Isometric および eccentric な予備緊張が肘屈曲速度に及ぼす影響 —Concentric な収縮中の負荷重量および動作範囲に着目して—

高 松 薫¹⁾ 会 田 宏¹⁾ 図 子 浩 二²⁾

Effects of isometric and eccentric preliminary muscle contractions on elbow flexion velocity: With special reference to load and range of motion during concentric contraction

Kaoru Takamatsu¹, Hiroshi Aida¹ and Koji Zushi²

Abstract

This study investigated the effects of isometric and eccentric preliminary muscle contractions on elbow flexion velocity with special reference to load and range of motion during concentric contraction. Subjects were fifteen healthy males. They performed elbow flexion with maximum concentric contraction, just followed by three types of preliminary muscle contraction, i.e., resting condition (After-load method: AL), maximum isometric contraction (Isometric quick release method: IQR), and maximum eccentric contraction (Eccentric quick release method: EQR). Loads during concentric contraction were nine kinds of equivalent mass ranging from 11.4 to 556.7 kg. Comparisons of force, velocity and EMG during concentric contraction were made among three methods. Although the effect of the preliminary contraction on the elbow flexion velocity was observed, the effect of EQR was larger than that of IQR. Furthermore, the effects of both EQR and IQR were remarkable in the only early phase during concentric contraction with the lighter loads. We discussed physiological and mechanical background producing forces at the starting point and from initial to final phases during concentric contraction, since the above effects of the preliminary muscle contractions would be caused by magnitude of their forces. Consequently, it was suggested that the effects of isometric and eccentric preliminary muscle contractions were caused by the complex of positive and negative effects based on some physiological and mechanical factors, i.e., activation level of muscle at the starting point, reuse of elastic energy and decrease of loss energy in early phase, and excitation and inhibition of contractile energy from initial to middle phases during concentric contraction.

Key words: preliminary muscle contraction, after-load method, quick release method, elbow flexion, inertia wheel

(Japan J. Phys. Educ., 36: 127—139, September, 1991.)

キーワード：予備緊張，後荷重法，急速解放法，肘屈曲，慣性車輪

I. 結 言

運動をその目的に応じて合理的に遂行するた

めに，主動作に先立ち主働筋を予備的に収縮させること，すなわち予備緊張が用いられている。このような予備緊張の効果に関する知識を持ち，これを意識的に運動に適用することは，より大きな運動成果を得るために極めて重要であ

- 1) 筑波大学体育科学系
〒305 茨城県つくば市天王台 1-1-1
- 2) 筑波大学大学院体育科学研究科
〒305 茨城県つくば市天王台 1-1-1

1. University of Tsukuba, Institute of Health & Sport Sciences, Ten-nohdai, Tsukuba, Ibaraki (305)
2. University of Tsukuba, Doctoral Program in Health & Sport Sciences, Ten-nohdai, Tsukuba, Ibaraki (305)

る。

局所的な運動を用いた予備緊張に関するこれまでの基礎的研究の多くは、主動作での主働筋の大きな力、速度、パワーなどの発揮に対する予備緊張の効果に関するものである（阿江ほか¹⁾, Avis et al.²⁾, Cavagna et al.⁷⁾, Chapman and Caldwell⁸⁾, Chapman et al.⁹⁾, 金子¹⁸⁾, 金原¹⁹⁾, 小島²¹⁾, Thomson and Chapman²⁵⁾）。これらの研究では、筋収縮に着目してみると、予備緊張では isometric および eccentric な収縮、主動作では isometric, concentric および eccentric な収縮が用いられている。一方、近年、走、跳などの全身的な運動を用いて、stretch-shortening cycle 運動における stretch の効果に関する研究が数多く行われている（Asmusen and Bonde-Petersen³⁾, Bobbert et al.⁴⁾, Bosco et al.⁵⁾, 伊藤ほか¹⁶⁾, 金原¹⁹⁾, 小島²¹⁾, 高松ほか²⁴⁾, Thys et al.²⁶⁾）。これらの運動における concentric な収縮に先立つ eccentric な収縮も予備緊張の一種とみることができる。

しかし、これまでの研究では、主動作の負荷の大きさや動作範囲(変位)、動作時間などの条件を規定して、予備緊張の効果をみた研究はほとんど行われていない。人間の運動の多くは、上述の主動作の条件が運動の種類によって異なり、また同じ運動でもそれを行う場の条件によってかなり異なるので、この点に着目した研究の意義は大きいと考えられる。

そこで本研究では、肘屈曲運動における isometric および eccentric な予備緊張が、主動作の concentric な収縮中の速度に及ぼす影響を、主動作の負荷重量および変位と関連づけて検討した。

なお、これまで、予備緊張の効果をもたらす要因として、随意収縮による筋の活動水準の上昇のほかに、伸張反射による筋の活動水準の上昇（Dietz et al.^{10,11)}）、弾性エネルギーの再利用（Asmussen and Bonde-Petersen³⁾, Bosco et al.⁵⁾, Thys et al.²⁶⁾）などがあげられているが、損失エネルギー（渋川ほか²³⁾）の減少もその一つの要因であると考えられる。そこで本研究では、

