

博士論文

支持側の肩関節外転角度の違いによる片肘立ち位を經由した
起き上がり動作の定量的解析

2021年7月15日

神戸学院大学大学院総合リハビリテーション学研究科

医療リハビリテーション学専攻

原田美由紀

目次

はじめに

1. 生物の構造・運動の3次元動作解析 -バイオメカニクスの種類-	1
2. 自由度が高い運動・動作の解析 -モーションキャプチャ・システム-	1
3. モーションキャプチャ・システムを用いた肩関節の3次元動作解析	1
4. 姿勢の違いによる肩関節の3次元動作解析	3
5. モーションキャプチャ・システムを用いた 姿勢の違いによる肩関節の3次元動作解析	5
6. 起き上がり動作の3次元動作解析	
(1) 起き上がり動作のパターン分類	8
(2) ビデオカメラ・筋電図・磁気センサーを用いた起き上がり動作解析	9
(3) 床反力計を用いた起き上がり動作解析	10
(4) 重心動揺計を用いた起き上がり動作解析	11
(5) モーションキャプチャ・システムを用いた起き上がり動作解析	12
7. 本研究の目的	13
対象	14
方法	
1. 課題動作	14
2. 測定条件	15
3. 測定装置	18
4. 測定項目	20
5. データ解析方法	20
結果	
1. 各関節最大角度	21
2. 各関節最大角度に到達する時間	22
3. 片肘立ち位経由の起き上がり動作の特徴	31
4. 支持側上肢の床反力最大値	32
5. 支持側上肢の床反力最大値に到達する時間	32
6. 身体重心移動距離	33
考察	34
謝辞	37
文献	37
博士課程でのその他の研究業績	40
主論文	別添

【はじめに】

1. 生物の構造・運動の3次元動作解析 – バイオメカニクスの種類 –

運動器疾患の病態を解明する目的にバイオメカニクスがよく用いられる¹⁾。バイオメカニクス (biomechanics) とは、生物の構造や運動を力学的に探求し、その結果を応用することを目的とした学問である。バイオメカニクスのうち人体を直接的に画像で捉える方法には、X線、X線透視装置、computed tomography (CT)、magnetic resonance imaging (MRI)、超音波装置があり、人体外から間接的に捉える方法として、3次元デジタイザー、磁気センサー、モーションキャプチャ・システム、ハイスピードビデオ・システムなどがある。直接的に評価する装置には、X線被曝や肢位の制限等の欠点があるのに対し、間接的に測定する方法では、被曝などの侵襲がなく、自由度が高い動作の評価が可能である。近年、モーションキャプチャ・システムの普及により、3次元空間位置情報の取得が可能となった。

2. 自由度が高い運動・動作の解析 – モーションキャプチャ・システム –

モーションキャプチャ・システムには、接触型と非接触型とがある。接触型では、体表に何らかの計測器具を貼付し、身体動作を測定する方法である。非接触型では、動画情報より、身体のランドマーク位置もしくはシルエットを抽出する、コンピュータビジョン方式が多く採用されている。この方式は、体表に計測器具を貼付することなく撮影出来、汎用性の高いシステム設計が予測される²⁾。現在、主流となっているモーションキャプチャ・システムは、人の体表面にマーカを張り付け、マーカの動きを専用カメラで捉え情報を得ている。専用のソフトにより解析し、リアルタイムでの3次元計測が可能である。現在、運動器疾患のみならず、嚙下運動を解析するツールとしても活用されており、臨床現場で広く用いられている。

バイオメカニクス手法を用いた肩関節の研究の中でも、モーションキャプチャ・システムを用いた研究が多くみられる。これまで2次元で評価してきた肩関節の動きをより詳細に把握し、疾患の評価、治療に繋げるために3次元的に動きを捉えようとした解析手法である。モーションキャプチャ・システムを用いた3次元動作解析は、肉眼で捉えることが出来ないわずかな生体の動きも数値として見つけ出せることが特徴である。

3. モーションキャプチャ・システムを用いた肩関節の3次元動作解析

金谷ら³⁾は、モーションキャプチャ・システム ProReflex MCU-500+ (Qualisys 社) を用いて肩甲骨面挙上 (図1) に伴う肩複合体の運動を計測し、その3次元的に定量評価している。胸郭4か所、肩甲骨5か所、上腕骨3か所に体表マーカを貼付し、挙上15°ごとに貼付位置を補正し挙上150°位までの肩甲骨上腕リズムを計測した。その結果、Inman⁴⁾やPoppen⁵⁾、Saha⁶⁾が人体内から情報を得て解明してきた肩甲骨上腕リズムを無侵襲に計測出来ることを証明した。乾ら⁷⁾も同じく、モーションキャプチャ・システム ProReflex MCU-500+ (Qualisys 社) を用いて、脊柱 (第7頸椎・第8胸椎棘突起)、

胸郭（胸骨切痕，剣状突起），肩甲骨肩峰，上腕骨内顆，外顆上に体表マーカを貼付し前額面から矢状面に至る 4 平面（30°間隔）での挙上における上腕骨軸の回旋角度を計測している．その結果，Sohier⁸⁾が提唱した前方路では自然な回旋が生じるため，術後や肩関節拘縮に対するリハビリテーションにおいて効率よく関節可動域を再獲得するのに適切であることを証明した．矢野ら⁹⁾は，モーションキャプチャ・システム MAC 3D System（Motion Analysis 社）を用いて利き手と非利き手の肩甲上腕リズムの比較を行った．体表マーカは肩甲骨 4 か所（烏口突起，肩峰角，肩甲棘三角，肩甲骨下角），上腕骨 2 か所（上腕骨内側上顆，外顆上顆），脊柱 3 か所（第 2 胸椎・第 7 胸椎・第 5 腰椎棘突起）に貼付した．肩甲骨面挙上・下垂運動を 10°ごとに肩関節外転角度と肩甲骨上方回旋角度を算出し，利き手と非利き手で比較を行った．利き手と非利き手の運動パターンに差はなかったとしている．この結果から肩関節周囲炎，肩関節腱板断裂，動揺性肩関節症などの診察や治療において，健側の運動パターンを参考にすることは妥当であると述べている．

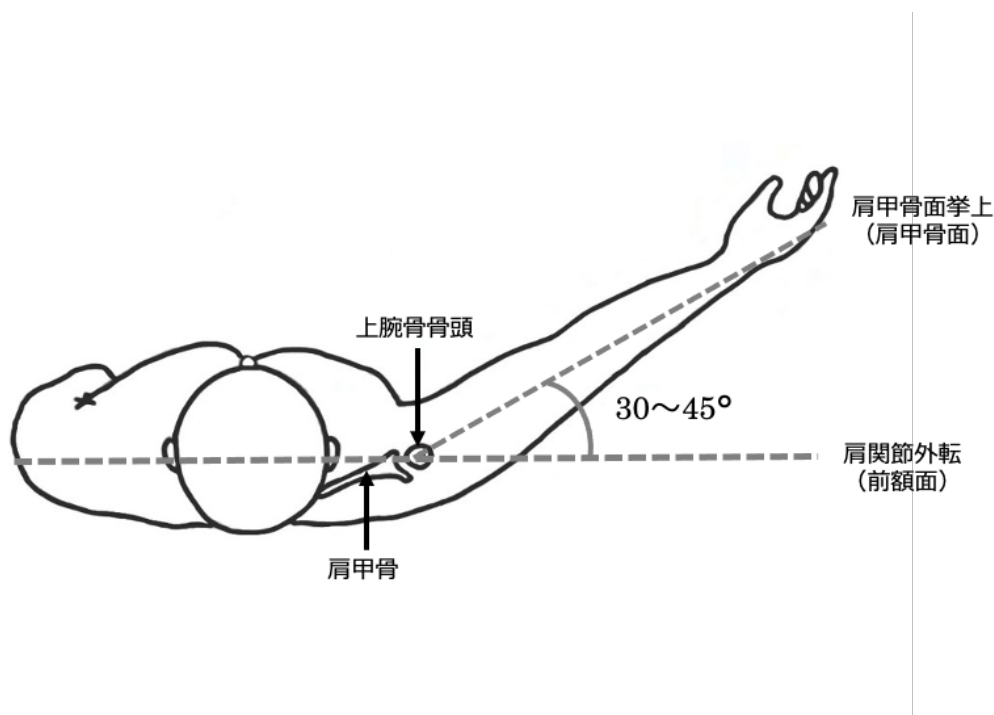


図 1 肩甲骨面挙上³⁾を参考に作成

上肢挙上における肩甲骨と上腕骨の関係は古くから研究されており，Inman ら⁴⁾により上肢挙上における上腕骨と肩甲骨の割合を 2 : 1 であることと個人差があることが報告され，その後の研究で，挙上における肩甲骨と上腕骨の割合は 1.35 : 1 ~ 7.9 : 1 の範囲で変化し，挙上初期で肩甲骨の動きが大きく，最終可動域付近では肩甲骨の動きが

小さいと報告されている。上肢挙上途中で上腕骨大結節が肩甲骨肩峰と衝突する現象（以下：インピンジメント）を有する者は、上肢挙上中の肩甲骨の後傾が減少し^{10,11)}。挙上中の上肢へ外的負荷が加わると、肩甲骨の内旋は増加する¹⁰⁾。また、肩甲上腕関節に不安定感を有する者は、上肢挙上中に肩甲骨の外転が減少し、上腕骨の外旋が増加する¹²⁾との報告がある（図2）。

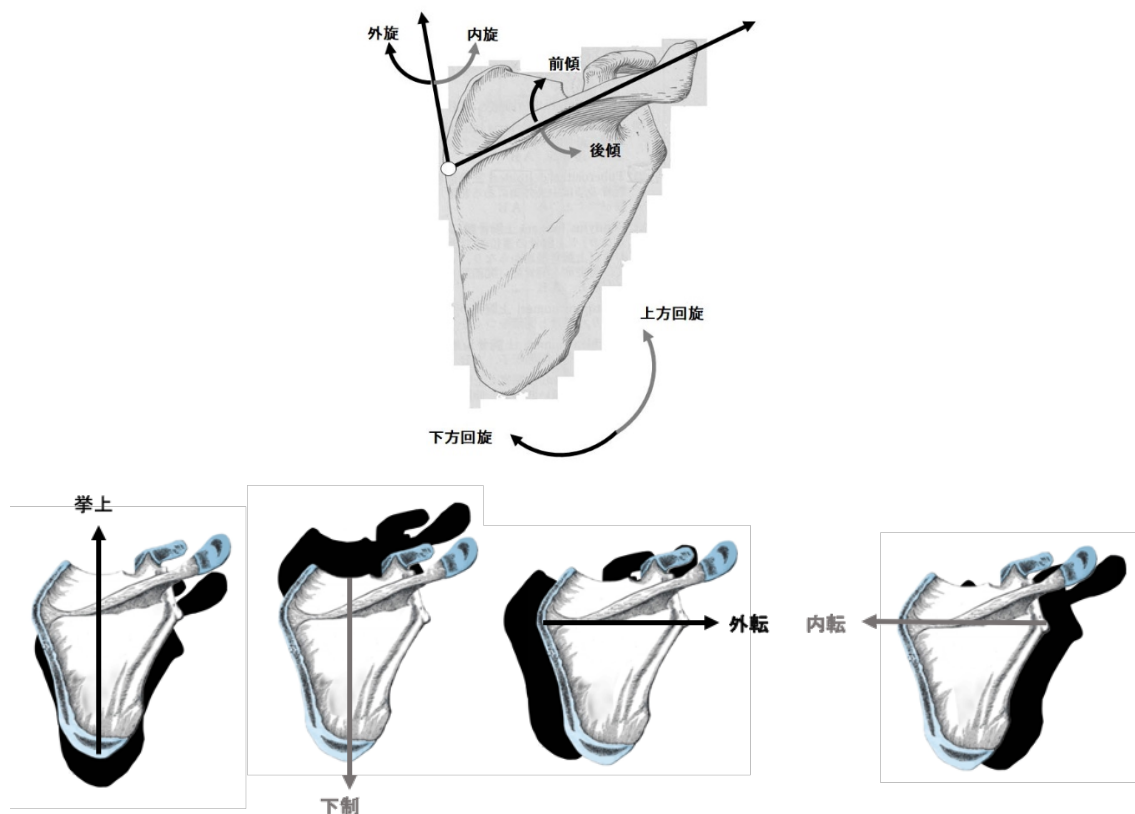


図2 肩甲骨運動の表記方法^{11,12)}を参考に作成

4. 姿勢の違いによる肩関節の3次元動作解析

Finley ら¹³⁾は、磁気センサーを用いて直立姿勢と胸椎後彎姿勢（図3）における肩甲骨の動きの違いを、3次元動作解析装置を用いて明らかにした。この報告によると、肩甲骨の上方回旋角度に差はみられなかったが、胸椎後彎姿勢では後傾角度と外旋角度は有意に減少していた。



直立座位姿勢



胸椎後弯姿勢

図3 直立座位姿勢と胸椎後弯姿勢¹⁴⁾を参考に作成

Bullock ら¹⁴⁾は、ビデオ分析システムを用いて、インピンジメントを有する者に対し直立座位姿勢と胸椎後弯姿勢における肩関節最大屈曲角度と肩関節痛の強さとの関連を明らかにした。その結果、肩関節最大屈曲角度は胸椎後弯姿勢の方が有意に減少したが、痛みの強さについては相違がなかったと報告している。Borsa ら¹⁵⁾は、デジタル傾斜計を用いて、健常者に対し肩甲骨面での上肢挙上および矢状面での上肢挙上 30° ごとの肩甲骨上方回旋角度計測を行った。その結果、肩甲骨面での上肢挙上は、矢状面での挙上よりも肩甲骨上方回旋角度が大きく、肩甲骨の動きを再獲得させるのに適切であると報告している。Myers ら¹⁶⁾は、磁気センサーを用いて、投手群とコントロール群の2群間で肩甲骨面での上肢挙上における肩甲骨の動きと位置の違いの有無について3次的に明らかにしようとした。投手群は上肢挙上中、コントロール群と比べ肩甲骨の上方回旋角度・内旋角度・内転角度が有意に減少し、前後傾、挙上下制については差がみられなかったと報告している。2群間で肩甲骨の位置と向きの違いを示し、投球動作をより効率的にするためには、肩甲骨の動きや位置の評価が重要であると述べている。また、傷害を有さない投手の投球中の肩甲骨の動きや位置を理解しておくことが腱板損傷、関節唇損傷、インピンジメントの発生の予防に役立つと述べている。以上のようにインピンジメントを有すると、肩甲骨の動きや位置が正常とは異なる。また、胸椎後弯

姿勢では、上肢挙上時に肩甲骨および肩甲上腕関節に異常運動を生じると述べられている¹⁷⁾。モーションキャプチャ・システムなどで、これらを正確に評価することは、理学療法を実施していく上でも有用であると言える。肩関節は懸垂関節から要支持関節へ移行することで、ラケットスポーツでの様々なオーバーヘッドストローク様動作を可能にしている。臨床において上腕骨頭と肩甲骨関節窩の関係を捉えながら治療することは不可欠である。これまでの2次元的な評価では肩甲骨の動きや位置関係を正確に示すことは出来ておらず、3次元的に肩甲骨の動きや位置関係を捉えることが、臨床において重要であると考えられる。

直立座位姿勢と胸椎後彎姿勢間での上肢挙上に伴う肩甲骨運動の違いを3次元的に明らかにした報告は少ない。篠田ら¹⁸⁾は、健常若年者を対象として直立姿勢と胸椎後彎姿勢の2条件で比較を行っている。ゴニオメータを用いて肩甲骨面での上肢挙上30°ごとの肩甲骨上方回旋角度の変化量を算出した。その結果、胸椎後彎姿勢は直立姿勢と比べ、上肢挙上30°ごとの変化量が上肢挙上60°位～90°位間および90°位～120°位間で小さかったと報告している。Kabaetseら¹⁹⁾は、健常成人を対象としデジタイザーを用いて肩甲骨面での上肢挙上0°位・90°位・最大挙上位の3肢位で3次元的に肩甲骨位置測定を行った。その結果、胸椎後彎姿勢は直立姿勢と比べ、上方回旋が0°位と90°位で大きいこと、後傾角度が0°位と90°位で大きいこと、外旋角度は0°位と90°位で小さいことを報告している。Finleyら¹³⁾は、健常若年者を対象とし電磁センサーを用いて肩甲骨面での上肢挙上0°位～90°位で測定を行った。その結果、胸椎後彎姿勢は直立姿勢と比べ、上方回旋角度に差がなく、後傾角度および外旋角度は0°位～90°位で小さかったと報告している。

5. モーションキャプチャ・システムを用いた姿勢の違いによる肩関節の3次元動作解析

2020年に報告された3次元動作解析装置を用いた直立座位姿勢と胸椎後彎姿勢間での上肢挙上に伴う肩甲骨運動の違いについての研究²⁰⁾では、健常若年者を対象として直立座位姿勢、胸椎後彎姿勢の2条件で、下垂位(0°位)、肩甲骨面での上肢挙上角度30°位・60°位・90°位・120°位の5肢位について肩甲骨の動きと位置を3次元的に評価した。評価項目は、①胸椎後彎角度、②肩甲骨上方回旋角度・後傾角度・外旋角度、③肩甲骨各運動方向における上肢挙上角度間の変化量であり、3次元動作解析装置であるモーションキャプチャ・システムMAC 3D System (Motion Analysis社)を用い、体表マーカ貼付位置は、剣状突起下縁、第1・第3・第11胸椎棘突起中央、第1腰椎棘突起中央、肩甲棘三角、肩峰角、肩甲骨下角の8点としている。解析ソフトウェアは、Cortex3 (Motion Analysis社)を用い、①胸椎後彎角度、②肩甲骨上方回旋角度・後傾角度・外旋角度、③肩甲骨各運動方向における上肢挙上角度間の変化量を評価した。胸椎後彎角度は第1と第3胸椎棘突起中央を結ぶ線と、第11胸椎棘突起中央と第1腰椎

棘突起中央を結ぶ線がなす角，3次元的な肩甲骨位置は，胸部座標系に対する肩甲骨座標系の X 軸・Y 軸・Z 軸の回旋角度をオイラー角として算出している．胸部座標系は，原点を第 1 腰椎棘突起中央とし，原点から第 1 胸椎棘突起中央へ向かう線を Z 軸，その軸から剣状突起下縁への垂直線を Y 軸，その Z 軸と Y 軸から作られる ZY 平面からの垂直線を X 軸として設定した．肩甲骨座標系は肩甲骨下角を原点とし，原点から肩甲棘三角へ向かう線を Z 軸，その軸から肩峰角への垂直線を Y 軸，その Z 軸と Y 軸から構成される ZY 平面からの垂直線を X 軸と設定している（図 4）．

