

【研究資料】

Para Powerlifting における適切なベンチプレスフォームの 確立に向けた筋電図学的基礎研究 — 健常者の一流男性選手によるベンチプレス動作からの考察 —

菅嶋康浩^{*1} 石田直章^{*2} 加藤 尊^{*1} 本田亜紀子^{*1} 山本英弘^{*1}

I. はじめに

Para Powerlifting は Paralympic における重量挙げ競技の種目であり、ベンチで仰臥姿勢からバーベルを両腕で挙上するベンチプレスが基本動作である。日本はこれまで Paralympic において Para Powerlifting 競技に参加し、London 大会において入賞を果たしているが、Rio de Janeiro 大会では十分な結果が残せなかった。2020 年の東京大会に向けてさらなる強化が求められているところである。

Para Powerlifting の競技は^{5,8)}、競技者が仰臥位でラックからバーベルシャフト（以下、シャフト）を外して挙上姿勢をとり、審判の合図後にシャフトを胸上まで降ろして一旦制止させた後、両腕を同時に伸展し完全に挙上し切るまでの流れで行われる。その間、下げた時に胸に沈み込んだり弾んだり揺れたりしてはならないし、上げた時にシャフトは決して下がったり止まったりしてもならず、安定性が求められるのである。したがって、より高いパフォーマンスを発揮する上で、ブレのない適切なベンチプレス・フォームであることが重要なポイントになる。従来、ベンチプレスの研究は少なくない^{3,4,12,14,16)}。しかしながら、Para Powerlifting におけるベンチプレス・フォームに関する研究は皆無で、早急に着手すべき課題であると先報⁸⁾で指摘したとおりである。

筆者らは、これまで一流選手のフォーム研究⁶⁾、ベンチプレス動作時の背部の圧力分布の解析⁷⁾、三次元動作解析によるベンチプレス動作の時系列解析⁸⁾を行い、パフォーマンスに対する適切なベンチプレス・フォームの重要性を指摘し、フォームの確立のためのバイオメカニクス的アプローチの応用の有効性及び必要性を指摘してきた^{6,8)}。

また、筆者らは⁷⁾ Rio de Janeiro Paralympic 代表選手を対象として、ベンチプレス挙上時の大胸筋、三角筋、上腕三頭筋、広背筋の筋電図、肘関節角度、シャフトを握る手掌圧、肩甲骨周辺の背面の圧力分布（以下、背面圧分布）の測定の結果から、視覚的な観察からは確認できない微妙なフォームの乱れや、繰り返し動作での疲労によるフォームへの影響を観察し、こうした科学的なアプローチによって得られた結果が大変有用であることを強く示した。

そして、筆者らはベンチプレス・フォームの乱れに着目し、健常者のトップアスリートを対象に連続ベンチプレス動作中の両腕の左右差について動作及び床反力から解析した。その結果、視覚的な評価からは見出すことのできない左右の肘や肘の動きの差や、シャフトの傾きが明らかとなった。適切なベンチプレス・フォームの確立に大変重要かつ有用な示唆を与えるとともに、左右差あるフォームで継続的なトレーニングによる肘や肩の怪我の可能性を示唆した。

その際、連続ベンチプレス動作中の両腕の左右差について筋電図学的に評価するために、シャフトを握る手掌圧と、大胸筋、三角筋、上腕三頭筋の筋活動を同時に測定した。

そこで、今回、測定された健常者のトップアスリートの連続ベンチプレス動作中の手掌圧、大胸筋、三角筋、上腕三頭筋の筋活動を筋電図学的に考察し、Para Powerlifting での適切なベンチプレス・フォームの確

受付日 2018.1.22

*1 朝日大学保健医療学部健康スポーツ科学科

*2 愛知学院大学心身科学部健康科学科

立のための知見を得ることを目的とした。

II. 方法

1. 被験者

被験者は健常者の Powerlifting の一流男性選手 1 名（年齢 46 歳、身長 177cm、体重 90kg）であった。被験者はベンチプレス歴 20 年で、2012 年、2013 年には Powerlifting の全日本マスターズの 93kg 級で 1 位の戦績であった。ベンチプレスの最高挙上重量記録は 200kg であった。

