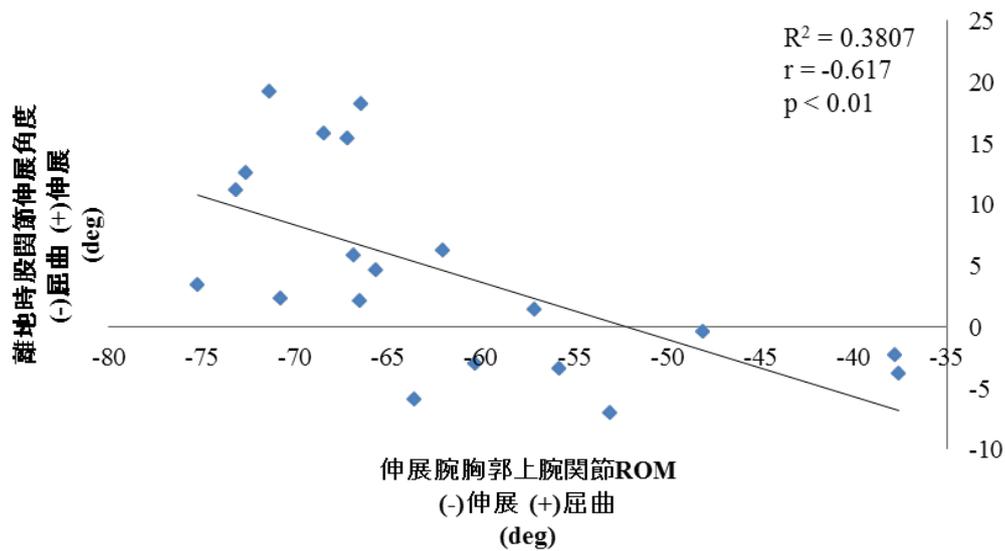


Figure 23 伸展腕胸郭上腕関節 ROM と離地時股関節伸展角度との相関関係

7.2 離地時股関節伸展角度と離地時足部前傾角度

離地時股関節伸展角度と離地時足部前傾角度との間に正の相関関係を認めた(Figure 24)。

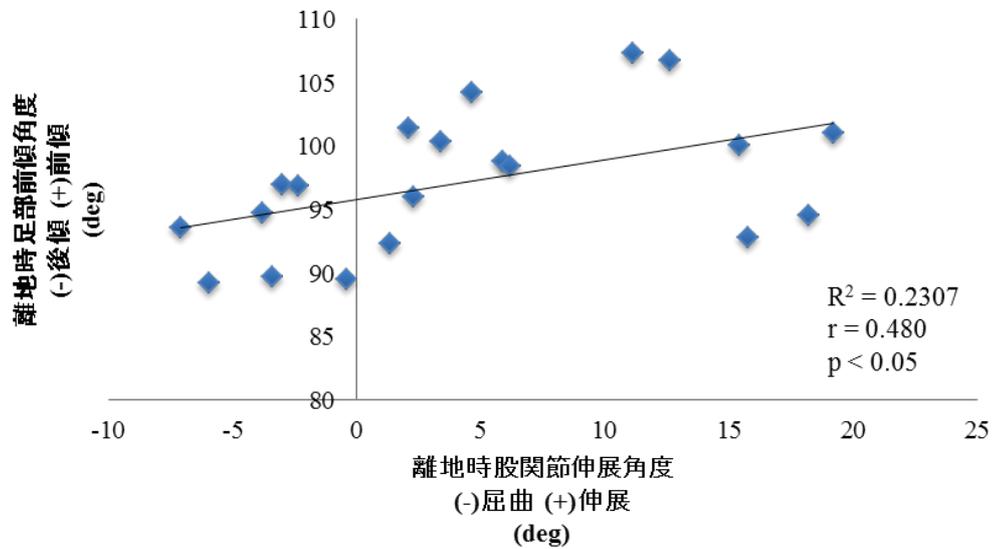


Figure 24 離地時股関節伸展角度と離地時足部前傾角度との相関関係

7.3 離地時足部前傾角度と COM 前傾角度

離地時足部前傾角度と COM 前傾角度との間に正の相関関係を認めた(Figure 25)。

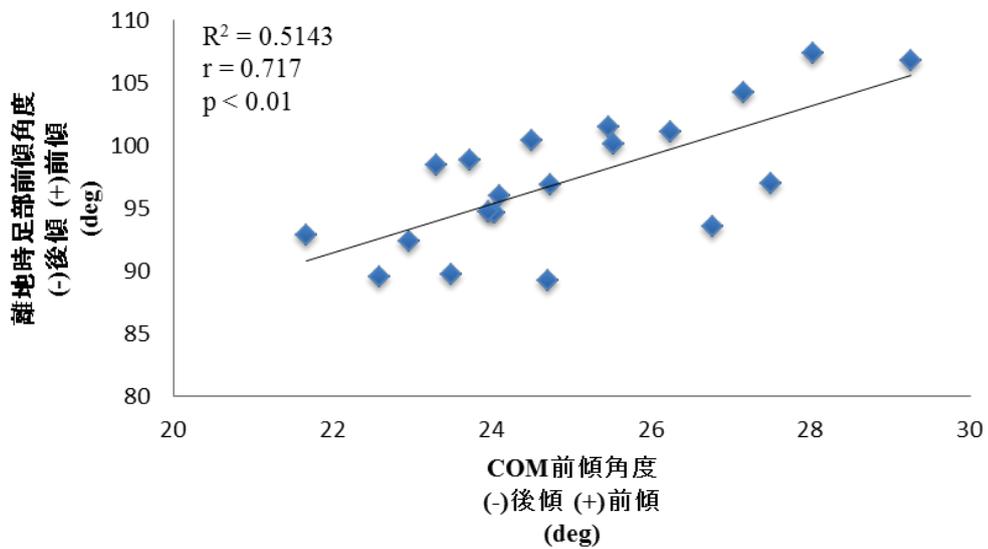


Figure 25 離地時足部前傾角度と COM 前傾角度との相関関係

7.4 COM 前傾角度と GRF 前傾角度

COM 前傾角度と GRF 前傾角度との間に正の相関関係を認めた(Figure 26)。

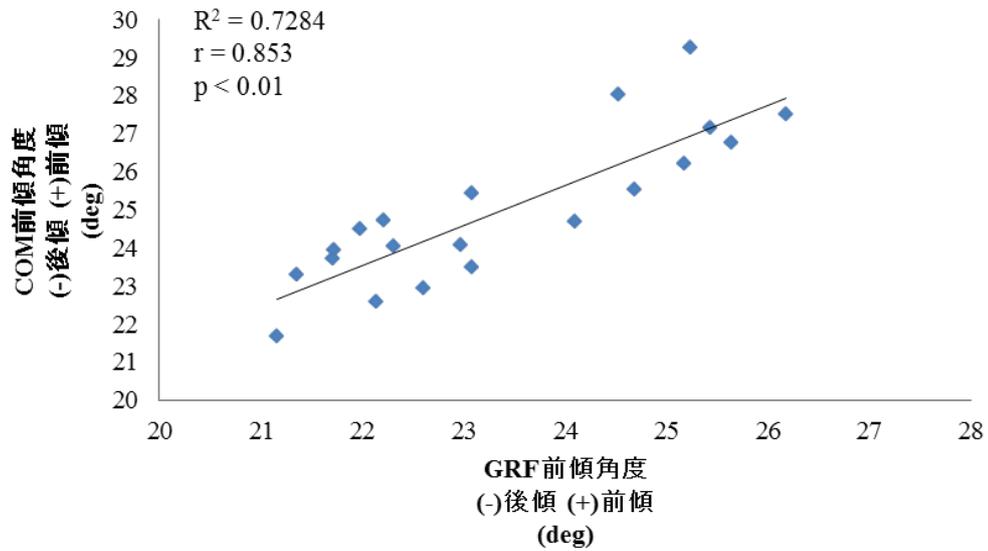


Figure 26 COM 前傾角度と GRF 前傾角度との相関関係

7.5 GRF 前傾角度と 疾走速度の変化量

GRF 前傾角度と 疾走速度の変化量との間に正の相関関係を認めた(Figure 27)。

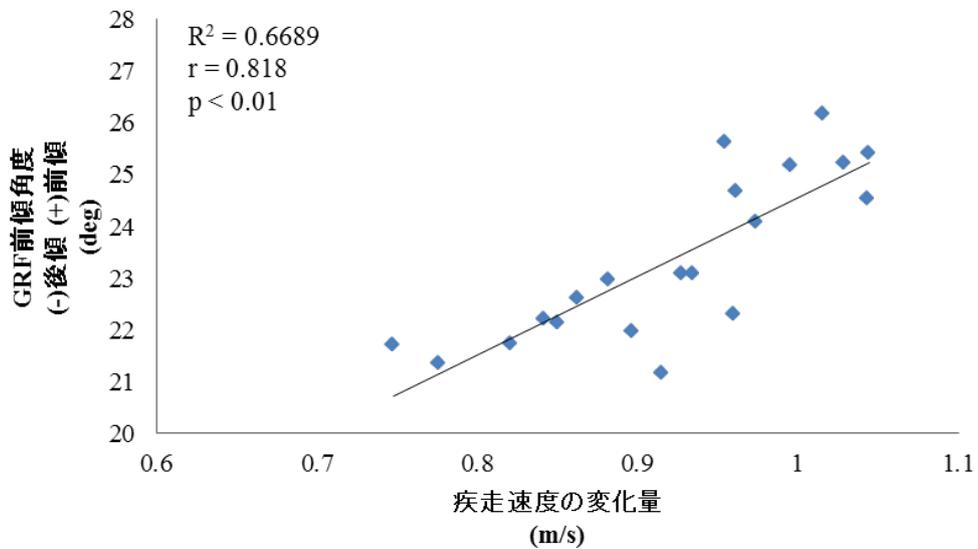


Figure 27 GRF 前傾角度と 疾走速度の変化量との相関関係

