

単関節筋と二関節筋における筋活動の特性の比較

—モデル研究—

犬丸 敏康 生田 宗博 柴田 克之 西村 誠次 小島 久典*

要 旨

二関節筋は形態的な特徴から、単関節筋とは異なる特有の機能的な役割があると言われている。しかしながら、筋を収縮させる活動電位の発現機序に単関節筋と二関節筋で違いがあるのかといった疑問には明確な回答が得られていない。そこで、本研究では単関節筋と二関節筋の筋活動における発現機序の違いを検討することを目的に、筋の配置を操作した2種類の筋骨格モデルの筋活動を比較した。手先から一定の大きさで方向を持った力を発揮する上肢の等尺性収縮を課題として、通常の筋配置を有する筋骨格モデル（モデル1）と二関節筋を単関節筋に置換した筋骨格モデル（モデル2）にその課題を遂行させ、筋活動の2乗の総和を目的関数とする最適化計算によって両モデルの筋活動を計算した。その結果、力の方向に対する筋活動は先行研究と同様にコサイン様カーブを描き、その特性はモデル1とモデル2の間で特に差異がなかった。その上、モデル1における二関節筋の筋活動はモデル2における二関節筋を単関節筋としてみた場合の筋活動の単純な加算として再現された。このことから、複雑な機能を有していても二関節筋の筋活動の発現機序は単関節筋と同様である可能性が示唆された。

KEY WORDS

筋活動, 単・二関節筋, コサイン調律, モデル化, 最適化

緒 言

筋は関節との関係から、形態の特徴として単関節筋と多関節筋に大まかに分類されている。単関節筋は1関節に1筋がまたがる筋であり、多関節筋は2つ以上の関節に1筋がまたがる筋である。多関節筋の中でも特に2関節に1筋がまたがる筋は、二関節筋と呼ばれている。これらの筋による関節の運動を考えると、単関節筋は関節への運動の作用が一对一となるため直感的にその運動を理解しやすい。しかしながら、二関節筋などの多関節筋は作用する関節が多く存在するため、いずれの関節に対してどのような作用があるのかは単純に判断できない。そのため、一世紀も前から二関節筋などの多関節筋には特有な作用が存在していると考えられてきた¹⁾。

多関節筋の特有な作用に関する報告は大別して、解剖学的な観点、生理学的な観点、機械的な観点から調べたものに分類できる。Markeeら²⁾は解剖体から、二関節筋は単純に2つの単関節筋として作用していたと報告している。Fujiwaraら³⁾は大腿直筋と内側ハムストリングスの筋活動を調べ、二関節筋の収縮の効果は単関節に限られたものでなく、他の筋とともに協調の役割をシフトしていたことを報告している。Wells⁴⁾は歩行の際の仕事量から、二関節筋には機械的なエネルギー消費を減少させる役割があったことを報告している。その他、van Ingen Schenauら⁵⁻⁸⁾は単関節筋と二関節筋に関する数多くの研究から、単関節筋と二関節筋には異なる役割が存在し、単関節筋は主に機械的な力比に依存する

金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻

* 大阪府立大学総合リハビリテーション学部

が、二関節筋は主に外力の方向の制御に関連していたと報告している。

上記の研究は二関節筋の特有な作用に関して、多くの示唆を与えてくれる。しかしながら、いずれの研究も単関節筋と多関節筋における機能的な役割の違いのみ検討されており、違いの機序、例えば筋を収縮させる活動電位などにおいて、単関節筋と多関節筋にどのような異なるストラテジーが身体内で用いられているかといった疑問には明確に答えるまでには至っていない。

