

投球障害肩の病変予測システムの開発

筑波大学 大学院 博士課程 人間総合科学研究科 スポーツ医学専攻

石井 壮郎

平成 23 年 2 月 16 日

目 次

第1章 序論	9
1.1. 研究の背景と目的	9
1.1.1 投球障害肩の有病率	9
1.1.2 投球障害肩の病態	10
1.1.3 投球動作のバイオメカニクス研究	14
1.1.4 投球障害肩の予防策の発展と問題点	18
1.1.5 本研究の目的と意義	21
1.2. 研究デザイン	22
1.2.1 研究のアウトライン	22
1.2.2 本論文の構成	24
1.2.3 主たる分析手法（ロジスティック回帰分析）	25
1.3. 研究の限界	28
第2章 肩甲上腕関節における応力解析システムの開発	29
～投球動作中に最も応力が高くなる部位はどこか？～	
2.1. はじめに	29
2.2. 対象と方法	31
2.2.1. 対象	31
2.2.2. 応力解析システムのアウトライン	31
2.2.3. 動力学解析	33
2.2.4. 有限要素法解析	39
2.2.5. シミュレーションの評価項目	43

2.3.	結果	44
2.3.1	投球動作中の肩関節間力（3軸の総和）	44
2.3.2.	3軸方向に分解した肩関節間力	45
2.3.3.	最大外旋時における肩甲上腕関節の応力分布	47
2.4.	考察	50
2.4.1.	肩関節間力と臨床的事項	50
2.4.2.	有限要素法解析モデルの構築	51
2.4.3.	応力解析の妥当性	52
2.5.	まとめ	54
 第3章 大学野球選手の無症候期の肩MRI所見		55
～発症に最も影響するMRI所見はなにか？～		
～MRI所見の分布と応力分布は合致するか？～		
3.1.	はじめに	55
3.2.	対象と方法	57
3.2.1.	対象	57
3.2.2.	MRIの撮像条件	57
3.2.3.	MRI所見の評価方法	58
3.2.4.	発症データの調査方法	60
3.2.5.	MRI所見と発症データの関連性を評価する方法	60
3.3.	結果	61
3.3.1.	無症候期のMRI所見とその有病率	61
3.3.2.	MRI所見と発症との関連性	69
3.3.3.	MRI所見の分布と応力分布の比較	72

3.4.	考察	74
3.4.1.	無症候期のMRI所見	74
3.4.2.	発症に影響するMRI所見	77
3.4.3.	無症候期のMRI所見を用いた発症予測	78
3.4.4.	無症候期のMRI所見と応力解析結果の比較	79
3.5.	まとめ	82

第4章 応力解析システムを用いた病変予測 83

～投球動作から病変の有無を精度よく予測できるか？～

4.1.	はじめに	83
4.2.	対象と方法	85
4.2.1.	対象	85
4.2.2.	仮説の設定	85
4.2.3.	解析方法	85
4.3.	結果	87
4.3.1.	肩関節間力の各軸の総和	87
4.3.2.	肩関節間力比	88
4.3.3.	肩関節間力比と上腕骨頭病変の関連性	90
4.3.4.	応力分布シミュレーション	93
4.4.	考察	94
4.4.1.	医学的な尺度と数学的な尺度を統合するために	94
4.4.2.	本研究の仮説の意味合い	95
4.4.3.	肩関節間力の総和と上腕骨頭病変の有無との関連性	95
4.4.4.	肩関節間力比と上腕骨頭病変の有無との関連性	96

4.4.5.	上腕骨頭病変の有無に対する予測精度	98
4.5.	まとめ	99
第5章	本研究のまとめ	100
5.1.	本研究の要約	100
5.1.1.	本研究で開発したシステム	100
5.1.2.	システムの手順の概略	100
5.1.3.	本研究の意義	102
5.2.	今後の展望	103
	謝辞	106

図表目次

図 1-1	投球相の分類	11
図 1-2	エクスターナルインピンジメントの模式図	11
図 1-3	インターナルインピンジメントの模式図	12
図 1-4	研究デザイン	22
図 1-5	本研究デザインの意義	23
図 2-1	システムのアウトライン	32
図 2-2	本研究で用いた反射マーカの貼付位置	33
図 2-3	筋骨格モデル	34
図 2-4	筋肉の数理モデル	35
図 2-5	肩甲上腕関節座標系の定義	38
図 2-6	肩甲上腕関節のモデリング	40
図 2-7	肩甲骨関節窩に対する上腕骨の角度の変更例	41
図 2-8	肩関節間力の大きさ (3 軸の総和)	44
図 2-9	求心軸の肩関節間力の成分	45
図 2-10	剪断軸①の肩関節間力の成分	46
図 2-11	剪断軸②の肩関節間力の成分	46
図 2-12	関節窩側の軟骨・関節唇における応力分布	47
図 2-13	上腕骨側の軟骨における応力分布	48
図 2-14	関節包-腱板複合体における応力分布	49
図 3-1	上腕骨頭所見の有病率とその所見の分布	61
図 3-2	上腕骨頭所見の MRI 像	62
図 3-3	関節窩所見の有病率とその所見の分布	63

図 3-4	関節窩所見の MRI 像	64
図 3-5	腱板所見の有病率とその所見の分布	65
図 3-6	腱板所見の MRI 像	66
図 3-7	肩峰下滑液包所見の有病率とその所見の分布	67
図 3-8	肩峰下滑液包所見の MRI 像	68
表 3-1	ロジスティック回帰分析の結果	70
数式 3-1	回帰式：投球障害肩を発症する確率 P	70
表 3-2	数式 3-1 のモデル適合度の評価	71
表 3-3	分割表	71
図 3-9	MRI 所見の分布と応力分布の比較	73
図 3-10	外転・外旋位撮影の MRI 像とその模式図	79
図 4-1	肩関節間力の各軸の総和	87
図 4-2	i 剪断軸①の肩関節間力比	88
図 4-3	ii 剪断軸②の肩関節間力比	89
図 4-4	iii 剪断軸①+②の肩関節間力比	89
表 4-1	ロジスティック回帰分析の結果	91
数式 4-1	回帰式：上腕骨頭病変が存在する確率 P	91
表 4-2	数式 4-1 のモデル適合度の評価	92
表 4-3	分割表	92
図 4-5	応力分布シミュレーション	93
図 5-1	本研究で開発したシステム	101
図 5-2	他施設共同研究	103
図 5-3	各分野の連携	104

第1章 序論

1.1. 研究の背景と目的

1.1.1. 投球障害肩の有病率

投球障害肩とは野球をはじめとするオーバーヘッドアスリートに多く発症し、肩の疼痛や不安定感、脱力感により投球のパフォーマンスが障害される病態の総称である。

投球障害肩の有病率について伊藤ら（2009）は小学から大学野球選手における 10957 名（小学生：1781 名 中学生：7188 名 高校生：1489 名 大学生：499 名）のフィールド調査で 11.2%（小学生：6.1% 中学生：9.6% 高校生：17.7% 大学生：32.7%）であったと報告した¹⁾。この調査は 6 年間に渡った調査であり、日本国内の野球における最近のフィールド調査では最大規模である。この障害は年代が上がるにつれて有病率が高くなる傾向があり、高校生以上で最も頻度の高い障害部位は投球肩であった^{1,2,3)}。

総務省の調査によれば、日本の野球人口は 150 万人以上と推定されており、単純に計算すると $150 \text{ 万人} \times 11.2\%/100$ で、15 万人以上の選手が投球障害肩に罹患していることになる。野球において最も頻度の高い障害は投球障害肩であり、予防すべき重要課題といえる。

1.1.2. 投球障害肩の病態

近年、画像診断・関節鏡検査の進歩により、投球障害肩に関する解剖学的な損傷部位は解明されてきた。しかし、病態に関してはいまだ未解決な問題が多く、さまざまな学説があり、十分なコンセンサスが得られていないのが現状である^{4,5)}。

投球障害肩における解剖学的損傷部位を以下に列挙する^{4,5)}。

- ① 肩峰下滑液包
- ② 腱板
- ③ 関節唇
- ④ 骨
- ⑤ 上腕二頭筋長頭腱
- ⑥ 関節包
- ⑦ 関節上腕靭帯
- ⑧ 関節軟骨
- ⑨ 骨端部
- ⑩ 肩甲胸郭部滑液包
- ⑪ 神経・血管

投球障害肩では多くの組織で損傷が生じ、複数の損傷部位が混在していることが多く、複数の病態が絡みあって発症すると考えられている^{4,5)}。

非常に多くの病態が報告されるなか、比較的コンセンサスが得られている病態にエクスターナルインピンジメント、インターナルインピンジメント、peel-back メカニズム、牽引張力がある^{4,5,6,7,8)}。

次図に一般的な投球相の分類を記載する（図 1-1）。

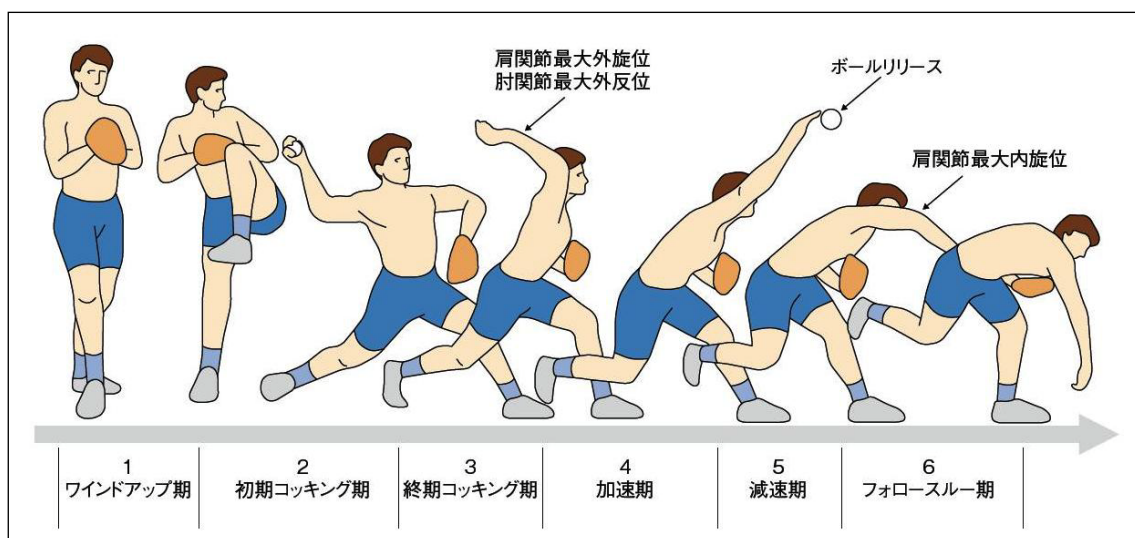


図 1-1 投球相の分類

投球相は一般的に上図の 6 相に分類されることが多い。投球障害肩に罹患した選手の多くはコッキング期から加速期に疼痛を訴える。

以下各病態について詳細を述べる。

エクスターナルインピンジメントとは、投球の初期コッキング期から加速期に鳥口肩峰アーチと上腕骨頭の上に腱板や滑液包が挟みこまれて衝突する現象である（図 1-2）。Meister や西中らはこの発生機序として、肩甲骨周囲筋の機能異常により肩峰下アーチスペースが相対的に減少することによって生じると報告した^{9,10)}。

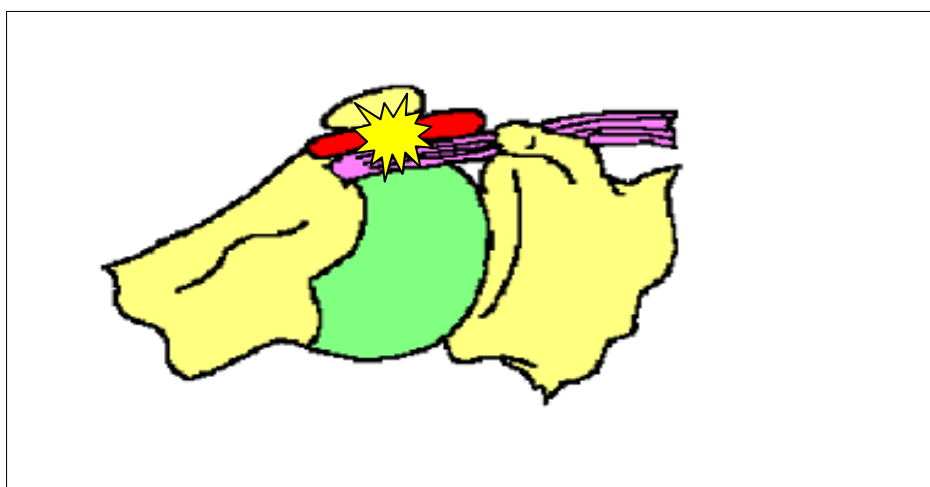


図 1-2 エクスターナルインピンジメントの模式図

インターナルインピンジメントとは、投球の終期コッキング期から加速期に上腕骨頭と関節窩の間に腱板と関節唇が挟み込まれて衝突する現象であり（図 1-3）、Walch ら（1992）が提唱した¹¹⁾。Jobe（1995）はその発生機序として、オーバーユースによる肩関節周囲筋の疲労や前下関節上腕靭帯の弛緩が前方不安定性を発生させ、その結果終期コッキング期で上腕骨軸が肩甲骨軸に対して水平伸展し、後上方関節唇と腱板が衝突すると考察した¹²⁾。また Meister（2000）、Mihata ら（2004）は関節包の緩みが増加するに伴い、肩の外旋可動域の増加と上腕骨頭の変位が結びついてインターナルインピンジメントを増悪させると述べた^{12,13)}。インターナルインピンジメントの根拠として、Paley ら（2000）は 41 例のプロ野球選手の関節鏡検査により、93%に腱板の毛羽立ち、88%に後上方関節唇の毛羽立ちを認め、腱板損傷部と関節窩後方部の接触を確認した¹⁴⁾。

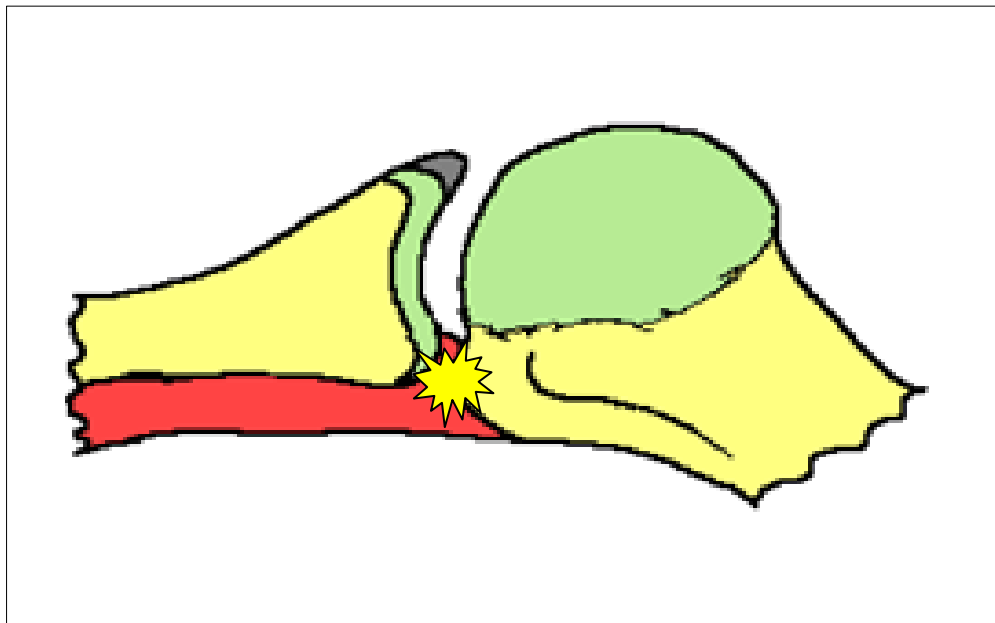


図 1-3 インターナルインピンジメントの模式図

Peel-back メカニズムとは投球の終期コッキング期から加速期に肩関節を外転・外旋させることにより、上腕二頭筋長頭腱の近位部に捻りを生じることである。Burkhart ら（1998）は後上方関節唇病変の発生メカニズムとしてこの peel-back メカニズムを報告した¹⁵⁾。

牽引張力とはボールリリースからフォロースルー期にかけて上肢の遠心力に対抗して、投球腕の筋群に非常に大きな張力が生じることである。Andrews ら（1985）は 73 例の関節鏡視所見により、関節唇損傷の大部分は上腕二頭筋長頭腱の関節窩附着部に近い前上方部に存在すると報告した¹⁶⁾。その原因として、投球のフォロースルー期における上腕二頭筋の収縮に伴い、強力な牽引力が生じることによって関節唇の剥離が起こったのではないかと考察した¹⁶⁾。また Bennett や Wright は野球選手の肩関節の関節窩後下縁にしばしば Bennett 病変とよばれる骨棘を認めることを報告した¹⁷⁾。この病変の原因として Meister らや杉本らは、投球のフォロースルー期における上腕三頭筋長頭腱と後方関節包附着部の牽引に伴う骨棘であると報告した^{9,18)}。

このようにさまざまな病態学説が報告されるなか、現在の投球障害肩の仮説モデルは、投球により肩関節に微小な外力が過度に繰り返されると肩関節の前方組織が弛緩し、肩関節の後方組織のタイトネスは増加する。しだいに肩甲骨機能や腱板機能が不全状態に発展していくと肩関節の不安定性は増加し、骨頭は関節窩に対して変位し、求心位を保持する能力が衰退する。こうした状況のなかでさらに投球を繰り返すことによりインターナルインピンジメントやエクスターナルインピンジメント、Peel-back メカニズム、牽引張力が複雑に絡みあって解剖学的異常が生じる。解剖学的異常によって、腱板機能と肩甲骨機能はさらに増悪し、悪循環が形成されると考えられている⁴⁾。

1.1.3. 投球動作のバイオメカニクス研究

投球動作では、身体のあらゆる部分が何らかの形で運動エネルギーの伝達に関与し、最終的にボールにエネルギーを効率よく伝達させている。投球動作を力学的に分析することは投球障害肩の研究を行ううえで重要であると考えられ、近年さまざまな投球動作のメカニクスが報告されるようになってきた。

Pappas らはメジャーリーグの投手 15 名を対象とした調査でコッキング相は約 1500 ミリ秒、加速相は約 50 ミリ秒、フォロースルー相は約 350 ミリ秒で行われたと報告した¹⁹⁾。加速相の肩関節内旋の最大角速度は平均 6180° /秒だった¹⁹⁾。

Feltner らはアメリカの大学代表チームの投手 8 名を対象として 3 次元映像解析法を用いて肩にかかる力とトルクを計測した。その結果、foot contact 時に肩関節に水平内転トルクが生じ、外旋運動が引き起こされ、その後に肩関節に外転・内旋トルクが生じて上肢を加速していくと報告した²⁰⁾。

こうしたバイオメカニクス研究は 3 次元映像解析技術を用いて体表のマーカー群の位置座標を求めていく motion capture system の発達に寄与するところが多い^{20, 21, 22)}。得られたマーカーの位置座標データを剛体リンクモデルに置き換え、逆動力計算をすることにより関節モーメントを算出する。この関節モーメントは以下の 3 つのモーメントの総和となる。一つは靭帯や関節包などの受動的な組織に由来するモーメント、もう一つは関節を構成する骨の構造に由来するモーメント、さらにもう一つは筋に由来するモーメントである²³⁾。こうした研究の関節のアクチュエーターはいわばロボットのモーターのようにモデル化されている。しかし、このモデルを用いて逆動力学的に算出される関節モーメントや関節反力はその関節にかかるモーメントや力の総和であり、筋張力や靭帯張力といった組織ごとくに分配された物理量を表しているわけではない。

一方、生理学的に人間の筋肉は 1 方向性に収縮し、筋の横断面積と相関する最大発揮筋張力、動員される運動単位、粘弾性という力学特性（長さ-力関係式、速度-力関係式）、羽

状角などの要素が複雑に絡み合っ筋張力を発生する。それぞれの筋肉は、解剖学的な付着部を持ち、そのモーメントアームと筋張力が互いに作用しあっ筋モーメントが生じる。

したがって、人間と剛体リンクモデルの間には関節機構において多く相違点がある。さらに投球障害肩の病態は解剖学的に骨、軟骨、関節唇、筋、靭帯等の組織レベルで論じられることが多い。よって、いままでのバイオメカニクス研究と投球障害肩の病態を直接リンクさせて議論することは難しかった。

近年、剛体リンクモデルに代わって筋骨格モデルが開発されるようになってきた。筋骨格モデルとは任意の関節まわりに解剖学的走行と一致するように筋要素を組み込んだモデルである。筋要素には筋の生理学的な特性（力—長さ関係、力—速さ関係、最大発生筋張力、筋活性度など）が組み込まれている。筋張力とモーメントアームの外積を筋モーメントとよび、ある関節周りのすべての筋モーメントの総和がその関節の筋に由来するモーメントとなる。この筋骨格モデルでは逆動力学解析で得られた関節モーメントから、筋に由来するモーメントや各筋にはたらく筋張力を推定できる²³⁾。

筋骨格モデルは剛体リンクモデルをさらに発展させたモデルであり、今までのロボット工学を中心とした概念が、より人間に近づいたともいえる。このモデルを用いるとすべての筋張力を物理・数学的手法で推定することが可能であり、筋張力を考慮した関節間力も算出できる。このことは、いままで使われていた「ある関節にかかるモーメントの総和」というイメージしにくい物理量から、「筋張力」という組織に局限したイメージしやすい物理量を推定できるようになったことを意味する。したがって、この筋骨格モデルの最大の利点は、投球動作から生じる筋張力や関節間力という物理量を用いて投球障害肩の病態に関して直接的に議論できることである。

しかし、この筋骨格モデルを用いて個々の筋張力を算出するためにはいくばくかの問題もある。未知数となる筋数が関係式に対して多いため、解を一意に定めることができない。人の筋骨格系は協働筋や拮抗筋の存在によって力学的に冗長な系となっている。ある動作

を行うにしても、筋張力の発揮の仕方はさまざまである。このような筋骨格系の機構が解を数学的に一意に定めることができない事態を生じさせている^{23, 24)}。

この問題を解決するために考案された手法が数値最適化計算である。数値最適化計算では無数に存在する解の候補の中から一つの解を選択するために、各解の候補の良し悪しを評価するための関数を設定する。この関数を目的関数という。数値最適化計算の本質は非常にシンプルであり、コンピューター上でいろいろな解を試して目的関数の値が最も良いものを選択するだけである。現在その計算法はさまざまな種類のもの（線形計画法、準ニュートン法、遺伝的アルゴリズムなど）が存在するが、その大きな違いは解の選び方である。この計算法はコンピューターの発展とともに急速に普及し、計算速度はコンピューターの性能と計算法に依存する^{23, 24)}。

しかし、この最適化計算にも問題点は存在する。それは得られた解が真に最適であるという保証がどこにもないことである。研究においてはしばしばこの最適性が問題となる。現実的には数学的、解析的に解けない現象は非常に多い。生体内の現象もそのひとつである。しかし、実際は理論的な最適解ではなくても現状より少しでも解がよくなればよいというニーズは多く、数値最適化計算はそのようなニーズに応じて生まれた手法である。コンピューターを利用することで膨大な解を試せるため、実際のところ解析的に解ける問題で結果の信頼性を検証すると、厳密解にほぼ一致するような値を得られることが多いのも事実である。そのため性能の高いコンピューターが手軽に利用できる昨今、数値最適化計算はさまざまな分野で利用されている。ただし、扱う問題の解空間の広さがコンピューターで試せる解空間の広さに比較して大きい場合は、信頼性の高い解が得られる確率が低下するため注意が必要である^{23, 24)}。

数値最適化計算において、解は目的関数によって選択される。当然ながら目的関数の設定によって選択される解は異なる。そのため、どのような目的関数が最も実際の筋張力の発揮と一致するのかというテーマに対して、これまで多くの研究者が取り組み、さまざま

な目的関数が試されてきた。一般的には「筋張力を発揮可能な最大筋張力で除した値の 2 乗の和」や「筋の興奮水準の二乗和」などを用いることが多い。これらの目的関数を生理学的な観点から意味づけをすると、「筋活動はなるべく疲労が起きないように決定される」もしくは「効率的な筋活動が行われるように決定される」ということを示したものである。この生理学的な意味づけは理解しやすい上に理に適っていると考えられる。しかし、どのような目的関数がよいのかについての結論は未だに得られていない。この理由は動作中の筋張力の実測データを現実では得ることができないからである。最適な目的関数においてはこのバイオメカニクス分野の重要な研究課題であり、研究は現在も進行中である^{23,24)}。

このように筋骨格モデルを用いることで、ある動作中にはたらくすべての筋張力とすべての関節にかかる力が推定できるようになった。最近、こうした筋骨格モデルはユーザーインターフェースのよいソフトウェアとして普及しつつあるため、多くのスポーツ科学分野の研究者に利用されつつある²⁵⁾。