7.6 疾走速度の変化量と 2m 通過時疾走速度

疾走速度の変化量と 2m 通過時疾走速度との間に正の相関関係を認めた(Figure 28)。

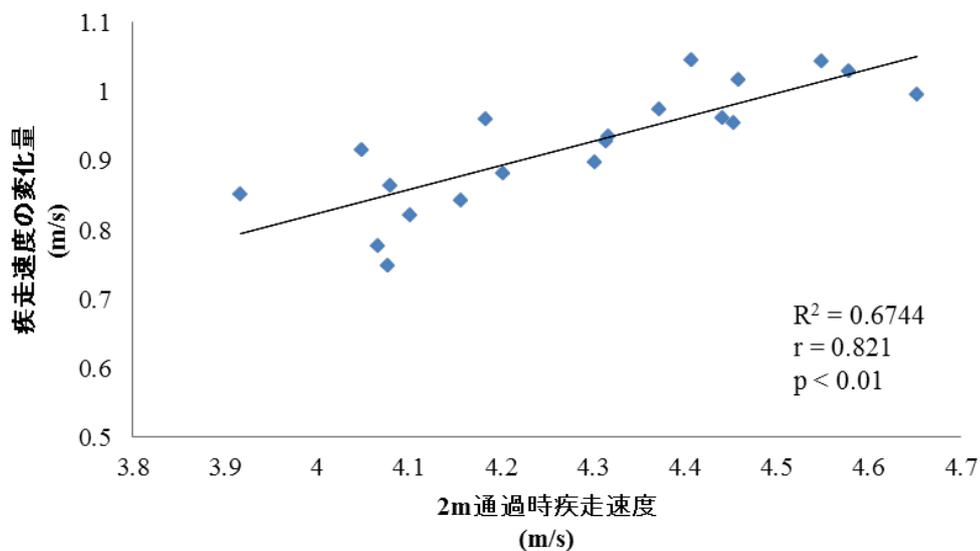


Figure 28 疾走速度の変化量と 2m 通過時疾走速度との相関関係

7.7 2m 通過時疾走速度と 2m 疾走時間

2m 通過時疾走速度と 2m 疾走時間との間に負の相関関係を認めた(Figure 29)。

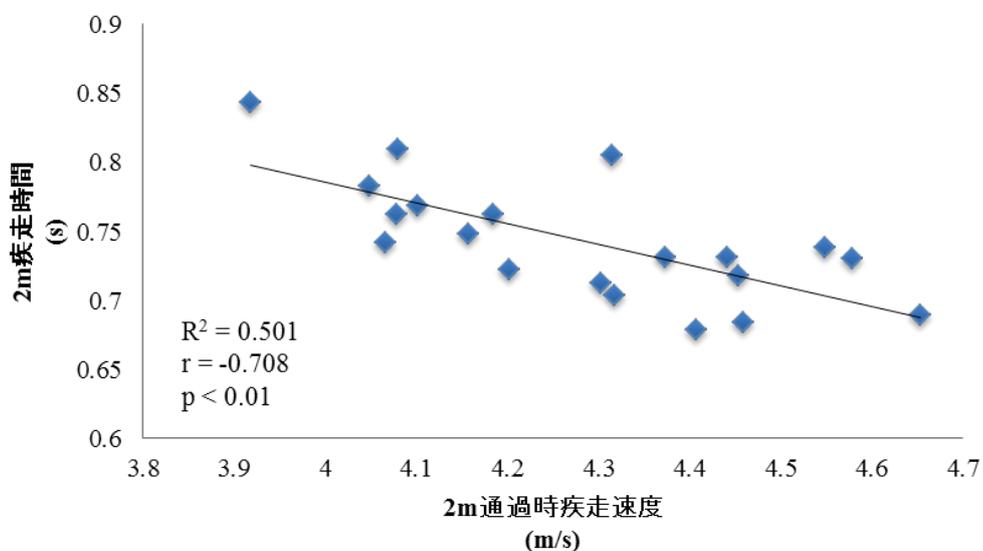


Figure 29 2m 通過時疾走速度と 2m 疾走時間との相関関係

7.8 COM 前傾角度と COM に対する屈曲腕の角運動量

COM 前傾角度と COM に対する屈曲腕の角運動量との間に正の相関関係を認めた (Figure 30)。

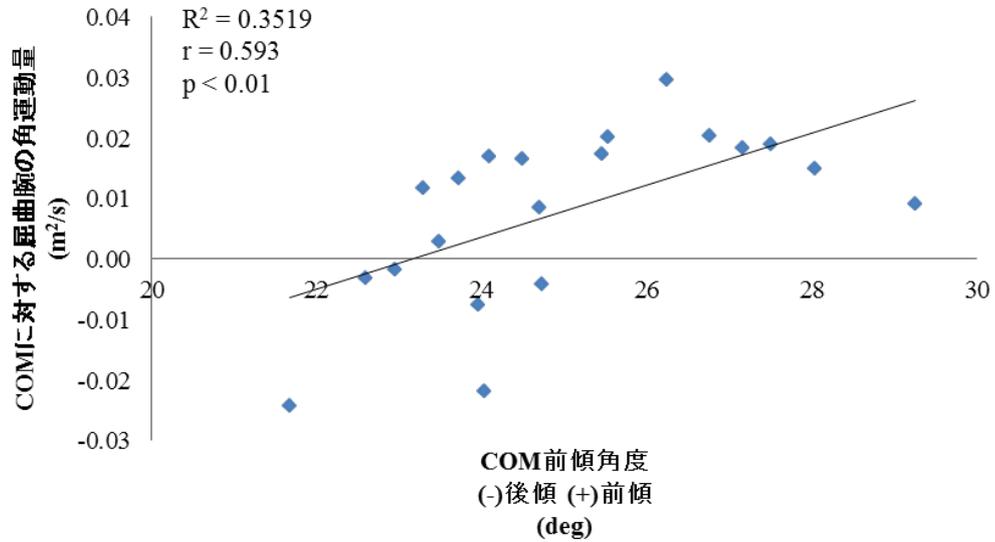


Figure 30 COM 前傾角度と COM に対する屈曲腕の角運動量との相関関係

7.9 COM 前傾角度と COM に対する伸展腕の角運動量

COM 前傾角度と COM に対する伸展腕の角運動量との間に負の相関関係を認めた (Figure 31)。

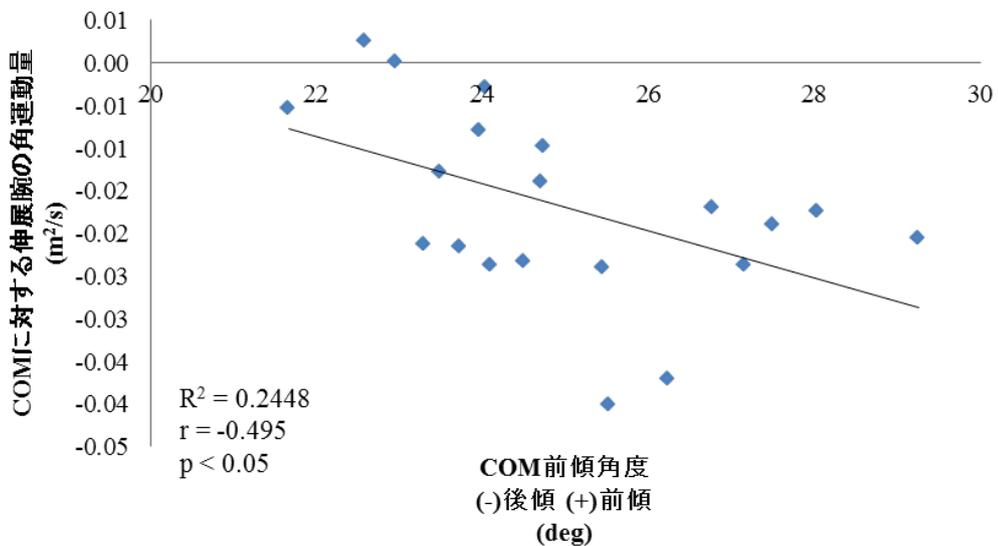


Figure 31 COM 前傾角度と COM に対する伸展腕の角運動量との相関関係