2. 測定条件

測定は、対象者のベンチプレス最大挙上重量（One Repetition Maximum: 1RM）の 70% と 50% の重量で、100kg と 140kg であった。動作は 5 回の反復挙上とし、被験者は胸の上でバーベルを弾ませずにベンチプレスを行うように注意した。

3. 測定項目

連続ベンチプレス動作中の手掌圧と、大胸筋、三角筋、上腕三頭筋の表面筋電図を左右から導出した。

筋電図は、プリアンプ内蔵型の電極（BiologDL-510、S&ME）を筋腹中央に装着して双極誘導で導出し、ロガータイプの専用携帯型記憶装置（BiologDL-5000、S&ME、以下バイオログ）に 1kHz のサンプリング周波数で記録した。手掌圧は挙上時にシャフトを握る手掌部分に薄型圧力センサ（DL-250、S&ME）を貼付して導出し、バイオログに記録した。さらに挙上動作は毎秒 60 コマでビデオ撮影した。

測定後、バイオログに記録されたデータをパーソナルコンピュータに取り込み、データ解析ソフトウェア（Analog-pro、G1 system）を用いて解析処理した。

解析にあたり、右手掌圧を動作評価の基準とし、映像と照合してその圧変化からベンチプレス動作を次の 2 つの局面に分けた。挙上した状態から下降開始（下降点、D 点）から挙上開始（開始点、S 点）までを「下降期」、S 点から挙上終了（終了点、F 点）までを「挙上期」とした。なお局面解析を目的として、手掌圧は 6Hz のローパスフィルタを通し、筋電図は 0.5 秒の時定数で積分した。

右手掌圧での挙上動作の局面の決定は目視で決定し、下降期と挙上期の所要時間を算出した。その後、S 点に対する左右の手掌圧、大胸筋、三角筋及び上腕三頭筋の積分筋電図の出現タイミングを算出し、更に左右の手掌圧及び各筋の活動パターンを比較し違いを調べた。

4. 倫理的配慮

本研究の実施に当たり、研究対象者に対し、本研究の目的と意義、測定の手続きや方法、危険性と安全対策、個人情報取り扱い、研究成果の公表など研究計画について十分説明し、また個人に不利益が生じないことを説明して理解を得たうえで本研究への参加協力の同意を口頭と文書で得た。研究協力者は同意後でも事情により、同意撤回や研究への協力辞退ができ、その場合でも後に不利益を被ることがないよう配慮した。

なお、本研究は愛知学院大学心身科学部健康科学科および健康栄養学科におけるヒトを対象とする研究倫理審査委員会（第 1712 号）並びに朝日大学保健医療学部健康スポーツ科学科研究倫理審査委員会（第 2017015 号）の承認を得て行われた。

III. 結果と考察

1. 連続挙上動作の下降点（D 点）及び挙上終了点（F 点）の出現のタイミング

連続挙上動作の下降及び挙上局面の所要時間を表 1 に示した。また挙上開始点（S 点）に対する D 点及び F 点の出現のタイミングを図 1 に示した。

100kg では、下降期が 0.40 ± 0.05 秒、挙上期が 0.25 ± 0.05 秒であった。一方、140kg では、下降期が 0.70 ± 0.04 秒、挙上期が 0.49 ± 0.16 秒となり、負荷の増加に伴って所要時間が延長した。また挙上時間の偏

表 1. 連続挙上動作の下降及び挙上局面の所要時間

	100kg		140kg	
	下降	挙上	下降	挙上
1回目	-0.42	0.22	-0.69	0.69
2回目	-0.39	0.21	-0.75	0.59
3回目	-0.31	0.21	-0.72	0.33
4回目	-0.44	0.30	-0.72	0.33
5回目	-0.41	0.29	-0.63	0.51
平均	-0.40	0.25	-0.70	0.49
標準偏差	0.05	0.05	0.04	0.16