このような状況に対し、近年、Cabelら⁹⁾は猿の脳内活動電位を調べることで一つの回答を得ている。彼らは肩関節と肘関節を個別に制御できる機器を用いて猿の腕の姿勢をコントロールさせ、その状況での運動野の活動電位と上肢の筋活動電位の関連を調べた。その結果、肩と肘関節トルクに対応する直交座標上で定義された空間において、単関節筋荷重での活動をベクトル合成することにより多関節筋荷重の活動を推定できたことを報告している。このことから関節を基準とした座標における運動野の活動の解釈として、ベクトル合成モデル (Vector Summation Model) を提案している。この報告から推測できることとして、単関節筋や多関節筋など筋に形態的な違いがあっても、あるいは van Ingen Schenau ら⁶⁾が提唱しているように単関節筋や多関節筋に機能的な違いがあっても、ある座標系上においては各筋を収縮させる活動電位の発現機序には著しい違いが認められない可能性が示唆される。すなわち、単関節筋と多関節筋には表面的には機能的な役割の違いがあっても、身体内では異なるストラテジーが用いられていない可能性がある。我々が知りたいのは、単関節筋と多関節筋における出力としての機能的な役割の違いよりも、むしろ筋への入力と

しての活動電位を発現させる機序に違いがあるか、否かである。

実際に単関節筋と多関節筋の入力としての機序の違いを調べるには、生体の多関節筋を単関節筋に置き換え、同じ活動電位で運動を遂行させる、あるいは別の活動電位で同じ運動を再現したときの違いを比較することが最も合理的である。しかしながら、実際の生体に対して筋配置を操作することは道徳的に困難なことである。そこで我々は筋を自由に操作する (筋を追加する、削除するなど) 手段として、コンピューター上のモデルに着目した。そして、通常の筋配置を有したモデルと意図的に二関節筋を操作した筋配置を有するモデルといった2種類のコンピューター上の筋骨格モデルに対して同一の課題を遂行したときの筋活動を比較し、単関節筋と二関節筋における筋活動の特性を検討した。

方 法

1. 課題

本研究の課題は水平面内における各手先の位置から力ベクトル (大きさや方向をもった力) を発揮する上肢による等尺性収縮とした。手先力を発揮する各位置を図1に示す。手先力の発揮位置は肩関節を原点とする右方にX軸 (+), 前方にY軸 (+) においた座標系で、肩関節角度と肘関節角度それぞれの影響の違いが検討できるように以下のような5つの位置に設定した。0位置: 肩関節の肩関節50°, 肘関節70° (基準位置), 1位置: 肩関節50° 固定で肘関節100°, 2位置: 肘関節70° 固定で肩関節80° とする2位置, 3位置: 肩関節50° 固定で肘関節40°, 4位置: 肘関節70° 固定で肩関節20°。手先から発揮する手先力ベクトルとして、力の大きさは20Nの一定とし、力の方向は15deg刻みの360degまでの

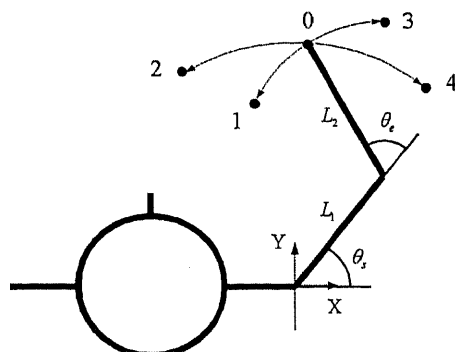


図1 手先力の発揮位置。 L_1 , L_2 はそれぞれ上腕, 前腕の長さを示す。 θ_1 , θ_2 はそれぞれ肩関節, 肘関節の角度を示す。肩関節50°, 肘関節70°の0位置を基準として、肩関節50°固定で肘関節100°と40°とする1位置と3位置, および肘関節70°固定で肩関節80°と20°とする2位置と4位置の全5位置で力を発揮させた。