7.10 COM に対する屈曲腕と伸展腕の角運動量

COM に対する屈曲腕と伸展腕の角運動量との間に負の相関関係を認めた(Figure 31)。

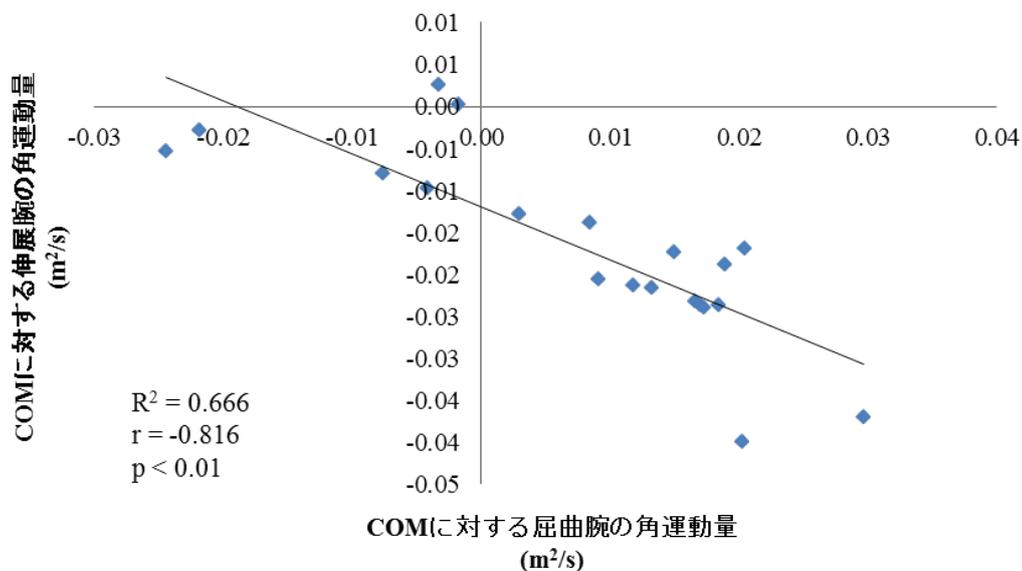


Figure 32 COM に対する屈曲腕と伸展腕の角運動量との相関関係

7.11 各パラメータ間の相関における肩甲骨制限に対する考察

本章における結果および考察を Figure 33 に示す。第 6 章において肩甲骨制限によって伸展腕伸展 ROM および離地時股関節伸展角度が低下したことが明らかとなった。また本章において伸展腕伸展 ROM が小さいものほど、離地時股関節伸展角度が小さいことが示された。離地時股関節伸展および足部前傾角度の間に正の相関関係を認められたことから、離地時の股関節伸展角度が小さいものほど、足部前傾角度も小さいことが明らかとなった。また COM 前傾角度と離地時足関節前傾角度との間に正の相関関係を認めたことから、腕振りの大きさが最終的に疾走時の全身のキネマティクスに影響を与える可能性が示唆された。

COM 前傾角度は GRF 前傾角度との間に正の相関関係を認めたことから、全身のキネマティクスが実際に疾走速度生成に貢献する GRF に関連していることが明らかとなった。加速期疾走動作において、COM および GRF 前傾角度がより大きい方が水平方向力積を生み出しやすく、疾走速度が速くなることが報告されており (Kugler & Janshen, 2010; Morin et al., 2011)、本研究結果は先行研究を支持する結果となった。また GRF

