

科学研究費助成事業 研究成果報告書

令和 5 年 5 月 31 日現在

機関番号：14401

研究種目：基盤研究(B) (一般)

研究期間：2018～2021

課題番号：18H03150

研究課題名(和文) 筋骨格モデルを用いた変化球投球時の上肢関節負荷の推定

研究課題名(英文) Joint loads of the throwing arm during breaking ball pitching estimated by a musculoskeletal model

研究代表者

松尾 知之 (Matsuo, Tomoyuki)

大阪大学・大学院医学系研究科・准教授

研究者番号：00209503

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 11,100,000円

研究成果の概要(和文)：投球障害に関するこれまでの研究では変化球が投球障害の危険因子となるのかどうかについて矛盾する結果が得られていた。本研究では、簡素化されていた剛体リンクモデルの手部に、3つの指節セグメントを追加するとともにボールを追加した計7セグメントのモデルで検討すること、また筋骨格モデルを用いることで筋張力や腱伸張量の観点からも検討を行った。種々の力学量の幾つかは従来モデルで関節負荷を過小評価していたが、スライダー投球時の肘関節内反トルクだけは、直球の過小評価に比べても、より低く見積もっていた可能性が示唆された。しかし全体的にみると、積極的に変化球が危険因子であることを示す結果は得られなかった。

研究成果の学術的意義や社会的意義

投球障害は、少年野球から成人に至るまでは幅広い年齢層で、少なくない割合で発生している。また、重症化した場合には、日常生活に支障をきたすことにも繋がる。このような、この投球障害を未然に防いだり、早期発見、早期治療により重症化させずに、競技復帰させることは、選手のQOLを高めるためにも重要である。本研究の結果は、変化球が危険因子ではない可能性を高く示唆するものであるが、別の観点からみると、変化球以外のことで怪我を予防する必要性を示唆している。近年、プロ野球や高校野球(甲子園大会)では、投球過多への配慮がなされつつあるが、正しい知識で怪我の少ないスポーツライフへ貢献する。

研究成果の概要(英文)：Previous studies on throwing injuries have yielded conflicting results as to whether a certain breaking ball is a risk factor for the throwing injury. In this study, three phalanx segments and a ball were added to the conventional simplified rigid body model of the upper extremity. Thus, a totally seven-segment rigid body model was used to estimate the kinetics during baseball pitching of various types of pitch. In addition, a musculoskeletal model was also used to estimate the selected muscles' moments and tendons' sprains and compare them between fastballs and the breaking balls. The selected muscles were elbow flexion muscles. The developed seven-segment model showed that the conventional model underestimated joint kinetics, especially in the case of the slider. For the musculoskeletal model, As a result, any differences were not found in the selected muscle moments or tendon sprains. No results were obtained to positively indicate that the breaking balls are a risk factor.

研究分野：スポーツバイオメカニクス

キーワード：スポーツバイオメカニクス スポーツ医学 投球障害 投手

1. 研究開始当初の背景

投球障害によって選手寿命を絶たれる選手は、小中学生の若年齢層から社会人野球やプロ選手など成人の高パフォーマンス選手に至るまで幅広い年齢層で少なくない数が存在する。投球障害に関しては、既に多くの研究が行われ、予防法 (Warren ら, 2015; Yang ら, 2013)、早期発見法 (亀山ら, 2014; Rawashdah ら, 2016)、手術法 (Andrews ら, 1988; Jobe ら, 1991)、術後のトレーニング方法 (Axe, 2001; Kevin ら, 2002) など、それぞれのステージでの改善方法が提唱・開発されてきた。しかしながら、最近の高校野球選手 1256 名を対象とした調査では、1 シーズン中に、43%が肩痛、50%が肘痛を訴えており (十文字ら, 2017)、依然として投球障害は憂慮すべき問題として残っている。

投球障害の発症の要因としては、投球過多、投球動作の不良、疲労などが挙げられている (Chalmer ら, 2017; Oyama ら, 2012)。また、カーブやスライダーなどの変化球も原因の一つとして考えられている (Grantham ら, 2015; Lyman ら, 2002)。特に、カーブやスライダーなどのブレーキング系変化球では投球障害のリスクが上がるのが、大規模な疫学的調査を行った研究結果として報告されている (Lyman ら, 2002; Yang ら, 2014)。国内外の少年野球連盟の幾つかは変化球の投球を、ルールで禁じている。

