肩関節筋骨格モデルを用いた腱板断裂時における上腕挙上筋力の推定

木下直己¹, 林 豊彦^{1,2†}, 田中 洋³, 二宮裕樹³, 駒井正彦³, 信原克哉³¹新潟大学大学院自然科学研究科, ²新潟大学工学部福祉人間工学科, ³信原病院・バイオメカニクス研究所

要旨: 肩の疾患のひとつに腱板断裂があり, それは肩の筋群の筋力を変化させるといわれている. しかし, 実際の変化は不明な点が多いため, 臨床ではその解明が強く求められている. 本研究の目的は, 健常時および腱板断裂時における肩関節の筋力を筋骨格モデルから推定することである. 肩関節筋骨格モデルは, 次の3つの要素からなる: 1) 上腕骨, 肩甲骨, 鎖骨を含む骨モデル; 2) 8つの肩関節周囲筋からなる筋モデル; 3) 肩甲骨面に沿った挙上の6自由度運動モデル. 本研究では, 棘上筋腱および棘下筋腱の断裂を仮定し, 組み合わせが異なる8つの断裂モデルおよび健常モデルを作成した. シミュレーション結果から, 断裂数の多いモデルでは, 三角筋前部と中部の筋力が増加し, 肩甲下筋の筋力が減少した. その結果として関節周りのインピーダンスも低下した. これらの結果は, 臨床知見ともよく一致していた.

キーワード: 肩関節, 筋骨格モデル, 筋力推定, 腱板断裂, 機能的代償

1. はじめに

肩関節は, 上腕骨, 肩甲骨, 鎖骨から構成される複合関節である. その可動域が大きいにもかかわらず, 骨性支持が少ないため, 安定性が低いという構造上の問題がある. この安定性は, 肩甲上腕関節を囲む「腱板」により保たれている. ここで腱板とは, 棘上筋腱, 棘下筋腱, 小円筋腱, 肩甲下筋腱が上腕骨骨頭を包むように小結節や大結節に付着し, 一つの大きな腱として機能している部分を表す臨床的呼称である. この腱板を構成する腱やそれに関する筋要素の一部が断裂すると, 肩関節の安定性に変化が生じる. 従来の臨床報告では, 挙上角 45 ~ 90[deg] 区間において自力で挙上できないなど, 断裂の程度によって可能な運動が異なるとされている^{1,2)}. また, 断裂により単に筋力が低下するだけでなく, それを代償するために他の筋力間のバランスも変化することが知られている¹⁾. この筋力バランスの変化が大きいと, 運動障害を生じる可能性が高いと考えられている. しかし, 腱板断裂の程度と筋力バランスとの関係については明らかにされていない. そのため, 臨床では, 腱板断裂における筋力バランスの解明が求められている.

肩関節における筋力推定には, 筋電図を用いた生理学的手法³⁾, 切断肩標本^{4,5)} および肩関節の力学モデル⁶⁾ を用いた方法などがある. 腱板筋群は, 肩関節の深部に位置しているため, 筋電図測定などの生理学的測定が方法論的・倫理的に困難である. 切断肩標本は日本では入手が極めて困

難である. そこで, 肩関節の力学モデルを用いたコンピュータシミュレーションにより筋力が推定されてきた⁶⁾. ここで力学モデルとは, 骨形状モデル, 筋モデルおよび運動モデルからなる準静的な筋骨格モデルのことである.