予備緊張の効果をもたらす生理学的・力学的背景を明らかにするために、これらの諸要因の影響を主動作の重量および変位と関連づけて検討した。

II. 方 法

1. 被験者

被験者には健康な成人男性 15 名（年齢 22.7 ± 3.2 歳, 身長 173.6 ± 6.5 cm, 体重 68.6 ± 7.7 kg）を用いた。

2. 実験運動

実験運動には、3 種の負荷様式、すなわち後荷重法（after-load method）（以下「AL」と略す）、isometric な収縮からの急速解放法（isometric quick release method）（以下「IQR」と略す）、eccentric な収縮からの急速解放法（eccentric quick release method）（以下「EQR」と略す）による肘屈曲運動を用いた。

1) AL

被験者には、椅坐位姿勢をとらせ、右上腕を体側にある水平な台の上に置かせた。その際、前腕を回外させ、腋を台の端に密着させた。ワイヤーロープの一端を被験者の手首に巻きつけたカフに、他端を慣性車輪に取り付けた。被験者には、筋力を発揮していない状態から、concentric な収縮によって慣性車輪を全力で牽引させた。concentric な収縮開始時点の肘関節角度は 120° にした。データとして採用した全被験者のすべての試技の肘関節角度は、分析の結果 $120.2 \pm 2.5^\circ$ であった。

2) IQR

被験者には、AL と同じ姿勢をとらせ、isometric な収縮によって最大筋力を約 3 秒間発揮させた。さらにその途中で、慣性車輪を固定しておいたロックを瞬間的に解き、concentric な収縮によって慣性車輪を全力で牽引させた。isometric な収縮による最大筋力発揮時の肘関節角度、すなわち concentric な収縮開始時点の肘関節角度は 120° にした。データとして採用した全被験者のすべての試技の肘関節角度は、分析の結果 $119.8 \pm 2.8^\circ$ であった。

Fig. 1. Measurement apparatus for elbow flexion with EQR method.

3) EQR

被験者には、ALと同じ姿勢をとらせ、まず最初に、isometricな収縮によって最大筋力を約3秒間発揮させた。さらにその途中で、ワイヤーAの止金を瞬間的に解き、最大筋力の約250—300%相当の重り（金原ほか²⁰⁾）を瞬間的に掛けることによって、強制的にeccentricな収縮によって筋力を発揮させた。重りを掛けたワイヤーBは慣性車輪が数十度回転したところで離れるようになっているので、その後引き続いてconcentricな収縮によって慣性車輪を全力で牽引させた。isometricな収縮による最大筋力発揮時の肘関節角度、すなわちeccentricな収縮開始時点の肘関節角度は90°にした。また、concentricな収縮開始時点の肘関節角度は、AL、IQRと同様に、120°にした。しかし、装置の構造上、120°にならない試技もあったので、本研究では $120 \pm 5^\circ$ の範囲にあった試技をデータとして採用した。データとして採用した全被験者のすべての試技のconcentricな収縮開始時点の肘関節角度は $119.9 \pm 2.8^\circ$ であった（図1）。

3. 負荷重量

concentricな収縮局面における慣性車輪の等価重量には、11.4, 14.3, 18.3, 24.9, 35.2, 53.3, 89.9, 182.9, 556.7 kgの9種類を用いた。

4. 測定項目および測定方法

3種の負荷様式ともに、肘関節角度と肘屈曲力、肘屈曲速度、肘屈曲変位（以下、「力、速度、変位」と略す）、および上腕二頭筋と上腕三頭筋のEMGを測定した。

肘関節角度は、エレクトロゴニオメーターを用いて1 msecごとに測定した。

力は、ワイヤーロープの途中に取り付けた張力計を用いて測定した。速度および変位は、力波形をconcentricな収縮開始時点から5 msecごとに時間積分して求めた。

上腕二頭筋および上腕三頭筋のEMGは、表面双極誘導法を用いて測定し、A/D変換器を介して1 msecごとに数値化した。EMGの測定には、直径8 mmの銀製皿電極を用い、電極間距離は20 mmとした。増幅器の時定数は0.03 secとした。本研究では、全波整流したEMG波形をもとにして、concentricな収縮局面におけるiEMGとmEMGを求めた。その際には、被験者間でデータを比較できるようにするために、肘関節角度90°におけるisometricな最大肘屈曲力および最大肘伸展力発揮中のEMGを用いて標準化した。また本研究では、concentricな収縮局面における上腕二頭筋のmEMGに対する平均力の比（Funato and Miyashita¹⁴⁾）（以下「 $\bar{F}/mEMG$ 」と略す）も求めた。その際にも、isometricな収縮による最大肘屈曲力発揮時の $\bar{F}/mEMG$ を用いて標準化した。なお本研究では、力、動作とEMGの時間的なずれ、すなわちEMD（Norman and Komi²²⁾）については考慮に入れないことにした（伊藤¹⁷⁾）。

本研究では、上述の力、速度、EMG、 $\bar{F}/mEMG$ を、concentricな収縮開始時点から30 cm牽引時点まで分析した。この動作範囲では、肘関節は約120°から約55°まで屈曲した。

