

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 27 年 5 月 27 日現在

機関番号：34310

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2012～2014

課題番号：24500771

研究課題名(和文)アーチェリーにおける肩甲骨を含む肩関節の運動解析

研究課題名(英文)Motion analysis of scapula and shoulder movements for archery

研究代表者

中村 康雄(Nakamura, Yasuo)

同志社大学・スポーツ健康科学部・教授

研究者番号：00323957

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,600,000円

研究成果の概要(和文)：アーチェリーのシューティング動作における肩甲骨運動の無侵襲測定は、皮膚の動揺による誤差が大きく、その手法は未だ確立されていない。そこで、本研究は、モーションキャプチャ・システムを用いた肩甲骨運動の無侵襲測定法の開発を目的とした。反射マーカを肩甲骨周辺の体表面に100個貼付することで体表面形状を測定し、その形状変化から肩甲骨運動を推定した。結果から肩甲骨運動を推定できることを示した。また、アーチェリーのシューティング動作における肩甲骨運動を計測した結果から、アーチェリーのシューティング動作にともなう肩甲骨運動を測定できることを明らかにした。

研究成果の概要(英文)：The measurement method of scapular movements in noninvasively has not been yet established due to the error of the skin motion artifact. Therefore, the purpose of this research was to develop methods to measure a scapular orientation noninvasively by the motion capture system. The estimation of the scapular orientation was conducted by the surface model that was created from a grid of 100 reflected markers on the skin covering the scapula. This method was suitable to estimate the scapular orientation. Next, the dynamic scapular orientation in the shooting motion of the archery was measured. This method has the capability of the estimation of the scapular movements during the shooting motion.

研究分野：スポーツ・バイオメカニクス

キーワード：肩甲骨 モーションキャプチャ 無侵襲

1. 研究開始当初の背景

Codman は、上腕の前方・側方挙上運動が上腕と肩甲骨による協調運動として成り立つ肩甲骨上腕リズムを提唱し、上肢の運動における肩甲骨運動の重要性を明らかにした[1]. スポーツにおいても、上肢を多用するアーチェリーやテニス、投球動作などは、肩甲骨を含む肩関節の運動が非常に重要である。しかし肩甲骨の運動は、皮膚の動揺が要因となり、その計測が非常に困難である[2]. スポーツ動作解析で多用されるモーションキャプチャ・システムは、骨の特徴点上の皮膚に貼付した反射マーカの位置を計測することで、骨の位置を間接的に計測する。しかし肩甲骨は、肩関節の可動域を広くするため、上腕の運動にともない背側体表下で胸郭上を滑るように大きく動く。肩甲骨の骨特徴点も体表下で大きく移動するため、皮膚に貼付した反射マーカは肩甲骨の特徴点位置から逸脱する。この皮膚の動揺による誤差が大きいことから、モーションキャプチャ・システムを始めとした骨特徴点上の体表にマーカを貼付する従来の計測方法では、肩甲骨の動作測定が困難であると言える。そのためスポーツ動作の解析モデルは、肩甲骨を含まない肩関節モデルを採用することが多い[3]. スポーツ動作を詳細に評価するためには、スポーツ動作中の肩甲骨運動を計測することが強く望まれる。

そこで従来から、肩甲骨動作を直接計測する方法と間接的に計測する方法が報告されてきた。前者は、生体内における肩甲骨動作を直接計測できる利点がある。X線を用いて肩甲骨運動を計測する方法[4]や、金属製のピンを肩甲骨に刺入し、そのピンに固定した磁気センサにより肩甲骨運動を計測する方法[5]が報告されている。このように肩甲骨に直接ピンを刺入すれば、肩甲骨と体表のずれによる誤差を軽減し、肩甲骨の運動を正確に計測できる。しかしX線やピンの刺入は侵襲性が高く、スポーツ動作など大きく素早い動作においては自然な動作を再現することが困難と考えられる。そのためスポーツ動作における肩甲骨の運動計測は、無侵襲かつ自然な運動を妨げない計測方法が望まれている。