前傾角度が大きいものほど疾走速度の変化量、すなわち力積水平成分が大きく、この力積水平成分が大きいものほど疾走速度が大きくなるという結果も先行研究と同様のものとなり(Hunter et al., 2004a, 2004b, 2005)、これらは本研究におけるパフォーマンスの妥当性を示唆している。これらの結果から、本研究における仮説および第 6 章における考察は支持されたと考えられる。

COM 前傾角度と COM に対する屈曲腕および伸展腕の角運動量との間に正負の相関関係が認められた。これは屈曲腕の COM に対する胸郭上腕関節屈曲方向の回転の勢いが大きいものほど COM が前傾しており、伸展腕の COM に対する胸郭上腕関節伸展方向の回転の大きいものほど COM 前傾角度が小さいことを示している。また COM に対する屈曲腕および伸展腕の角運動量との間に高い負の相関関係を認めたことから、屈曲腕の COM に対する胸郭上腕関節屈曲方向の回転の勢いが大きいものほど伸展腕の胸郭上腕関節伸展方向の勢いも大きいことが明らかとなった。すなわちこれらの結果は、屈曲腕と伸展腕において、屈曲伸展方向における反対の動きが同時に行われ、その勢いは相互に関連し、COM 前傾角度に対して逆方向の貢献をしていることを示している。したがって、上肢の腕振りの勢いは左右で協調することで、全身のバランスを維持し、結果的に下肢のキネマティクスに影響を及ぼす可能性が示唆された。

