

博士（人間科学）学位論文

上肢挙上および降下における肩甲骨の3次元回転運動

Three-dimensional Scapular Rotation during Humeral Elevation
and Lowering in the Scapular Plane

2011年1月

早稲田大学大学院 人間科学研究科

井上 恒

Inoue, Koh

研究指導教員： 鈴木 秀次 教授

目次

第 1 章 序論	1
1-1 緒言	2
1-2 肩甲骨の回転に関する研究の現状	3
1-3 本研究で用いる用語の定義	4
1-4 先行研究小史	5
1-5 本研究の目的および概要	20
第 2 章 肩甲骨の 3 次元方位測定方法の妥当性	21
2-1 目的	22
2-2 方法	23
2-3 結果	29
2-4 考察	34
第 3 章 種々の負荷要因が肩甲骨の 3 次元回転運動に与える影響	36
3-1 上肢挙上時の外的負荷が肩甲骨の 3 次元回転運動に与える影響	37
3-2 上肢挙上時の動作速度が肩甲骨の 3 次元方位に与える影響	51
3-3 上肢降下時の外的負荷が肩甲骨の 3 次元方位に与える影響	60
第 4 章 総括論議	69
4-1 種々の負荷要因の影響	70
4-2 肩甲骨の回転をもたらす筋骨格系の機能	71
4-3 肩甲骨の回転の変化と傷害との関連	72
4-4 リハビリテーションやスポーツ動作への応用	75
4-5 本研究の限界および今後の展望	78
4-6 結論	79
謝辞	80
研究業績	81
引用文献	82
付録 I	92

第 1 章

序論

1-1 緒言

ヒトの身体運動において、上肢の挙上は日常生活や労働作業、スポーツ活動等のあらゆる場面で求められる動きである。挙上という動作は肩が持つ運動機能によって達成される。この運動機能は他の関節や四肢での代替が利き難いため、肩は運動機能の維持や障害発生の予防が重要となる身体部位である。そのため、機能障害が発生した時にはその回復の必要性は高いと考えられる。さらに、肩は上肢の近位に位置しているため、その運動は遠位への位置や速度に対する影響が大きい。したがって、肩の運動はスポーツ動作のパフォーマンスの重要な決定因子にもなり得るものである。このようにヒトにとって重要な運動機能をもつ肩であるが、そこに求められている機能維持、リハビリテーション、パフォーマンス向上等の要求に対し、どのような方策を取ればよいのか、現状では十分な回答は得られていない。その原因の一つに、肩の運動機能の特徴が十分に明らかになっていないという、運動学上の基礎的な問題が上げられる。

肩は多くの研究者によってその機能や動きのメカニズムについて研究されており、上肢の挙上には肩甲骨の回転運動が伴うことが知られている。肩甲骨の回転は肩の運動機能に必要不可欠であり、通常の肩甲骨の回転からの逸脱は肩の機能障害と関連すると考えられている(Inman et al., 1944)。実際、肩に傷害のある患者では、上肢挙上時の肩甲骨の回転が健常者とは異なっている(Lukasiewicz et al., 1999; Ludewig and Cook, 2000)。しかし、どのような動作条件が肩甲骨の回転を変化させるか、さらにはその変化はどのようなものであるかは、肩に傷害のある患者や、高いパフォーマンスを求められるアスリートのみならず、健常者においても十分に明らかになっていない。前述した肩に求められている要求に答えを見つけていくには、まず、ヒトの肩甲骨の回転運動にどのような特性があるのかを詳細に明らかにしていく必要がある。したがって、本研究は、健常者における上肢挙上に伴う肩甲骨の回転がどのような要因でいかなる変化をするかを明らかにし、運動学上の基礎的な知見を示すことを目指すものである。これは、理学療法やスポーツ動作学等多く

の関連分野に有用な情報になると考えられる。

1-2 肩甲骨の研究の現状

100 年以上も前から上肢の運動に肩甲骨の回転が伴うことが言及されている(Cleland, 1881; Cathcart, 1884; Quain et al., 1867). 特に, 上方回旋が上肢の挙上には重要視されており, 肩峰と上腕骨の大結節に接触を回避するのに機能していると考えられている. 多くの上肢の運動においてはこのような肩甲骨と上腕骨の協調的な動きが必要不可欠である. 上肢挙上におけるこの協調性は, Codman(1934) によって「肩甲上腕リズム (scapulohumeral rhythm)」として概念化され, 肩の機能を評価する上で重要な指標となっている. Inman et al. (1944) はこの上腕骨の回転に対する肩甲骨の回転の割合が 2 : 1 であると, 肩甲上腕リズムの定量的な評価を初めて報告した. 以来, この 2 : 1 の肩甲上腕リズムは広く認知されるものとなった. この通常の回転からの逸脱は肩の機能障害と関連すると考えられている (Inman et al., 1944). そして, 肩甲骨の回転に通常と異なる変化が起こると考えられている主な要因には外的負荷と動作速度である.

上肢への外的負荷は, Michiels and Grevenstein (1995), McQuade and Smidt (1998), Kon et al. (2008)によって上方回旋への影響が検討されている. 動作速度に関しては, 肩甲骨の回転や肩甲上腕リズムに与える影響は無い, または非常に少ないと報告されている (de Groot et al, 1998; Fayad et al., 2006; Michiels and Grevenstein, 1995).

肩甲骨の回転は上方回旋が重要視されていたため, 外的負荷や動作速度の影響は上方回旋が主な対象であった. しかし, Högfors et al. (1991)や Johnson et al. (1993)がオイラー角を用いて示したように, 肩甲骨の方位は上方回旋以外にも 3 次元的に変化する. 上方回旋以外の回転, 特に後方傾斜は, 肩の機能に重要な役割を果たしていると考えられている (Kibler and Sciascia, 2010; Lukasiewicz et al., 1999; McClure et al., 2001). このように肩甲骨の回転を評価するのに 3 次元解析は必要不可欠であるが, 上肢挙上時の外的負荷の

3 次元的な影響は未だ十分に検討されていない。また、動作速度について検討しているものは外的負荷が無い条件でのものだけであるが、外的負荷が課された状態でさまざまな動作速度を要求されることもある。さらに、一度上げた上肢は必ず下ろさなければならない。挙上時と降下時に肩甲骨の動きに差は小さいが存在するとの報告がある(Bourne et al, 2007; McClure et al., 2001)。Borstad and Ludewig(2002)は肩に傷害のある患者は上腕の挙上時よりも降下時に疼痛を訴えると述べており、降下時の肩甲骨の運動の観察も重要であると考えられる。

1-3 本研究で用いる用語の定義

本研究で用いる以下の用語について、その定義を記した。

挙上…上肢を下垂位から頭上に向かい上げていく運動のこと。運動面は特定されない。

降下…上肢を頭上から下垂位に向かい下ろしていく運動のこと。運動面は特定されない。

挙上面…上肢を挙上する際に上肢が通過する鉛直面のこと。

肩甲骨面…前額面から 30°前方に傾いた挙上面のこと。先行研究においては 35°や 45°を肩甲骨面としているものもある。

肩甲骨の面…肩甲骨の骨特徴点である肩甲三角，肩峰角，下角より構成される面(図 2-2 参照)。

方位…3次元空間内でのある物体の向き，又は姿勢のこと。本研究ではオイラー角(カルダン角)を用いて表現する。また，3次元であることを強調する場合，「3次元方位」とする。

1-4 先行研究小史

1-4-1 肩甲骨の回転の測定方法

肩のバイオメカニクス研究は、人の身体の中でも難しい箇所を対象としている(Engin, 1980). 一般に肩と呼ばれるものは、全部で 4 つの関節から構成されている。胸鎖関節、肩鎖関節、肩甲骨胸郭関節そして肩甲骨上腕関節である(Engin, 1980). これらの関節は胸郭、鎖骨、肩甲骨、上腕骨から構成され肩甲帯または肩複合体と呼ばれている。これらすべての協調的な動作が、肩として機能する。この肩甲帯の中でも動作を検討するのが特に難しいのは肩甲骨である。肩甲骨は皮膚の下を滑るように動くので(Meskers et al., 2007), 他の骨や体節のように体表から動作を測定することは非常に困難である。肩甲骨は上腕骨と肩甲骨上腕関節を構成しており、上肢の運動の土台となっている。その動きは回転運動が主である。肩甲骨の回転の様子を明らかにし、その運動のメカニズムを検討することは肩の機能を理解する上で重要である。解剖学書には古くから肩甲骨の動きに関する記述があるが(Quain et al., 1867), その定量的な評価は Inman et al. (1944)による報告が最初であった。以来、多くの研究者によって肩甲骨の動きが調べられており、その測定方法も多数検討されてきた。

1-4-1-1 静的測定

静的測定とは、上腕をある位置で静止させ、そのときの胸郭に対する肩甲骨の位置または方位を測定することとする。Inman et al. (1944)や Freedman and Munro (1966)は X 線によって肩甲骨を平面に投影し、その上方回旋角を測定した。肩甲骨の動作測定の研究としては先駆的な研究である。建道ら(2000)は MRI を用いて外転角、上方回旋角、後方傾斜角の 3 次元の測定を行った。より簡易な方法として皮膚表面からの測定がある。これは肩甲骨の骨特徴点の触診を基本とするもので、Doody et al. (1970b)は体幹に対する肩甲骨の上方回旋角および肩甲骨に対する上腕骨の挙上角を計測するために角度計を用いた(図

1-1). van der Helm and Pronk (1994)は独自の 3次元位置測定装置を開発し、肩甲骨の骨特徴点の 3次元座標を計測した。Johnson et al. (2001)はデジタル傾斜計を肩甲棘にあて、上方回旋角を測定した。また、Johnson et al. (1993)は肩甲骨の 3つの骨特徴点(肩甲棘の両端と下角)に装具を当て面を構成し、その面の方位を電磁ゴニオメータを用いて 3次元で測定した。この方法は後の研究にも多く用いられており、Meskers et al. (1998)はこの方法で上腕の可動域ほぼ全域に渡る肩甲骨の方位を 3次元で測定した。

測定の正確性や再現性から見ると、生体内を観測できる X線や MRI が優れている。MRI は 3次元の測定が可能で、X線も Högfors et al. (1991)のように 2方向から撮影すれば 3次元の測定が可能である。しかし、MRI は田中ら(1996)の研究に見られるように、測定可能な体勢が限られてしまう。オープン MRI になって多少の自由はきくようになったが (Graichen et al., 1998)、基本的に仰臥位もしくはそれに準じた体勢でしか測定できない。また、X線、MRI 共に測定には特別な装置と場所が必要となる。一方、皮膚表面からの測定は比較的簡易で、体勢や動作の自由度が高い。用いる器具も小さくなく、金属の影響さえなければ磁気センサーも比較的場所を選ばずに測定することができる。しかし、測定する実験者の技術、被験者の皮膚および皮下組織、筋の状態などが測定に影響してしまう可能性があり、正確性や再現性については、一般的に生体内の観測よりも劣る。

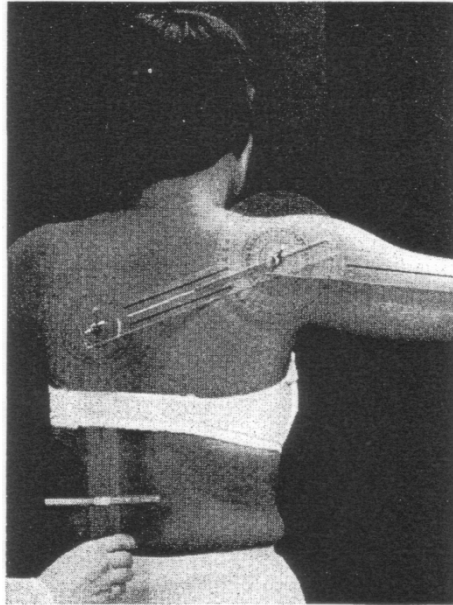


図 1-1 角度計による肩甲骨の上方回旋角，肩甲上腕関節の外転角を計測する様子
(Doody et al., 1970b)

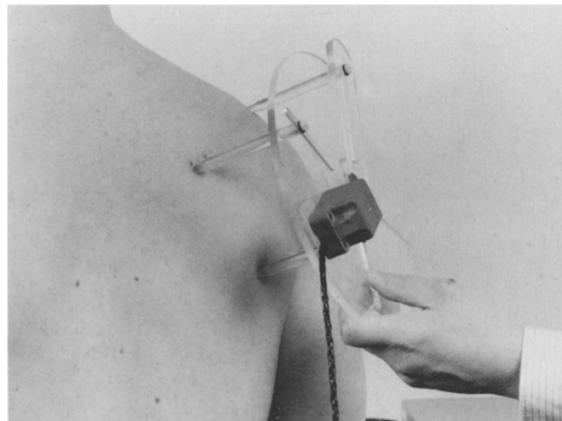


図 1-2 3つの骨特徴点を用いた電磁ゴニオメータによる肩甲骨の3次元方位測定の様子
(Johnson et al., 1993)

1-4-1-2 動的測定

上肢の動作時は、それに伴う肩甲骨の回転においても動的な方位を測定する方法が求められる。ここでは、動的測定とは、上腕を連続的に運動させ、そのときの胸郭に対する肩甲骨の位置または方位を測定することとする。Michiels and Grevenstein (1995)や de Groot et al. (1998)は X 線ビデオによって 2 次元の測定を行った。Högfors et al. (1991)や Berthonnaud et al. (2005)は直径 1~2 mm 程度の金属製の球を生体内に固定し、2 次元の X 線撮影を 2 つ組み合わせて 3 次元測定を行った。また、報告の数は少ないが Koh et al. (1998), McClure et al. (2001), Luewig et al. (2009)は、直径 2mm 弱のピンを皮膚表面から肩甲骨に 2 本刺し、そのピンの動きを測定することによって肩甲骨の 3 次元方位の測定を行った。より簡易な動的測定としては、光学式マーカーを用いる方法と電磁ゴニオメータを用いる方法がある。大坪ら(2002)は骨特徴点上の皮膚表面に貼付したマーカーの位置を補正することによって、肩甲骨の位置および姿勢を推定することが可能であると報告している。電磁ゴニオメータでは McQuade et al. (1998)がセンサーを直接、肩峰の皮膚表面に貼付し肩甲骨の方位を測定した。Karduna et al. (2001)は McQuade が用いたこの方法を"acromial method"と呼び(図 1-3)、その測定精度を検証している。現在行われている動的測定では最もよく用いられる方法である。この電磁ゴニオメータを用いた方法は van Andel et al. (2009)によって光学式の測定へも応用されている。

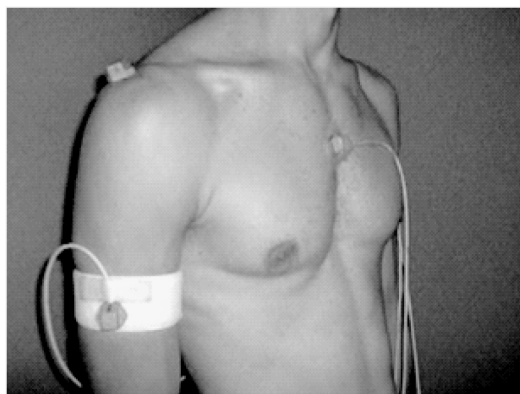


図 1-3 "acromial method"での測定の様子(Fayad et al., 2006)

1-4-1-3 肩甲骨の回転の測定方法のまとめ

多くの研究者によって、様々な測定方法が開発されてきた。しかし、そのどれをとっても一長一短があり、完璧な方法は現状では存在しない。肩甲骨の回転は 3 次元的に生じ (Johnson et al., 1993)、2 次元の測定は 3 次元の運動を完全には再現しない (de Groot, 1999)。そのため、3 次元の測定は必要不可欠である。また、侵襲的な方法であったり大規模な装置が必要であったり、動作が制限されるような測定方法は、測定の対象者への負担や実験内容や設定への制限が大きく、上肢の動作に伴う肩甲骨の回転を観察する上での利便性は高くない。これらを考慮すると、現状においては acromial method による測定が、肩甲骨の動的 3 次元回転を観察するのに最も適していると考えられる。

1-4-2 肩甲骨の回転の特徴

1-4-2-1 上方回旋および肩甲上腕リズム

肩甲骨の動きは 100 年以上前からすでに検討されており (Quain et al., 1867), 上肢の挙上に伴い肩峰が上方を向くと報告されている (Cleland, 1881). この上肢挙上時の肩甲骨の上方回旋が, 肩の機能にはたす最も重要な役割の一つとして広く認識されている. Codman(1934)が自身の著書で言うところでは, かつては, 上腕骨の挙上角が 90° になり, 上腕骨の大結節が肩峰に接触するまでは上腕骨のみで挙上が為され, その後, 肩甲骨の上方回旋が生じてくると考えられていた. しかし, Cathcart (1884)は下垂位からの挙上開始直後のわずかな期間を除き, すぐに肩甲骨は上方回旋を始めると主張している. Codman(1934)は上腕骨の挙上と肩甲骨の上方回旋の協調性に「肩甲上腕リズム (scapulohumeral rhythm)」という概念を導入した. Inman et al. (1944)は, 上肢挙上時の肩甲上腕関節の角度変化を示すことにより, 上肢挙上角 30° 以降から肩甲骨の上方回旋が継続して起こり, 肩甲骨の上方回旋と肩甲上腕関節の外転の変化の割合が最大挙上付近まではほぼ一定であると報告した (図 2-4). この上肢挙上に対する肩甲上腕関節と肩甲骨の上方回旋の比は $2:1$ であるとされ, 肩甲上腕リズムの定量的な評価として, 以降, 広く認知されるものとなった.

肩甲骨の上方回旋は Inman et al. (1944)の測定にみられるように (図 1-4), 肩甲棘の傾きによって評価されることが多い. Doody et al. (1970a)の角度計を用いた静的な測定によると, 脊柱を基準とした肩甲棘の傾きは, 上腕が下垂位の状態 (5.24°) では 94.96° (ほぼ水平) であった. これが上腕の最大挙上角 (176.38°) では 153.58° になることから, 肩甲骨の 58.62° の上方回旋が生じ, その時の肩甲上腕関節の貢献は 112.52° であると示された. これは, 平均で肩甲骨が 1° 上方回旋するごとに 1.74° 肩甲上腕関節の外転が外転することを意味し, Inman et al. (1944)の報告と近いものであった. このように, 肩甲骨の上方回旋および肩甲上腕リズムはその他多くの研究者によって検証が繰り返されている. Poppen and

Walker (1976)はレントゲン撮影で肩甲骨上腕リズムが 1.25 : 1 であると報告している。Michiels and Grevenstein (1995)は動的な X 線撮影を肩甲骨面で行い、上肢の挙上に対する肩甲骨上腕関節の比が 0.662 であったと報告している。これを肩甲骨上腕リズムに換算すると 1.9 : 1 になる。Meskers et al. (1998)は Johnson et al. (1993)の方法を用いて肩甲骨の 3次元方位を静的に計測した。その結果、肩甲骨上腕リズムは約 2 : 1 であると報告している。McClure et al. (2001)は生体内の 3次元動的測定で 1.7 : 1 と報告しており、同じく、生体内の運動を侵襲的に 3次元で計測した Ludewig et al. (2009)の報告によると、前額面の挙上で 2.1 : 1、肩甲骨面の挙上で 2.2 : 1、矢状面の挙上で 2.4 : 1 であった。このように、肩甲骨上腕リズムは上腕の挙上を通じて一定であると仮定され、多くの研究によって報告されている。測定方法や挙上面、対象者の特性が異なる報告が含まれるが、肩甲骨上腕リズムは概ね Inman et al. (1944)が最初に報告した 2 : 1 に近い値である。

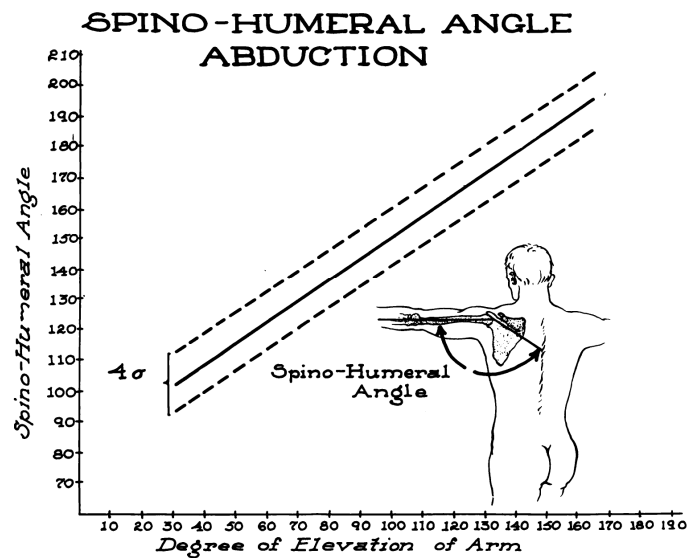


図 1-4 上肢挙上に伴う肩甲骨上腕関節の角度変化(Inman et al., 1944)

肩甲骨上腕関節の角度変化が、低い挙上角から一定の割合で生じていることを表す。上肢の挙上には肩甲骨胸郭関節の角度変化（肩甲骨自体の回転）も伴い、肩甲骨上腕関節：肩甲骨胸郭関節=2 : 1 の割合で上肢挙上に貢献している。