24方向に設定した。

2. 2種類の筋骨格モデル

本研究では前述した課題を2種類の筋骨格モデルに実施させ、単関節筋と二関節筋における筋活動の特性を検討することにした(図2)。モデル1は二関節筋が存在する通常モデル、モデル2は二関節筋を単関節筋に置換したモデルである。モデル1では大胸筋(M1)、腕橈骨筋(M2)、三角筋後部線維(M3)、上腕三頭筋外側頭(M4)、上腕二頭筋(M5)、上腕三頭筋長頭(M6)の6筋をモデル化した。モデル2ではモデル1の各単関節筋にプラスして、モデル1の二関節筋である上腕二頭筋(M5)、上腕三頭筋長頭(M6)を単関節筋に置換した筋をモデル化した。置換した筋は肩関節における上腕二頭筋の単関節筋(M5s)、肘関節における上腕二頭筋の単関節筋(M5e)、肩関節における上腕三頭筋長頭の単関節筋(M6s)、肘関節における上腕三頭筋長頭の単関節筋(M6e)である。各筋のパラメータとして生理的断面積(PCSA)、モーメントアーム(MA)はGomi¹⁰⁾、Meekら¹¹⁾を参照した。また、単関節筋に置換した4筋のうち、肩関節周りの筋(M5s, M5e)はM5のパラメータ、肘関節周りの筋(M6s, M6e)はM6のパラメータを参考に決定した。最大筋力はPCSAにIkaiら¹²⁾の最大筋応力62N/cm²を乗して求めた。なお、モデル1、モデル2ともに同様の骨格をもち上腕部、および前腕部と手部をあわせた2セグメントから構成され、各セグメント長は上腕部:0.31m、前腕部+手部:0.33mに設定した。

3. 筋活動

本研究では関節モーメントを求め、関節モーメントによって配分される筋力値から各筋の筋活動を求

めた。

手先力ベクトルにより発生する肩関節モーメント M_s と肘関節モーメント M_e はベクトル積を用いて以下のように表される。

$$M_s = sp \times F \quad (1)$$

$$M_e = ep \times F \quad (2)$$

ここで sp , ep はそれぞれ肩関節から手先位置までのベクトル、肘関節から手先位置までのベクトルを示し、 F は手先力ベクトルを示す。 \times はベクトル積を示す。

各関節モーメントから各筋の筋力を推定するには関節と筋間で自由度が異なるため、不静定問題となる。そこで本研究ではラグランジェ乗数法を用い、最適化問題として筋力を推定した。筋力を f とすると、筋活動 a はMilhorn¹³⁾により次式で表される。

$$a = f/(f_{max} - Bv) \quad (3)$$

ここで f_{max} は最大筋力、 B は筋粘性抵抗係数、 v は筋収縮速度を示す。ここで上肢の力制御課題は等尺性収縮課題であるため、筋収縮速度 v は0と見なせる。したがって、式(3)は次式に変換できる。

$$a = f/f_{max} \quad (4)$$

Andersonら¹⁴⁾は歩行中の筋活動レベルを計算する際の最適化問題において筋活動の2乗の総和を目的関数としている。本研究でもこれに習い、ラグランジェ乗数法における目的関数(J)を

$$J = \sum_i a_i^2 \quad (5)$$

とした。ここで a_i は各筋の筋活動を示す。モデル1における等式の制約条件は次式とした。

$$f_1MA_1 + f_3MA_3 + f_5MA_5 + f_6MA_6 + M_s = 0 \quad (6)$$

$$f_2MA_2 + f_4MA_4 + f_5MA_5 + f_6MA_6 + M_e = 0 \quad (7)$$

ここで f_i は各筋力、 MA_i は各筋のモーメントアーム

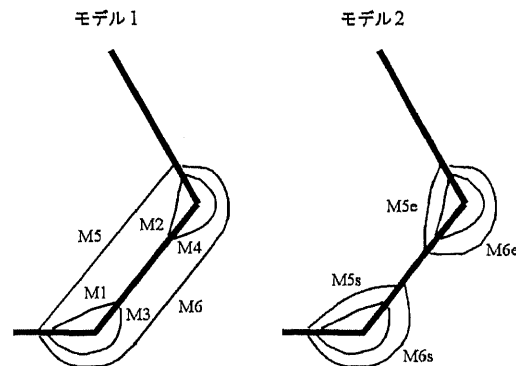


図2 2種類の筋骨格モデル。モデル1は二関節筋が存在する通常モデル、モデル2は二関節筋を単関節筋に置換したモデルを示す。M1は大胸筋、M2は腕橈骨筋、M3は三角筋後部線維、M4は上腕三頭筋外側頭、M5は上腕二頭筋、M6は上腕三頭筋長頭に対応させた。M5s, M5eは上腕二頭筋を肩、肘関節の単関節筋に置換した筋、M6s, M6eは上腕三頭筋長頭を肩、肘関節の単関節筋に置換した筋に相当させた。