図2に、分析に用いたrawデータを示した。

Fig. 2. Typical measurement data obtained by elbow flexion with AL, IQR and EQR methods. -in case of inertia load of 14.3kg-

5. 統計処理

得られたデータを負荷様式間および負荷重量間で比較するために、一元配置の分散分析を行った。その結果、F 値が有意であると認められたものについては、さらに多重比較を行った。統計処理の有意性は危険率 5 % で判定した。

III. 結 果

1. concentric な収縮開始時点の力

concentric な収縮開始時点の力は、全被験者のすべての試技を対象にすると、AL では 2.4 ± 1.1 kg, IQR では 28.7 ± 3.8 kg, EQR では 32.9 ± 5.4 kg であり、3 種の負荷様式間に有意差が認められた。なお、IQR の力には 9 種の負荷重量間に有意差は認められなかった。同様の結果は EQR においても認められた。

2. concentric な収縮局面における力

図 3 に、concentric な収縮開始時点から 0.5 cm ごとに 15 名のデータを加算平均して求めた変位と力との関係を、負荷重量が 11.4, 35.2, 556.7 kg の場合について示した。

AL の力は、concentric な収縮の初期に急激に増加して最大値に達するが、その後は変位の増加に伴い低下した。IQR と EQR の力は、concentric な収縮開始時点が最も大きく、その後は変位の増加に伴い低下した。力の最大値は、AL, IQR, EQR とともに負荷重量が大きいほど大きく

Fig. 3. Changes of force from starting point of concentric contraction in elbow flexion with AL, IQR and EQR methods. -in case of inertia loads of 11.4, 35.2 and 556.7kg-

Fig. 4. Range of motion recognized significant difference of force from starting point of concentric contraction in elbow flexion with AL, IQR and EQR methods. The values from 11.4 to 556.7 are inertia loads (kg).

Table 1. The iEMG of m. biceps brachii during concentric contraction in elbow flexion with AL, IQR and EQR methods.

Displacement	Method	Equivalent mass of inertia wheel(kg)		
		11.4	35.2	556.7
0—5cm	AL	17.7± 4.7	35.1±12.0	98.3±35.9
	IQR	9.5± 3.0	20.0± 7.1	73.7±30.3
	EQR	7.8± 2.6	17.9± 8.5	69.0±33.9
	F value	33.98*	14.80*	3.32*
	Difference	A>I, E	A>I, E	A>E
0—15cm	AL	29.3± 6.8	55.4±16.1	163.7±47.3
	IQR	17.2± 5.5	36.8±12.4	132.7±38.1
	EQR	14.2± 4.5	30.3±13.4	125.5±44.1
	F value	29.27*	12.89*	3.30*
	Difference	A>I, E	A>I, E	A>E
0—30cm	AL	39.4±11.9	72.2±20.3	236.9±72.6
	IQR	27.3±10.7	52.4±14.9	211.9±67.4
	EQR	22.9± 7.0	44.3±17.6	196.4±73.6
	F value	10.77*	9.81*	1.24
	Difference	A>I, E	A>I, E	—

1. Displacement shows range of motion from starting point of concentric contraction in each method.
2. Value shows mean±SD of iEMG (arbitrary unit).
3. N=15, * : $p < 0.05$, > : $p < 0.05$

Fig. 5. Changes of velocity from starting point of concentric contraction in elbow flexion with AL, IQR and EQR methods. -in case of inertia loads of 11.4, 35.2 and 556.7kg-

なった。

図4に、各負荷重量におけるAL, IQR, EQR間の力の差異を見るために行った分散分析の結果を示した。

concentricな収縮の前半では、EQR (E) とIQR (I) の力はAL (A) より、いずれの負荷重量においても有意に大きい値を示した。しかし、その有意差のみられた範囲は負荷重量が大きくなるほど短くなった。中盤では、ALの力はIQRより、いずれの負荷重量においても有意に大きい値を示した。また、ALの力はEQRより、負荷重量が大きい場合に有意に大きい値を示した。

た。なお、EQRの力はIQRより、負荷重量が大きい場合を除くと、大部分の動作範囲で有意に大きい値を示した。

3. concentricな収縮局面における速度

図5に、concentricな収縮開始時点から0.5 cmごとに15名のデータを加算平均して求めた変位と速度との関係を、負荷重量が11.4, 35.2, 556.7 kgの場合について示した。

速度は、すべての負荷様式および負荷重量において、変位の増加に伴い増加する傾向にあった。各負荷様式ごとにみると、ALの速度は、いずれの負荷重量においても立ち上がりは緩やかであるが、その後の増加量は大きい傾向にあった。IQRの速度は、立ち上がりは急峻であるが、その後の増加量は小さい傾向にあった。またEQRの速度は、立ち上がりは非常に急峻であり、その後の増加量も大きい傾向にあった。