我々は, 上述の肩関節の力学モデルを用いて, コンピュータ上で上腕挙上運動を再現し, 肩関節周囲筋の筋力を推定してきた⁷⁾. 最近では, 棘上筋腱単独断裂時の筋力を推定したが⁸⁾, 近年, 松木らは, 棘上筋腱断裂と診断されてきたものの中に棘下筋腱の断裂も含まれる可能性があることを報告した⁹⁾. そこで臨床ニーズとして, 棘上筋腱だけでなく, 棘下筋腱を含めた断裂時の肩関節周囲筋群の筋力を解明する必要が生じた. 本研究の目的は, 力学モデルを用いて棘上筋腱および棘下筋腱の断裂をシミュレートし, 断裂時の筋力バランスについて明らかにすることである. 以下, 2.1. では力学モデルと上腕挙上筋力の推定について, 2.2.1. ~ 2.2.2. では腱板断裂の概要とそのモデル化について述べる. 2.2.3. では, 本論文で作成した腱板断裂モデルを含む実験方法について述べる. 3. で実験結果を示し, 4. で結果に基づいて筋力バランスについて論じる.

2. 実験方法

2.1. 上腕挙上筋力の推定法

2.1.1. 肩関節骨格モデル

肩関節骨格モデルは, 上腕骨, 肩甲骨, 鎖骨の3次元骨形状モデル(サーフェスモデル)からなる. 骨形状の測定には, 分解能が高く, かつ撮像範囲が広いX線CT(SOMATOM plus4, Siemens, Germany)を用いた. 対象は健常男性1名の右肩とした. 被験者には, 文書で実験の趣旨を説明し, 同意を得た. 計測姿勢は背臥位とし, 撮像断面は横断面, スライス間隔は2.5[mm], 撮像枚数は149枚とし

2013年6月19日受付 2013年12月15日受理
[†] 〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050
 新潟大学工学部福祉人間工学科
 林 豊彦
 Tel: 025-262-7339 Fax: 025-262-7778
 E-mail: hayashi@eng.niigata-u.ac.jp

た. 得られた画像より上腕骨, 肩甲骨, 鎖骨の各輪郭を手動デジタイズし (3D Slicer, USA), 各骨の3次元骨形状モデルを構築した. 各骨の座標系は, Wuらの報告と同等の方法で決定した¹⁰⁾. ただし, Wuらは, 上腕骨座標系の位置を上腕骨骨頭の中心としていたが, 本モデルでは上腕骨骨頭を球近似し, その中心を骨頭中心とした.

2.1.2. 運動モデル

上述の骨格モデルの上腕挙上運動の一例を, 本論文では運動モデルと呼ぶ. 具体的には, 次に述べる上腕骨と肩甲骨間の位置・姿勢の離散的時系列とした⁷⁾. その測定には, 侵襲性の少ない open-MR (Magnetom Open 0.2T, Siemens, Germany) を用いた. 被験者は骨格モデルの被験者と同一とした. 撮影した肢位は肩甲骨面¹⁾にそった挙上位で, 挙上角は 30, 60, 90, 120, 150[deg] の5種類とした. MR画像を手動デジタイズし (3D Slicer, USA), 各挙上角における肩甲骨と上腕骨の3次元サーフェスモデルを作成した. これらを運動データと呼ぶ. open-MRの撮像範囲が狭いため, 運動データだけでは上腕骨と肩甲骨の位置・姿勢を推定できないため, 骨形状モデルと3D/3Dレジストレーション手法を用いて推定することにした. レジストレーションには反復最近点アルゴリズム¹¹⁾を用いた. 鎖骨は, 肩甲骨に対する相対運動が小さいため¹⁾, 肩甲骨と一体化した.

次に 30[deg] から 150[deg] までの間の任意の挙上角における位置・姿勢の算出法について述べる. この算出には, 推定した5つの位置・姿勢のスプライン補間を用いた. まず座標変換を位置・姿勢を表す6つのパラメータ (原点位置および姿勢のオイラー角) に変換し, 各パラメータの時系列を自然スプライン補間を用いて挙上角 1[deg] 間隔で補間した. 次に各挙上角におけるパラメータ値から座標変換を求めた¹²⁾.