しかし、いままでに投球動作について筋骨格モデルを用いて評価した研究は少なく、筋骨格モデルを用いて障害と投球動作の関連性について論じた研究はさらに少ない。筋骨格モデルの問題点を踏まえつつも、このモデルを用いて投球動作と投球障害肩を関連づける研究をしていくことが投球障害肩の未解決な病態を解明していくことにつながると考えられる。

1.1.4. 投球障害肩の予防策の発展と問題点

投球障害肩の損傷部位、病態は徐々にではあるが解明されてきており、その治療技術や治療成績も向上しつつある^{27,28,29)}。しかし、最近は障害が発生してから対処するのではなく、障害が発症する前に危険因子を検出し、障害を予防していこうというように抜本的に発想が転換しつつある。

投球障害肩の予防を考える上で重要なことは危険因子を把握することであり、近年メディカルチェックによって危険因子を検出し、早期に予防策を講ずることで投球障害肩の有病率を減少させる取り組みが全国的に拡大している^{30,31,32)}。

投球障害肩の原因は大きく考えると次の3点に集約される^{4,5,6)}。

- i. オーバーユース（外的要因）
- ii. 肩関節不安定性（内的要因）
- iii. 肩に負担のかかる投球フォーム（外的要因）

これに対して現行で実施されている投球障害肩の予防手段は次の3点である^{27,28,29)}。

- i. 投球制限
- ii. 肩関節安定化エクササイズ
- iii. 投球フォームの改善

上記の原因と予防手段はよく知られており、現場でも普及しつつある^{27,28)}

i オーバーユース/投球制限

投球数の増加は投球障害肩の重大なリスクファクターである³⁾。投球制限においては1994年に日本臨床スポーツ医学会より各年代別に1日投球数や週間投球数を一律に制限させる提言⁵¹⁾がなされており、2006年にはワールドベースボールクラシックにてゲームにおける一律な投球数制限がルール化された。こうした提言は、社会に対して投球障害肩の実情と投球数増加の危険性を伝えていくのに重要な役割を果たしているものと考え

られる。

ii 肩関節不安定性/肩関節安定化エクササイズ

1.1.2. 投球障害肩の病態で述べたように、肩甲骨機能や腱板機能が不全状態に発展していくと肩関節の不安定性は増加し、骨頭は変位し求心位を保持する能力が衰退する。これは投球障害肩の解剖学的異常における最も根源的な原因である。したがって、腱板機能や肩甲骨機能を向上させるためのエクササイズを無症候期に行うことで、障害の発症を防ぐ試みが普及しつつある^{27,28)}。また投球動作は全身をつかった運動であり、下肢から体幹、そして上肢への運動連鎖の重要性が指摘されており、下肢、体幹部のエクササイズも多く行われるようになってきた^{27,28)}。

iii 肩に負担にかかる投球フォーム/投球フォームの改善

野球選手の投球フォームは非常に多彩であり、投球障害肩の病態も非常に複雑である。近年、motion capture systemとその力学解析技術の進歩によって、投球動作のさまざまな力学的パラメーターが算出されるようになってきた^{19,20,21,22,23)}。また肩関節鏡やMRIの進歩により、投球障害肩の病態も徐々に明らかにされてきた^{4,5,6)}。しかし、こうした背景の中であっても、現場での投球フォームの指導は科学的エビデンスが乏しく、指導者の経験と事例の蓄積に依存している。現状における投球動作指導の問題点を以下に記載する。

① 科学的なエビデンスを統計学的に構築するためには、投球フォームの多彩性と投球障害肩の複雑性を考慮すると非常に多くの被験者が必要であり、それを研究するためには多大な労力と費用が必要とされる。このことが現場に科学的エビデンスが乏しい理由の一つであり、非常に大きな問題であると考えられる。

② 投球動作は極めてダイナミックな動作であるが、本章1.1.3. で述べたように投球動

作を病態と直接結びつけ、客観的に評価できるモダリティは現状では存在しない。レントゲン、CT、MRI など医用画像診断技術はめざましく発達してきているものの、こうした医学領域で使用される画像診断技術はスタティックな評価には適しているが、ダイナミックな評価にはそれほど適していない。現場では投球動作と障害を客観的にかつ精度よく評価できるシステムが望まれている。

③ バイオメカニクスの新知見が現場に生かされていないことがしばしば見受けられる。バイオメカニクス研究の発達とともになされる報告の多くはバイオメカニクスや物理学を専攻してきた人にとっては理解できるかもしれないが、そうした学識を有さない多くの選手やスタッフにとっては理解することが難しい。現場ではバイオメカニクス研究の新知見を分かりやすく表現する工夫が必要とされている。

④ 一般的によいとされる投球フォームがすべての選手に適用できるかという点には疑問符がつく。高校生以上の野球選手の多くは 5 年以上の野球経験を積んでいる。そうした選手に一般的によいとされる投球フォームを指導しても多くの選手はすぐにはそのフォームを受け入れない。その投球フォームを導入したがゆえに、バランスをくずしパフォーマンスが低下してしまう選手も存在する。現場の選手たちは自分の投球フォームの個性を失わずに、障害を防ぐフォームに改造したいと考えている。

以上、投球障害肩の予防方法の発展について述べてきたが、現行で実施されている予防策のなかで、

- i 投球制限
- ii 肩関節安定化エクササイズ

といった予防手段はコンセンサスもあり普及しつつあるが、

- iii 投球フォームの改善

においては未だ科学的なコンセンサスが不十分であり、問題点も多く残されている。

1.1.5. 本研究の目的と意義

現行の投球フォーム指導の問題点を改善し、現場の選手のニーズに応えるために、以下のような事項が必要である。

- ① 被験者数、労力、費用を削減した研究デザインで科学的エビデンスのある投球フォームを開発すること。
- ② 投球動作というダイナミックな運動を客観的に評価できるシステムを開発すること。
- ③ 投球フォームに関して選手一人一人にわかりやすく、テーラーメイドな情報を提供できること。

本研究の目的は以上 3 点の事項を達成するためにそのベースラインとなるシステムを開発することとした。すなわち投球障害肩の力学モデルを作成し、投球動作から投球障害肩の病変を予測できるコンピューターシミュレーションシステムを構築することとした。そして、システムの妥当性の検証には MRI を用いた。

このようなシステム開発の報告は皆無であり、本邦初の試みであると思われる。こうしたシステムが構築されると投球動作を客観的かつ定量的に評価できるようになる。また理想的な投球フォーム開発をしていく上で、共通のプラットフォームを提供できるようになる。

本研究では現場の選手やスタッフにも理解されやすく、テーラーメイドな情報を提供できるようなシステム構築をめざした。

1.2. 研究デザイン

1.2.1. 研究のアウトライン

本研究において対象は大学野球選手とし、無症候期に投球肩の MRI 撮影と投球動作分析 (motion capture) を同時に行った。この研究デザインの特徴は投球障害肩の発症や MRI 所見という医学的データと投球動作分析から得られた力学的パラメーターとを数理モデルを用いてマッチングさせたことにある。すなわち投球障害肩の医学分野の知見と投球動作分析というバイオメカニクス分野の知見をつなげるパイプ作りを行った。数理モデルはロジスティック回帰モデルを用いた (1.2.3.にて詳述)。この医学的データと力学的パラメーターが数理モデル上で高精度に適合すると投球障害肩の発症や病変形成に関与する力学上の危険因子 (数式) が明らかになり、発症や病変形成を予測する回帰式を算出できる。つまり、選手一人一人に対して、投球動作から近未来の発症や肩関節内部の病変形成を予測できるようになることが期待される (図 1-4)。

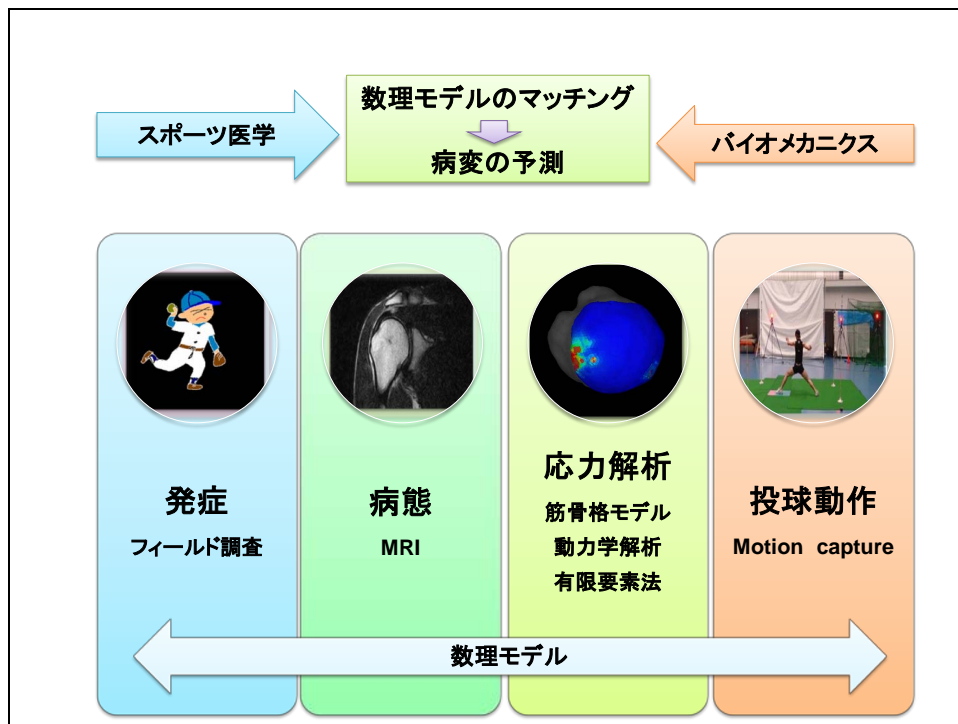


図 1-4 研究デザイン

この研究デザインの意義を以下に述べる。本研究では投球動作から力学的パラメーターを数学的・物理的手法で求めているため、この力学上の危険因子（数式）が明らかになれば、シミュレーションを構築することも可能である。つまり、この力学上の危険因子をなくすような投球動作をコンピューターシミュレーションで求めていくことに発展する。こうしたコンピューターシミュレーションによって求められた知見は科学的かつテーラーメイドなコーチングにつながっていくと考えられる（図1-5）。

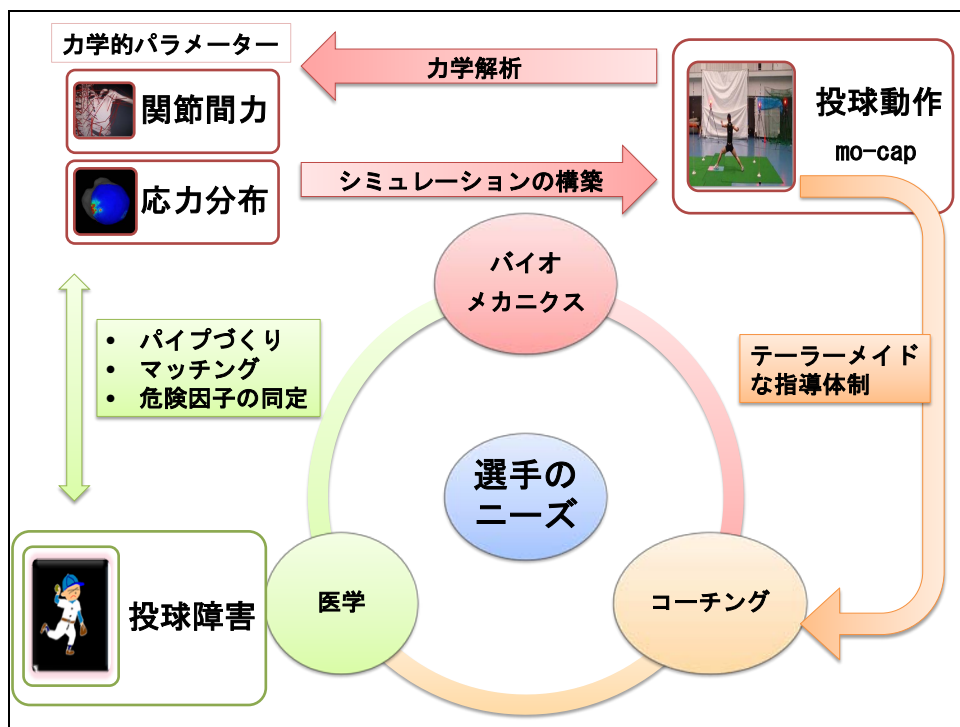


図 1-5 本研究デザインの意義

1.2.2. 本論文の構成

第 2 章では、筋骨格モデルを用いた動力学解析を行い、投球動作中に肩甲骨腕関節にはたらく関節間力（以後肩関節間力）を推定し、さらに有限要素法解析を用いて肩甲骨腕関節の応力分布をシミュレーションする応力解析システムを開発した。そしてこのシステムの妥当性について文献的に考察した。

第 3 章では、第 2 章で開発したシステムで算出された応力分布が妥当であるかを定性的に検証した。大学野球選手を対象に、無症候期の投球肩にはどのような解剖学的異常が存在するかを MRI にて調査し、その後選手を 1 年間前向きに観察し、どの MRI 所見が発症に有意に影響する「病変」なのかをロジスティック回帰分析にて見出した。この MRI 所見の分布と投球動作からシミュレーションされた応力分布が合致するかについて検証した。

第 4 章では、第 2 章で開発したシステムを臨床的に意義のあるモダリティにしていくことを考えた。臨床的に意義深いものにしていくためには、病変に関与する投球動作の力学上の危険因子を見出し、この危険因子を利用して病変の有無をできる限り明確かつ正確に推測できなければならない。その手法として、投球動作分析から得られた肩関節間力とその同一被験者の投球肩の MRI 所見を用いてロジスティック回帰分析を行った。これにより、肩関節間力がどれほど病変に影響を及ぼしているかを定量的に評価し、この応力解析システムで病変の有無をどれほど正しく予測できるかを検証した。

1.2.3. 主たる分析手法（ロジスティック回帰分析）

ロジスティック回帰分析とそれを導入した理由

本研究において MRI 所見、発症データ、動作分析データの関連性を求めるのにロジスティック回帰分析を用いた。この手法は米国のフラミンガムで開始された冠状動脈性疾患に対するコホート調査（Framingham study ; Dawber et al., 1951）において用いられたのが始まりである³³⁾。近年、医学領域では公衆衛生学の疫学調査でよく使用され、医学分野の研究で扱うデータにおいてロジスティック回帰分析の利用価値は高いと考えられ、積極的に利用すべきだとの支持も多い³³⁾。

この分析法は従属変数を 2 値データとし、独立変数（危険因子）が従属変数（結果）にどの程度独立した影響力があるかをオッズ比として表わすことができる。オッズ比とはある要因が陽性の時における事象の発生確率とある要因が陰性の時における事象の発生確率の比である。したがってオッズ比がわかると、その要因の有無が事象の発生に対しどれだけ影響しているかを表すことができる。さらに各要因のオッズ比がわかると回帰式を算出することができ、ある事象が発生する確率を予測することも可能である。独立変数の尺度、分布に対して厳密な仮定を置いていないため、現実のデータを対象とする際は汎用性が高いという利点をもつ^{33, 34)}。

医学やスポーツ医学において、結果は「発症あり」、「発症なし」もしくは「病変あり」、「病変なし」の 2 値でとらえられる事象が非常に多い。投球障害肩もその一つである。投球障害肩はさまざまな要因が作用して、「発症するかしないか」もしくは「病変ができるかできないか」という結果にたどりつく。

仮に投球障害肩のある一つの要因だけに着目し、発症や病変との関係について単変量解析を行おうとすれば、それ以外の要因について全く同じモデルを作成しない限り、適切な統計解析を行うのは難しい。しかし投球障害肩で対象とするものは人であり、体格、練習量、身体特性などあらゆる要因が千差万別であるため、均一なモデルを作成するのは困難

である。ゆえに投球障害肩のように多くの要因が相互作用をしながら結果へ結びつく疾患には、ロジスティック回帰分析を用いた多変量解析のほうが、投球障害肩を分析する上でより適正な評価が可能になると考え本研究に導入した。

ロジスティック回帰モデルの概略^{33, 34)}。

ロジスティック回帰モデルは以下のような数式で表せる。

n個の説明変数 x_i (危険因子) が存在するとして、

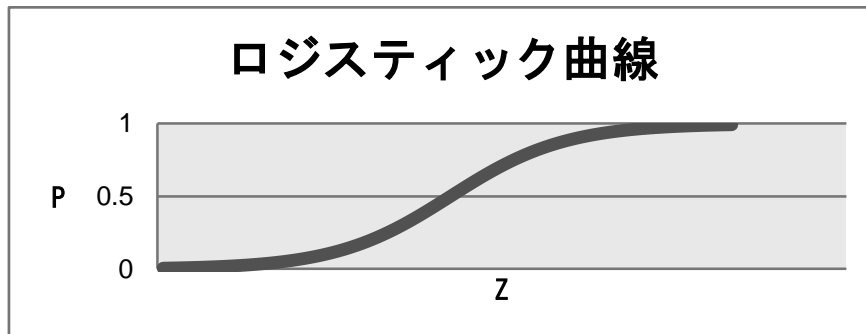
Z を x_i の関数として以下のように定義する。

$$Z=B_0+B_1 x_1+B_2 x_2 \cdots +B_i x_i \cdots +B_n x_n \quad \text{*****①}$$

さらに P を Z の関数として以下のように定義する。

$$P= \exp(Z) / (1+\exp(Z)) \quad \text{*****②}$$

とすると P-Z のグラフは以下ようになる。



この数理モデルを利用したものがロジスティック回帰モデルであり

x_i : 説明変数 B_i : 係数 P : 確率

として、 B_i : 係数を最尤法にて求める。

オッズ比はその定義より、 $P / (1-P)$ と表せるから、②式を用いると

$$\text{オッズ比} = \exp(-B_i)$$

となり、オッズ比を算出することができる。

この B_i を① ②式に代入することで発症確率 P を求める回帰式が完成する。

本研究での具体的な分析手順

本研究ではまず投球障害肩の危険因子になる可能性のある因子を推測し、そのデータを取得した（独立変数）。次にある一定期間選手を観察し、「発症したかどうか」という発症に関する2値データもしくは「MRI 病変が存在したかどうか」という病変に関する2値データを取得した（従属変数）。

次に相関係数を用いた単変量解析を行い、明らかに関連性のない独立変数を削減した。危険因子を独立変数、「発症データ」もしくは「MRI 所見」を従属変数としてロジスティック回帰分析を行い、尤度比検定量を基準とした変数増加法と変数減少法の両方を行なった。ある危険因子が発症や病変に対して有意かどうかの基準はWald検定において有意水準を $p < 0.05$ とした。おのおのの危険因子がどの程度発症や病変に影響するかについてはオッズ比という形で表現した。

さらにこのオッズ比をロジスティック回帰モデルにあてはめ、「危険因子から発症を予測する回帰式」もしくは「危険因子から病変を予測する回帰式」を算出した。回帰式を算出するための変数選択はWald検定により有意水準を0.2程度に設定して行なった。こうして得られた回帰式の適合度は、Hosmer-Lemeshowの適合度検定にて評価した。さらに予測確率のcut off lineを0.50に設定した分割表を作成して、回帰式の感度、特異度、陽性的中率、陰性的中率、正診率を参考にしながら最終的な回帰式を求めた。

1.3. 研究の限界

本研究における限界には以下のようなものがある。

1. MRI は 0.2 テスラ機であり、関節造影 MRI を行っていないため、関節唇の評価は困難であった。
2. MRI 所見は損傷過程と治癒過程が混在した像と考えられるが、こうした生体の過程を定量化する方法は現状では存在しない。
3. 現状では投球動作中の肩甲骨のうごきを精密に motion capture する方法がないため、肩甲上腕関節の相対的な位置関係を精密に設定することが困難であった。
4. 現状では生体における関節構成体や筋腱構成体の物性値は不明である。よって本研究では文献的に報告されている屍体研究の物性値を使用した。
5. 筋張力や関節間力の値は筋骨格系モデルの冗長性の問題から数値最適化計算を用いて算出した。これについてはさらなる妥当性の検証が必要である。
6. 今回開発したシステムではさまざまなシミュレーションが可能であるが、その妥当性を検証するためにはさらなるデータ収集が必要である。
7. 今回開発したシミュレーションの精度を高めるためにはさらに多くの被験者が必要である。

第2章 肩甲上腕関節における応力解析システムの開発

～投球動作中に最も応力が高くなる部位はどこか？～

2.1. はじめに

近年、3次元映像分析システム (motion capture system) を用いた動力学解析や有限要素法解析の技術発達がめざましい。motion capture systemにより身体運動を計測し、運動を客観的に定量化できるようになりつつある^{24,25)}。最近では身体の筋骨格系の力学特性をモデル化し、筋力などの生体内負荷を推定できるソフトウェアも開発されている²⁶⁾。

有限要素法はコンピューターシミュレーションの代表で、いまや構造解析や機械設計に欠かすことのできない技術である。工業製品の開発においては、重大な事故や機能不全を防ぐために各部品や部材にどのような力が作用し壊れるのか、ということシミュレーションすることが一般的である。最近では優れた汎用プログラムが様々な方面で利用されており、有限要素法解析は生体にも応用され始めている^{35,36,37)}。

第1章では投球障害肩において、非常に多くの病態が報告される中、比較的コンセンサスが得られている病態にエクスターナルインピンジメント、インターナルインピンジメントがあることを述べた (1.1.2)。こうしたメカニズムによって生じた病変部位には投球動作中に高い応力がかかっていると推測される。しかし、現状ではこの病態と直接的にリンクさせられる動力学モデルの報告は少ない (1.1.3)。また、こうしたメカニズムによって生じる応力をシミュレーションするためには肩関節における軟部組織と硬組織が精密に表現されなければならないが、そうした有限要素法解析モデルの報告も少ない。こうした背景の中、筋骨格モデルを用いた動力学解析や有限要素法解析は、投球動作と投球障害肩の病態を直接関連づけ、投球障害肩の未解決な病態を解明していけるのではないかと考えた (1.1.3)。

本章の目的は、筋骨格モデルを用いた動力学解析と有限要素法解析を駆使することによ

って、投球動作中の肩関節内の応力分布をシミュレーションするシステムを構築することである。

2.2. 対象と方法

2.2.1. 対象

対象は18名(内訳:投手10名、捕手1名、野手7名)の無症状の大学野球選手とした。肩関節手術や外傷の既往歴のある選手、肩関節疾患で通院中の選手は除外した。被検者の平均年齢は20.0(19~22)歳、野球経験年数は 10 ± 1.2 年、平均身長は 172 ± 5.2 cm、平均体重は 70 ± 6.4 kg、除脂肪体重は 56 ± 2.4 kgであった。投法は全員オーバースローであった。

2.2.2 応力解析システムのアウトライン

投球動作中の肩関節内の応力分布をシミュレーションするシステムを構築する上でまず仮説を設定した。

仮説

仮説① 投球動作によって肩甲骨腕関節に高い関節間力がはたらく。

仮説② 肩甲骨腕関節にはたらく関節間力(以後肩関節間力)によって、上腕骨側の軟骨と関節窩側の軟骨・関節唇の接触部位には高い応力がかかっており、この高応力域に病変が生じる。

システムのアウトライン

上記の仮説をもとに動力学解析と有限要素法解析を用いてモデルを構築した。

仮説①を達成するために、まず3次元動作分析システムを用いて投球動作をmotion captureした。動力学解析ソフトウェアであるSIMM(musculographics社)の筋骨格モデルを用いて逆動力学計算をすることにより関節モーメントを算出した。その後、数値最適化計算をすることにより各筋の筋張力を算出し、筋張力を考慮した肩関節間力を算出した。

仮説②を達成するために、まず肩関節のCT撮影とMRI撮影を行った。有限要素法解析ソフトウェアであるMechanical Finder(計算力学研究センター)を用いて、CTデータから上

腕骨と肩甲骨の骨形状を抽出し、MRI データから軟骨と関節唇の形状を抽出した。それぞれの形状をソフトウェア上で合体させ、精密な形状の肩甲上腕関節モデルを作成した。それぞれの組織に物性値を与え、肩甲骨側を拘束した。SIMM と同じ座標系をこの肩甲上腕関節モデルに設定し、動力学モデルで計算された肩関節間力を荷重条件として入力できるモデルを構築した。このモデルを用いて有限要素法解析することにより、肩甲上腕関節の応力分布をシミュレーションした。その後 MRI を用いてシミュレーションの妥当性を評価した。(図 2-1)。