一方で、最近のバイオメカニクス研究では変化球が投球障害の原因であることを否定する研究が数多く報告されている。例えば、大学野球選手を対象とした研究 (Fleisig ら, 2006) や小中学生の少年野球を対象とした研究 (Dun ら, 2008) では、投球障害の危険因子として知られている関節負荷 (net joint force, net joint torque) において、ブレーキング系変化球は直球と同等か、むしろ低い値を示すことを報告している。

このような疫学調査結果とバイオメカニクス研究結果の食い違いの原因を考えたときに、その原因の一つとして考えられるのは、バイオメカニクス研究におけるモデルの簡素化という点が挙げられる。従来の研究では、投球側の上肢を上腕部、前腕部、手部の 3 セグメントの剛体リンク、あるいは手部を除いた上腕部と前腕部の 2 セグメントとして扱ってきた。また、ボールは手部先端に質点として加えたモデルを使ってきた。しかし、カーブをリリースする際には、手関節の屈曲位や尺屈位あるいは前腕の回内位が直球とは異なることが知られており (Sakurai ら, 1993; Barrentine ら, 1998)、リリース時のボールと手指の位置関係は球種によって異なることになる。また、それとともに指の動きも球種によって異なっていることが知られている (Wang ら, 2013)。特に、指はリリース前後に極めて速い屈曲運動 (約 5,000 deg/s) を行っているとともに (Matsuo ら, 2017)、一つの指先でボールに約 10 kg の力を加えていることが明らかになっている (Kinoshita ら, 2017; Matsuo ら, 2017)。しかしながら、指やボールの動きを考慮したモデルで、変化球が投球障害の原因となりうるのかを検討した報告は国内外ともに行われていない。

2. 研究の目的

本研究の目的は、ブレーキング系変化球では、速球に比べて、上肢の関節 (肘関節や肩関節) の危険因子とされる関節負荷が大きくなっているのかどうかを指やボールを含めたモデルを使って明らかにすること、また、関連する筋への負担が大きくなっているのかを筋骨格モデルを用いて明らかにすることである。

3. 研究の方法

◆研究対象: 大学および社会人野球の投手 33 名で、身長、体重、年齢の平均値及び標準偏差は、それぞれ以下の通りである: 1.80 m ± 0.05, 77.0 ± 5.7 kg, 21.5 ± 1.9 歳。

◆実験手続き: 研究対象者に、研究の目的、計測内容、考えられる危険性などについて口頭および書面にて説明を行い、研究参加の内諾書への署名を得た。また、中手基節骨間関節および各指節骨間関節の厚さをノギスで計測した。

キャッチボールを含む十分なウォーミングアップ後、全身に直径 14mm の反射マーカー 45 個を貼付した。また、指には直径 6mm の反射マーカーを貼付した (右図参照)。

指へのマーカー貼付に関しては、5 名の研究対象者には第一指、第二指、第三指の各指節間関節部および爪の中央に反射マーカーを貼付したが、分析の確度、精度および分析効率の関係から、残りの 28 名には第三指のみに貼付した。また、ボールにも直径 6mm の反射マーカーを 4 個貼付した。

マーカー貼付後、マウンド上で投球練習をし、本試行の投球を開始した。本試行では、直球 15 球と自分の好みの変化球を 2 種類、3 球ずつ投球してもらい、この投球をカメラ 16 台のモーション・キャプチャー・システム (VICON MX-T40 and MX-T20, VICON) で撮影した (下図参照)。撮影時のサンプリング周波数は 1,000 Hz とした。

◆分析

モーションキャプチャーで得られた 3 次元位置データを遮断周波数 30Hz のバターワース型デジタルフィルターで平滑化を行い、各種 kinematics 変数 (速度、加速度、角度や角速度など)