以上のように、挙上を通じて一定の割合であるという報告がある一方で、肩甲骨上腕リズムは挙上の程度によって異なるとの報告も多数存在する。Freedman and Munro (1966)の肩甲骨面での静的なレントゲン撮影からの肩甲骨上腕リズムの報告によると、挙上に伴い1.43:1から2.73:1に変化する。特に、挙上角約 130° 以上は2.73:1という割合になった。Doody et al. (1970a)も静的に測定した肩甲骨上腕リズムが上腕挙上角に対して直線的ではない変化をすることを示した。Bagg and Forrest (1988)は肩甲骨面での静的な挙上で1.25:1の肩甲骨上腕リズムを報告しているが、挙上の程度によってそれが変化すると報告している。電磁ゴニオメータを用いた動的な評価によって、McQuade and Smidt (1998)は3.2:1から4.3:1と挙上の程度によって肩甲骨上腕リズムが異なることを示した。Berthonnaud et al. (2005)は2次元のレントゲン撮影を2方向から撮影して静的な3次元の方位を報告している。120°までの挙上中に1.8:1から2.0:1まで変化した。Kon et al. (2008)は3次元コンピュータモデルを用いて2次元のX線画像から上方回旋を動的に3次元で評価した結果、上肢挙上に伴い肩甲骨上腕リズムが3.0:1から1.3:1まで変化することを示した。

このように、肩甲骨の上方回旋または肩甲骨上腕リズムは上腕の挙上角に対して一定であるかどうかは定かではない。このような違いの原因の一つは、Bagg and Forrest (1988)やDoody et al. (1970a)が言及しているように、肩甲骨の上方回旋の個人差が非常に大きいことが挙げられる。例えば、電磁ゴニオメータを用いた報告で、成人と子供で比較し、成人2.4:1、子供1.3:1であったと報告があり(Dayanidhi et al., 2005)、Bagg and Forrest (1988)が推測しているように腕の重さなどが肩甲骨上腕リズムの値や上腕挙上に対する変化に影響を及ぼしている可能性もある。そのため、被験者の選定の影響は大きいと考えられる。また、測定方法の違いも肩甲骨上腕リズムに影響を与えられられる。体表からの間接的な測定か、生体内の直接的な測定かで、皮膚や皮下組織の影響の混入度合いが変化してくる。動きがあるかどうかで筋の作用が異なることが影響する可能性も考えられる。

1-4-2-2 上方回旋以外の肩甲骨の回転(外転および後方傾斜)

上方回旋は肩甲骨の回転の第一義的な機能と認識されており、多くの研究の対象になっている。しかし、Högfors et al. (1991)や Johnson et al. (1993)がオイラー角を用いて示したように、肩甲骨の方位は単一面での単純な上肢挙上においても、上方回旋以外に3次元的に変化する。オイラー角は基準となる座標系から対象の移動座標系までをそれらの座標系の3つの軸周りの回転で表現する方法である。この方法は3次元空間内の方位を示すのに非常に有用である。胸郭と肩甲骨に座標系を設定し(図 2-2 参照)、適切な3つの軸を選択することによって臨床的な感覚を反映する角度の表現が可能である。このオイラー角によって上方回旋角以外に外転角と後方傾斜角が定義された(図 2-3 参照)。これらの角の概念は、外転角は肩甲棘を水平面に投影したときの前額面からの角度である。後方傾斜角は、肩甲骨を外側方から見たときに肩甲棘と下角を含む肩甲骨の面が鉛直面に対する傾きである。肩甲骨のこれらの動きは臨床的には認識されていたが、外転角・上方回旋角・後方傾斜角が一体となった3次元の方位として表現可能になった。

オイラー角が肩甲骨の方位の評価に導入され始める以前に、Poppen and Walker (1976)は2次元の静的なレントゲン撮影で、前額面での150°挙上に40°の後方傾斜が伴うことを報告している。以降、オイラー角を用いた評価では、Johnson et al. (1993)は前額面での上腕挙上位120°で9°の後方傾斜を示した(後方傾斜角かどうかは McClure et al. (2001)の推定による)。Ludewig et al. (1996)は肩甲骨面での上腕挙上位140°で15°の後方傾斜を報告した。McClure et al. (2001)は侵襲かつ動的測定で肩甲骨面で11°から147°までの挙上で30°の後方傾斜を示した。同様の測定方法で Ludewig et al. (2009)は肩甲骨面での140°挙上に21°の後方傾斜が伴うことを報告している。後方傾斜は上方回旋同様に、程度の差はあるが、上腕の挙上に伴い必ず後方傾斜する報告が得られている。この上腕の挙上に伴う肩甲骨の後方傾斜は、上腕骨の大結節が肩峰下に棘上筋腱および軟部組織を挟み込むのを回避するのに重要な役割を果たしていると考えられている(Kibler and Sciascia, 2010;

Lukasiewicz et al., 1999; McClure et al., 2001; Ludewig and Cook, 2000).

また、外転角では、Johnson et al. (1993)は前額面での上腕挙上位 120°で 6°の外転を示している。Ludewig et al. (1996)は肩甲骨面での上腕挙上位 140°で 13°の内転を報告している。McClure et al. (2001)は侵襲かつ動的測定で肩甲骨面で 11°から 147°までの挙上で 24°の内転を示した。同様の測定方法で Ludewig et al. (2009)は肩甲骨面での 140°挙上に 2°外転している。このように、上腕の挙上において肩甲骨の内転が起きるか外転が起きるかは、挙上面、挙上角および運動課題の影響を受けているためか、一定の傾向がみられない。

1-4-3 肩甲骨の回転の変化

これまで述べてきたような上腕挙上時の肩甲骨の3次元回転に伴う方位の3次元的变化は、正常な肩の機能を果たす上で重要であると考えられている。この通常の回転からの逸脱は肩の機能障害と関連すると考えられ(Inman et al., 1944)、実際、肩に傷害のある患者では上腕挙上時の肩甲骨の動きが異なるとの報告がある(Endo et al., 2001; Hebert et al., 2002; Ludewig et al., 2000; Lukasiewicz et al., 1999; Vermeulen et al., 2001)。そのため、通常の肩甲骨の回転からの逸脱がどのようにして起こるか、健常者を対象に広く調べられている。肩甲骨の回転を変化させる主な要因として考えられている代表的なものは、いわゆる荷物や重りのような外的負荷と、動作速度または動作時間である(Michiels and Grevenstein, 1995)。

1-4-3-1 外的負荷の影響

上肢への外的負荷は、日常生活、労働作業、スポーツ活動など様々な場面で非常に頻繁に起こり得る。肩甲骨の上方回旋は肩の機能にはたす最も重要な役割の一つとして広く認識されているため、外的負荷に関する多くの研究は上方回旋への影響を検討している。

Doody et al. (1970a)は25名の女性に対して、1.8~2.7 kgの重りを持たせ、肩甲骨面で上肢を挙上し静止させたときの肩甲骨の上方回旋角を計測したところ、肩甲骨の上方回旋角と肩甲上腕関節の外転角のバランスが変化したと報告している。前額面での一定の挙上位を維持する上肢に0.9~2.9 kgの外的負荷を課したde Grood et al. (1999)の報告では、肩甲骨の方位に影響はみられなかった。1~4 kgの外的負荷を課して前額面、肩甲骨面、矢状面で上肢挙上位を維持させて肩甲骨の方位を計測したPascoal et al. (2000)の報告では、肩甲骨の方位に3次元的な影響を示している。

挙上動作では、Michiels and Grevenstein (1995)が1 kgと2 kgの外的負荷を課しているが、X線による上方回旋角の2次元的评价では影響がみられなかった。McQuade and

Smidt (1998)は電磁ゴニオメータを用いて動的に評価し、等速性の運動ができる機材を用いて上肢の挙上を 2.0~2.5 秒で最大努力によって行わせたところ、低い挙上角で肩甲骨上腕リズムが変化すること報告した。Kon et al. (2008)は 3 kg の重りを持って 5 秒程度で上腕を挙上する時の肩甲骨の上方回旋角を、2 次元の X 線ビデオと 3 次元コンピュータモデルを用いて 3 次元的に測定した。その結果、上方回旋角が上肢挙上時に一時的に減少した。

このように外的負荷の影響は静的または動的に検討されているが、動的な研究において上方回旋以外の方位の成分について検討されたものは無い。特に後方傾斜は、肩の機能に重要な役割を果たしていると考えられている(Kibler and Sciascia, 2010; Lukasiewicz et al., 1999; McClure et al., 2001)。したがって、肩甲骨の回転を評価するのに 3 次元解析は必要不可欠であるが、上肢挙上時の外的負荷の 3 次元的な影響は未だ十分に検討されていない。

1-4-3-2 動作速度の影響

日常生活やスポーツ動作での様々な場面では、同じ動作においても異なる動作速度を求められることは頻繁にある。そのため、動作速度についても先行研究において検討されてきている。なお、動作速度の影響を検討している先行研究では、実際の角速度等ではなく動作時間によって評価されることがある。そのため、厳密には速度を規定していない場合でも、動作時間は動作速度を有意に変化させていると仮定し、これらを同義として扱い、本研究の以降の検討を行っていく。

Michiels and Grevenstein (1995)は「早い動作」と「遅い動作」という指示で被験者に上肢挙上の動作時間の選択を委ねた結果、上腕の挙上は、それぞれ平均で 70.0°/s と 34.3°/s という角速度であった。この時、上方回旋角に速度の影響は統計学的には確認されたが、その程度は非常に小さいものであったと報告している。同様の報告を de Grood et al. (1998)もしており、動作時間を挙上から降下の周期を 2 秒、4 秒、25 秒としたとき、上方回旋角

は僅かに変化すると報告した。また、Fayad et al. (2006)は Michiels and Grevenstein (1995)と同様の指示で被験者に動作時間の選択を委ねた結果、上腕の挙上は、「早い動作」で 91.2°/s、「遅い動作」で 30.4°/s となり、肩甲骨の 3 次元方位に動作速度の影響はなかったと報告している。唯一、Sugamoto et al. (2002)が上方回旋角に対する動作速度の影響を報告している。この時の動作時間は挙上と降下の周期を 2 秒と 4 秒としていた。4 秒ときは従来報告されている 2:1 の肩甲所腕リズムに近かったが、2 秒の時は上腕の挙上角に対して、動作切り替え後の肩甲上腕関節の貢献が大きく、それが徐々に低下すると報告されている。

このように、概ね動作速度は肩甲骨の回転に影響しないと考えられているが、統一した見解が得られているわけではない。特に、上記の de Grood et al. (1998)と Sugamoto et al. (2002)は類似した実験設定にかかわらず、異なる結果を報告している。これは前者が肘を 90° に曲げ、上腕は外旋した状態で上肢の挙上および降下を行わせていたことが原因の一つに考えられる。腕全体の慣性モーメントが小さくなるからである。対して Sugamoto et al. (2002)の報告では肘の状態は明記されていないため、これ以上の検討は不可能である。しかし、このことに関連して、これまでの動作速度を検討している先行研究では、外的負荷を課している運動課題はみられない。日常生活やスポーツ動作では、外的負荷を避けられない状態での動作速度の変化を求められる場面も多く存在する。そのため、外的負荷時の動作速度の影響についても検討していく必要性はある。

1-4-3-3 上肢降下の影響

挙げた腕は降ろさなければならない。上腕挙上時に肩甲骨の 3 次元的回転が重要ならば、上腕降下時にも同じことが言える可能性がある。特に、肩に傷害のある患者は上腕の挙上時よりも降下時に疼痛を訴えるため(Borstad and Ludewig, 2002)、降下における肩甲骨の方位の特性も重要視され始めている。

McClure et al. (2001)は侵襲かつ動的測定で挙上時と降下時の肩甲骨の方位を計測したところ、僅かに異なるパターンが観察された。Bourne et al. (2007)も侵襲かつ動的測定で挙上時と降下時の肩甲骨の方位を計測したところ、挙上と降下の差に個人差が大きいことを示した。Ebaugh and Spinelli (2010)は電磁ゴニオメータを用いて動的に評価したところ、挙上時と降下時に差が無かったと報告している。Fayad et al. (2006)も同様の測定で挙上と降下に差は無く、動作速度もそれに影響しないと報告している。

以上のように、挙上時と降下時では肩甲骨の方位はほぼ同じであることが示されている。しかし、高いところから荷物を下ろすような動作も日常生活や労働作業には生じるため (Crosbie et al., 2010)、降下時の外的負荷の影響も系統的に調査する必要がある。

1-4-4 肩に傷害のある患者の肩甲骨の回転の特徴

肩甲骨の通常の回転からの逸脱は肩の機能障害と関連すると考えられているが(Inman et al., 1944), 実際, 肩に傷害のある患者では上腕挙上時の肩甲骨の動きが異なるとの報告が多数ある.

Lukasiewicz et al. (1999)は触診によって肩インピンジメント症候群の患者で後方傾斜角の減少を報告している. Hebert et al. (2002)は健側と患側で後方傾斜角に差があると報告した. これら後方傾斜角の変化に付随する形で, Endo et al. (2001)は2次元の静的なレントゲン撮影から, 肩インピンジメント症候群の患者では上方回旋角と後方傾斜角が減少していることを観察した. Ludewig and Cook (2000)は肩に傷害のある患者で後方傾斜角と上方回旋角の減少がみられた. このような後方傾斜から上方回旋への傷害の程度の連続性が伺える回転の変化に対して, Fayad et al. (2008)は30°~60°までの上肢挙上で健側と比べて, 外転角の減少, 上方回旋の増大を観察した. Vermeulen et al. (2001)は肩に傷害のある患者で電磁ゴニオメータを用いた静的計測によって, 上方回旋が増加していることを報告している. このように全く逆の方向に変化する報告もある.

1-5 本研究の目的および概要

まず、肩甲骨の回転を変化させるであろう主な要因として、上肢への外的負荷があげられる。肩甲骨の上方回旋に外的負荷が与える影響は、Michiels and Grevenstein (1995), McQuade and Smidt (1998), Kon et al. (2008)らによって検討されている。しかし、上肢挙上に伴う肩甲骨の方位は3次元的に変化する(Johnson et al., 1993)。肩甲骨の後方傾斜は、上方回旋と共に肩の機能に重要な役割を果たしていると考えられている(Kibler and Sciascia, 2010)。したがって、肩甲骨の回転の特徴を評価するのに3次元解析は不可欠であるが、上肢挙上時の外的負荷の3次元的な影響は未だ十分に検討されていない。

上肢の動作速度も、肩甲骨の回転を変化させる要因としてしばしば検討されている。しかし、動作速度の影響を検討している先行研究では、外的負荷の無い条件での運動のみが観察されている(de Groot et al, 1998; Fayad et al., 2006; Michiels and Grevenstein, 1995)。日常生活や、特にスポーツ活動では外的負荷が課されている状態で、異なる動作速度を要求されることもある。

そして、一度上げた上肢は必ず下ろさなければならないが、この上肢の降下時に肩に傷害のある患者は上腕の挙上時よりも降下時に疼痛を訴えると言われている(Borstad and Ludewig, 2002)。降下時の肩甲骨の運動の特徴も検討する必要があると考えられる。

本研究の目的は、上記の問題について系統的な実験を行い、肩甲骨の3次元回転がいかなる条件でどのように変化するかを明らかにすることとした。まず、本研究で扱う肩甲骨の3次元方位の測定方法の妥当性について検討した(第2章)。次に、上肢挙上時の外的負荷が肩甲骨の3次元回転に与える影響について検討した(第3章第1節)。その後、上肢挙上時の動作速度の影響について検討した(第3章第2節)。そして、降下時の外的負荷の肩甲骨の3次元方位について検討した(第3章第3節)。最後に、これらの結果をもとに、肩甲骨の回転の変化とその要因から、傷害、リハビリテーションやスポーツ動作との関連について考察した(第4章)。

第 2 章

肩甲骨の 3 次元方位測定方法の妥当性

2-1 目的

肩甲骨の方位の測定方法で3次元、動的、非侵襲を全て満たす測定方法では、McQuade et al. (1998)によって用いられた手法(acromial method)が、現在のところ最も有用な測定方法である。

骨が動くと共にそれに伴い付近の皮膚も動く。たとえば、上腕で肘関節付近の皮膚の姿勢は上腕骨の動きとほぼ同じように変化する。しかし、肩甲骨は皮膚の下をすべるように動く。肩甲骨付近の皮膚表面のある点の姿勢も肩甲骨の動きに伴って変化すると考えられるが、このときの変化は必ずしも骨の動きと一致しない。骨特徴点とその皮膚表面の位置が上腕の前額面での挙上に伴って変化していく様子を観察した菊入(2003)によると、肩鎖関節付近における骨と皮膚の位置の誤差が他の骨特徴点よりも少ないことが報告されている。この報告から考えると肩鎖関節付近の骨と皮膚は、上肢の運動全般に伴う誤差が少ないと考えられる。一般的に考えると、位置の誤差が大きい骨特徴点ほど、皮膚の向きは骨の向きとの関係が弱くなっていく。また、反対に、位置の誤差が小さければ、姿勢の誤差も小さいと考えられる。McQuade et al. (1998)が如何にして肩峰の体表に磁気センサーを貼付するacromial methodに至ったかは不明であるが、結果的には誤差の少ない骨特徴点を選んだと考えられる。

しかし、肩峰付近の誤差が他の骨特徴点と比較すると少ないとはいえ、Karduna et al. (2001)が明らかにしたように、acromial methodは皮膚の動揺によって正確な測定は困難である。Karduna et al. (2001)はこの誤差の変化の傾向を上腕の肩甲骨面の挙上角に対して示したが、侵襲的な測定のために体表から肩甲骨に刺したピンが皮膚の動きを制限した可能性がある。また、挙上に伴い誤差が増大することが示されたが、その誤差の向きが示されなかった。そこで本章では、上腕の挙上に伴って、肩峰の体表のセンサーの向きと肩甲骨の方位の誤差がどのように変化するかを検討した。

2-2 方法

2-2-1 実験参加者

肩に既往症のない健康な成人男性 6 名が本実験に参加した。なお、この実験はヘルシンキ宣言および早稲田大学人間科学部「人を対象とした研究」倫理指針を遵守して行われた。

2-2-2 実験手順

ソースとなる磁界発生源(トランスミッター, TX2 Source - Standard 2 inch), センサーとなる磁力計測部(RX2 Receiver - Standard), さらにそれらを制御するコントロールユニットで構成された電磁ゴニオメータ(POLHEMUS 社製, LIBERTY)を用いて 3 次元 6 自由度測定を行った。電磁ゴニオメータのセンサーを被験者の肩峰, 胸骨上縁, 第 7 頸椎に貼付した。センサーの大きさは約 4 cm²であった。触診で肩甲骨の方位を測定する装具にもセンサーを貼付した。装具は Meskers et al. (1998)の実験で用いられているものを参考に作成した(図 2-1)。

装具に貼付したセンサーと装具の 3 つのピンの相対的な位置関係を記録するため, もう 1 つ別のセンサーをピンの先に当て, 2 つのセンサーの位置及び方位を同時に計測した。ピンの先に当てたセンサーはその表面からセンサー内に 0.73 cm 入った中央部の位置が測定される。そのため, 測定値にセンサーの厚み分の 0.73 cm を足したものをピンの先の座標とした。装具は肩甲骨の骨特徴点の肩甲三角(TS), 下角(AI), 肩峰角(AA)に, 定められたピンが接触するよう, ピンの位置を各実験参加者の肩甲骨に合わせて調節した。装具の座標系は後述する肩甲骨の座標系と一致するように設定した。

胸郭の座標系を設定するための測定を静止立位の状態でいき, 胸郭が前後左右に傾かないよう姿勢を保持した。トランスミッターは実験参加者の前方約 20 cm, 高さ約 120 cm の位置に水平に設置した。胸を反ったり丸めたりしないように直立し, 静止したときに胸骨上縁および第 7 頸椎に貼付したセンサーの位置を測定し, 胸郭の座標系を設定した。鉛直

方向の単位ベクトルを Y_t 軸とした。胸骨上縁と第 7 頸椎の midpoint に Y_t 軸を平行移動し、胸骨上縁、第 7 頸椎、 Y_t 軸の先端によってできる面に垂直で右側に向かう単位ベクトルを Z_t 軸とした。 Z_t 軸と Y_t 軸の外積を X_t 軸とした(図 2-2)。

肩甲骨の座標系の設定には肩甲三角(TS)、下角(AI)、肩峰角(AA)を用いた。TS から AA に向かう単位ベクトルを Z_s 軸とした。TS, AI, AA によりできる面に垂直で前方に向かう単位ベクトルを X_s 軸とした。 Z_t 軸と X_t 軸の外積を Y_t 軸とした(図 2-2)。

塩化ビニール製のパイプで半円状のフレーム(半径約 50 cm)を作り、 0° から 180° まで 10° 毎にマークを施した。実験参加者をこのフレームの前に立たせ、上肢を指定した位置に静止させ、肩甲骨に触診で装具をあてた。装具には 3 本のピンがついており、これを肩甲三角(TS)、肩峰角(AA)、肩甲下角(AI)にあてた。この状態で胸郭、肩峰、装具のセンサーの向きを同時に計測した。挙上角は、下垂位から肩甲骨面での 19 段階($0^\circ \sim 180^\circ$ の 10° 毎)の挙上角を指定した。測定は全て立位で行い、右側のみを計測した。1 つの挙上角での計測を終えたら、一度、上肢を下垂位にもどし、その後再び新たな挙上角を指定して計測した。

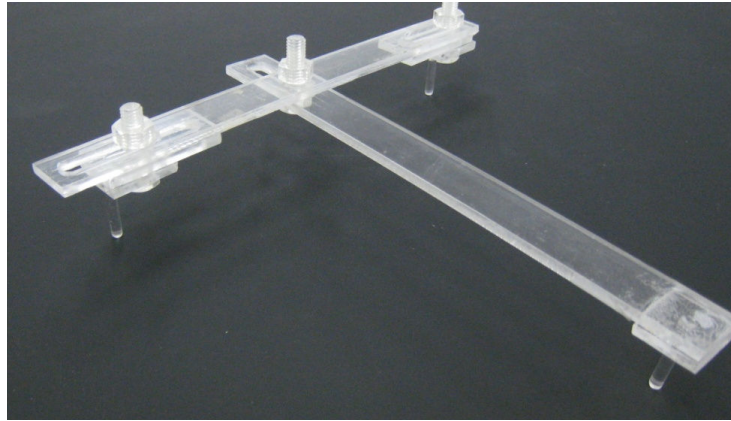


図 2-1 肩甲骨の方位を触診で測定するのに用いた装具

3本のピンが肩甲骨の骨特徴点に当たるように、位置や角度を実験参加者ごとに調整した。

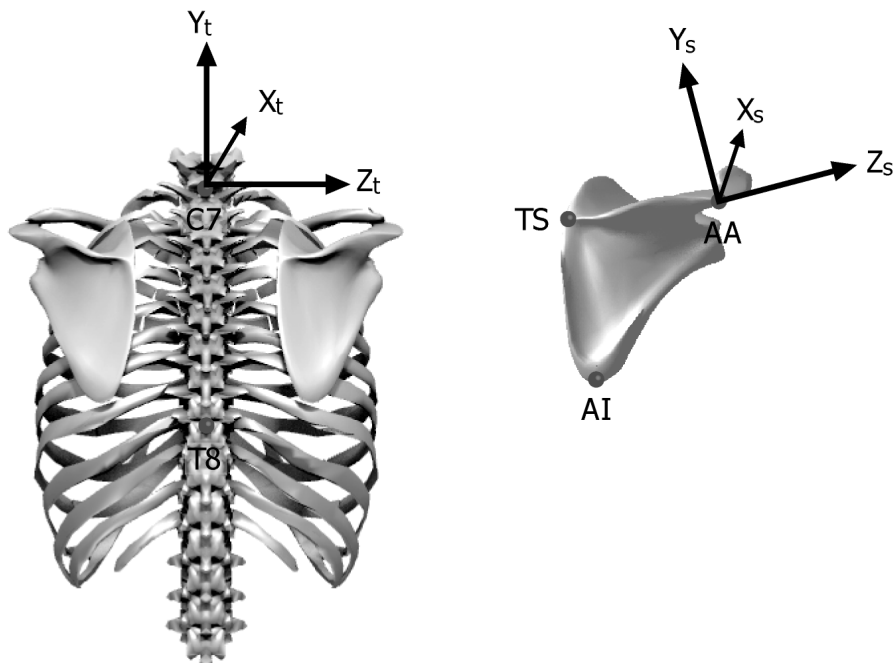


図 2-2 胸郭および肩甲骨に設定した座標系

TS=肩甲三角*, AI=下角, AA=肩峰角.