図6に、各負荷重量におけるAL, IQR, EQR間の速度の差異を見るために行った分散分析の結果を示した。

concentricな収縮の前半では、EQRとIQRの速度はALより、いずれの負荷重量においても有意に大きい値を示した。しかし、その有意差のみられた範囲は負荷重量が大きくなるほど短くなった。このために負荷重量が大きい場合には、中盤から後半にかけて、ALの速度がIQRやEQRより有意に大きい値を示す傾向にあった。なお、EQRの速度はIQRより、いずれの負荷重量においても大部分の動作範囲で有意に大きい値を示した。

4. concentricな収縮局面におけるEMG

表1・2に、上腕二頭筋のiEMGとmEMGを、concentricな収縮開始時点から1, 15, 30 cm牽引時点までの場合について示した。表1・2には、負荷重量が11.4, 35.2, 556.7 kgの場合について示した。

上腕二頭筋のiEMGは、同一の負荷重量および変位では、ALが最も大きく、ついでIQR, EQRの順に大きい傾向にあった。しかし、上腕二頭筋のmEMGには、いずれの負荷重量および変位においても、負荷様式間に有意差は認め

Fig. 6. Range of motion recognized significant difference of velocity from starting point of concentric contraction in elbow flexion with AL, IQR and EQR methods. The values from 11.4 to 556.7 are inertia loads (kg).

Table 2. The mEMG of m. biceps brachii during concentric contraction in elbow flexion with AL, IQR and EQR methods.

Displacement	Method	Equivalent mass of inertia wheel(kg)		
		11.4	35.2	556.7
0—5cm	AL	129.0±32.6	176.0±56.2	173.4±61.6
	IQR	130.5±43.6	160.9±51.9	158.1±58.8
	EQR	110.5±35.5	144.7±66.5	153.1±73.1
	F value	1.33	1.08	0.40
	Difference	—	—	—
0—15cm	AL	141.0±29.0	181.6±51.7	175.9±49.6
	IQR	130.8±40.5	161.4±55.3	160.4±43.2
	EQR	110.9±34.0	134.5±56.0	152.3±52.1
	F value	2.92	2.84	0.93
	Difference	—	—	—
0—30cm	AL	140.3±40.2	172.5±47.8	179.8±54.6
	IQR	135.0±47.7	152.8±49.4	169.6±47.7
	EQR	117.2±34.7	132.2±48.2	159.3±59.5
	F value	1.30	2.59	0.54
	Difference	—	—	—

1. Displacement shows range of motion from starting point of concentric contraction in each method.
2. Value shows mean±SD of mEMG (arbitrary unit).
3. N=15

Table 3. The $\bar{F}/mEMG$, i.e., ratio of mean force to mEMG of m. biceps brachii during concentric contraction in elbow flexion with AL, IQR and EQR methods.

Displacement	Method	Equivalent mass of inertia wheel(kg)		
		11.4	35.2	556.7
0—5cm	AL	25.6± 6.8	27.1± 9.2	45.7±13.3
	IQR	58.2±22.2	49.9±18.1	59.6±23.1
	EQR	76.1±26.2	69.4±28.8	66.7±23.9
	F value	24.07*	16.24*	4.01*
	Difference	E>I>A	E>I>A	E>A
0—15cm	AL	25.5± 7.1	27.6± 6.9	43.6±11.2
	IQR	45.7±14.0	40.6±13.7	49.5±14.2
	EQR	60.4±19.1	59.6±21.6	54.8±16.2
	F value	22.54*	16.65*	2.41
	Difference	E>I>A	E>I>A	—
0—30cm	AL	24.6± 7.5	26.1± 6.0	38.6±11.0
	IQR	35.7±13.1	34.3±11.5	39.3±11.5
	EQR	46.6±17.8	47.6±15.7	44.4±14.0
	F value	10.06*	12.74*	1.01
	Difference	E>I>A	E>I, A	—

1. Displacement shows range of motion from starting point of concentric contraction in each method.
2. Value shows mean±SD of $\bar{F}/mEMG$ (arbitrary unit).
3. N=15, *: $p<0.05$, >: $p<0.05$

られなかった。

なお、上腕三頭筋の EMG 活動は、すべての負荷様式においてほとんど認められなかった。

5. concentric な収縮局面における $\bar{F}/mEMG$

表 3 に、上腕二頭筋の mEMG に対する平均肘屈曲力の比、すなわち $\bar{F}/mEMG$ を、concentric な収縮開始時点から、5, 15, 30 cm 牽引時点までの場合について示した。表 3 には、負荷重量が 11.4, 35.2, 556.7 kg の場合について示した。

AL の $\bar{F}/mEMG$ は、負荷重量の増加に伴い増加する傾向にあったが、変位の違いによる差異は認められなかった。IQR および EQR の $\bar{F}/mEMG$ は、負荷重量の違いによる差異は認められなかったが、変位の増加に伴い減少する傾向にあった。

負荷様式間で比較すると、EQR の $\bar{F}/mEMG$ が最も大きく、ついで IQR, AL の順に大きい傾

向がみられた。しかし、負荷様式間の $\bar{F}/mEMG$ の差は負荷重量の増加および変位の増加に伴って減少する傾向にあった。

IV. 考 察

予備緊張の大きさは、主動作開始時点の力、すなわち concentric な収縮開始時点の力の大きさであるという立場に立つと、本研究で用いた 3 種の負荷様式間には有意な予備緊張の差があったことになる。本研究では、このことを前提として、負荷様式の相違による予備緊張の効果の差とそれをもたらす生理学的・力学的背景について考察した。