2.1.3. 肩関節筋モデル

肩関節の運動に関与する筋は, Outer Muscle と Inner Muscle の2つに大別される. 前者は表層部に位置し, 大きな力を発揮する. 一方, 後者は深部にあり, 筋の幅が広く, おもに肩関節の姿勢を安定させる働きをもつ. モデル化した筋は, 上記の筋群の中で, 起始部が肩甲骨または鎖骨にあり, 停止部が上腕骨にある筋とした. 具体的には, Outer Muscle は, 大円筋, 三角筋 (前部, 中部, 後部) とし, Inner Muscle は, 腱板構成筋である棘上筋, 棘下筋, 小円筋, 肩甲下筋とした. 各筋のモデルは, 起始部と停止部を結ぶ複数の線分で表現した (図1). なお, 各筋の付着部に関しては, Outer Muscle については, 従来通り解剖学的な特徴点¹³⁾を用いて決定し, Inner Muscle については望月らの新しい解剖報告^{9,14-16)}と整形外科医の意見の2つを参考にして決定した.

次に筋モデルについて詳しく述べる (図1, 2). ある筋 M_i ($i=1,2,\dots,8$) が n_i 本の線 $\{L_{i,j}; j=1,2,\dots,n_i\}$ で表されているとする. 以下, 各線 $L_{i,j}$ を「単位筋」と呼ぶことにする. 単位

筋 $L_{i,j}$ の数 n_i は, その筋の生理学的平均断面積 (PCSA)¹⁷⁾ に比例するように決定した. 表1に, 各筋の PCSA および単位筋の本数を示す. $L_{i,j}$ は原則的には直線としたが, 肩甲下筋と棘下筋は肩甲上腕関節部を回り込むように停止しているため, 次の手順で近似的に経由点を与えた,

- 1) 肩甲骨の関節窩を円 C で近似する,
- 2) 近似円 C 上に, 筋 M_i が通りうる弧状の範囲 S_i を解剖学的に決定する,
- 3) 範囲 S_i を単位筋 $L_{i,j}$ の本数 n_i で等分して, $L_{i,j}$ に対応する微小弧 $s_{i,j}$ を求める,

図1 肩関節筋骨格モデル

図2 腱板構成筋群の配置

表1 PCSA と単位筋の本数

筋	PCSA[mm ²]	本数[本]
棘下筋	1350	7
大円筋	1000	5
肩甲下筋	960	5
三角筋中部	870	4
三角筋前部	860	4
三角筋後部	860	4
棘上筋	520	3
小円筋	200	1

4) 任意の単位筋 $L_{i,j}$ の経路は, この微小弧 $s_{i,j}$ の範囲内を経由する最短経路とする.

2.1.4. 筋力推定法

本節では, 前節で述べた骨格モデル, 運動モデル, 筋モデルからなる肩関節筋骨格モデルを用いて筋力 $f_{i,j}$ を推定する方法について述べる. 本モデルから導かれた方程式は, 未知数が条件式よりも多いため, 一般には最適化手法を用いて解を得ることが多い¹⁸⁾. 関節に加わる挙上トルクと重力トルクをそれぞれ $T_{am}[Nm]$ と $T_{mg}[Nm]$ とし, 単位筋 $L_{i,j}$ の筋力を $f_{i,j}[N]$ とすれば, 条件式は,

$$T_{am} + T_{mg} = 0 \quad \text{式 (1)}$$

$$f_{i,j} \geq 0 \quad \text{式 (2)}$$

の2つとなる. 式(1)は関節に加わるトルクの平衡条件, 式(2)は筋力が収縮方向のみに働くことを表す不等式である. 本研究では, 重力トルク T_{mg} は, 関節中心である上腕骨頭中心から肘関節中心(上腕骨内上顆と外上顆の midpoint)までのモーメントアームベクトルと重力ベクトルとの外積で与えた. ここで, 重力ベクトルは, 体重 70[kg] の健康成人男性の上肢にかかる重力を想定した. 身体全重量に対する片側上肢の重量の割合は 6[%] となることから¹⁸⁾, 重力ベクトルは便宜的に大きさを 40[N], 向きを下向きとした. 一方, 挙上トルク T_{am} は, トルク方向の単位ベクトルを $e_{i,j}$, $L_{i,j}$ のモーメントアームを $m_{i,j}$ とすれば,

$$T_{am} = \sum_i \sum_j m_{i,j} \times f_{i,j} \times e_{i,j} \quad \text{式 (3)}$$