以後、2.2.3. で動力学解析、2.2.4. で有限要素法解析の詳細について述べる。

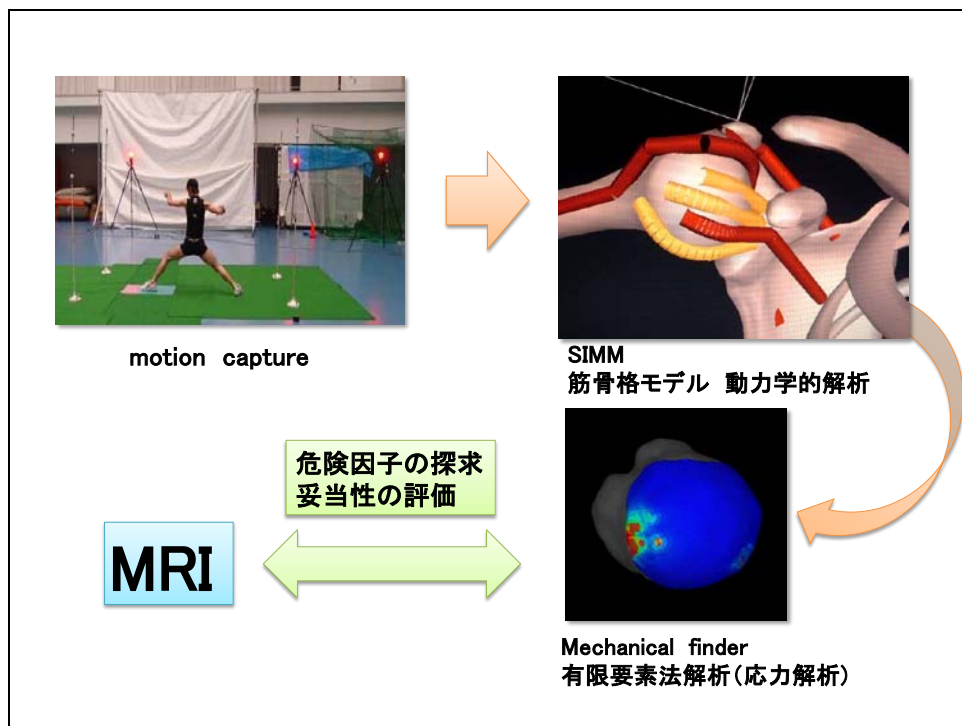


図 2-1 システムのアウトライン

2.2.3. 動力学解析

投球動作の motion capture

Motion capture では全身に反射マーカを貼付し（図 2-2）、屋内で Vicon（インターリハ社）を最大 16 台使用した。サンプリングレートは 250Hz とし、3 次元座標値は DLT 法を用いて算出した。投球試技は普段最も多く行っている投球フォームで実際に硬球を投げてもらった。その際、軸足、踏込み足ともにフォースプレートにかかるように投球開始位置を設定した。解析区間は踏込み足接地時（FC）からボールリリース（REL）までとし、評価する際はその区間を 100%に正規化した。

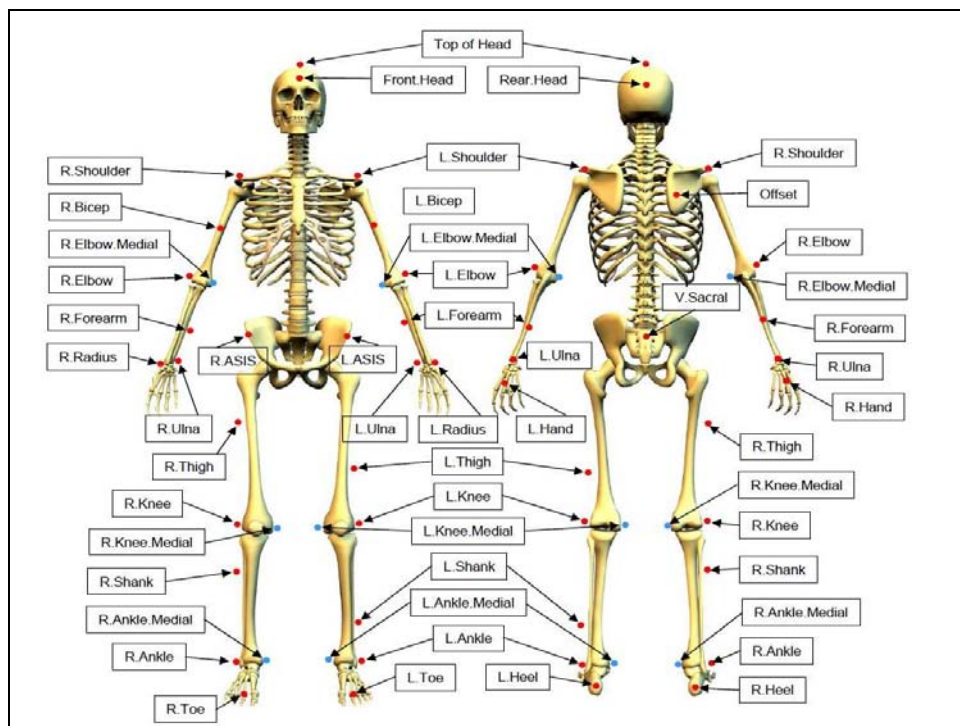


図 2-2 本研究で用いた反射マーカの貼付位置

筋骨格モデルの構築

動力学解析ソフトウェアは SIMM を用いた。SIMM では身体の筋骨格系の力学特性をモデル化し、身体運動の計測結果より筋力などの生体内負荷を計算することができる²⁶⁾。このソ

ソフトウェアのベースとなっているのは米国のスタンフォード大学のDelpらの研究である³⁸⁾。筋骨格モデルのソフトウェアとしては最も早くから開発され、グラフィカルユーザーインターフェースが非常に優れている²⁶⁾。また、筋の追加、筋付着位置、筋腱特性、骨格形状、関節自由度などを自由に変更可能なため、さまざまなモデルを作成でき、拡張性が高いという特徴を有する²⁶⁾。

筋骨格モデル（図 2-3）とは、セグメント(骨)がジョイント(関節)によって結合され、関節周囲には筋腱アクチュエーターと靭帯が配置されているモデルのことである。SIMM では関節の自由度は 6 自由度まで設定でき、任意の動作位置で筋腱の長さやモーメントアームを計算し関節モーメントを算出できる。^{38, 40, 41)}。また数値最適化手法を用いることで筋の活性度を計算し、各筋の筋張力を算出することが可能である^{24, 25, 26, 38, 41, 43)}。慣性モーメント、セグメント質量、質量中心データ、筋特性は平均的な成人男性のデータベースに基づいている³⁹⁾。

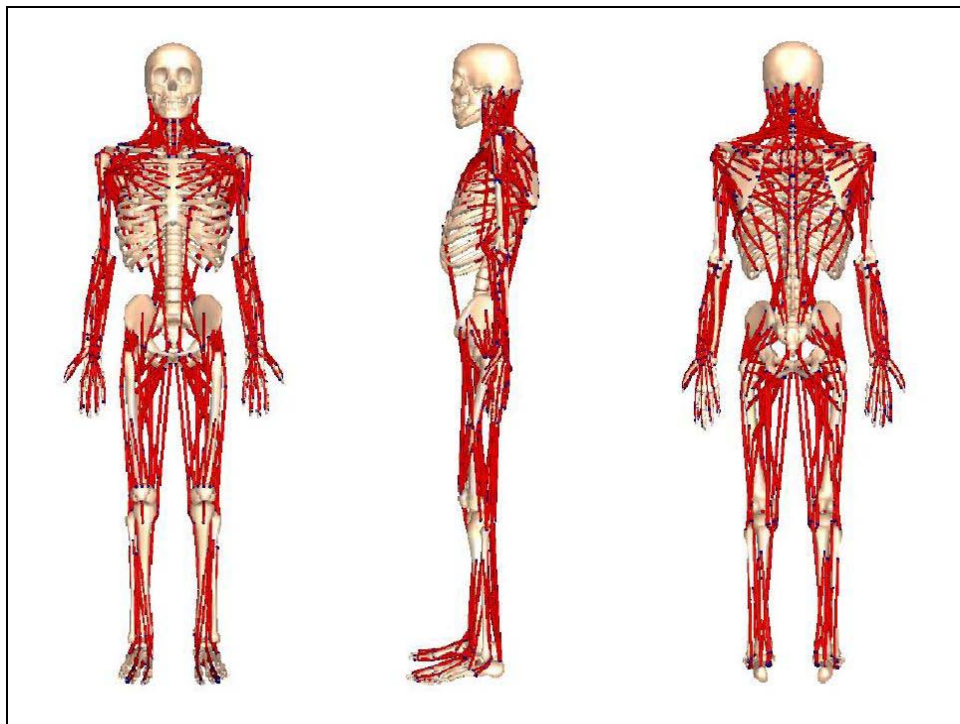


図 2-3 筋骨格モデル

筋肉の数理モデル

それぞれの筋肉はHill の筋肉モデルに基づいている。このモデルでは、各筋肉は収縮部 (contractile element (CE)) , 並列弾性部 (parallel elastic element (PEE)) , 腱部 (series elastic element (SEE)) の3つから成り立っている (図2-4) ^{38,41)}。

CEは収縮要素であり、それに直列と並列に弾性要素が配置されている。収縮要素は羽状角 α だけ傾斜している。筋張力を算出する際に、直列弾性要素のひずみ-力関係、収縮要素の長さ-力関係、収縮要素の収縮速度-力関係といった生理学的パラメーターも加味して計算される (図 2-4) ^{38,41)}。

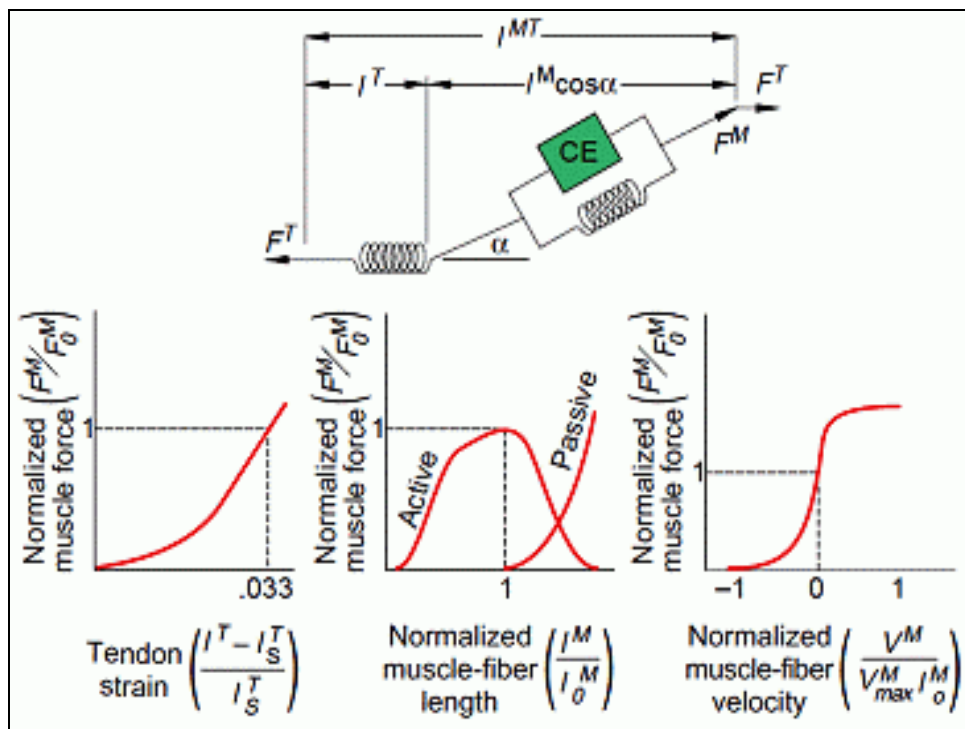


図 2-4 筋肉の数理モデル

肩甲上腕関節にはたらく関節間力の算出

本研究では投球動作を motion capture し、解析区間中の肩関節間力を算出した。動力学解析の要点を以下に示す。

- i. 筋骨格モデルを用いて逆動力学計算を行い、関節モーメントを算出した。
- ii. 数値最適化手法を用いて、全身の筋張力を算出した。
- iii. 筋張力を考慮した関節間力を算出した。

i ~ iiiの詳細を以下に記載する。

i 逆動力計算

逆動力学は身体動作の力学的評価に用いられる手法である。逆動力学計算とは、身体の運動方程式に対して、運動データを入力条件として与えることによって、駆動力となる力の情報を得る計算のことである。すなわち、身体運動の変位、速度、加速度情報を与えることで、各関節に作用するモーメントや関節反力などを算出する。身体運動の情報は motion capture system で計測が可能な物理量である。それに対して関節駆動力などは生体内の力学量であるため、直接的には測定することはできない。つまり、逆動力学計算を用いれば、身体外部の観測可能な運動学的情報から計測困難（あるいは不可能）な身体内部の駆動力を推定することができる。そのため、身体運動を力学的な観点から分析したいときに逆動力学計算は非常に有力な分析手法となる²⁴⁾。

本研究では、投球動作における身体節の運動変位を motion capture system で測定した。速度や加速度情報は運動変位を数値微分することで得た。床面から足部に作用する反力（床反力）はフォースプレートによって測定した。これらの運動学データ、身体外部から作用する力（床反力）を身体の運動方程式に代入し、これを逆動力学計算に基づき関節駆動力について解くことにより、関節モーメントを算出した。

ii 筋張力の計算

身体の構造や運動には冗長性が存在する。関節の数は空間の自由度よりも冗長に存在し、筋の数は関節の自由度よりも冗長に存在する。そのため、個々の筋が発揮する筋張力の配分問題は解析的に解くことができない²⁴⁾。

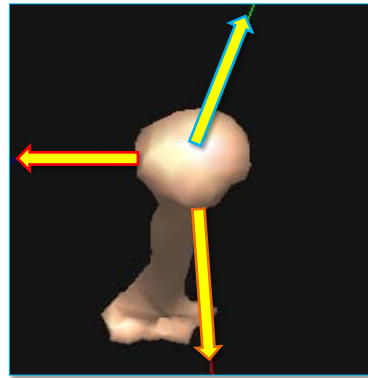
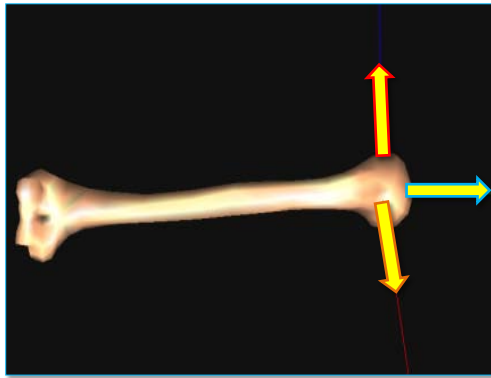
そこで筋張力を求めていくのに数値最適化計算を用いた^{24, 25)}。数値最適化計算とは対象となる系の状態を記述する変数（未知数）の数が、状態を支配する方程式の数よりも冗長に存在するため、その値を解析的に決定できない場合に、ある目的関数（評価関数）を設定し、その目的関数を最大化あるいは最小化する未知変数の組を数値的に求める計算方法のことである^{38, 41, 43)}。今回の目的関数は「筋の興奮水準の二乗和を最小とする」に設定した。

iii 関節間力の計算

求めた全身の筋張力を外力データとして用いて、再度逆動力計算することにより、筋張力を加味した肩関節間力を算出した。SIMM の肩甲上腕関節の局所座標系は下図のように設定されている。各軸の名称を以下のように定義した（図 2-5）。

- 原点 : 上腕骨頭中心
- 求心軸 : 上腕骨長軸方向
- 剪断軸① : 上腕骨長軸方向に直交し、大結節を通る軸
- 剪断軸② : 上腕骨長軸方向に直交し、小結節を通る軸

求めた関節間力を各成分（剪断 2 方向、求心 1 方向）に分解した。



SIMMの肩甲上腕関節の座標系の定義：

- 原点 : 上腕骨頭中心
- 求心軸 : 上腕骨長軸方向
- 剪断軸① : 上腕骨長軸方向に直交して大結節を通る軸
- 剪断軸② : 上腕骨長軸方向に直交して小結節を通る軸

図 2-5 肩甲上腕関節座標系の定義

2.2.4. 有限要素法解析

CT と MRI の撮影

被験者は無症状かつ肩関節疾患の既往のない 34 歳男性とした。

以下の条件で、CT と MRI の撮影を行った。

CT 条件:

4 列 Multi-detector-row CT (GE 横川)

FOV: 25x25cm slice thickness: 1.25mm

肩関節下垂位・内外旋中間位で撮影した。

MRI 条件:

1.5 テスラ 超電導型 MRI (シーメンス)

MEDIC 3D 法 : TR/TE 47/22

FOV : 16cm slice thickness: 1.20mm matrix : 248x256

Voxel size : 0.6x0.6x1.2mm 加算回数 : 1 回

shoulder coil を使用して、肩関節下垂位・内外旋中間位で撮影した。

肩甲上腕関節のモデリング

有限要素法解析のソフトウェアは Mechanical Finder を使用した。このソフトウェアは CT や MRI の DICOM データの読み込みから ROI 抽出・メッシュ作成・解析条件設定・解析・各種表示機能を含んだ統合システムである。このシステムでは対象を 3 次元構造物としてとらえ、これに有限要素法による構造解析を適用する。評価指標には仮想的な荷重拘束条件から得られる応力・歪み分布を用いており、巨視的かつ客観的に把握しやすいという特徴を持つ。

まず、CT データより上腕骨と肩甲骨の形状を抽出し、MRI データより肩甲上腕関節における軟骨と関節唇の形状を抽出し、この両者をソフトウェア上で合体させ、肩甲上腕関節

の骨-軟骨-関節唇モデルを作成した（図 2-6）。関節包と腱板は別々の構造としてモデル化することは接触の問題や形状取得の問題があり、作成が非常に困難であったため、関節包-腱板複合体としてモデルに組み込んだ。

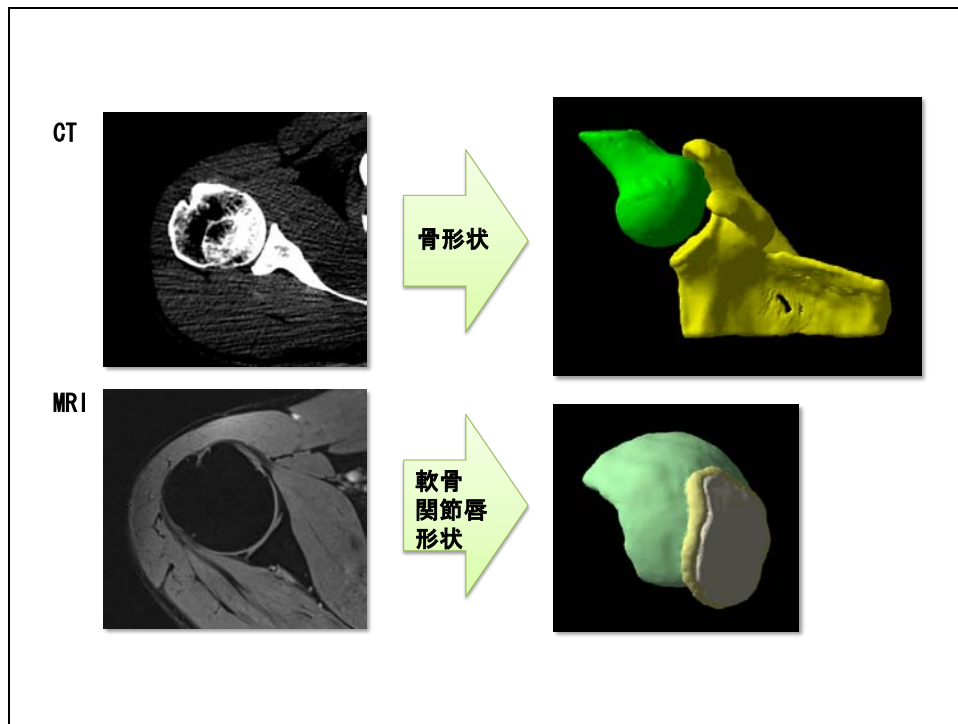


図 2-6 肩甲上腕関節のモデリング

有限要素法の解析条件

有限要素法解析は静力学的な解析であり、力のつり合い条件を導入することから、肩甲骨は体部において完全拘束とした。

材料の条件はヤング率とポアソン比をそれぞれ、骨—12GPa・0.28、軟部組織—10MPa・0.40 とした³⁵⁾。骨および軟部組織の材料特性はそれぞれの組織内において均一であると仮定した。

投球障害肩は骨折などの外傷と異なり、微小な外力が繰り返し加わることで組織が破壊されることから、解析方法は弾性解析とした。

上腕骨の姿勢の設定

通常、投球のレイトコッキング相は個人差があるものの、見かけ上は外転 90 度くらいの選手が多い。肩甲骨上腕リズムを考慮にいれば、肩甲骨上腕関節における関節窩に対する上腕骨の外転角度は 60 度位になる。

今回の解析では投球姿勢を模擬するため、肩甲骨関節窩に対する上腕骨の角度設定を初期姿勢：外転 60° 外旋 120° 水平伸展 0° とした。この肩甲骨上腕関節モデルでは肩甲骨は拘束されているが、上腕骨は 6 自由度で姿勢を変えることができる（図 2-7）。

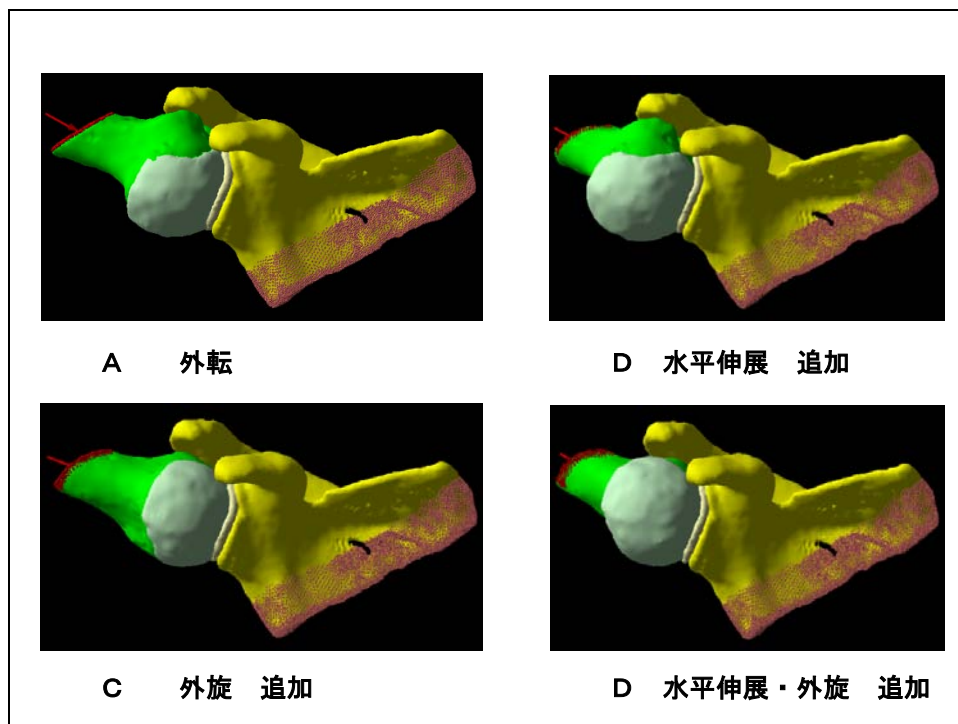


図 2-7 肩甲骨関節窩に対する上腕骨の角度の変更例

動力学解析との統合

動力学解析ソフトウェアの SIMM との互換性を持たせるため、Mechanical Finder の上腕骨の局所座標系を SIMM 上の上腕骨の局所座標系と一致させるように調整した。これにより、動力学解析で得られた上腕骨の姿勢を Mechanical Finder 上で設定でき、肩関節間力の 3

軸方向のデータをそれぞれの荷重条件として入力できる。

こうして、投球動作から肩甲上腕関節にはたらく関節間力と上腕骨の姿勢を 2.2.3 の動力学解析で求め、そのデータを 2.2.4 の有限要素解析モデルに入力することで、肩甲上腕関節にかかる応力分布を算出した。

2.2.5. シミュレーションの評価項目

今回作成したモデルではさまざまなシミュレーションが可能である。その中で本章では motion capture で得られた投球動作から肩甲上腕関節にはたらく応力分布をシミュレーションすることを目的とした。そのため、変数は投球動作とし、それ以外のパラメータはすべて一定とした。つまり、動力学解析における筋腱の特性（付着部、走行、最大発揮筋張力、直列弾性要素のひずみ-力関係、収縮要素の長さ-力関係、収縮要素の収縮速度-力関係）、関節の構造、関節拘束関数、骨形状、そして有限要素法解析モデルにおける肩甲上腕関節の形状、物性値、解析条件、関節窩に対する上腕骨の相対的位置といったパラメータはすべての被験者で一定とした。