1. concentric な収縮局面の速度に及ぼす予備緊張の効果

Chapman and Caldwell⁸⁾および Chapman et al.⁹⁾は、eccentric な予備緊張を伴う上肢の運動では、弛緩状態からの運動より大きな速度を得る傾向にあるが、速度の差は負荷重量および運

動の振幅が大きくなるにつれて小さくなることを報告している。Avis et al.²⁾は、運動範囲の比較的大きい下肢の運動では、予備緊張を伴う場合は伴わない場合より、総仕事量が僅かに4%大きいことを報告している。また金子¹⁸⁾は、isometricな予備緊張を伴う場合は、主動作前半の速度の立ち上がりが速く、最大速度に達するまでの時間は短い、最大速度は予備緊張を伴わない場合より小さいことを報告している。本配究の結果は、これらの報告とほぼ同じである。すなわち、本研究では肘屈曲運動におけるeccentricおよびisometricな予備緊張の効果は、主動作であるconcentricな収縮の前半に、しかも主動作の負荷重量が小さい場合に顕著に表われることが認められた。また本研究では、eccentricな予備緊張の効果はisometricな予備緊張より大きいことが認められた。この結果は、摘出筋および肘屈曲運動を用いたCavagna et al.^{6,7)}の知見と同じである。

上述の速度に関する結果は、各負荷様式における主動作開始時点の力、および主動作中に発揮される力の大きさに依存するものである。

2. 予備緊張の効果をもたらす生理学的・力学的背景

本研究では、予備緊張の効果をもたらす生理学的・力学的背景を、①主動作開始時点における筋の興奮水準の上昇、②主動作前半における弾性エネルギーの再利用、③主動作前半における損失エネルギーの減少、④主動作前半から中盤にわたる筋の収縮機構の変化の4つの面から考察した。

1) 主動作開始時点における筋の興奮水準の上昇

阿江ら¹⁾は、予備緊張が、運動単位の興奮性を高め、刺激から活動までの潜時を減少させることを示唆している。また小島²¹⁾は、反動動作を伴う運動において大きな力やパワーが発揮できることは、主動作開始時点における筋の高い活動水準によるものであると指摘している。これらのことは、図2のEMG活動でも認められる。すなわち、IQRとEQRでは、主動作開始時点にお

いてすでに筋の興奮水準が高いのに対して、ALでは、主動作開始時点から約100 msec後に筋の興奮水準は最大になる。このことは、主動作開始時点あるいは主動作初期において各負荷様式間に力の差が生じた原因の一つは、筋の活動水準の差、すなわち収縮エネルギーの差によることを示している。しかし、本研究では、各負荷様式間のconcentricな収縮局面におけるmEMGには、変位5 cmまでにおいてさえも有意差が認められなかった。したがって、予備緊張が筋の興奮水準に及ぼす影響は、主動作の極めて初期のみであると考えられる。

一方、本研究では、主動作開始時点におけるIQRとEQRのEMG活動には顕著な差は認められなかった。Dietz et al.^{10,11)}は、EQRのような急激な伸展運動では、伸張反射によって力が増大するのみでなく、EMG活動も増大することを報告している。また、Bosco et al.⁵⁾は、eccentricな予備緊張を伴う運動における大きな力やパワーの発揮は、弾性エネルギーの再利用のほかに、伸張反射も関与していることを示唆している。これらのことは、本研究の結果とは異なっている。本研究では、この原因を明示することはできないが、Hoffer and Andreassen¹⁵⁾は、伸張反射がeccentricな筋力に及ぼす影響は、予備的な負荷が中程度の時は大きい、予備的な負荷が大きい時は急激に小さくなること、またThomson and Chapman²⁵⁾は、最大努力による前腕の回外運動では、予備的な伸展による伸張反射はみられなかったことなどを報告しているので、急激な伸展運動における伸張反射の影響については、ゴルジ腱器官からの伸張反射の抑制とも関連づけて、今後さらに検討することが必要であると考えられる。

2) 主動作前半における弾性エネルギーの再利用

本研究では、上腕二頭筋のmEMGに対する肘屈曲力の比、すなわち $\bar{F}/mEMG$ は、いずれの負荷重量においても、EQRが最も大きく、ついでIQR、ALの順に大きい傾向にあったが、その差は変位が小さい時ほど大きいことが認めら

れた。このことは、各負荷様式間の mEMG に有意差のなかったことを考慮すると、予備緊張は、同一興奮レベルで大きな力を発揮させ得ることを示し、特に主動作の前半では、筋の収縮要素による化学的エネルギーから機械的エネルギーへの変換の他に、付加的なエネルギーが存在することを示していると考えられる。Asmussen and Bonde-Petersen³⁾は、反動を伴う運動では、反動動作中に筋の弾性要素に機械的エネルギーを蓄え、それを主動作において再利用すること、および筋が休息状態から力を発揮するような運動では、そのエネルギーはほとんど蓄えられないことを示している。また、Thys et al.²⁶⁾は、弾性エネルギーは主動作の初期に再利用され、