や kinetics (関節間力、関節間モーメント) の算出を行った。Kinetics の算出にあたって必要となる身体部分慣性特性については、従来型の上腕部、前腕部、手部の 3 セグメント+手部の遠位端にボール質量の質点を加えたモデル (以下、従来型モデル) では、阿江らの回帰モデルを利用した (阿江ら, 1992)。また、新規のモデルとして、上腕部、前腕部、手部、指部 3 セグメント (基節部、中節部、末節部) およびボールの 7 セグメントモデル (以下、指モデル) を作成した (図 1)。この際の各指節セグメントは円柱としてモデル化し、ノギスで計測した厚さやモーシオン・キャプチャー・システムで計測したキャリブレーション姿勢時の指節セグメントの長さを基に、重心位置や慣性モーメントを算出した。尚、部分質量は、指 5 本で手部と同等の重さがあると仮定し、第二指と第三指の 2 本分の重さとし ($0.006 \times \text{体重} \times 0.5 \times 0.4$) (Shibata ら, 2018)、指全体する各指節セグメントの長さの割合で案分した。

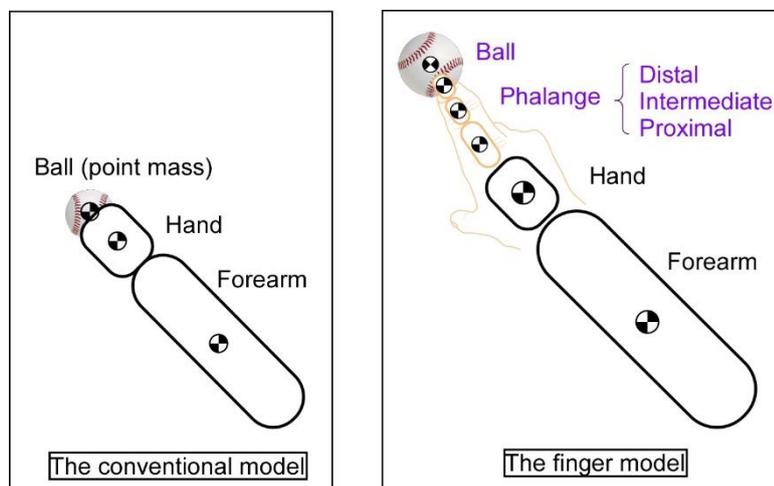


図 1. 従来モデルと指モデル。従来モデルでは手部の遠位端に質点としてボールの質量が加えられていたが、指モデルでは、指の基節部、中節部、末節部の 3 セグメントおよびボールをモデル化している。ボールはリリース直前に手掌内を転がり、リリースされる部分も採用した。

従来モデルと指モデルの両者において、投球障害危険因子としての kinetics ; 肘関節内反トルク、肩関節前方剪断力、肩関節上方剪断力、肩関節近位牽引力、を算出した (下図参照)。肘関節内反トルクは肩関節最大外旋位付近に生じるピーク値を、肩関節前方および上方剪断力はテイクバック期に生じるピーク値を、肩関節近位牽引力はボールリリース付近に生じる負のピーク値を求め、各投手の同一球種 3 球の平均値 (データが揃わない場合には 2 球の平均値) を当該投手の代表値とした。

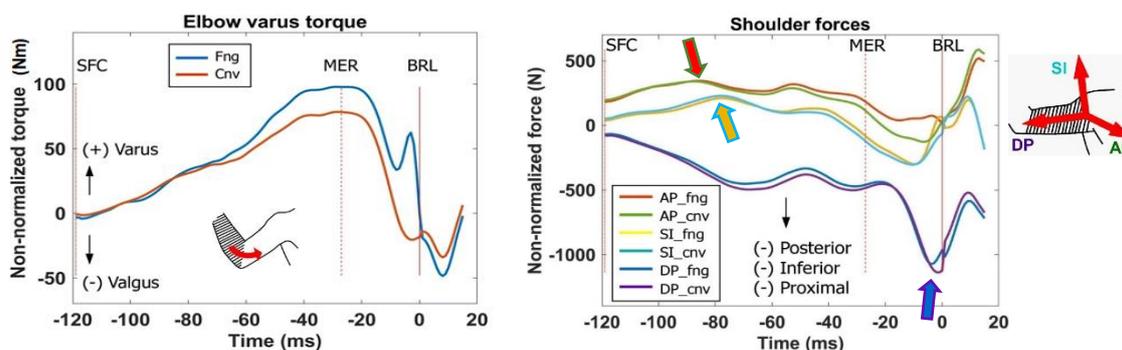


図 2. 左図: 肘関節内反トルク。右図: 肩関節間力。Fng: 指モデル、Cnv: 従来モデル。AP: 前後軸 (Anterior/Posterior)、SI: 上方下方軸 (Superior/Inferior)、DP: 上腕長軸 (遠近軸) (Distal/proximal)。肩関節では、前方、上方、遠位が正。ただし、以降では、図の見やすさのために近位を正として表す。