解析区間は投球動作の踏込み足接地時 (FC) からボールリリース (REL) までとした。すべての被験者において FC から REL までの時間を 100% に正規化した。

評価項目は、

- ① 解析区間中の肩関節間力の大きさ（3軸の総和）の平均と標準偏差
- ② ①の肩関節間力を肩甲上腕関節座標系の3軸方向に分解した成分の平均と標準偏差
- ③ 最大外旋時（MER）の肩関節間力の平均値を有限要素法解析モデルに入力したときの

応力分布

とした。

2.3. 結果

2.3.1. 投球動作中の肩関節間力（3軸の総和）

解析区間中の肩関節間力の各軸の総和の平均と標準偏差を下図に示す（図 2-8）。肩関節間力は踏込み足接地時（FC）から徐々に増大し、MER（最大外旋時）に達する頃にピークとなり、その後ボールリリース（REL）まで徐々に減少した。

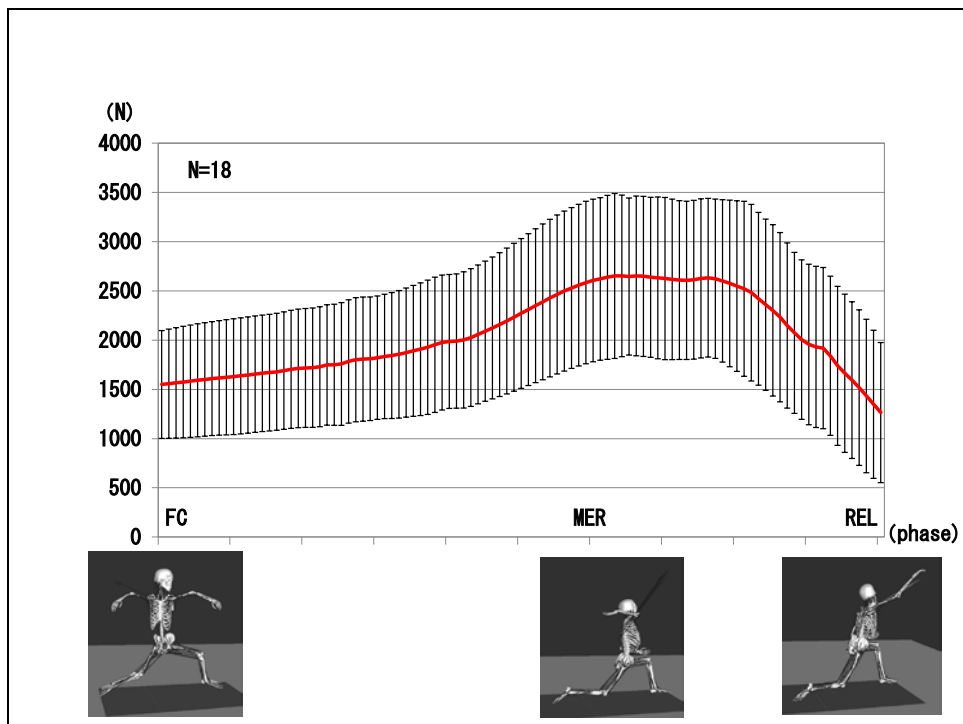


図 2-8 肩関節間力の大きさ

2.3.2. 3軸方向に分解した肩関節間力

解析区間中の肩関節間力を肩甲骨上腕関節の局所座標系の3軸（図2-5）に分解したものの平均と標準偏差をそれぞれ示す。

求心軸における肩関節間力の成分（肩甲骨セグメントから上腕骨頭にかかる方向を正とした）はFCから徐々に増大し、MERに達する頃にピークとなり、その後RELまで徐々に減少した（図2-9）。

剪断軸①における肩関節間力の成分（肩甲骨セグメントから大結節にかかる方向を正とした）はFCから徐々に増大し、MERとRELの間でピークに達し、その後RELにかけて急速に減少した（図2-10）。

剪断軸②における肩関節間力の成分（肩甲骨セグメントから小結節にかかる方向を正とした）はFCから徐々に減衰し、MERに達する頃に最小となり、その後RELにかけて徐々に増加した（図2-11）。

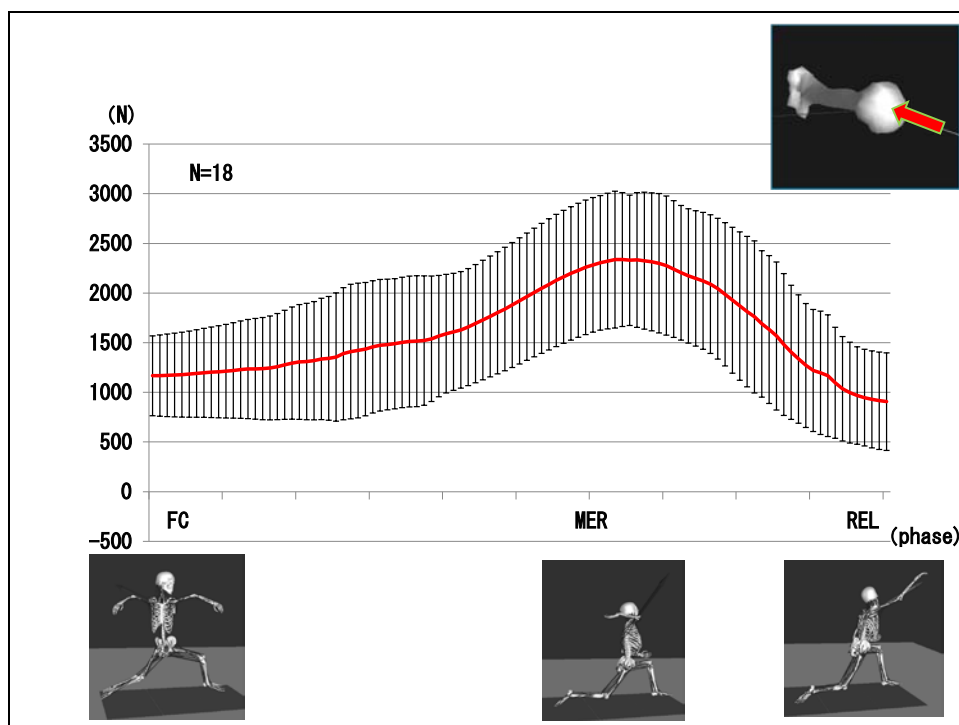


図 2-9 求心軸の肩関節間力の成分

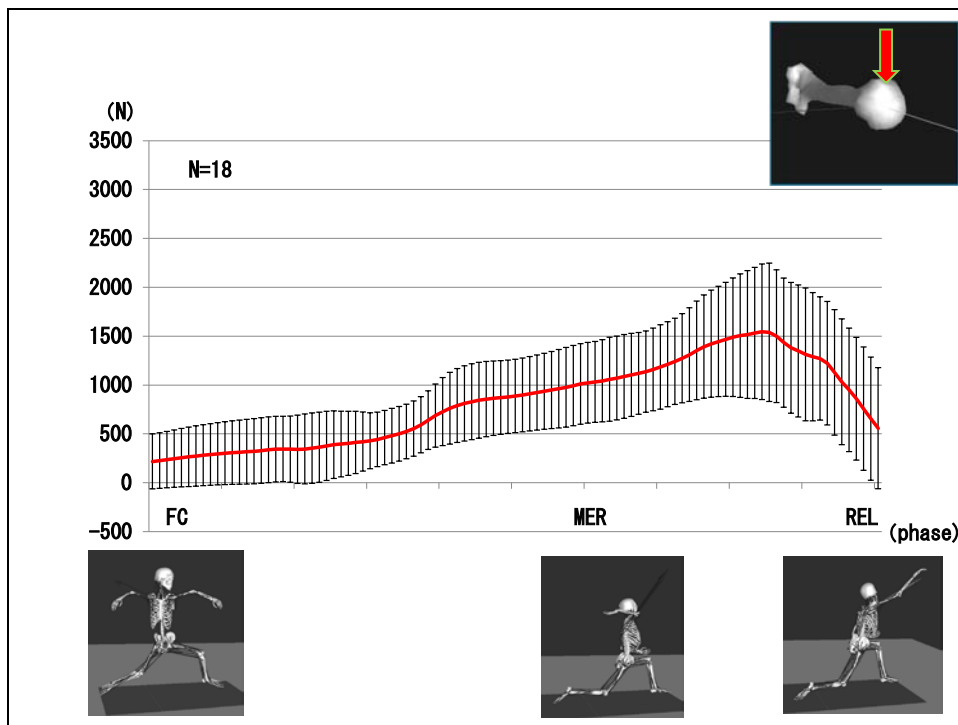


図 2-10 剪断軸①の肩関節間力の成分

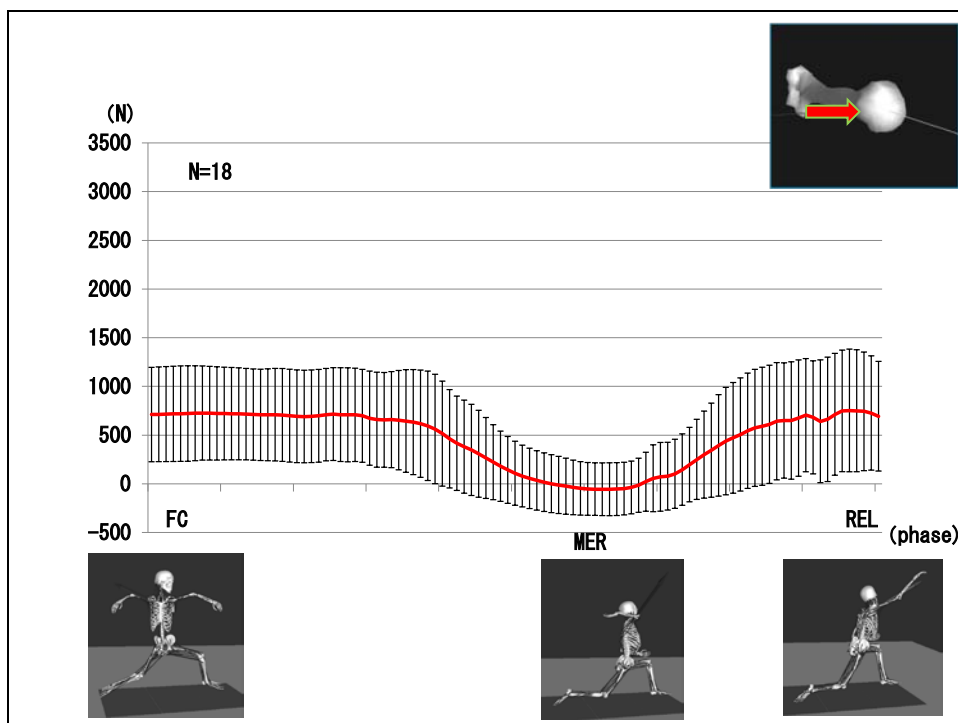
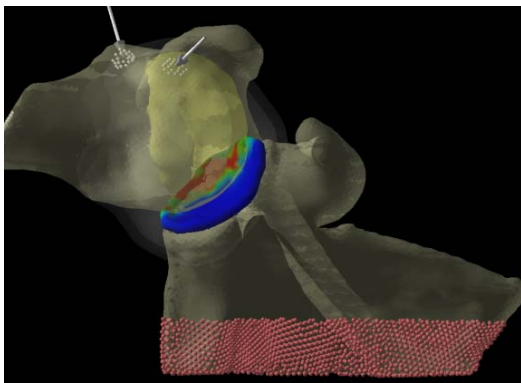


図 2-11 剪断軸②の肩関節間力の成分

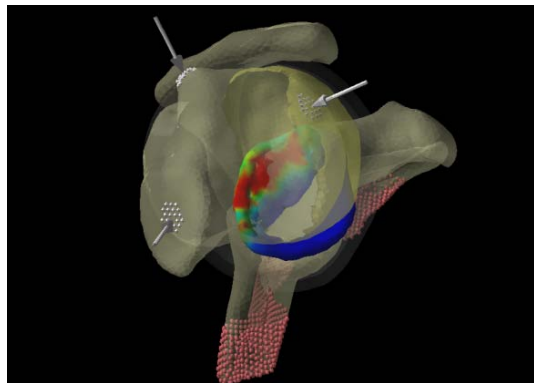
2.3.3. 最大外旋時 (MER) における肩甲骨腕関節の応力分布

MERにおける肩関節間力の3軸方向の各成分(平均値)を有限要素法解析モデルに入力し、シミュレーションした応力分布を示す。図の赤い部分は応力が高いところ、青い部分は応力が低いところである。

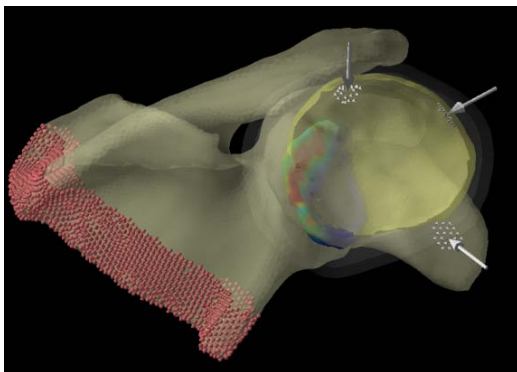
関節窩側の軟骨・関節唇においては、後方部に高い応力域を認めた (図 2-12)。



a. 肩関節の前外側からの視点



b. 肩関節の外側からの視点



c. 肩関節の後外側からの視点

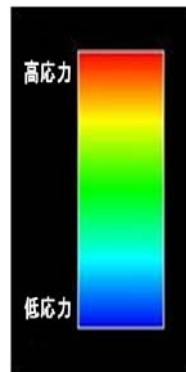
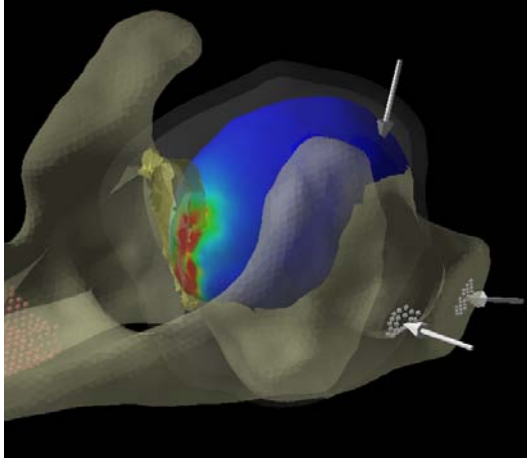
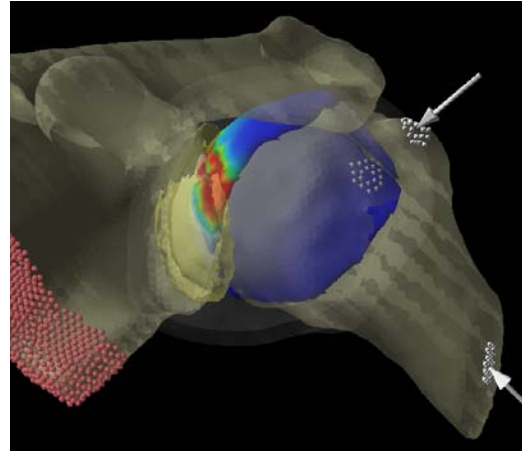


図 2-12 関節窩側の軟骨・関節唇における応力分布

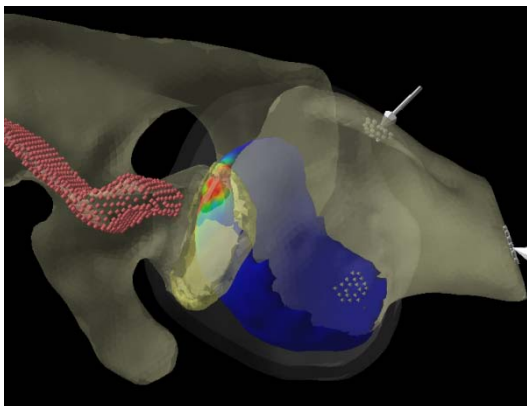
上腕骨頭側の軟骨においては、後外側上方部に高い応力域を認めた（図 2-13）。



a. 肩関節の上方からの視点



b. 肩関節の後方からの視点

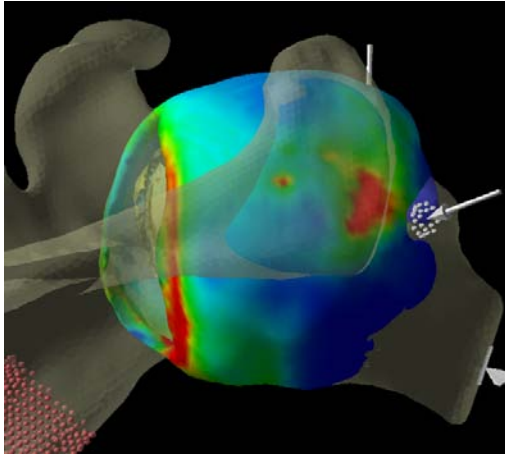


c. 肩関節の下方からの視点

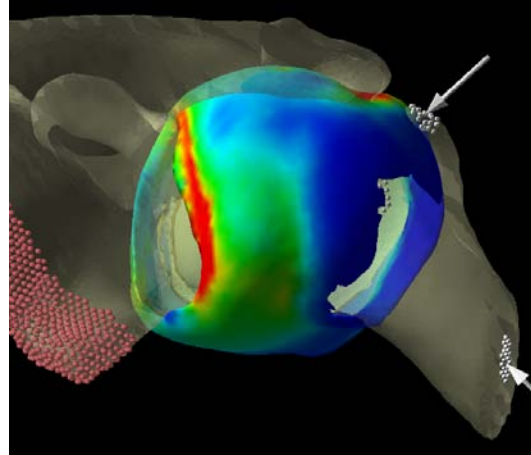


図 2-13 上腕骨頭側の軟骨における応力分布

関節包-腱板複合体においては、後方部と肩峰直下に高い応力域を認めた(図 2-14)。



a. 肩関節の上方からの視点



b. 肩関節の後方からの視点

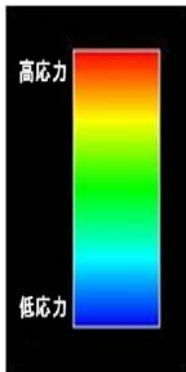


図 2-14 関節包-腱板複合体における応力分布

2.4. 考察

本章では動力学解析ソフトウェア SIMM と有限要素法解析ソフトウェア Mechanical Finder を用いて応力解析モデルを構築し、投球の最大外旋時に肩甲骨腕関節にはたらく力分布をシミュレーションした。本研究のように筋骨格モデルを用いて投球動作から筋張力を考慮した肩関節間力を算出し、肩甲骨腕関節の軟骨や関節唇をもモデルに組み込み、投球を模擬した姿勢において応力分布をシミュレーションする研究は調査しえた文献には見いだせず、初の試みと思われる。以後このシステムについて文献的に考察する。

2.4.1. 肩関節間力と臨床的事項

本研究では筋張力を考慮した肩関節間力を算出した。肩関節間力は肩甲骨腕関節にはたらく力を意味しており、肩甲骨セグメントと上腕骨セグメントの両者に互いに作用する力である。ここにはニュートン力学の作用・反作用の法則が適用されている。医学的には肩甲骨関節面と上腕骨頭が押し合っているイメージに近いと考えられる。

筋張力計算を行う際には数値最適化計算を用いており、その目的関数を「筋の興奮水準の二乗和を最小」とした。しかし、この目的関数が実際の生体の現象を表すのに最適かどうかについては未だ議論中である^{24,25)}。したがってこの数値最適化計算を用いて計算された筋張力や関節間力が実際の現象に対して妥当性があるかどうかを必ず評価する必要がある。

しかし、実際に算出された肩関節間力の値について、その妥当性を定量的に評価しようとするれば、生体内にそれを計測する装置を埋め込まなければならず、現実的には不可能である。そこで本研究では肩関節間力の妥当性について定性的に評価することにした。

結果 2.3.1 において、肩関節間力の大きさはすべての選手において同様のパターンを示した(図 2-9)。つまり、踏込み足接地時 (FC) から徐々に増大し、最大外旋時 (MER) に達

する頃にピークとなり、その後ボールリリース (REL) まで徐々に減少した。

臨床的には、投球障害肩の患者に対して痛みの生じるフェーズを問診すると、多くの選手がレイトコッキング相から加速相に痛みが生じると答える。肩関節間力の大きさと投球時痛との関係を研究した文献は存在しないが、肩関節間力のパターンはこの臨床的事項と合致した。

結果 2.3.2 より、この肩関節間力を 3 軸に分解するとそれぞれの成分は各軸においてさまざまなパターンを示した (図 2-10, 11, 12,)。それぞれのパターンが生じるメカニズムについては投球動作、筋張力、モデルなどの因子が複雑に絡み合っていると考えられ、その解明は今後の課題である。

2.4.2. 有限要素法解析モデルの構築

人間の投球動作時の肩関節内の状態を精密にコンピューター上に再現することは非常に難しい。仮に極めて精密なモデルを作成できたとしてもモデルが複雑であればあるほど妥当性の評価は困難となり、計算にも莫大な時間を要することになる。したがって本研究の有限要素法解析モデルにおいては、肩関節の中でも肩甲上腕関節に局限した比較的単純なモデルを作成した。

このモデルは骨・軟骨・関節唇の形状を Computer Graphics (CG) で人為的に作成したのではなく、CT や MRI によって生体からデータを得た。つまり肩甲上腕関節の骨-軟骨・関節唇の形状において、できるかぎり正確なモデルを作成した。一方で関節包の形状は CT や MRI で描出しにくいいため、この形状は CG で作成した。したがってこの解析モデルでは投球動作によって生じた荷重に、骨-軟骨-関節唇複合体の精密な形状を加味することによってどのような応力分布が形成されるかを評価できるモデルといえる。

投球動作時には肩甲上腕関節内にはさまざまな大きさや方向の外力が作用するはずである。臨床的には投球障害肩を抱える選手の多くはレイトコッキング相から加速相に痛みを

訴える。結果 2.3.1 では肩関節間力は最大外旋時（MER）のときに最大となった。こうした結果と臨床的事項を踏まえ、最も肩関節内の負荷が高まるのは最大外旋時（MER）と推測した。よって、本研究の応力解析では、最大外旋時（MER）の肩関節間力の大きさと方向を荷重条件として用いた。

さきにも述べたが、実際に算出された肩甲上腕関節内の応力値について、その妥当性を定量的に評価しようとするならば生体内にそれを計測する装置を埋め込まなければならず、現実には不可能である。そこで本章ではこの妥当性について定性的かつ視覚的に評価し、文献的に考察することとした。

2.4.3. 応力解析の妥当性

結果 2.3.3 より、投球動作中の最大外旋時（MER）の高い応力域は、関節窩側の軟骨・関節唇においては後方部（図 2-11）、上腕骨頭側の軟骨においては後外側上方部（図 2-12）、関節包-腱板複合体においては肩峰直下であった。（図 2-13）。

投球障害肩の関節鏡所見で後上方関節唇損傷がよく報告される^{14, 29, 51)}が、シミュレーションにおける関節唇の後上方部の高応力域はこれらの報告ともよく合致した。また投球障害肩の MRI 所見で上腕骨頭の後外側上方部に嚢胞形成や骨軟骨欠損像を認める報告⁴⁴⁻⁴⁸⁾が多いが、この上腕骨頭の後外側上方部の高応力域はこれらの報告ともよく合致した。関節唇側の高応力域と上腕骨頭側の高応力域はモデル上明らかに接しており、インターナルインピンジメントにおける kissing lesion を彷彿させる像であった。

投球障害肩のメカニズムとして上肢外転の際に肩峰と上腕骨頭の間には腱板と肩峰下滑液包が挟みこまれるエクスターナルインピンジメントが報告⁴⁻¹⁰⁾されているが、このモデルにおける関節包-腱板複合体の肩峰直下の高応力域はこれらの報告とも合致した。今回のモデルでは烏口肩峰靭帯はモデル化されていないため、この部位のインピンジメントについては評価できず、今後の課題である。

以上より、今回作成した応力解析システムは文献的に考察すると妥当性があると考えられた。しかし、文献で報告された関節鏡像や MRI 像はいずれも発症後の所見である。今回の被験者はいずれも無症状の選手であり、応力解析システムの妥当性を直接評価するためには、同一被験者による無症候期の MRI 所見が必要とされる。これについては第 3 章と第 4 章で評価することとする。

2.5. まとめ

1. 投球の最大外旋時における肩甲骨上腕関節の応力分布を動力学解析ツール SIMM と有限要素法解析ツール Mechanical Finder を用いてシミュレーションした。
2. 肩甲骨上腕関節の高い応力域と文献的に報告される投球障害肩の病変分布は合致した。
3. 今後はさらなる妥当性を評価するために、無症候期の MRI 所見と応力解析所見との関連性を求めていくこととした。