後者の肩甲骨運動の間接計測では、前述の皮膚の動揺が問題となる。日常動作における肩甲骨の運動測定では、Acromial Method と呼ばれる McQuade らの方法が採用されることが多い[6]. McQuade らは、被験者の肩峰、体幹、上腕に電磁センサを貼付し、上腕挙上にとまなう肩甲骨運動を計測した。この方法による計測は、磁気センサを利用することが多い。そのため、金属を含むスポーツ用具は磁気センサの計測に影響を与える。また、多くの磁気センサ式計測装置は有線接続であるため、動作範囲が大きいスポーツ動作の測定に適しているとは言えない。そこで、モーションキャプチャ・システムを用いて McQuade らの方法を改良した手法も提案された。van Andel らは、肩峰に装具を装着し、その装具

にマーカを貼付することで、モーションキャプチャ・システムにて肩甲骨運動を計測した[7]. しかし肩峰の皮膚の動揺は、他の肩甲骨特徴点と比較して小さいが、上腕挙上角の増加にともない増加する[1]. そのため、挙上角が大きくなるにつれて肩甲骨姿勢の推定精度が低下する問題がある。Lempereur らは、ダブルキャリブレーション法(以下、DC法)を提案し、2つの上腕挙上角における肩甲骨の姿勢を計測し、その間の姿勢を補間することで、誤差を軽減した[8]. 以上のように、Acromial Method は、改良を重ねられてきた。しかし、肩峰に装具を取り付けるため、装具が身体に接触することで動作を阻害する可能性がある。そのため、スポーツの動作計測に適しているとは言えない。

近年、新たな肩甲骨運動の計測法が提案された。和智らは、照度差ステレオ法による面法線画像を用いた手法を提案し、無侵襲に肩甲骨運動を推定した[9]. また、Mattson らは、肩甲骨周辺の体表面に、多数のマーカがプリントされたシートを貼付することで、モーションキャプチャ・システムを用いて体表形状を計測し、肩甲骨運動を推定した[10]. これらの方法は、連続動作ではなく静止位の測定であった。また Mattson らの方法は、平面マーカを用いたことから肩甲骨の後ろにカメラを配置する必要があり体幹の姿勢が大きく変化する動作の計測が困難といえる。しかしながら、モーションキャプチャ・システムを用いて、従来のような骨特徴点計測ではなく体表形状を計測する手法は、無侵襲かつ三次元的に、皮膚の動揺を許容して肩甲骨運動を測定出来る可能性がある。

2. 研究の目的

本研究の目的は、スポーツ動作を対象として、肩甲骨運動の無侵襲計測法を開発することである。そこで、スポーツ動作を対象として、モーションキャプチャ・システムを用いて体表面形状から肩甲骨運動の無侵襲測定を試みた。

研究期間において、スポーツ動作中の肩甲骨姿勢を3自由度で推定する方法の開発とアーチェリーのシューティング動作を例としてスポーツ動作中の肩甲骨運動の計測を実施した。

3. 研究の方法

(1) 体表面形状を用いた肩甲骨運動の推定方法

モーションキャプチャ・システムを用いて、被験者の肩甲骨周辺の体表面形状と上肢、体幹の姿勢を計測する。体幹、腰部、前腕、上腕の姿勢は、従来の骨特徴点計測法を用いた。本研究では、仙骨と第7頸椎棘突起にマーカを貼付し、また、左右の上前腸骨棘、肩峰、上腕骨外上顆、上腕骨内上顆、橈骨茎状突起、尺骨茎状突起にもマーカを貼付した(図1)。これらのマーカから、任意の姿勢における体幹

座標系 Σ_T を設定し、体幹に対する上腕の姿勢を推定した[2].

本研究では、背側体表面に浮かび上がる肩甲骨の形状から肩甲骨の姿勢を推定した. 初期姿勢にて計測した肩甲骨の形状(以下, 肩甲骨テンプレート)の姿勢を任意に変化させ、体表面形状にもっとも当てはまる姿勢を推定することで、肩甲骨の姿勢を推定した. 体表面形状は、肩甲骨周辺の体表面上に貼付した100個の反射マーカにより計測した(図2左). 体表面形状を詳細に計測するため反射マーカは、可能な限り間隔を狭めて四角形の格子状に貼付した. 肩甲骨テンプレートは、初期姿勢における肩甲棘三角, 肩峰, 下角, 肩甲棘三角と肩峰角の midpoint, 肩甲棘三角と下角の midpoint とした(図3). これらの特徴点を触診により確認し、その体表上に貼付した反射マーカを計測した(図2右). このマーカ位置から、初期姿勢の肩甲骨座標系 Σ_S と Σ_S に関する肩甲骨テンプレートの座標を算出した.