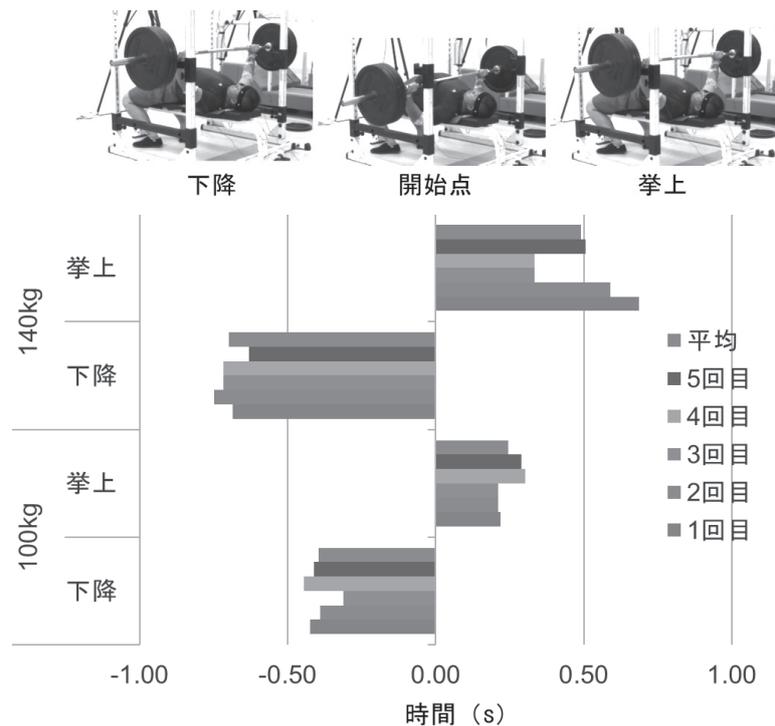


図 1. 連続挙上動作における下降及び挙上局面の所要時間と下降点 (D 点) 及び挙上終了点 (F 点) の出現のタイミング

差も大きくなり、動作の安定性が下がった。100kg と 140kg の両方とも挙上時間に比べ、下降時間が 1.5 倍前後長くなる傾向がみられた。連続で行われる挙上動作において下降期は、下降前の位置エネルギーを利用しながら挙上に必要なパワーを生み出すことにつながることも考えられることから、適切に挙上するために必要なパワーを生み出すのに有効な下降速度があるのではないかと推察された。

随意運動は、大脳皮質運動野由来の中枢神経系からの指令によって筋収縮が引き起こされる²⁾。その運動調節は、動作中の確な動作となるように、筋、腱、皮膚、関節等に存在する感覚器から得られた動作中の情報が中枢神経系へ帰還され、それに基づいて動作に係る筋（主働筋や協働筋、あるいは拮抗筋）の収縮を修正するフィードバック制御が働いている²⁾。しかしながら、動作時間が極めて短時間な急速随意動作 (Ballistic Movement, BM) では、動作中、フィードバック制御によって至適に調節することが難しく、動作前の予測に基づくフィードフォワード制御により行われることが知られている^{10, 11, 15)}。

100kg での挙上時間は 0.25 秒ほどで、瞬発的に極めて高いパワーを発揮させる急速随意動作であり、フィードフォワード制御によって調節がなされていると推察される。この挙上時間での動作の修正は極めて困難で、従って動作前の適切な動作の構築、すなわち予測が大変重要になると考えられる。

一方、140kg では、増量に伴い挙上時間が約 0.5 秒に延長したため、S 点後に適切な動作となるように修正しながら動作するフィードバック制御による調節が働いているのではないかと考えられる。

しかしながら、Powerlifting 競技では挙上前に一旦静止する必要があるため、挙上のための筋出力を生み出す準備動作としての役割が制限される中での下降期の役割を把握することが必要であると考えられた。