*TS=Trigonum Scapulae はそれに相当する日本語が存在しないため筆者が独自に「肩甲三角」と呼称を設定した。

2-2-3 データ解析

電磁ゴニオメータによって計測された胸骨上縁のセンサー，装具に貼付したセンサーおよび肩峰(体表)のセンサーの方位から，胸郭の座標系から見た装具と体表センサーの3次元方位を以下の回転行列を用いて求めた．胸郭(t)からみた装具(s)の回転行列 tR_s は，胸骨上縁のセンサー(ts)から見た胸郭(t)の転置回転行列 ${}^{ts}R_t^T$ ，トランスミッター(O)から見た胸骨上縁のセンサー(ts)の転置回転行列 ${}^OR_{ts}^T$ ，トランスミッター(O)からみた装具のセンサー(ss)の回転行列 ${}^OR_{ss}$ ，装具のセンサー(ss)からみた装具(s)の回転行列 ${}^{ss}R_s$ によって表される．

$$\begin{aligned} {}^tR_s &= {}^{ts}R_t^T {}^OR_{ts}^T {}^OR_{ss} {}^{ss}R_s \\ &= {}^tR_{ts} {}^{ts}R_O {}^OR_{ss} {}^{ss}R_s \end{aligned} \quad (1)$$

この時， ${}^{ts}R_t^T$ ， ${}^{ss}R_s$ は実験前に座標系の設定として計測されている．これらの値は一定とした． ${}^OR_{ts}^T$ ， ${}^OR_{ss}$ は試技によって得られる値である．次に，胸郭(t)からみた体表センサー(a)の回転行列 tR_a は，胸骨上縁のセンサー(ts)から見た胸郭(t)の転置回転行列 ${}^tR_{ts}^T$ ，トランスミッター(O)から見た胸骨上縁のセンサー(ts)の転置回転行列 ${}^{ts}R_O^T$ ，トランスミッター(O)からみた体表センサー(a)の回転行列 OR_a によって表される．なお，挙上角 0° のときの体表センサーからみた装具の回転行列 ${}^aR_{s0}$ によって，挙上角 0° のときは体表センサーの方位が装具の方位に一致するようにした．

$$\begin{aligned} {}^tR_h &= {}^{ts}R_t^T {}^OR_{ts}^T {}^OR_a {}^aR_{s0} \\ &= {}^tR_{ts} {}^{ts}R_O {}^OR_a {}^aR_{s0} \end{aligned} \quad (2)$$

先ほどと同様に， ${}^{ts}R_t^T$ ， ${}^aR_{s0}$ は一定の値とした．また， ${}^OR_{ts}^T$ ， OR_a は試技によって得

られる値である。

上記により得られた回転行列から，国際バイオメカニクス学会推奨の基準(Wu et al., 2005)に則って，肩甲骨の方位を表すカルダン角を算出した．胸郭と肩甲骨の座標系が一致している状態から，第1の回転を Yt 軸周りの回転，第2の回転を Xs 軸周りの回転，第3の回転を Zs 軸周りの回転とした．この第1の回転を外転角，第2の回転を上方回旋角，第3の回転を後方傾斜角とした(図 2-2，図 2-3)．

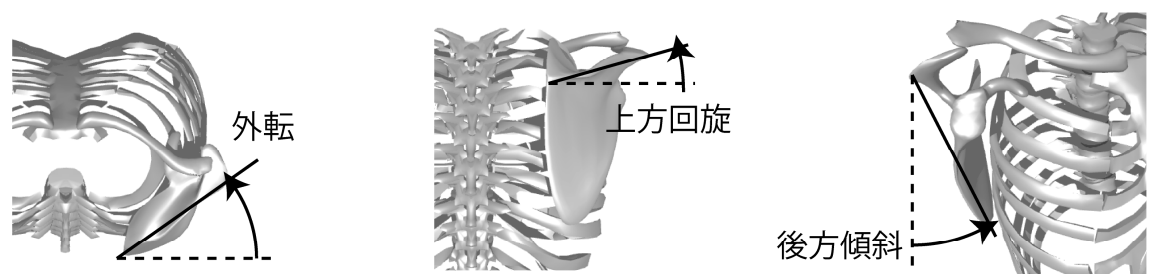


図 2-3 肩甲骨の方位を示すオイラー角(カルダン角)の概念図

装具の方位を実際の肩甲骨の方位と仮定して，体表センサーによる方位の測定誤差(e)を次式(3)によって算出した．

$$e = U_B - U_S \quad (3)$$

U_B は装具のセンサーの方位， U_S は肩峰のセンサーの方位を表す．この式を用いてオイラー角の各成分の差を算出した．また，一般的な誤差の評価は，測定値の差の2乗平均平方根によって行われる．そのため，式(3)によって得られる測定誤差(e)を2乗し，実験参加者全体で平均した後，その平方根を RMSE(Root-Mean-Squared Error)として算出した．

2-2-4 統計解析

データ処理によって各挙上角における肩峰に貼付したセンサーと装具により測定した肩甲骨の方位の各成分，外転角，上方回旋角，後方傾斜角をそれぞれ二元配置分散分析(測定方法×挙上角)で検定した．多重比較は Bonferroni の方法で行った．全ての統計的検定の有意性は危険率 5%未満で判定した．

2-3 結果

装具と体表のセンサーによる肩甲骨の方位を図 2-4 に示す。装具による肩甲骨の方位を真の値としたときの式(3)より得られる測定誤差を図 2-5 に、体表センサーの測定値の RMSE を図 2-6 に示す。

2-3-1 異なる測定方法による肩甲骨の方位

外転角は、装具による触診の測定では上腕の挙上に伴い緩やかに減少した(図 2-4)。外転角の減少は肩甲骨が内転していることを表している。体表のセンサーによる測定では、挙上角 100°程度までは装具の測定と同じ様に緩やかに外転角が減少した。それ以降の挙上角ではやや増加したため、装具との測定値の差が増大した。分散分析の結果では、測定方法×挙上角の交互作用が確認された($p < 0.001$)。多重比較の結果、挙上角 20°, 30°, 40°, 170°, 180°に測定方法による統計的有意差がみられた($p < 0.05$)。

上方回旋角は、装具の測定では上腕挙上を通じてほぼ一定の割合で負の値が増加した。これは肩甲骨が上方回旋したことを示している。体表のセンサーによる測定では、挙上角 90° 付近から上方回旋角の増加の傾きが減少し、装具との測定値の差が増大した。分散分析の結果では、測定方法×挙上角の交互作用が確認された($p < 0.001$)。多重比較の結果、挙上角 10°および 110°以降の挙上角で測定方法による統計的有意差がみられた($p < 0.05$)。

後方傾斜角は、装具の測定では上腕の挙上に伴い後方傾斜角は増大した。体表のセンサーによる測定では、装具による測定よりもやや緩やかな傾きで後方傾斜角が増加した。分散分析の結果では、測定方法×挙上角の交互作用が確認された($p < 0.001$)。多重比較の結果、挙上角 30°と 180°に測定方法による統計的有意差がみられた($p < 0.05$)。

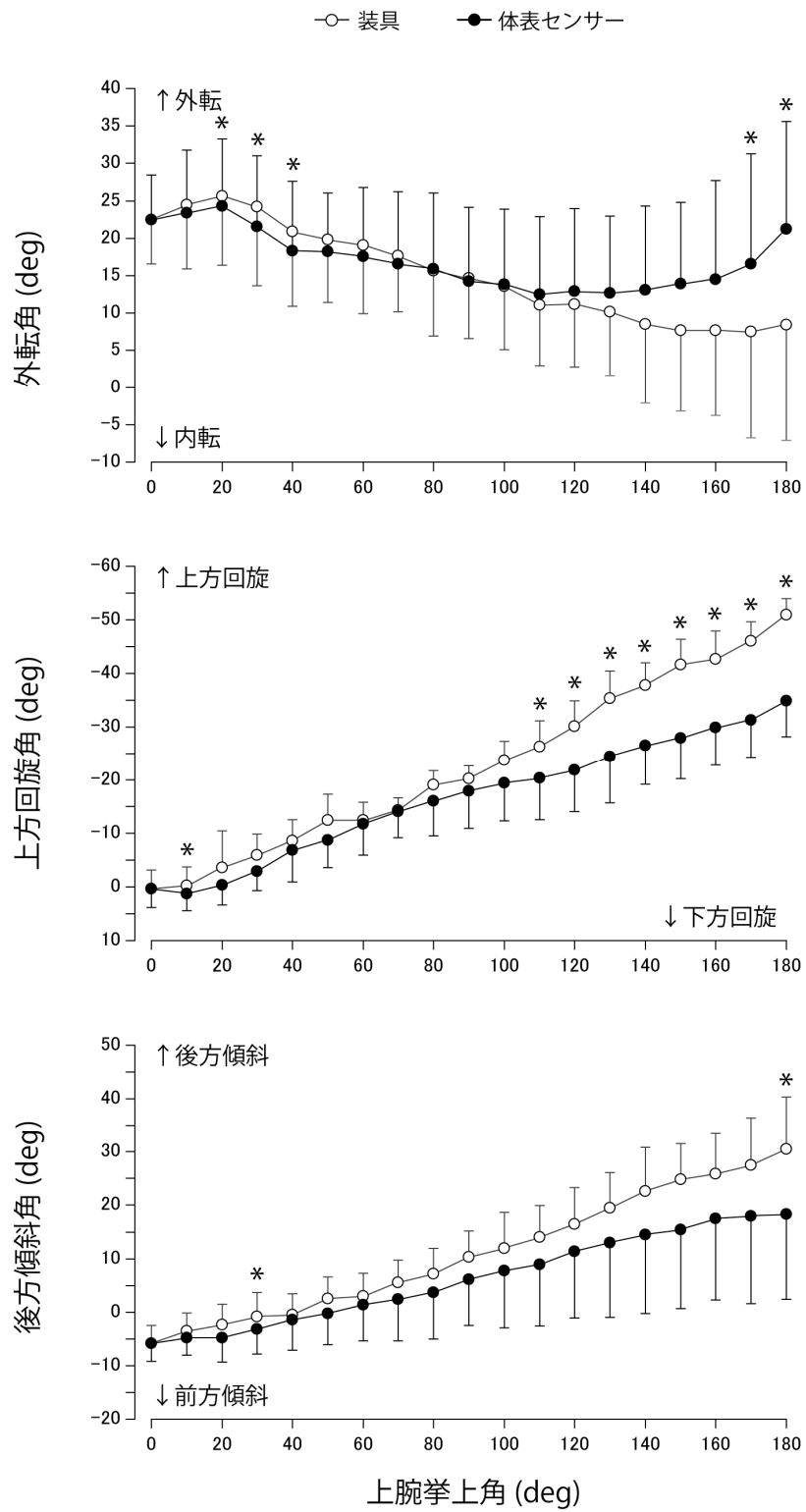


図 2-4 異なる測定方法による肩甲骨の方位

アスタリスク(*)は測定方法間の有意差を示す。

2-3-2 体表センサーの測定誤差

体表センサーの測定誤差の図において(図 2-5), 誤差が 0°よりも上方の場合は, 体表センサーによる測定がオイラー角の各軸周りの回転を過小評価しており, 0°よりも下方の場合は過大評価していることを示す.

外転角の平均値では挙上角 120°付近までは 0°に近い値を示しているが, 実験参加者により過大評価される者と過小評価される者に分かれた. 上方回旋角では挙上角 100°以降で誤差の平均値が増大しているが, 体表センサーによる測定は概ね過小評価することが示された. 後方傾斜角では緩やかに誤差の平均値が挙上に伴い増大しているが, 1 名をのぞき概ね過小評価している.

°

2-3-3 RMSE (root-mean-squared error)

外転角, 上方回旋角, 後方傾斜角のどの RMSE も挙上に伴い増加し(図 2-6), 上腕挙上全体を通じての RMSE はそれぞれ, 6.3°, 9.7°, 9.5°であった. Karuduna et al. (2001) が体表センサーによる肩甲骨の方位測定の妥当性を主張する挙上角 120°以下では, 外転角, 上方回旋角, 後方傾斜角の RMSE はそれぞれ, 3.2°, 5.9°, 6.0°であった.

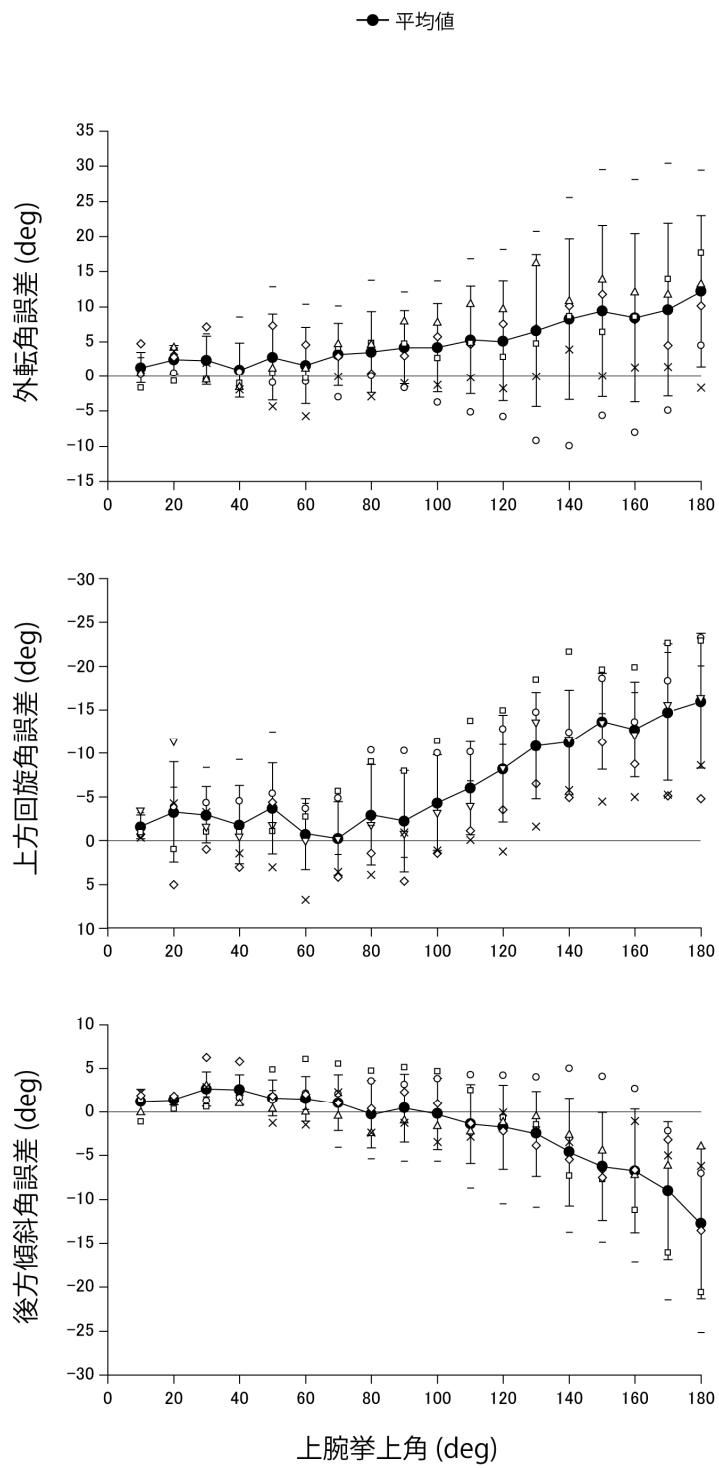


図 2-5 肩甲骨の方位の測定誤差

エラーバーは標準偏差を示す。●は平均値，それ以外の各シンボルは各被験者の測定誤差を示す。実験参加者ごとに異なるシンボルが割り当てられている。

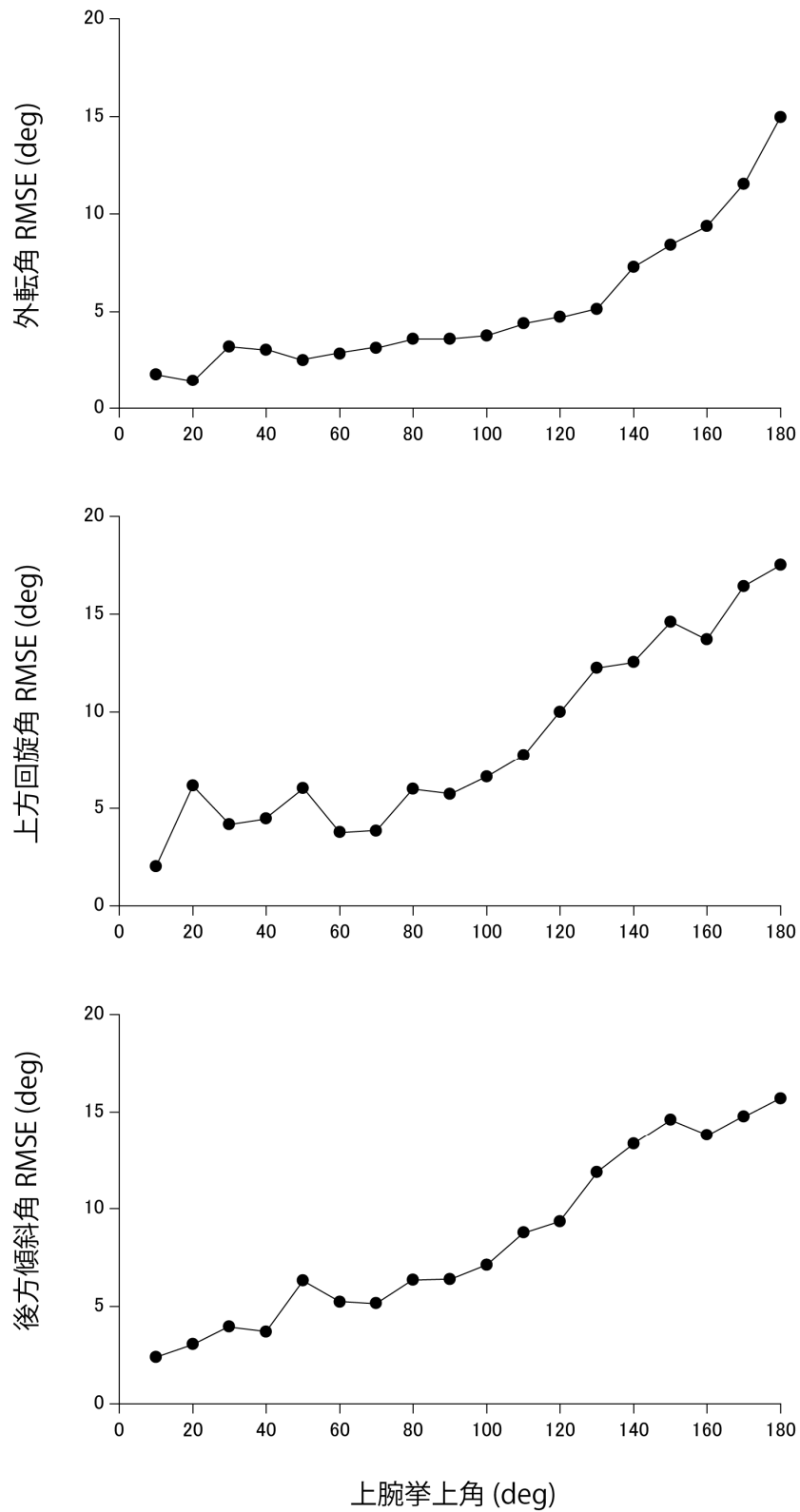


図 2-6 体表センサーによる測定の RMSE (root-mean-squared error)