推定すべき肩甲骨の姿勢は、肩甲骨テンプレートを任意の姿勢 $R_{il} = R_x(\theta_{xi})R_y(\theta_{yi})R_z(\theta_{zi})$ に変化させることで表すことができる. 任意の姿勢に変化させた肩甲骨の5つの特徴点と体表面形状モデルとの最短距離をそれぞれ算出し、それらの距離の総和を求めた. 体表面形状に現れる肩甲骨の姿勢と、推定された肩甲骨の姿勢が一致すれば距離が小さくなり、外れれば距離が大きくなる. 距離を最小とする R_{il} を最適化法により推定することで、体表面形状から肩甲骨の姿勢を推定した. 推定された姿勢は、肩甲骨座標系における X 軸周りの回転 θ_{xi} を前傾(-)/後傾(+), Y 軸周りの回転 θ_{yi} を上方回旋(+)/下方回旋(-), Z 軸周りの回転 θ_{zi} を外転(+)/内転(-)とした.

(2) 肩甲骨テンプレートの補間

体表上から計測される肩甲骨特徴点は、第1章で述べたように上腕の運動にともなう軟組織の変形を要因として、触診した初期姿勢が異なれば、骨特徴点と体表マーカの位置関係も異なる[1]. スポーツでは上肢の動きが大きく、軟組織の変形も大きいため、1つの肩甲骨テンプレートのみで、全可動域の肩甲骨運動を推定することは困難である. しかし、肩関節の全可動域において、肩甲骨テンプレートを作成することは、計測時間が莫大にかかるため現実的に困難である. そこで、2つの上腕姿勢における肩甲骨の姿勢を計測し、その間を補間により推定する DC 法が提案された[9]. 本研究は、スポーツ動作を対象とすることから、この方法を拡張し(以下、拡張 DC 法)、2つ以上の上腕姿勢における肩甲骨の特徴点位置を計測した. 具体的には、下垂位, 90°側方挙上, 180°側方挙上の3つの姿勢とした. 下垂位から90°側方挙上と、90°側方挙上から180°側方挙上の2区間の肩甲骨特徴点は、それぞれの区間で線形補間により推定した. 肩甲骨テンプレートは、上腕骨の挙上角に合わせて区間を切り替えて選択した.