また、モーシオン・キャプチャー・システムで計測した位置データを筋骨格モデルソフト (SIMM, MusculoGraphics) (図 3) に入力することで、投球中の最大筋張力および腱伸張量の最大値を推定した。分析対象とした肘関節屈筋群 (円回内筋、上腕二頭筋長頭、上腕筋) である。腱の伸張量は、slack length に対する伸張量の割合とした。

図 3. SIMM による筋骨格モデル

(4) 統計

4 つの投球障害危険因子 kinetics について、それぞれ、モデル因子 (従来モデルと指モデル)

と球種因子（直球と変化球）の対応のある二元配置分散分析を行った。ただし、球種因子に関しては、投手によって投げた球種が異なることで欠損値が多くなり、統計的検定に耐えられない数に陥る。これを避けるために、比較的選択数の多い、スライダー（17名）、カーブ（11名）、フォークボール（7名）の球種をそれぞれ直球と比較するように、一回の分析で、直球と変化球のうちの一つを比較する方法を3球種について繰り返した。第一種の過誤の増加調整のためにBonferroniの調整を行った。

3つの肘関節屈筋群の筋張力に関しては、直球と変化球の差について、対応のあるt検定を行い、これについてもBonferroni法により、 α レベルの調整を行った。

4. 研究成果

まず、投球障害危険因子となるkinetics変数に関して、指モデル（FNG）は従来モデル（CNV）の1倍から1.3倍となった（図4）。肘関節内反トルクではいずれの球種でも約1.3倍となった。一方で、肩関節の関節力ではカーブ（CV）の投球で他の3球種；直球（FB）、スライダー（SL）、フォークボール（FK）、と異なる傾向を示した。すなわち、3球種では、肩関節近位牽引力（Shoulder P/D）、前方剪断力（Shoulder A/P）で約1.1倍を示し、上方剪断力（Shoulder S/I）では従来モデルとほぼ一致する結果になったのに対し、カーブでは、肩関節近位牽引力、前方剪断力が従来モデルとほぼ一致した値を示したが、上方牽引力では約1.1倍となった。