第3章 大学野球選手の無症候期の肩 MRI 所見

～発症に最も影響する MRI 所見はなにか？～

～MRI 所見の分布と応力分布は合致するか？～

3.1. はじめに

近年 MRI 機器は急速に発達、普及し精密検査の機器として必要不可欠な診断装置となっている。これに伴い投球障害肩の病態も客観的に把握できるようになり、より適切な治療や予後予測に活用されている。しかし、こうした画像診断が発達した現在であっても投球障害肩の診断は難しいと言われている⁶⁾。なぜなら投球障害肩ではさまざまな所見が重複して存在している症例が多く、どの所見が発症に関与している病変であって、どの所見が適応現象といえる所見なのかを画像だけで評価することができないからである^{4, 5, 6)}。

野球選手の肩関節には繰り返す投球動作により常に負荷がかかっており、症状が出ない時期から肩関節構成体の変性が始まっているという報告は散見される^{44, 45, 46)}。しかし、こうした報告は被験者数が10人前後と少ないうえ、国内での報告は皆無である。投球障害肩の予防方法を前向きに研究する上で、発症前の無症候期の肩関節内の状態を知ることは非常に有用であると考えている。なぜなら、その後に選手を経時的に観察し、投球障害肩の発症に影響する病変を見出すことができれば、その病変に焦点を絞って予防する手段を講ずることができるようになるからである。

第2章では、投球動作を motion capture し、筋骨格モデルを用いた動力学解析と有限要素法解析を駆使して、肩甲上腕関節の応力分布を求めるシステムを開発した。また、MRI は自覚症状や理学所見に比べてはるかに客観的評価が可能であり、損傷部位をより正確に同定できる。この2つのモダリティを関連付けることは、投球動作と投球障害肩の病態とを直接結びつけ、投球動作から障害の予防方法を探求することに発展すると考えられる。

本章での目的は

- ① 大学野球選手を対象に、無症候期の投球肩には MRI 上どのような所見が認められるか。
- ② その MRI 所見のうち、どの所見が発症に影響する病変なのか。
- ③ 無症候期の MRI 所見と第 2 章で求めた高応力域は合致するのか。

の 3 点を明らかにすることである。

3.2. 対象と方法

3.2.1. 対象

対象は48名の大学硬式野球部の選手とした。被験者は無症状の選手もしくは時々肩痛があってもプレーには支障がない選手を対象とし、肩関節手術や外傷の既往歴のある選手、肩関節疾患で通院中の選手は除外した。被検者の平均年齢は19.5(18~22)歳、野球経験年数は 10 ± 1.5 年、平均身長は 173 ± 6.2 cm、平均体重は 71 ± 5.4 kg、除脂肪体重は 58 ± 3.4 kgであった。内訳は投手13名(右投10名、左投3名)(オーバースロー9名、サイドスロー3名、アンダースロー1名)、捕手3名、内野手20名、外野手12名であった。被験者の平均練習日数は1か月あたり26日程度で、年間11か月以上練習をしていた。同野球部は2008年の首都大学野球1部リーグにおいて上位の成績を収めていた。

3.2.2. MRIの撮像条件

MRIはAIRIS mate II(日立メディコ社) open MRI 0.2テスラ機を使用した。撮像肢位及び条件は、下垂位-内外旋中間位にてFSE法T2強調画像(T2WI)(TR/TE 3000/100 msec) 3方向(斜位矢状像(sag)、斜位冠状断像(cor)、横断像(ax))、SE法T1強調画像(T1WI)(TR/TE 500/23 msec) 1方向(横断像(ax))を撮像した後、肩関節外転-外旋位にてFSE法T2強調画像(T2WI)(TR/TE 3000/100 msec) 1方向(横断像(ax))を撮像した。Slice thickness; 4mm、Slice gap; 1mm FOV; 22cm MATRIX; 224 x 192 加算回数; 6回とした。ロカライザーは斜位冠状断では棘上筋に平行に、斜位矢状断では棘上筋に垂直に設定した。

MRI撮影は2008年の秋期リーグ終了後のオフシーズンに行った。

3.2.3. MRI 所見の評価方法

上腕骨頭、肩甲骨関節窩、腱板、肩峰下滑液包の信号変化と形態変化を観察し、それぞれにおいて MRI 上の異常所見の存在した割合（以後 MRI 所見の有病率）、所見の分布、所見のパターンについて評価した。各評価項目の詳細を次ページに示す。

上腕骨頭	
Grade0	正常
Grade1	軽度 信号異常を認める。(浮腫 or 硬化)
Grade2	明らかな信号異常を認める。(浮腫、のう胞変性)
Grade3	信号異常に加えて、骨頭辺縁に形態的な異常を伴う。(骨軟骨欠損)

肩甲骨関節窩	
Grade0	正常
Grade1	軽度 信号異常を認める。(硬化)
Grade2	明らかな信号異常を認める。(硬化)
Grade3	信号異常に加えて、関節窩辺縁に形態的な異常を伴う。(骨棘)

腱板	
Grade0	正常
Grade1	軽度 信号異常を認める。(線状)
Grade2	明らかな信号異常を認める。(巣状)
Grade3	信号異常に加えて、腱板辺縁に形態的な異常を伴う。(部分断裂)

肩峰下滑液包	
Grade0	正常
Grade1	軽度 信号異常を認める。(線状)
Grade2	明らかな信号異常を認める。(巣状)
Grade3	2か所以上もしくは広範囲に明らかな信号異常を認める。

3.2.4. 発症データの調査方法

調査期間は2008年の秋期リーグ終了後のオフシーズンにMRI撮影した後から、2009年の秋季リーグが終了するまでの一年間とした。

調査方法は2-3週間に一度、選手全員にメディカルチェック（問診）を行い、肩に疼痛を認めた選手に対しては理学所見をとり、投球障害肩かその他の疾患かを鑑別した。

投球障害肩の診断基準は以下のようにした。

- ① 投球時に投球肩に疼痛があること
- ② 現病歴からその原因が投球に起因すると考えられるもの
- ③ 理学所見から肩関節部に病因があると考えられ、その他の疾患を除外できたもの

3.2.5. MRI所見と発症データの関連性を評価する方法

MRIの各所見をそれぞれ独立変数とし、発症の有無を従属変数としてロジスティック回帰分析を行った。分析は発症に対して有意に影響のある因子（有意水準 $p < 0.05$ ）を見出し、その影響力の大きさをオッズ比として表現した。さらにこれらの因子を用いて投球障害肩の発症確率を推定する回帰式を求めた。回帰式の適合度はHosmer-Lemeshowの適合度検定にて評価した。また予測確率のcut off lineを0.50に設定した分割表を作成して回帰式の感度、特異度、陽性的中率、陰性的中率、正診率を算出して回帰モデルの評価を行った。分析の詳細は本稿1.2.3 主たる分析手法（ロジスティック回帰分析）で述べたとおりである。

3.3. 結果

3.3.1. 無症候期の MRI 所見とその有病率

投球側の肩関節には無症状にもかかわらず、MRI 上多彩な異常所見を認めた。

投球側の上腕骨頭には 52% (25/48 例) の選手に異常所見を認めた。全選手の所見を重ねてプロットすると、所見の分布は前後方向の投影図では外側上方部に位置し、頭尾方向の投影図では後外側に位置し、合わせて上腕骨頭の後外側上方部に集中していた (赤色の濃度が高いところは頻度が高かったことを示す) (図 3-1)。

所見のパターンは図中 a, b に示すような嚢胞形成 48% (12/25 例)、図中 c, d に示すよう浮腫形成 88% (22/25 例)、図中 e, f に示すよう骨軟骨欠損 24% (6/25 例) であった (図 3-2)。

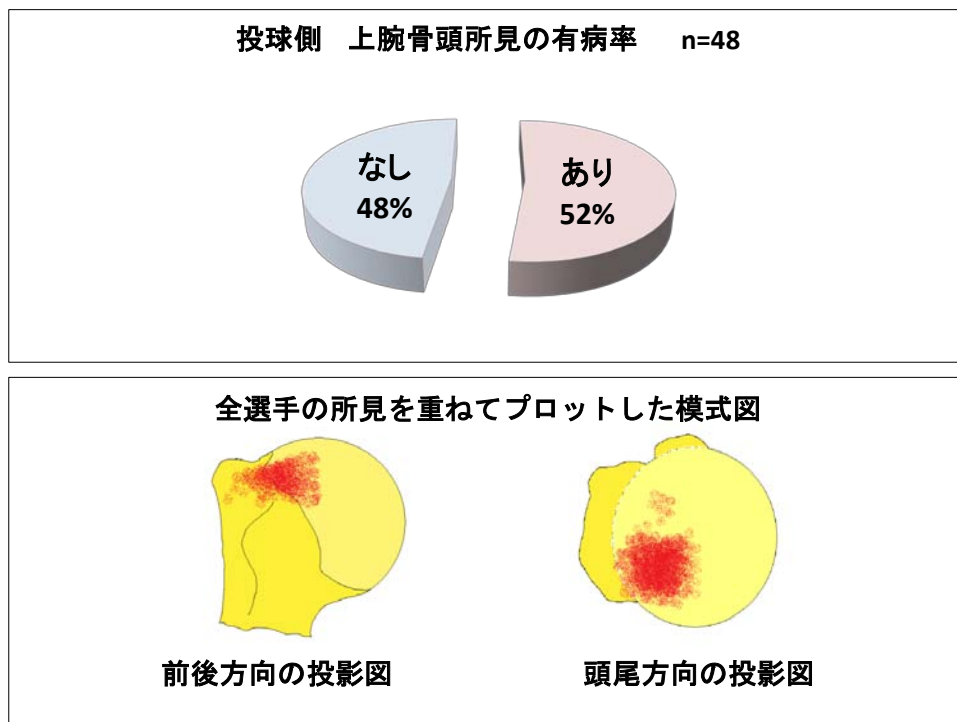
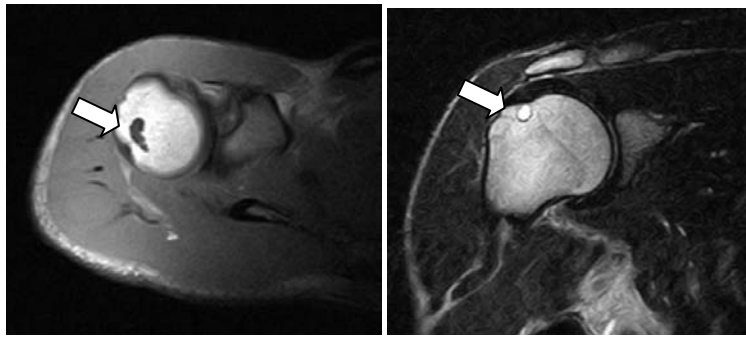
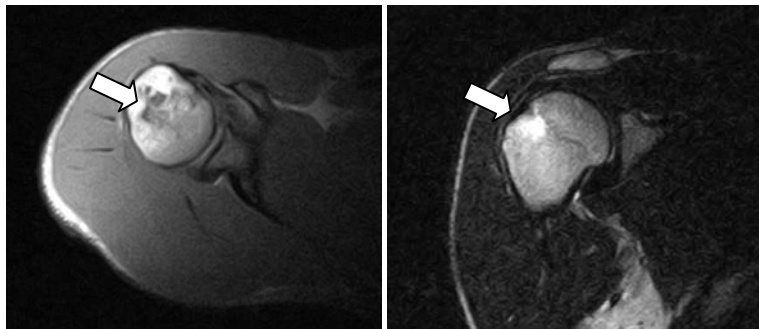


図 3-1 上腕骨頭所見の有病率とその所見の分布



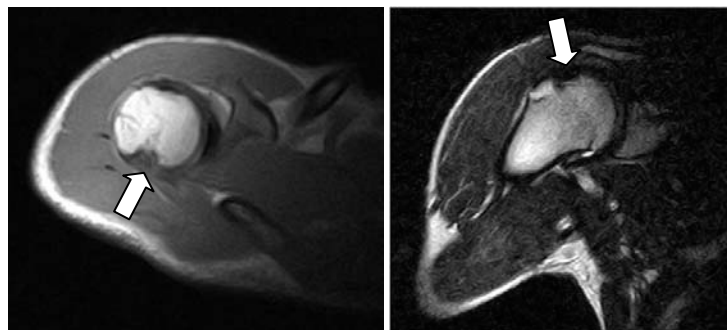
a. 嚢胞形成 T1WI ax

b. 嚢胞形成 T2WI cor



c. 浮腫形成 T1WI ax

d. 浮腫形成 T2WI cor



e. 骨軟骨欠損 T1WI ax

f. 骨軟骨欠損 T2WI cor

図 3-2 上腕骨頭所見のMRI像

T1WI : T1 強調画像 T2WI : T2 強調画像

ax : 横断像 sag : 斜位矢状断像 cor : 斜位冠状断像

投球側の関節窩には 65% (31/48 例) の選手に異常所見を認めた。

全選手の所見を重ねてプロットすると、所見の分布は関節窩後方部に集中していた (図 3-3)。

所見のパターンはすべてにおいて T1 強調画像、T2 強調画像ともに信号が低下しており硬化性病変と考えられ、その一部の選手 (19% (9/48 例)) には骨棘形成と考えられる形態異常を認めた (c, d)。(図 3-4)

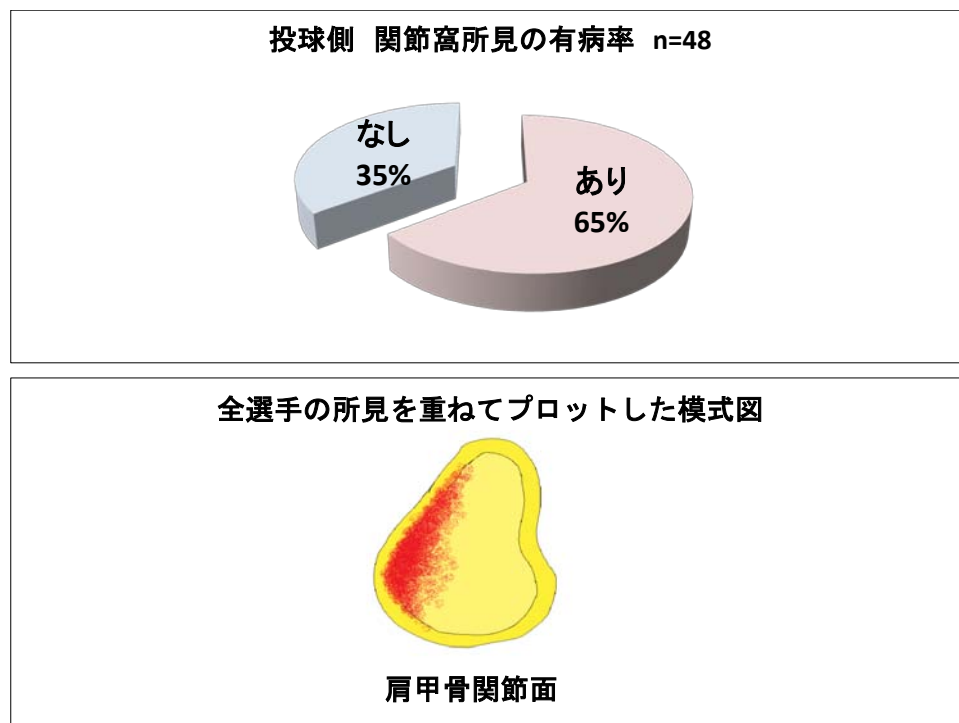
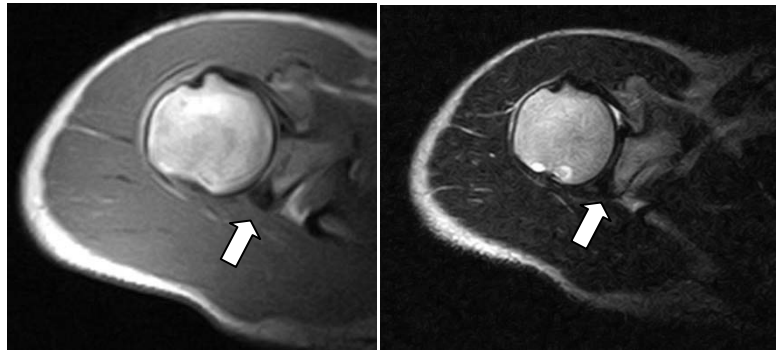
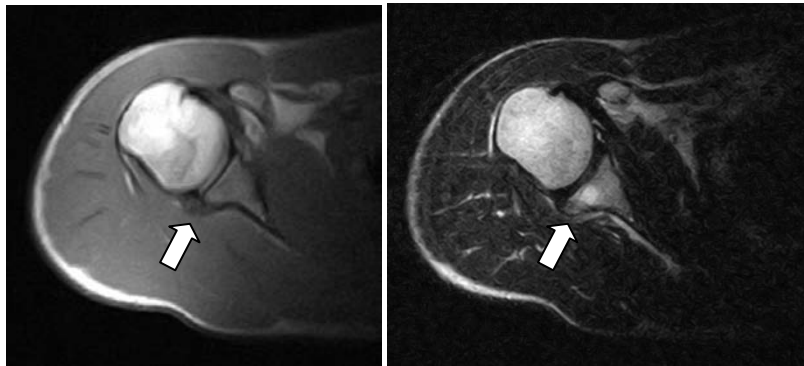


図 3-3 関節窩所見の有病率とその所見の分布



a. 信号異常 T1WI ax

b. 信号異常 T2WI ax



c. 骨棘形成 T1WI ax

d. 骨棘形成 T2WI ax

図 3-4 関節窩所見の MRI 像

T1WI : T1 強調画像 T2WI : T2 強調画像

ax : 横断像 sag : 斜位矢状断像 cor : 斜位冠状断像

投球側の腱板には 48% (23/48 例) の選手に異常所見を認めた。

全選手の所見を重ねてプロットすると、所見の分布は棘上筋-棘下筋移行部から棘下筋部の腱性部に集中していた (図 3-5)。

所見のパターンは腱性部に T2 強調画像にて巣状の高信号域を認め、部分断裂と考えられた (図 3-6)。

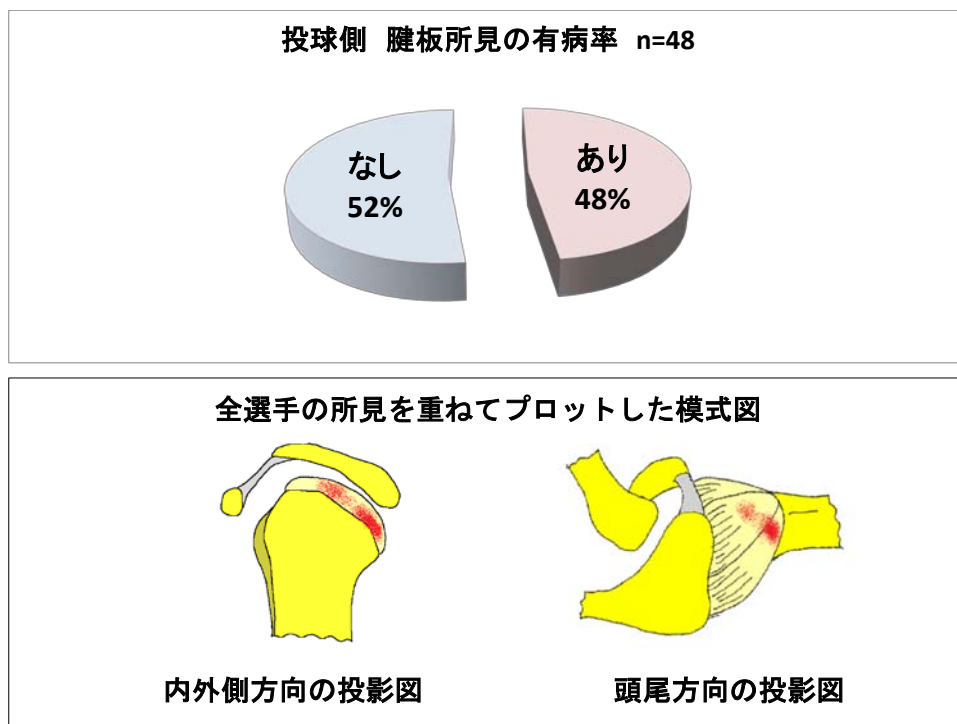
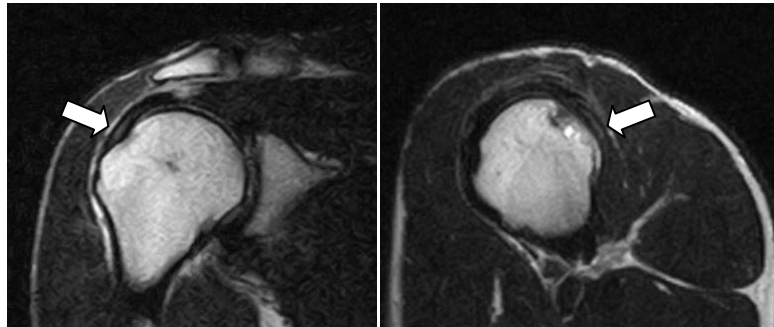


図 3-5 腱板所見の有病率とその所見の分布



a. 臑内信号異常 T2WI cor b. 臑内信号異常 T2WI sag

図 3-6 臑板所見の MRI 像

T1WI : T1 強調画像 T2WI : T2 強調画像

ax : 横断像 sag : 斜位矢状断像 cor : 斜位冠状断像

投球側の肩峰下滑液包は 33% (16/48 例) の選手に異常所見を認めた。

全選手の所見を重ねてプロットすると、所見の分布は肩峰下後方部と鳥口肩峰靭帯周囲に多く存在した (図 3-7)。

所見のパターンは鳥口-肩峰アーチ下に T2 強調画像で巣状の高信号域を認めた (図 3-8)。

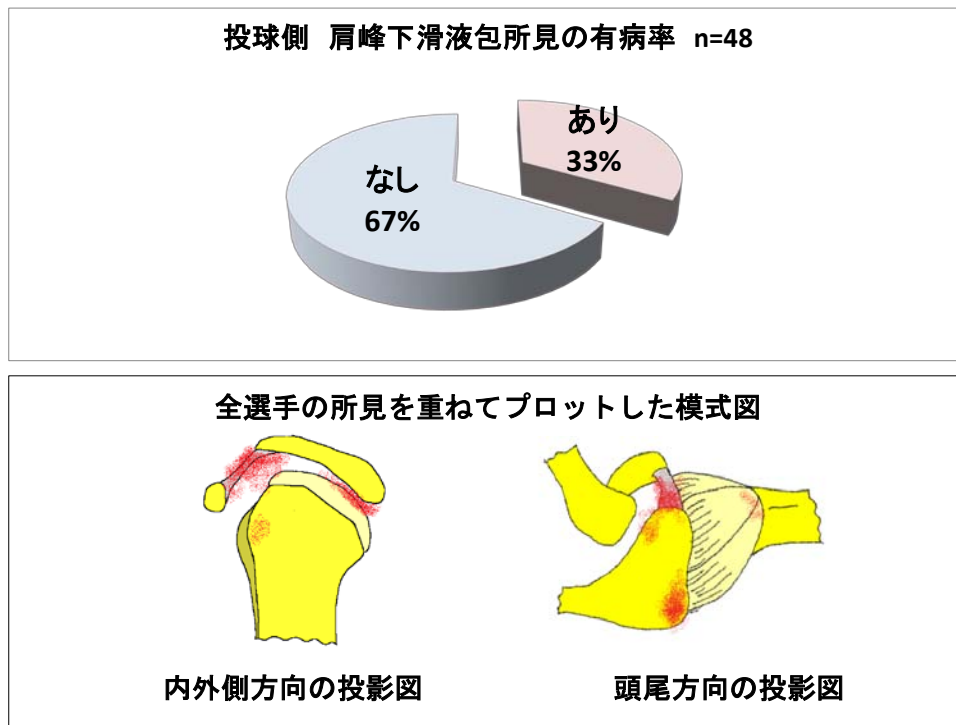
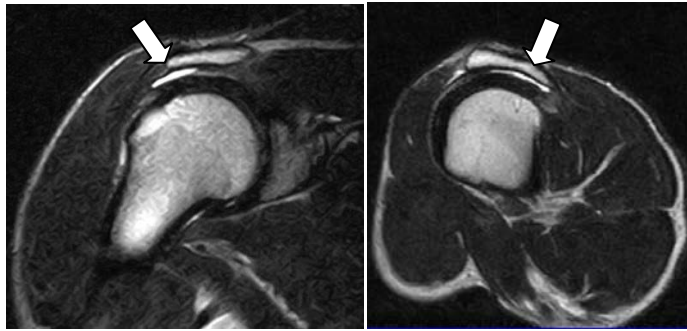


図 3-7 肩峰下滑液包所見の有病率とその所見の分布



a. T2WI cor

b. T2WI sag

図 3-8 肩峰下滑液包所見の MRI 像

T1WI : T1 強調画像 T2WI : T2 強調画像

ax : 横断像 sag : 斜位矢状断像 cor : 斜位冠状断像

3.3.2. MRI 所見と発症との関連性

ロジスティック回帰分析の結果を表 3-1 に示す。投球障害肩の発症に有意に関連性のあった因子はオッズ比の高い順に、上腕骨頭の浮腫性所見、烏口肩峰靭帯付近の滑液包所見であった。