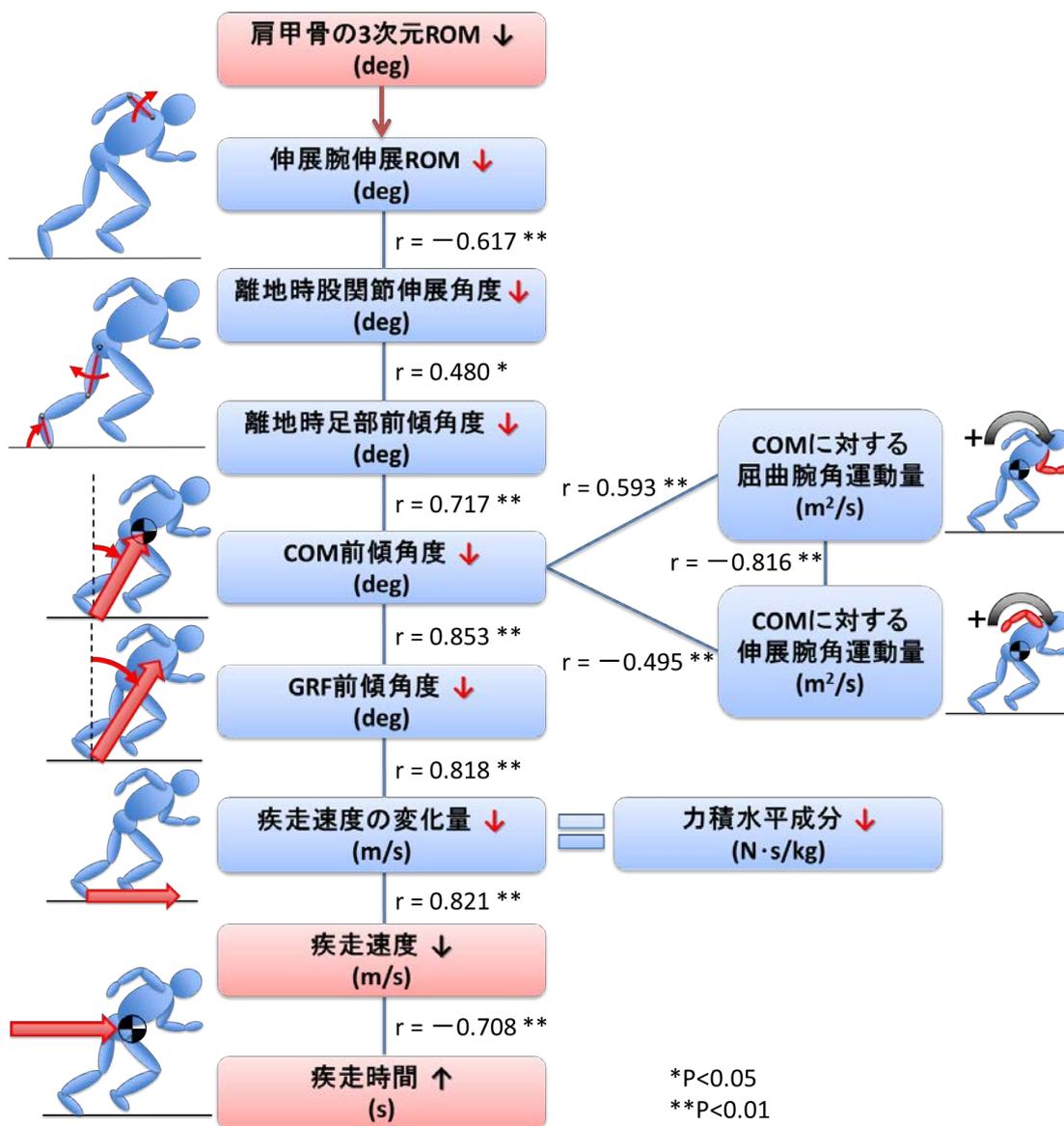


Figure 33 肩甲骨制限の影響(3)

第 8 章 結論

本研究では、肩甲骨の疾走速度生成における役割を検討することを目的として、通常の状態と肩甲骨運動を制限した状態での加速期における疾走動作および速度を比較、検討した。

肩甲骨運動はテーピングによって制限できることが明らかとなった。またその結果、肩甲骨運動を制限すると、腕振りの勢いは変化しなかったが、伸展腕の腕振りの大きさが小さくなることにより、スタートから1歩目の支持脚離地時股関節伸展角度およびそれに伴って離地時の足部前傾角度が減少することで、COMが前傾しにくくなった。COM前傾角度の低下が、GRF前傾角度の低下を招くことで、力積水平成分が減少した結果、疾走速度が低下した。これらのことから、肩甲骨運動は加速期疾走速度生成に影響を与えることが示唆された。特に伸展方向の腕振りを大きくする上で、肩甲骨のROMが影響することは、重要な知見である。

[スポーツ現場への提言]

本結論より、加速期疾走時の腕振りにおいて、指導書等に示されるとおり、肩甲骨運動は重要であると言える。本研究の被験者は健常男性であり、肩関節運動が正常に遂行できる可動性と筋力を有していることは2章において確認されているため、肩甲骨運動制限のためのテーピングを施行することで、肩関節周囲筋筋力の低下を伴わず、肩甲骨の柔軟性の低下したアスリートを擬似的に再現したと考えられる。したがって臨床応用としては、肩甲骨の柔軟性の低いアスリートが肩甲骨柔軟性向上のためのエクササイズに取り組むことで、加速期疾走速度生成能力が向上する可能性があることが示唆された。

文献

- 阿江通良, 小林育斗. (2011). 動作分析から動作の共通性と個性を考える. バイオメカニクス研究 : 日本バイオメカニクス学会機関誌 / 日本バイオメカニクス学会 編 (3), 88-95.
- 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志. (1992). 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定(1 部形態と運動の計測). バイオメカニズム(11), 23.
- Ansari, N. W., Paul, Y., & Sharma, K. (2012). Kinematic analysis of competitive sprinting : biomechanics. *18*(4_1), 662-671.
- Arai, R., Nimura, A., Yamaguchi, K., Yoshimura, H., Sugaya, H., Saji, T., Matsuda, S., Akita, K. (2014). The anatomy of the coracohumeral ligament and its relation to the subscapularis muscle. *J Shoulder Elbow Surg*, *23*(10), 1575-1581. doi: 10.1016/j.jse.2014.02.009