2-4 考察

本章の目的は、肩峰の体表に貼付した電磁ゴニオメータのセンサーによる肩甲骨の方位の測定の妥当性を検討することであった。その結果、挙上角 120°付近までは装具による測定と同様の値を示した。また、上方回旋角や後方傾斜角は概ね過小評価される様子が観察された。

装具による肩甲骨の方位の変化は、侵襲的に測定したものと比較しても、妥当な値を示した(Berthonnaud et al., 2005; Ludewig et al., 2009; McClure et al., 2001)。肩甲骨の骨特徴点の位置は、献体を用いた検証で 1 cm 以下の誤差で触診できるため(Lewis et al., 2002)、触診や装具による肩甲骨の方位の静的測定は妥当である。そのため、体表のセンサーによる肩甲骨の方位の測定が妥当であるかどうかを検討するために装具による肩甲骨の方位を参照することは、上肢が静止しているときの測定であれば可能である。

本研究の結果より、体表に貼付したセンサーによる測定は、挙上角 120°付近までは装具による測定と同様の値を示した。また、上方回旋角や後方傾斜角は概ね過小評価される様子が観察された。これは、上腕骨が挙上していくと、上腕の皮膚と肩甲骨周辺の皮膚の距離が短くなり、肩峰付近の皮膚が弛むためであると推察される。この弛みによって骨と皮膚の方位の誤差が生じる。この誤差が上腕の挙上に伴い増大したと考えられる。

体表センサーからの測定は Karuduna et al. (2001)の主張通り、挙上角 120°以下では肩甲骨の方位の変化と同様の傾向を示すため、下垂位での座標系の設定を行うだけである程度の測定精度を確保できると推察される。Karuduna et al. (2001)が用いた侵襲的な方法では、測定のために肩甲骨に体表から刺したピンが皮膚の動揺を抑えている可能性が考えられた。そのため、本章では装具を用いた触診による測定を行った。しかし、Meskers et al. (2007)は装具を当てていることも肩峰の体表の向きに若干の影響を与えると報告している。そのため、本章の結果の誤差の方向(過大評価又は過小評価)と RMSE(誤差の 2 乗平均平方根)や Karduna et al. (2001)と Meskers et al. (2007)の報告を考慮すると、体表からの測定

では、方位のどの成分も 5° 程度、測定値に変化が生じると、そこでは肩甲骨の方位が有意に変化していると考えられる。

第 3 章

種々の負荷要因が肩甲骨の 3 次元回転運動に与える影響

3-1 上肢挙上時の外的負荷が肩甲骨の3次元回転運動に与える影響

3-1-1 目的

肩甲骨の回転運動は上肢挙上に必要不可欠である(Codman, 1934). 肩の機能を検討するために, 多くの研究者によって肩甲骨の回転が研究されてきている(Bagg and Forrest, 1988; Inman et al., 1944; Ludewig et al., 2009; McClure et al., 2001). また, 肩インピンジメント症候群などの肩の運動機能に障害がある患者では, この肩甲骨の回転に健常者と違いがみられることが報告されている(Endo et al., 2001; Hebert et al., 2002; Ludewig et al., 2000; Lukasiewicz et al., 1999). この違いがどのような原因で生じるかを検討するため, 外的負荷や動作速度の違いなど様々な条件での肩甲骨の運動の変化が調べられている(de Groot et al, 1998; Fayad et al., 2006; Michiels and Grevenstein, 1995).

上肢への外的負荷は, 日常生活, 労働作業, スポーツ活動など様々な場面で非常に頻繁に起こり得る. Codman(1934)が「肩甲上腕リズム(scapulohumeral rhythm)」という概念を紹介して以来, 上方回旋は肩甲骨の回転の第一義的な機能と位置づけられ, 多くの研究の対象になってきた. 動的な上肢挙上動作において, Michiels and Grevenstein (1995)は肩甲骨の上方回旋に外的負荷は有意な影響を与えなかったと報告している. McQuade and Smidt (1998)は最大努力の上肢挙上時の肩甲骨の上方回旋を3次元的に評価したところ, 肩甲上腕リズムが変化することを示した. さらに, Kon et al. (2008)は, 外的負荷によって肩甲骨の上方回旋角の増加が一時的に停滞し, 肩甲上腕リズムが変化することを示した. しかし, Högfors et al. (1991)や Johnson et al. (1993)がオイラー角を用いて示したように, 肩甲骨の方位は上方回旋以外にも3次元的に変化する. 上方回旋以外の回転, 特に後方傾斜は, 上腕骨の大結節が肩峰下に棘上筋腱および軟部組織を挟み込むのを回避するのに重要な役割を果たしていると考えられている(Kibler and Sciascia, 2010; Lukasiewicz et al., 1999; McClure et al., 2001). このように肩甲骨の回転を評価するのに3次元解析は必要不可欠であるが, 上肢挙上時の外的負荷の3次元的な影響は未だ十分に

検討されていない。

また、肩甲骨の3次元方位はオイラー角を用いて表されることが多いが、この方位だけでは3次元回転運動の状態を同定するには不十分である。上述したように、上肢挙上時の肩甲骨の回転は3次的に起こる。そのためオイラー角は肩甲骨の方位を記述するのに有用である。ところが、オイラー角では3次的な回転運動を必ずしも十分に記述することができない。オイラー角は基準となる座標系から対象の移動座標系までをそれらの座標系の3つの軸周りの回転で表現する。これは、方位がある瞬間における3次元空間内での向きを表していることを意味する。しかし、いかなる方位の変化も、直接の物理的原因は、回転運動によってもたらされる。この回転運動は、ある瞬間においては1つの任意の軸周りに生じている。そこで、3次元回転運動の状態を評価するには、その回転軸についても検討することが重要であると考えられる。

以上より、本節の目的は、上肢への外的負荷が肩甲骨の3次元回転運動に与える影響を検討することとした。肩甲骨の3次元回転運動の状態を評価し、方位の変化がどのような回転運動によってもたらされるのか検討するために、従来用いられている方位の他に回転軸の向きおよび回転量も併せて検討した。

3-1-2 方法

3-1-2-1 実験参加者

右肩に既往歴のない健常な成人男性 13 名(平均 \pm 標準偏差:年齢 22.9 ± 2.4 歳,身長 1.73 ± 0.04 m, 体重 67.2 ± 12.9 kg)が本研究に参加した. 参加者には, 文章および口頭で実験の目的, 方法, 安全性等を十分に説明した上で, 実験参加の同意を得た. なお, 本研究は早稲田大学「人を対象とする研究に関する倫理委員会」の承認を受けて行われた.

3-1-2-2 実験手順

右上肢の肩甲骨, 上腕骨, 胸郭の動きを電磁ゴニオメータ(Liberty, Polhemus 社製)を用いて計測した. トランスミッター(磁界発生装置, TX2 Source - Standard 2 inch)は実験参加者が座る椅子の後方(約 10cm)に設置し, 磁気センサー(RX2 Receiver - Standard)は両面テープで肩峰, 上腕, 胸骨, に貼付した. ペン型センサー(Stylus - 8 inch)を用いて, 触診により各骨特徴点と各センサーの相対的な位置を記録し, 移動座標系を胸郭, 肩甲骨, 上腕骨に設定した(図 3-1). 胸郭の移動座標系の設定には, 胸骨上縁(IJ), 剣状突起(XP), 第 7 頸椎(C7)および第 8 胸椎(T8)を用いた. XP と T8 の中点から IJ と C7 の中点へ向かう単位ベクトルを Y_t 軸とした. IJ, C7, T8 によりできる面に垂直で右側に向かう単位ベクトルを Z_t 軸とした. Y_t 軸と Z_t 軸の外積を X_t 軸とした. 肩甲骨の移動座標系の設定には, 肩甲三角(TS), 下角(AI)および肩峰角(AA)を用いた. TS から AA に向かう単位ベクトルを Z_s 軸とした. TS, AI, AA によりできる面に垂直で前方に向かう単位ベクトルを X_s 軸とした. Z_t 軸と X_t 軸の外積を Y_t 軸とした. 上腕骨の移動座標系は, 肩甲上腕関節回転中心(GH), 上腕骨外上顆(EL)および上腕骨内上顆(EM)を用いた. GH の位置は触診できないため, 肩甲上腕関節の屈曲/伸展および外転/内転を組み合わせた分回し運動を行い, その時の肩甲上腕関節のらせん軸から決定した(Monnet et al., 2007). EL と EM の中点から GH に向かう単位ベクトルを Y_h 軸とした. GH, EL, EM によってできる面に垂直で,

解剖学肢位を取ったときに前方に向かう単位ベクトルを X_h 軸とした。 X_h 軸と Y_h 軸の外積を Z_h 軸とした。これらの座標系の設定は国際バイオメカニクス学会が推奨する基準(Wu et al., 2005)に基づいて行われた。

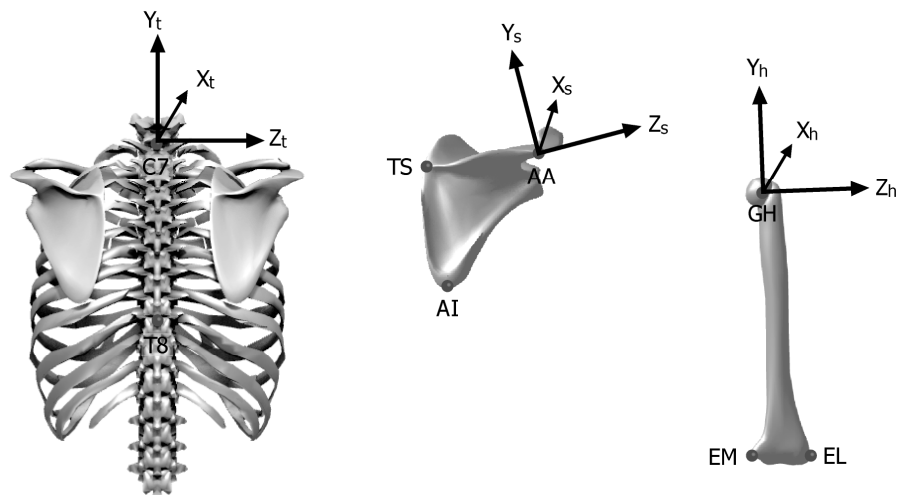


図 3-1 胸郭，肩甲骨，上腕骨に設定された座標系

C7=第7頸椎，T8=第8胸椎，IJ=胸骨上縁，PX=剣状突起，TS=肩甲三角*，AI=下角，AA=肩峰角，GH=肩甲上腕関節回転中心，EL=上腕骨外上顆，EM=上腕骨内上顆。

*TS=Trigonum Scapulae はそれに相当する日本語が存在しないため筆者が独自に「肩甲三角」と呼称を設定した。

実験参加者が行う運動課題は、3種類の外的負荷条件の下、肩甲骨面(前額面より 30° 前方)での上肢挙上とした。上肢挙上は肘を完全伸展の状態で行い、掌の方向が肩甲骨面と平行になるようにした。外的負荷としてウェイトディスク(2.5 kg, 5.0 kg)を使用し、ウェイトディスクは握らなくても保持できるように、掌にマジックテープで固定した。運動課題は全て両側同時に行い、試技中は肩甲骨の動きを妨げない背もたれのある木製椅子に腰かけて試技を行った(図 3-2)。動作時間はメトロノームを用いて調整し、挙上を約 6 秒(100 bpm で 10 拍)で行った。十分な練習の後、各試技を 3 回ずつ記録した。試技を行う際の外的負荷条件の順番は無作為に行った。なお、本節の実験は、第 3 章第 2 節(3-2)および第 3 章第 3 節(3-3)の実験と一連で行われた。

外的負荷に使用したウェイトディスクは金属製のため、電磁ゴニオメータの測定に影響することが懸念された。そのため、実験時のトランスミッター、センサー、ウェイトディスクの位置関係を模した環境でウェイトディスク(2.5kg : H-9150, 5.0kg : H-9155, TOEI LIGHT 社製)の影響を確認した結果、誤差は 0.02°以下であった。

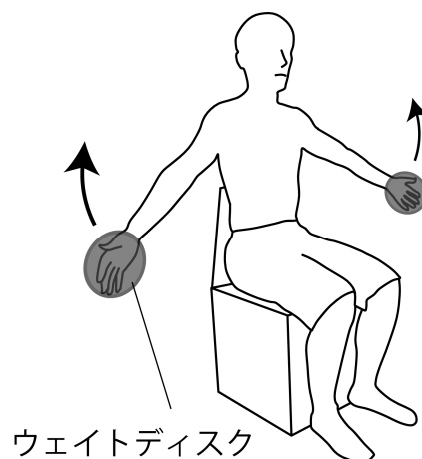


図 3-2 運動課題の様子

3-1-2-3 データ解析

電磁ゴニオメータを用いて胸郭および右側の肩甲骨と上腕骨に貼付したセンサーの方位を 240Hz で記録した。胸郭の座標系からみた肩甲骨と上腕骨の 3 次元的方位を以下の回転行列を用いてもとめた。胸郭(t)からみた肩甲骨(s)の回転行列 tR_s は、胸郭のセンサー(ts)から見た胸郭(t)の倒置回転行列 ${}^{ts}R_t^T$, トランスミッター(O)から見た胸郭のセンサー(ts)の倒置回転行列 ${}^OR_{ts}^T$, トランスミッター(O)からみた肩甲骨のセンサー(ss)の回転行列 ${}^OR_{ss}$, 肩甲骨のセンサー(ss)からみた肩甲骨(s)の回転行列 ${}^{ss}R_s$ によって表される。

$$\begin{aligned} {}^tR_s &= {}^{ts}R_t^T {}^OR_{ts}^T {}^OR_{ss} {}^{ss}R_s \\ &= {}^tR_{ts} {}^{ts}R_O {}^OR_{ss} {}^{ss}R_s \end{aligned} \quad (4)$$

胸郭(t)からみた上腕骨(h)の回転行列 tR_h は、胸郭のセンサー(ts)から見た胸郭(t)の倒置回転行列 ${}^{ts}R_t^T$, トランスミッター(O)から見た胸郭のセンサー(ts)の倒置回転行列 ${}^{ts}R_O^T$, トランスミッター(O)からみた上腕骨のセンサー(hs)の回転行列 ${}^OR_{hs}$, 上腕骨のセンサー(hs)からみた上腕骨(h)の回転行列 ${}^{hs}R_h$ によって表される。

$$\begin{aligned} {}^tR_h &= {}^{ts}R_t^T {}^OR_{ts}^T {}^OR_{hs} {}^{hs}R_h \\ &= {}^tR_{ts} {}^{ts}R_O {}^OR_{hs} {}^{hs}R_h \end{aligned} \quad (5)$$

この時、 ${}^{ts}R_t^T$, ${}^{ss}R_s$, ${}^{hs}R_h$ は実験前の座標系の設定として、上肢が下垂位の状態で触診によって計測されている。これらの値は一定とした。また、 ${}^OR_{ts}^T$, ${}^OR_{ss}$, ${}^OR_{hs}$ は 240Hz で得られる動作データである。

上記により得られた回転行列から、国際バイオメカニクス学会推奨の基準(Wu et al., 2005)に則って、肩甲骨および上腕骨の方位を表すカルダン角を算出した。胸郭と肩甲骨

の座標系が一致している状態から，第 1 の回転を Yt 軸周りの回転，第 2 の回転を Xs 軸周りの回転，第 3 の回転を Zs 軸周りの回転とした．この第 1 の回転を外転角，第 2 の回転を上方回旋角，第 3 の回転を後方傾斜角とした(図 2-3 参照)．また，上腕骨の方位を表すカルダン角は，胸郭と上腕骨の座標系が一致している状態から，第 1 の回転を Yt 軸周りの回転，第 2 の回転を Xh 軸周りの回転，第 3 の回転を Yh 軸周りの回転とした．この第 2 の回転を挙上角とした(図 3-1)．得られたデータは 6 Hz の遮断周波数で 4 次のバターワースフィルターを用いて，位相ずれの無いように平滑化した．

さらに，瞬間の肩甲骨の回転軸の向きと回転量を角速度ベクトルから求めた．角速度ベクトルは Winter (2005)の方法を用いて，肩甲骨の方位を表すカルダン角から算出した(付録 I 参照)．その後，回転軸の向きを pitch 角と yaw 角として球面座標で記述した(図 3-3)．

pitch 角は，肩甲骨の座標系の Y 軸に対する角度とし，上方または下方に向くとそれぞれ正の値または負の値を取る．yaw 角は，回転軸が肩甲骨の座標系の Z-X 平面に射影された時の-X 軸からの時計回りの角度である．外側または内側に向くとそれぞれ正の値または負の値を取る．したがって，本研究の定義では，回転軸の向きが肩甲骨の面に対し垂直であった(-X 軸と同じ方向を向く)場合，pitch 角および yaw 角はそれぞれ 0°の値を取る．

Karduna et al. (2001)によって上腕骨の挙上角が 120°以下の場合，肩峰に貼付したセンサーによる計測の妥当性が確かめられている．そのため，本研究では肩甲骨の方位および回転軸の向きは上腕の挙上角が 20°から 120°の 20°毎で方位および回転軸の向きの各成分を，各試技 3 回分，各実験参加者で平均した．回転量は角速度ベクトルの大きさを 20°毎で積分して求めた．回転量も各試技 3 回分，各実験参加者で平均した．

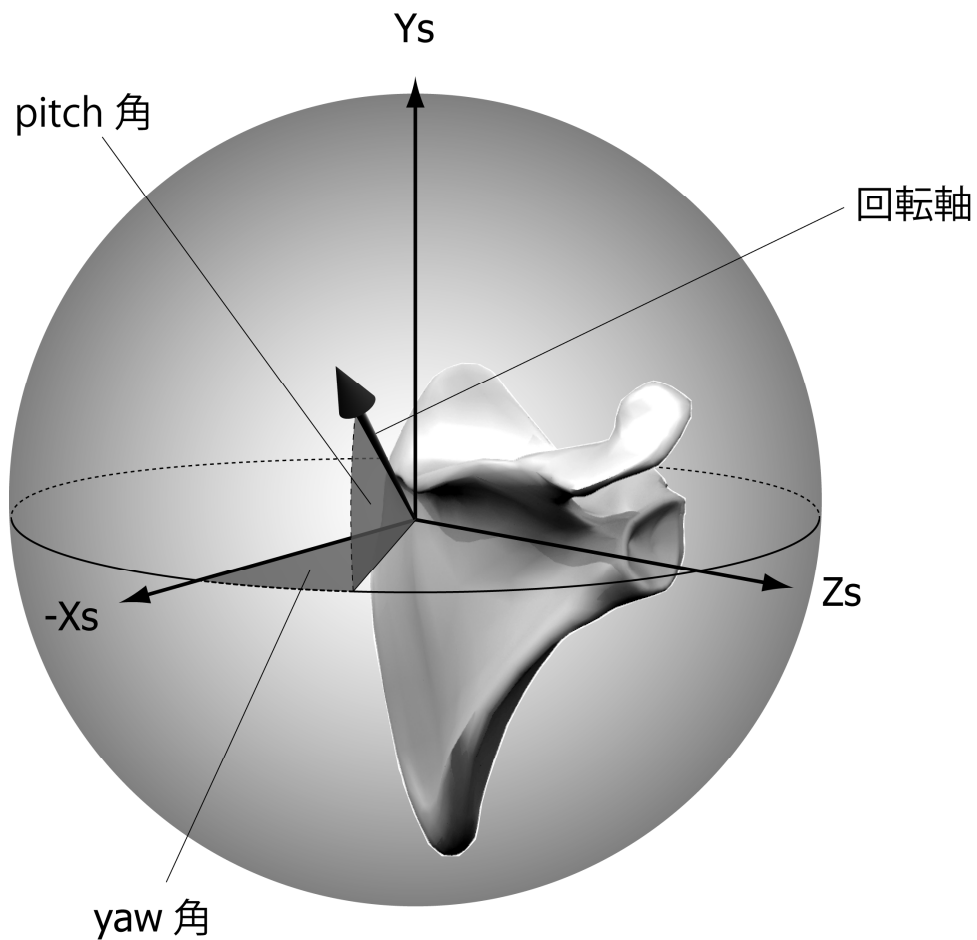


図 3-3 肩甲骨の回転軸の向き の定義

球面座標を用いて肩甲骨の回転軸の向きを定義した。pitch 角は肩甲骨の座標系の Y 軸に対する角度とした。yaw 角は回転軸が肩甲骨の座標系の Z-X 平面に射影された時の -X 軸からの時計回りの角度とした。

3-1-2-4 統計処理

肩甲骨の方位を表す外転角，上方回旋角，後方傾斜角と回転軸の向きを表す pitch 角，yaw 角および回転量に，外的負荷×挙上角の 2 元配置分散分析を行った。多重比較は Bonferroni の方法で行った。全ての統計的検定の有意性は危険率 5%未満で判定した。

3-1-3 結果

上肢挙上時の肩甲骨の方位，回転軸の向きおよび回転量を図 3-4 に示した。

3-1-3-1 肩甲骨の方位

外転角は，外的負荷条件にかかわらず 21° から 16° の間を推移しており，上腕挙上角や外的負荷による影響は見られなかった。上方回旋角は，角外的負荷条件を平均すると 1.7° から -31.5° へ上腕挙上に伴い上方回旋した。上方回旋角に外的負荷の影響は見られなかった。肩甲骨の方位では，後方傾斜角に外的負荷と挙上角の交互作用があった ($p < 0.001$)。外的負荷のない条件では，上腕の挙上に伴い -4.8° から 4.5° へ後方傾斜したが，外的負荷によってその程度は減少した。多重比較の結果，挙上角 40° 以降に外的負荷に伴って有意に後方傾斜角の減少がみられた ($p < 0.01$)。外的負荷の無い条件と 5.0 kg の外的負荷条件の差は挙上角 100° までに $4.6 \pm 1.8^{\circ}$ に広がった。外転角と上方回旋角には交互作用や主効果を含め，外的負荷の影響はみられなかった。

3-1-3-2 肩甲骨の回転軸の向きと回転量

回転軸の向きでは，pitch 角には交互作用および主効果を含め外的負荷の影響がみられなかったが，挙上角の主効果があった ($p = 0.01$)。多重比較の結果，挙上角 120° の pitch 角は挙上角 20° 以外と有意な差があり ($p < 0.05$)，挙上角 120° では外的負荷条件を平均すると 13.8° で，挙上角 100° までは， -5.9° であった。yaw 角では挙上角と外的負荷の交互作用がみられ ($p = 0.01$)，多重比較の結果，上腕挙上角 40° ， 60° ， 80° で外的負荷によって内側へ有意に変化した ($p < 0.01$)。yaw 角は外的負荷の無い条件での上肢挙上時に一定の値を取る傾向にあり，上腕挙上を通じて平均すると 16.9° だった。 5.0 kg の外的負荷条件では挙上角 20° で $12.1 \pm 20.4^{\circ}$ だったものが，挙上角 60° で $-4.1 \pm 13.4^{\circ}$ に減少した。外的負荷の無い条件との差は，挙上角 60° で最大 $13.2 \pm 12.0^{\circ}$ に広がったが，挙上角 100° までに

この差は消失した.