上腕骨頭の浮腫性所見についてはオッズ比が 20.4 であり、この病変がある選手はない選手と比べて 20.4 倍発症しやすいことを示している。同様に烏口肩峰靭帯付近の滑液包所見がある選手はない選手と比べて 6.7 倍発症しやすいことを示している。

各 MRI 所見の因子を用いて発症確率 P を推定する回帰式は数式 3-1 となった。

数式 3-1 : $P=1/1+\exp(-(-0.275+3.018x_1-1.418x_2+0.415x_3+1.904x_4-0.144x_5))$

x_1 : 上腕骨頭の異常信号 x_2 : 関節窩の異常信号 x_3 : 肩峰後方の滑液包の異常信号

x_4 : 烏口肩峰靭帯周辺の滑液包の異常信号 x_5 : 腱板の異常信号

MRI 撮影を行い、その所見をこの回帰式（数式 3-1）に代入すると個々の選手の投球障害肩の発症確率を予測することが可能である。

この数式 3-1 のモデル適合度の評価を行ったところ、モデル係数のオムニバス検定および Hosmer-Lemeshow の適合度検定では求めたロジスティック回帰モデルは予測に役立ち、適合していることを示した（表 3-2）。

回帰式からすべての選手の発症確率を推測し、予測確率が 50%以上だった場合を発症あり（陽性）、予測確率が 50%未満であった場合を発症なし（陰性）と定義した（cut off line=50%）。これらと実際の発症データとをあわせた分割表を作成し、回帰式の精度を評価したところ、数式 3-1 は発症予測において感度 87%、特異度 72%、陽性的中率 76%、陰性的中率 84%、正診率 82%であった（表 3-3）。

表 3-1 ロジスティック回帰分析の結果

	B (係数)	標準誤差	Wald	有意確率	オッズ比
(x_1) 上腕骨頭	3.018	1.155	6.821	<u>0.01</u>	<u>20.4</u>
(x_2) 関節窩	-1.418	.946	2.246	0.13	0.2
(x_3) 滑液包 (後方)	0.415	0.681	0.372	0.54	1.5
(x_4) 滑液包 (前方)	1.904	0.842	5.117	<u>0.02</u>	<u>6.7</u>
(x_5) 腱板	-0.144	0.559	0.067	0.80	0.9
定数	-0.275	1.363	0.041	0.84	0.8

数式 3-1 回帰式 : 投球障害肩を発症する確率 P

$$P=1/1+\exp(-(-0.275+3.018x_1-1.418x_2+0.415x_3+1.904x_4-0.144x_5))$$

表 3-2 数式 3-1 のモデル適合度の評価

モデル係数のオムニバス検定

		カイ 2 乗	自由度	有意確率
ステップ 1	ステップ	20.322	5	.001
	ブロック	20.322	5	.001
	モデル	20.322	5	.001

モデルの要約

ステップ	-2 対数尤度	Cox & Snell R 2 乗	Nagelkerke R 2 乗
1	44.116	.339	.464

Hosmer と Lemeshow の検定

ステップ	カイ 2 乗	自由度	有意確率
1	9.420	7	.224

表 3-3 分割表

		予測値	
		陰性	陽性
観測値	陰性	13	5
	陽性	4	27

cut off=0.50

感度 : 87 %

特異度 : 72 %

陽性的中率 : 76 %

陰性的中率 : 84 %

正診率 : 82 %

3.3.3. MRI 所見の分布と応力分布の比較

第2章では投球動作から応力解析を行ったが、関節窩側の軟骨・関節唇においては後方に高い応力域を認め（図2-12）、上腕骨頭側の軟骨においては後外側上方部に高い応力域を（図2-13）、関節包-腱板複合体においては、後方部と肩峰直下に高い応力域を認めた（図2-14）。

第2章の結果2.3.3における応力分布（図2-12, 2-13, 2-14）と第3章の結果3.3.1におけるMRI所見の分布の模式図（図3-1, 3-3, 3-5, 3-7）とを比較した。

これらの応力解析の応力分布とMRIの所見の分布はその分布において合致した（図3-9）。

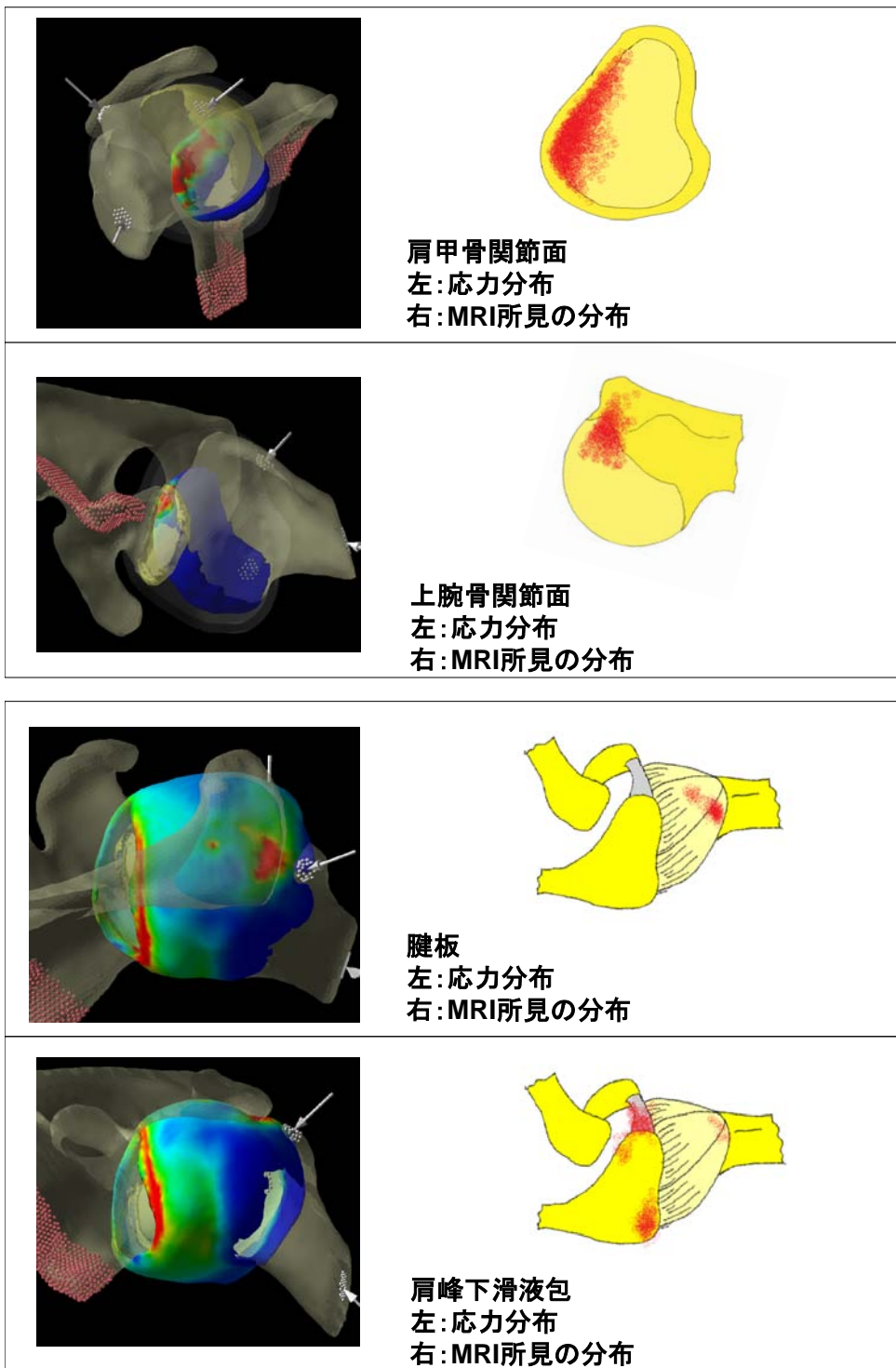


図 3-9 MRI 所見の分布と応力分布の比較

3.4. 考察

3.4.1. 無症候期の MRI 所見

投球障害肩は MRI や関節鏡の進歩により発症後のさまざまな病態が解明されつつある。当然のことながら選手は投球障害肩を発症した後に医療機関を受診するため、その MRI 所見の報告の多くは発症後の所見である。通常発症前の選手が医療機関を受診することはないから、発症前の無症候期における野球選手の投球肩の MRI 所見の報告は少ない。今回大学野球選手の無症候期における投球肩の MRI を撮影したところ、無症状にもかかわらず多くの選手に異常所見を認めた。

海外においては、被験者数は少ないが無症候期の投球肩の報告が散見される。Halbrecht ら (1999) は 10 人の無症状の大学野球選手にした調査で MRI 上 4 人に腱板損傷、3 人に関節唇病変、2 人に上腕骨頭病変と関節窩病変を認めたと報告した⁴⁴⁾。Miniach ら (2002) は 14 人の無症状のプロ野球の投手にした調査で MRI 上 4 人の投球側の肩甲骨関節窩に enthesopathic change を認め、上腕骨後上方部に浮腫や嚢胞性病変を認めたと報告した⁴⁶⁾。両研究とも非投球肩には MRI 上異常所見はみられていない。Jost ら (2005) は 30 人のプロハンドボールプレーヤーを対象として上記と同様の所見を認め、レクリエーションレベルのプレーヤーにはほとんど異常所見を認めなかったと報告した⁴⁵⁾。

今回の 48 人の無症候期の大学野球選手の調査において異常所見の出現頻度は上腕骨頭 52%、関節窩 65%、腱板 48%、肩峰下滑液包は 33%であった。所見の分布やパターンにおいてはいずれも諸家の報告もしくは発症後の MRI の報告と同様であった。本研究の被験者は無症状でプレーに支障がなく、今までに肩関節疾患の既往もなかった。被験者の野球経験年数は 10 ± 1.5 年で、投球以外に肩を酷使したことはないというエピソードから、投球肩に見られた所見は長年の投球によって生じてきたものと考えられる。したがって、高い競技レベルで、練習量も多い大学野球選手には無症候期から水面下でさまざまな所見が形成されつつあると考えられた。

上腕骨頭所見のパターンは浮腫形成 88% (22/25 例)、嚢胞形成 48% (12/25 例)、骨軟骨欠損 24% (6/25 例) であり、それぞれのパターンが混在していた。上腕骨頭所見の分布は骨頭の後外側上方部に集中していた。上腕骨頭所見の成因としてインターナルインピンジメントが報告されている^{8, 14, 29)}が、今回認めた所見も同様の所見を呈していた。

腱板所見の分布は棘上筋-棘下筋の移行部の腱性部に多く認めたが、一部棘上筋の前中部や棘下筋の後部にも散在した。所見のパターンはいずれも T2 強調画像で巣状に高信号を示しており、部分断裂が疑われた。投球障害肩の腱板部分断裂の成因としては①エクスターナルインピンジメント②インターナルインピンジメント③牽引張力が報告されている^{8, 29)}。Paley ら (2000) は、41 人の有症状のプロ野球選手を対象に関節鏡検査を行い、93%に腱板関節面側の損傷を認めたと報告した¹⁴⁾。中川ら (1998) は 40 人のプロ野球選手の関節鏡所見で棘上筋-棘下筋移行部に腱板関節面不全断裂が多いことを報告した²⁹⁾。今回の腱板所見は上記のメカニズムが組み合わさって生じたと考えられ、所見の分布も諸家の報告と同様であった。なお本研究の MRI 機器は 0.2 テスラの open MRI であり、空間分解能や組織分解能が比較的低いため、滑液包側断裂や関節面側断裂について描出、評価することは困難であった。関節唇においても同様の理由で関節唇の損傷や変性の有無については評価が困難であった。

関節窩所見のパターンは大きく 2 つに分けられ、信号異常のみのパターンと信号異常に加えて骨棘形成といった形態異常がみられるパターンがあった。信号は T1、T2 強調画像の両シーケンスともに低信号を呈しており、骨硬化性病変が考えられた。Wright ら (2004) は 45 人の無症候期のプロ野球選手においてレントゲンを使ったメディカルチェックを行い、22%の選手に Bennet lesion を認めたと報告した¹⁷⁾。今回の調査で MRI 上骨棘形成を認めた例は 19%であり、Bennet lesion の有病率はほぼ同等であった。Bennet lesion の成因はまだまだ議論中であり、骨頭によるインピンジメントもしくは関節包や上腕三頭筋の牽引によるものと考えられている^{17, 18)}。今回の MRI 調査では上腕骨頭所見の多くに関節窩所見が

合併していたこと、肩関節外転外旋位撮影にて上腕骨頭所見と関節窩所見が近接していたことはインターナルインピンジメントのメカニズムが存在していたことを示唆している。さらに骨棘形成されていた所見のすべてがその周囲に信号異常を伴っていたことを考えると信号異常は骨棘形成の前駆所見であるかもしれない。

肩峰下滑液包所見は T2 強調画像で巣状の高信号域としてみられた。分布は肩峰下後方と鳥口肩峰靭帯周辺に多く存在した。肩峰下滑液包所見はエクスターナルインピンジメントによって生じると考えられており^{8,10)}、分布もパターンも諸家の報告と同様であった。

以上、無症候期の大学野球選手の投球肩の MRI 所見の詳細について述べた。大学野球選手には無症候期にもかかわらず多く選手に MRI 上の所見がみられ、投球に伴う肩関節構成体の変性は無症候期からすでに始まっていることが示唆された。

3.4.2. 発症に影響するMRI 所見

結果 2.3.2. より無症候期の MRI 所見の中で上腕骨頭の浮腫性所見と烏口肩峰靭帯付近の肩峰下滑液包所見が投球障害肩の発症と密接に関連することが示唆された。

投球障害肩の所見は一個人のなかでも複数認めることが多く、そのなかで責任病巣を特定することは有症状期であっても難しい。特に無症候期の場合は症状も理学所見も乏しいため、発症に関与する病変を推定することはさらに難しい。したがって本研究では選手の経過を経時的に観察することにより発症データを取得し、MRI 所見と発症データをロジスティック回帰分析することにより発症に影響する因子の同定を行った。結果、有意に発症に影響する因子はオッズ比の高い順に、上腕骨頭の浮腫性所見と烏口肩峰靭帯周囲の肩峰下滑液包所見であった。

無症候期の上腕骨頭に認めた所見のパターンは浮腫形成 88% (22/25 例)、嚢胞形成 48% (12/25 例)、骨軟骨欠損 24% (6/25 例) であったと報告した。今回の分析では浮腫形成が発症と有意に関連した。一方無症候期の肩峰下滑液包の所見分布は肩峰の前方部と後方部の 2 か所に多く存在したことを報告した。今回の分析では前方部の烏口肩峰靭帯周囲に分布した滑液包所見が発症と有意に関連した。

MRI 上の烏口肩峰靭帯周囲の肩峰下滑液包の信号異常は、病理学的には炎症に伴う浮腫を反映していると考えられており、MRI 上の上腕骨頭の境界不明瞭な信号異常は病理学的には骨梁の微小損傷や出血、炎症細胞の集積を反映するものと考えられている^{8,49)}。今回発症に有意に影響した MRI 所見はいずれも炎症と関連した病態であり、炎症により痛覚閾値が下がり低刺激でも発症しやすい状態であったと推定できるが、詳細な機序は不明である。

本研究により無症候期の MRI 所見と発症データを前向きに研究したことで、投球障害肩の発症に密接な所見が明らかになった。これらの MRI 所見が危険因子であると仮定し今後の予防を考える場合、こうした所見を生じさせない手段を講ずる必要がある。

3.4.3. 無症候期の MRI 所見を用いた発症予測

結果 2.3.2 より、無症候期に MRI 検査をすることで、投球障害肩の発症を高確率で推定できることが明らかとなった。

無症候期の MRI 所見を用いて発症確率を予測する回帰式を求め、そのモデル適合度を調べると感度 87%、特異度 72%、正診率 82% と高精度に適合した。たとえば、次の新チームにおいて新入生に対して MRI を撮影することができれば、MRI 所見の情報を回帰式に代入することで、その新入生一人に対して今後一年間で投球障害肩を発症する確率を推定することができる。求めた確率を各選手やチームスタッフに伝えれば、選手は確率に応じた行動を起こすと思われる。たとえば発症する確率が高いと推測された選手は発症を予防するためのモチベーションが高まり、発症予防の方法を講ずるであろう。

しかし、正診率は 82%であること、またこの予測は MRI の診断基準、選手の特性や練習環境等の因子が今後も変わらなかった場合を想定したものであることには注意が必要である。つまり、こうした要因が大きく変化する場合は今回作成した回帰モデルは当てはまらない。今回求めた回帰式が本当に精度よく予測できるかを評価するためにはさらに前向きな調査が必要である。

3.4.4. 無症候期の MRI 所見と応力解析結果の比較

結果 3.3.1 では投球側の上腕骨頭、関節窩、腱板には約半数以上の選手に異常所見を認め、所見の分布は特徴的な位置に存在した（図 3-1, 3-3, 3-5）。本研究の MRI 撮影では全被験者に対して外転・外旋位での撮影を行っており、全被験者において上腕骨頭の後外側上方部と関節窩後方部、腱板の接触を認めていた。この接触部位とこれらの MRI 所見の分布は合致しており、こうした MRI 所見は投球のレイトコッキング相から加速相に起こるインターナルインピンジメントによって生じたと考えられた（図 3-10）。

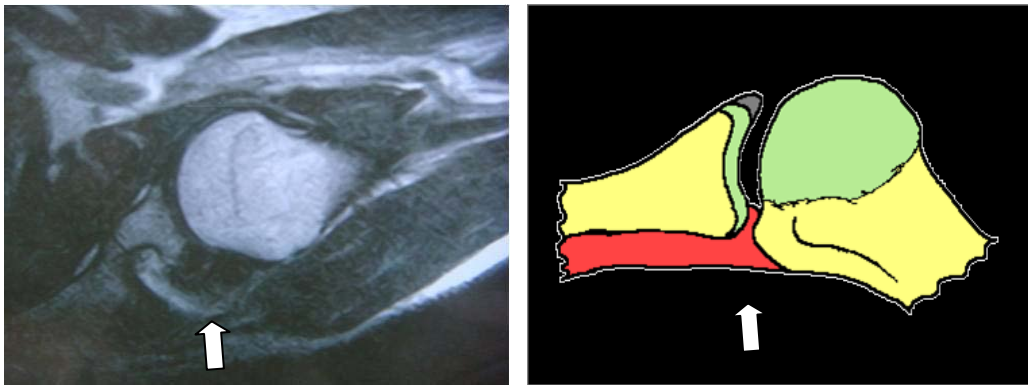


図 3-10 外転・外旋位撮影の MRI 像とその模式図

一方、投球側の肩峰下滑液包には 33%の選手に異常所見を認め、所見の分布は肩峰下方部と烏口肩峰靭帯周囲に多く存在した（図 3-7）。こうした棘上筋や滑液包の信号異常は、エクスターナルインピンジメントによって生じたと考えられた^{12, 13, 20, 29)}。

第 2 章では投球動作から応力解析を行ったが、関節窩側の軟骨・関節唇においては後方部に高い応力域を認め（図 2-12）、上腕骨頭側の軟骨においては後外側上方部に高い応力域を（図 2-13）、関節包-腱板複合体においては、後方部と肩峰直下に高い応力域を認めた（図 2-14）。

これらの MRI の所見の分布と応力解析の応力分布を比較すると両者はその分布において

合致した（図 3-9）。したがって、上腕骨頭、関節窩、腱板の MRI 所見はインターナルインピンジメントによりその部位に大きな応力がかかって生じたと考えられ、このことは本研究で開発した応力解析システムは定性的に妥当であったことを意味している。また肩峰下滑液包の所見はエクスターナルインピンジメントによりその部位に大きな応力がかかって生じたと考えられた。しかし、今回の応力解析システムでは鳥口肩峰靭帯がモデル化されていないため、今後同部のモデル化が必要と思われる。

本研究において応力解析の評価は定性的に行っている。今回のモデルにおいて応力分布を形成するのに最も重要な因子は動力学解析で算出された肩関節間力の方向である。つまり、応力分布と MRI 所見の分布が一致したことは、最大外旋時の肩関節間力の方向が妥当であったこと意味する。第 2 章の考察でも述べたように、肩関節間力は数値最適化法を用いて算出しており、この妥当性については現在も議論中である。本研究は MRI を用いた定性的な評価であるが、肩関節間力の算出においてその妥当性の一部を証明したことは意義深いと考えられる。

結果 3.3.2 より、発症に最も影響する所見が上腕骨頭所見であったことから、今後はこの所見を生じにくくさせることが投球障害肩の発症予防につながると考えられる。そのためにはこの応力分布を変化させる必要があり、応力分布を変化させるためには、肩関節間力の方向を変化させればよいことになる。つまり、肩関節間力の方向をより求心位に向かわせることが、障害予防にとって重要である。今後はこの肩関節間力を求心位に向かわせる投球動作をコンピューターシミュレーションで開発していくことが望まれる。

今回の MRI 検査で無症候期に上腕骨頭所見を認めた被験者は約半数であった。逆にいえば、残りの約半数の選手には上腕骨所見を認めなかったということである。上腕骨頭所見の形成には、応力という力学的要素のほかに、練習量といった環境因子、その選手が保有する生物学的因子などさまざまな因子が複雑に絡んでいると考えられる。そのなかで、この応力がどれほど所見に影響しているかは定かではない。もし、この応力が病変形成に大

きな影響力を持っていたとすれば、この応力を形成する肩関節間力の影響が大きいことを意味する。したがって、今後は肩関節間力の大きさと上腕骨頭所見についての関連性を求め、肩関節間力がどれほど上腕骨頭所見の形成に影響し、肩関節間力を用いることで上腕骨頭所見の有無をどれほど正しく予測できるかを検討することが必要である。こうしたことが明らかになるとどのような投球動作が上腕骨頭所見を生み、どのような投球動作であればこの所見を予防できるかをコンピューターシミュレーションで求めていくことに発展すると考えられる。

3.5. まとめ

1. 大学野球選手の投球肩には無症候期にもかかわらず多くの選手に MRI 上多彩な所見を認めた。
2. 投球障害肩の発症に有意に影響する MRI 所見は上腕骨頭の浮腫性所見と鳥口肩峰靭帯付近の肩峰下滑液包所見であった。
3. 無症候期の MRI 所見と応力解析システムから求めた応力分布は合致した。

第4章 応力解析システムを用いた病変予測

～投球動作から病変の有無を精度よく予測できるか？～

4.1. はじめに

投球障害肩を罹患した選手の多くが、投球のレイトコッキング相から加速相に痛みを訴える。この障害の病態については多くの報告があるが、比較的コンセンサスが得られている病態はインターナルインピンジメントとエクスターナルインピンジメントである^{5,7,8)}。

第2章では、投球動作を motion capture し、筋骨格モデルを用いた動力学解析をすることにより、肩甲上腕関節にはたらく関節間力（肩関節間力）を算出した。その結果、この肩関節間力の大きさは最大外旋時（MER）に最大となった。また、有限要素法解析を用いて、この肩関節間力を荷重条件にして肩甲上腕関節の応力分布を求めるシステムを開発した。その結果、最大外旋時（MER）において、後上方関節唇と上腕骨後外側上方部に高い応力域が認められた。

第3章では48名の大学野球選手を対象に肩のMRI撮影を行い、無症候期にもかかわらず52%の選手の上腕骨頭にインターナルインピンジメントと考えられるMRI所見を認めたことを述べた。さらにこうしたMRI所見を抱えた選手を1年間前向きに調査したところ、上腕骨頭の所見を認めた選手は認めなかった選手と比較して有意に投球障害肩の罹患率が高く、上腕骨頭所見は投球障害肩の危険因子と考えられた。こうした所見の分布は上腕骨頭の後外側上方部に集中しており、第2章で求めた高応力域と合致した。今回開発した応力解析システムのモデルにおいて、応力分布に最も重要な因子は肩関節間力であり、肩関節間力の方向に対する妥当性が証明できた。

しかし、臨床的には投球動作と病変の有無との関連性を見出すことが望まれている。すなわち、こういった投球動作のときにどのくらいの肩関節間力が生じ、それが病変形成にどれほど関与しているかという関連性の解明が重要である。こうしたことが解明されれば、

投球動作から肩関節間力を介して病変の有無を推測することが可能となり、さらには肩関節間力を介して病変を防止する投球動作を探求するシミュレーション開発につながる。

本研究の目的は、上腕骨頭病変に着目し、その病変に対して肩関節間力がどれほど影響しているのかを定量化することである。そして肩関節間力を用いることによってどれほど病変の有無を正しく予測できるかを検証した。