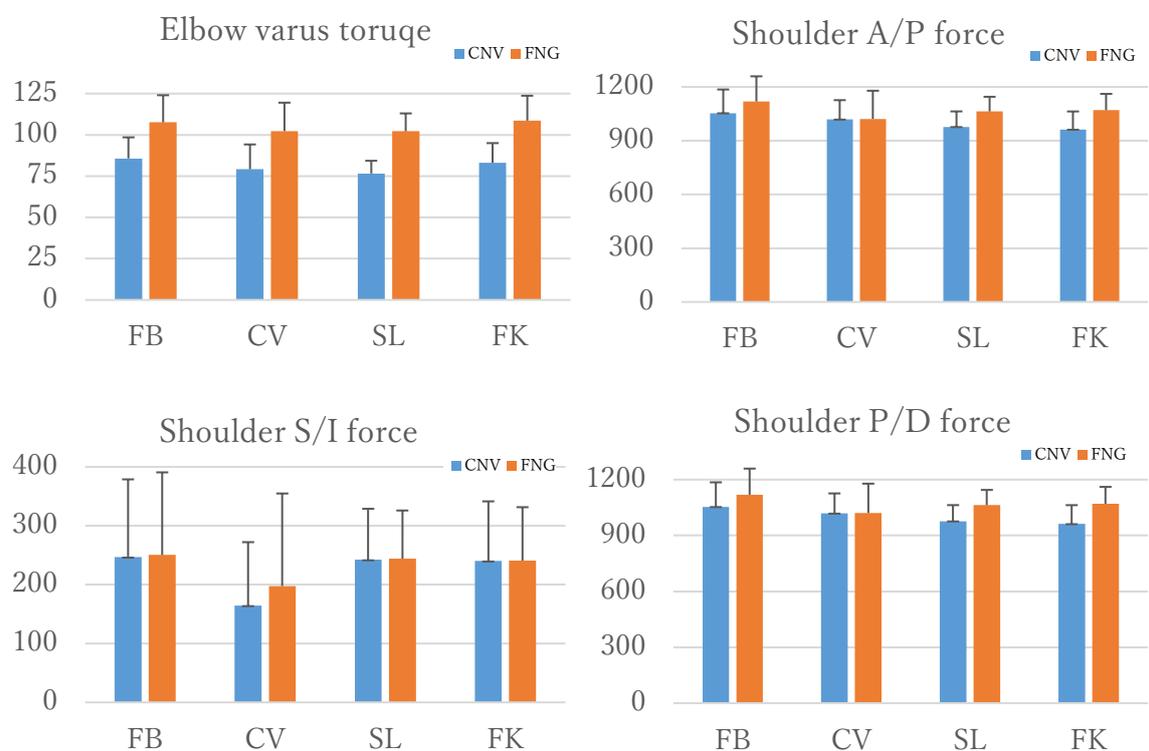


図4. 各kinetics値の比較. A/P: Anterior/Posterior、S/I: Superior/Inferior、P/D: Proximal/Distal. FB: 直球、CV: カーブ、SL: スライダー、FK: フォークボール

肘関節内反トルクの二元配置分散分析の結果で、有意な交互作用が認められたのは、直球×スライダーの関係のみであった ($p = 0.006$)。また、モデルの主効果は、3球種いずれにおいても認められたが ($p < 0.001$)、球種に有意な効果は見られなかった。

肩関節前方剪断力に関しては、カーブを除く2球種でモデルの主効果が認められ ($p < 0.001$)、直球×フォークボールでは球種に主効果が見られたが ($p < 0.001$)、いずれの球種でも有意な交互作用は見られなかった。

肩関節上方剪断力では、いずれの球種においても有意な主効果および交互作用は見られなかった。

肩関節近位牽引力に関しては、カーブを除く2球種でモデルの主効果が認められ ($p < 0.001$)、スライダーでは球種の主効果も有意であった ($p = 0.013$)。有意な交互作用は見られなかった。

最大筋張力および腱伸張量に関しては、球種による有意差はなく、どの球種も類似したパターンを示した（図5、図6）。すべての球種をまとめた平均値および標準偏差は、円回内筋、上腕二頭筋長頭、上腕筋の順に、それぞれ 11.0 ± 0.2 Nm, 32.9 ± 0.7 Nm, 25.3 ± 0.5 Nmであった。また、腱伸張量に関しては、同順で、 $0.226 \pm 0.040\%$ 、 $0.323 \pm 0.0001\%$ 、 $0.322 \pm 0.0001\%$ となった。