回転量では外的負荷と挙上角の交互作用がみられた($p = 0.02$). 外的負荷の無い条件では, 上腕の挙上に伴い $5.6 \pm 1.2^\circ$ から $7.5 \pm 1.3^\circ$ へ増加した. 多重比較の結果, 20° - 40° , 60° - 80° , 100° - 120° の挙上角に有意な差がみられ($p < 0.01$), 外的負荷によって最大 $1.2 \pm 1.9^\circ$ 増加した.

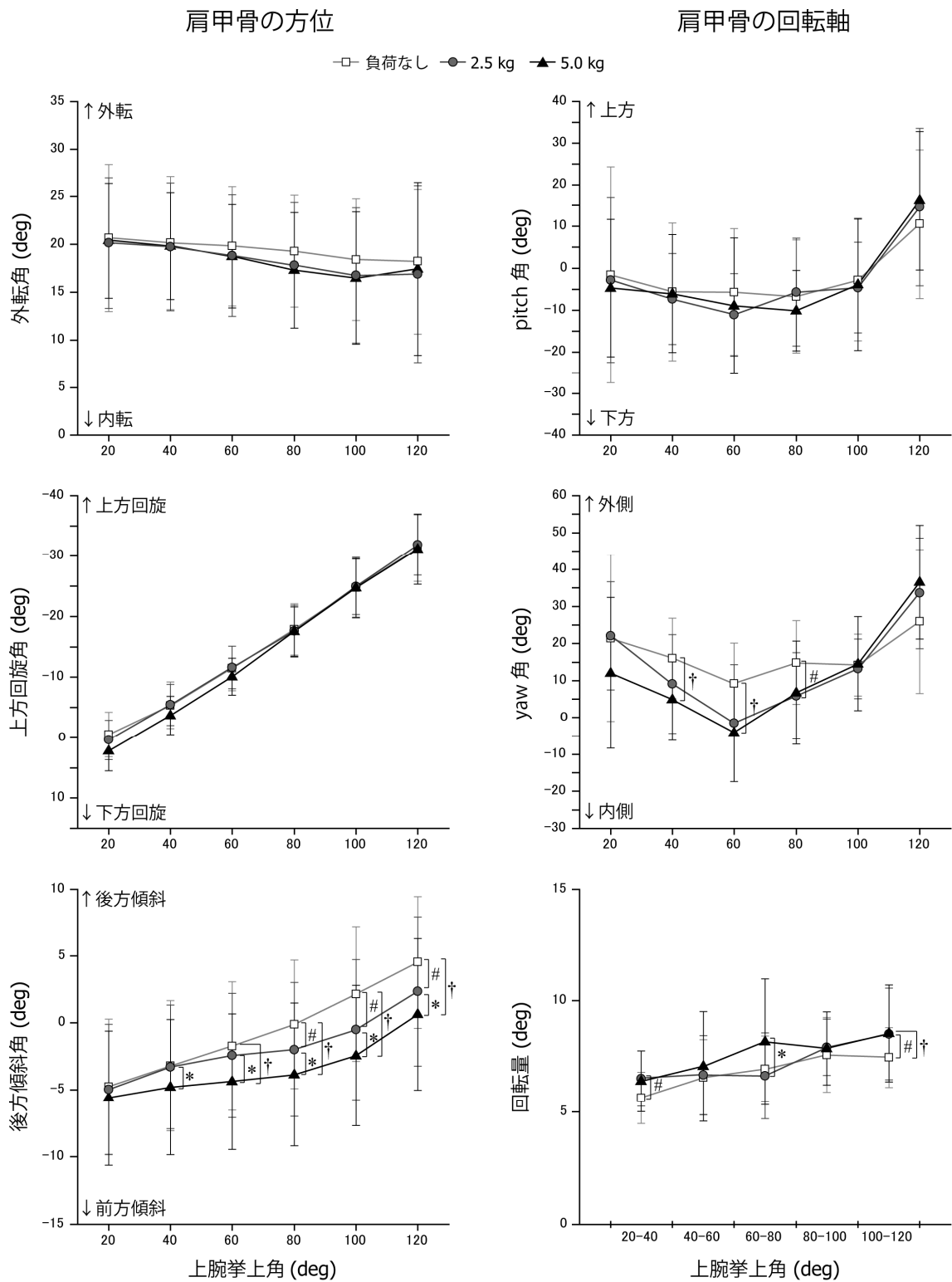


図 3-4 上肢挙上に伴う肩甲骨の方位と回転軸の変化

エラーバーは標準偏差を示す。シャープ(#), アスタリスク(*), ダガー(†)はそれぞれ外的負荷無しと 2.5 kg, 2.5 kg と 5.0 kg, 外的負荷無しと 5.0 kg の有意な差を示す。

3-1-4 考察

上肢の運動に対して外的負荷は日常生活やスポーツ活動等のあらゆる場面で頻繁にみられる。肩甲骨の回転が変化する原因を検討するため多くの研究が行われてきたが、肩甲骨の3次元回転に対する外的負荷の影響の詳細は明らかになっていない。また、肩甲骨の方位を示すのにオイラー角が通常用いられるが、このオイラー角だけでは3次元回転運動の状態を正確に把握することは困難である。以上のことから、本節では、3次元回転運動を方位と回転軸から記述し、外的負荷の影響を検討した。

本節の結果から、外的負荷が肩甲骨の3次元回転に与える影響が明らかになった。外的負荷は挙上角 40° 以降の後方傾斜角を減少させた。また、回転軸は外的負荷の無い条件では上肢挙上時にほぼ一定の向きを取ったが、外的負荷によってyaw角が挙上角 $40^\circ\sim 80^\circ$ で変化した。この変化は、上肢挙上時の後方傾斜角の変化が大きくなっていくのに先行して現れた。

本節の結果には、上方回旋角への外的負荷の影響に先行研究と一致する部分としない部分が観察された。本節の結果では、外的負荷の無い条件で肩甲骨の上方回旋と後方傾斜が上肢挙上に伴い観察され、これは多くの先行研究と一致する(Berthonnaud et al., 2005; Ludewig et al., 2009; McClure et al., 2001)。そのため、本研究の測定結果は妥当なものであったと考えられる。しかし、外的負荷による上方回旋角への影響には、先行研究との違いがみられた。本節の結果では、外的負荷は上方回旋角に影響を与えなかったが、先行研究では、上方回旋角が減少した(McQuade and Smidt, 1998; Kon et al., 2008)。McQuade and Smidt (1998)は本研究と同様の測定方法で肩甲骨上腕リズムを観察したが、外的負荷の与え方が本研究と異なっていた。彼らは等速性の挙上が行える機材を使用し、上肢挙上全域にわたる最大努力を課した。これは本研究でのウェイトディスクとは異なる負荷を与えている。そして、Kon et al. (2008)は3kgの重りを持って上肢を挙上する時の肩甲骨の上方回旋角を、2次元のX線ビデオと3次元コンピュータモデルで3次的に測定した。そ

の結果、上方回旋角が上肢挙上時に一時的に減少した。X線等による観察は、磁気センサーによる皮膚の上からの推定と異なり、より高い測定精度が得られていると考えられる。また、これらに加えて、動作速度が影響した可能性も懸念される。前述の McQuade and Smidt (1998)の研究では2.0~2.5秒で挙上を行っており、本節の動作時間よりも速かった。外的負荷の無い条件では動作速度の影響はみられない、又は非常に小さいと報告されているが(de Groot et al, 1998; Fayad et al., 2006; Michiels and Grevenstein, 1995)、外的負荷と動作速度の交互作用については先行研究がみられない。さらに、先行研究によっては詳細に報告されていないが、上肢挙上を両側性に行うか片側性に行うかによっても、上方回旋角に影響する可能性が考えられる。

本研究で用いた回転軸の向きに関する定義では、yaw角の減少(内側に傾斜する)は後方傾斜角の減少を引き起こす。本節の結果では、yaw角は外的負荷によって変化し、挙上角60°で外的負荷無しの条件との差が最大になり、挙上角100°までにその差は消失した。一方で、後方傾斜角は外的負荷によって減少し、外的負荷無しとの差は上肢挙上に伴い増大した。そして、挙上角100°で最大の差があらわれた。このように回転軸の向きが先に変化し、その後、方位の変化が顕在化する関係は、ある瞬間の方位はそれ以前の回転軸の向きによって決定されるという、物理的な関係が示されたものと考えられる。

肩甲骨の回転は肩甲帯の筋骨格系の総合的な作用によって起こる(Bagg and Forrest, 1986)。外的負荷無しの時の肩甲骨の回転軸の向きは挙上角100°まではほぼ一定であった。これは肩甲骨に作用する力のモーメントの総和の向きがほぼ一定であったことを示唆する。反対に、挙上角60°付近の外的負荷による回転軸の変化はこの力のモーメントの総和の向きに変化が生じたことを示すものである。この力のモーメントの向きの変化が、方位の差が顕著な挙上角100°ではなく、それ以前の挙上角60°付近で起きていたと推察される。

力のモーメントの総和の向きが変化した原因には、後方傾斜モーメントの総和が減少したことが考えられる。言い換えれば、外的負荷によって増大した肩甲上腕関節の外転モー

メントの反作用として、肩甲骨の前方傾斜モーメントが増大したといえる。僧帽筋上部、三角筋前部、上腕二頭筋、烏口腕筋は肩甲骨の前方傾斜モーメントに作用すると考えられる(Favre et al., 2009; Itoi et al., 2008; van der Helm, 1994)。そして、これらの筋活動は外的負荷に伴い増大することが報告されている(Alpert et al., 2000; Antony and Keir, 2009; Ludewig and Cook, 2000)。これに対して、僧帽筋下部と前鋸筋が肩甲骨の後方傾斜モーメント生成に重要な機能を果たしていると考えられている(Ludewig and Cook, 2000; van der Helm, 1994)。さらに、外的負荷の無い時の前額面での上肢挙上では挙上角 60°付近で前鋸筋が要求される肩甲骨の後方傾斜モーメントが最も大きくなる(van der Helm, 1994)。ところが、前鋸筋の高い活動を得るには 120°等のある程度の上肢の挙上が必要である(Moseley et al. 1992)。したがって、肩甲上腕関節の外転筋群によって生じる肩甲骨の前方傾斜モーメントは外的負荷によって増大するが、それに対して肩甲胸郭関節に作用する筋群が十分な後方傾斜モーメントを生み出せない状況が挙上角 60°付近で起こっていると推察される。

以上より、本節において外的負荷が上肢挙上時の肩甲骨 3 次元回転に与える影響を検討した。外的負荷により方位において後方傾斜角が減少するが、それに先行して回転軸の向きが変化していることが明らかとなった。時間的な差は方位がそれ以前の回転軸の向きによって決定される物理的な関係を示したと考えられる。また、外的負荷によって、肩甲骨に対して外側に向いていた回転軸が内側方向へ変化したことから、肩甲骨に作用する力のモーメントの総和の向きが変化したことが示された。

3-2 上肢挙上時の動作速度が肩甲骨の 3 次元方位に与える影響

3-2-1 目的

日常生活やスポーツ動作での様々な場面では、同じ動作においても異なる動作速度を求められることは頻繁にある。肩甲骨は複数の筋の協調的な作用で回転する(Inman et al., 1944; Bagg and Forrest, 1986)。素早い動作はその協調性に変化をもたらすと考えられ、それが肩甲骨の回転の変化に現れる可能性が考えられている。

動作速度を検討している先行研究では、2次元又は3次元の肩甲骨の方位が評価されている。なお、肩甲骨の動作解析に関する先行研究においては、動作速度は実際の角速度等ではなく動作時間によって評価されることがある。そのため、厳密には速度を規定していない場合でも、動作時間は動作速度を有意に変化させていると仮定し、これらを同義として扱い、本研究の以降の検討を行っていく。Michiels and Grevenstein (1995)は口頭での「早い動作」と「遅い動作」という上肢挙上の指示を与え、X線での測定をしたところ、動作速度による肩甲骨腕リズムの変化は確認されたが、その程度は非常に小さなものであったと報告している。同様の報告を de Grood et al. (1998)もしており、挙上から降下の周期的な動作を異なる周期時間で行い、そのときの上方回旋角をX線での測定をしたところ、周期時間による変化はあるが、やはりその程度は無視できるくらい小さいと報告した。また、Fayad et al. (2006)は Michiels and Grevenstein (1995)と同様の指示による動作速度の変化を用いて肩甲骨の3次元方位の検討を行い、方位に影響はないとしている。唯一、Sugamoto et al. (2002)は、de Grood et al. (1998)と同様の実験設定であるが、動作速度が肩甲骨腕リズムを変化させると報告している。速い動作時に挙上・降下の切り替え直後に肩甲骨腕関節の大きな貢献がみられ、それが徐々に低下することを示した。このように、動作速度に関する肩甲骨の回転には統一した見解は得られていないが、概ね動作速度の影響はない又は非常に小さいと考えられている。

また、この動作時間又は動作速度の問題は、第3章第1節でも触れたが、外的負荷との

関係が明らかになっていない。日常生活やスポーツ動作での様々な場面では、外的負荷を避けられない場面も多く存在する。動作速度の変化は肩甲骨の回転に対する外的負荷の作用を変化させると考えられるが、前述した動作速度を検討している先行研究では、外的負荷を課している運動課題はみられない。したがって、本節の目的は、第3章第1節によって一部明らかになった上肢挙上時の外的負荷による肩甲骨の方位の変化が、動作速度によってどのように変化するかを検討することとした。

3-2-2 方法

3-2-2-1 実験参加者

実験参加者は第3章第1節(3-1-2-1)と同じである。

3-2-2-2 実験手順

運動課題以外の実験手順は第3章第1節(3-1-2-2)と同じである。実験参加者が行う運動課題は、3種類の外的負荷(外的負荷なし、2.5 kg、5.0 kg)および動作時間(高速、中速、低速)の下、肩甲骨面(前額面より30°前方)での上肢挙上とした。動作時間はメトロノームを用いて調整し、高速は約1.2秒(100 bpmで2拍)、中速は約3.6秒(100 bpmで6拍)、低速は約6秒(100 bpmで10拍)で行った。十分な練習の後、各試技を3回ずつ記録した。試技を行う際の外的負荷および動作速度条件の順番は無作為に行った。

3-2-2-3 データ解析

肩甲骨および上腕骨の方位を表すカルダン角を用いて算出した。算出方法は第3章第1節(3-1-2-3)と同じである。上腕挙上角が20°から120°の20°毎で、肩甲骨の方位の各成分を、各試技3回分、各実験参加者で平均した。

3-2-2-4 統計解析

肩甲骨の方位を表す外転角、上方回旋角、後方傾斜角を従属変数として、外的負荷×動作速度×挙上角の3元配置分散分析を行った。多重比較はBonferroniの方法で行った。全ての統計的検定の有意性は危険率5%未満で判定した。

3-2-3 結果

3-2-3-1 動作時間

各動作速度条件における 20° ~ 120° までの上腕挙上に要した時間を図 3-5 に示す。高速、中速、低速の各動作速度条件で解析対象区間の時間は、それぞれ 0.78 秒、2.18 秒、3.64 秒であった。これらを挙上角の角速度に換算すると、それぞれ $129.0^{\circ}/s$ 、 $45.8^{\circ}/s$ 、 $27.4^{\circ}/s$ 、であった。

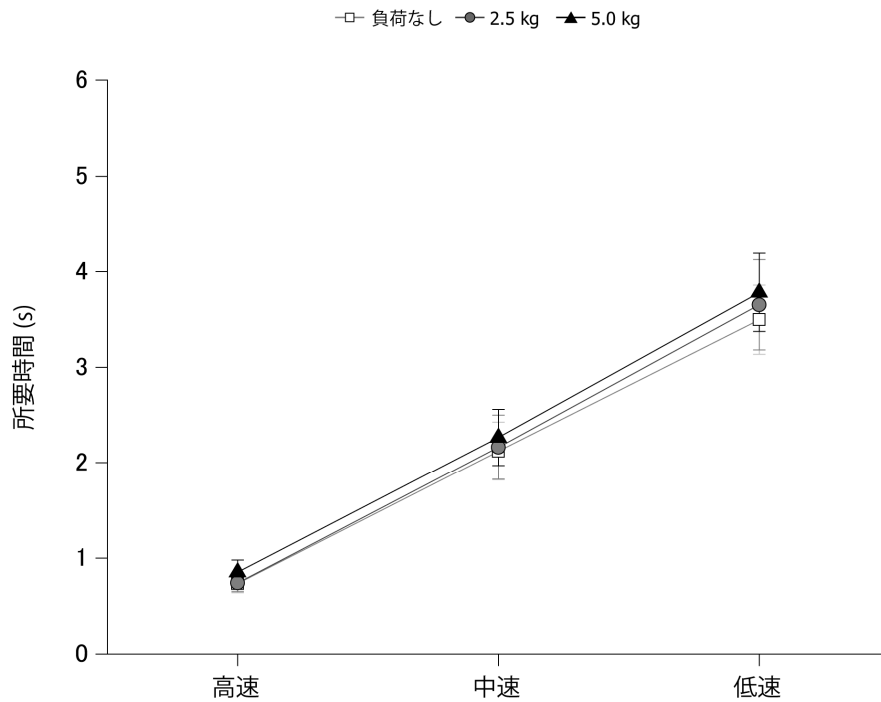


図 3-5 挙上角 20° から 120° までの上腕挙上に要した時間

3-2-3-2 肩甲骨の方位

動作速度条件ごとの外的負荷における肩甲骨の方位の変化を図 3-6 に示す。外転角における分散分析の結果、外的負荷と動作速度の交互作用が確認された($p = 0.02$)。多重比較の結果、動作速度が高速時の 2.5 kg と 5.0 kg、中速時の外的負荷無しと 2.5 kg および外的負荷無しと 5.0 kg に統計的有意差がみられた($p < 0.05$)。多重比較による最大の差は、中速の時の外的負荷無しと 2.5 kg の時に 2.6°の差がみられた。

上方回旋角では、外的負荷×動作速度×挙上角の交互作用があった($p < 0.001$)。しかし、多重比較の結果、最大の差は高速時の挙上角 20°で外的負荷による $3.1 \pm 2.3^\circ$ であった。したがって、外的負荷や動作速度の実質的効果は小さいと考えられる。

後方傾斜角では、外的負荷×動作速度×挙上角の交互作用があった($p < 0.001$)。外的負荷に伴いう後方傾斜の減少が低い挙上角でも明確になる傾向が若干みられたが、多重比較の結果、動作速度それ自体の効果は外的負荷×挙上角のどの水準においても確認されなかった。そのため、後方傾斜角においても、動作速度の影響は小さいと考えられる。また、どの動作速度条件でも挙上角 100°で外的負荷による差が最大になった。