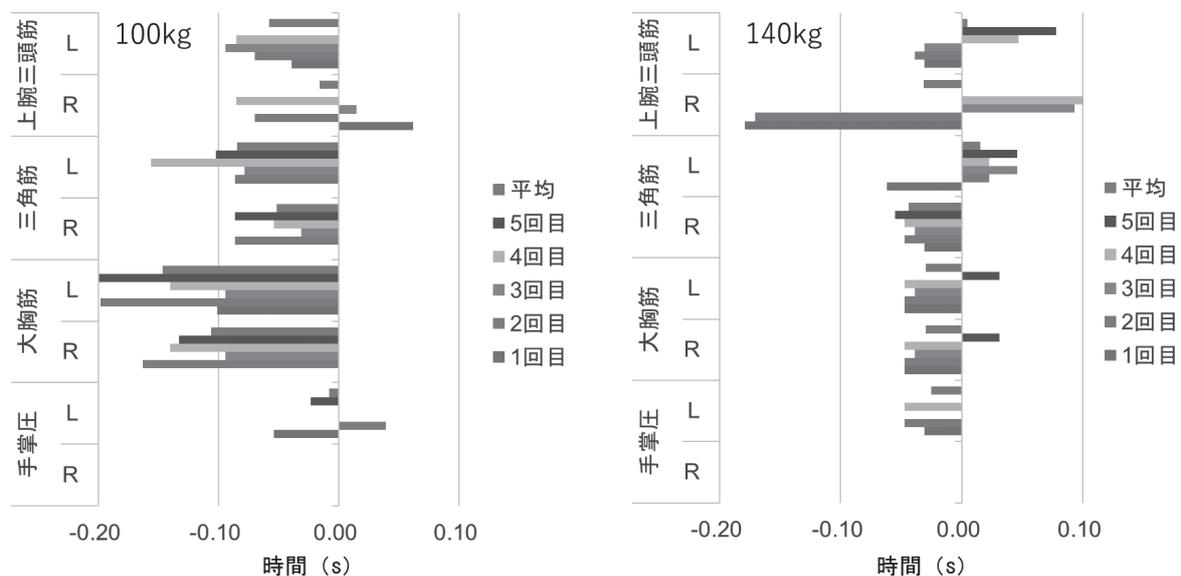
2. 挙上開始時の手掌圧、各筋活動の出現のタイミングと活動パターン

挙上開始時の手掌圧、各筋活動の出現のタイミングを図 2 に示した。

挙上開始時の手掌圧は、100kg では挙上 1 回目、2 回目で左手掌圧の出現のタイミングが S 点より前後したが、3 回目、4 回目で右手掌圧とタイミングが一致し、その後 5 回目で出現が早まった。中盤連続動作の周期性が確立されたことにより、左右のタイミングが一致したのではないかと考えられた。一方、140kg では左手掌圧が S 点より先行して出現することが多く、左右差がみられた。

また、筋活動の出現のタイミングは、100kg、140kg とともに左側の手掌圧と各筋活動が右側よりも先行して出現する傾向が窺えた。しかし負荷重量により各筋の出現パターンは異なり、100kg ではまず大胸筋が S 点の 0.10 秒以上前から出現し、その後、三角筋、上腕三頭筋が 0.10 秒近く前から 0.05 秒前付近で出現した。手掌圧と同様に、筋活動は右よりも左が先行して出現する傾向で、特に左大胸筋では 0.20 秒前から筋活動が出現していた。一方、140kg では、大胸筋と三角筋が 0.05 秒前から 0.03 秒前付近で出現しており先行する時間が短くなった。しかし上腕三頭筋は大きなばらつきを示した。挙上 1 回目、2 回目において S 点より 0.18 秒前より出現したが、3 回目、4 回目では逆に 0.10 秒後に出現するようになった。