- Belli, A., Kyrolainen, H., & Komi, P. V. (2002). Moment and power of lower limb joints in running. *Int J Sports Med*, *23*(2), 136-141. doi: 10.1055/s-2002-20136
- Bezodis, I. N., Kerwin, D. G., & Salo, A. I. (2008). Lower-limb mechanics during the support phase of maximum-velocity sprint running. *Med Sci Sports Exerc*, *40*(4), 707-715. doi: 10.1249/MSS.0b013e318162d162
- Bezodis, N. E., Salo, A. I., & Trewartha, G. (2014). Lower limb joint kinetics during the first stance phase in athletics sprinting: three elite athlete case studies. *J Sports Sci*, *32*(8), 738-746. doi: 10.1080/02640414.2013.849000
- Cavagna, G. A., Komarek, L., & Mazzoleni, S. (1971). The mechanics of sprint running. *J Physiol*, *217*(3), 709-721.
- Codman, E. A. (1934). *The shoulder*, Boston(Todd).
- Dempster, W. T., & Gaughran, G. R. L. (1967). Properties of body segments based on size and weight. *American Journal of Anatomy*, *120*(1), 33.
- Fayad, F., Hoffmann, G., Hanneton, S., Yazbeck, C., Lefevre-Colau, M. M., Poiraudau, S., Revel, M., Roby-Brami, A. (2006). 3-D scapular kinematics during arm elevation: effect of motion velocity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *21*(9), 932-941. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.04.015