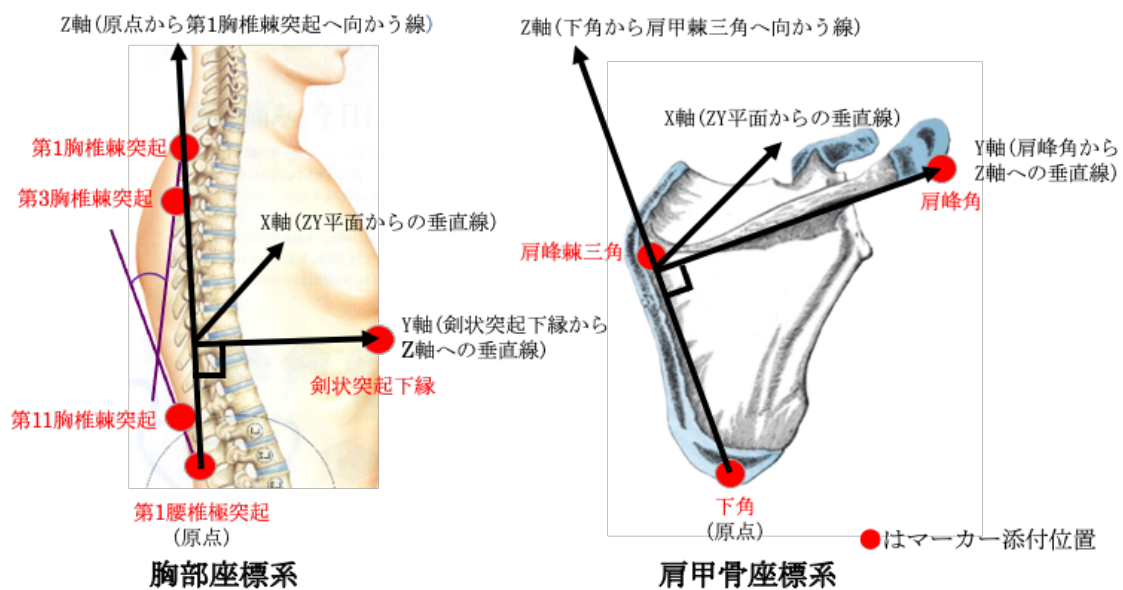


図 4 マーカ貼付位置および座標系 (X 軸・Y 軸・Z 軸の定義) 20)を参考に作成

その結果，胸椎後彎姿勢では直立姿勢と比べ，肩甲骨上方回旋角度は， 30° 位， 90° 位， 120° 位で大きく，肩甲骨後傾角度は， 0° 位・ 30° 位・ 60° 位で小さく，肩甲骨外旋角度では， 0° 位・ 30° 位・ 60° 位・ 90° 位で小さかったと報告している（図 5）．

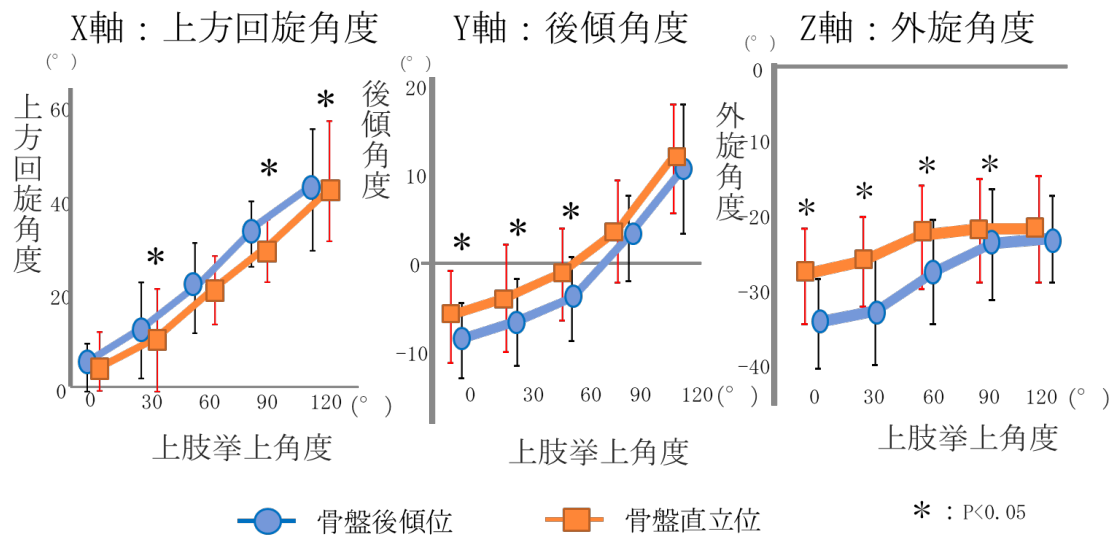


図5 測定姿勢別の各上肢挙上角度における X 軸・Y 軸・Z 軸のオイラー角の比較²⁰⁾

また、胸椎後彎姿勢では直立姿勢と比べ、肩甲骨後傾角度の変化量は、上肢挙上 60°位-90°位間で大きく、肩甲骨外旋角度の変化量は、30°位-60°位間および 60°位-90°位間で大きく、上方回旋角度の変化量は、いずれの上肢挙上間においても差はなかったと報告している (図 6)。

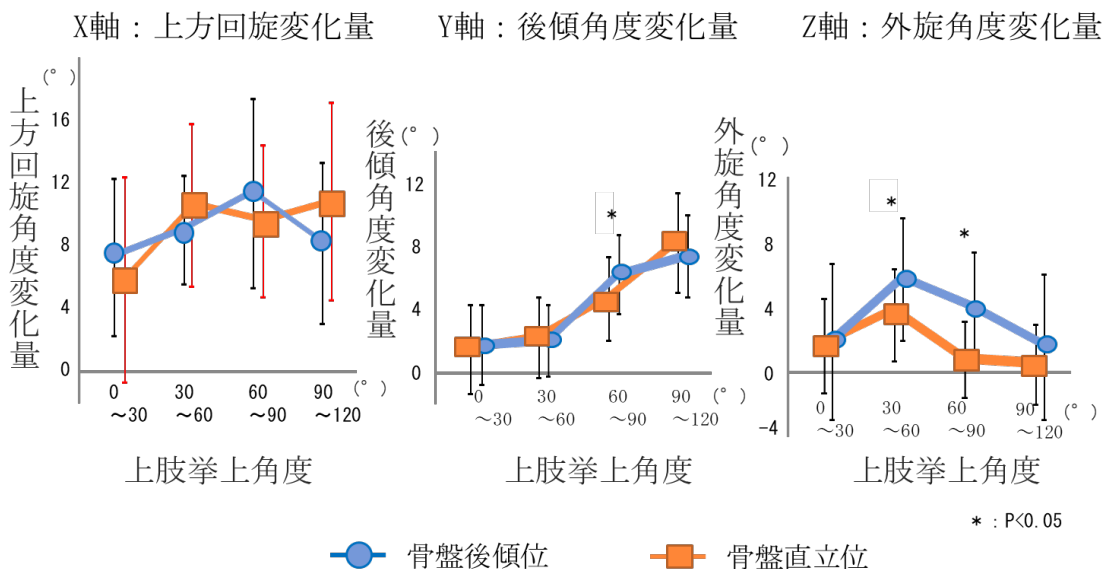


図6 測定姿勢別の各上肢挙上角度間 (30°ごと) の比較²⁰⁾

これらの結果から胸椎後彎の影響として、上肢挙上時に肩甲骨は外旋方向へ動いた後、続いて後傾するという 3 次元的な運動をしていることが示唆された。この現象を引き起

こした原因は、胸椎後彎に伴い上肢下垂位で肩甲骨が前傾、内旋位となり、臼蓋は前方を向いており、これにより上肢挙上時に烏口肩峰靭帯下での大結節の通過障害が生じやすくなるが、これを回避するためには、上肢挙上 30°位より肩甲骨は外旋し、60°位より後傾するといった 3 次元運動を起こしたことが考えられると述べている。このように 3 次元動作解析で得られる研究結果は、障害予防、評価、治療において重要な知見である。

6. 起き上がり動作の 3 次元動作解析

(1) 起き上がり動作のパターン分類

脳卒中は死亡原因や寝たきり原因疾患の上位を占める。西田ら²¹⁾は起き上がり動作は日常生活動作の中で基本的かつ重要な動作であるが、脳卒中片麻痺患者において立位や歩行は可能だが、起き上がり動作が困難であると動作難易度順位の逆転現象がみられることを報告している。今回、高齢者や片麻痺患者の日常生活動作能力向上に役立てることを目的に、起き上がりの基礎研究として 3 次元動作解析を行った。

起き上がり動作は、背臥位から身体の質量比の大きい頭部・体幹を持ち上げ、座位になる動作である。座位や立位に至るには必ず寝た状態からの起き上がり動作が存在する。体重を支えるために必要な床面積のことを支持基底面と呼ぶ。これは足底が床に接している面積だけではなく、例えば四脚テーブルなどでは、脚に囲まれた床面積全部を指す。この支持基底面が広いほど、物体は安定する。姿勢の中では最も安全で、身体の重心が低く安定している寝た状態から、支持基底面の狭小化と身体重心位置の上方移動を伴う起き上がり動作の獲得は、身体重心位置の高い基本動作への移行を容易にし、安定した移乗や歩行動作の獲得にもつながる。

起き上がり動作は、背臥位から一度腹臥位になり起き上がる **total rotation pattern** (以下:TR パターン)、背臥位から片肘立て位を経由して体幹を部分的に回旋させ起き上がる **partial rotation pattern** (以下:PR パターン (図 7))、背臥位から体幹を回旋せずに真っすぐ起き上がる **non rotation pattern** (以下:NR パターン) に分類²²⁾される。運動発達の観点からみると、1 歳児では TR パターン、3 歳児では PR パターン、5 歳以降で NR パターンとなる²³⁾。また、起き上がり動作パターンは、年齢層によって異なることが報告されている^{24,25)}。高齢者や片麻痺患者では PR パターンが多く^{26~28)}、起き上がり動作が自立している高齢片麻痺患者では、約 83%が PR パターンであることが報告されている²⁹⁾。また、高齢者の起き上がり動作は、若年者の起き上がり動作と比べ所要時間が長くなることも報告されている^{30,31)}。これは加齢による体幹筋力の低下を補うために、身体重心を起き上がる方向へ移動した後上方移動させるため、所要時間が長くなると考えられている³¹⁾。

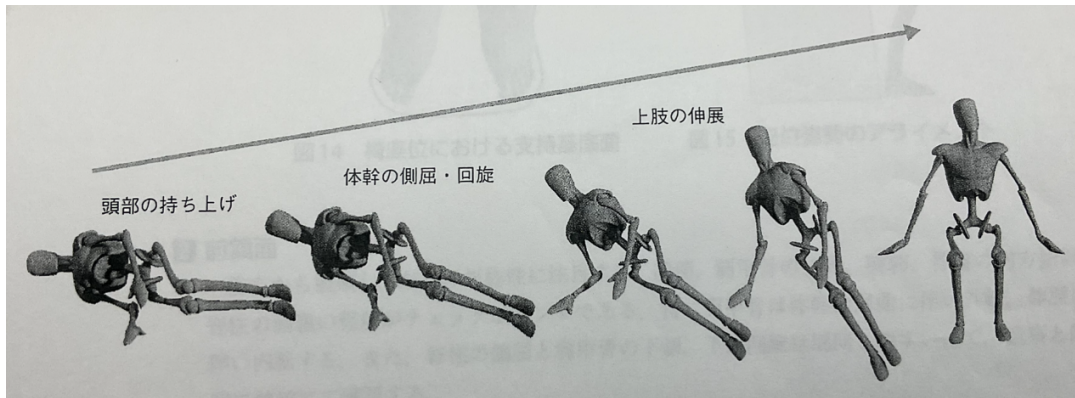


図7 partial rotation pattern での起き上がり³²⁾

(2) ビデオカメラ・筋電図・磁気センサーを用いた起き上がり動作解析

Ford-Smith ら²⁵⁾ は、ビデオカメラを用いて、30～59歳の男性30名、女性63名を対象として、ビデオカメラを用い、ベッドからの起き上がり動作を年代別(30・40・50歳代)の起き上がりパターンの比較を行った。4つの身体領域の移動パターンの発生率を10年ごとに決定してパターンをグラフ化した。理学療法士が教える運動パターンを選択するときに患者の年齢を考慮する必要があることを報告している。梁川ら³³⁾もビデオカメラを用いて健常大学生68名を対象として、2台のビデオカメラを用いて、①pushパターン(両上肢で床面を押して起き上がるパターン)、②on elbowパターン(体幹を側臥位まで回旋しon elbowを介して起き上がるパターン)、③reachパターン(体幹を対照的に屈曲し両上肢で押して起き上がるパターン)、④側臥位パターン(側臥位まで回旋し、両上肢で押して起き上がるパターン)の4つパターンに分類し、通常速度と最大速度でのパターンの出現率と所要時間の比較を行った。通常速度では、②30名(44.1%)、①20名(29.4%)、③18名(26.5%)、最大速度で②23名(33.8%)、①37名(54.4%)、③8名(11.8%)の順に多く、速度条件間において有意差が認められた($p<0.05$)、また運動パターン間において有意差は認められなかった。西本ら³⁴⁾は、ビデオカメラと筋電図を用いて、健常男性10名を対象として、背臥位・側臥位・腹臥位からの起き上がり動作における筋活動の違いを比較した。導出筋は、胸鎖乳突筋・腹直筋・脊柱起立筋・三角筋前部線維・三角筋後部線維・僧帽筋上部線維・上腕三頭筋とし、背臥位では胸鎖乳突筋、腹直筋の順に、側臥位では三角筋後部線維、上腕三頭筋、三角筋前部線維の順に、腹臥位では脊柱起立筋、三角筋の順に筋活動が大きかったとしている。神宮ら³⁵⁾ はビデオカメラ・筋電図・磁気センサーを用いて、青年群10名(25～39歳)、壮年群9名(40～59歳)、高齢群24名(60～85歳)を対象とし、①パターン分類、②パターン別の筋活動量の違い(青年群のみ)、③パターンごとの体幹屈曲・回旋角度を求めることを目的に端座位までの起き上がり動作の解析を行った。パターンは、ベッドからの起き上がり動作において回旋なしのパターンをtype1、回旋ありのパ

ターンを type2, 下肢を下ろすパターンを type3 とした. Type ごとに, 左右の腹直筋, 大殿筋, 大腿四頭筋, ハムストリングス, 傍脊柱起立筋, 上腕二頭筋, 上腕三頭筋の筋活動量, 体幹屈曲角度・体幹回旋角度を算出した. 結果は, ①Type-1 壮年群より増加する傾向, Type-2 は高齢群に多い, Type-3 は青年群に多く, 年齢が高くなるにつれて減少した. 筋活動量に差はなかった. 体幹最大屈曲角度は, Type-1 では $29 \pm 18.5^\circ$, Type-2 では $34 \pm 15.2^\circ$, Type-3 では $25 \pm 11.2^\circ$ であったが, 差はなかった. 回旋最大角度は Type-1 $23 \pm 6.7^\circ$, Type-2 では $41 \pm 9.6^\circ$, Type-3 では $37 \pm 11.5^\circ$, Type-1 と Type-2, および Type-1 と Type-3 で有意差があった. 金子ら³⁶⁾は筋電図を用いて, 健常成人男性 10 名, 起き上がり動作可能な脳卒中後の女性 2 名を対象とし肩関節外転 10° 位, 30° 位, 60° 位, 90° 位, 120° 位の 5 つの肢位で, 大円筋, 棘下筋, 菱形筋, 腹直筋の筋活動量を比較した. 棘上筋と菱形筋は, 設定角度と筋活動量の大小順位の間に相関関係が認められた. 健常者では $20 \sim 35^\circ$, 症例では 50° もしくは 60° で起き上がっていたと報告している. Eguchi ら³⁷⁾も筋電図を用いて健常成人男性 30 名 (25.8 ± 4.3 歳) および 10 名 (26.6 ± 4.9 歳) を対象とし, 右側臥位で肩関節屈曲 10° 位, 30° 位, 60° 位, 90° 位, 120° 位の 5 つの開始肢位から手掌支持位になるまでの筋活動量を比較した. 開始肢位の違いにより三角筋後部線維と腹直筋に有意差がみられ, 肩関節屈曲角度が大きくなるにつれて筋活動は減少した. 右側臥位からの起き上がり動作において主観的に好ましい支持側の肩関節屈曲角度は, 60° 位が一番多く, 次いで 90° 位であったと報告している.

磁気センサーを用いて, 西守ら³⁸⁾は, 普通の起き上がり群 6 名と, 遅い起き上がり群 5 名を対象とし起き上がり動作中の体幹関節角度を比較した. 骨盤を原点とした運動座標系にて起き上がり動作時の時系列的な体幹運動を数値化することを目的として, 体幹部の屈曲-伸展, 左右側の側屈および回旋角度の最大値を, 2 群間比較した. その結果, 遂行時間 (秒) は「普通」 2.38 ± 0.24 ・「遅い」 3.53 ± 0.16

($p < 0.001$), 体幹屈曲角度 ($^\circ$) は「普通」 48.8 ± 8.1 ・「遅い」 60.6 ± 20.6 , 右側への体幹回旋角度 ($^\circ$) は「普通」 -13.8 ± 3.3 ・「遅い」 -39.0 ± 23.4 ($p < 0.05$), 左側への体幹側屈角度 ($^\circ$) は「普通」 5.58 ± 9.18 ・「遅い」 21.4 ± 14.1 ($p = 0.07$), 右側への体幹側屈角度 ($^\circ$) は「普通」 -8.21 ± 3.57 ・「遅い」 -8.72 ± 3.85 であった. 意図的に起き上がり動作の遂行速度を遅くすると, 体幹部の角度変化が大きくなる傾向であった. 研究の限界として, 体幹回旋や体幹側屈角度は左右の肩関節中点を結ぶベクトルとしたため肩甲帯の屈曲や拳上運動が含まれている. また, 対象数が少なくばらつきが大きいので, 多くのサンプルによる分析が必要であると述べている.