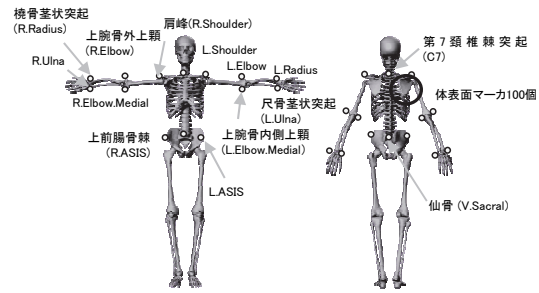


図1 マーカ貼付位置

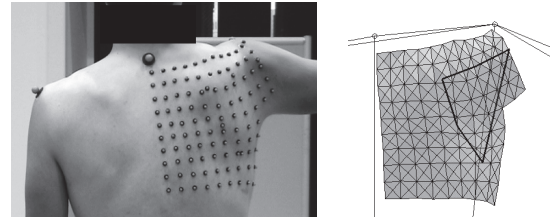


図2 体表面に貼付した反射マーカと体表面形状モデル

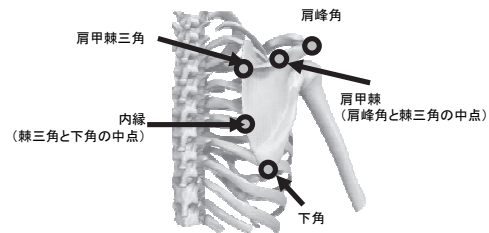


図3 肩甲骨テンプレート

(3) 推定精度の評価実験

肩甲骨運動の測定には、モーションキャプチャ・システム(Mac3D Eagle, Motion Analysis)を用いた. 反射マーカは、身体運動マーカとして被験者の上肢・体幹の解剖学的骨特徴点上の15箇所、体表面マーカとして肩甲骨上の体表全体に約2cm間隔で格子状に100箇所、肩甲骨マーカとして肩甲骨特徴点上に5箇所、合計120箇所に貼付した(図1, 図2). ただし、身体運動マーカは直径12mm、体表面マーカと肩甲骨マーカは直径4mmのものを利用した. とくに、肩甲骨マーカは、推定精度を評価する基準値となるため、上腕の姿勢を変える度に肩甲骨特徴点を触診し、再度貼付し、皮膚動揺による誤差を軽減した上で計測した.

被験者は健常な成人男性5名とした. 被験者の平均年齢は 23.4 ± 0.5 [歳], 平均身長は 178.4 ± 3.1 [cm], 平均体重は 64.7 ± 3.7 [kg]であった. 被験者には、測定前に実験の主旨を十分に説明し、測定への承諾を得た. なお本研究は、同志社大学「人を対象とする研究」に関する倫理審査委員会にて承認された. 測定姿勢は、Mattsonらと同様に、下垂位、手を腰の後ろに当てた姿勢(内旋位)、手を首の後ろに当てた姿勢、上腕最大外旋、上腕90°側方挙上、上腕180°側方挙上、上腕90°前方挙上の計7

姿位とした[10]. 体表面形状と肩甲骨の骨特徴点を計測し、肩甲骨の姿勢を推定した.

推定誤差は、触診したマーカから算出される肩甲骨姿勢と体表マーカから推定した肩甲骨姿勢との差で評価した. また、拡張 DC 法を用いて、下垂位、90°側方挙上、180°側方挙上の3姿位から肩甲骨テンプレートを推定にした場合についても同様に肩甲骨姿勢を算出した.

(4) スポーツ動作の測定

肩甲骨運動の計測対象とするスポーツ動作は、アーチェリーのシューティング動作とした. 被験者は、大学体育会アーチェリー部所属の男子大学生 10 名とした. 全国大会で入賞経験のある 5 名を上級者、大学入学後に競技を開始した 5 名を下級者とした. 被験者の平均年齢は 20.2±0.6[歳]、平均身長は 170.6±5.5[cm]、平均体重は 60.0±8.1[kg]であった. 被験者には、測定前に実験の主旨を十分に説明し、測定への承諾を得た. なお本研究は、同志社大学「人を対象とする研究」に関する倫理審査委員会にて承認された. アーチェリーのシューティング動作は、教本に従いシューティング動作を 8 相に分類した[11]. とくにドロ잉開始時、フルドロロー到達時、リリース直前、フォロースルー終了時の4つの時点における上腕の姿勢と肩甲骨の姿勢を解析対象とした(図 4).

肩甲骨テンプレートは、下垂位と疑似シューティング姿位の 2 姿位で作成した. 2 つの姿位において肩甲骨特徴点を触診し、それらの体表上にマーカを貼付し位置を計測した. 次に、肩甲骨の骨特徴点マーカを取りはずし、シューティング動作を計測した. 測定は、室内で実施し、距離 2.5m、高さ 1.3m の位置に設置した縮小的を狙ってシューティング動作を 3 回実施した. 実験では被験者自身の弓具を用いた. 推定された肩甲骨の姿勢と上腕の姿勢について、上級者群と下級者群を主効果 1、解析時点(ドロ잉開始時、フルドロロー到達時、リリース直前、フォロースルー終了時)を主効果 2 とする 2 要因分散分析を行った. 有意水準は 0.05 とした. 統計処理には SPSS (IBM) を用いた.