で与えられる. モーメントアーム $m_{i,j}$ は, $L_{i,j}$ の長さを $l_{i,j}$, 挙上角を θ とすれば, 近似的に

$$m_{i,j} \div dl_{i,j}/d\theta \quad \text{式 (4)}$$

で与えられる²⁰⁾. 最適化関数は, Crowninshield¹⁸⁾ らが提案した

$$J[\{f_{i,j}\}] = \sum_i \sum_j (f_{i,j}/A_{i,j})^2 \quad \text{式 (5)}$$

とした. ここで $A_{i,j}$ は $L_{i,j}$ の平均断面積を表し, 評価関数 J は平均断面積で規格化した筋力 $f_{i,j}/A_{i,j}$ の2乗和を表す. 式(1), (2) をともに満たし, かつ式(5) の評価関数 J を最小にする筋力 $\{f_{i,j}\}$ を求めた. しかし, 実際の肩関節の筋活動制御では, このような制約条件が満たされているという保証はない. 推定結果の妥当性については, 生体での観測データおよび先行研究の結果との比較を通じて, 5. の考察で論じる.

2.2 腱板断裂肩における上腕挙上筋力の推定実験

2.2.1. 腱板断裂のモデル化

腱板断裂の発生原因には, 外力および腱板構成筋の自家

筋力による過剰な張力や過伸張の2つがある. その症状には, 疼痛, 筋力低下, 運動障害などがある¹⁾. 腱板の断裂様式は, 次の3つに大別されている¹⁾,

- 1) 軟部断裂: 外傷が腱板に加わったものの腱が断裂に至らないもの,
- 2) 不完全断裂: 疼痛・挙上障害など, 特有の臨床症状があるが, 一部分のみが断裂し, 骨が露呈していないもの,
- 3) 全層断裂: 完全に断裂しており, 骨が露呈しているもの.

腱板筋群の機能には, 関節の安定化以外に, 動作筋としての働きもある. 棘上筋は, 三角筋と共同して肩関節の挙上に寄与するため, 棘上筋腱断裂では, 動作筋機能が障害されることにより, 外転筋力の低下を引き起こす可能性がある²¹⁾. しかし, 腱板断裂時に棘下筋と肩甲下筋の筋力によって上腕骨頭位置が保持できるならば, 三角筋の筋力で上腕挙上が可能とされている¹⁾. このような共同筋による機能的な代償機能のことを, 以後, 共同筋の機能的代償と呼ぶことにする.

実際の腱板断裂は層状の断裂であるが, 本研究の筋モデルでは, 筋を線で表現しているため, 軟部断裂と不完全断裂を表現できない. そこで, 切断肩標本の研究^{4,5)} で用いられている断裂モデルを参考にした. Kedgley ら⁴⁾ や Mura⁵⁾ らは, 全層断裂を「断裂幅を大結節前方から徐々に後方に拡大」するモデルで表現した. 同じ考え方を用いて, 本モデルでも, 「断裂部位にあたる単位筋の数を大結節前方から徐々に減らすモデル」で表現することにした.