(3) 床反力計を用いた起き上がり動作解析

床反力計を用いて研究として 2 つ挙げられる. 上谷ら³⁹⁾は, 21~22 歳の健常女性 6 例を対象として, NR パターンでの起き上がり①胸椎屈曲・腰椎屈曲可動域 (柔軟性の比較), ②身体動作様式 (動作中の頭部・胸部・腰部の動きをみる), ③床反力

(動作中の力の変化をみる), ④重心移動(動作中の体幹の動きから身体の運動方向をみる)を算出した。床反力は, 頭部, 胸部上部を持ち上げる直前に大きかったと報告している。茂木ら⁴⁰⁾は, 21~22歳の健常女性5例を対象として, PRパターンでの起き上がり動作の床反力を計測し①体幹回旋可動域(柔軟性の比較), ②身体動作様式(動作中の頭部・胸部・腰部の動きをみる), ③床反力(動作中の力の変化をみる), ④重心移動(動作中の体幹の動きから身体の運動方向をみる)ことで, 動作様式を明らかにしようとした。圧分布を用いて, 渡邊ら⁴¹⁾は, 健常男女29名(男性15名, 女性14名)を対象として, 背臥位から端坐位の圧中心情報より起き上がり動作に影響を与える要因について検討した。ベクトルではなくスカラーとして圧中心情報として抽出している。運動方向について頭尾左右という大まかな動作パターンと身体特性との関連に限局した考察となった。今後は, 圧中心のみでは考察出来ない身体運動について3次元動作解析システムを用いて検討していく必要があると述べている。

(4) 重心動揺計を用いた起き上がり動作解析

片肘立ち位における安定性について重心動揺計を用いて行った研究には, 以下の5つが挙げられる。古山ら⁴²⁾は, 健常若年者18名を対象として, 肩関節外転30°位, 45°位, 60°位の3つの肢位で片肘立ち位となり, 圧中心軌跡, 静的条件(姿勢を保持), 動的条件(前腕を浮かさない状態で上半身を前後方向・頭部・尾側へ可及的最大限度に移動する), 圧中心軌跡のパラメータとして重心移動距離, X軸およびY軸方向の最大移動距離, 重心動揺面積, 実行値面積を静的条件と動的条件で算出し, 肩関節外転角度の違いにより検討した。測定再現性の静的条件のICC(1,1)は, 重心移動距離は0.68, 重心動揺面積は0.56, 実行値面積は0.41であり, 動的条件のICC(1,1)は, 重心移動距離は0.53, 重心動揺面積は0.30, 実行値面積は0.67であった。また, 肩関節外転角度の違いによるパラメータはすべて有意差がなかったと報告している。成田ら⁴³⁾は片麻痺患者17名を対象として, 肩関節外転60°位での片肘立ち位での圧中心軌跡のパラメータとして重心移動距離, X軸およびY軸方向の最大移動距離, 重心動揺面積, 実行値面積を静的条件と動的条件で算出した。起き上がり動作時間と圧中心軌跡のパラメータの関係を調べたところ, 起き上がり動作時間と静的条件下でのパラメータには相関はなかった。起き上がり動作時間と動的条件下での重心移動距離との間に相関がみられたと報告している。榎谷ら⁴⁴⁾は, 片麻痺患者群16名と年齢と性別を一致させた健常者群15名を対象として, 肩関節外転60°位での片肘立ち位となり, 圧中心軌跡のパラメータとして重心移動距離, X軸およびY軸方向の最大移動距離, 重心動揺面積, 重心移動距離比(Y軸方向の最大移動距離/X軸方向の最大移動距離)について静的条件と動的条件で算出し, 2群間比較した。静的条件においては, どのパラメータにも有意差はなかった。動的条件においては, 重心動揺面積, X軸およびY軸方向の最大移動距離は, 片麻痺群が有意に小さかったと報告している。小野

寺ら⁴⁵⁾は、起き上がり動作が自立している片麻痺患者 21 名を対象として、起き上がり動作時間、身体機能の測定項目として①体幹回旋角度、②上肢 Brunnstrom recovery stage、③下肢 Brunnstrom recovery stage、④肩甲帯弛緩性、⑤体幹回旋筋力、⑥NTP stage（頸・体幹・骨盤の運動機能）、⑦非麻痺側の上肢筋力、⑧静的座位バランス、⑨動的座位バランス、および肩関節外転 60°位での片肘立ちとなったときの圧中心軌跡のパラメータとして重心移動距離、X 軸および Y 軸方向の最大移動距離、重心動揺面積、重心移動距離比（Y 軸方向の最大移動距離 / X 軸方向の最大移動距離）を算出した。その結果、動的条件下での Y 軸方向の最大移動距離との間に、有意な負の相関を認めた。Y 軸方向の最大移動距離、および①重回帰分析にて①～④、⑦～⑨に有意な関連が認められたと報告している。大坂谷ら⁴⁶⁾は片麻痺患者 24 名を対象として、腹圧を高めることが、起き上がり動作を容易にする効果があるのか検証するために、腹圧を高めるためのベルト装着と非装着の比較を行った。圧中心軌跡のパラメータとして、①重心移動距離、②X 軸および Y 軸方向の最大移動距離、③重心動揺面積、④実行値面積、⑤起き上がり動作時間を算出した。その結果、すべてのパラメータにおいて有意差は認められなかったと報告している。

(5) モーションキャプチャ・システムを用いた起き上がり動作解析

モーションキャプチャ・システムを用いた研究には以下の 2 つが挙げられる。大谷ら⁴⁷⁾は、若年健常男性 10 名を対象として、NR パターンでの起き上がり動作における各関節の最大角度に到達するタイミングと最大角度を算出した。測定項目は、頭部屈曲・伸展、体幹屈曲・伸展、股関節屈曲・伸展、膝関節屈曲・伸展、肩関節屈曲・伸展、肘関節屈曲・伸展とした。その結果、頭部屈曲は 35%（最大角度に到達するタイミング）、49.9°（最大角度）、体幹屈曲：75%、51.3°、右股関節屈曲：100%、51.6°、右膝関節屈曲：35%、9.9°、右肩関節屈曲：85%、16.6°、右肘関節屈曲：100%、36.3°、体幹の床面に対する角度：100%、100.9°、骨盤の床面に対する角度：100%、55.0°であった。研究の限界として、NR パターンの起き上がりであり、他のパターンの分析がされていないこと、個人差が大きいこと、健常若年者のみであること、動作 5%ごとの関節角度であること、今回は体幹を 1 つのセグメントとしているが、上部体幹・下部体幹の 2 つのセグメントに分けるとより詳細に運動を捉えることが出来るのではないかと述べている。Watanabe ら⁴⁸⁾は、健常若年男性 14 名（年齢 19～24 歳）と健常高齢者 16 名（男性 8 名、女性 8 名、年齢 65～74 歳）を対象として、健常若年者および高齢者における起き上がり動作の各関節の最大角度に到達するタイミングと最大角度の比較を行った。その結果、健常高齢者では、右肩関節外転、両肩関節伸展、右肘関節屈曲、体幹伸展および両股関節外転の最大角度は有意に大きく、頸椎屈曲、体幹屈曲および起き上がる反対側の股関節外転は有意に小さかった。最大角度に到達するタイミングは、すべての関節運動について健常高齢者が健常若年者より早かった。また、両上肢の使い方に

焦点を当てることが重要であると示唆している。オイラー角は計算されていないが、得られた角度データから起き上がり動作の運動学を理解することは可能であると述べている。研究の限界として、この研究で使用している角度定義は、専用のソフトウェアが必要となるため、他の研究との正確な比較は不可能であることが予測されると述べている。

7. 本研究の目的

対馬ら⁴⁹⁾によると PR パターンは身体重心位置と支持基底面との関係において安定性が良好で、支持側の肩関節外転角度を変化させることで、動作時の安定性と効率を向上させることが出来ると述べている。また金子ら³⁶⁾は、支持側の肩関節外転角度の違いによる、背臥位から片肘立ち位までの筋活動を調べ、角度の違いによって、肩関節周囲筋ならびに腹直筋の筋活動量が相違していたこと、そして動作時努力性の少ない外転角度は、健常若年者 20~35°、片麻痺患者 50~60°であったことを報告している。さらに、Eguchi ら³⁷⁾は、健常者を対象として、側臥位から手掌支持位になるまでの筋活動量を計測し、主観的に好ましい角度は 60°が一番多く、次いで 90°であったと報告している。このように起き上がり動作に関する支持側上肢に注目した研究では、筋活動量を比較した研究^{36,37)}がみられる。しかし動作を可能にするためには、筋力の要素だけではなく、バイオメカニクスの観点から各関節角度の推移や支持側上肢の床反力、身体重心移動距離について明らかにする必要がある。

起き上がり動作パターンをバイオメカニクスの観点から各体節がどのタイミングで連動しているかについて、大谷ら⁴⁷⁾は、体幹回旋を伴わない起き上がり動作における各関節の動きを矢状面から計測した屈曲・伸展のみの 1 軸性で算出した回旋角度で調べ、最大関節角度とそこに到達する時間 (%) を算出している。また、Watanabe ら⁴⁸⁾は、背臥位から右側への端座位となる起き上がり動作に関し、加齢による関節角度の変化を知るため、若年健常者と高齢者の最大関節角度とそこに到達する時間 (%) を矢状面に対する 2 方向のベクトルを設定し角度を算出し比較している。

このように 1 軸性で算出した回旋角度での検討や 2 方向のベクトルを設定し角度算出した報告^{47,48)}は確認が出来るが、3 軸の回旋角度で計測した報告はみられない。バイオメカニクスの観点から計測した定量的な解析結果は動作指導や介助方法の考案において、有用な情報になると考えられる。また、起き上がり動作について相分けした動作解析は、最終肢位が長座位までの動作で行われており⁵⁰⁾、ベッドからの起き上がり動作で通常みられる端座位への起き上がり動作を相に分け解析した報告は見当たらない。

そこで今回、高齢者や片麻痺患者の日常生活動作能力向上に役立てることを目的に、起き上がり動作の基礎研究を行った。具体的には、起き上がりに難渋する高齢者・片麻痺患者が肩関節外転角度を大きくして動作を行っていることに着目し、セグメント座標系を用いた 3 軸の回旋角度で計測し、支持側の肩関節外転角度の違いにより端座位まで

の起き上がり動作中の関節角度，身体重心移動距離，支持側上肢の床反力がどのように変化するかを明らかにした。

【対象】

対象は，整形外科的疾患を有さない若年健常男性 15 名とした．年齢 21.6 ± 1.3 歳，身長 168.5 ± 3.7 cm，体重 59.6 ± 5.6 kg（平均 \pm 標準偏差），全て右利きの者とした（表 1）

表 1 対象者の属性

	平均 \pm 標準偏差（範囲）
年齢	21.6 ± 1.3 歳（20～24歳）
身長	168.5 ± 3.7 cm（163～174cm）
体重	59.6 ± 5.6 kg（50～69kg）

研究対象者に本研究の目的および内容について書面および口頭にて説明し，同意書に署名を得た．なお本研究はヘルシンキ宣言に則っており，神戸学院大学人を対象とする医学系研究倫理審査委員会の承認を受けて実施した（承認番号：総倫 19-06）。

【方法】

1. 課題動作

4 本の脚を取り付けた長さ 90cm，幅 60cm，高さ 40cm の 3 つのテーブルすなわち上肢テーブル (A)，頭頸部・体幹テーブル (B)，骨盤・下肢テーブル (C) をフォースプレート上に配置し，テーブル上で課題動作を行った（図 8）。

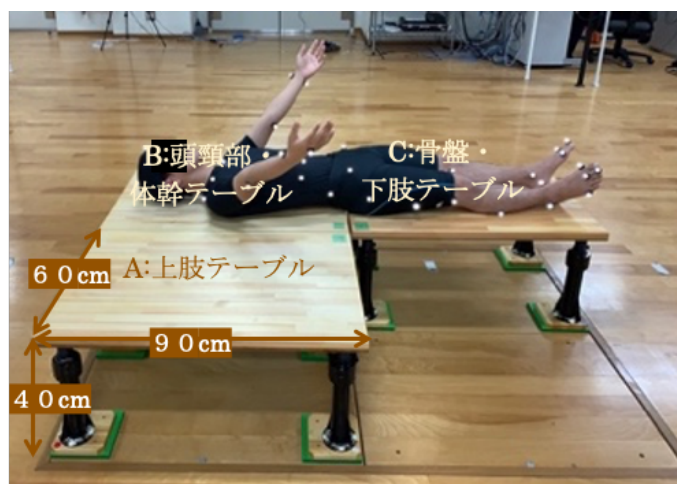
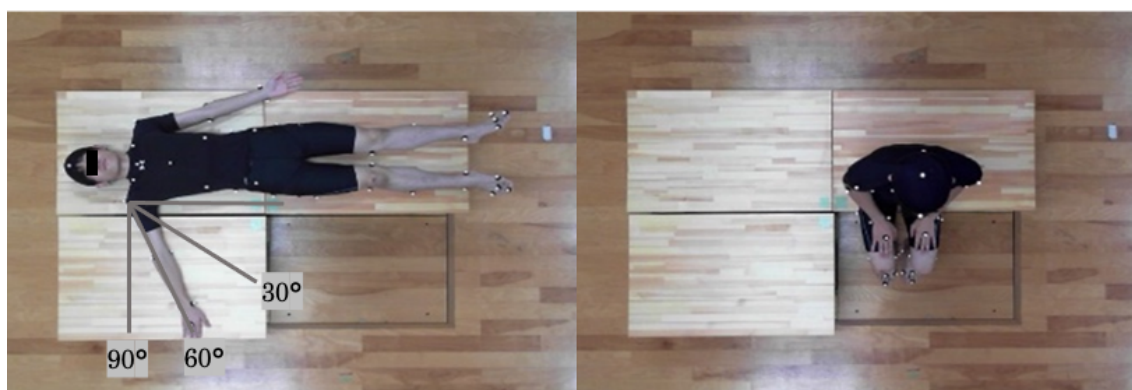


図 8 フォースプレート上に配置した 3 つのテーブル
上肢テーブル (A)，頭部体幹テーブル (B)，骨盤下肢テーブル (C)

課題動作は背臥位から右手掌をテーブルにつけた状態を開始肢位とし、右片肘立ち位を経由して起き上がり端座位になることとした。研究対象者へは「概ね4秒間で、仰向けに寝た状態から、片肘立ち位を経由しベッドの右側で端座位となってください。最後に両手掌を太ももの上に置いてください。起き上がり動作は、骨盤・下肢からではなく、左上肢のリーチ動作から始めてください。」と指示した。測定前に課題動作を3回練習した後、測定を行った（図9）。



開始肢位

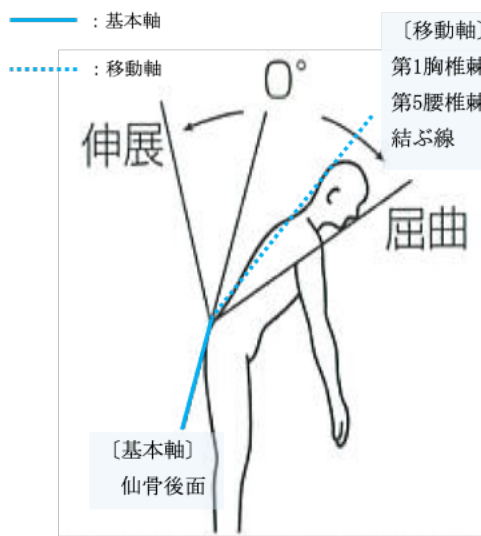
(右肩関節外転角度 30° ・ 60° ・ 90° 位)

終了肢位

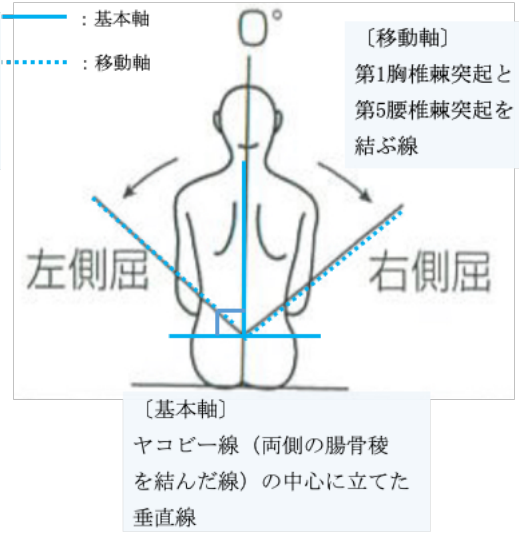
図9 課題動作の開始肢位と終了肢位

2. 測定条件

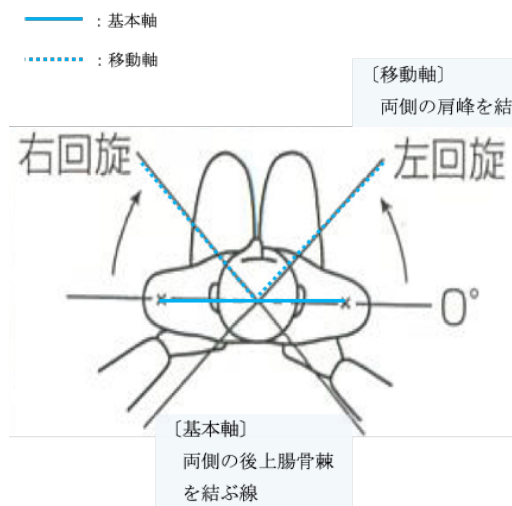
課題動作に対して、右肩関節外転角度 30° 位・ 60° 位・ 90° 位から開始する3条件を設定した。開始肢位の確認は、フォースプレートの真上床上2.4mに設置した2次元カメラのモニター画面上の角度表示を利用し行った。3条件をランダムに3回ずつ行い平均値を代表値とした。開始肢位は日本整形外科学会・日本リハビリテーション医学会が制定した「関節可動域表示ならびに測定法」に準じて測定し設定した（図10）



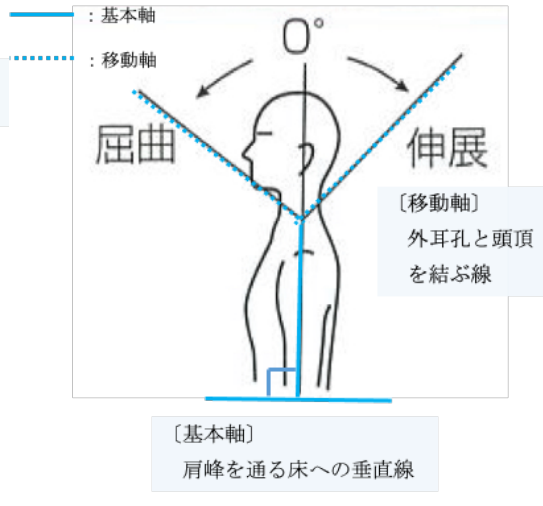
(a)胸腰部屈曲・伸展



(b)胸腰部左側屈・右側屈



(c)胸腰部左回旋・右回旋

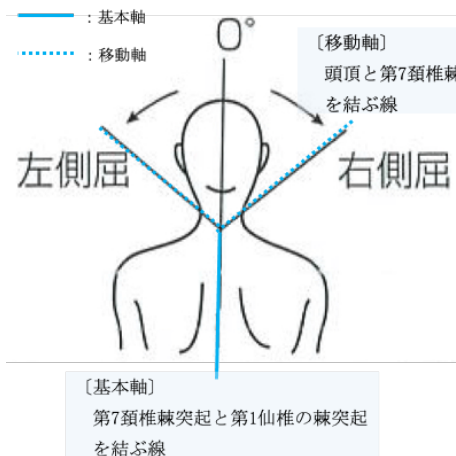


(d)頸部左回旋・右回旋

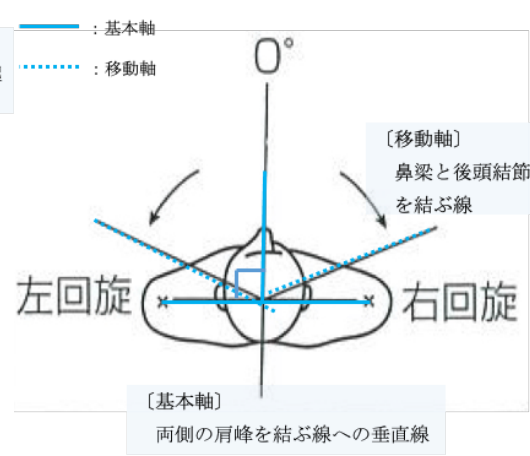
(a) 体幹屈曲・伸展 , (b) 体幹左側屈・右側屈 , (c) 体幹左回旋・右回旋 , (d) 頸部屈曲・伸展