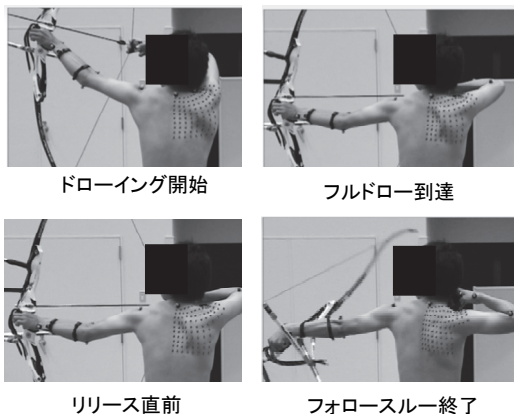


図 4 解析時点

4. 研究成果

(1) 推定精度評価実験の結果と考察

本研究では、各姿勢において触診により貼付した肩甲骨マーカから算出した肩甲骨姿勢を誤差評価の基準値とし、本論文で提案する手法を用いて推定した肩甲骨姿勢を推定値とした. 基準値と推定値の差を算出し、各姿位における誤差の平均と標準偏差、RMSE (Root Mean Squared Error) を算出した. 全データにおける誤差は、90°前方挙上の姿位における情報回旋角が最も大きかった. 平均は 5.9±2.89[deg.]、RMSE は 6.6[deg.]であった.

次に、肩甲骨テンプレートを下垂位と 90°前方挙上、180°側方挙上の 3 姿位から補間した場合における、肩甲骨姿勢の推定誤差を算出した. 全データにおける誤差は、90°前方挙上の姿位が著しく大きかった. 平均は 15.2±5.81 [deg.]、RMSE は 16.3 [deg.]であった. 90°前方挙上を除いた残りの姿位における誤差は、平均誤差が 7.9[deg.]以下、RMSE が 8.9[deg.]以下であった.

肩甲骨運動の推定誤差について述べる. 先行研究において、Karduna らは、Acromial Method の測定誤差を評価し、各姿位の RMSE が最大 11.4[deg.]と報告した[12]. van Aniel らは、改良した Acromial Method と触診を比較し、各姿位の平均誤差が最大 8.4°であったと報告した[7]. また、Mattson らによる体表面形状計測では、推定誤差の RMSE が最大 5.9[deg.]であったと報告している[10]. ただし、Mattson らは、筋や脂肪の少ない痩せ型の女性をおもな被験者とし、その中でも肩甲骨形状を目視で確認できない者については解析対象から除外した. 本研究ではスポーツ動作の測定を目的としたため、被験者の選別はせずに、健常な成人男性を対象とした. 本研究において、各姿位でテンプレートを作成すれば、肩甲骨の推定精度は、従来の研究報告の精度内に収まっているといえる.

スポーツ動作は、肩関節の可動域全体を使うことが多い. この可動域すべてに対応する肩甲骨テンプレートを測定することは困難である. そこで拡張 DC 法を提案し、前額面内の 3 姿位で触診により計測した肩甲骨を基準として、残り 4 つの姿位のテンプレートを推定した. 結果より、前額面から大きく外れた姿位である 90°前方挙上において誤差が最大となった. それ以外の前額面に近い姿位では、誤差が RMSE で 8.9[deg.]以下に収まった. 以上から、拡張 DC 法により補間したテンプレートを用いた場合についても、適切に基準となる肩甲骨テンプレートを選択すれば従来の研究報告と同程度の誤差であるため、本推定法は肩甲骨運動の計測に利用できると考えられる.

ただし本推定法は、体表面形状を利用するため体表面と肩甲骨の間に存在する軟組織の影響が排除できない. そのため、極端に皮下脂肪の多い者や筋が発達した者を対象とした場合は、測定精度が下がると推察される.

(2) スポーツ動作の測定結果と考察

ドロ잉開始からフォロースルー終了までの時間は、T検定の結果、上級者と下級者に有意差が認められなかった。

分散分析の結果について述べる。引き手側の肩関節（外転，水平外転，外旋）と肩甲骨（後傾，上方回旋，外転）には，交互作用が認められなかった。上級者群と下級者群に対応する主効果1は，上腕の水平外転と肩甲骨の上方回旋に有意差が認められた。上級者は，下級者より $8.5 \pm 3.54[\text{deg.}]$ 水平外転させていた。また，下級者は上級者よりも，肩甲骨を $8.8 \pm 3.60[\text{deg.}]$ 上方回旋させていた。次に，解析時点に対応する主効果2に有意差が認められたため，多重比較を行った。多重比較の結果，有意差が認められた組み合わせを図5～図10に示した。