2.2.2. 棘上筋腱および棘下筋腱断裂モデル

腱板構成筋群の中でも棘上筋腱は最も損傷・断裂しやすく, それは症例の 96.6[%] を占める¹⁾. 棘上筋腱付着部の構造に関して, 松木らは, 解剖学的観察から棘下筋腱が棘上筋腱を回り込みながら大結節前方から上面まで広く停止していることを明らかにした⁹⁾. それゆえに, 従来, 棘上筋腱断裂と診断されてきたものの中に, 棘下筋腱の断裂が含まれている可能性を指摘した⁹⁾. このように棘上筋腱だけでなく棘下筋腱も断裂していた場合, 共同筋の機能的代償にも大きく影響する可能性がある. そこで本研究では, 棘上筋腱と棘下筋腱がともに断裂した場合における共同筋の機能的代償への影響を「断裂モデル」を用いて検証することを目的とする.

最後に断裂モデルについて詳しく述べる. まず 2.2.1. で述べたことに基づき, いくつかの断裂状態をモデル化する. まず, 図2に示すように, 棘上筋単位筋群の停止位置を前方から $A_1 \sim A_3$ で, 棘下筋単位筋群の停止位置を前方から $B_1 \sim B_7$ で表す. 断裂モデルでは, 棘上筋腱 ($A_1 \sim A_3$) は完全に断裂しているとし, 棘下筋腱は一部断裂から完全断裂しているものまで7通り設定した. 棘下筋腱断裂は, 次に示すように, 前方部の B_1 から単位筋を一つずつ除去することによりモデル化した. すなわち, ①棘上筋腱 $A_1 A_2 A_3$ 断裂 (棘上筋腱完全断裂) に始まり, 以下, ②棘上

筋腱 $A_1A_2A_3$ ・棘下筋腱 B_1 断裂（棘上筋腱完全断裂＋棘下筋腱 1/7 断裂），③棘上筋腱 $A_1A_2A_3$ ・棘下筋腱 B_1B_2 断裂（棘上筋腱完全断裂＋棘下筋腱 2/7 断裂），・・・，⑧棘上筋腱 $A_1A_2A_3$ ・棘下筋腱 $B_1 \sim B_7$ 断裂（棘上筋腱完全断裂＋棘下筋腱完全断裂），の 8 種類のモデルを採用した。

2.2.3. シミュレーション方法

前節で述べた 8 つの断裂モデル①～⑧および健常モデルにおいて，2.1. の方法を用いて上腕挙上運動をシミュレートした。ここで，健常モデルとは，線分でモデル化した筋群が断裂していないモデルとした。上腕運動は，挙上角 30[deg] から 150[deg] までの肩甲骨面に沿った挙上とした（図 3）。各筋の筋力推定値は，その筋の全単位筋の筋力ベクトルの絶対値の総和とした。共同筋の機能的代償については，前節で述べたように「上腕骨頭位置の保持および三角筋の筋力による上腕挙上」によって特徴づけられる。前者は，関節回りのインピーダンスで，後者は三角筋中部の筋力で評価できる。ここで関節回りのインピーダンスは，拮抗する棘下筋と肩甲下筋の筋力の和で表現した。

3. 結果

健常モデルにおける筋力推定結果を図 4 に示す。ここで，筋力推定値とは単位筋力の総和を意味する。挙上前期（挙

上角 30 ～ 90[deg]）では，三角筋中部，棘上筋，棘下筋及び肩甲下筋が大きな筋力を発生していた。一方，挙上後期（挙上角 90 ～ 150[deg]）では，三角筋（前部，後部）が大きな筋力を発生していた。

腱板断裂モデルにおける筋力推定結果を図 5，6 に示す。提示した結果は，棘上筋腱断裂の断裂モデル①，および代表的な棘上筋腱・棘下筋腱断裂である断裂モデル⑤とした。棘上筋腱が断裂すると挙上前期（30 ～ 90[deg]）では，棘下筋，肩甲下筋および三角筋（前部，中部）の筋力が増加した。一方，挙上後期（90 ～ 150[deg]）では，どの筋も大きな変化は示さなかった。