図 10-1 「関節可動域表示ならびに測定法」の測定方法

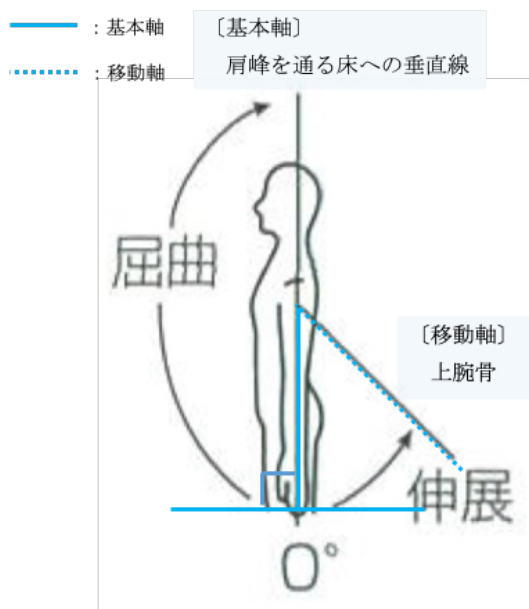
日本整形外科学会・日本リハビリテーション医学会制定 (1995年)



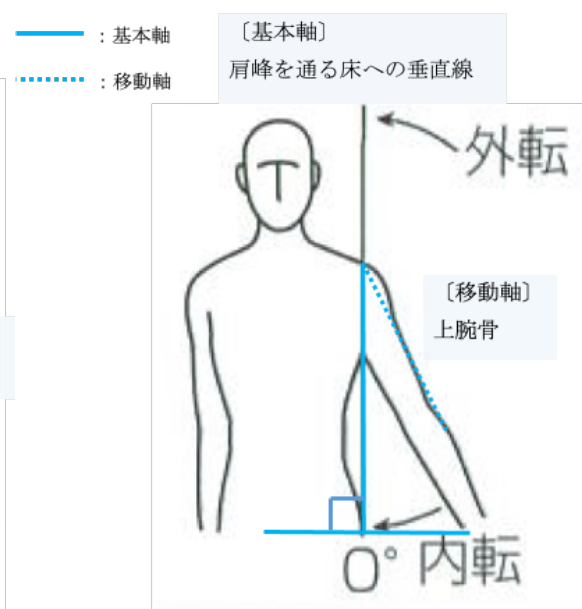
(e) 頸部左側屈・右側屈



(f) 頸部左回旋・右回旋



(g) 肩関節屈曲・伸展

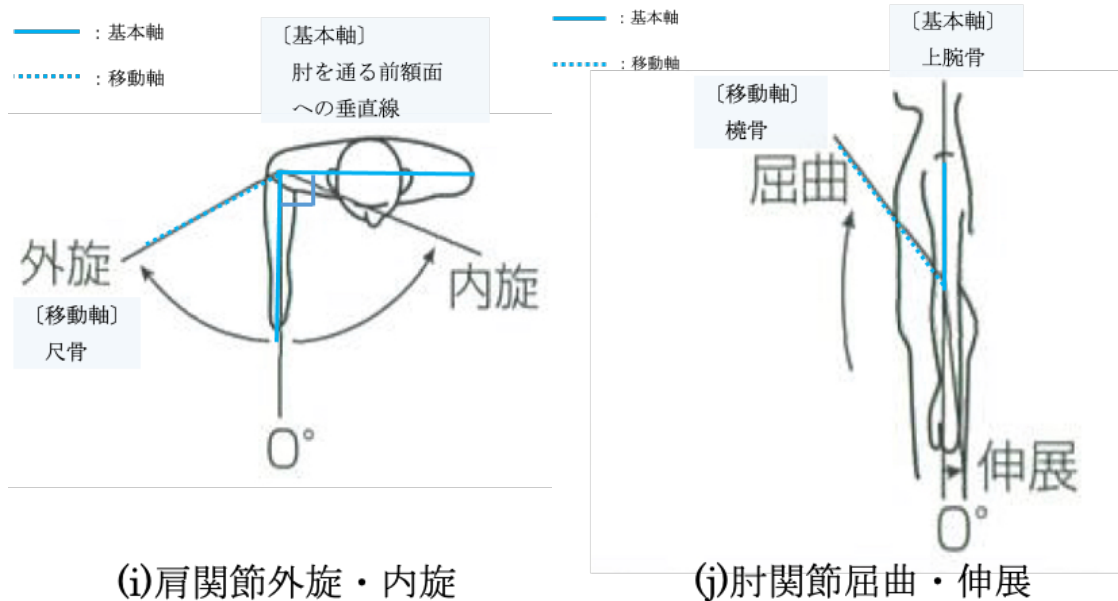


(h) 肩関節外転・内転

(e) 頸部左側屈・右側屈 , (f) 頸部左回旋・右回旋 , (g) 肩関節屈曲・伸展 , (h) 肩関節外転・内転

図 10-2 「関節可動域表示ならびに測定法」の測定方法

日本整形外科学会・日本リハビリテーション医学会制定 (1995年)



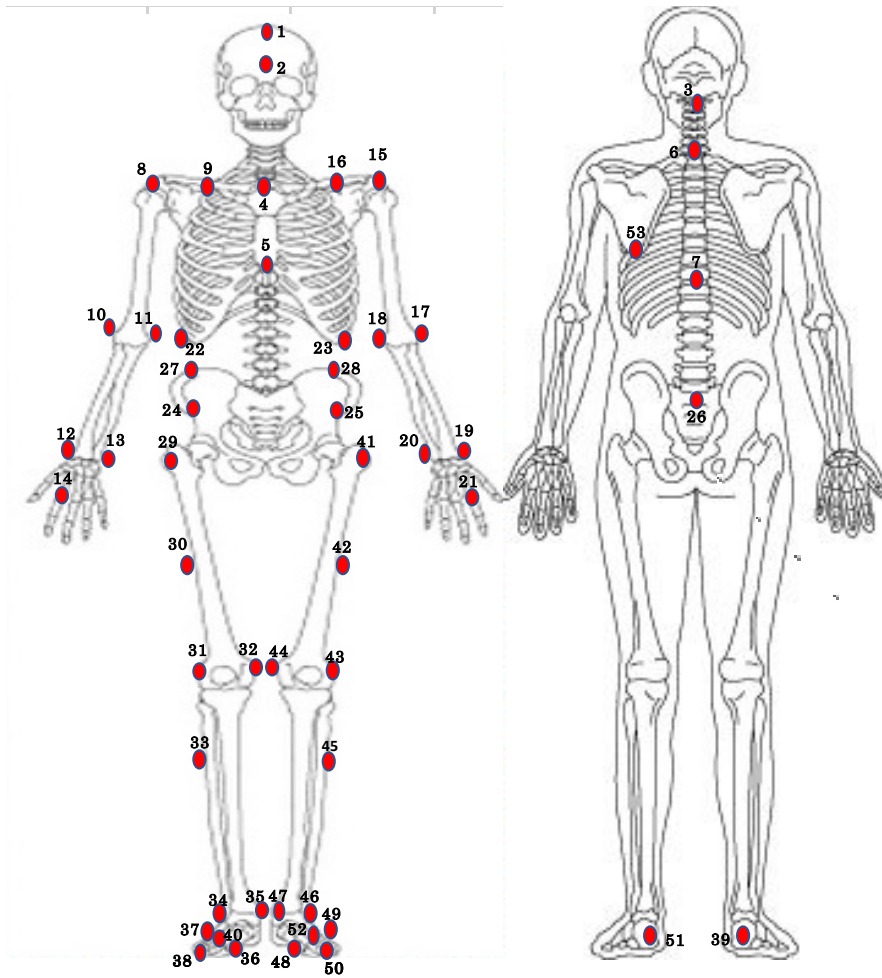
(i) 肩関節外旋・内旋 , (j) 肘関節屈曲・伸展

図 10-3 「関節可動域表示ならびに測定法」の測定方法

日本整形外科学会・日本リハビリテーション医学会制定 (1995 年)

3. 測定装置

動作解析はキャプチャーカメラ 12 台で構成される 3 次元動作解析システム MAC-3D System (Motion Analysis 社製) 及び床反力計 (Kistler 社製) を用いた。カメラのサンプリング周波数は 200Hz とし, 解析ソフトウェアには Cortex7 (Motion Analysis 社製) を用いた。赤外線反射マーカを身体の 53 か所 (図 11) に貼付し, 静止立位時のマーカ位置情報を記録し, その後起き上がり動作の妨げになる身体背面の 6 つのマーカ (6. 第 7 頸椎棘突起, 7. 第 10 胸椎棘突起, 26. 仙骨上部, 39. 右踵骨隆起, 51. 左踵骨隆起 53. 右肩甲骨下角) を取りはずし, 残りの 47 のマーカについて起き上がり動作中のマーカ位置情報を記録した。取り外した 6 つのマーカは大谷ら⁴⁷⁾の方法に準じて, 静止立位時のリンクモデルから, その位置を再現して解析した。



- | | | |
|-------------|------------|------------|
| 1 頭頂部 | 19 左橈骨茎状突起 | 37 右第5中足骨頭 |
| 2 前頭部 | 20 左尺骨茎状突起 | 38 右第2末節骨 |
| 3 外後頭隆起 | 21 右第2中手骨頭 | ※39 右踵骨隆起 |
| 4 胸骨上縁 | 22 右肋骨下部 | 40 右第2中足骨頭 |
| 5 胸骨剣状突起 | 23 左肋骨下部 | 41 左大転子 |
| ※6 第7頸椎棘突起 | 24 右上前腸骨棘 | 42 左大腿外側 |
| ※7 第10胸椎棘突起 | 25 左上前腸骨棘 | 43 左大腿骨外側顆 |
| 8 右肩峰 | ※26 仙骨上 | 44 左大腿骨内側顆 |
| 9 右鎖骨中央 | 27 右腸骨稜頂点 | 45 左下腿外側 |
| 10 右上腕骨外側上顆 | 28 左腸骨稜頂点 | 46 左腓骨外果 |
| 11 右上腕骨内側上顆 | 29 右大転子 | 47 左脛骨内果 |
| 12 右橈骨茎状突起 | 30 右大腿外側 | 48 左第1中足骨頭 |
| 13 右尺骨茎状突起 | 31 右大腿骨外側顆 | 49 左第5中足骨頭 |
| 14 右第2中手骨頭 | 32 右大腿骨内側顆 | 50 左第2末節骨 |
| 15 左肩峰 | 33 右下腿外側 | ※51 左踵骨隆起 |
| 16 左鎖骨中央 | 34 右腓骨外果 | 52 左第2中足骨頭 |
| 17 左上腕骨外側上顆 | 35 右脛骨内果 | ※53 右肩甲骨下角 |
| 18 左上腕骨内側上顆 | 36 右第1中足骨頭 | |

図 11 マーカ貼付位置

※のマーカは課題動作時外し、静止立位時のリンクモデルから位置を再現して解析した。

4. 測定項目

- ①各関節角度最大角度
- ②各関節角度最大角度に到達する時間 (%)
- ③支持側上肢の床反力最大値
- ④支持側上肢の床反力最大値に到達する時間 (%)
- ⑤身体重心移動距離

5. データ解析方法

測定したマーカ軌跡のノイズキャンセルのために、遮断周波数 6Hz で Butterworth filter を用いて low-pass filter 処理を行った。動作の開始・終了は計測より得られた 3D 画像を目視で確認し設定した。各関節角度は、起き上がり動作開始 (0%) は左上肢が動き出した時間 (%), 動作終了 (100%) は端座位となり両肩峰が静止した時間 (%) として正規化した上で、各座標系の X 軸・Y 軸・Z 軸における回旋角度をオイラー角として算出した。回転順は, XYZ の順とし, 座標系は Heren Hayes Marker set に準じて頭頸部, 体幹部, 骨盤部, 左右上腕部, 左右前腕部, 左右大腿部, 左右下腿部の各セグメント座標系を定義した。

頭頸部座標系は, 両肩峰を結んだ線の中点を原点とし, 原点から頭頂に向かう線を Z 軸, Z 軸から前頭部への垂直線を Y 軸, その Z 軸と Y 軸から作られる ZY 平面からの垂直線を X 軸として設定した。体幹部座標系は, 両上前腸骨棘の中点と仙骨上部を結ぶ線の前 40% の位置を原点とし, 原点から両肩峰の中点へ向かう線を Z 軸, Z 軸から右肩峰への垂直線を X 軸, その Z 軸と X 軸から作られる ZX 平面からの垂直線を Y 軸として設定した。骨盤部座標系は, 両上前腸骨棘の中点と仙骨上部を結ぶ線の前 40% の位置を原点とし, 原点から両大転子の中点へ向かう線を Z 軸, Z 軸から仙骨上部への垂直線を Y 軸, その Z 軸と Y 軸から作られる ZY 平面からの垂直線を X 軸として設定した。右 (左) 大腿部座標系は, 両上前腸骨棘の中点から右 (左) 上前腸骨棘へ向かう 64% の地点から仙骨へ向かう 44% の地点から垂直下方に 68% の地点を原点とし, 原点から右 (左) 大腿骨外側上顆と大腿骨内側上顆の中点へ向かう軸を Z 軸, Z 軸から右 (左) 外側上顆への垂直線を X 軸, その Z 軸と X 軸から作られる ZX 平面からの垂直線を Y 軸として設定した。下腿部座標系は, 右 (左) 大腿骨外側上顆と大腿骨内側上顆の中点を原点とし, 原点から右 (左) 腓骨外果と脛骨内果の中点へ向かう線を Z 軸, Z 軸から右 (左) 外果への垂直線を X 軸, ZX 平面からの垂直線を Y 軸として設定した。上腕部座標系は, 原点を右 (左) 肩峰とし, 原点から上腕骨外側上顆と内側上顆の中点へ向かう線を Z 軸, Z 軸から右 (左) 肩峰への垂直線を X 軸, ZX 平面からの垂直線を Y 軸として設定した。前腕部座標系は, 右 (左) 上腕骨外側上顆と内側上顆の中点を原点とし, 原点から右 (左) 橈骨茎状突起と尺骨茎状突起の中点へ向かう線を Z 軸, Z 軸から外側上顆への垂直線を X 軸, ZX 平面からの垂直線を Y 軸として設定した。

支持側上肢の床反力は、正規化した上で算出した。背臥位になった際の左右方向を側方分力とし、右側から左側へ向かう分力を (+)，逆を (-) とした。同様に頭側から尾側方向への分力を前後分力とし、尾側から頭側へ向かう分力を (+)，逆を (-) とした。端座位となった際の頭尾側への分力を垂直分力とし、上方への分力を (+) とした。研究対象者の体重に対する実測値の割合を採用した。身体重心移動距離は、位置情報の移動距離の総和として算出した。背臥位になった際の左右方向を X 軸とし、右方向を (+) 方向とした。背臥位になった際の頭尾方向を Y 軸とし、尾側方向を (+) 方向とした。端座位となった際の頭尾方向を Z 軸とし、頭側方向を (+) 方向とした (図 12)。

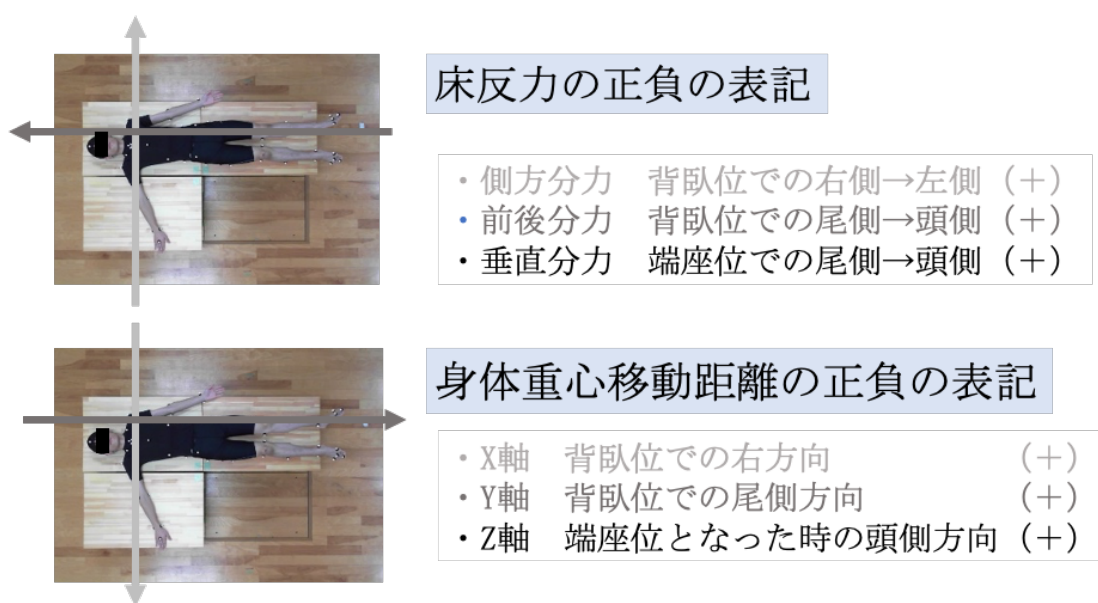


図 12 床反力および身体重心移動距離の正負の表記方法

上記の 5 項目に関する肩関節外転角度 3 条件での統計学的比較は、以下の通りである。それぞれの群で Shapiro-Wilk 検定を行い、正規分布していることを確認し、等分散している場合は one way ANOVA，等分散していない場合は，Welch の一元配置分散分析，多重比較には Tukey-Kramer 法，等分散していない場合は Games-Howell 法を用いた。正規分布していない場合は，Kruskal-Wallis 検定を行い，多重比較には stll-dwass 法を用いた。統計学的解析には，R2.8.1 を用い，有意水準は 5% とした。

【結果】

1. 各関節最大角度 (表 3・図 13・図 14)

肩関節と肘関節の最大角度は肩関節外転 30°位，60°位，90°位の順に，右肩関節屈曲は 27.6±5.8°，46.8±7.2°，67.7±17.8°で全てに有意差があった (P<0.01)。右肩関節外転