4.2. 対象と方法

4.2.1. 対象

対象は18名(内訳:投手10名、捕手1名、野手7名)の無症状の大学野球選手とした。

第2章の投球動作分析のデータおよび第3章で取得したMRI所見のデータの両方を利用した。投法は全員オーバースローであった。

4.2.2. 仮説の設定

上腕骨頭病変を予測するシステムを構築していく上で、まず以下のような2つの仮説をたてた。

- ① 上腕骨頭病変の動力学上の危険因子が肩関節間力であり、肩関節間力の剪断成分が求心成分に対して相対的に大きくなると上腕骨頭病変が生じやすい。
- ② 投球の最大外旋時(MER)の肩関節間力と上腕骨の姿勢を有限要素法解析モデルに入力し、応力解析を行うと実際の上腕骨頭病変の分布を再現できる。

この仮説を以下のような解析手順で立証した。

4.2.3. 解析方法

- ① 個々の選手に対し、筋骨格モデルを用いた動力学解析手法(第2章 2.2.3にて詳述)を用いて、投球動作中の肩関節間力を求め、その力の成分を剪断軸と求心軸に分解した。
(肩甲上腕関節座標系の定義は図2-5を参照)
- ② 個々の選手に対し、剪断軸方向の肩関節間力と求心軸方向の肩関節間力の比を求めた。
この比はいわば求心成分に対する剪断成分の相対的な大きさを表す。肩関節間力比を以下のように定義した。

i 剪断軸①の関節間力比 = (剪断軸①成分の関節間力) / (求心軸成分の関節間力) *100

ii 剪断軸②の関節間力比 = (剪断軸②成分の関節間力) / (求心軸成分の関節間力) *100

iii 剪断軸①+②の関節間力比

$$= \text{SQRT} \left((\text{剪断軸①成分の関節間力})^2 + (\text{剪断軸②成分の関節間力})^2 \right) \\ / (\text{求心軸成分の関節間力}) *100$$

注) iiiの分子は各剪断軸の成分の総和を三平方の定理で求めたものである。

③ 対象を次の2群に分けた。

- MRI上、上腕骨頭病変あり群 (8名)
- MRI上、上腕骨頭病変なし群 (10名)

④ それぞれの群において、②の平均と標準偏差を求め、有意に平均に差が生じるフェーズを見出した (対応のないサンプルのt検定 有意水準<0.05)。

⑤ 個々の選手に対し、有意に平均に差が生じたフェーズにおける②の時間積分値を求めた。

⑥ 個々の選手の⑤の値を独立変数、個々の選手の上腕骨頭の有無を従属変数として、ロジスティック回帰分析 (第1章 1.2.3にて詳述) を行った。独立変数のオッズ比とその有意確率を算出し、その独立変数が危険因子となりうるかどうかについて検討した。またロジスティックモデルを用いて上腕骨頭病変の存在確率を予測する回帰式を算出した。個々の選手の上腕骨頭病変の存在確率を算出し、そのカットオフ値を50%に設定した分割表を作成し、感度、特異度、正診率を用いて回帰式の精度を評価した。

⑦ それぞれの群において、投球動作の最大外旋時 (MER) の肩関節間力の情報を肩甲上腕関節の有限要素法解析モデルに入力し、応力分布をシミュレーションした。その応力分布がMRI上の上腕骨頭の病変分布と合致するかどうかを検討した。

4.3. 結果

4.3.1. 肩関節間力の各軸の総和

投球動作中の肩関節間力の各軸の総和は各群とも同様のパターンを示した。肩関節間力は踏み出し脚の着地時点（FC）から徐々に増大し、最大外旋時（MER）で最大となった後、ボールリリース（REL）に向けて徐々に減衰した。上腕骨頭の病変あり群と病変なし群では2群間において肩関節間力の平均に有意な差はなかった（図4-1）。

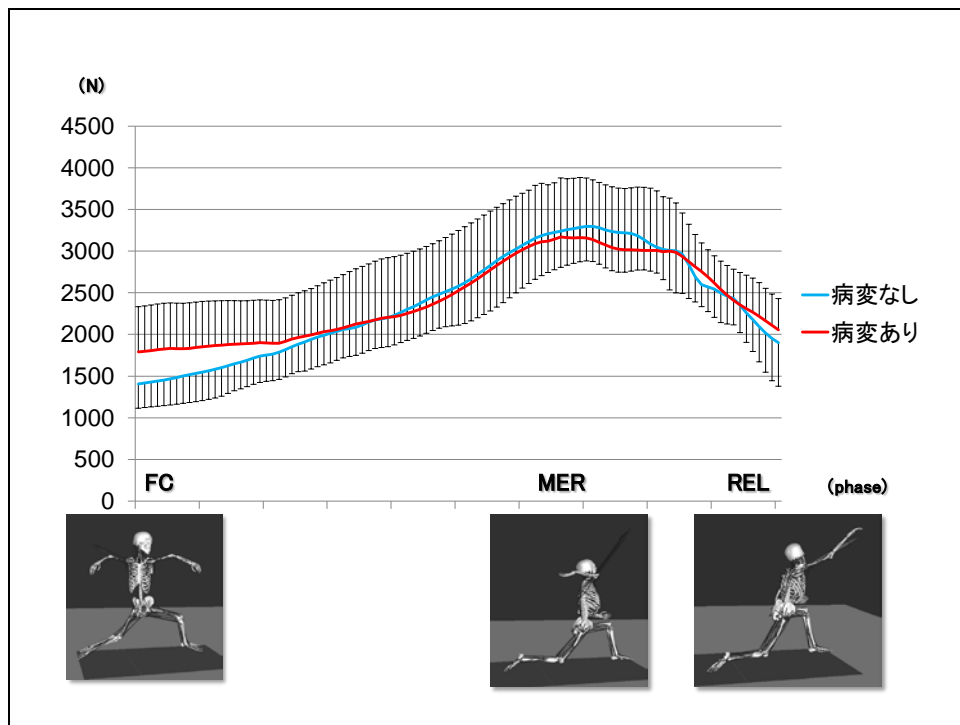


図4-1 肩関節間力の各軸の総和

4.3.2. 肩関節間力比

剪断方向と求心方向の肩関節間力比は各群とも同様のパターンを呈し、最大外旋時（MER）から加速相にかけて徐々に増大した。2 群間の平均の比較では、最大外旋時（MER）から加速相にかけて上腕骨頭の病変あり群のほうが病変なし群に比べ、肩関節間力比は有意に大きくなった（図 4-2, 4-3, 4-4）。

最も明確に 2 群間に差が生じたのは定義 iii の肩関節間力比であった（図 4-4）。

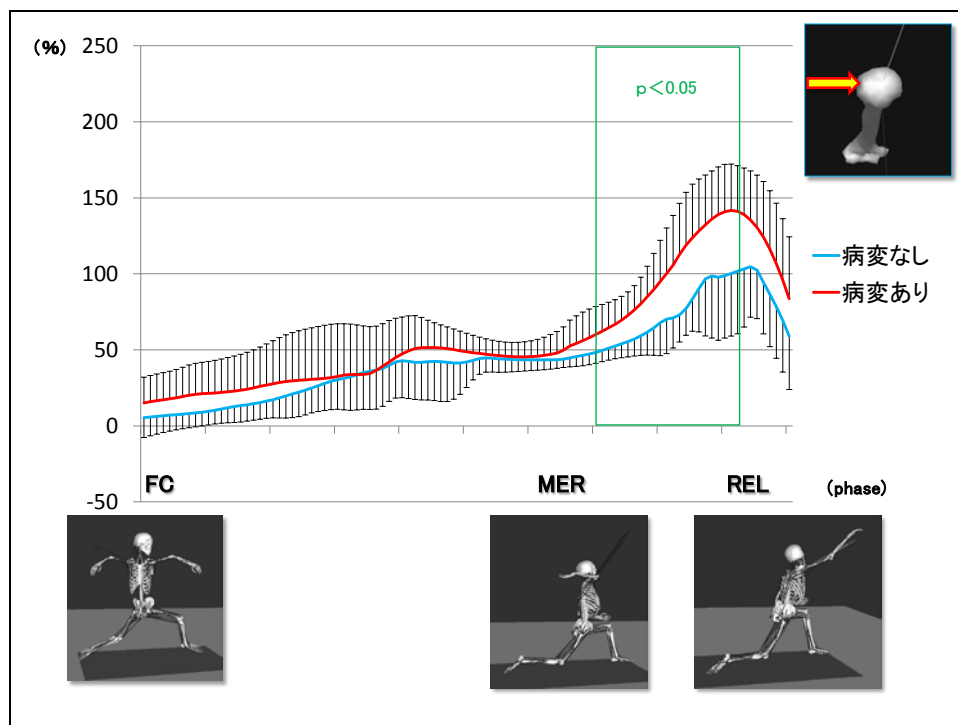


図 4-2 i 剪断軸①の肩関節間力比

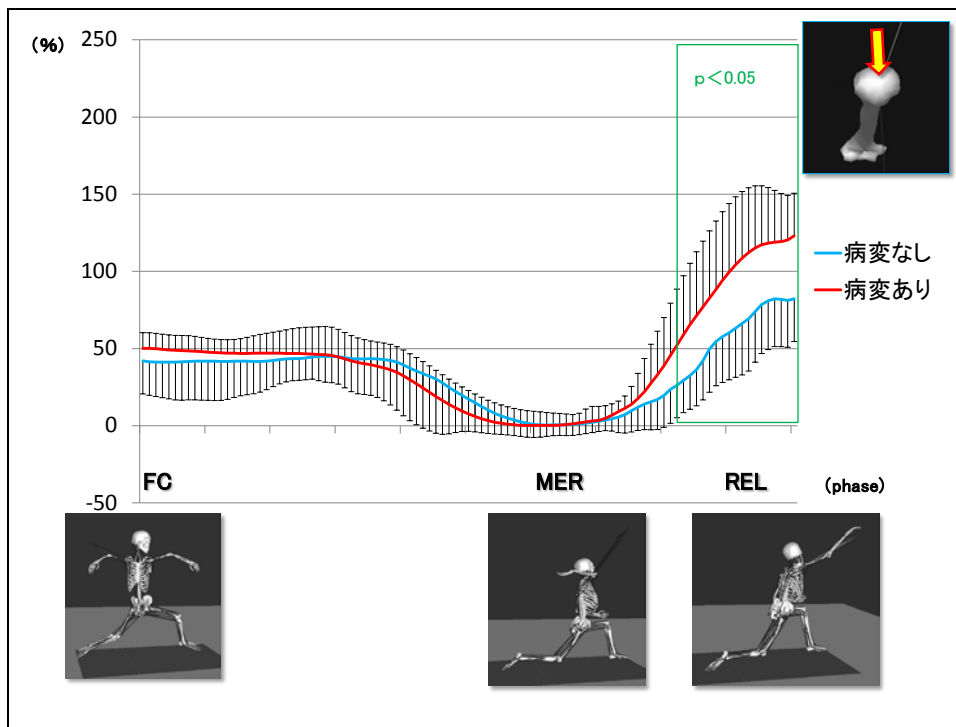


図 4-3 ii 剪断軸②の肩関節間力比

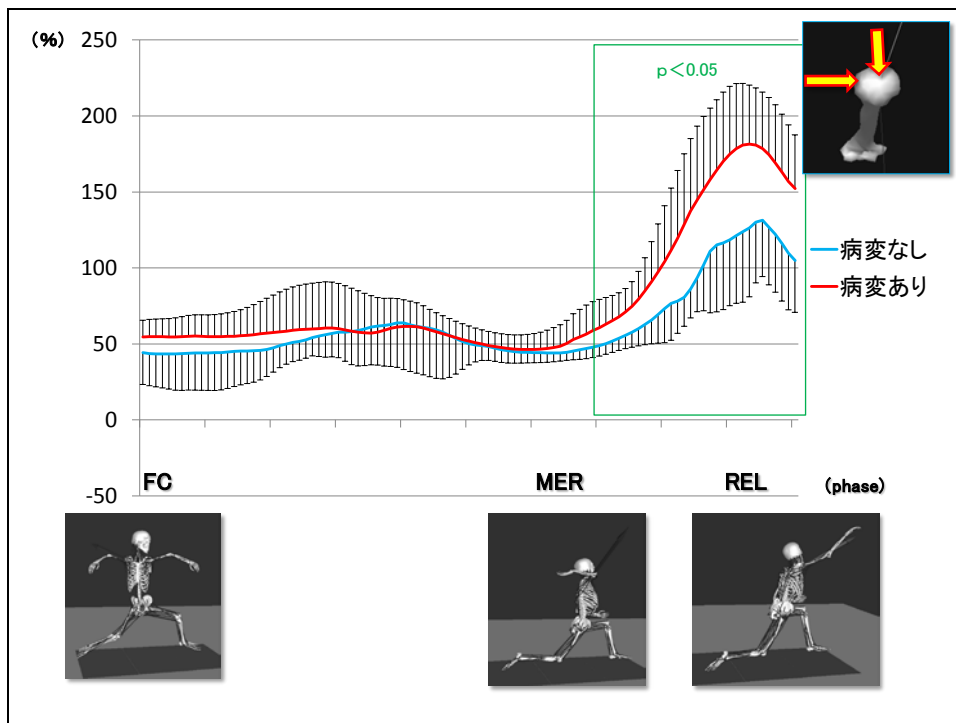


図 4-4 iii 剪断軸①+②の肩関節間力比

4.3.3. 肩関節間力比と上腕骨頭病変の関連性

定義 iii の肩関節間力比を独立変数にしたロジスティック回帰分析の結果を表 4-1 に示す。肩関節間力比の加速相における時間積分値のオッズ比は 1.78 ($p < 0.05$) であった。これはこの時間積分値が 10%増加する毎に上腕骨頭病変が存在する確率が 1.78 倍ずつ増えていくことを表している。

このことを利用し、ロジスティックモデルを用いて上腕骨頭病変の存在確率 P を求める回帰式は数式 4-1 となった。

$$\text{数式 4-1 : } P = \text{EXP}(Z) / (1 + \text{EXP}(Z)) \quad Z = 0.578X - 6.644 \quad X = \int (F_s/F_c * 10) dt$$

F_s/F_c : 定義 iii の肩関節間力比 積分区間 : 加速相

投球動作分析で肩関節間力を算出し、それをこの回帰式 (数式 4-1) に代入すると個々の選手の上腕骨頭病変の存在確率を予測することが可能である。

この数式 4-1 のモデル適合度の評価を行ったところ、モデル係数のオムニバス検定および Hosmer-Lemeshow の適合度検定では求めたロジスティック回帰モデルは予測に役立ち、適合していることを示した (表 4-2)。

回帰式からすべての選手の上腕骨頭病変の存在確率を推測し、予測確率が 50%以上だった場合を病変あり、予測確率が 50%未満であった場合を病変なしと定義した (cut off line = 50%)。これらと実際の MRI 上の病変の有無とをあわせた分割表を作成し、回帰式の精度を評価したところ、感度 80%、特異度 75%、陽性的中率 75%、陰性的中率 80%、正診率 78%であった (表 4-3)。

表 4-1 ロジスティック回帰分析の結果

	B (係数)	標準誤差	Wald	有意確率	オッズ比
(x ₁) 肩関節間力比の時間積分値	0.578	0.273	4.493	<u>0.03</u>	<u>1.78</u>
定数	-6.644	3.087	4.631	0.03	0.00

数式 4-1 回帰式：上腕骨頭病変が存在する確率 P

$$P = \text{EXP}(Z) / (1 + \text{EXP}(Z)) \quad Z = 0.578X - 6.644 \quad X = \int (F_s/F_c * 10) dt$$

F_s/F_c : 定義 iii の肩関節間力比 積分区間 : 加速相

表 4-2 数式 4-1 のモデル適合度の評価

モデル係数のオムニバス検定

		カイ 2 乗	自由度	有意確率
ステップ 1	ステップ	8.019	1	.005
	ブロック	8.019	1	.005
	モデル	8.019	1	.005

モデルの要約

ステップ	-2 対数尤度	Cox & Snell R 2 乗	Nagelkerke R 2 乗
1	16.711	.360	.481

Hosmer と Lemeshow の検定

ステップ	カイ 2 乗	自由度	有意確率
1	4.300	7	.745

表 4-3 分割表

		予測値	
		病変あり	病変なし
観測値	病変あり	6	2
	病変なし	2	8

cut off=0.50

感度	: 80 %
特異度	: 75 %
陽性的中率	: 75 %
陰性的中率	: 80 %
正診率	: 78 %

4.3.4. 応力分布シミュレーション

それぞれの群における投球動作の最大外旋時（MER）における肩関節間力の平均値を肩甲上腕関節の有限要素法解析モデルに入力し、応力分布をシミュレーションした。

病変あり群の応力分布は頭尾方向の投影像では後外側に高い応力域が認められ、前後方向の投影像では外側上方部に高い応力域が認められた。これらの応力分布とMRI 所見の分布は合致した。また病変あり群と病変なし群の応力分布に差が生じた（図 4-5）。

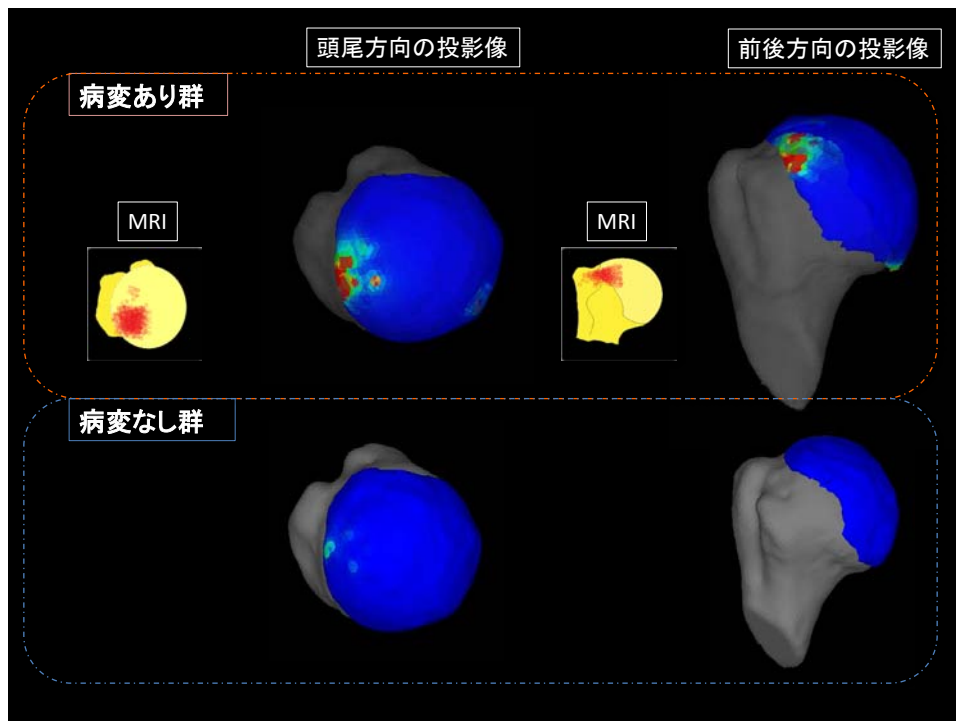


図 4-5 応力分布シミュレーション

4.4. 考察

本章では投球動作分析と MRI 撮影の両方を行った 18 名の大学野球選手を対象にして、第 2 章で開発した応力解析システムの妥当性を検証した。その結果、投球動作中の加速相における肩関節間力の剪断成分が求心成分に対して大きくなるということが、上腕骨頭所見の力学上の危険因子であることが明らかになった。また肩関節間力という因子だけで、上腕骨頭所見を約 80% の正診率で予測できることが明らかになった。上腕骨頭所見は投球障害肩の発症に影響する病変と考えられているので、今回開発した応力解析システムは投球動作から、肩関節間力を介して発症に有意に影響する病変を予測できたことになる。こうした予測は、動作から障害を予防していくシステム開発につながっていくと考えられる。

4.4.1 医学的な尺度と数学的な尺度を統合するために

第 3 章では無症候期の大学野球選手の投球肩に認めた MRI 所見の中で、最も発症に影響したのは上腕骨頭所見であったことを述べた。またこの応力解析システムのモデルにおいて、応力分布に大きく影響する因子が肩関節間力であることも述べた。よって本章ではこの上腕骨頭病変と肩関節間力という 2 つの因子に着目して両者の関連性を見出すこととした。

しかし、上腕骨頭病変という因子は「病変あり」「病変なし」という数学的には不連続な 2 値データである。一方、肩関節間力という因子は数学的に連続的なデータである。本章ではこの尺度の異なる 2 つの因子の関連性を捉えるためにロジスティックモデルという数理モデルを用いた（第 1 章 1.2.3 で詳述）。このロジスティックモデルでは不連続な現象を確率という概念を用いて連続的な現象として表すことが可能である。この研究を例にとれば、ある選手の上腕骨頭病変の有無について、「あなたの投球フォームでこの病変が存在する確率は***%です。」と表現することになる。

4.4.2 本研究の仮説の意味合い

この研究ではまず仮説を設定した。その仮説とは

「上腕骨頭病変の力学上の危険因子が肩関節間力であり、肩関節間力の剪断成分が求心成分に対して相対的に大きくなると上腕骨頭病変が生じやすい。」

である。

第1章 1.1.2 でも述べたように、投球障害肩の病態において最も根源的であり、十分にコンセンサスが得られている考え方は以下である。

「肩甲骨機能や腱板機能が不全状態に発展していくと肩関節の不安定性は増加し、骨頭は関節窩に対して変位し、求心位を保持する能力が衰退する。そして、骨頭の求心位を保持する能力が失われることが解剖学的損傷を引き起こす原因となり、解剖学的損傷が引き起こされるとさらに骨頭の求心位を保持する能力が減衰するという悪循環に陥る。」

よって、医学的にみれば肩甲上腕関節にはたらく剪断力が大きくなり求心力が小さくなれば、肩甲上腕関節の不安定性が増しそこに病変が生じやすくなることは自明であるが、本研究ではこの危険因子をコンピューターシミュレーションにつながる力学的パラメーター（数式）で表現したことに意義があると考えられる。力学的パラメーターで表現することにより、今後はこの危険因子を減少させるような投球フォームを物理・数学的手法を用いたコンピューターシミュレーションで解明することができるようになると考えられる。

4.4.3 肩関節間力の各軸の総和と上腕骨頭病変の有無との関連性

本研究では18名の多彩な投球動作から動力学解析（第2章 2.2.3にて詳述）を用いて肩甲上腕関節にはたらく関節間力（肩関節間力）という力学的パラメーターを算出した。結果 4.3.1 より、上腕骨頭病変の有無で2群に分けて肩関節間力の大きさをそれぞれ算出したが2群間に有意な差は生じなかった。つまり、肩関節間力の各軸の総和と上腕骨頭病変の存在には関連性がないと考えられた。

4.4.4. 肩関節間力比と上腕骨頭病変の有無との関連性

2 群間の平均の差の評価

この研究では肩関節間力の剪断成分と求心成分の比（肩関節間力比）が危険因子であるという仮説を立てた。これを証明するために、上腕骨頭病変の有無で2群に分けて肩関節間力比をそれぞれ算出し、2群間でその平均に差があるかどうかを統計学的に検討した。すると結果4.3.2のように投球の加速相において2群間で有意に差が生じるフェーズが存在した。つまり、加速相において肩関節間力の求心成分に対して剪断成分が大きくなっていく選手に上腕骨頭病変が存在しやすくなることが推測された。

しかし、本研究の目的は病変を予測することである。t検定はだけではこの病変を予測することはできない。t検定では2群間においてその平均の差があることを確率的に表しているだけであって、個々の因子同士を定量的に評価しているわけではない。そこで、個々の選手の肩関節間力と個々の選手の上腕骨頭病変の存在との関係を定量的評価し、病変を予測するためにロジスティック回帰分析を用いた。

ロジスティック回帰分析の独立変数の設定

独立変数の設定において2つの問題があった。その一つは定義した肩関節間力比でどの検査値を用いるかということであった。臨床的に診断精度の高い検査とは病変を有する人の検査値の分布と病変を有さない人の検査値の分布との重なりが少ない検査である。つまり、病変を有する人の検査値の平均値と病変を有さない人の検査値の平均値との差が大きければ大きいほど望ましく、それぞれの群の標準偏差が小さければ小さいほど理想的である。ロジスティック回帰分析での予測精度でも同様のことがいえる。今回4.2.3で肩関節間力比は3つ定義したが、その中では定義iiiの剪断成分の総和を用いた肩関節間力比において2群間の差が最も明確になった。よってこの定義iiiの肩関節間力比をロジスティック回帰分析の独立変数として用いた。

独立変数の設定におけるもう一つ問題は、どの時点の関節間力比を用いることが妥当であるかということであった。今回の肩関節間力の解析では時間軸について踏み込み足接地時からボールリリースまでを100%に正規化した。個人によって多少の差はあるものの、1%は約0.002秒である。