機能解剖学的には¹³⁾、大胸筋は主に肩関節の内転、内旋、屈曲、水平屈曲の機能を有し、三角筋は肩関節の屈曲、内旋、水平屈曲、肩関節の外転、肩関節の外旋、伸展、水平伸展の機能を有し、上腕三頭筋は肘関節の伸展の機能を有している。ベンチシートの挙上姿勢では各筋は下から大胸筋、三角筋、上腕三頭筋順に位置し、挙上動作に下から順に連動して活動すると考えられる。100kg は 1RM の 50% の挙上重量に相当し、比較的軽く下降と挙上の速度も速くなり所要時間が短くなったため、大胸筋、三角筋、上腕三頭筋が比較的早い時点から活動したと考えられる。しかし 140kg は 1RM の 70% に相当し、比較的軽く下降と挙上の速度も遅くなり所要時間も長くなったため、挙上期に加え、下降期においても肘関節を伸展して重量を支える上腕三頭筋の役割が増し、上腕三頭筋中心に活動が行われるようになって大胸筋と三角筋の出現が遅くなったのではないかと推察される。



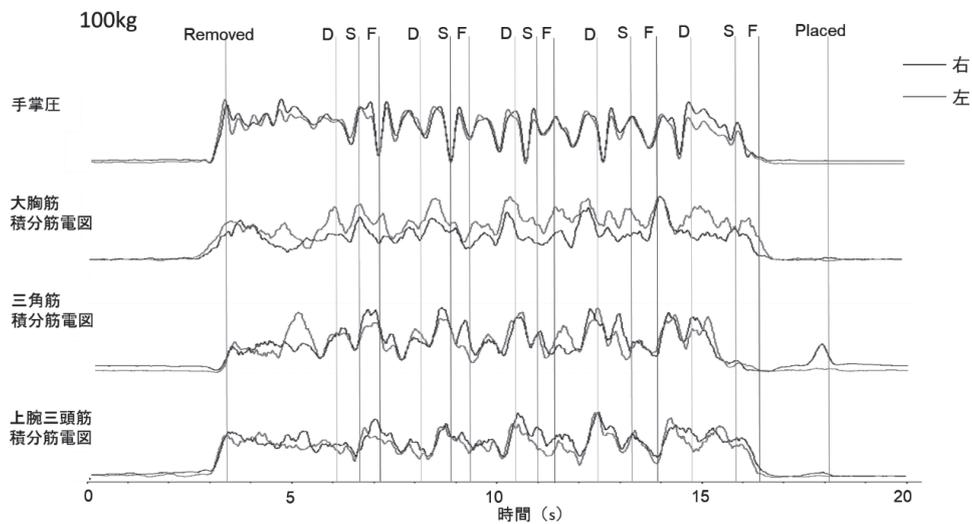
* R は右側、L は左側を示す。

図 2. 挙上開始点 (S 点) に対する手掌圧、各筋活動の出現のタイミング

筋線維組成からみた場合、大胸筋は type I 線維の占める割合が 57.7% で、比較的 type I 優位の筋とされている⁹⁾。それに対し、三角筋と上腕三頭筋は type I 線維の割合が 46.0%⁹⁾、34.8%¹⁾ で type II 優位の筋で速筋系の筋とされている。100kg に比べ、140kg では動作速度の低下によって比較的長い時間重い重量を支えることが必要となり、大きな力を発揮できる速筋で肘関節を伸展させる上腕三頭筋が中心的に働いたのではないかと考えられる。また 140kg での連続動作中 3 回目以降で上腕三頭筋の筋活動の出現のタイミングが S 点の前後に大きくばらついた。これは、上腕三頭筋の筋線維組成は type II 優位で疲労耐性が低いため、3 回目以降筋疲労して動作に乱れが生じたと推察される。