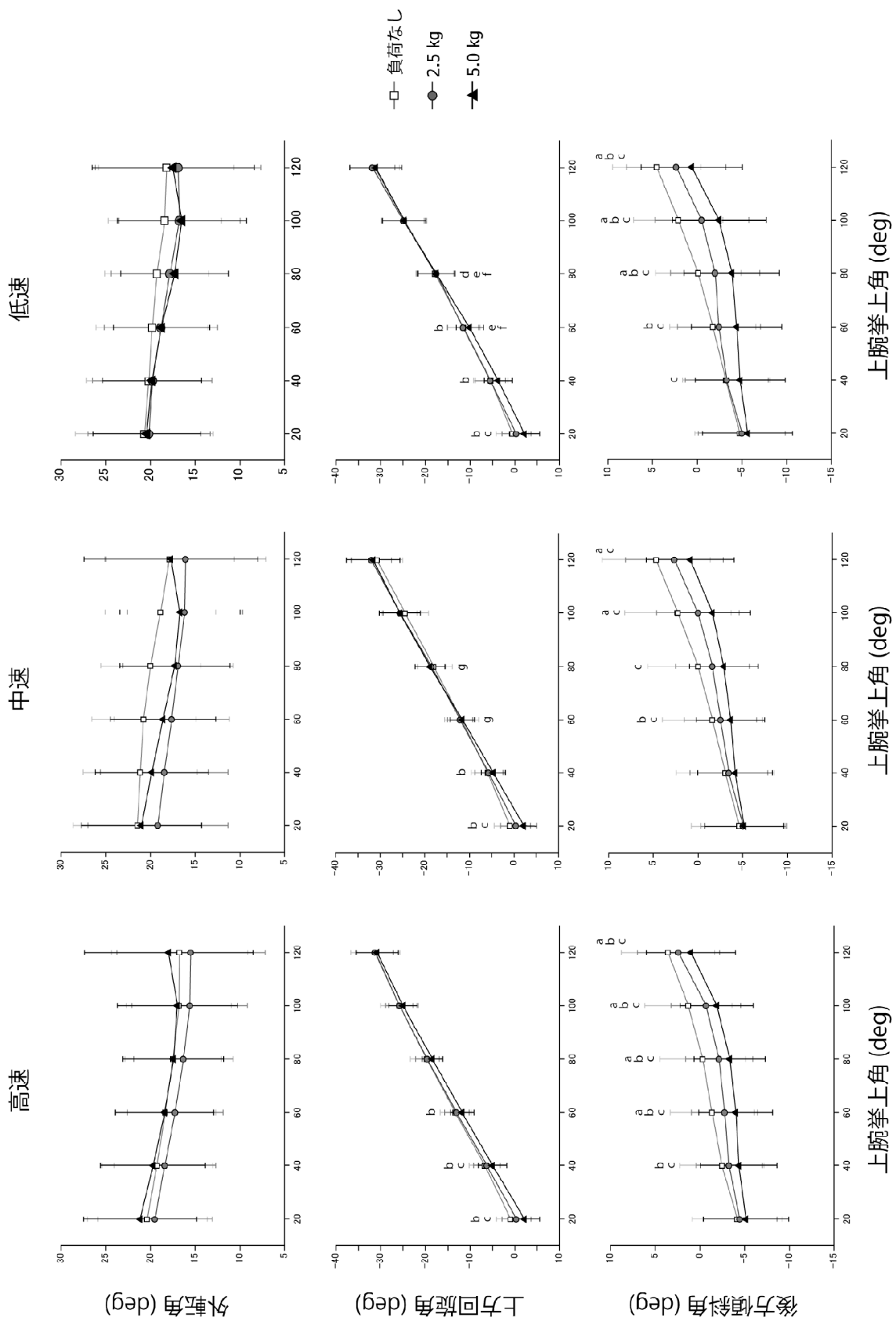


図 3-6 動作速度の変化に対する肩甲骨の方位の変化

エラーバーは標準偏差を表す。a は外的負荷なしと 2.5kg, b は 2.5kg と 5.0kg, c は外的負荷なしと 5.0kg の統計的有意差を表す。d は外的負荷が無いときの低速と高速, e は 5.0 kg のときの低速と中速, f は 5.0 kg のときの低速と高速, g は外的負荷が無い時の低速と中速の統計的有意差を表す。

3-2-4 考察

本節の目的は、異なる外的負荷および動作速度が肩甲骨の方位に与える影響を検討することであった。その結果、外的負荷による肩甲骨の後方傾斜が観察された。動作速度の影響も統計学的には確認されたが、皮膚表面から肩甲骨の方位を測定した第 2 章の結果や、本実験と同じ測定方法の妥当性を検討した報告(Karduna et al., 2005 ; Meskers et al., 2007)から判断すると、外転角や上方回旋角で 2~3°程度の差は測定誤差の範囲内とも考えられる。後方傾斜角の測定は過小評価される傾向にあることも考慮すると、本実験で得られている 5°程度の差は確実に存在した差と考えられる。したがって、動作速度は肩甲骨の方位に明確な差をもたらしたとは言い難い。

一般的に、静止状態からの運動で動作速度が増すことは、より大きな加速度が生じていることを示す。そして、大きな加速度は大きな力が作用していることを意味する。本節の実験では動作時間を規定した。これにより、動作速度が有意に変化したと考えられ、動作時間の短縮、すなわち動作速度の増大は、より大きな力やそのモーメントが上腕骨および肩甲骨に作用していたことを意味する。本節の結果で、動作速度の各水準で外的負荷の影響に明確な変化がみられなかったのは、動作速度の増大を引き起し、且つ、体節間の動きを変えないために必要なモーメントが肩甲上腕関節および肩甲胸郭関節の筋骨格系によって生み出されていたことを示す。

上肢の挙上は肩甲上腕関節と肩甲胸郭関節の多関節運動として捉えることができる。多関節運動では 1 つの関節運動によって他の関節に相互作用トルク(interaction torque)が生じ、相互作用トルクは動作速度に伴って増大する(Gribble and Ostry, 1999)。体節間の動きを同じにするためにこの相互作用トルクを相殺するような筋活動が運動の開始に合わせて生じることが報告されている(Gribble and Ostry, 1999)。したがって、本章の結果で動作速度の各水準で外的負荷の影響に明確な変化がみられなかったのは、速度の増大による肩甲骨回転のためのモーメント増大に対して、関連筋群の張力が時間的にも量的にも対応した

ことが考えられる。

前節(3-1)で外的負荷と動作速度の交互作用が考えられたが、本節の結果によって動作速度の影響は小さいことが示された。したがって、**McQuade and Smidt (1998)**の研究で、外的負荷の影響が本研究の前節(3-1)の結果と異なったことは、動作速度の影響ではなく外的負荷の程度の差によることが示唆された。挙上と降下の繰り返し動作を行った **Sugamoto et al. (2002)**が、低挙上角で上方回旋の変化を観察したのも、挙上と降下の動作局面を切り替えるのに大きな負荷(モーメント)が必要だった可能性が考えられる。

以上のことより、本節では、動作速度に大きな影響を受けない外的負荷の影響が観察された。肩甲骨の方位は外的負荷によって後方傾斜が減少するが、それは動作速度によって変化しなかった。このことは、動作速度によって体節間の動きが変わらないような力のモーメントが肩甲上腕関節および肩甲胸郭関節の筋骨格系によって生み出されていたことを示す。

3-3 上肢降下時の外的負荷が肩甲骨の3次元方位に与える影響

3-3-1 目的

上肢の挙上および降下において、肩甲骨の回転は必要不可欠である。Inman et al. (1944) が報告したように、上腕を下垂位の状態から挙上していく過程において、肩甲骨の上方回旋は上腕の挙上に対して低挙上位から連続的に貢献している。また、Johnson et al. (1993) の報告に示されているように、単純な肩関節外転動作(前額面での上腕挙上)においても肩甲骨の姿勢は上方回旋だけでなく3次元的に複雑に変化する。このような肩甲骨と上腕骨の協調的な動きは日常生活やスポーツ活動での上肢の運動においても重要であり (Amasay and Karduna, 2009; Bourne et al., 2007; Meyer et al., 2008; Miyashita et al., 2010; Rundquist et al., 2009; Sheikhzadeh et al., 2008), 肩に傷害のある患者では肩甲骨の動きが健常者と異なると報告されている (Borstad and Ludewig, 2002; Lukasiewicz et al., 1999; Ludewig and Cook., 2000)。しかし、このような差が現れるメカニズムについては未だ明確にされていない部分が多い。それには、Codman(1934)によって導入された「肩甲骨上腕リズム」という概念に代表されるような肩甲骨と上腕骨の動作の協調性が、健常者においても、どのような性質を持っているか十分に明らかになっていないことが原因の一つに挙げられる。

先行研究における肩甲骨の動きに関する研究では、上腕の挙上に関するものが大半を占めており、降下に関する研究の数は限られている。しかし、外的負荷のない状態では挙上時と降下時に肩甲骨の動きに差は小さいが存在するとの報告がある (Bourne et al, 2007; McClure et al., 2001)。肩甲骨は複数の筋の協調的な作用によって回転するが (Inman et al., 1944; Bagg and Forress, 1988), これらの筋の活動が挙上時と降下時では異なるとの報告もある (Ebaugh and Spinelli, 2010; Faria, C.D.C.D.M et al., 2008; Faria, C.D.C.D.M et al., 2009)。さらに、Borstad and Ludewig(2002)は肩に傷害のある患者は上腕の挙上時よりも降下時に疼痛を訴えると述べており、健常者と肩甲骨の回転が挙上と

降下で異なるとの報告もしている。一度挙げた腕は必ず下ろさなければならない。そのため、降下時に機能的変調をきたす可能性があるならば、降下時の肩甲骨の回転の特徴を明らかにすることもまた重要である。以上のことから、本節の目的は、上肢への外的負荷が上肢挙上および降下時の肩甲骨 3 次元方位に与える影響を検討することとした。

3-3-2 方法

3-3-2-1 実験参加者

実験参加者は第3章第1節(3-1-2-1)と同じである。

3-3-2-2 実験手順

運動課題以外の実験手順は第3章第1節(3-1-2-2)と同じである。実験参加者が行う運動課題は、3種類の外的負荷条件(外的負荷なし、2.5 kg、5.0 kg)の下、肩甲骨面(前額面より30°前方)での上肢挙上および降下とした。動作時間はメトロノームを用いて調整し、挙上を約6秒(100 bpmで10拍)、最挙上位での静止を約1.8秒(3拍)、降下を約6秒(100 bpmで10拍)で行った。十分な練習の後、各試技を3回ずつ記録した。試技を行う際の外的負荷条件の順番は無作為に行った。

3-3-2-3 データ解析

肩甲骨および上腕骨の方位を表すカルダン角を用いて算出した。算出方法は第3章第1節(3-1-2-3)と同じである。上腕挙上角が20°から120°の20°毎で、肩甲骨の方位の各成分を、各試技3回分、各実験参加者で平均した。さらに、方位(カルダン角)の各成分の変化量を挙上位が20°から120°の20°毎の5段階の区間において算出した。

3-3-2-4 統計処理

肩甲骨の方位を表す外転角、上方回旋角、後方傾斜角とそれぞれの変化量を従属変数として、外的負荷×挙上角×動作局面(挙上・降下)の3元配置分散分析を行った。外的負荷および局面に影響がみられた場合、Bonferroniの方法で多重比較を行った。全ての統計的検定の有意性は危険率5%未満で判定した。

3-3-3 結果

挙上および降下動作時の肩甲骨の方位を図 3-7 に、各区間での外転角、上方回旋角、後方傾斜角の変化量を図 3-8 に示す。

3-3-3-1 肩甲骨の方位

外転角は、降下時も挙上時と同様に 18°から 15°を推移していた。分散分析の結果、外的負荷の影響は統計的に有意ではなかった。挙上、降下の動作局面と挙上角には交互作用がみられた($p < 0.001$)。多重比較の結果、挙上角 120°と 100°以外の挙上位では動作局面による統計的有意差がみられ、降下時の挙上角 20° で外転角が $4.2 \pm 4.0^\circ$ (平均±標準偏差)減少していた。

上方回旋角では、外的負荷の無い条件では上腕の降下に伴い-29.2°から-1.1°に下方回旋した。外的負荷×挙上角×動作局面の交互作用があり($p < 0.001$)、動作局面によって外的負荷と挙上角の交互作用のパターンが異なることが示された。挙上時にはみられなかったが、降下時には外的負荷なしよりも 5.0kg の方が挙上位 20°で上方回旋角が $5.9 \pm 2.5^\circ$ 減少した。また、挙上位 60°と 40°では外的負荷に伴う動作局面の差がみられ、その差は外的負荷 5.0kg における挙上位 40°で降下時に $4.8 \pm 3.6^\circ$ 減少していた。

後方傾斜角では、外的負荷の無い条件では上腕の降下に伴い 4.3°から-6.7°に前方傾斜した。外的負荷×挙上位×動作局面の交互作用($p < 0.001$)があった。挙上時は外的負荷の増大に伴い高挙上角で後方傾斜角の減少がみられ、挙上角 100°で外的負荷なしよりも 5.0kg の方が $4.6 \pm 1.8^\circ$ 減少していた。また、降下時は、外的負荷によってほぼ一定の後方傾斜角の減少がみられた。そのため、挙上角 60°以下では、外的負荷によって動作局面の差がみられた。

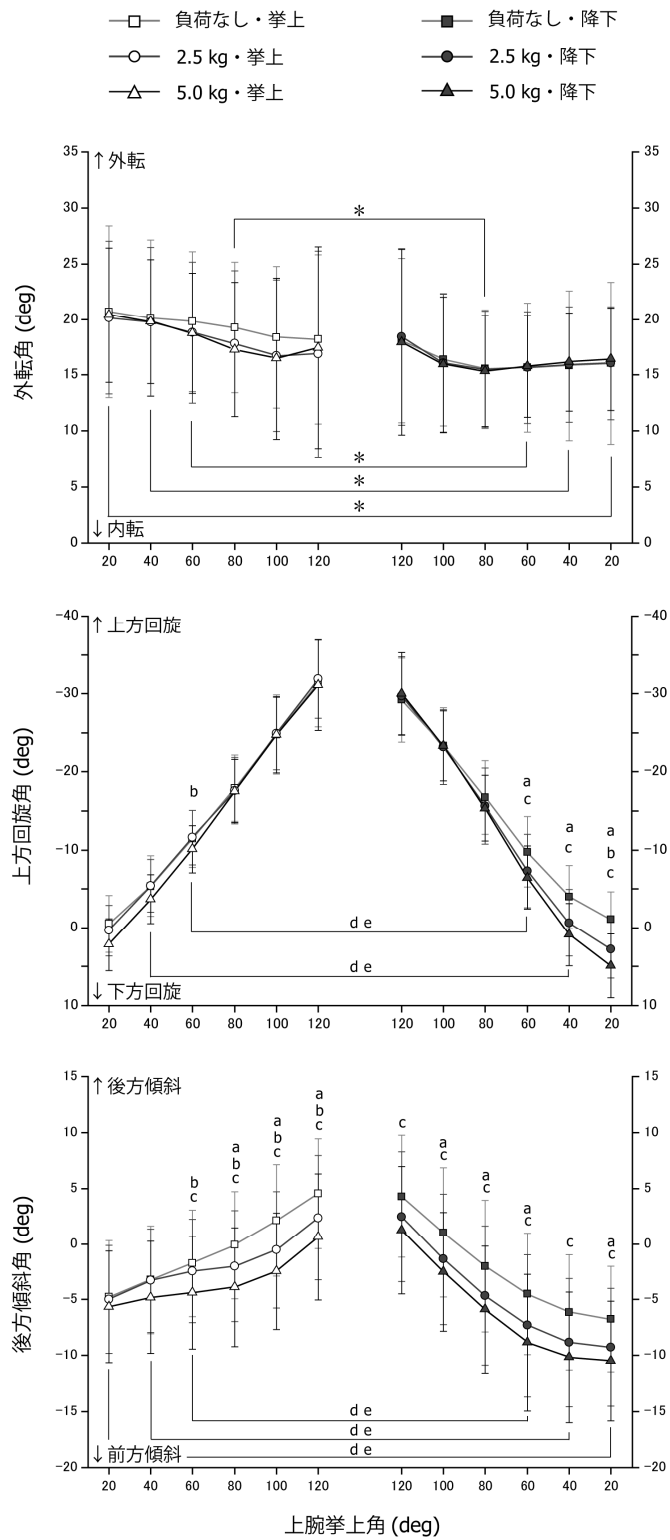


図 3-7 上腕挙上および降下時の肩甲骨の方位

エラーバーは標準偏差を表す。*は外転角における局面間の差を表す。aは負荷なしと2.5kg, bは2.5kgと5.0kg, cは負荷なしと5.0kgの差を表す。dは2.5kg, eは5.0kgの局面間の差を表す。

3-3-3-2 肩甲骨の方位の各成分の変化量

外転角では、挙上角×動作局面に交互作用($p = 0.01$)があったが、外的負荷の影響は有意ではなかった。挙上角 80-100°と 100-120°の外転角の変化量に動作局面の差がみられた。

上方回旋角では、外的負荷×動作局面($p < 0.001$)と挙上位×動作局面($p < 0.001$)に交互作用がみられた。挙上時は挙上角 60-80°にのみ外的負荷による上方回旋角の変化量の増大があったが、降下時では挙上角 40-60°～80-100°に増大がみられた。上方回旋角の変化量の差が最大になるのは、上方回旋角に差が現れるよりも前であった。

後方傾斜角では、外的負荷×挙上角×動作局面の交互作用があり($p = 0.04$)、動作局面によって外的負荷と挙上角の交互作用のパターンが異なることが示された。挙上時は挙上角 20-40°～80-100°に外的負荷による変化量の減少がみられた。また、挙上角 60-80°と 80-100°に挙上時よりも外的負荷による変化量の増大がみられた。

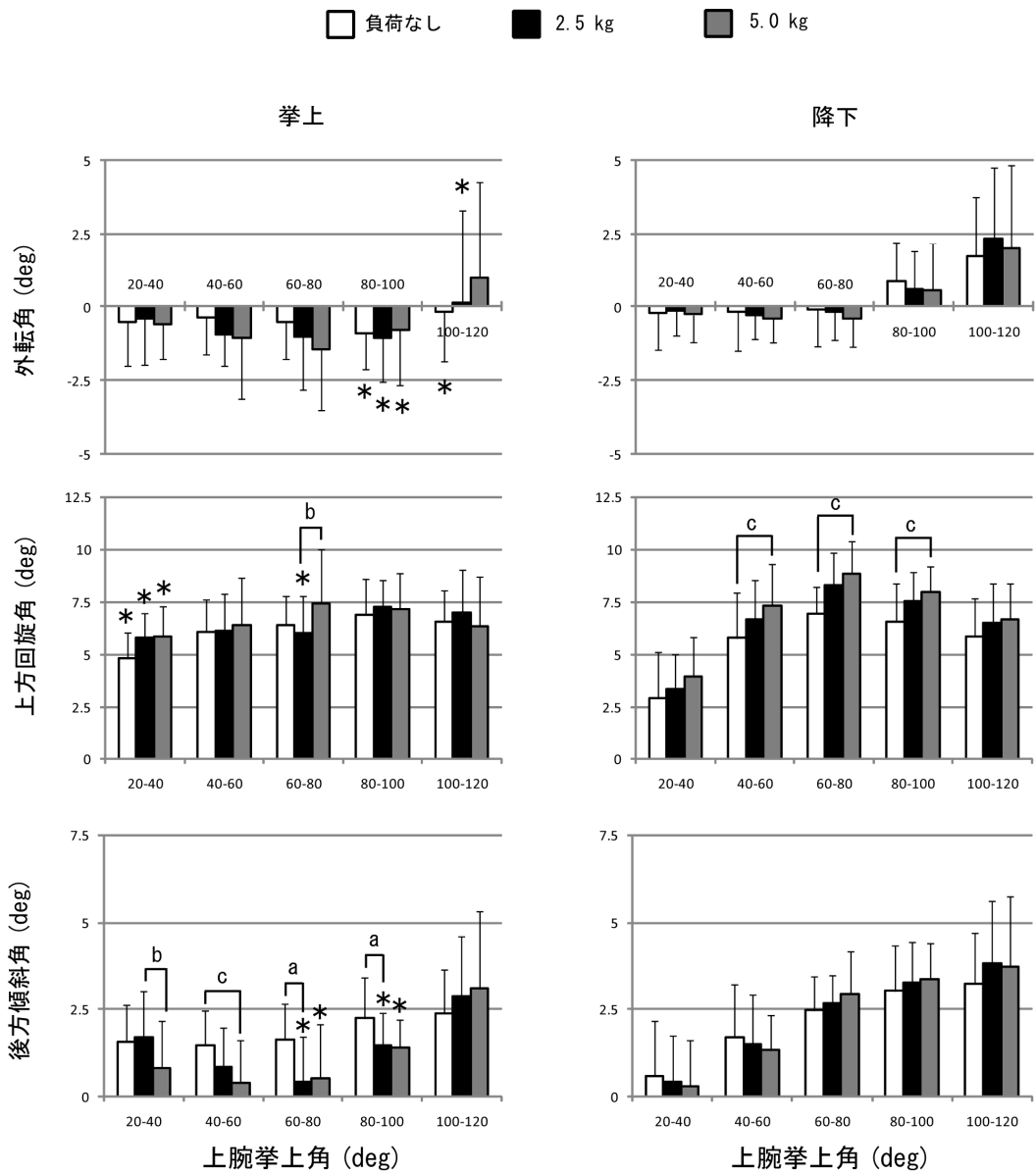


図 3-8 肩甲骨の方位の各成分の変化量

エラーバーは標準偏差を表す。a は負荷なしと 2.5kg, b は 2.5kg と 5.0kg, c は負荷なしと 5.0kg の差を表す。* は局面間の差を表す。

3-3-4 考察

本節の目的は、上肢への外的負荷が上腕挙上および降下時の肩甲骨 3 次元方位に与える影響を検討することであった。上腕挙上時では外的負荷により肩甲骨の後方傾斜の変化量が減少し、それに伴い、高挙上角で後方傾斜角が減少した。また、降下時では外的負荷によるほぼ一定の後方傾斜角の減少が観察された。さらに、低挙上角で外的負荷の増加に伴い上方回旋角の減少がみられ、これよりも高い挙上角で外的負荷により下方回旋量が増大していた。以上のように、本節において、外的負荷と動作局面によって肩甲骨の方位が 3 次元的に変化することが観察された。