シューティング動作における肩甲骨姿勢について考察する。肩甲骨テンプレートは，下垂位と疑似シューティング姿位を用いて推定した。したがって，フルドロー到達からリリース直前の姿位は，基準とした疑似シューティング姿位に非常に近い。しかし，ドロ잉開始とフォロースルー終了は，テンプレートとした姿位から離れている。したがって，ドロ잉開始からフルドロー到達とリリース直前からフォロースルー終了までは精度が低下するが，とくに重要であるフルドロー到達からリリース直前までの肩甲骨姿勢の推定精度は高いといえる。そのため本研究では，シューティング動作を評価するために可能な限り少ない個数で，適切な肩甲骨テンプレートを選択できたと考える。

次に，上級者と下級者の上腕骨と肩甲骨運動について述べる。上級者は下級者より大きく水平外転していたことから，上級者は十分にドロ잉するために上腕をより水平外転させていたといえる。しかし，肩甲骨の外転には，有意差が認められなかった。次に，下級者と上級者の上腕の外転は有意差が認められなかったが，下級者群は上級者群よりも肩甲骨を上方回旋していた。シューティング動作において両肩関節は，弓を引くため内側に強く圧縮される。教本[11]では，これに対して前鋸筋を利用して肩甲骨を左右に引き分けると述べられている。しかし下級者は，弓を引くため肩甲骨の上部が内側に強く押された状態で，上級者よりも引き分けることができず，結果として肩甲骨が上方回旋したと推察される。

ドロ잉からフォロースルーにかけて肩甲骨は，上腕の動きにともない下方回旋，内転していった(図9，図10)。また，フォロースルーにかけて肩甲骨が前傾しているが(図8)，これはフォロースルーにかけて肩関節が水平外転し，肩甲骨周辺の軟組織の変形が大きくなったためと考えられる(図4右下)。

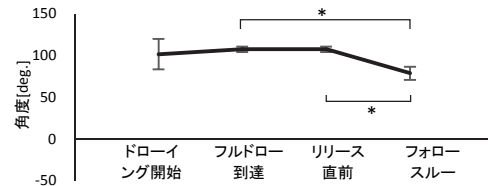


図5 肩関節 外転(+)

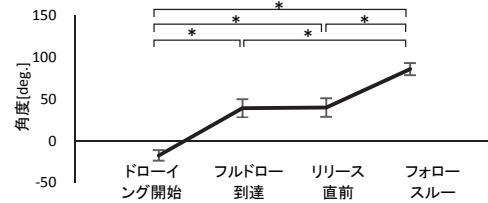


図6 肩関節 水平外転(+)

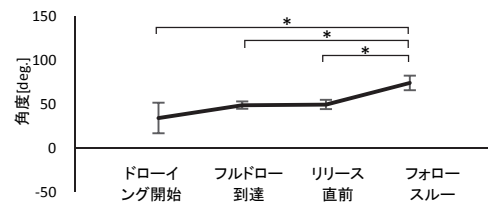


図7 肩関節 外旋(+)

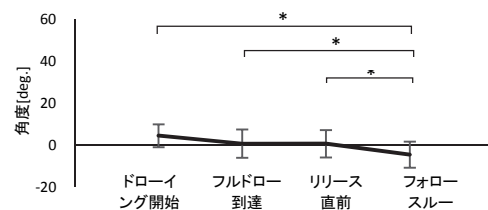


図8 肩甲骨 後傾(+)

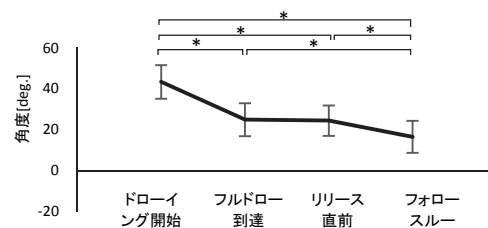


図9 肩甲骨 上方回旋(+)

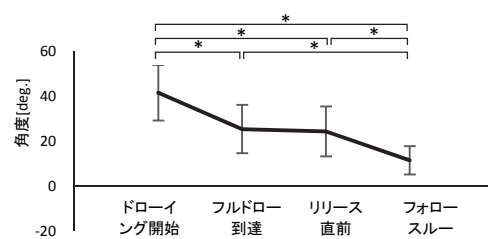


図10 肩甲骨 外転(+)