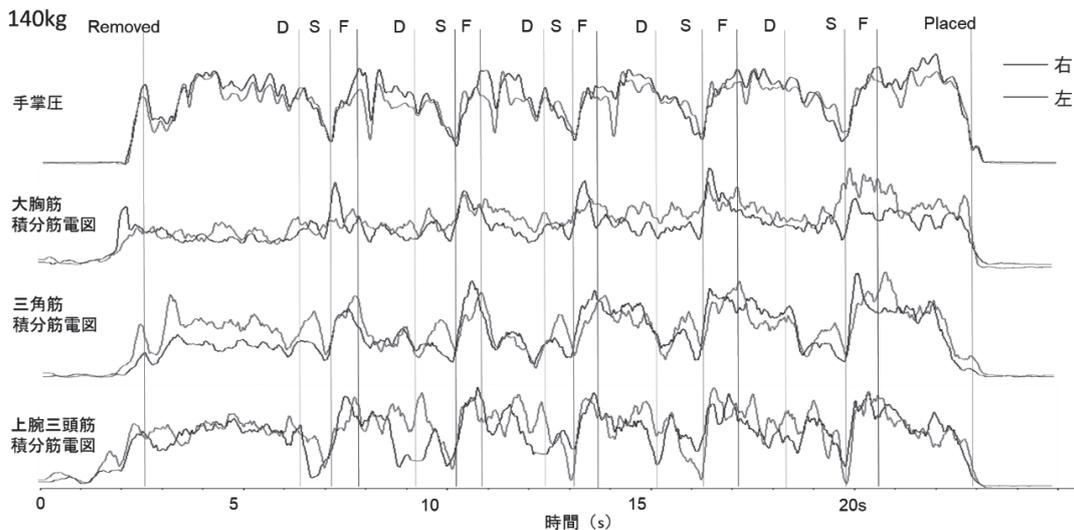
3. 連続挙上動作における左右の手掌圧、各筋活動のパターンの比較

100kg 及び 140kg での連続挙上動作における左右の手掌圧、各筋活動のパターンの比較をそれぞれ図 3 と図 4 に示した。



* 右手掌圧の波形を基準として、連続挙上動作の下降期と挙上期の局面分けを行った。
 * D は下降点、S は挙上開始点、F は挙上終了点、Removed はラックから外した点、Placed はラックにかけたところを示す。

図 3. 連続挙上動作における左右の手掌圧、各筋活動のパターンの比較 (100kg)



* 右手掌圧の波形を基準として、連続挙上動作の下降期と挙上期の局面分けを行った。
 * D は下降点、S は挙上開始点、F は挙上終了点、Removed はラックから外した点、Placed はラックにかけたところを示す。

図 4. 連続挙上動作における左右の手掌圧、各筋活動のパターンの比較 (140kg)

積分筋電図の振幅は 100kg では大胸筋、三角筋、上腕三頭筋の筋活動は、筋活動の出現とピークのタイミングが比較的一致し、類似した波形を示した。しかし 140kg では筋活動の出現とピークのタイミングにばらつきがみられ、波形が異なっていた。

上述したように、100kg における挙上動作の運動制御は、BM に見られるフィードフォワード制御^{10, 11, 15)}により行われていることが考えられるが、この BM における筋活動のタイミングは小脳のタイミング調節機能にプログラムされ、初動の筋活動が動作開始点からほぼ一定のタイミング（ステレオタイプ）で出現されるが報告されており、このことから、比較的軽量の負荷での挙上動作には動作前の適切な動作の予測が筋活動のタイミングに大きく影響するのではないかと考えられる。しかしながら 140kg で認められたように、筋活動の出現とピークのタイミングがばらつき、波形も異なり、その制御は動作中のフィードバック制御で筋活動がより複雑になったのではないかと考えられる。

適切なベンチプレス動作はバーベルを水平に左右均等なバランスで一致した動きの中で挙上されることと考えられ、その動作を遂行する上で発揮される筋活動の量とタイミングが均等配分されていることが望ましいと考えられる。しかしながら、挙上に係る筋の量や関節可動域あるいは利き手・非利き手、疲労や怪我など身体の状態に左右差は当然あり得る。