挙上時の外的負荷の影響については第 3 章第 1 節(3-1)ですでに考察しているため、本節では割愛する。以降、降下時の外的負荷の影響と動作局面の差について考察する。

短縮性と伸張性では協働筋群の活動のパターンが異なるという報告(Nakazawa et al., 1993)や、僧帽筋上部、三角筋、前鋸筋の協調性に挙上と降下で違いがあるとの報告がある(Faria, C.D.C.D.M et al., 2009)。本実験での上肢挙上と降下における肩甲骨の動きの違いにも、先行研究と同様に三角筋、僧帽筋上部・下部、前鋸筋等の活動および張力のバランスの変化が起こったと考えられる。本実験における挙上時と降下時の方位やその変化量の差は、各筋の発揮している張力が挙上時と降下時で異なる可能性が示唆される。そして、降下時の外的負荷による上方回旋角の減少は、肩甲上腕関節よりも肩甲胸郭関節で上腕の降下を行ったことを意味し、肩甲上腕関節の角度が維持されるため、僧帽筋や前鋸筋よりも三角筋の張力発揮に有利な条件で降下した可能性が示唆される。60°~80°付近の挙上角で三角筋の外転トルクが最大になることが報告されており(Yanagawa et al., 2008)、本実験の挙上角 80°付近の上方回旋角とその変化量は上記の可能性を十分示している。これは、上肢挙上の筋疲労が三角筋に集中する(Minning et al., 2007)ことから考えられる。

さらに、Fayad et al. (2006)の報告によると、上肢降下時の挙上角 90°以下では、同じ挙上角に上肢を静止させたときの上方回旋角と比べると差がある。本実験では、上肢を静止

させた状態での肩甲骨の方位は測定していないが、方位に動作局面の差があったのは全て挙上角 80°以下であった。後方傾斜角の変化量は降下時の挙上角 60-80°および 80-100°で外的負荷によって挙上時よりも増加している(図 3-8)。これらのことから、肩甲帯の筋群の協調的機能に顕著な違いが生じてくるのは挙上角 80°以下であることが示唆された。随意的な制御が難しい前鋸筋等(Holtermann et al., 2010)を伸張性に制御しなければならないことが原因として推測される。また、外転角に局面の差が生じたのも同様の原因と考えられる。僧帽筋上部や中部の作用が前鋸筋や僧帽筋後部よりも相対的に大きくなったと推測される。

以上より、上肢への外的負荷が上腕挙上および降下時の肩甲骨 3 次元方位に与える影響が示された。上腕挙上時では外的負荷により肩甲骨の後方傾斜の変化量が減少し、それに伴い、高挙上角で後方傾斜角が減少した。また、降下時では外的負荷によるほぼ一定の後方傾斜角の減少が観察された。さらに、低挙上角で外的負荷の増加に伴い上方回旋角の減少がみられ、これよりも高い挙上角で外的負荷により下方回旋量が増大していた。これら、挙上と降下の動作局面によって肩甲骨の 3 次元方位への外的負荷の影響が変化することは、肩甲骨の回転に作用する筋骨格系の複数の要素の協調性が、動作局面によって変化することが示唆するものである。

第 4 章

総括論議

本研究は上肢挙上および降下における肩甲骨の回転がどのような条件で変化するかを明らかにすることを目的とした。上肢への外的負荷と動作速度について第3章第1節と第2節で検討し、第3節では降下時の外的負荷の影響を検討した。これらの結果をもとに本章では、回転の変化をもたらす筋骨格系の機能、傷害との関連、リハビリテーションやスポーツ動作への応用を考察していく。

4-1 種々の負荷要因の影響

まず、本研究によって得られた結果から上肢挙上および降下時における肩甲骨の3次元回転に種々の負荷要因がどのように影響するか整理する。第3章第1節では、上肢挙上時の外的負荷が肩甲骨の3次元回転運動に与える影響を検討した。その結果、上肢挙上に伴う後方傾斜が減少することが明らかになった。また、上肢挙上における肩甲骨の回転軸の向きは、外的負荷の無い条件では肩甲骨に対してほぼ一定の向きであったが、外的負荷によって肩甲骨に対する内側外側方向の向きを示すyaw角が内側方向へ変化した。この変化は、上肢挙上時の後方傾斜角の変化が大きくなっていくのに先行して現れた。このような方位と回転軸向きの変化の時間的な差は、方位の変化が回転運動によって生じるという物理的な関係を示している。さらに、回転軸の向きの変化は、肩甲骨に作用する力のモーメントの総和の向きが変化したことを意味する。

肩甲骨の方位に対する上記のような外的負荷の影響が、動作速度によって変化するかを第3章第2節では観察した。その結果、統計学的には動作速度が肩甲骨の方位の変化に影響していたが、その実質的な効果は小さかった。一般に、動作速度が増大すれば、その動きに要求される力は増大する。そのため、動作速度によって外的負荷の影響に明確な変化がみられなかったことは、肩甲骨と上腕骨の体節間の動きを変えないために必要な力のモーメントが肩甲上腕関節および肩甲胸郭関節の筋骨格系によって生み出されていたことを示す。

第3章第3節では、上肢降下時の外的負荷が肩甲骨の方位に与える影響を観察した。その結果、外的負荷が無い条件では、上腕挙上角に対する肩甲骨の方位は挙上時と降下時で同じであった。しかし、外的負荷によって降下時における上方回旋角は低挙上位で減少し、それに伴い、挙上時における同じ挙上角の値よりも減少していた。また、後方傾斜角は挙上時では高挙上位で外的負荷の影響がみられたが、降下時では高挙上角から低挙上角までの全般に渡ってほぼ一定の後方傾斜角の減少がみられた。そのため、上方回旋角同様、低挙上角で挙上時における同じ挙上角の値よりも減少していた。このように、挙上と降下の動作局面によって外的負荷の影響が変化することによって、肩甲骨の回転に作用する筋骨格系の協調性が動作局面によって変化することが示唆された。

4-2 肩甲骨の回転をもたらす筋骨格系の機能

肩甲骨の上方回旋は、古くから肩の運動機能を構成する主要な動きである(Cleland, 1881)。肩甲骨の回転に作用する筋骨格系の要素は複数あるが(Bagg and Forrest, 1988)、この上方回旋に作用する肩甲胸郭関節の筋は主に僧帽筋上部と下部および前鋸筋であると考えられている(Bagg and Forrest, 1988; Inman et al., 1944; Schenkman and Rugo de Cartaya, 1987)。肩甲骨の上方回旋の回転中心を検討した先行研究によると(Bagg and Forrest, 1988; Dvir and Berme, 1978)、上腕下垂位からの挙上開始直後は、肩甲骨の内側縁と肩甲棘の交点に位置し、挙上に伴い棘に沿って外側に移動していくとされている。そして、挙上終盤には肩峰角付近に留まるとされている。Poppen and Walker (1976)は挙上初期の位置は違うが、やはり挙上終盤では肩峰角付近に留まるとしている。van der Helm (1994)の報告では、僧帽筋上部の筋長は挙上初期から挙上角 100°程度に至るまで短縮し、挙上終盤ではほぼ一定の長さになっている。対して、前鋸筋は挙上初期から挙上角 30°程度まで一度伸張し、その後、短縮している。回転中心の位置が上肢挙上中盤以降に変化し、最終的に肩峰角付近に位置するという事は、この van der Helm (1994)のモデル解析の

結果と整合性が取れる。このように、健常者の肩甲骨の上方回旋は、挙上初期には僧帽筋の短縮によって、それ以降の挙上では前鋸筋の短縮によって生じていると考えられる。

本研究の第3章における挙上時の外的負荷による後方傾斜の減少は、前鋸筋の筋長が外的負荷の無い時よりも相対的に長くなっていたこと示す。それは、外的負荷によって肩甲骨が外転しなかったこと、上方回旋に変化が無かったこと、さらに、肩甲骨は鎖骨と胸郭によって移動の制限を受けることが挙げられる。そして、前鋸筋が外的負荷の無い時よりも短縮していないということは、肩甲骨に働くモーメントの総和に対して前鋸筋による作用の割合が減少していることを意味する。にもかかわらず、上方回旋は外的負荷の無い条件と同じように起きていた。このことは、上述の僧帽筋の短縮が代償的に起きていたことを意味する。このような場合、本研究第3章第1節の結果のように回転軸の向きが変化する。前鋸筋は肩甲骨の下角を前方および外側方に引き出すが、僧帽筋は肩峰を上方および内側方に引き上げるからである。僧帽筋上部による上方回旋の代償作用を考慮すると、傷害のある肩甲骨に起きていることが理解できるようになってくる。Ludewig and Cook (2000) が報告にしたように、肩に傷害のある患者で僧帽筋上部の活動が多いことや外的負荷の増加に伴う筋活動の増加が大きいことは、上方回旋時に僧帽筋が前鋸筋の機能の不足を補うように作用したことを示唆する。また、Vermeulen et al. (2001)の報告では肩に傷害のある患者で上方回旋が増大している。これは、痛みを避けるあまり、僧帽筋の張力を前鋸筋に対して相対的に大きくさせ過ぎている可能性が考えられる。

4-3 肩甲骨の回転の変化と傷害との関連

上肢運動時に肩甲骨の回転が通常の状態から逸脱することは、傷害の発生に結び付くと考えられている(Inman et al., 1944)。そして、上肢の挙上をもたらす肩の運動機能には、肩甲骨の上方回旋以外に外転・内転と後方傾斜も重要であると考えられている(Kibler and Sciascia, 2010)。

肩の傷害の代表的なものの一つに肩インピンジメント症候群があり、上腕骨が肩峰下で棘上筋や肩峰下滑液包を挟み込む現象のことである。挙上時に通常の肩甲骨の後方傾斜が起きれば、肩峰前部を上方へ開放し、肩峰や烏口肩峰靭帯と上腕骨との接触の可能性を下げられるはずである。しかし、本研究の第4章における挙上時の外的負荷の影響のように、外的負荷により肩甲骨の後方傾斜が妨げられることは、肩峰と上腕骨の距離を近づけ、それらの接触の可能性を高めていると考えられる。これは、上腕の大結節が接触するのは肩峰の前部であることや(Flatow et al., 1994)、肩峰の前方傾斜角が傷害と関連している(Prato et al., 1998)ことから推察される。実際、肩甲骨の3次元方位を観察している先行研究においては、肩に傷害のある患者の上肢の挙上において、Lukasiewicz et al. (1999)は後方傾斜の減少を、Endo et al. (2001)とLudewig and Cook (2000)は後方傾斜と上方回旋の減少を報告している。肩に傷害のある患者における肩甲骨の方位の変化(Lukasiewicz et al., 1999)と、本研究での外的負荷を課した条件における方位の変化は類似している。したがって、患者にとって自身の腕によって生じる肩甲骨の前方傾斜モーメントに対して、肩甲胸郭関節において十分な後方傾斜モーメントが生成できていないことが考えられる。肩甲骨を回転させる筋力に対して、自身の腕の重量による負荷が大きすぎる状態である。

このように、上肢挙上における肩甲骨の後方傾斜の減少は障害発生の危険性を増大させると考えられるが、本研究における外的負荷による後方傾斜の減少が直接的に傷害に結びつくとは判断するには至らない。肩の運動機能は、肩甲骨と上腕骨の協調的な動きによって達成される。特に、上腕の外旋は、肩峰と上腕骨の大結節の衝突を回避する上で、必要不可欠な運動である。したがって、本研究のように外的負荷等によって肩甲骨の後方傾斜が妨げられているような状況に加えて、上腕骨の外旋が妨げられると、傷害発生の危険性が飛躍的に増すと考えられる。

上肢の挙上に伴う肩甲骨の前方傾斜モーメントの増大を抑え、肩インピンジメント等の傷害を予防するためには、まず、外的負荷そのものを回避することが最も根本的な方法で

ある。しかし、現実的には外的負荷を避けられない場合に、いかに肩甲骨への負荷を軽減させるかが重要になる。例えば、肘をできるだけ屈曲させて挙上することによって、肩甲骨上腕関節を回転中心としたときの外的負荷を含む上肢全体に作用する重力のモーメントアームを短くすることが、肩甲骨の前方傾斜モーメントの増大を抑えることに有効であると考えられる。このときに、肘を 90°屈曲させ、前腕が前方を向くように上腕を内旋させる姿勢は避けるべきである。挙上角が 90°に近づくほど、重力の影響で前腕と手および外的負荷によって上腕に内旋モーメントが生じ、その姿勢を維持するために筋骨格系では外旋モーメントが必要となる。この上腕の外旋モーメントは上肢挙上時が肩甲骨面や前額面等で行われている場合、その反作用の大部分が、肩甲骨上腕関節を介して肩甲骨の前方傾斜モーメントとして作用する。さらに、上肢挙上時に前腕を内旋させるということは、肩峰と上腕の大結節の距離を近づけることを意味し、二重に傷害発生の危険性が増す。そのため、上肢挙上時に外的負荷が課されているときは、できるだけ肘は屈曲させ、上腕は外旋位で挙上することが、肩甲骨の前方傾斜モーメントの増大を抑え、傷害を予防するのに有効であると考えられる。これは、上肢の降下時にも同じことが言えるだろう。しかし、上肢降下時には、本研究の第 3 章第 2 節より、肩甲骨周辺の筋の協調性が変わる可能性があるため、挙上時よりも慎重に上肢の姿勢の選択および降下を行う必要があるかもしれない。また、肩に傷害のある患者が外的負荷の有無にかかわらず上肢を挙上および降下するときにも、同様の方策が傷害を悪化させないために有効である可能性であると考えられる。さらに、筋が未発達の子供が投動作を行う時に、投げる対象物が子供用に重量等が調整されていない場合には、上記のようにあらかじめ上腕の外旋位を準備して投動作を行うことも必要な対策であろう。

第 3 章第 1 節と McQuade and Smidt (1998)では、同様の測定方法で上肢挙上時の肩甲骨の方位に外的負荷が与える影響を検討しているが、その結果は、異なるものであった。第 3 章第 1 節では、外的負荷によって上肢挙上に伴う肩甲骨の後方傾斜のみが減少し、

McQuade and Smidt (1998)の報告では、その他の角度は評価されていないが、最大努力での挙上時に上方回旋が減少した。この結果の違いには動作速度が影響している可能性が懸念されたが、第3章第2節によって、それは大きな影響を与えないものと考えられた。したがって、外的負荷の程度によって肩甲骨の3次元方位の変化が異なることが推察される。外的負荷が小さいときは後方傾斜角のみに、外的負荷が大きくなると上方回旋角にも影響してくると考えられる。このことは、肩に傷害のある患者の上肢挙上時の肩甲骨の方位にも同様のことが考えられる。Lukasiewicz et al. (1999)の報告では、患者の肩甲骨の方位は後方傾斜角が変化しているが、Endo et al. (2001)やLudewig and Cook (2000)の報告では、後方傾斜角に加えて上方回旋角も健常者と比べて変化していた。肩に傷害のある患者の状態が健常者に外的負荷を課しているのと近い状態ならば、肩の機能障害の程度が、肩甲骨の方位の変化に現れてくる可能性がある。機能障害の程度が軽ければ後方傾斜角のみの変化で、程度が重ければ上方回旋角にも変化が生じてくるだろう。このような観点は、傷害や機能障害の程度を見積もることや、診断するのに役立つと考えられる。

外的負荷に対して肩甲骨の動きは変化するが、第3章第2節より、動作速度の影響はあまりみられなかった。そのため、上肢の挙上がゆっくりとした動作でも素早い動作でも、傷害発生の危険性には大きな影響を与えない可能性がある。これは、素早い上肢の動作はあまり必要ないと考えられる頭上での労働作業にも肩の傷害は発生している(Ludewig and Cook, 2000)ことから推察される。したがって、スポーツ活動等においても上肢の動作速度は傷害発生の主な要因にはならず、外的負荷や筋骨格系の機能不全によって通常の肩甲骨の回転から逸脱した状態で、上肢の挙上が繰り返し行われることが、肩の傷害発生の主な原因である可能性がある。

4-4 リハビリテーションやスポーツ動作への応用

ペインフルアーク徴候とは上腕外転時に挙上角 60°から 120°までの範囲で、肩に疼痛が

生じることである(Cloke et al., 2008). この痛みが生じる主な原因は、肩峰下滑液包の炎症や上腕骨と肩峰が棘上筋を挟み込むことによる筋の損傷である(Cloke et al., 2008). したがって、上肢挙上に伴う通常の肩甲骨の方位から変化することによって、ペインフルアーク徴候は生じるものであると推察される. 疼痛の症状が急性期を過ぎても改善しない場合には、リハビリテーションが必要になる. この時、痛みが生じる上肢挙上角における肩甲骨の方位を改善することが、主たる目的になると考えられる. しかし、第3章第1節の結果から、上肢挙上における肩甲骨の方位が変化する物理的な原因である回転運動の変化はそれ以前の上肢挙上角で起こっている. そのため、方位の変化が顕著になっている挙上角のみを注視してリハビリテーションを行うのではなく、回転運動自体が通常の状態から変化し始める挙上角を見付け、そこから改善するようリハビリテーションの処方が有効であると推察される.

本研究の結果から、挙上時の肩甲骨の後方傾斜の減少は、肩甲胸郭関節における後方傾斜モーメントが不足することが原因であると考えられる. また、本研究の第3章第2節より、低速における外的負荷による肩甲骨の方位の変化の原因は、肩甲骨の後方傾斜モーメントに関与する肩甲骨周辺筋群の最大発揮張力の限界ではないことを示唆している. 動作速度が増大すれば、筋の速度-張力関係から張力発揮では不利になるが、高速時に低速時と同じような外的負荷による方位の変化を維持するだけのモーメントを発揮することができたからである. 一般に周波数が2倍になれば加速度は4倍になり、4倍の力が作用することになる. 第4章第2節の結果では上肢挙上の角速度が低速から高速へ4.7倍になっているため、動作速度の力への影響は、外的負荷によるものよりも大きいと考えられる. このような後方傾斜モーメントに作用する筋は前鋸筋と僧帽筋下部である(Ludewig and Cook, 2000; van der Helm, 1994). これらの筋は、上肢の挙上が伴わないと随意的な制御が困難であると報告されている(Holtermann et al., 2010). しかし、バイオフィードバックによる学習によってある程度、随意的な制御が可能であった(Holtermann et al., 2010).

したがって、肩に障害のある患者のリハビリテーションにおいても、前鋸筋や僧帽筋下部の筋力を増大させることよりも、その制御を学習させることが重要になると考えられる。また、これらの筋の筋力の増大を目的とするトレーニングを行うならば、外的負荷を課すことよりも、できるだけ早く腕を動かそうとする方が高い筋活動が得られる可能性がある。実際は重力の働きを考慮しなければならないが、速度や加速度が一定の場合、質量や慣性モーメントが2倍になると2倍の力が作用することになるのに比べると、より効果的である。理想的なのは適当な重りをもって素早い動作を行うことだろう。

また、前節(4-3)において、傷害発生の危険性を低くするには、できるだけ肘を屈曲させ、上腕は外旋位で挙上および降下を行うことが有効であろうと述べたが、高いパフォーマンスを求めるスポーツ活動においてはこの限りではない。ボールのリリースや、ラケットのボールインパクトの瞬間では、手やラケットの大きな並進速度が要求される。これには打球や打動作における加速期での上腕の内旋が大きく貢献することが知られている(Tanabe and Ito, 2007)。この上腕の内旋を強く速く行うには、その直前の後期コッキング期の上腕の外旋による反動が重要である(Hirashima et al., 2008)。テニスのサーブではこのような上腕の外旋に肩甲骨の後方傾斜も貢献していることが報告されている(Konda et al., 2010)。そのため、後期コッキング期の上腕の外旋および肩甲骨の後方傾斜をより効果的に行うには、初期コッキング期において肩甲骨により大きな前方傾斜モーメントが作用するように上腕を挙上するのが効果的であると考えられる。具体的には、肘は90°屈曲し、上腕は内旋位を取ることである。しかし、このような上肢の姿勢による上腕の挙上は、傷害発生の危険性を高めると推察される。

以上より、本研究で得られた結果は、ヒトの身体運動における肩甲骨の運動学的特徴として重要な基礎的知見であり、関連分野の発展の礎となるものである。

4-5 本研究の限界および今後の展望

本研究で用いた測定では、肩甲骨自体の方位を測定しているのではなく、あくまで、その上の皮膚の方位を測定している。そのため、生体内の観測と異なり筋や皮下組織の影響を必ず受けることになる。したがって、分析において差がみられた場合にもその判断には慎重を期す必要がある。まず、触診による座標系の設定に、実施者による差が出てくる可能性がある。しかし、座標系の設定による多少の角度の違いは、オイラー角の変化量に大きな差を与えないことが示されている(Levasseur et al., 2007)。次に、差の程度の問題であるが、本研究で用いた測定方法は Karduna et al. (2001)によって妥当性が検討されている。それによると、肩甲骨面での上肢挙上時の肩甲骨の外転角、上方回旋角、後方傾斜角の測定誤差はそれぞれ 6.3° 、 9.4° 、 6.6° (2乗平均平方根)であった。しかし、この値は挙上角が 120° 以上の値も含まれている。挙上角 120° 以下に限ってみれば、それらの値を大幅に下回っている。特に後方傾斜角の誤差は 5° 以下である。したがって、第3章の結果とこの先行研究を考慮すると、方位のどの成分も 5° を超える差があれば、誤差に起因する差異ではない差と判断できると考えられる。本研究における挙上時の外的負荷による後方傾斜角の差は最大で $4.6 \pm 1.8^\circ$ であったため、測定誤差の可能性はある。しかし、Ludewig and Cook (2000)は本研究と同様の測定方法の再現性が非常に高いことを報告している。また、皮膚表面からの測定は一般的に骨の動きを過小評価する(Meskers et al., 2007)。これは、本研究の第2章においても確認されている。そのため、本研究における外的負荷による後方傾斜の減少は、測定誤差ではなく、肩甲骨の方位が確実に変化したことを示していると考えられる。

本研究は、肩甲骨の回転に関連するキネマティクスについて検討した。しかし、動きの原因はそこに働く力にある。肩の運動機能のメカニズムや肩甲骨の運動のメカニズムをさらに理解するためには、肩甲骨周辺の筋骨格系の各要素がどのような機能を果たしているのか、キネティクスの観点から、さらに検討されることが期待される。

4-6 結論

本研究は、ヒトの日常生活やスポーツ動作に不可欠な上肢挙上および降下時における肩甲骨の回転が、どのような条件で変化するかを明らかにすることを目的とした。その結果、外的負荷は肩甲骨の回転軸の向きと後方傾斜角を減少させた。回転軸の向きの変化は後方傾斜角の変化に先行して現れた。動作速度は、外的負荷の影響を大きくは変化させなかった。そして、降下時では外的負荷によるほぼ一定の後方傾斜角の減少し、低挙上位で外的負荷の増加に伴い上方回旋角の減少がみられた。これらの結果は、ヒトの身体運動における肩甲骨の運動学的特徴として重要な基礎的知見である。理学療法やスポーツ動作等の関連分野に多くの示唆を与えると同時に、それら研究分野の発展の基礎となるものである。

謝辞

本研究は、早稲田大学人間科学学術院鈴木秀次教授の指導の下に行われました。鈴木先生には学部、修士を通じて長い間、本当にお世話になりました。常に温かい御指導を賜りましたこと、厚く御礼申し上げます。

早稲田大学人間科学学術院藤本浩志教授には、貴重な御助言と論文指導を賜りました。早稲田大学スポーツ科学学術院矢内利政教授からは、多くの御助言と丁寧な論文指導を賜りました。先生方に心より感謝申し上げます。

鈴木秀次研究室の皆さんと共に学べたことはとても貴重な経験でした。どうもありがとうございました。

最後に、私のこれまでの生活を支えてくれた家族、友人、知人の全ての方に、心より感謝申し上げます。本当にありがとうございました。

研究業績

本論文の内容の一部は、以下の学術誌に掲載される。

1. 井上恒, 矢内利政, 鈴木秀次, 2011. 上肢への外的負荷が上肢挙上および降下時における肩甲骨の3次元運動に与える影響. 東京体育学研究 2 (印刷中).