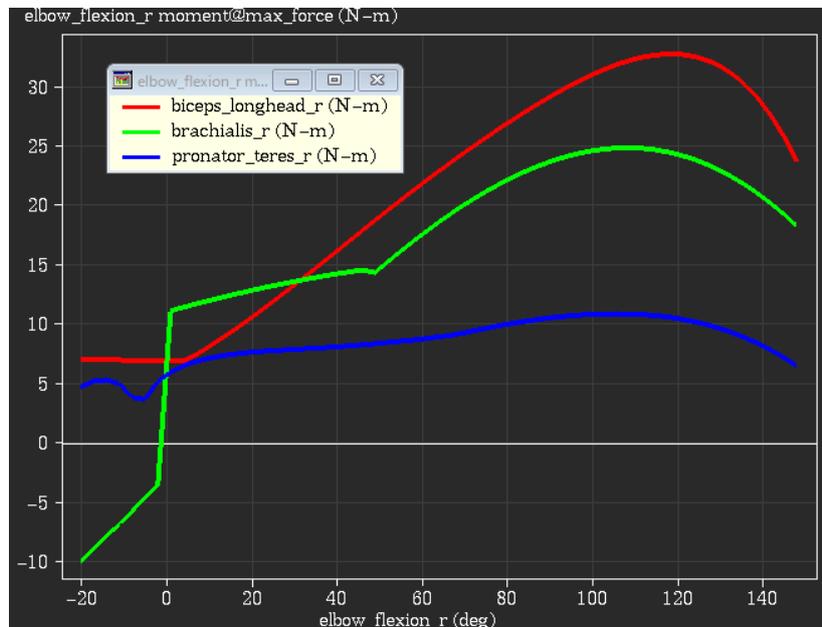


図 5. 投球中の肘関節角度と筋張力の関係。赤：上腕二頭筋長頭、緑：上腕筋、青：円回内筋。

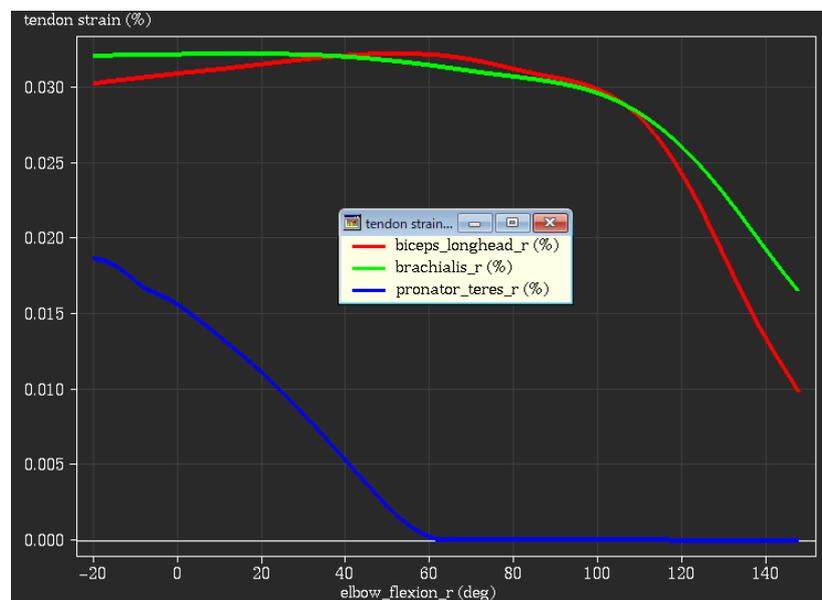


図 6. 投球中の肘関節角度と腱伸張量の関係。赤：上腕二頭筋長頭、緑：上腕筋、青：円回内筋。

本研究では、従来型の剛体リンクセグメントモデルよりもさらに現実に近づけ、指の各指節セグメントやボールを追加したモデルで検討した。その結果、直球とスライダー間で肘関節内反トルクに有意な交互作用が認められた。つまり、従来型のモデルでは、スライダーにおける肘内側部へのストレスを若干過小評価していた可能性が示唆される。しかし、それ以外の項目では変化球が直球と比較して、より投球障害の危険因子になりうることを示すものではなく、概ね、これまでのバイオメカニクス研究の結果を支持する結果となった。

また、筋骨格モデルを用いて肘関節屈曲張力と腱伸張量を求めたが、有意差は全く認められなかった。以上の結果から、変化球がより危険度の高い投球であるということを積極的に示す証左は本研究からは得られなかった。

最後に、本研究で用いた筋骨格モデルは、すべての筋や靭帯を網羅したものではないことを研究の限界として言及しておく必要がある。具備できなかった筋を配置・機能させることによって結果が変わることが予想される。一方で、直球との比較という観点からすると、劇的な違いが生じるとも考えにくい。この点に関しては、今後のさらなる研究の進展を待つ必要がある。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計0件

〔学会発表〕 計0件

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

-

6. 研究組織

	氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
研究分担者	森下 義隆 (Morishita Yoshitaka) (50549483)	新潟医療福祉大学・健康科学部・講師 (33111)	

7. 科研費を使用して開催した国際研究集会

〔国際研究集会〕 計0件

8. 本研究に関連して実施した国際共同研究の実施状況

共同研究相手国	相手方研究機関