筆者らは先報⁸⁾において、ベンチプレス動作中の左側の肩、肘、シャフトの高さが低く、圧力中心（COP）が左側に偏倚し挙上動作に左右差がみられたことを示した。これは右肩関節の可動域が狭いことにより引き起こされていたと考えられた。更に実験後の聞き取り調査の中で、被験者が右肩にわずかな痛みを感じていたことを聴取し、たとえ僅かな痛みであったとしても精度の高い安定したベンチプレス動作を遂行する上では肩関節の可動域に左右差を生じさせ、フォームを狂わす要因になっていたのではないかと指摘した。このことを考慮すると、本研究において左側の筋活動が S 点より先行して出現したのは、ベンチプレス動作中の左側の肩、肘、シャフトの高さが低く、COP が左側に偏倚したことへの対応であり、それは、肩にわずかな痛みを感じていたことも一要因であったと考えられる。

今回測定できていないが、連続ベンチプレス動作における手掌圧及び筋活動パターンの左右差の要因として、挙上に係る筋の筋量や関節可動域の左右差が考えられ、今後調査を進めていくことが必要である。

また更に、今回得られた左右差の内容を被験者に情報提供して同一条件で再実験した場合に改善がみられるのか否か、プラクティカルな視点で検討していくことも必要である。

このように今後の課題は多いが、しかしながら本研究結果から得られた知見は、Para Powerlifting での適切なベンチプレス・フォームの確立する上で有益な資料となり得るものと考えられる。

IV. 要約

健常者の Powerlifting 一流男性選手 1 名を対象として、連続ベンチプレス動作中の手掌圧、大胸筋、三角筋及び上腕三頭筋の活動様式を筋電図学的筋電図学的に考察し、Para Powerlifting における適切なベンチプレスフォームの確立につながる知見を得ることを目的として実験を行った。

今回連続ベンチプレス動作中の挙上開始前で、挙上姿勢から下降（D 点）、挙上開始（S 点）、終了（F 点）までの範囲を下降期と挙上期に局面分けした。そして動作中の右手掌圧の S 点を基準として、手掌圧変化と筋活動の出現のタイミングを調べた。その結果、以下の特徴がみられた。

- ① 連続挙上動作の下降及び挙上局面の所要時間は、100kg に比べ、140kg で下降期、挙上期ともに所要時間が延長し、挙上時間もばらつき、動作の安定性が下がったことが示唆された。
- ② 100kg、140kg ともに下降時間が挙上時間の 1.5 倍前後長い傾向がみられた。連続で行われる挙上動作に対し瞬発的な筋出力を生み出す上で、有効な下降速度があることが推察された。
- ③ 手掌圧は、100kg では中盤連続動作の周期性が確立され、左右のタイミングが一致したが、140kg では左が右より先行して出現することが多く、左右差がみられた。

- ④ 筋活動の出現のタイミングは、100kg では大胸筋が一番先行しその後、三角筋、上腕三頭筋が出現した。手掌圧と同様に、筋活動は右よりも左が先行して出現する傾向で、特に左大胸筋で大きく先行して筋活動が出現していた。しかし 140kg では、上腕三頭筋が大きく先行して出現し、大胸筋と三角筋は先行する時間が短くなった。多い重量を支えるために上腕三頭筋が大きく関与したと考えられた。
- ⑤ 積分筋電図の振幅は 100kg では大胸筋、三角筋、上腕三頭筋の筋活動は、筋活動の出現とピークのタイミングが比較的一致し、類似した波形を示した。しかし 140kg では筋活動の出現とピークのタイミングにばらつきがみられ、波形が異なっていた。

筆者らは先報⁸⁾において、ベンチプレス動作中の左側の肩、肘、シャフトの高さが低く、圧力中心 (COP) が左側に偏倚し挙上動作に左右差がみられ、右肩関節の可動域が狭いことにより引き起こされていたことを示唆しており、そのことが本研究結果においてみられた手掌圧及び各筋の出現のタイミング、ピークそして活動パターンにも左右差をもたらしたと考えられる。