その後は収縮エネルギーが力の発揮に貢献することを示している。これらの報告は、本研究の主動作前半において見られる付加的なエネルギーの一部が、予備緊張中に蓄えられた弾性エネルギーの再利用であることを裏づけるものであると考えられる。

3) 主動作前半における損失エネルギーの減少

波川ら²³⁾は、AL と同様の負荷様式による慣性車輪の牽引では、以下の関係式が成立することを報告している。

$$E_G = (W + W_L) \cdot V^2 / 2g \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 E_G は発生エネルギー (kgm)、 W は慣性車輪の等価重量 (kg)、 W_L は損失エネルギー

Table 4. The generated energy (E_G) and the weight related to energy loss (W_L) during concentric contraction in elbow flexion with AL, IQR and EQR methods.

Displacement	Method	E_G (kgm)	W_L (kg)	SEE(%)
0—5cm	AL	1.08±0.13	7.38±2.14	5.8±2.6
	IQR	1.04±0.13	1.07±1.41	4.3±1.5
	EQR	1.26±0.20	1.42±1.94	5.9±5.0
	F value	7.90*	54.81*	
	Difference	E>A, I	A>E, I	
0—15cm	AL	3.01±0.31	7.26±1.79	5.1±1.9
	IQR	2.56±0.38	3.66±2.22	5.3±2.3
	EQR	2.99±0.49	2.91±1.90	6.1±5.5
	F value	6.16*	20.79*	
	Difference	A, E>I	A>I, E	
0—30cm	AL	4.71±0.63	7.17±2.38	7.2±2.4
	IQR	4.07±0.65	5.53±2.12	6.3±2.6
	EQR	4.45±0.87	2.97±1.84	7.5±5.8
	F value	2.96	14.85*	
	Difference	—	A>I>E	

1. E_G and W_L were calculated by Shibukawa's energy equation²³⁾.

Shibukawa's energy equation: $E_G = (W + W_L) \cdot V^2 / 2g$, E_G (kgm): generated energy, W (kg): equivalent mass of the inertia wheel, W_L (kg): weight related to energy loss, V (m/s): velocity of wrist when inertia wheel was extended for 5, 15 and 30cm, g (m/s²): gravitational acceleration

2. Displacement shows range of motion from starting point of concentric contraction in each method.

3. $SEE(\%) = [(V - \hat{V}) / \hat{V}]^2 / (N - 2) \times 100$, V (m/s): measured velocity of wrist, $\hat{V}$ (m/s): velocity of wrist estimated from Shibukawa's energy equation.

4. Value shows mean±SD of E_G , W_L and SEE.

5. $N=15$, *: $p<0.05$, >: $p<0.05$

ギーに関与する重量(kg), V は一定距離牽引時の速度 (m/s), g は重力加速度 (9.8 m/s^2) である。

本研究では, 式(1)における常数 E_G , W_L を AL のみでなく, 予備的な筋収縮を持つ IQR, EQR についても求めた。表 4 に, 式(1)に近似させた時の各負荷様式における E_G および W_L の値を, concentric な収縮による肘屈曲開始時点から 5 cm, 15 cm および 30 cm まで牽引した場合について示した。なお, これらの常数から求めた E_G の推定値と測定値との標準誤差は 4.3—7.5 % の範囲内にあった。

W_L の値は, いずれの変位においても AL が IQR および EQR より有意に大きく, その差異は変位が小さい時ほど顕著であった。このことは, EQR や IQR などの予備緊張は主動作初期に消費される筋の粘弾性および前腕の慣性などの内部抵抗に抗するエネルギーに前もって抗し, 発生エネルギーの多くを出力エネルギーとして外部負荷に与えることができることを示すものと考えられる。

一方, E_G の値は, 肘屈曲開始時点から 5 cm までの場合は EQR が最も大きく, ついで AL, IQR の順に大きい傾向にあり, 15 cm までの場合は AL が最も大きく, ついで EQR, IQR の順に大きい傾向にあった。また, 変位の増加に伴う E_G の増加の割合は, AL が最も大きく, ついで EQR, IQR の順に大きい傾向にあった。このことは, AL は EQR, IQR より, 変位の増加に伴い, より大きなエネルギーを発生させることができることを示していると考えられる。

4) 主動作前半から中盤にわたる筋の収縮機構の変化

本研究では, 主動作前半から中盤にわたる iEMG は, AL が最も大きく, ついで IQR, EQR の順に大きい傾向にあった。この原因の一つとして, 予備緊張によってゴルジ腱器官からの伸張反射の抑制が生じたことが考えられるが, Avis et al.²⁾ が指摘するように, 予備緊張によって concentric な収縮の仕事量 (筋の短縮量) が減少し, 収縮エネルギーが抑制されたことも考

えられる。したがって, 予備緊張には, 主動作前半から中盤にかけて, 主動作前半で得られた positive な効果を相殺する, negative な効果のあることが考えられる。