次に棘下筋，肩甲下筋，三角筋中部の 3 筋の活動に着目し，健常モデルおよび断裂モデル①～⑧における筋力推定値を図 7（a）～（c）に示す。棘下筋腱の断裂が進行するほど，棘下筋と肩甲下筋の筋力は減少し，三角筋前・中部の筋力は増加した。一方，三角筋後部の筋力には，大きな変化はみられなかった。上腕の保持力である関節インピーダンスの結果を図 8 に示す。その値は，棘上筋腱断裂によって増加し，棘下筋腱の断裂が進むにつれて減少した。

図 3 肩甲骨面挙上の運動モデル

図 5 棘上筋腱断裂モデル①での推定筋力

図 4 健常モデルでの推定筋力

図 6 断裂モデル⑤（A1 ～ A3, B1 ～ B4 断裂）での推定筋力

図 7 (a) 健康モデルおよび断裂モデルにおける三角筋中部筋力

図 8 健康モデルおよび断裂モデルにおける関節周りのインピーダンス

図 7 (b) 健康モデルおよび断裂モデルにおける棘下筋筋力

図 7 (c) 健康モデルおよび断裂モデルにおける肩甲下筋筋力

4. 考察

はじめに本モデルにおける筋力推定結果の妥当性について論じる。健康モデルにおける筋力推定結果(図4)では、挙上前期に棘上筋の筋力が最大となり、その後、三角筋の筋力が最大となった。この結果は、先行研究の結果⁷⁾とも、解剖学的知見¹⁾とも一致する。

断裂時の筋力(図5)は、棘上筋腱が断裂すると、三角筋中部と棘下筋の筋力が大きく増加した。その理由は、棘上

筋が担っていた挙上筋力を代償したためと考えられる。前者は、挙上に最も寄与する筋であり¹⁾、後者も「棘上筋腱断裂時に代償しやすい筋」と松木らが報告している⁹⁾。次に肩甲下筋と三角筋前部の筋力が増加した理由について論じる。Kedgley らは、切断肩標本を用いた研究⁴⁾から、「棘上筋腱の断裂幅が増加するにつれて、挙上における外転面は後方へと変化する」と報告している。それに対して本研究では、挙上面を一定としたことから、上記の外転面の後方偏位を防ぐためには、上腕を水平内転する筋力が必要であったと考えられる。つまり、上腕骨を前面から支持している肩甲下筋と三角筋前部の活動が増加する必要があったと考えられる。しかし、挙上後期後半(120[deg]以上)では、三角筋前部の活動だけが增加し、肩甲下筋の活動は変化しなかった。その理由は、肩甲下筋に拮抗する棘下筋の活動が停止したためと考えられる。

次に腱板断裂時の共同筋の機能的代償について臨床的観点から論じる。腱板が断裂すると上腕骨骨頭の位置が上方へ変位する¹⁾。その結果、疼痛の増加や運動障害が発生すると考えられている²⁾。この変化は、腱板断裂により共同筋の機能的代償が維持できなくなったためと考えられている¹⁾。この変化を、本研究から得られたシミュレーション結果と関連付けて論じる。棘上筋腱が断裂すると、挙上筋力である三角筋中部の活動および関節回りのインピーダンスがともに増加する(図7(a), 8)。すなわち、上腕骨骨頭が変位することなく挙上が行われていると考えられる。しかし、さらに棘下筋腱が断裂すると、三角筋中部の活動は増加し続けるのに対して、関節回りのインピーダンスは低下する。そのため、共同筋の機能的代償が徐々に崩壊し、上腕骨骨頭の位置が保持できなくなるため、三角筋中部の大きな筋力によって上腕骨骨頭が上方変位するのではないかと考えられる。

最後に切断肩標本の研究⁵⁾と比較する。Mura ら⁵⁾は、我々の断裂モデルと同様、大結節の前方から棘上筋腱および棘下筋腱を断裂させた切断肩標本を作成した。このモデルを用いて、筋力を一定とした場合の挙上角 0[deg]における外転ト