以上の結果から、本推定法を用いて、無拘束かつ無侵襲にアーチェリーのシューティング動作における肩甲骨の運動を評価できると考える。本研究の推定法は、投球動作やラケットのスイング動作についても、同様に肩甲骨運動の推定が可能であると考えられる。ただし、体幹が大きく移動するスポーツにおいて、背側体表を計測するには、カメラの台数を増加する必要がある。

(3) まとめ

背側の体表面形状をモーションキャプチャ・システムで計測することで、スポーツ動作を対象として肩甲骨運動を推定する方法を提案した。その測定精度は、推定に用いる肩甲骨テンプレートを詳細に計測した場合で RMSE が最大 3.94[deg.]であり、少ない肩甲骨テンプレートから推定した場合で RMSE が最大 16.3[deg.]であった。ただし、基準とした肩甲骨テンプレートから大きく外れなければ、その誤差は RMSE で 8.9[deg.]以下であると考えられる。また、アーチェリーのシューティング動作における肩甲骨の姿勢変化を計測できることを確認した。

今後の課題は、他のスポーツに対応できる肩甲骨テンプレートの作成方法を検討することである。

<引用文献>

- [1] Codman E.A., The shoulder. Thomas Todd, Boston, 1934, 32-64.
- [2] 中村康雄, 林豊彦, 中村真里, 建道寿教, 信原克哉, 菊入大輔, 桐生慎哉, 体表マーカの偏位と肩甲骨運動の in-vivo 計測, バイオメカニズム, 17, 2004, 111-121
- [3] 中村康雄, 林豊彦, 中村真里, 中溝寛之, 信原克哉, 加藤直, 飯塚大輔, 投球フォームとボール・リリース時の肩関節負荷, バイオメカニズム, 17, 2004, 123-132
- [4] 弓削七重, 伊藤信之, 衛藤正雄, 朝長匡, M. E. Rabbi, 原寛徳, 井上博文, 白濱克彦, 肩腱板断裂における肩甲骨の三次元的動態分析, 整形外科と災害外科, 47(2), 1998, 624-628
- [5] McClure, P., Michener, L., Sennett, B. and Karduna, A., Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo, Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 10(3), 2001, 269-277
- [6] McQuade, K. and Smidt, G., 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), 1998, 125-133
- [7] van Aniel, C., van Hutten, K., Eversdijk, M., Veeger, D. and Harlaar, J., Recording scapular motion using an acromion marker cluster, Gait Posture, 29, 2009, 123-128
- [8] Lempereur, M., Brochard, S. and Rémy-Néris, O., Accuracy of scapular motion by double calibration, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 14(S1), 2011, 37-39
- [9] 和智英之, 舟橋琢磨, 藤原孝幸, 加藤邦人, 興水大和, 山本和彦, 面法線画像を用いた肩甲骨特徴抽出に関する研究, ITE Technical Report, 35(33), 2011, 47-48
- [10] Mattson, J., Russo, S., Rose, W., Rowley, K. and, Richards, J., Identification of scapular kinematics using surface mapping, A validation study, Journal of Biomechanics, 45, 2012, 2176-2179
- [11] 高柳憲昭, みんなのアーチェリー, 学習研究社, 東京, 2007
- [12] Karduna, A., McClure, P., Michener, L. and Sennett, B., Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics, a validation study, Journal of Biomechanical Engineering, 123(2), 2001, 184-190

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計 1件)

- ① 相見貴行, 中村康雄, 背側体表面形状を用いた肩甲骨運動の無侵襲測定, 信学技法, 査読無, MBE2014-140, 2015, 133-138

〔学会発表〕(計 2件)

- ① 相見貴行, 中村康雄, モーションキャプチャ・システムを用いた体表面形状計測による肩甲骨運動の推定, 第24回バイオメカニズムシンポジウム, ゆもとや(新潟市), 2015年7月25日(発表確定)
- ② 相見貴行, 中村康雄, モーションキャプチャ・システムを用いた肩甲骨運動の無侵襲測定, 2015年度電子情報通信学会総合大会, 立命館大学(草津市), 2015年3月10日

6. 研究組織

(1)研究代表者

中村 康雄 (NAKAMURA, Yasuo)
同志社大学スポーツ健康科学部・教授
研究者番号: 00323957