しかし本研究では, EQR の力は IQR より, 大部分の負荷重量および変位において有意に大きい傾向にあった。また, EQR の力が AL より有意に小さくなったのは, 負荷重量が 182.9, 556.7 kg における主動作中盤のみであった。これらの結果は, 上述の予備緊張の相殺現象とは矛盾するものである。したがって, 本研究結果をもとにすると, eccentric な予備緊張には, negative な効果だけでなく, 筋の興奮レベルに変化を伴わずに positive な効果をもたらす筋の収縮機構の存在の可能性が示唆される。Edman et al.^{12,13)} は, 筋の伸長が引き続く筋収縮を活性化させる force enhancement と呼ばれる現象を, 単一筋線維を用いて示している。この現象は, 摘出筋 (Cavagna et al.^{6,7)}) および人体筋 (Cavagna et al.⁶⁾ および Thomson and Chapman²⁵⁾) においても観察されている。これらのことを考慮すると, 上述の eccentric な予備緊張における主動作前半から中盤にかけての positive な効果は, force enhancement によることが一つの可能性として考えられる。

上述の(1)―(4)に述べたことをまとめると, 予備緊張の効果は, 主動作開始時点における筋の興奮水準の高さ, 主動作前半における弾性エネルギーの再利用と損失エネルギーの減少, 主動作前半から中盤にわたる収縮エネルギーの抑制と促進, などの positive および negative な効果の複合されたものによって引き起こされると考えられる。これらのことを基にすると, AL, IQR, EQR の特性として, 次のことが考えられる。

① AL は, 主動作前半では, 筋の興奮水準が低く, 内部抵抗に抗する損失エネルギーも大きいために, 大きな速度を獲得できない。しかし, 変位が大きくなると, 収縮要素が有効に短縮し, 収縮エネルギーが大きくなるために, 大きな速度を獲得できる。

② IQR は、主動作前半では、筋の興奮水準の上昇、および弾性エネルギーの再利用と損失エネルギーの減少などによって、大きな速度を獲得できる。しかし、AL とは異なり、変位が大きくなると、収縮要素が有効に短縮できなくなり、収縮エネルギーが小さくなるために、大きな速度を獲得できなくなる。

③ EQR は、IQR と同様に、主動作前半では大きな速度を獲得できる。変位が大きくなると、IQR と同じ収縮機構によって大きな速度を獲得できなくなるが、IQR とは異なり、筋の伸長によってもたらされる force enhancement 効果によって収縮機構が変化するので、大きな速度を獲得できるようになる。

④ IQR, EQR による予備緊張が速度に及ぼす効果は、負荷重量が小さい場合には、主動作における仕事量が小さいために相対的に大きくなり、負荷重量が大きい場合には、主動作における仕事量が大きいために相対的に小さくなる。

本研究では、isometric および eccentric な予備緊張の効果を、主動作における負荷重量および動作範囲（変位）と関連づけて検討した。今後、主動作における動作時間とも関連づけてさらに検討する必要がある。

V. 要 約

本研究では、concentric な収縮による主動作の負荷重量および動作範囲（変位）と関連づけて、isometric および eccentric な予備緊張の効果について検討した。

この目的のために、健康な男子 15 名に、①力を発揮していない状態(AL), ② isometric な収縮によって最大筋力を発揮している状態(IQR), ③強制的な eccentric な収縮によって力を発揮している状態(EQR) から、それぞれ concentric な収縮によって全力で肘屈曲運動を行わせ、主動作である concentric な収縮中の力、速度、EMG などを比較した。Concentric な局面の負荷には、等価重量が 11.4—556.7 kg の範囲内にある 9 種の慣性負荷を用いた。

その結果、主動作の肘屈曲速度からみた isometric および eccentric な予備緊張の効果は存在するが、その効果は eccentric な予備緊張が isometric な予備緊張より大きいことが認められた。また、isometric および eccentric な予備緊張の効果は、いずれも主動作の前半で、しかも主動作の負荷重量が小さい場合に顕著に表われることが認められた。

上述の予備緊張の効果は、主動作開始時点の力、および主動作の前半と中盤で発揮される力の大きさに依存するので、本研究ではこれらの力が生み出される生理学的・力学的背景について考察した。

その結果、予備緊張の効果は、主動作開始時点における筋の興奮水準の高さ、主動作前半における弾性エネルギーの再利用と損失エネルギーの減少、主動作前半から中盤にわたる収縮エネルギーの抑制と促進、などの positive および negative な効果の複合されたものによって招来されることが示唆された。

（稿を終えるにあたり、御助言を賜りました筑波大学体育科学系勝田 茂教授、石島 繁助手、および中京大学体育学部沢川侃二教授に深く感謝の意を表します。また、実験に御協力をいただいた筑波大学体育専門学群山本幹雄君に深く感謝の意を表します。）

文献 (References)