は $37.2 \pm 6.5^\circ$, $56.6 \pm 4.7^\circ$, $77.1 \pm 2.6^\circ$ で全てに有意差があった ($P < 0.01$)。右肩関節内旋は $3.2 \pm 2.5^\circ$, $10.0 \pm 4.3^\circ$, $23.5 \pm 9.9^\circ$ で全てに有意差があった ($P < 0.01$)。右肘関節屈曲は $70.1 \pm 9.0^\circ$, $65.2 \pm 11.4^\circ$, $54.0 \pm 11.8^\circ$ で 30° 位と 90° 位および 60° 位と 90° 位で有意差があった ($P < 0.01$, $P < 0.05$)。右肘関節伸展は, $-29.4 \pm 11.2^\circ$, $-22.8 \pm 7.7^\circ$, $-20.8 \pm 6.1^\circ$ で 30° 位と 90° 位で有意差があった ($P < 0.05$)。それ以外の関節には, 有意差はなかった。

2. 各関節最大角度に到達する時間 (%) (表 3・図 12・図 13)

最大角度に到達する時間 (%) は肩関節外転 30° 位, 60° 位, 90° 位の順に, 右肩関節屈曲は $62.3 \pm 10.9\%$, $56.1 \pm 11.9\%$, $42.0 \pm 14.9\%$ で 30° 位と 90° 位 ($P < 0.01$), 60° 位と 90° 位 ($P < 0.05$) で有意差があった。右肩関節外転は, $47.8 \pm 4.6\%$, $36.5 \pm 16.8\%$, $17.8 \pm 15.5\%$ で全てに有意差があった ($P < 0.01$)。また肘関節伸展は, $63.9 \pm 6.0\%$, $60.7 \pm 3.4\%$, $56.8 \pm 6.0\%$ で 30° 位と 90° 位で有意差があった ($P < 0.01$)。それ以外の関節には, 有意差はなかった。

表3 各関節最大角度と最大角度に到達する時間 (%)

	体屈曲 最大角度(°)	体右側屈 最大角度(°)	体右回旋 最大角度(°)	体左回旋 最大角度(°)
肩関節外転30°位	17.3±6.5	8.4±3.9	22.4±14.3	17.2±7.1
肩関節外転60°位	16.0±6.1	6.8±3.8	26.9±14.0	17.9±8.6
肩関節外転90°位	15.5±6.1	7.6±4.4	32.1±12.5	14.8±5.1
	時間(%)	時間(%)	時間(%)	時間(%)
肩関節外転30°位	52.6±12.5	43.5±9.0	31.3±9.7	52.6±12.5
肩関節外転60°位	55.5±12.9	45.3±12.8	31.4±5.2	55.5±12.9
肩関節外転90°位	61.5±18.6	48.5±12.0	31.3±5.6	61.5±18.6

	頭頸屈曲 最大角度(°)	頭頸左側屈 最大角度(°)	頭頸右回旋 最大角度(°)
肩関節外転30°位	47.0±12.0	15.2±9.7	21.7±10.3
肩関節外転60°位	45.1±11.2	15.0±10.3	20.1±11.0
肩関節外転90°位	44.2±12.2	16.6±11.0	19.3±9.8
	時間(%)	時間(%)	時間(%)
肩関節外転30°位	36.4±6.9	48.8±4.1	48.5±20.6
肩関節外転60°位	36.5±5.0	51.3±7.7	54.4±21.5
肩関節外転90°位	36.7±4.6	52.9±6.0	41.7±15.7

	右肩屈曲 最大角度(°)	右肩外転 最大角度(°)	右肩内旋 最大角度(°)	右肘屈曲 最大角度(°)	右肘伸展 最大角度(°)
肩関節外転30°位	27.6±5.8]†	37.2±6.5]†	3.2±2.5]†	70.1±9.0]†	-29.4±11.2]*
肩関節外転60°位	46.8±7.2]†	56.6±4.7]†	10.0±4.3]†	65.2±11.4]†	-22.8±7.7]*
肩関節外転90°位	67.7±17.8]†	77.1±2.6]†	23.5±9.9]†	54.0±11.8]†	-20.8±6.1]*
	時間(%)	時間(%)	時間(%)	時間(%)	時間(%)
肩関節外転30°位	62.3±10.9]†	47.8±4.6]†	43.3±14.6	45.5±4.1	63.9±6.0]†
肩関節外転60°位	56.1±11.9]*	36.5±16.8]†	42.8±12.3	45.5±4.1	60.7±3.4]†
肩関節外転90°位	42.0±14.9]*	17.8±15.5]†	46.9±11.1	41.7±4.9	56.8±6.0]†

	左肩屈曲 最大角度(°)	左肩内旋 最大角度(°)	左肩内転 最大角度(°)	左肘屈曲 最大角度(°)
肩関節外転30°位	43.4±11.8	8.2±3.3	18.7±5.1	66.5±20.5
肩関節外転60°位	44.3±13.5	9.7±3.0	17.5±7.2	69.7±18.3
肩関節外転90°位	43.3±12.6	9.5±3.0	15.2±7.8	74.1±21.5
	時間(%)	時間(%)	時間(%)	時間(%)
肩関節外転30°位	38.5±8.1	31.9±3.5	32.3±5.5	63.3±9.4
肩関節外転60°位	38.8±8.6	34.3±3.9	33.4±6.5	63.3±8.0
肩関節外転90°位	35.6±8.2	35.7±6.1	32.4±8.2	61.8±8.1

平均±標準偏差 * : p<0.05 † : p<0.01

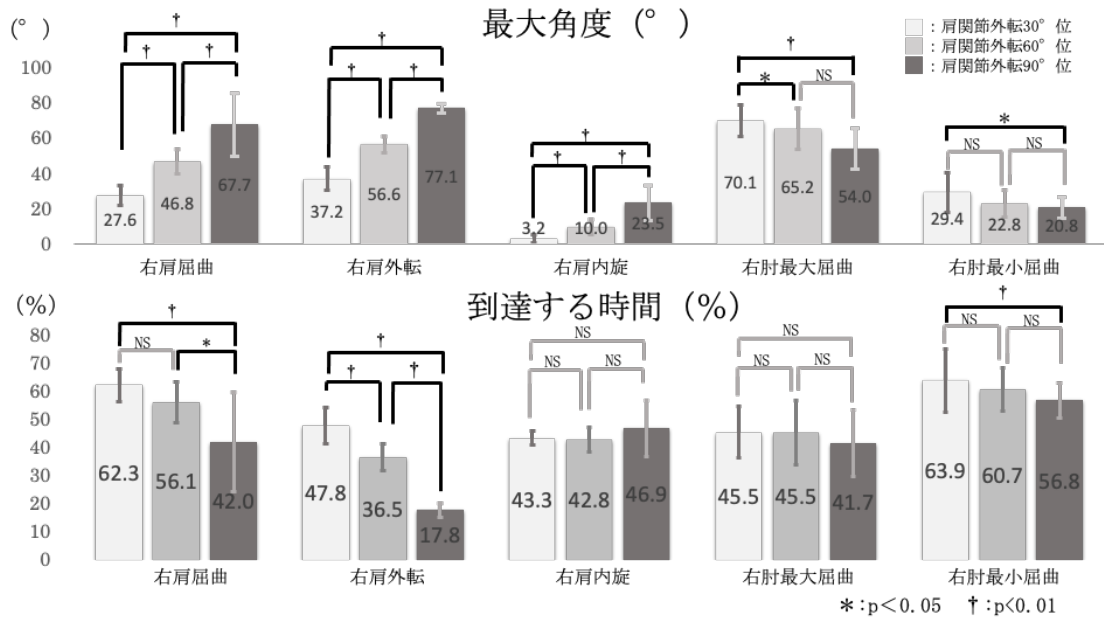
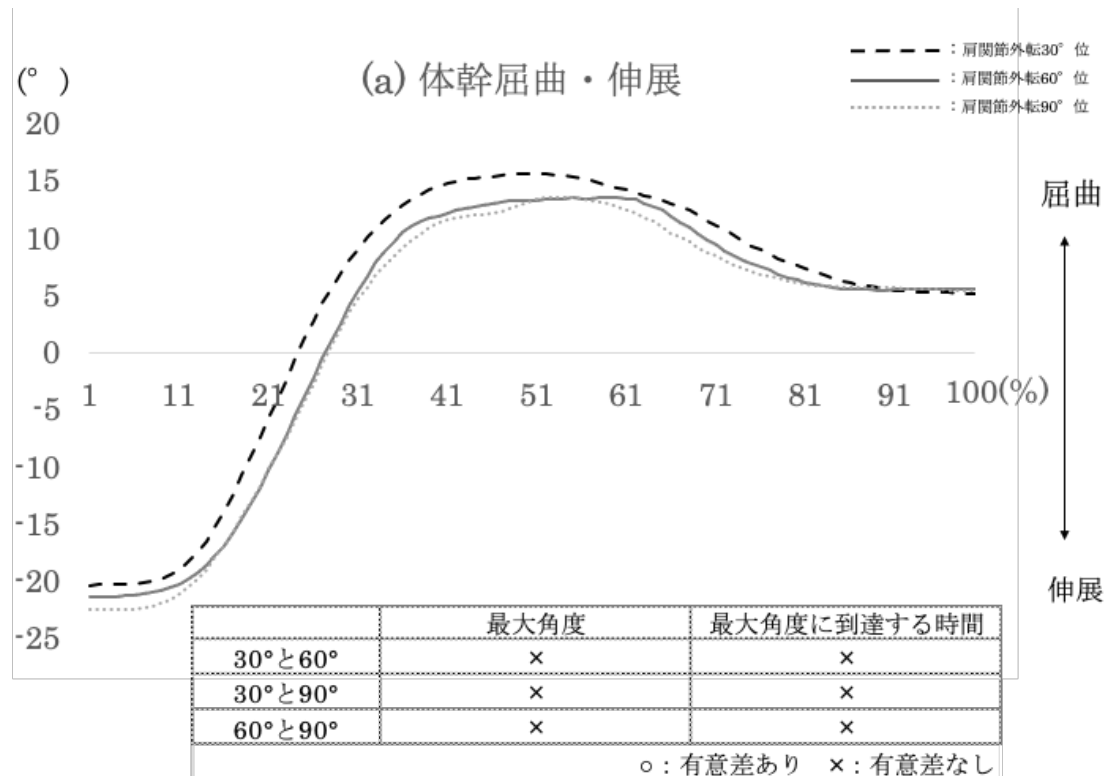
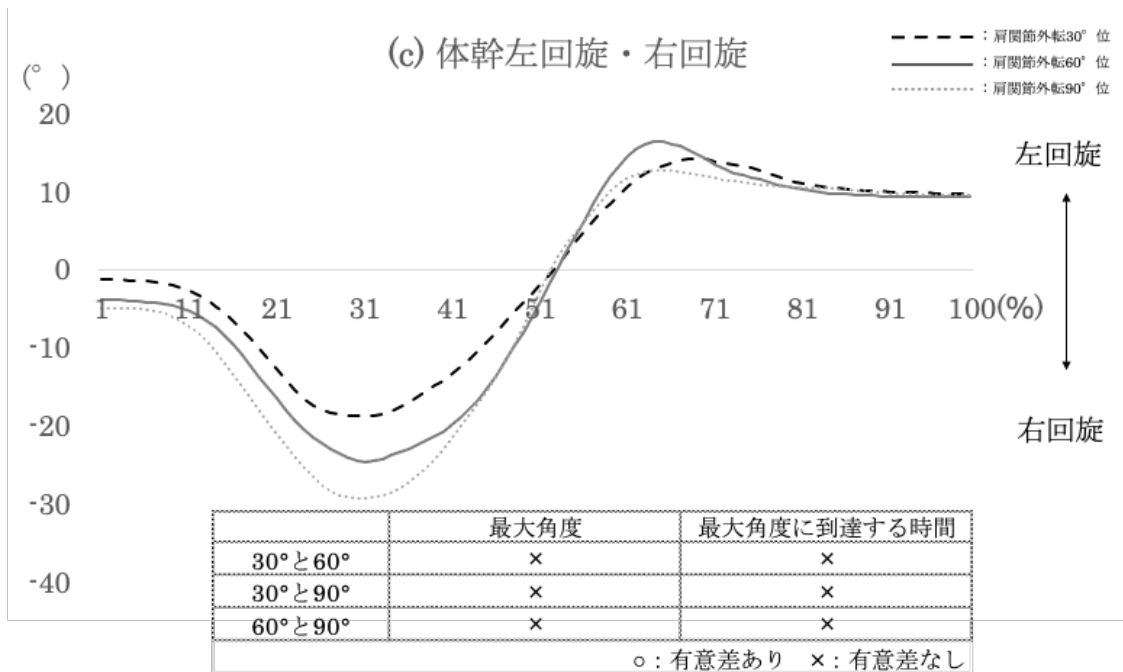
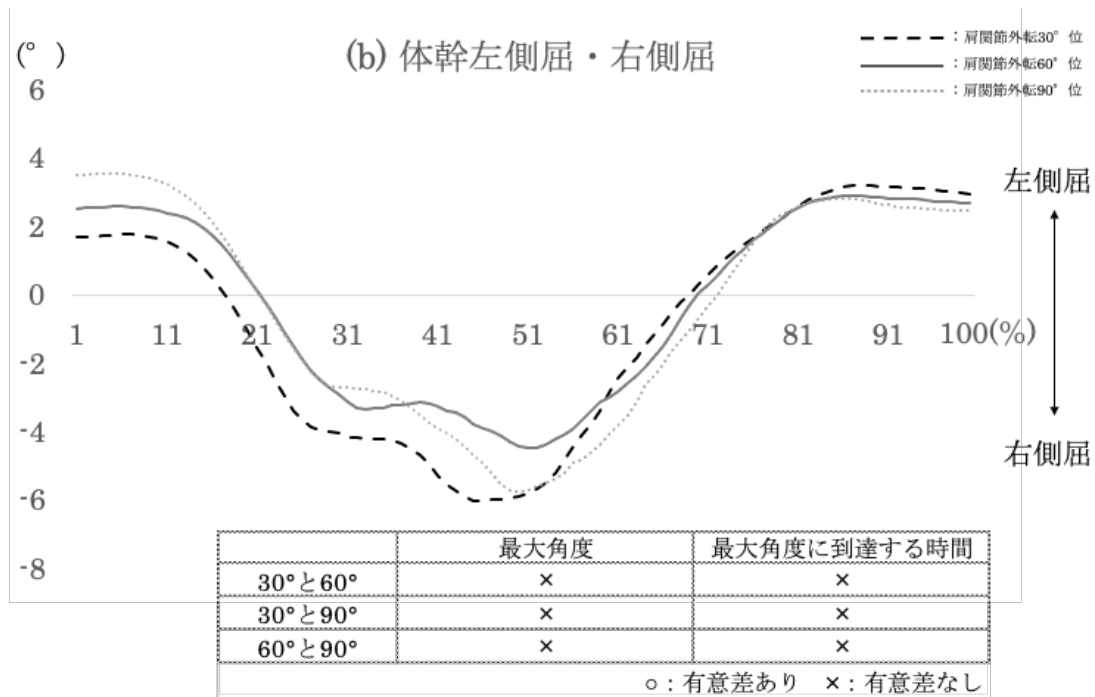


図 13 各関節最大角度と最大角度に到達する時間 (%) で有意差がみられた運動方向



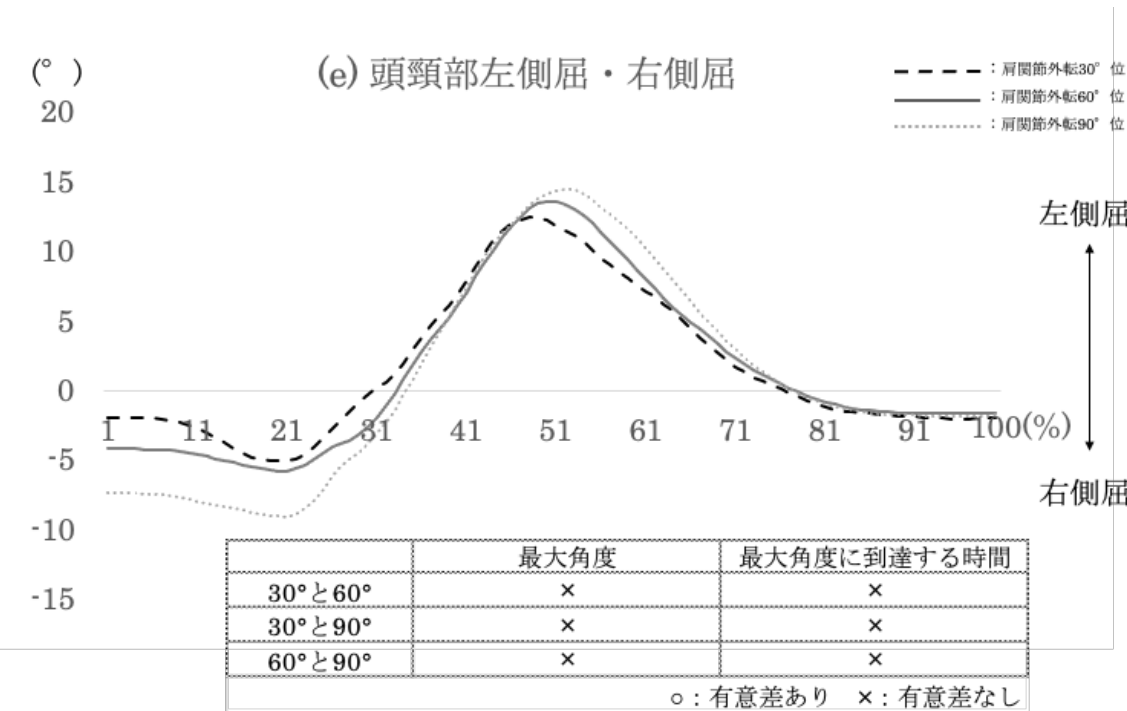
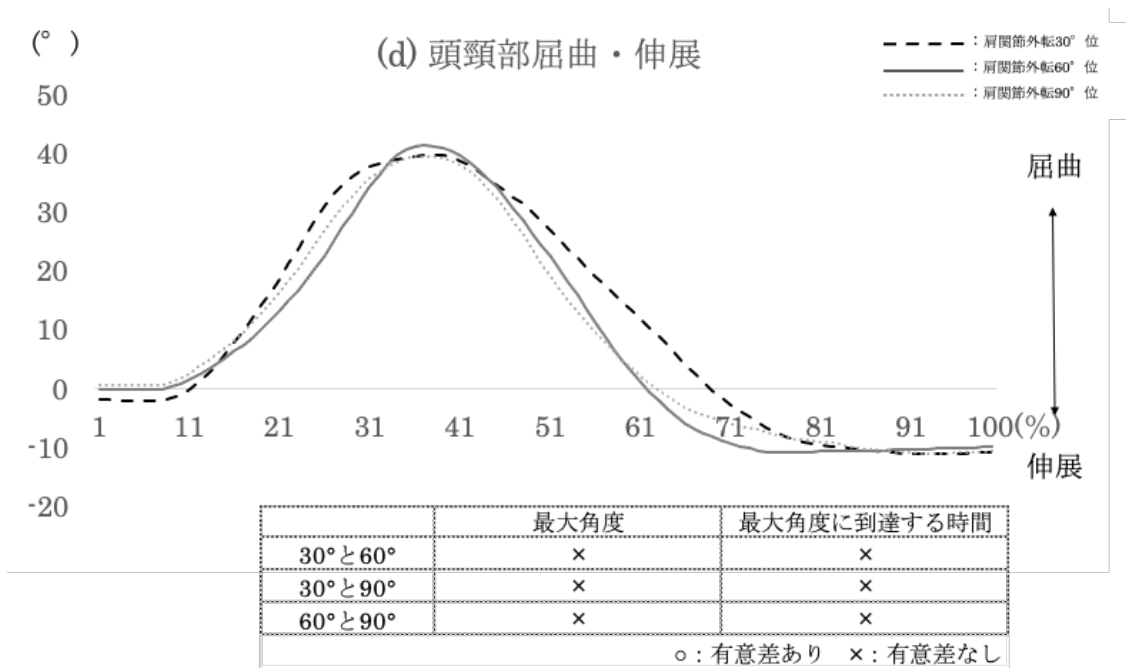
(a) 体幹屈曲・伸展