本論文の内容の一部は、以下の学会において発表されている。

1. 井上恒, 矢内利政, 鈴木秀次, 2010. 上腕挙上時の外的負荷が肩甲骨の3次元方位と回転軸に与える影響. 第21回日本バイオメカニクス学会大会, p97.
2. Koh Inoue, Toshimasa Yanai, Shuji Suzuki, 2010. Orientation of scapular rotation axis during arm elevation in the scapular plane. 6th World Congress of Biomechanics, Book of Abstract, p322.
3. 井上恒, 矢内利政, 鈴木秀次, 2010. 上肢への外的負荷が上肢挙上および下制時における肩甲骨の3次元運動に与える影響. 第1回東京体育学会大会, p15.
4. Koh Inoue, Shuji Suzuki, 2005. Estimation for dynamic measurement of scapula kinematics using electromagnetic tracking device. 20th International Society of Biomechanics.

引用文献

- Alpert, S.W., Pink, M.M., Jobe, F.W., McMahon, P.J., Mathiyakom, W., 2000. Electromyographic analysis of deltoid and rotator cuff function under varying loads and speeds. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 9(1), 47-58.
- Amasay, T., Karduna, A.R., 2009. Scapular kinematics in constrained and functional upper extremity movements. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 39 (8), 618-627.
- Antony, N.T., Keir, P.J., 2010. Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20(2), 191-198.
- Bagg, S.D., Forrest, W.J., 1986. Electromyographic study of the scapular rotators during arm abduction in the scapular plane. *American Journal of Physical Medicine* 65 (3), 111-124.
- Bagg, S.D., Forrest, W.J., 1988. A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 67 (6), 238-245.
- Barnett, N.D., Duncan, R.D.D., Johnson, G.R., 1999. The measurement of three dimensional scapulohumeral kinematics - a study of reliability. *Clinical Biomechanics* 14 (4), 287-290.
- Berthonnaud, E., Herzberg, G., Zhao, K.D., An, K.N., Dimnet, J., 2005. Three-dimensional in vivo displacements of the shoulder complex from biplanar radiography. *Surgical and Radiologic Anatomy* 27 (3), 214-222.
- Borstad, J.D., Ludewig, P.M., 2002. Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clinical Biomechanics* 17(9-10),

650-659.

- Bourne, D.A., Choo, A.M.T., Regan, W.D., MacIntyre, D.L., Oxland, T.R., 2007. Three-dimensional rotation of the scapula during functional movements: an in vivo study in healthy volunteers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 16(2), 150-162.
- Cathcart, C.W., 1884. Movements of the Shoulder Girdle involved in those of the Arm on the Trunk. *Journal of Anatomy and Physiology* 18(Pt 2), 211-218.
- Cleland, J., 1881. A lecture on the shoulder-girdle and its movements. *The Lancet* 117(2999), 283-284.
- Cloke, D.J., Watson, H., Purdy, S., Steen, I.N., Williams, J.R., 2008. A pilot randomized, controlled trial of treatment for painful arc of the shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 17 (1 SUPPL.), S17-S21.
- Crosbie, J., Kilbreath, S.L., Dylke, E., 2010. The kinematics of the scapulae and spine during a lifting task. *Journal of Biomechanics* 43(7), 1302-1309.
- Codman E.A., 1934. *The shoulder*. Thomas Todd, Boston, pp. 32-64.
- Dayanidhi, S., Orlin, M., Kozin, S., Duff, S., Karduna, A., 2005. Scapular kinematics during humeral elevation in adults and children. *Clinical Biomechanics* 20(6), 600-606.
- de Groot, J.H., 1999. The scapulo-humeral rhythm: effects of 2-D roentgen projection. *Clinical Biomechanics* 14(1), 63-68.
- de Groot, J.H., Valstar, E.R., Arwert, H.J., 1998. Velocity effects on the scapulo-humeral rhythm. *Clinical Biomechanics* 13(8), 593-602.
- de Groot, J.H., van Woensel, W., van der Helm, F.C., 1999. Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. *Clinical Biomechanics* 14(5), 309-314.
- Doody, S.G., Freedman, L., Waterland, J.C., 1970a. Shoulder movements during abduction

- in the scapular plane. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 51 (10), 595-604.
- Doody, S.G., Waterland, J.C., Freedman, L., 1970b. Scapulo-humeral goniometer. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 51(12), 711-713.
- Dvir, Z., Berme, N., 1978. The shoulder complex in elevation of the arm: a mechanism approach. *Journal of Biomechanics* 11(5), 219-225.
- Ebaugh, D.D., Spinelli, B.A., 2010. Scapulothoracic motion and muscle activity during the raising and lowering phases of an overhead reaching task. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20 (2), 199-205.
- Ekstrom, R.A., Bifulco, K.M., Lopau, C.J., Andersen, C.F., Gough, J.R., 2004. Comparing the function of the upper and lower parts of the serratus anterior muscle using surface electromyography. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 34(5), 235-243.
- Endo, K., Ikata, T., Katoh, S., Takeda, Y., 2001. Radiographic assessment of scapular rotational tilt in chronic shoulder impingement syndrome. *Journal of Orthopaedic Science* 6(1), 3-10.
- Engin, A.E., 1980. On the biomechanics of the shoulder complex. *Journal of Biomechanics* 13(7), 575-590.
- Faria, C.D.C.D.M., Teixeira-Salmela, L.F., De Paula Goulart, F.R., Gomes, P.F., 2008. Comparisons of electromyographic activity of scapular muscles between elevation and lowering of the arms. *Physiotherapy Theory and Practice* 24 (5), 360-371.
- Favre, P., Jacob, H.A.C., Gerber, C., 2009. Changes in shoulder muscle function with humeral position: a graphical description. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 18(1), 114-121.

- 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. *Clinical Biomechanics* 21(9), 932-941.
- Fayad, F., Roby-Brami, A., Yazbeck, C., Hanneton, S., Lefevre-Colau, M.-M., Gautheron, V., Poiraudau, S., Revel, M., 2008. Three-dimensional scapular kinematics and scapulohumeral rhythm in patients with glenohumeral osteoarthritis or frozen shoulder. *Journal of Biomechanics* 41(2), 326-332.
- Flatow, E.L., Soslowsky, L.J., Ticker, J.B., Pawluk, R.J., Hepler, M., Ark, J., Mow, V.C., Bigliani, L.U., 1994. Excursion of the rotator cuff under the acromion. Patterns of subacromial contact. *American Journal of Sports Medicine* 22(6), 779-788.
- Freedman, L., Munro, R.R., 1966. Abduction of the arm in the scapular plane: scapular and glenohumeral movements. A roentgenographic study. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 48(8), 1503-1510.
- Graichen, H., Bonel, H., Stammberger, T., Heuck, A., Englmeier, K.-H., Reiser, M., Eckstein, F., 1998. A technique for determining the spatial relationship between the rotator cuff and the subacromial space in arm abduction using MRI and 3D image processing. *Magnetic Resonance in Medicine* 40(4), 640-643.
- Hebert, L.J., Moffet, H., McFadyen, B.J., Dionne, C.E., 2002. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 83(1), 60-69.
- Hirashima, M., Yamane, K., Nakamura, Y., Ohtsuki, T., 2008. Kinetic chain of overarm throwing in terms of joint rotations revealed by induced acceleration analysis. *Journal of Biomechanics* 41 (13), 2874-2883.
- Hogfors, C., Peterson, B., Sigholm, G., Herberts, P., 1991. Biomechanical model of the

- human shoulder joint--II. The shoulder rhythm. *Journal of Biomechanics* 24(8), 699-709.
- Holtermann, A., Mork, P.J., Andersen, L.L., Olsen, H.B., Sogaard, K., 2010. The use of EMG biofeedback for learning of selective activation of intra-muscular parts within the serratus anterior muscle: a novel approach for rehabilitation of scapular muscle imbalance. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20 (2), 359-365.
- Inman, V.T., Saunders, J.B., Abbott, L.C., 1944. Observations on the function of the shoulder joint. *Journal of Bone and Joint Surgery* 26, 1-30.
- Itoi, E., Lee, S.-B., Berglund, L.J., Schultz, F.M., Neale, P.G., An, K.-N., 2008. Moment arms of the arm muscles at the glenohumeral joint using the tendon excursion method. *Journal of Musculoskeletal Research* 11(2), 45-53.
- Johnson, G.R., Stuart, P.R., Mitchell, S., 1993. A method for the measurement of three-dimensional scapular movement. *Clinical Biomechanics* 8(5), 269-273.
- Johnson, M.P., McClure, P.W., Karduna, A.R., 2001. New method to assess scapular upward rotation in subjects with shoulder pathology. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 31(2), 81-89.
- 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), 184-190.
- Kibler, W.B., Sciascia, A., 2010. Current concepts: scapular dyskinesis. *British Journal of Sports Medicine* 44(5), 300-305.
- 菊入大輔, 桐生慎哉, 中村康雄, 中村真里, 林豊彦, 建道寿教, 信原克哉, 2003. 肩甲骨運動測定用体表マーカの上腕挙上による肩甲骨特徴点に対する偏位の in-vivo 計測. *信学技報 MBE2003-4*, 17-22.

- Koh, T.J., Grabiner, M.D., Brems, J.J., 1998. Three-dimensional in vivo kinematics of the shoulder during humeral elevation. *Journal of Applied Biomechanics* 14(3), 312-326.
- Kon, Y., Nishinaka, N., Gamada, K., Tsutsui, H., Banks, S.A., 2008. The influence of handheld weight on the scapulohumeral rhythm. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 17(6), 943-946.
- Konda, S., Yanai, T., Sakurai, S., 2010. Scapular rotation to attain the peak shoulder external rotation in tennis serve. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 42(9), 1745-1753.
- 建道寿教, 橋本淳, 橋本卓, 駒井正彦, 乾浩明, 信原克哉, 2000. Open MRI を用いた肩甲骨面での肩甲骨・肩甲上腕関節の動態解析. *肩関節* 24-2, 259-264.
- Levasseur, A., Tétreault, P., de Guise, J., Nuño, N., Hagemester, N., 2007. The effect of axis alignment on shoulder joint kinematics analysis during arm abduction. *Clinical Biomechanics* 22(7), 758-766.
- Lewis, J., Green, A., Reichard, Z., Wright, C., 2002. Scapular position: the validity of skin surface palpation. *Manual Therapy* 7(1), 26-30.
- Liberty™ User Manual. 2003.
- Ludewig, P.M., Cook, T.M., 1996. The effect of head position on scapular orientation and muscle activity during shoulder elevation. *Journal of Occupational Rehabilitation* 6(3), 147-158.
- Ludewig, P.M., Cook, T.M., 2000. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy* 80(3), 276-291.
- Ludewig, P.M., Cook, T.M., Nawoczenski, D.A., 1996. Three-dimensional scapular

- orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 24(2), 57-65.
- Ludewig, P.M., Phadke, V., Braman, J.P., Hassett, D.R., Cieminski, C.J., LaPrade, R.F., (2009). Motion of the Shoulder Complex During Multiplanar Humeral Elevation. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 91A(2) 378-389.
- Lukasiewicz, A.C., McClure, P., Michener, L., Pratt, N., Sennett, B., 1999. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 29(10), 574-586.
- 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. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 10 (3), 269-277.
- McQuade, K.J., Smidt, G.L., 1998. Dynamic scapulohumeral rhythm: the effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 27(2),125-133.
- Meskers, C.G.M., Vermeulen, H.M., De Groot, J.H., Van Der Helm, F.C.T., Rosing, P.M., 1998. 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device. *Clinical Biomechanics* 13(4-5), 280-292.
- Meskers, C.G.M., van de Sande, M.A.J., de Groot, J.H., 2007. Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion. *Journal of Biomechanics* 40(4), 941-946.
- Meyer, K.E., Saether, E.E., Soiney, E.K., Shebeck, M.S., Paddock, K.L., Ludewig, P.M., 2008. Three-dimensional scapular kinematics during the throwing motion. *Journal of Applied Biomechanics* 24, 24-34.

- Michiels, I., Grevenstein, J., 1995. Kinematics of shoulder abduction in the scapular plane. On the influence of abduction velocity and external load. *Clinical Biomechanics* 10(3), 137-143.
- Minning, S., Eliot, C.A., Uhl, T.L., Malone, T.R., 2007. EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17(2), 153-159.
- Miyashita, K., Kobayashi, H., Koshida, S., Urabe, Y., 2010. Glenohumeral, scapular, and thoracic angles at maximum shoulder external rotation in throwing. *American Journal of Sports Medicine* 38, 363-368.
- Monnet, T., Desailly, E., Begon, M., Vallée, C., Lacouture, P., 2007. Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of Biomechanics* 40 (15), 3487-3492.
- Moseley Jr., J.B., Jobe, F.W., Pink, M., Perry, J., Tibone, J., 1992. EMG analysis of the scapular muscles during a shoulder rehabilitation program. *American Journal of Sports Medicine* 20(2), 128-134.
- Nakazawa, K., Kawakami, Y., Fukunaga, T., Yano, H., Miyashita, M., 1993. Differences in activation patterns in elbow flexor muscles during isometric, concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 66(3), 214-220.
- 大坪 奈美子, 中村 康雄, 中村 真里零, 林 豊彦, 森山 宏則, 西川 仁史, 立花 孝, 信原 克哉, 2002. 体表マーカを用いた肩甲骨の6自由度運動推定. *信学技報 MBE2002-9*, 33-36.
- Pascoal, A.G., Van Der Helm, F.F.C.T., Pezarat Correia, P., Carita, I., 2000. Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *Clinical Biomechanics* 15 Suppl 1, S21-24.

- Poppen, N.K., Walker, P.S., 1976. Normal and abnormal motion of the shoulder. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 58(2), 195-201.
- Prato, N., Peloso, D., Franconeri, A., Tegaldo, G., Ravera, G.B., Silvestri, E., Derchi, L.E., 1998. The anterior tilt of the acromion: radiographic evaluation and correlation with shoulder diseases. *European Radiology* 8(9), 1639-1646.
- Quain, J., Sharpey, W., Thomson, A., Cleland, J.G., 1867. *Quain's elements of anatomy*. James Walton, London.
- Rundquist, P.J., Obrecht, C., Woodruff, L., 2009. Three-dimensional shoulder kinematics to complete activities of daily living. *American journal of physical medicine & rehabilitation* 88(8), 623-629.
- Sheikhzadeh, A., Yoon, J., Pinto, V.J., Kwon, Y.W., 2008. Three-dimensional motion of the scapula and shoulder during activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 17 (6), 936-942.
- Sugamoto, K., Harada, T., Machida, A., Inui, H., Miyamoto, T., Takeuchi, E., Yoshikawa, H., Ochi, T., 2002. Scapulohumeral rhythm: relationship between motion velocity and rhythm. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (401), 119-124.
- van Andel, C., van Hutten, K., Eversdijk, M., Veeger, D., Harlaar, J., 2009. Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait and Posture* 29(1), 123-128.
- Van Der Helm, F.C.T., 1994. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics* 27(5), 527-550.
- Van der Helm, F.C.T., Pronk, G.M., 1995. Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanical Engineering* 117(1), 27-40.

- Vermeulen, H.M., Stokdijk, M., Eilers, P.H.C., Meskers, C.G.M., Rozing, P.M., Vliet Vlieland, T.P.M., 2002. Measurement of three dimensional shoulder movement patterns with an electromagnetic tracking device in patients with a frozen shoulder. *Annals of the Rheumatic Diseases* 61(2), 115-120.
- Winter, D.A. (2005). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, third edition. Wiley, New York.
- Wu, G., van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., Makhsous, M., van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics* 38(5), 981-992.
- Yanagawa, T., Goodwin, C.J., Shelburne, K.B., Giphart, J.E., Torry, M.R., Pandy, M.G., 2008. Contributions of the individual muscles of the shoulder to glenohumeral joint stability during abduction. *Journal of Biomechanical Engineering* 130(2), 021024.

付録 I

オイラー角を用いた角速度ベクトルの算出方法

(オイラー角の回転の順番が $y \rightarrow x' \rightarrow z''$ の場合の角速度ベクトルの算出方法)

オイラー角の各成分の時間微分はオイラー角の各軸周りの角速度を示す。したがって角速度ベクトル $\boldsymbol{\omega}$ は

$$\boldsymbol{\omega} = d\phi/dt \cdot \mathbf{e}_y + d\theta/dt \cdot \mathbf{e}_{x'} + d\psi/dt \cdot \mathbf{e}_{z''}$$

と表され、この時、 \mathbf{e}_y , $\mathbf{e}_{x'}$, $\mathbf{e}_{z''}$ はオイラー角の各軸の単位ベクトルを表す。y軸成分の角速度ベクトル $\boldsymbol{\omega}'$ は、 $\boldsymbol{\omega}' = d\phi/dt \cdot \mathbf{e}_y$ で表され、この時、 θ や ψ の回転は生じない。したがって、y軸成分の角速度は以下のようなになる。

$$\boldsymbol{\omega}' = \begin{bmatrix} 0 \\ \dot{\phi} \\ 0 \end{bmatrix}$$

第2の角速度 $\boldsymbol{\omega}''$ は $d\theta/dt \cdot \mathbf{e}_{x'}$ と θ だけ回転した $\boldsymbol{\omega}'$ によって以下のように表される。

$$\begin{aligned}\boldsymbol{\omega}'' &= \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C_\theta & -S_\theta \\ 0 & S_\theta & C_\theta \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} 0 \\ \dot{\phi} \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C_\theta & S_\theta \\ 0 & -S_\theta & C_\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ \dot{\phi} \\ 0 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ C_\theta \dot{\phi} \\ -S_\theta \dot{\phi} \end{bmatrix}\end{aligned}$$

同様に、第3の角速度 $\boldsymbol{\omega}'''$ は $d\psi/dt \cdot \mathbf{e}_{z''}$ に ψ だけ回転した $\boldsymbol{\omega}''$ によって次のように表される。

$$\begin{aligned}\boldsymbol{\omega}''' &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_\psi & -S_\psi & 0 \\ S_\psi & C_\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ C_\theta \dot{\phi} \\ -S_\theta \dot{\phi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_\psi & S_\psi & 0 \\ -S_\psi & C_\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ C_\theta \dot{\phi} \\ -S_\theta \dot{\phi} \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} C_\psi \dot{\theta} + S_\psi C_\theta \dot{\phi} \\ -S_\psi \dot{\theta} + C_\psi C_\theta \dot{\phi} \\ \dot{\psi} - S_\theta \dot{\phi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_\psi & S_\psi C_\theta & 0 \\ -S_\psi & C_\psi C_\theta & 0 \\ 0 & -S_\theta & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ \dot{\phi} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} \boldsymbol{\omega}_x \\ \boldsymbol{\omega}_y \\ \boldsymbol{\omega}_z \end{bmatrix} = \boldsymbol{\omega}\end{aligned}$$

これがオイラー角によって基準座標系から回転した後の移動座標系における角速度ベクトル $\boldsymbol{\omega}$ を表している。