- 1) 阿江通良・沢川侃二・金原 勇 (1979) 大きな力やパワーの要求される身体運動の生力学的基礎要因に関する研究—予備緊張が瞬発的に発揮し得る等尺性筋収縮による力におよぼす影響—。体育学研究 23: 321—331.
- 2) Avis, F.J., Toussaint, H.M., Huijing, P.A. and van Ingen Schenau, G.J. (1986) Positive work as a function of eccentric load in maximal leg extension movements. Eur. J. Appl. Physiol. 55: 562—568.
- 3) Asmussen, E. and Bonde-Petersen, F. (1974) Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. Acta Physiol. Scand. 91: 385—392.
- 4) Bobbert, M.F., Huijing, P.A. and van Ingen Schenau, G.J. (1987) Drop jumping. II. The

- influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping. *Med. Sci. Sports Exerc.* 19 : 339—346.
- 5) Bosco, C., Komi, P.V. and Ito, A. (1981) Pre-stretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol. Scand.* 111 : 135—140.
 - 6) Cavagna, G.A., Saibene, F.P. and Margaria, R. (1965) Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *J. Appl. Physiol.* 20 : 157—158.
 - 7) Cavagna, G.A., Dusman, B. and Margaria, R. (1968) Positive work done by a previously stretched muscle. *J. Appl. Physiol.* 24 : 21—32.
 - 8) Chapman, A.E. and Caldwell, G.E. (1985) The use of muscle stretch in inertial loading. In : Winter, D.A. et al. (Eds.) *Biomechanics, IX-A. Human Kinetics* : Champaign, IL. pp. 44—49.
 - 9) Chapman, A.E., Caldwell, G.E. and Selbie, W.S. (1985) Mechanical output following muscle stretch in forearm supination against inertial loads. *J. Appl. Physiol.* 59 : 78—86.
 - 10) Dietz, V., Schmidtbleicher, D. and Noth, J. (1979) Neuronal mechanisms of human locomotion. *J. Neurophysiol.* 42 : 1212—1222.
 - 11) Dietz, V., Noth, J. and Schmidtbleicher, D. (1981) Interaction between pre-activity and stretch reflex in human triceps brachii during landing from forward falls. *J. Physiol.* 311 : 113—125.
 - 12) Edman, K.A.P., Elzinga, G. and Noble, M.I.M. (1978) Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres. *J. Physiol.* 281 : 139—155.
 - 13) Edman, K.A.P., Elzinga, G. and Noble, M.I.M. (1982) Residual force enhancement after stretch of contracting frog single muscle fibers. *J. Gen. Physiol.* 80 : 769—784.
 - 14) Funato, K. and Miyashita, M. (1987) Relationship between EMG in gastrocnemius and reaction forces during rhythmic hopping. In : Jonsson, B. (Ed.) *Biomechanics, X-A. Human Kinetics* : Champaign, IL. pp. 295—300.
 - 15) Hoffer, J.A. and Andreassen, S. (1981) Regulation of soleus muscle stiffness in premammillary cats : Intrinsic and reflex components. *J. Neurophysiol.* 45 : 267—285.
 - 16) 伊藤 章・斉藤昌久・金子公有 (1987) 跳躍運動における反動効果—下腿三頭筋の筋放電量と弾性エネルギーの利用. *Jpn. J. Sports Sci.* 6 : 232—238.
 - 17) 伊藤 章 (1990) 跳および走における下肢筋の筋放電特性. *Jpn. J. Sports Sci.* 9 : 137—142.
 - 18) 金子公有 (1978) 人体筋の力・速度関係に及ぼす短縮前状態の影響. *体育学研究* 22 : 295—299.
 - 19) 金原 勇 (1980) 大きな力やパワーが要求される身体運動における予備緊張について. 高木公三郎・熊本水頼 編, 身体運動の制御. 杏林書院 : 東京. pp. 250—267.
 - 20) 金原 勇・高松 薫・渋谷侃二 (1970) 筋の力の出し方に関する基礎的研究 (その2) —技術やトレーニングからみた Eccentric な筋力の特性について—. *東京教育大学スポーツ研究所報* 8 : 26—52.
 - 21) 小島武次 (1990) 跳躍動作における伸張性筋収縮の意義. *Jpn. J. Sports Sci.* 9 : 123—129.
 - 22) Norman, R.W. and Komi, P.V. (1979) Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiol. Scand.* 106 : 241—248.
 - 23) 渋谷侃二・吉本 修・植屋清見 (1967) 筋の働きに関するエネルギーの考察. *東京教育大学スポーツ研究所報* 5 : 56—65.
 - 24) 高松 薫・岡子浩二・会田 宏・吉田 亨・石島 繁 (1989) デブスジャンプにおける台高と踏切中の膝曲げ動作の相違が跳躍高および下肢筋にかかる負荷の特性に及ぼす影響. 昭和63年度日本体育協会スポーツ科学研究報告, No. IX, ブリオメトリック・リアクティブ筋力トレーニングに関する研究—第2報—. pp. 46—55.
 - 25) Thomson, D.B. and Chapman, A.E. (1988) The mechanical response of active human muscle during and after stretch. *Eur. J. Appl. Physiol.* 57 : 691—697.
 - 26) Thys, H., Cavagna, G.A. and Margaria, R. (1975) The role played by elasticity in an exercise involving movements of small amplitude. *Pflugers Arch.* 354 : 281—286.

(平成2年6月29日受付)