図 14-1 各関節角度の推移



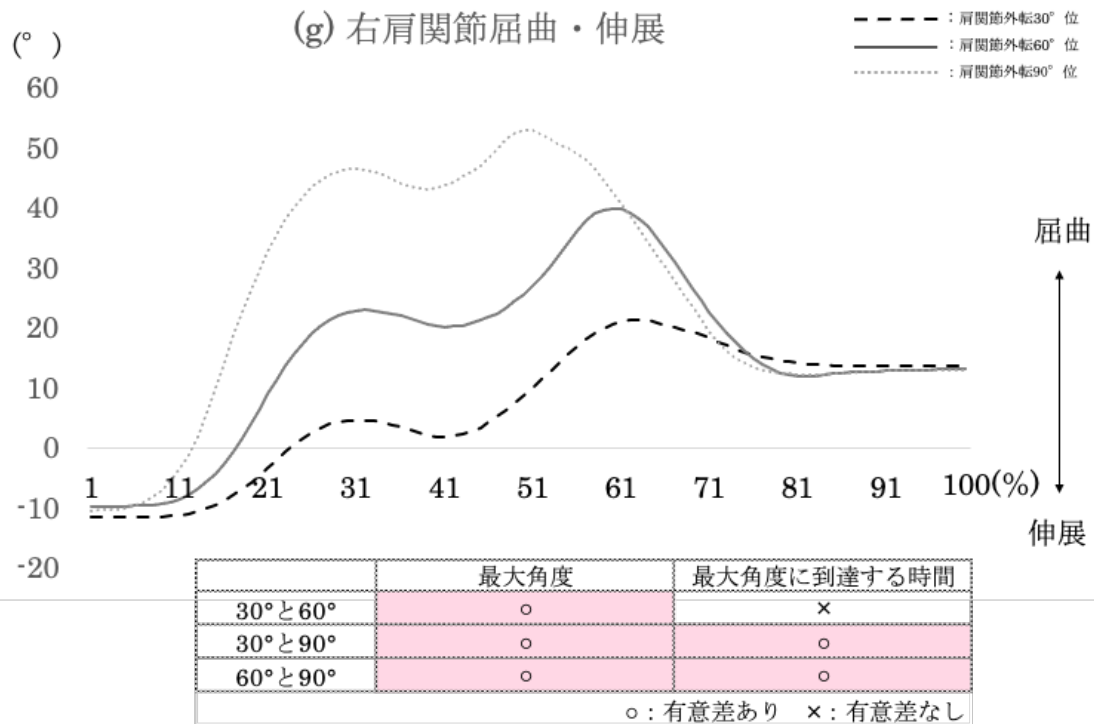
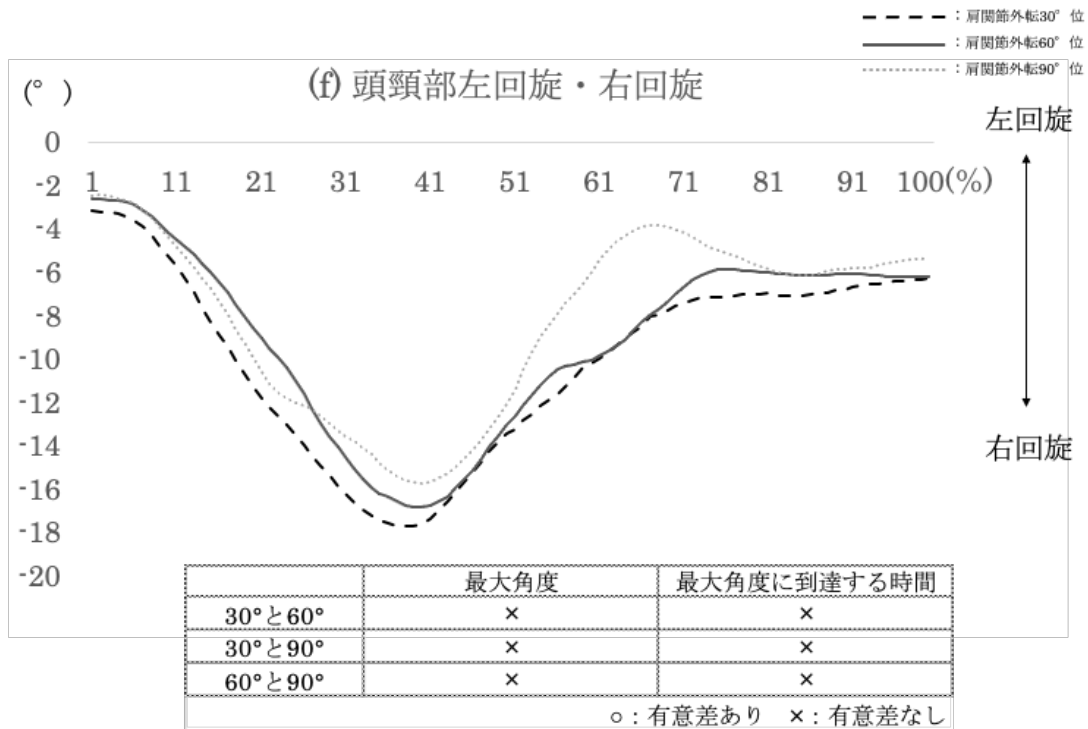
(b) 体幹左側屈・右側屈 , (c) 体幹左回旋・右回旋

図 14-2 各関節角度の推移



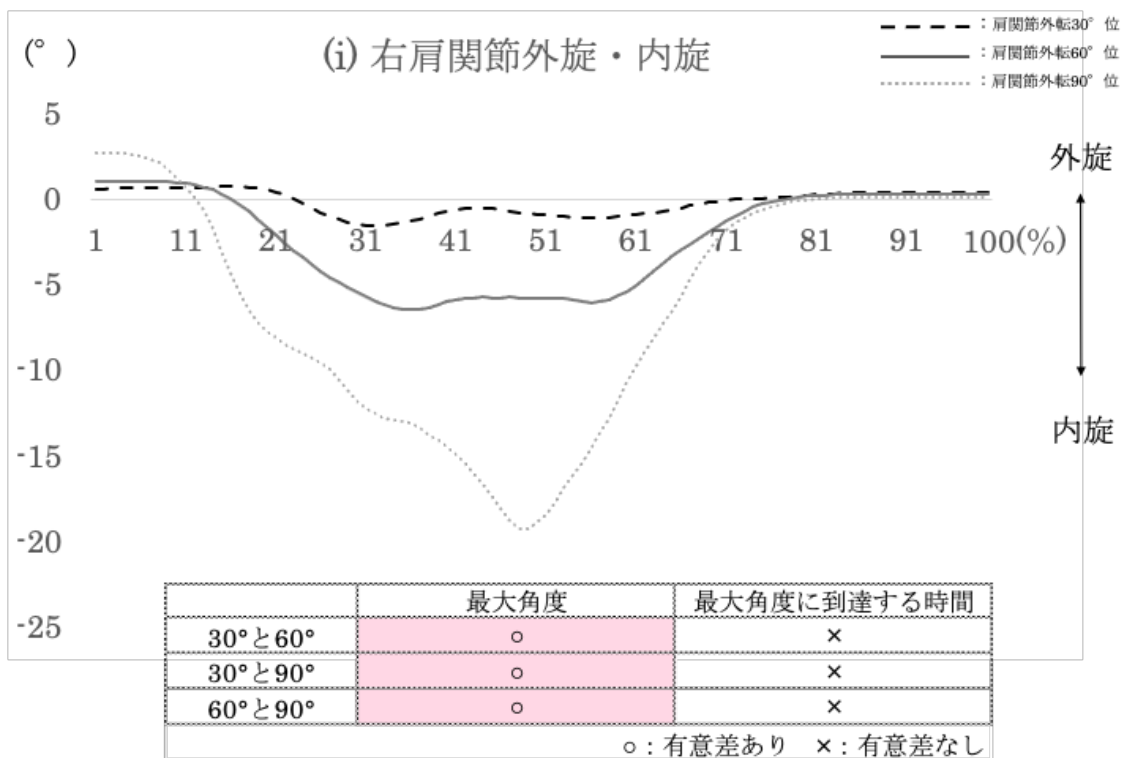
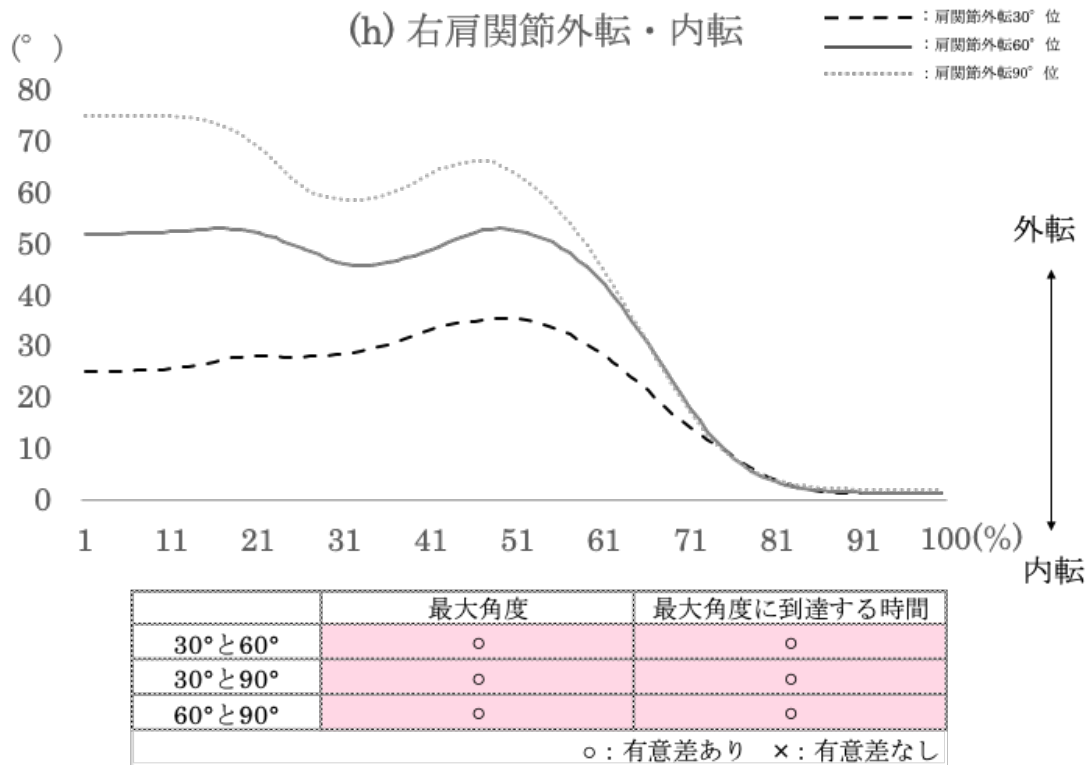
(d) 頭頸部屈曲・伸展，(e) 頭頸部左側屈・右側屈