を示す。添字*i*は各筋に対応する。モデル2での等式の制約条件は次式とした。

$$f_1MA_1 + f_3MA_3 + f_{5s}MA_{5s} + f_{6s}MA_{6s} + M_s = 0 \quad (8)$$

$$f_2MA_2 + f_4MA_4 + f_{5e}MA_{5e} + f_{6e}MA_{6e} + M_e = 0 \quad (9)$$

ここで添字*s*は肩関節周りの二関節筋を単関節筋に置換した筋、添字*e*は肘関節周りの二関節筋を単関節筋に置換した筋であることを示す。さらに各筋の筋活動における不等式の制約条件として以下の式を導入した。

$$0 \leq a_i \leq 1 \quad (11)$$

これより各筋の筋活動は常に正で、かつ最大値を超えない範囲で計算される。

4. 筋活動の合成ベクトル

各手先位置から発揮される力の方向に対する筋活動には特徴があり、コサイン様カーブを示すことが提示されている^{15), 16), 17)}。また、コサイン様カーブの特徴は運動における最適化プロセスによって起こりうることを示唆されている¹⁸⁾。さらに、このコサイン調律のピークは一般的に筋活動至適方向と呼ばれ¹⁹⁾、筋活動の調律パターンを検討する際に有用な情報を与えてくれる。本研究のモデルでも最適化によって計算された筋活動にはコサイン調律の特徴が認められ、ある力の方向に対してピークをもつことが示された。そこで本研究ではDuboisら¹⁵⁾を参考に、各力の方向に対する合成ベクトルとして筋活動の至適方向を求めた。力の方向*j*における筋活動を*a_j*とすると、その筋活動のベクトル*A*は

$$A_j = (a_j \cos \theta, a_j \sin \theta)$$

で表せる。ここで*θ*は力の方向を示す。*i*番筋の筋

活動の合成ベクトルを*p_i*とすると、*p_i*は

$$p_i = A_1^i + A_2^i \dots + A_j^i$$

で求められる。本研究ではモデル1、モデル2のすべての筋について筋活動の合成ベクトルを計算し、合成ベクトルが最大となる方向を求めた。

結 果

モデル1とモデル2に共通して含まれる単関節筋(M1, M2, M3, M4)の筋活動を図3に示す。モデル2の筋活動のピークが全体的にモデル1よりもやや高くなる傾向を示したが、パターンに関しては両モデルともほぼ同様でコサイン様カーブが認められた。単関節筋(M1, M2, M3, M4)の筋活動の合成ベクトル(表1, 手先位置0)はモデル1、モデル2ともほぼ同一方向を向いていた。

図4にモデル1における二関節筋の筋活動とモデル2における二関節筋を単関節筋に置換した筋活動を比較した。単関節筋に置換した筋活動は肩関節周りの筋(添字*s*)において活動が低く、主に肘関節周りの筋(添字*e*)によって力が産生されていることが伺われた。また、二関節筋、および二関節筋を単関節筋に置換した場合も筋活動のパターンはコサイン調律をとった。モデル1の二関節筋(M5, M6)とモデル2の単関節筋に置換した筋を比較すると、モデル2の肘関節周りの単関節筋(M5e, M6e)のピークはほぼモデル1の二関節筋(M5, M6)のピークと同じであるが、モデル2の肩関節周りの単関節筋(M5s, M6s)のピークはモデル1の二関節筋(M5, M6)のピークと異なり、筋活動の合成ベクトル(表

表1 筋活動の合成ベクトルの最大方向。手先位置は図1, 筋名称は図2を参照。

		手先位置				
		0	1	2	3	4
モデル1	M1	172.61	185.43	202.61	158.93	142.61
	M2	351.45	1.83	17.35	340.21	324.29
	M3	210.76	240.74	240.76	180.56	180.76
	M4	26.76	56.61	56.53	0.25	0.41
	M5	206.98	236.93	236.98	177.87	176.98
	M6	25.68	55.16	55.29	359.63	359.39
モデル2	M1	176.25	192.12	206.25	160.64	146.24
	M2	356.79	10.46	22.92	343.26	330.22
	M3	210.00	240.00	240.00	180.00	180.00
	M4	26.33	56.04	56.04	0.00	0.00
	M5s	176.25	192.12	206.26	160.64	146.24
	M5e	209.99	240.00	239.99	179.99	179.99
	M6s	356.73	10.35	22.87	343.18	330.14
M6e	26.33	56.04	56.04	0.00	0.00	