ルクを計測した。その結果のひとつとして、「棘上筋腱に加え棘下筋腱が3/5断裂した場合に外転トルクが有意に低下した」と述べている。つまり、外転トルクを発生する筋は、断裂によるトルク低下を代償するために、健常モデルより強い筋力を発揮する必要があることになる。このMuraらの断裂モデルに近い我々のモデル⑤では、外転トルクを主として発生する三角筋中部の筋力が健常モデルよりも1.5倍増加していた(図5)。この結果は上述のMuraらの実験結果を支持している。

5. おわりに

本研究では、肩関節筋骨格モデルを用いて棘上筋腱および棘下筋腱断裂時の肩関節周囲筋の筋力を推定した。その結果から、運動を一定としたときの筋力代償のいくつかの可能性を示すことができた。さらに、臨床で観察される「棘上筋腱に加え棘下筋腱が断裂したときの上腕骨骨頭の上方変位」は、関節回りのインピーダンスの低下、および三角筋中部の筋力増加による可能性が示された。

参考文献

- 1) 信原克哉：肩 その機能と臨床 第4版, 15-217, 医学書院, (2012).
- 2) 佐志隆士, 秋田恵一, 井樋栄二：肩関節のMRIー読影ポイントのすべて 改訂第2版, 2-89, メジカルビュー社, (2011).
- 3) Kronberg, M., Németh, G. and Broström, L. A.: Muscle activity and coordination in the normal shoulder, An electromyographic study, Clinical Orthopaedics and Related Research, 257, 76-85, (1990).
- 4) Kedgley, A. E.: In vitro kinematics of the shoulder following rotator cuff injury, Clinical Biomechanics, 22(10), 1068-1073, (2007).
- 5) Mura, N., O'Driscoll, S. W., Zobitz, M. E., Heers, G., Jenkyn, T. R., Chou, S., Halder, A. M. and An, K.: The effect of infraspinatus disruption on glenohumeral torque and superior migration of the humeral head: A biomechanical study, Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 12(2), 179-184, (2003).
- 6) Scepi, M., Faure, J. P., Ridoux, N., Kamina, P. and Richer, J. P.: A three-dimensional model of the shoulder girdle. Forces developed in deltoid and supraspinatus, Surgical and Radiologic Anatomy, 26, 290-296, (2004).
- 7) 藤田直, 中村康雄, 林豊彦：肩甲骨の動きを考慮した肩関節筋骨格モデルの筋力推定, バイオメカニズム学術講演会予稿集, 28, 39-42, (2007).
- 8) 木下直紀, 林豊彦, 前田義信, 渡辺哲也, 田中洋, 二宮裕樹, 駒井正彦, 信原克哉：肩関節筋骨格モデルを用いた腱板損傷時における上腕挙上筋力の推定, 電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティクス, 111(84), 19-24, (2011).
- 9) 松木圭介, 菅谷啓之, 前田和彦, 森石丈二, 望月智之, 秋田恵一：棘下筋こそが腱板断裂において最も重要な断裂腱である, 肩関節, 31(2), 213-215, (2007).
- 10) Wu, G., Van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Roy, P. V., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W. and Buchholz, B.: 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, 981-992, (2005).
- 11) Besl, P. J. and McKay, N. D.: A method for registration of 3-D shapes, IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, 14, 239-256, (1992).
- 12) 中村康雄, 中村真里, 林豊彦, 菊入大輔, 建道寿教, 信原克哉：上腕挙上にとまなう肩甲上腕関節の姿勢変化と骨間距離のin-vivo計測, バイオメカニズム, 18, 229-238, (2006).
- 13) Netter, F. H.: Atlas of Human Anatomy, 392-393, SAUNDERS ELSEVIER, (1997).
- 14) 望月智之, 山口久美子, 秋田恵一, 新井隆三, 菅谷啓之, 吉村英哉：棘上筋と棘下筋の上腕骨停止部について - 組織学的検討 -, 肩関節, 32(3), 493-496, (2008).
- 15) 前田和彦, 菅谷啓之, 新井隆三, 森石丈二, 望月智之, 吉村英哉, 松木圭介, 秋田恵一：棘上筋停止部に関する解剖学的検討, 肩関節, 31(2), 209-211, (2007).
- 16) 時吉聡介, 井手淳二, 廣瀬隼, 水田博志：肩甲下筋の上腕骨付着部形態に関する解剖学的検討, 肩関節, 31(2), 197-200, (2007).
- 17) Fick, R.: Handbuch der anatomie und mechanik der gelenke unter berücksichtigung der bewegenden muskeln: Erste Teil: Anatomie der Gelenke, 163-187, (1904).
- 18) Crowninshield, R. D.: A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion, Journal of Biomechanics, 14, 793-801, (1981).
- 19) 小川鑑一：イラストで学ぶ 看護人間工学 第1版, 28-29, 東京電機大学出版局, (2008).
- 20) Yamaguchi, G. T.: Dynamic modeling of musculoskeletal motion, Kluwer Academic Publisher, 158-159, (2001).
- 21) 菊池一馬, 皆川洋至, 阿部秀一, 山本宣幸, 関展寿, 福田雅, 井樋栄二：棘上筋単独断裂における筋力の特徴, 肩関節, 31(3), 565-568, (2007).