図 14-3 各関節角度の推移



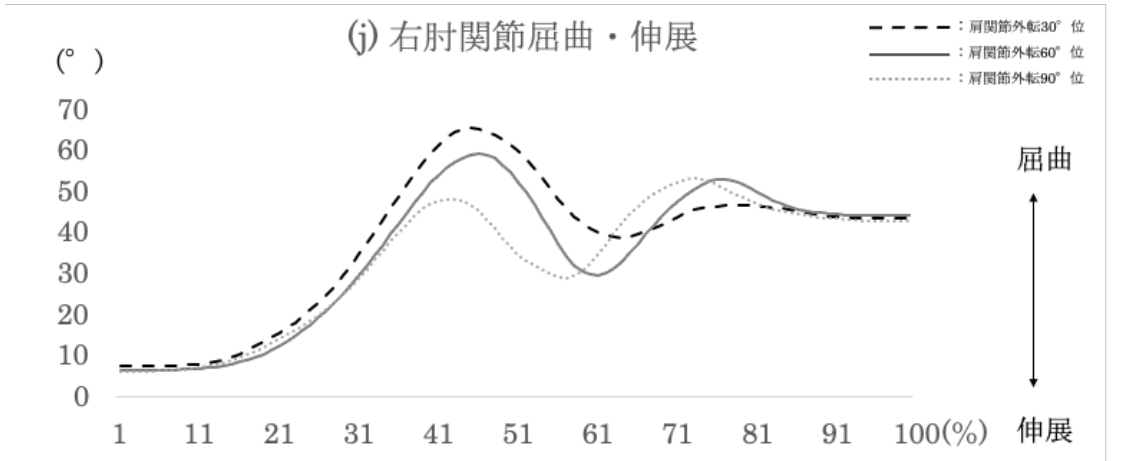
(f) 頭頸部左回旋・右回旋 , (g) 右肩関節屈曲・伸展

図 14-4 各関節角度の推移



(h) 右肩関節外転・内転 , (i) 右肩関節外旋・内旋

図 14-5 各関節角度の推移

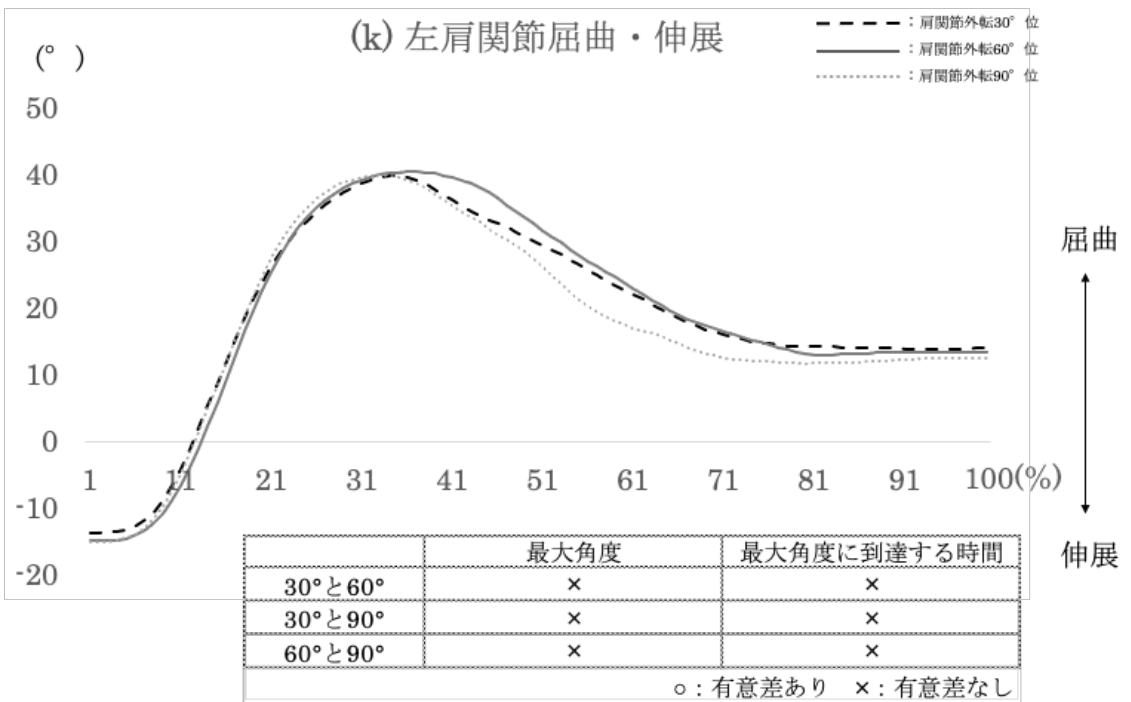


右肘関節屈曲		
	最大角度	最大角度に到達する時間
30°と60°	×	×
30°と90°	○	×
60°と90°	○	×

○: 有意差あり ×: 有意差なし

右肘関節伸展		
	最大角度	最大角度に到達する時間
30°と60°	×	×
30°と90°	○	○
60°と90°	×	×

○: 有意差あり ×: 有意差なし

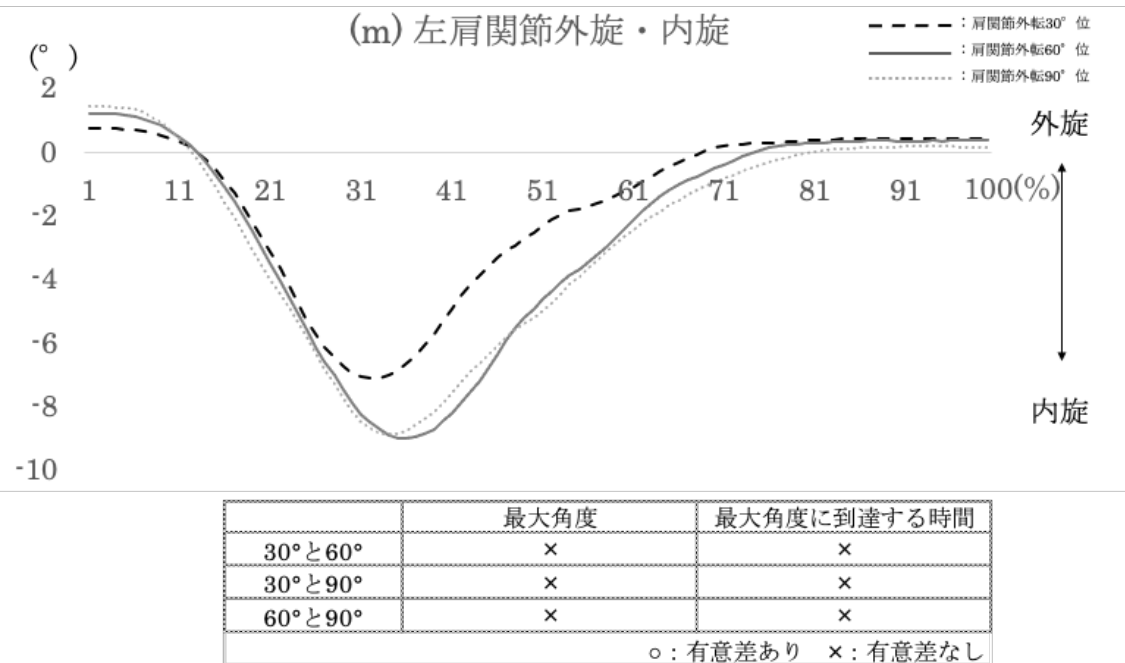
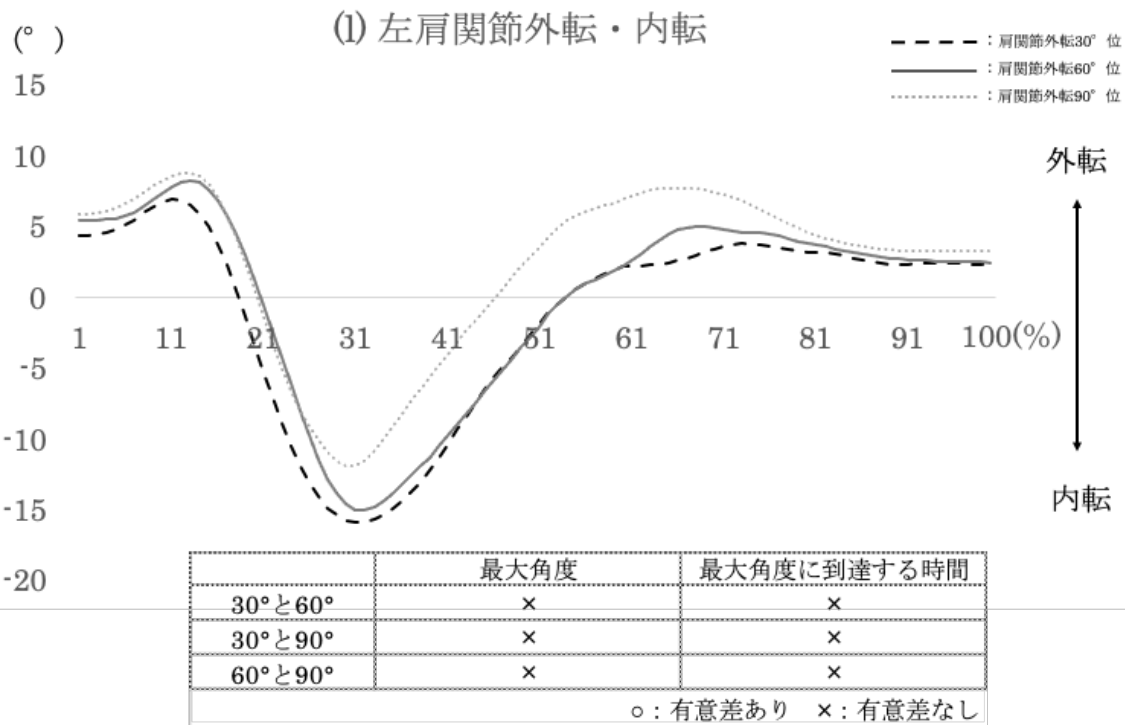


	最大角度	最大角度に到達する時間
30°と60°	×	×
30°と90°	×	×
60°と90°	×	×

○: 有意差あり ×: 有意差なし

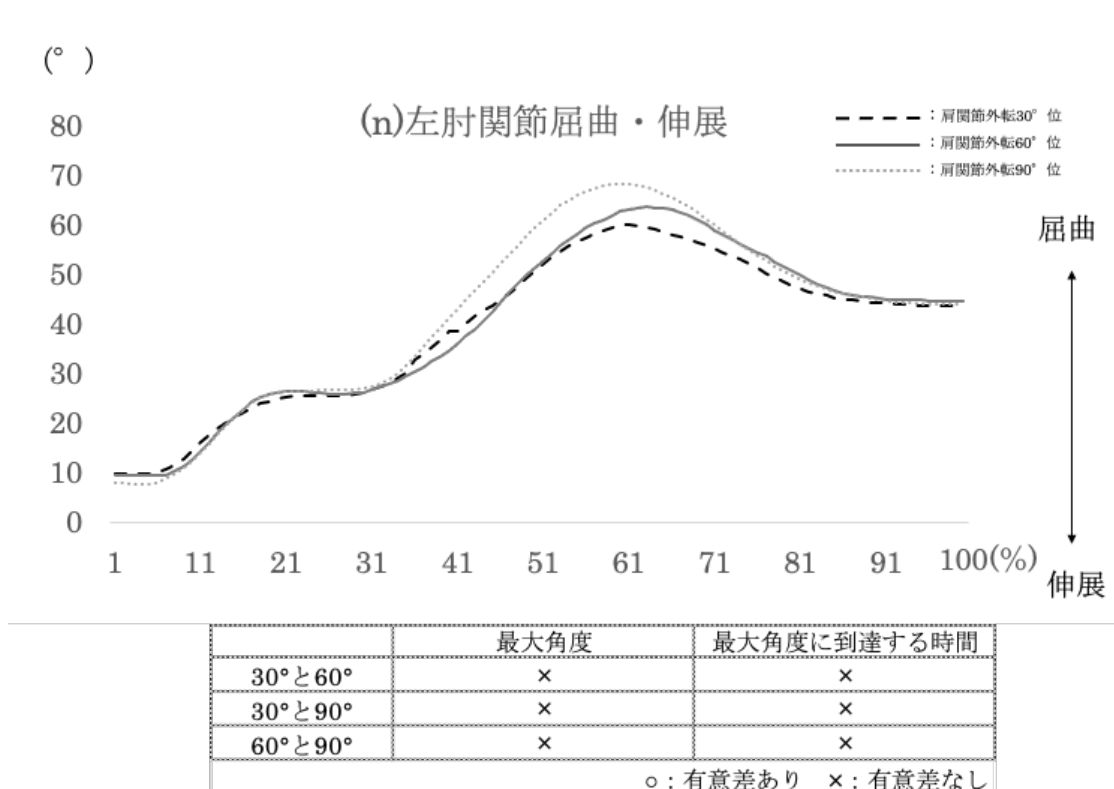
(j) 右肘関節屈曲・伸展 , (k) 左肩関節屈曲・伸展

図 14-6 各関節角度の推移



(l) 左肩関節外転・内転, (m) 左肩関節外旋・内旋

図 14-7 各関節角度の推移



(n) 左肘関節屈曲・伸展

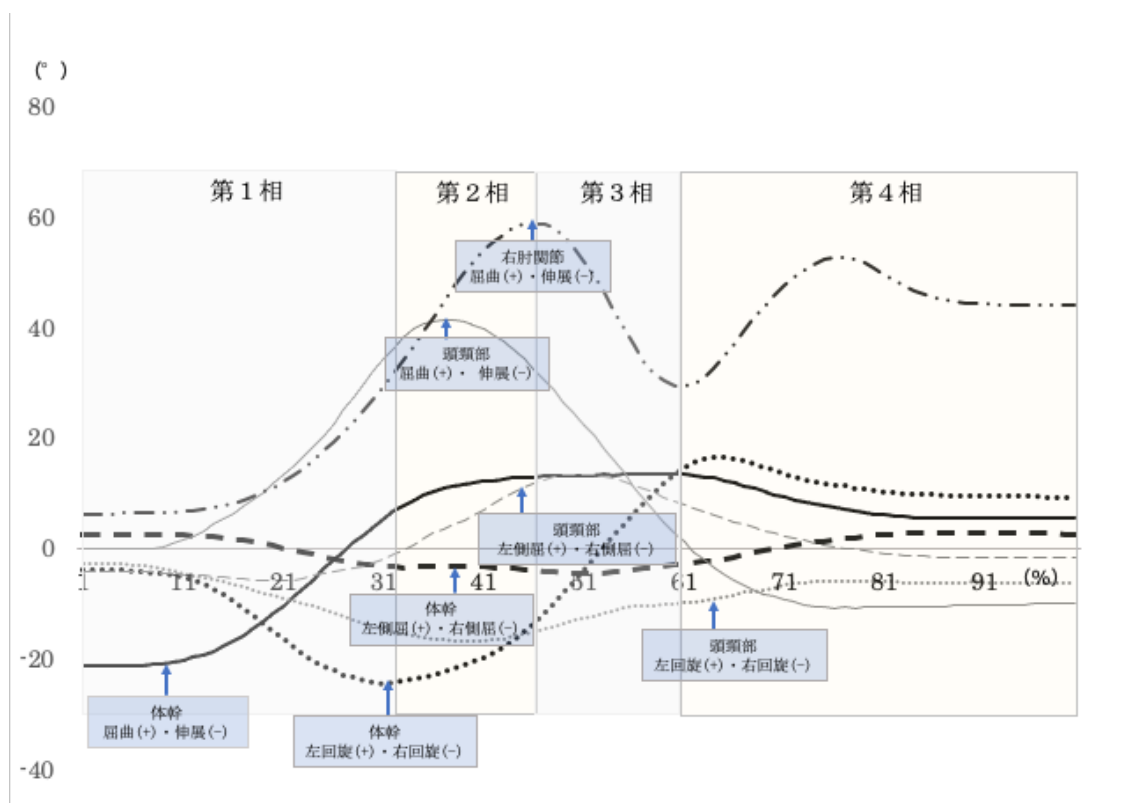
図 14-8 各関節角度の推移

3. 片肘立ち位経由の起き上がり動作の特徴 (図 15)

図 15 は、肩関節外転 60°位を開始肢位とした時の右肘関節屈曲と体幹・頭頸部の屈曲，側屈，回旋の平均関節角度の推移を示している．端座位への起き上がり動作を 4 相に分けることでその特徴を明確に捉えることが出来た．第 1 相は動作開始から体幹の右回旋が最大になる時間 (%) までで，右肩関節を回転軸とし側方へ身体重心が移動する区間である．区域は 1～31.4% で，体幹は 21.3° 伸展した位置から屈曲・右側屈・右回旋方向へ，頭頸部は屈曲・右回旋方向へ，区域 10% 前後より大きく動き始め，31.4% で体幹の右回旋角度が最大となる．第 2 相は，片肘立ち位が完成する (右肘関節が最大屈曲位を示した) 時間 (%) までで，右肘関節を回転軸として身体重心が移動する区間である．区域は 31.5～45.5% で，体幹は屈曲・右側屈を続けながら，左回旋方向へ動き始め，区域 45.3% で右側屈が最大となる．頭頸部は，引き続き屈曲・右回旋しながら，左側屈方向へ動き始め，区域 36.5% で屈曲最大となり，その後伸展方向へ動き始める．第 3 相は，右肘関節が最大伸展位を示した時間 (%) までで，上方へ身体重心が移動し，右上肢支持が終了するまでの区間である．区域は 45.6～60.7% で，体幹は引き続き屈曲・左側屈・左回旋方向へ動き，区域 55.5% で体幹屈曲，左回旋が最大となり，その後左側屈を続けながら伸展・右回旋方向へ動き始める．頭頸部は引き続き伸展・左側屈・

右回旋方向へ動き、51.3%で左側屈が、54.4%で右回旋がそれぞれ最大となる。その後伸展を続けながら右側屈・左回旋へ動き始める。第4相は、右上肢の支持がなくなり、殿部、足底に身体重心を移し、端座位が完成するまでの区間である。区域は60.7～100.0%で、緩やかに体幹は伸展・左側屈・右回旋方向へ、頭頸部は伸展・右側屈・左回旋方向へ動き端座位が完成する。

肩関節外転60°位の関節角度の推移を示したが、開始肢位の違いによる関節の最大角度、到達する時間(%)に関しては、右上肢を除いた他の関節では有意差がなく、30°位、90°位も類似した推移を示した。



第1相：動作開始(1%)から体幹右回旋が最大になる時間(31.4%)
 第2相：第1相の終わりから右肘関節屈曲が最大になる時間(45.5%)・・・※片肘立ち位完成
 第3相：第2相の終わりから右肘関節伸展が最大になる時間(60.7%)
 第4相：第3相の終わりから端座位完成(100%)

図 15 肩関節外転 60°位を開始肢位とした体幹・頭頸部の関節角度推移

4. 支持側上肢の床反力最大値(体重比)(図 16)

前後分力の最大値は、肩関節外転 30°位、60°位、90°位の順に 2.9±1.5%、2.0±0.7%、1.5±0.8%で 30°位では 90°位と比べ有意に大きかった (P<0.01)。側方分力および垂直分力には、有意差はみられなかった。

5. 支持側上肢の床反力最大値に到達する時間(%) (図 16)

側方分力が最大値に到達するのは、30°位では 43.3±8.2%、60°位では 48.3±4.9%、

90°位では 42.7±7.1% で、60°位は 30°位および 90°位と比べ有意に遅かった (P<0.05)。
前後分力および垂直分力が最大値に到達する時間 (%) には、有意差はみられなかった。

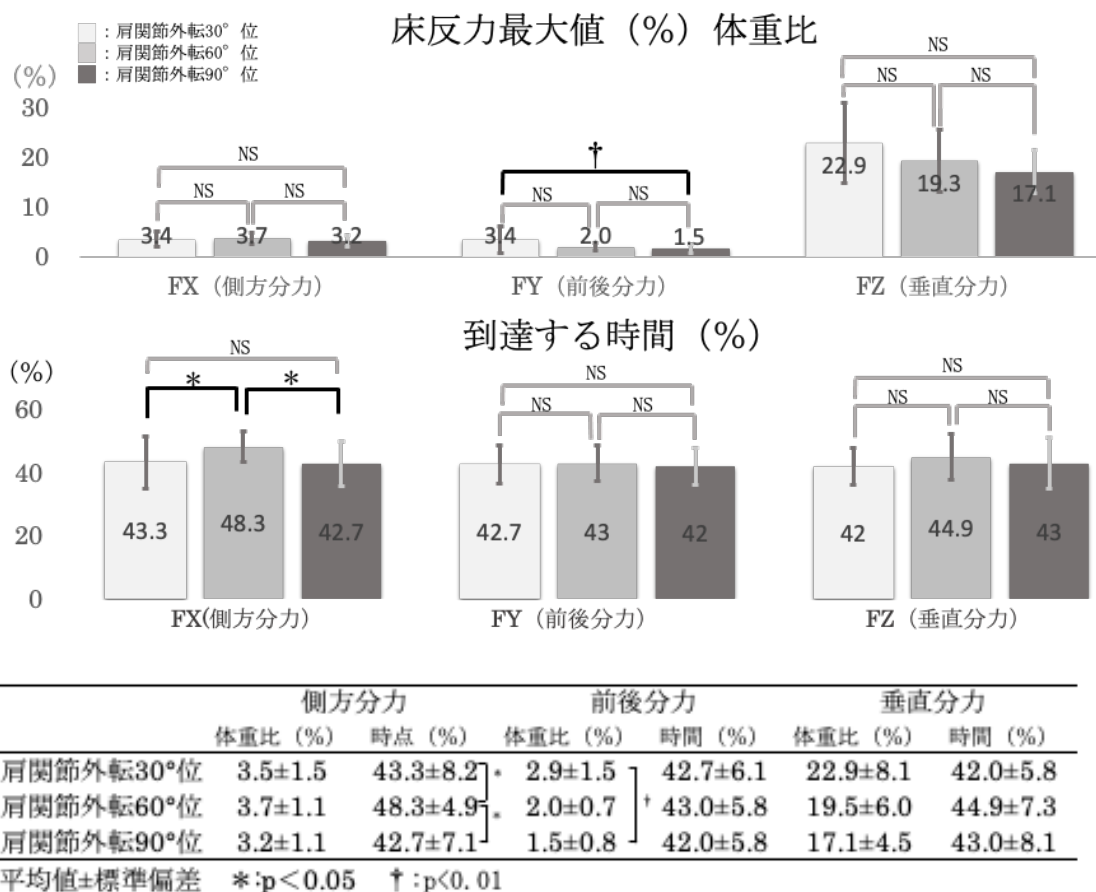
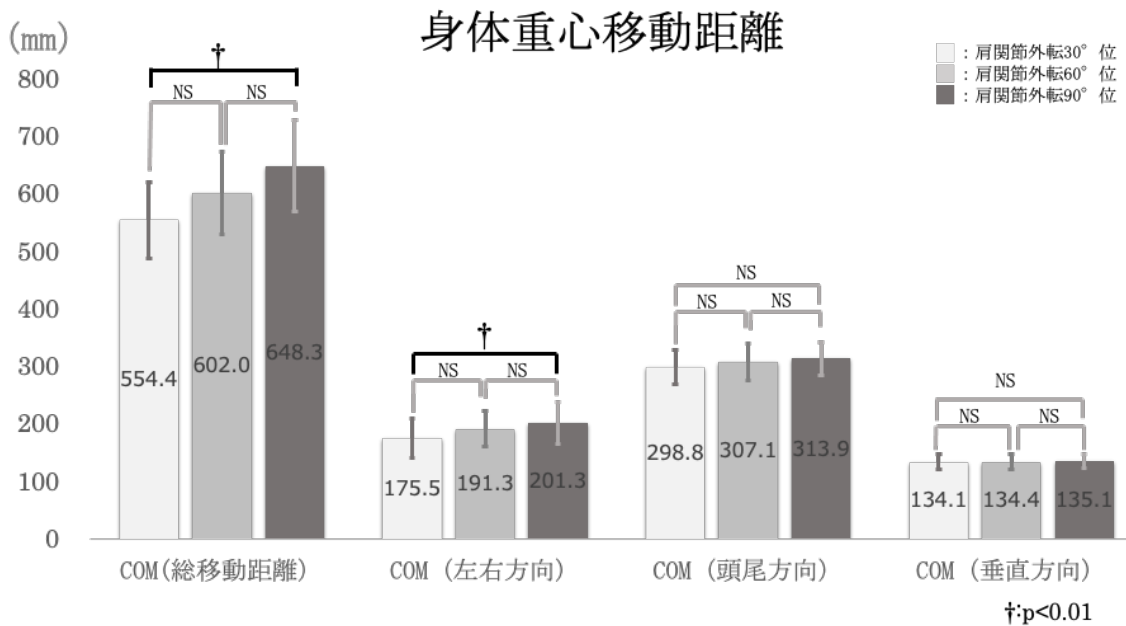


図 16 支持側上肢の床反力最大値と最大値に到達する時間 (%)

6. 身体重心移動距離 (図 17)

身体重心総移動距離は、肩関節外転 30°位、60°位、90°位の順に 554.4±65.7mm、602.0±71.5 mm、648.3±79.8mm で肩関節外転 90°位は 30°と比べ、有意に長かった (P<0.01)。X 軸 (左右方向) での身体重心移動距離は、284.0±56.7 mm、329.4±49.3 mm、375.4±66.6 mm で肩関節外転 90°位は 30°位と比べ、有意に長かった (P<0.01)。Y 軸 (頭尾方向) および Z 軸 (垂直方向) での身体重心移動距離には、有意差はみられなかった。