物理学的には衝突問題を扱うときは力積を用いることが多い。力積とは力を時間で積分したものである。この研究はインターナルインピンジメントという関節内における衝突問題に着目しており、また臨床的には投球加速相が投球障害肩のcritical phaseと考えられている。よって、本研究においては物理学的にも臨床的にも投球加速相の時間積分値を独立変数に設定することが妥当と考えた。

ロジスティック回帰分析における評価（結果 4.3.3）

投球加速相における肩関節間力比の時間積分値を独立変数、上腕骨頭病変の有無を従属変数としてロジスティック回帰分析したところ、この時間積分値が10%増えるごとに上腕骨頭病変の存在確率が1.78倍ずつ増えることが明らかになった ($p < 0.05$)。このことは肩関節間力比と上腕骨頭病変の存在との関係が定量化できたことを意味する。つまり、投球加速相において肩関節間力の剪断成分の総和と求心成分の比の時間積分値が力学上の危険因子と考えられた。

4.4.5 上腕骨頭病変の有無に対する予測精度

この危険因子を用いて、ロジスティックモデルを構築し、回帰式からすべての選手の上腕骨頭病変の存在確率を推測した。その cut off line を 50% に設定し、実際の MRI 上の病変の有無とあわせた分割表を作成したところ(表 4-3)、今回算出した回帰式は、感度 80%、特異度 75%、正診率 78% と高精度に病変を予測できるものであった。したがって、ある選手が投球動作分析を行い今回開発した回帰式を用いれば、その選手の上腕骨頭病変の存在確率を予測することができる。そして、高確率に予測された場合は、早期に予防手段を講ずることが可能になる。

上腕骨頭病変を形成する因子は投球動作という力学的因子の他に、練習量といった環境因子やその個人の生物学的因子などさまざまな因子が絡んでいると考えられる。練習量や個人の生物学的な因子を定量化し、病変形成に対するそれぞれの因子の影響度合いを客観的に比較することは現実的には非常に難しい。しかし、本研究では投球動作から算出した肩関節間力という単一の因子だけで約 80% の正診率を得られたことは、上腕骨頭病変の形成因子として肩関節間力が比較的大きな影響力をもつ可能性が高いと考えられた。

4.5. まとめ

1. 応力解析システムと MRI を用いて、上腕骨頭病変に關与する力学上の危険因子を調査し、システムの妥当性を評価した。
2. 投球加速相の肩關節間力の剪断成分が求心成分に対して相対的に大きくなることが上腕骨頭病變の力学上の危険因子と考えられた。
3. 投球動作から上腕骨頭病變の有無を高精度に予測できるシステムを開発した。

第 5 章 本研究のまとめ

5.1. 本研究の要約

5.1.1. 本研究で開発したシステム

本研究により、上腕骨頭病変が投球障害肩の発症に影響する危険因子であることが明らかになり、その病変の有無や分布を投球動作から約 80%の正診率で予測できるシステムが開発された。つまり投球動作というダイナミックな運動を障害の予測や予防という面で、客観的に評価できるシステムを開発できたことになる。

現場ではほとんどの選手が自分の投球フォームの個性を失わずに、障害を防ぐフォームに改造したいと考えている。そうしたニーズに応えるために本システムは存在する。このシステムの最も大きな特徴はその選手にテラーメイドな投球フォームを提示できることである。つまり、このシステムはその個人が本来有している基本的な投球フォームを維持しながらも、そのフォームを続けるとどのような病変が生じてしまうのか、投球フォームを微小に変化させたときにどのような効果を生むのかをリアルタイムに提示できる機能を有する。(図 5-1)

5.1.2. システムの手順の概略

1. ある選手の投球動作を motion capture する。
2. Motion データを動力学解析モデルに入力し、肩関節間力を算出する。
3. 第 4 章で求めた回帰式に肩関節間力のデータを入力すると上腕骨頭病変の存在確率が算出される。
4. 第 2 章で開発した肩甲上腕関節の有限要素法解析モデルに肩関節間力のデータを入力すると上腕骨頭病変の分布が表示される。
5. もし、病変の存在確率が高い場合もしくは病変が医学的に問題ある場所に分布した場

合はコンピューター上で動作を変更することが可能である。

6. 変更した motion データを再度このシステムに入力すると病変の存在確率と病変分布を再びシミュレーションすることが可能である。
7. 2-6 のシミュレーションを繰り返すことにより、この選手に最適な投球フォームを探し出す。最適な投球フォームを見出せた場合は、選手にその動作をアニメーションで確認してもらい、実際にグラウンドでトライをする。そしてその効果と副作用を検証する。

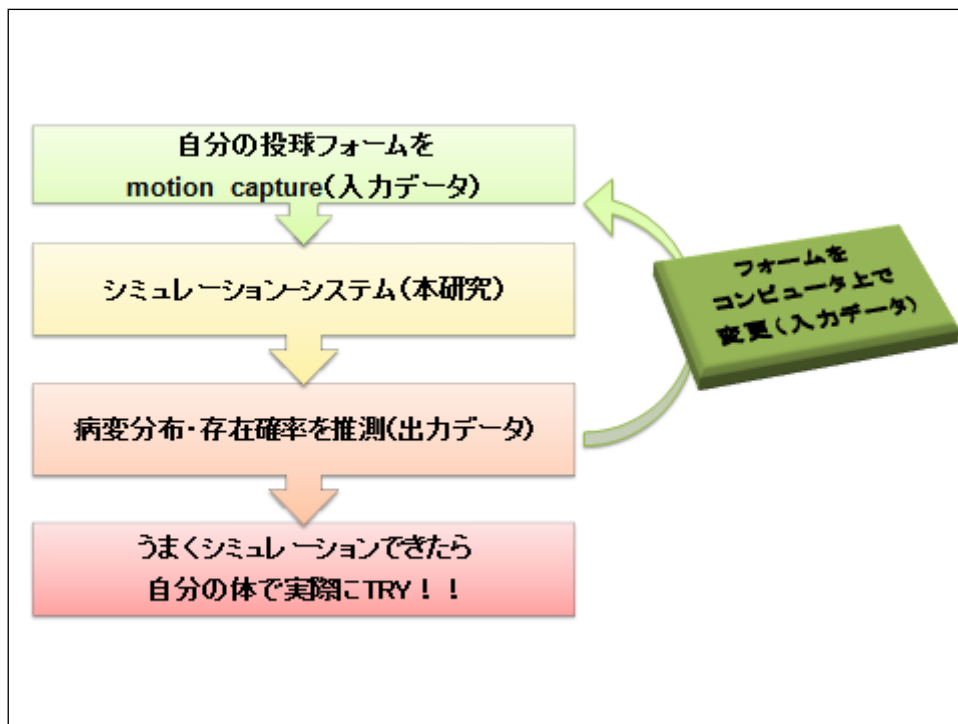


図 5-1 本研究で開発したシステム

5.1.3. 本研究の意義

人間を対象とした研究では、年齢、体格、筋の最大発揮張力、柔軟性、練習量など個体固有のパラメーターが千差万別であり、それらが複雑に絡み合うため、ある障害が投球フォームで生じたのか、そのほかの個体固有のパラメーターが大きく関与したのかを区別することは難しい。本システムではコンピューター上に投球障害肩に関与する力学モデルを構築しているため、個体固有のパラメーターを一定にして投球フォームだけを変化させたときにどのような障害が生じ得るのかをシミュレーションすることが可能である。また逆に、投球フォームを一定にした状況で、任意の筋の最大発揮張力や柔軟性、関節の不安定性といった個体固有のパラメーターを変えたときにどのような障害が生じるのかをシミュレーションすることも可能である。従来の研究デザインでこのようなことを行うには多くの時間、被験者、労力、費用が必要であった。しかし、本システムでは数日以内に結果をシミュレーションすることが可能である。こうした研究デザインによって、投球フォーム開発にかかる時間、被験者、労力、費用を削減することが可能になり、投球動作を客観的かつ定量的に評価できるようになったことは意義深いと思われる。

また、本研究では投球障害肩の上腕骨頭病変に対する力学上の危険因子が明らかになった（肩関節間力）。したがって、今後はこの危険因子を減らしていく投球動作をコンピューターシミュレーションで求めることに発展していくと考えられる。

5.2. 今後の展望

本研究の今後の課題を以下に列挙する。

1. 投球障害肩のメカニズムには多くの病態仮説が存在するが、本研究の病変予測においてはインターナルインピンジメントのみに着目している。今後は他の病態に着目した研究も必要とされる。
2. アスリートは勝利に向かって技能を上達させるために練習する。よって障害の予防だけでなく、パフォーマンスを高めるためのシミュレーション開発も模索していく必要がある。
3. 最終的にはこうしたシミュレーションを選手に導入したときに、どのような効果を生み、どのような副作用が生ずるかを前向きに調査していく必要がある。

以上の課題を解決し、選手のニーズに応えるためには motion capture を有する他の機関との協力が不可欠である。他施設共同研究をすることにより、研究成果は飛躍的に向上すると考えられる（図 5-2）。

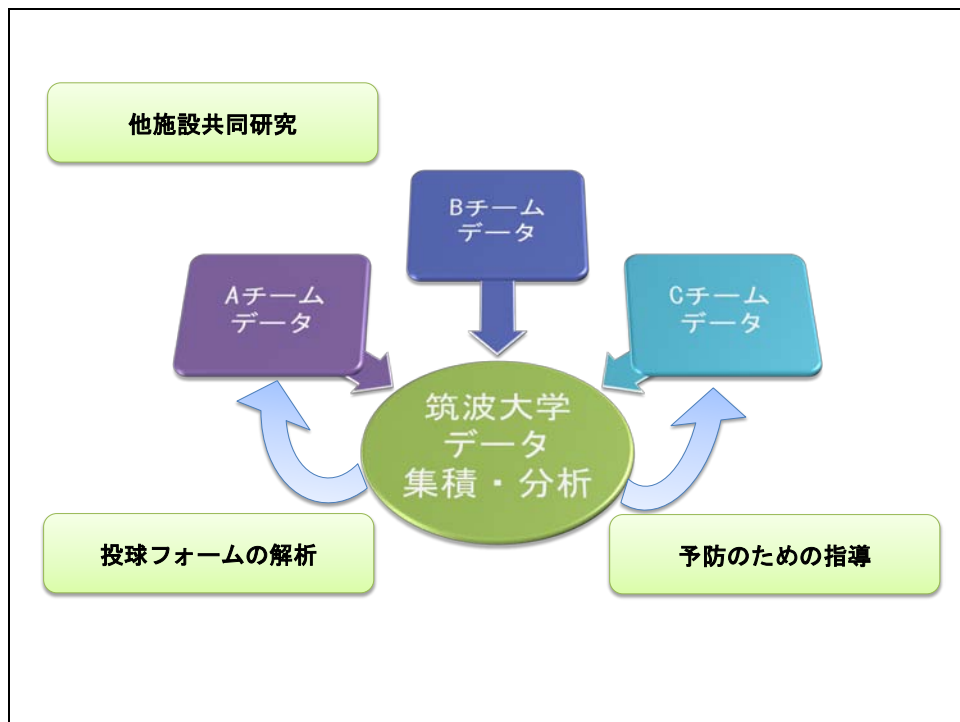


図 5-2 他施設共同研究

本研究システムは高価でかつ高度な技術を用いている。よってこの技術を他施設で導入するのは現実的には難しいと思われる。したがって、他施設で行われた投球動作データを筑波大学に送り、そこで解析した結果と予防対策を送り返すという新しいシステムの構築が望まれる（図 5-2）。筑波大学にはデータが集積されるため、より精度の高いシミュレーション開発につながり双方にとってメリットを有する。

また本研究は医学分野とバイオメカニクス分野、コーチング分野をつなぐパイプ役であると考えられ、このパイプを増やしていくことがスポーツ医学の発展に非常に重要であると考えられる（図 5-3）。

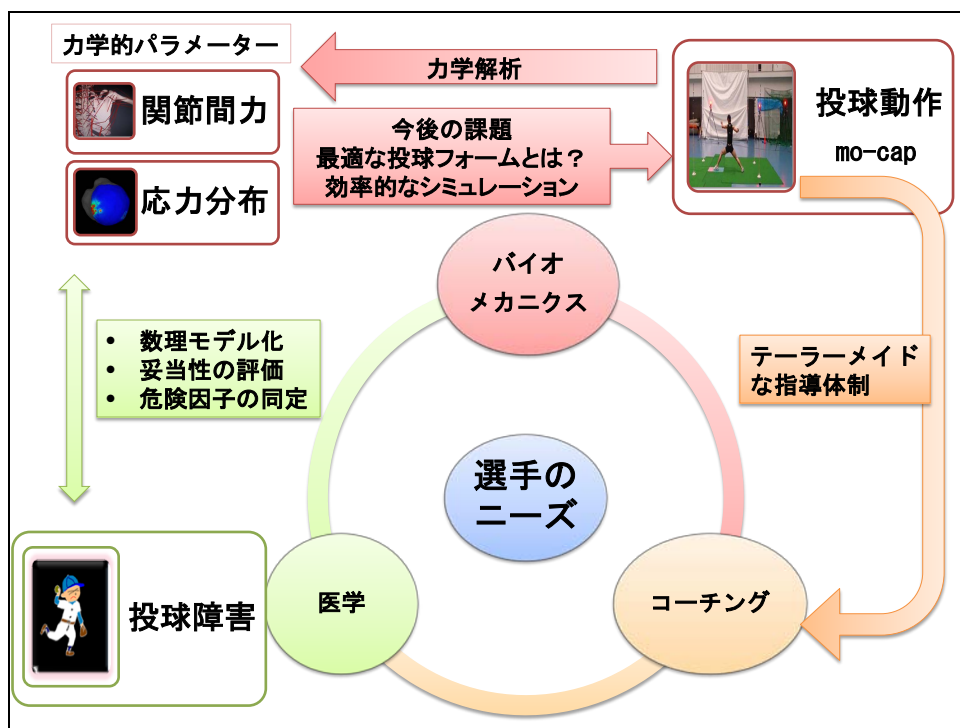


図 5-3 各分野の連携

野球に限らず他の競技であっても、現場でのスポーツ動作の指導は経験に多くを依存し、科学的エビデンスが乏しい傾向にある。本研究で用いた手法は投球障害肩に限らず、さまざまな競技でも、さまざまな部位でも応用することができ汎用性が高いと思われる。したがって上記に示したシステム化をさらに他の競技・部位にも応用・普及させれば、競技ごとに効率的かつ安全な動作指導が行えるようになり、最終的にさまざまなスポーツ障害の有病率は空間的な広がりをもって減少していく可能性がある。

ワクチンの開発により 1980 年に天然痘は撲滅した。発症後の治療から発症前の予防というように発想を転換し、コンピューターシミュレーション技法を駆使するというワクチン使ってさまざまなスポーツ障害を撲滅できるよう尽力したいと思う。

謝辞

本研究をすすめるにあたり、指導教員として多大なる御指導をいただきました筑波大学人間総合科学研究科スポーツ医学専攻、向井直樹准教授に甚大なる謝意を表します。向井准教授には研究において自由にテーマ設定を行える環境を与えてくださりながらも、私の思考が独断的に陥ったときにはそれを柔らかく正していただきました。同・宮川教授には研究において壁にぶつかったときに、力強く助けていただきました。そして、研究で道に迷ったときは進むべき方向を示していただきました。同・白木教授にはスポーツ現場からの視点を教えていただき、これが本研究の現場への応用の道標となりました。同・竹村准教授にはいつも温かく、適切なお意見をいただきました。本当にありがとうございました。

本研究はスポーツ医学とバイオメカニクス分野の融合を図ったものであり、筑波大学スポーツバイオメカニクス研究室の阿江通良教授、藤井範久准教授、小池関也准教授、平山大作氏、小林育斗氏、産業技術総合研究所・デジタルヒューマンセンターの持丸正明氏、青木慶氏、ナックイメージテクノロジーの藤田義彦氏、石井清一氏、計算力学研究センターの松永繁氏には、バイオメカニクスの視点からさまざまなご意見とノウハウをいただきました。そしてこの研究は皆さまとの熱い議論によって成り立ったものだとは確信しております。深く御礼申し上げます。

本研究は現場の声を広く拾い上げました。筑波大学硬式野球部監督、川村卓准教授、そして同野球部の選手やスタッフの皆さまには研究への率直な感想、ご意見、そして被験者としての協力をしていただきました。心より感謝を申し上げます。

松戸整形外科病院の先生方からは肩関節のスペシャリストとしての視点から、極めて高度で専門的なご指摘をいただきました。誠にありがとうございました。

最後に、この研究を常に支え、励ましてくれた妻・亜希子に心から感謝いたします。

引用文献

- 1) 伊藤博一, 眞瀬垣啓, 河崎尚史ほか : 年代別肩・肘有痛部位と真下投げ VAS 評価の詳細.
日本臨床スポーツ医学会誌 17:362-371, 2009.
- 2) 皆川洋至 : 投球障害肩の実態. MB Orthopaedics 20; 1-4, 2007.
- 3) Olsen SJ, Fleisig GS, Dun S, et al. : Risk factors for shoulder and elbow injuries
in adolescent baseball pitchers. Am J Sports Med. Jun; 34; 905-12, 2006.
- 4) 福林徹, 蒲田和芳 : 肩のリハビリテーションの科学的基礎. NAP, 東京, 2009.
- 5) 大泉尚美 : 投球障害の病態. MB Orthop. 20(7); 13-18, 2007.
- 6) 杉本勝正 : 投球障害肩の病態と診断. MB orthop. 16(2); 43-50, 2003.
- 7) Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. : The disabled throwing shoulder spectrum of
pathology Part I pathoanatomy and biomechanics. Arthroscopy Apr; 19; 404-20,
2003.
- 8) Ouellette H, Kassarian A, Tétreault P, et al. : Imaging of overhead throwing
athlete: Semin Musculoskeletal Radiol. 9; 316-33, 2005.
- 9) Meister K : Injuries to the shoulder in the throwing athlete. Part 1:
Biomechanics/pathophysiology/classification of injury. AM J Sports Med. 28(2);
265-75, 2000.
- 10) 西中直也, 筒井廣明 : Scapula-45 撮影法による肩関節機能診断. 関節外科
23(6);17-24, 2004.
- 11) Walch G, Liotard JP, Boileau P, et al. : Postero-superior glenoid impingement. Another
impingement of the shoulder. J Radiol. 74; 47-50, 1993.
- 12) Jobe CM. : Posterior superior glenoid impingement: expanded spectrum. Arthroscopy.
11(5); 530-6, 1995.

- 13) Mihata T, McGarry MH, Kinoshita M, et al.: Excessive humeral external rotation results in increased shoulder laxity. *Am J Sports Med.* 32; 1278-85, 2004.
- 14) Paley KJ, Jobe FW, Pink MM, et al.: Arthroscopic findings in the overhand throwing athlete: evidence for posterior internal impingement of the rotator cuff. *Arthroscopy.* 16; 35-40, 2000.
- 15) Burkhart SS, Morgan CD.: The peel-back mechanism: its role in producing and extending posterior type II SLAP lesions and its effect on SLAP repair rehabilitation. *Arthroscopy.* 14; 637-40, 1998.
- 16) Andrews JR, Carson WG Jr, McLeod WD.: Glenoid labrum tears related to the long head of the biceps. *Am J Sports Med.* 13; 337-41, 1985.
- 17) Wright RW, Paletta GA Jr.: Prevalence of the Bennett lesion of the shoulder in major league pitchers. *Am J Sports Med.* 32; 121-4, 2004.
- 18) 杉本勝正, 堀田功一, 南谷千帆, ほか: 関節窩後下方の解剖学的研究 Bennett 骨棘の成因について: 肩関節 29;243-246, 2005.
- 19) Pappas AM, Zawacki RM, Sullivan TJ.: Biomechanics of baseball pitching. *Am J Sports Med.* 13; 216-222, 1985.
- 20) Feltner M, Escamilla, R.F., Andrews, J.R., et al.: Dynamics of the shoulder and elbow joint of the throwing arm during a baseball pitch. *Int J Sport Biomech.* 2:235-269, 1986.
- 21) 二宮裕樹: 投球動作: よいフォーム、悪いフォーム. *MB orthop.* 20(7); 19-27, 2007.
- 22) Werner SL, Gill TJ, Murray TA, et al.: Relationships between throwing mechanics and shoulder distraction in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 29; 354-8, 2001.

- 23) Werner SL, Guido JA Jr, Stewart GW, et al.: Relationships between throwing mechanics and shoulder distraction in collegiate baseball pitchers. J Shoulder Elbow Surg. 16:37-42, 2007.
- 24) 吉岡伸輔: 逆動力学計算を用いた筋張力推定法-関節モーメント、筋骨格モデル、数値最適化計算について-. JJBSE 14:21-28, 2010.
- 25) 長野明記: 順動力学シミュレーションの基礎理論-モデリング、数値積分、最適化について -. JJBSE 14:29-36, 2010.
- 26) 長谷和徳: 筋力計算ソフトウェアの事例. JJBSE 14:37-44, 2010.
- 27) 飯田博己, 岩堀裕介: 肩関節のリハビリテーション 投球障害肩. MB Med Riha 73:60-69, 2006.
- 28) 中溝寛之: 投球障害肩の保存治療. MB. orthop. 21; 67-72, 2008.
- 29) 中川滋人, 土屋正光.: 腱板不全断裂と投球障害. MB Orthop. 11(13); 47-55, 1998.
- 30) 原 正文: 投球肩障害の診察法 (メディカルチェックを中心として). 骨・関節・靭帯 20:301-308, 2007.
- 31) 大沢敏久, 高岸 憲二, 小林 勉, ほか: 原テストによる高校野球投手のメディカルチェック. 肩関節 32:687-690, 2008.
- 32) 林田賢治, 中川滋人, 鳥塚之嘉, ほか: 高校野球選手の肩内外旋筋力と投球障害の関係. 肩関節 29:651-654, 2005.
- 33) 高橋善弥太. 医者のための-ロジスチック・Cox 回帰入門. 第1版, 日本医学館, 東京, 2008.
- 34) 対馬栄輝. SPSS で学ぶ医療系データ解析. 第1版, 東京図書, 東京, 2008.
- 35) 帖佐悦男, 田島直也, 鳥取部光司, ほか: 股関節症の有限要素法による応力解析. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 18:29-31, 1997.
- 36) 大西五三男: CT/有限要素法による骨強度評価. Clin Calcium. 16; 107-115, 2006.

- 37) 村山千寿子山崎隆志, 松平浩, ほか : 腰椎固定術の生体力学的研究-固定椎間及び隣接椎間への影響-. 日本脊椎・脊髄神経手術手技学会誌 6;133-137, 2004.
- 38) Scott L. Delp, J. Peter Loan. : A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. Computers in Biology and Medicine 25; 21-34, 1995.
- 39) De Leva P. : Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. J Biomech. 29(9); 1223-30, 1996.
- 40) E. Roux, S Bouilland , A.-P Godillon-Maquinghen,
et al. : Evaluation of the global optimization method within the upper limb kinematics analysis. J Biomech. 35; 1279-1283, 2002.
- 41) Zajac, F.E. : Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control. CRC Critical Reviews in Bioengineering 17; 359-411, 1989.
- 42) Zajac, F.E. : Muscle Coordination of Movement: A Perspective. J Biomech. 26; 109-124, 1993.
- 43) Anderson, F.C., Marcus G. Pandy, et al. : Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. J Biomech. 34; 153-161, 2001.
- 44) Halbrecht JL, Tirman P, Atkin D. : Internal impingement of the shoulder : comparison of findings between the throwing and nonthrowing shoulders of college baseball players. Arthroscopy. 15; 253-8, 1999.
- 45) Jost B, Zumstein M, Pfirrmann CW, et al. : MRI findings in throwing shoulders: abnormalities in professional handball players. Clin Orthop Relat Res. 434; 130-7, 2005.

- 46) Miniaci A, Mascia AT, Salonen DC, et al. : Magnetic resonance imaging of the shoulder in asymptomatic professional baseball pitchers. Am J Sports Med. 30; 66-73, 2002.
- 47) 鈴木一秀ほか : スポーツ障害肩の外転外旋位MRアルトログラム斜位横断像の有用性. 肩関節 26:561-565, 2002.
- 48) Tirman PF, Bost FW, Steinbach LS, et al. : MR arthrographic depiction of tears of the rotator cuff: benefit of abduction and external rotation of the arm. Radiology. 192; 851-6, 1994.
- 49) 左志隆士 : ⅢMRI 腱板損傷. 関節外科 24 (3) ;61-67, 2005.
- 50) Connell DA, Potter HG, Wickiewicz TL, et al. : Noncontrast magnetic resonance imaging of superior labral lesions. 102 cases confirmed at arthroscopic surgery. Am J Sports Med. 27:208-13, 1999.
- 51) 日本臨床スポーツ医学会 整形外科学学術部会, 投球障害予防ガイドライン. 第1版, 文光堂, 東京, 1998.