本研究結果から得られた知見は、Para Powerlifting での適切なベンチプレス・フォームの確立する上で有益な資料となり得るものと考えられる。

引用文献

- 1) Dahmanea R., Djordjevic S., Simunic B., Valencic V. (2005) Spatial fiber type distribution in normal human muscle. Histochemical and tensiomyographical evaluation. *J. Biomech.*, 38 (12), 2451-2459.
- 2) Diedrichsen J., Shadmehr R., Ivry R. B. (2010) The coordination of movement: optimal feedback control and beyond. *Trends Cogn Sci.*, 14 (1), 31-39.
- 3) Gołaś A., Zwierzchowska A., Maszczyk A., Wilk M., Stastny P., Zajac A. (2017) Neuromuscular control during the bench press movement in an elite disabled and able-bodied athlete. *J. Human Kinetics*, 60, 209-215.
- 4) 半田 徹, 加藤浩人, 長谷川 伸, 岡田純一, 加藤清忠 (2008) 筋カトレニングのベンチプレス系 3 種目における大胸筋, 前鋸筋および三角筋の筋電図学的研究. *スポーツ科学研究* 5, 58-70.
- 5) 石田直章 (2005) 障害者スポーツとしてのディスエイブル・パワーリフティング. *名古屋芸術大学研究紀要* 28, 1-14.
- 6) 石田直章, 菅嶋康浩 (2015) IPC Powerlifting におけるベンチプレス強化のためのバイオメカニクス的アプローチの提案. *名古屋芸術大学研究紀要* 37, 1-12.
- 7) 石田直章, 菅嶋康浩 (2016) Para Powerlifting 競技の強化に向けたベンチプレス・フォームの改良に対するバイオメカニクス的アプローチの実践研究. *名古屋芸術大学研究紀要* 38, 41-57.
- 8) 石田直章, 菅嶋康浩 (2017) ParaPowerlifting における適切なベンチプレス・フォームの確立に向けた運動生理学的アプローチ—健常者のベンチプレス時の動作分析から確認できること—. *愛知学院大学心身科学部紀要* 13, 7-21.
- 9) Johnson, M. A., Polgar, J., Weigthman, D., Appleton, D. (1973) Data on the distribution of fiber types in thirty-six human muscles. *J. Neurol. Sci.*, 18, 111-129.
- 10) Kagaya K., Patek S. N. (2016) Feed-forward motor control of ultrafast, ballistic movements. *J. Exp. Biol.*, 219, 319-333.
- 11) Köster B., Deuschl G., Lauk M., Timmer J., Guschlbauer B., Lücking C. H. (2002) Essential tremor and cerebellar dysfunction: abnormal ballistic movements. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 73, 400-405.
- 12) Pinto R. S., Cadore E. L., Correa C. S., Cordeiro da Silva B. G., Alberton C. L., Lima C. S., Carlos de Moraes A. (2013) Relationship between workload and neuro-muscular activity in bench press exercise. *Med. Sport.* 17 (1), 1-6.

- 13) 嶋田智明, 有馬慶美 (2012) 筋骨格系のキネシオロジー原著第2版, D.A.Neumann 著: Kinesiology of the musculoskeletal system. 2ed., 医歯薬出版.
- 14) Stastny P., Gołaś A., Blazek D., Maszczyk A., Wilk M., Pietraszewski P., Petr M., Uhlir P., Zajac A. (2017) A systematic review of surface electromyography analyses of the bench press movement task. PLoS One, DOI: 10.1371/journal.pone.0171632.
- 15) Wadman W. J., Denier van der Gon J. J., Geuze R. H., Mol C. R. (1979) Control of fast goal-directed arm movements. Journal of Human Movement studies, 5(1), 3-17.
- 16) Wilson, G. J., Elliot, B. C. and Kerr, G. K. (1989) Bar path and force profile characteristics for maximal and submaximal loads in the bench press. Int. J. Sport. Biomech., 5, 390-402.