	総軌跡長 (mm)	左右方向 (mm)	頭尾方向 (mm)	垂直方向 (mm)
肩関節外転30°位	554.4±65.7	284.0±56.7	336.1±35.5	169.7±12.0
肩関節外転60°位	602.0±71.5 †	329.4±49.3 †	352.2±40.5	165.0±10.1
肩関節外転90°位	648.3±79.8	375.4±66.6	369.8±45.0	162.9±11.0
平均±標準偏差	†: p < 0.01			

図 17 身体重心移動距離

【考察】

起き上がり動作は、日常生活活動の中で最も基本的な動作で、座位から立位に至るには必ず存在する動作である。起き上がり動作をバイオメカニクスの観点から解析することは、動作指導や介助方法の考案に際し、有用な情報を得ることにつながる。われわれは高齢者が最も多く選択する PR パターンにおいて、起き上がりに難渋する高齢者・片麻痺患者が肩関節外転角度を大きくして動作を行っていることに着目した。また最も安定し効率的な PR パターンでの起き上がり動作に関するバイオメカニクスの知見を得るため、開始時の肩関節外転角度を 3 条件設定し、3 次元動作解析装置を用い比較した。

各関節最大角度・最大角度に到達する時間 (%) に関して、開始肢位の違いによる頭頸部・体幹・左上肢に有意差はみられなかった。右肩関節内旋角度は、右肩関節外転 90°位、60°位、30°位の順に有意に大きかったが、最大角度に到達する時間 (%) では有意差はみられなかった。肩関節 90°外転した状態で上腕骨を内旋すると、肩甲骨は前傾・外転すると報告がある⁵¹⁾。また肩関節内旋運動は胸椎部の屈曲を誘導し、上半身重心を起き上がり側へ移動させるために重要な要素となる⁵²⁾と述べられている。肩関節外転 90°位では、他の開始肢位と比べ第 2 相で回転軸となる右肘関節が頭側に位置し、また

上半身重心から離れているため、上半身重心の移動距離は長くなることが考えられる。このために肩関節内旋角度を大きくして上半身重心を起き上がり側へ移動させやすくしたと考える。

右肩関節屈曲角度は、90°位、60°位、30°位の順に有意に大きく、最大角度に到達する時間（%）では90°位が30°位・60°位と比べ早かった。また右肘関節伸展角度は90°位が30°位と比べ大きく、最大角度に到達する時間（%）は、90°位が30°位と比べ早かった。図14（j）のグラフの推移をみると最大角度を示した時間（%）から反対方向に動き出して最終肢位に向かっている。これは右上肢以外の最大角度および到達時間（%）に差がないことから、90°位は片肘立ち位から手掌支持位において体側から上肢が遠い位置にあるため、身体重心を上方移動させるために肘関節の伸展角度を大きくする必要があり、体側から離れた位置にある右上肢が他の肢位よりも早めに体幹に引き寄せられた結果ではないかと考えた。このように若年健常者のPRパターンでの起き上がり動作を調節しているのは支持側上肢である可能性が示唆された。

背臥位から長座位までのNRパターンでの起き上がり動作を解析した大谷ら⁴⁷⁾の報告では、頭頸部屈曲の最大角度は約50°であり、区域30～35%で最大角度に達している。端座位までとした本研究では、44.2～47.0°であり、最大角度への到達は36.4～36.7%であった。長座位でも端座位でも、頭頸部の屈曲に関しては相違があるものの大きなものではなかった。しかし体幹屈曲の最大角度への到達は、75%の時間（%）であったのに対し、本研究では52.6～61.5%の時間（%）であった。これは最終肢位が長座位か端座位の違いで差が生じたと考える。

支持側上肢の床反力最大値・最大値に到達する時間（%）に関して、側方分力は最大値に有意差はみられず、最大値に到達する時間（%）は、60°位が30°位・90°位と比べ有意に遅かった。これは右肘関節で上半身重心を支え、次の手掌支持位となるために肘伸展することに向かう動作が3条件の中で一番ゆっくり、すなわち素早く行う必要がなかったとも解釈され、安定した支持側上肢の位置であることを示している可能性がある。前後分力の最大値は、30°位が90°位と比べ有意に大きく、最大値に到達する時間（%）には有意差はみられなかった。前後分力は片肘立ち位が完成した後の上半身重心を足元へ移動させながら上方へ持ち上げるための推進力として用いられていると考えられる。30°位は、90°位と比べ第2相で回転軸となる肘関節の位置が足元に近い位置にあり、上半身重心からのモーメントアームが短くなるため、上半身重心を上方へ持ち上げるためには大きな力が必要となることが考えられる（図18）。

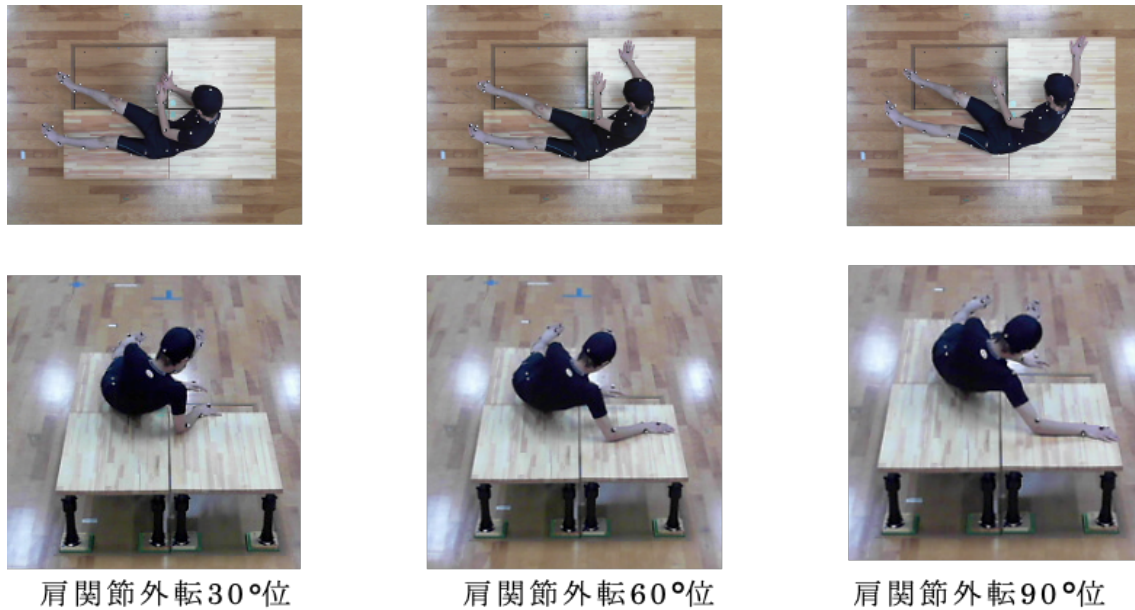


図 18 片肘立ち位の例（肩関節外転 30°位・60°位・90°位）

身体重心移動距離に関して、支持側肩関節外転角度が大きくなるごとに身体重心移動距離は長くなると予測していたが、90°位と 30°位では差があったものの 60°位とでは差がなかった。90°位では、体側から第 2 相で回転軸となる右肘関節までの距離、および手掌支持位での手掌までの距離が長いため、左右方向の移動距離が大きくなった。そのため、身体重心が右側へ大きく軌道した後に、最終肢位である端座位へ移動することから、身体重心移動距離が長くなったと考えられる。60°位では側方分力が最大値に到達する時間（%）が有意に遅かった。これらのことから、60°位は起き上がり側への側方移動をゆっくり行うものの身体重心移動距離は長ならず、3 条件の中では体幹筋が低下した高齢者や片麻痺患者に一番適した肩関節外転角度ではないかと考える。

赤外線反射マーカを用いた起き上がり動作の動作解析は確認^{47,48)}出来るが、1 軸または 2 軸の回旋角度で算出した計測結果であり、3 軸の回旋角度で頭頸部・体幹・肩関節角度を表している研究はわれわれが調べた範囲では見当たらなかった。今回 PR パターンを用いた端座位までの起き上がり動作に必要な各関節の最大角度、最大に到達する時間（%）を 4 相に分け経時的に示すことが出来、この結果は動作観察や動作指導の一助になると考える。しかし、対象者が若年健常男性であったため、筋力や関節可動域の柔軟性があり 3 つの条件の違いを肩関節の周囲の関節の動きやタイミングを変化させ対応した可能性がある。

今後は PR パターンを主に選択する高齢者や片麻痺患者を対象として行い検証したい。また、起き上がり動作の特徴を示したが、若年健常者 15 例の平均角度で表しているため、臨床で応用する際は、あくまで参考値として捉える必要がある。様々な生活様

式での起き上がり動作を定量的に解析するため、PR パターンでの長座位までの起き上がり動作との比較を行う必要があると考える。

【謝辞】

本研究を進めるにあたり、ご協力いただいた研究対象者の皆様に御礼申し上げます。また、終始丁寧なご指導とご教授を賜りました岩井信彦教授、村尾浩教授、ならびにご支援いただきました多くの先生方に深く感謝いたします。

【文献】

- 1) 田中洋. 肩の動きと機能に対するバイオメカニクスからのアプローチ. *Sports medicine*. 2011 ; 13-30.
- 2) 田中洋. 整形外科領域におけるモーションキャプチャ技術の臨床応用. *映像情報 medical*. 2010 ; 42-8 : 728-733.
- 3) 金谷整亮, 中村真理, 建道寿教, 他. モーションキャプチャ・システムを用いた肩複合体の3次元運動解析. *肩関節*. 2004 ; 28(2) : 219-222.
- 4) Inman VT, Saunders M, Abbott LC. Observations on the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg Am*. 1944 ; 26 : 1-32.
- 5) Poppen NK, Walter PS. Normal and abnormal motion of the shoulder. *J Bone Joint Surg*. 1976 ; 58-A : 195-201.
- 6) Saha AK. Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthop Scandinav* . 1971 ; 42 : 491-505.
- 7) 乾浩明, 二宮裕樹, 駒井正彦, 他. 肩関節の三次元運動解析 挙上と回旋の関係. *肩関節*. 2007 ; 31-2 : 229-231.
- 8) Sohler R. *Kinesiotherapy of the shoulder*. John Wright & Sons, Bristol. 1967.
- 9) 矢野雄一郎, 玉井和哉, 野原裕, 他. 健常人は利き腕と非利き腕を同じパターンで挙上・下垂するか?. *肩関節*. 2008 ; 32-2 : 241-244.
- 10) Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther* .2000 ; 80 : 276-91.
- 11) Lukasiewicz AC, McClure P, Michener L, et.al. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1999 ; 29 : 574-583; discussion 584-586.
- 12) Ozaki J. Glenohumeral movements of the involuntary inferior and multidirectional instability. *Clin Orthop*. 1989 ; Jan(238) : 107-11.

- 13) Finley MA, Lee RY. Effect of sitting posture on 3-dimensional scapular kinematics measured by skin mounted electromagnetic tracking sensors. Arch Phys Med Rehabil. 2003 ; 84 : 563-568.
- 14) Bullock MP, Foster NE, Wright CC, et al. Shoulder impingement: the effect of sitting posture on shoulder pain and range of motion. Manual Therapy. 2005 ;10 : 28-37.
- 15) Borsa PA, Timmons MK, Sauers EL. Scapular-Positioning Patterns During Humeral Elevation in Unimpaired Shoulders. Journal of Athletic Training. 2003 ; 38(1) : 12-17.
- 16) Myers JB, Laudner KG, Pasquale MR, et al. Scapular Position and Orientation in Throwing Athletes. Am J Sports Med. 2005 ; 33(2) : 263-71.
- 17) Kapandji IA. Theory of physiology of the joints 1. Churchill Livingstone. New York. 1982. 1-71.
- 18) 篠田雄一. 端座位において骨盤後傾が肩甲骨上腕リズムに及ぼす影響. 理学療法ジャーナル. 2006 ; 40(12) : 1055-1060.
- 19) Kebaetse M, McClure P, Pratt NA. Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. Arch Phys Med Rehabil. 1999 ; 80 : 945-950.
- 20) 原田美由紀, 横山茂樹, 河村顕治. 胸椎後彎姿勢が上肢挙上角度の違いによる肩甲骨位置に与える影響. 保健医療学雑誌. 2020 ; 11(1) : 17-23.
- 21) 西田宗幹, 植松光俊, 金澤寿久, 他. 脳卒中片麻痺の基本動作能力の難易度順位について. 理学療法科学. 1998 ; 13(2) : 73-78.
- 22) 中村隆一. 中枢神経疾患の理学療法. 医歯薬出版. 1982. 28-36.
- 23) 對馬均. 起き上がり動作のメカニズム-背臥位からの起き上がり. 理学療法. 2003 ; 20(10) : 1017-1027.
- 24) McCoy JO, VanSant AF. Movement pattern of adolescents rising from a bed. Phys Ther. 1993 ; 73(3) : 182-192.
- 25) Ford-Smith CD, VanSant AF. Age differences in movement patterns used to rise from a bed in subjects in the third through fifth decades of age. Phys Ther. 1993 ; 73(5) : 300-309.
- 26) 星文彦, 盛雅彦, 内藤義則, 他. 健常高齢者の背臥位からの立ち上がり動作. 総合リハ. 1990 ; 18(1) : 45-50.
- 27) 和島英明. 理学療法のための臨床問題解決法-ブレイクスルーと理学療法診断に向けて. 共同医書出版社. 1997. 135-136.
- 28) 黒澤和生. 臨床運動学(第3版). 丸山仁司(編). アイペック. 2000. 205-223.

- 29) 久保晃. 高齢脳卒中片麻痺患者の起き上がりパターンと腹筋筋力の関係. 理学療法科学. 1997 ; 12(2) : 73-77.
- 30) Alexander NB, Fry-Welch DK, Ward ME, et al. Quantitative assessment of bed rise difficulty in young and elderly women. JAGS. 1992 ; 40 : 685-691.
- 31) Alexander NB, Grunawalt JC, Carlos S, et al. Bed mobility task performance in older adults. JRRD. 2000 ; 37(5) : 633-638.
- 32) 畠中泰彦. 姿勢・動作・歩行分析. 臨床歩行分析研究会 羊土社. 2015. 25.
- 33) 梁川和也, 吉田忠義, 藤澤宏幸. 背臥位から長坐位までの起き上がり動作における運動パターンと所要時間の分析. 理学療法の歩み. 2014 ; 25(1) : 29-33.
- 34) 西本勝男, 小林茂, 橋本努, 他. 背臥位, 側臥位そして腹臥位からの起き上がり動作における表面筋電図的分析. 理学療法学. 1989 ; 16(5) : 317-322.
- 35) 神宮俊哉 : 起き上がり動作の検討. 昭和医会誌. 2001 ; 61(2) : 233-241.
- 36) 金子純一郎, 黒澤和生, 谷浩明, 他. 起き上がり動作に関する上肢の動作開始位置の検討. 理学療法学. 2000 ; 27(5) : 157-161.
- 37) Eguchi H, Maruyama H, Takada H, et al. Getting up from a side-lying position at different angles of the shoulder joint. Electromyography of muscles surrounding the shoulder joint and abdominal muscles. J Phys Ther Sci . 2009 ; 21 : 213-219.
- 38) 西守隆, 弓永久哲, 浦田達也. 体幹回旋運動に伴う起き上がり動作の速度変化における体幹運動の解析-「普通」と「遅い」速度との比較-. 関西理学療法. 2016 ; 16 : 55-61.
- 39) 上谷英史, 茂木悟, 清宮良昭. 起き上がり動作における運動軸と柔軟性. 青森県作業療法研究. 1997 ; 6(1) : 38-46.
- 40) 茂木悟, 上谷英史, 清宮良昭. 起き上がり動作における体幹の柔軟性と運動軸の変化について. 青森県作業療法研究. 1997 ; 6(1) : 47-55.
- 41) 渡邊哲朗, 萩原久佳, 添田健仁, 他. 圧力分布システムを用いた背臥位から端座位の起き上がり動作における定量的解析. 理学療法科学. 2018 ; 33(6) : 911-916.
- 42) 古山智子, 篠崎雅恵, 佐々木誠, 他. 健常者における片肘立ち位の圧中心軌跡の測定再現性ならびに肩関節角度の相違による影響. 理学療法科学. 2001 ; 16(4) : 197-201.
- 43) 成田若菜, 吉原真紀, 古山智子, 他. 片麻痺患者における片肘立ち位の圧中心軌跡の解析ならびに起き上がり動作との関連について. 理学療法科学. 2003 ; 18(3) : 163-165.
- 44) 榎谷真二, 渡部雄樹, 佐々木誠. 片肘立位の圧中心軌跡(COP)の健常者と片麻痺患

- 者との比較について. 理学療法科学. 2004 ; 19(1) : 49-53.
- 45) 小野寺由佳子, 半澤宏美, 佐々木智幸, 他. 片麻痺患者における起き上がり動作および片肘立ち位の圧中心軌跡に影響を及ぼす身体機能の検討. 理学療法科学. 2005 ; 20(1) : 37-41.
- 46) 大坂谷美希, 佐々木誠. 片麻痺患者における起き上がり動作に対するベルト装着の効果. 理学療法科学. 2005 ; 20(2) : 115-120.
- 47) 大谷拓哉, 三和真人, 雄賀多聡, 他. 起き上がり動作における関節運動の分析. 理学療法科学. 2018 ; 33(4) : 713-718.
- 48) Watanabe T, Ogihara H, Soeta T, et al. : Comparison of Range of Motion During Movement from Supine to Sitting Position in Healthy Young and Elderly Participant. JPTS . 2019 ; 31(1) : 102-107.
- 49) 対馬栄輝, 石田水里, 對馬均, 他. 起き上がり動作の生体力学的特性と臨床への応用. 理学療法. 2010 ; 27(2) : 304-311.
- 50) 石井慎一郎. 動作分析 臨床活用講座-バイオメカニクスに基づく臨床推論の実践. メジカルビュー社. 2013. 86-87.
- 51) Koishi H, Goto A, Tanaka M, et al. In vivo three-dimensional motion analysis of the shoulder joint during internal and external rotation. Int Orthop. 2001 ; 35 : 1503-1509.
- 52) 上杉雅之. 動作のメカニズムがわかる実践! 動作分析(第1版). 西守隆(編). 医歯薬出版社. 2016. 36-49.

【博士課程でのその他の研究業績】

1. 論文

原田美由紀, 横山茂樹, 河村顕治 : 胸椎後彎姿勢が上肢挙上角度の違いによる肩甲骨位置に与える影響. 保健医療学雑誌. 2020 ; 11 (1) : 17-23.

2. 学会発表

原田美由紀, 小寺正人, 北浜伸介 : 国家試験合否とセメスターごとの GPA との関連. 2018年 第31回 教育研究大会・教員研修会