木下直己 (きのした なおき)

2011年3月新潟大学工学部福祉人間工学科卒業。2013年3月新潟大学大学院自然科学研究科博士前期課程修了。信原病院・バイオメカニクス研究所との共同研究により、肩関節の筋骨格モデルに関する研究に従事。現在、株式会社LIXIL社員。

バイオメカニズム学会の会員。

A musculoskeletal model-based estimation of shoulder muscle forces during the abduction of the upper arm in case of rotator cuff tears.

Naoki KINOSHITA¹, Toyohiko HAYASHI^{1,2†}, Hiroshi TANAKA³, Hiroki NINOMIYA³, Masahiko KOMAI³,
Katsuya NOBUHARA³

¹Graduate School of Science and Technology, Niigata University

²Department of Biocybernetics, Faculty of Engineering, Niigata University

³Nobuhara Hospital and Institute of Biomechanics

Abstract : Rotator cuff tear is one of the typical muscle disorders of the shoulder, which is believed to modify forces of the shoulder muscles. Such modification in muscle force, however, has yet to be clarified. Then, its detailed analysis is strongly required in clinic. The purpose of this study is to estimate the muscle forces of the shoulder with and without rotator cuff tear by means of a musculoskeletal model of the shoulder. The model consists of three different components as follow: 1) bone models including humerus, scapula and clavicle; 2) muscle models simulating eight different shoulder muscles; and 3) a 6-degree-of-freedom motion model of the abduction of the upper arm within the scapular plane. We prepared eight different abnormal shoulder models with infraspinatus and/or supraspinatus tears and a normal shoulder model without tears. Consequently, muscle forces of the anterior and intermediate portions of the deltoid increased, while that of the subscapularis decreased in the shoulder models including a lot of tears, resulting in the decrease of the impedance about the glenohumeral joint. These simulation results coincided well with clinical observations.

Key Words : Shoulder joint, Musculoskeletal model, Estimation of muscle forces, Rotator cuff tears, Functional compensation

Received Jun. 19, 2013 Accepted Dec. 15, 2013

[†]Toyohiko HAYASHI

Department of Biocybernetics, Faculty of Engineering, Niigata University,
8050 Ikarashi 2-no-cho, Nishiku, Niigata, 950-2181, JAPAN

Tel: 025-262-7339 Fax: 025-262-7778

E-mail: hayashi@eng.niigata-u.ac.jp