- Fung, M., Kato, S., Barrance, P. J., Elias, J. J., McFarland, E. G., Nobuhara, K., & Chao, E. Y. (2001). Scapular and clavicular kinematics during humeral elevation: a study with cadavers. *J Shoulder Elbow Surg*, *10*(3), 278-285. doi: 10.1067/mse.2001.114496
- Grant, S. J., Oommen, G., McColl, G., Taylor, J., Watkins, L., Friel, N., Watt, I., McLean, D. (2003). The effect of ball carrying method on sprint speed in rugby union football players. *J Sports Sci*, *21*(12), 1009-1015. doi: 10.1080/0264041031000140671
- Hanavan, E. P., Jr. (1964). A MATHEMATICAL MODEL OF THE HUMAN BODY. AMRL-TR-64-102. *AMRL-TR. Aerospace Medical Research Laboratories (6570Th)*, 1-149.
- Hara, M., Shibayama, A., Takeshita, D., Hay, D. C., & Fukashiro, S. (2008). A comparison of the mechanical effect of arm swing and countermovement on the lower extremities in vertical jumping. *Hum Mov Sci*, *27*(4), 636-648. doi: 10.1016/j.humov.2008.04.001
- Harman, E. A., Rosenstein, M. T., Frykman, P. N., & Rosenstein, R. M. (1990). The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Med Sci Sports Exerc*, *22*(6), 825-833.
- Higashihara, A., Nagano, Y., Ono, T., & Fukubayashi, T. (2014). Relationship between the peak time of hamstring stretch and activation during sprinting. *Eur J Sport Sci*, 1-6. doi: 10.1080/17461391.2014.973913
- Hinrichs, R. N. (1987). Upper Extremity Function in Running. II: Angular Momentum Considerations. *International Journal of Sport Biomechanics*, *3*(3), 242.
- Hinrichs, R. N., Cavanagh, P. R., & Williams, K. R. (1987). Upper Extremity Function in Running. I: Center of Mass and Propulsion Considerations. *International Journal of Sport Biomechanics*, *3*(3), 222.
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2004a). Interaction of step length and step rate during sprint running. *Med Sci Sports Exerc*, *36*(2), 261-271. doi: 10.1249/01.MSS.0000113664.15777.53

- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2004b). Segment-interaction analysis of the stance limb in sprint running. *J Biomech*, *37*(9), 1439-1446. doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.12.018
- Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2005). Relationships between ground reaction force impulse and kinematics of sprint-running acceleration. *J Appl Biomech*, *21*(1), 31-43.
- Inman, V. T., Saunders, J. B., & Abbott, L. C. (1944). Observations of the function of the shoulder joint. *J Bone J Surg*, *26*, 1-31.
- 伊藤章, 市川博啓, 斉藤昌久, 佐川和則, 伊藤道郎, 小林寛道. (1998). 100m 中間疾走局面における疾走動作と速度との関係 *体育学研究*(5), 260.
- Ito, A., Fukuda, K., & Kijima, K. (2008). Mid-phase movements of Tyson Gay and Asafa Powell in the 100 metres at the 2007 World Championships in Athletics. *New Studies in Athletics*, *23*(2), 39-43.
- Izumi, T., Aoki, M., Tanaka, Y., Uchiyama, E., Suzuki, D., Miyamoto, S., & Fujimiya, M. (2011). Stretching positions for the coracohumeral ligament: Strain measurement during passive motion using fresh/frozen cadaver shoulders. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol*, *3*(1), 2. doi: 10.1186/1758-2555-3-2
- Janes, W. E., Brown, J. M., Essenberg, J. M., & Engsborg, J. R. (2012). Development of a method for analyzing three-dimensional scapula kinematics. *Hand (N Y)*, *7*(4), 400-406. doi: 10.1007/s11552-012-9448-7
- Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A., & Sennett, B. (2001). Dynamic Measurements of Three-Dimensional Scapular Kinematics: A Validation Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, *123*(2), 184. doi: 10.1115/1.1351892
- Kibler, W. B., & Sciascia, A. (2010). Current concepts: scapular dyskinesis. *Br J Sports Med*, *44*(5), 300-305. doi: 10.1136/bjism.2009.058834
- Kibler, W. B., Sciascia, A. D., Uhl, T. L., Tambay, N., & Cunningham, T. (2008). Electromyographic analysis of specific exercises for scapular control in early phases of shoulder rehabilitation. *Am J Sports Med*, *36*(9), 1789-1798. doi:

10.1177/0363546508316281

- Kugler, F., & Janshen, L. (2010). Body position determines propulsive forces in accelerated running. *J Biomech*, 43(2), 343-348. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.07.041
- Lee, S. K., Yang, D. S., Kim, H. Y., & Choy, W. S. (2013). A comparison of 3D scapular kinematics between dominant and nondominant shoulders during multiplanar arm motion. *Indian J Orthop*, 47(2), 135-142. doi: 10.4103/0019-5413.108882
- Lees, A., & Barton, G. (1996). The interpretation of relative momentum data to assess the contribution of the free limbs to the generation of vertical velocity in sports activities. *J Sports Sci*, 14(6), 503-511. doi: 10.1080/02640419608727737
- Lempereur, M., Brochard, S., Leboeuf, F., & Remy-Neris, O. (2014). Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis: a systematic review. *J Biomech*, 47(10), 2219-2230. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.04.028
- Lockie, R. G., Callaghan, S. J., & Jeffriess, M. D. (2014). Acceleration Kinematics in Cricketers: Implications for Performance in the Field. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(1), 128-136.
- Lockie, R. G., Murphy, A. J., & Spinks, C. D. (2003). Effects of resisted sled towing on sprint kinematics in field-sport athletes. *J Strength Cond Res*, 17(4), 760-767.
- 前田正登, 三木健嗣. (2010). スプリント走における腕振りの役割 Role of arm action sprinter. *陸上競技研究 / 日本学生陸上競技連合 [編](1)*, 13-19.
- Mann, R. V. (1981). A kinetic analysis of sprinting. *Med Sci Sports Exerc*, 13(5), 325-328.
- Mattson, J. M., Russo, S. A., Rose, W. C., Rowley, K. M., & Richards, J. G. (2012). Identification of scapular kinematics using surface mapping: a validation study. *J Biomech*, 45(12), 2176-2179. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.05.048
- McClure, P. W., Michener, L. A., & Karduna, A. R. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Phys Ther*, 86(8), 1075-1090.

- McClure, P. W., Michener, L. A., Sennett, B. J., & Karduna, A. R. (2001). Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *J Shoulder Elbow Surg*, *10*(3), 269-277. doi: 10.1067/mse.2001.112954
- Morin, J. B., Edouard, P., & Samozino, P. (2011). Technical ability of force application as a determinant factor of sprint performance. *Med Sci Sports Exerc*, *43*(9), 1680-1688. doi: 10.1249/MSS.0b013e318216ea37
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait Posture*, *7*(1), 77-95.
- Reilly, T., Bangsbo, J., & Franks, A. (2000). Anthropometric and physiological predispositions for elite soccer. *J Sports Sci*, *18*(9), 669-683. doi: 10.1080/02640410050120050
- Sayers, M. (2000). Running techniques of field sport players. *Sports Coach*, *23*(1), 26-27.
- Slawinski, J., Bonnefoy, A., Leveque, J. M., Ontanon, G., Riquet, A., Dumas, R., & Cheze, L. (2010). Kinematic and kinetic comparisons of elite and well-trained sprinters during sprint start. *J Strength Cond Res*, *24*(4), 896-905. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181ad3448
- Slawinski, J., Bonnefoy, A., Ontanon, G., Leveque, J. M., Miller, C., Riquet, A., Cheze, L., Dumas, R. (2010). Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters. *J Biomech*, *43*(8), 1494-1502. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.01.044
- 柴山一仁, 藤井範久, 阿江通良. (2013). 一流 110 m ハードル走選手のハードリング動作に関するバイオメカニクスの分析: 角運動量保存則からの検討. [Analysis of angular momentum during hurdling by world and Japanese elite sprint hurdlers]. *体育学研究*, *58*(1), 135-149. doi: 10.5432/jjpehss.12035
- Wdowski, M. M., & Gittoes, M. J. (2013). Kinematic adaptations in sprint acceleration performances without and with the constraint of holding a field hockey stick. *Sports Biomech*, *12*(2), 143-153. doi: 10.1080/14763141.2012.749507
- 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* (1985), 89(5), 1991-1999.

Worsley, P., Warner, M., Mottram, S., Gadola, S., Veeger, H. E., Hermens, H., Morrissey, D., Little, P., Cooper, C., Carr, A., Stokes, M. (2013). Motor control retraining exercises for shoulder impingement: effects on function, muscle activation, and biomechanics in young adults. *J Shoulder Elbow Surg*, 22(4), e11-19. doi: 10.1016/j.jse.2012.06.010

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. International Society of Biomechanics. *J Biomech*, 35(4), 543-548.

湯海鵬. (1995). 3次元的身體角運動量の算出法. *体育学研究*(3), 161-169.

謝辞

本研究を遂行し修士学位論文を作成するにあたり、多くのご支援とご指導を賜りました、指導教員である伊坂忠夫教授に感謝の意を表します。また、修士学位論文のご指導を下さった副査の大友智教授、塩澤成弘准教授、修士学位論文を含め、実験設定・データ算出・データ解析・学会発表・投稿論文作成に至る、本研究すべてにご尽力頂きました大塚光雄特任助教に深く感謝を致します。

本研究に関する事務処理やスケジュール調整などにおいて多くのお世話をして頂きました秘書の奥村悦子氏、多くのご助言を頂きましたスポーツ健康科学部の教員の皆様、そして実験にご協力頂いた伊坂研究室の皆様に厚くお礼を申し上げます。