Unit : deg

1, 手先位置0) で力の方向上で30degの右回転側へのシフトが認められた。

モデル2における二関節筋を単関節筋に置換した筋の活動量を加算した筋活動 ($M5s+M5e$, $M6s+M6e$) を図5に示す。図4でモデル2の肘関節周りの単関節筋 ($M5e$, $M6e$) のピークはモデル1の二関節筋 ($M5$, $M6$) のピークよりも右回転側へシフトしたことが認められたが、モデル2での単関節筋に置換した筋活動を加算する (図5) と、モデル1の二関節筋とピークが一致し、いずれの力の方向に対してほぼ $M5=M5s+M5e$, $M6=M6s+M6e$

となった。また、加算した筋活動においてもコサイン調律は保たれた。

手先位置による筋活動の合成ベクトルの最大方向 (表1) の違いは、肩関節固定の手先位置 (1位置, 3位置) でも肩関節周りの単関節筋 ($M1$, $M3$) の筋活動の合成ベクトルの最大方向が変化し、同様に肘関節固定の手先位置 (2位置, 4位置) でも肘関節周りの単関節筋 ($M2$, $M4$) の筋活動の合成ベクトルの最大方向が変化したことであった。しかしながら、シフトする回転方向はモデル1, モデル2ともに手先位置によって同様の傾向があり、0位置を

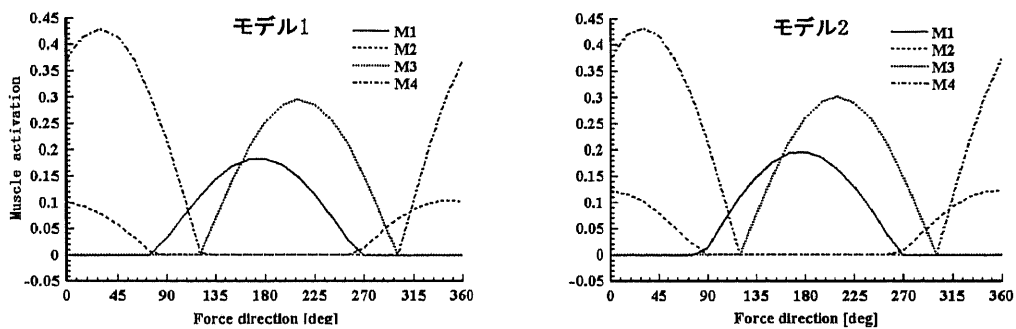


図3 モデル1とモデル2に含まれる単関節筋の筋活動 ($M1$, $M2$, $M3$, $M4$)。手先力の発揮位置は基準の0位置。

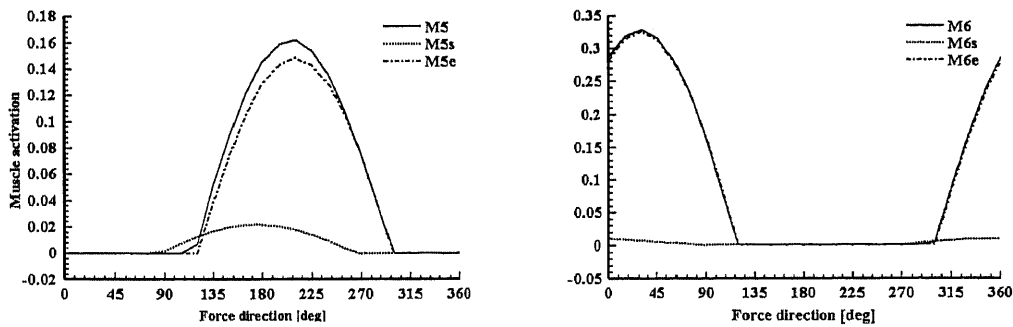


図4 モデル1における二関節筋の筋活動 ($M5$, $M6$) とモデル2における二関節筋を単関節筋に置換した筋活動 ($M5s$, $M5e$, $M6s$, $M6e$)。手先力の発揮位置は基準の0位置。

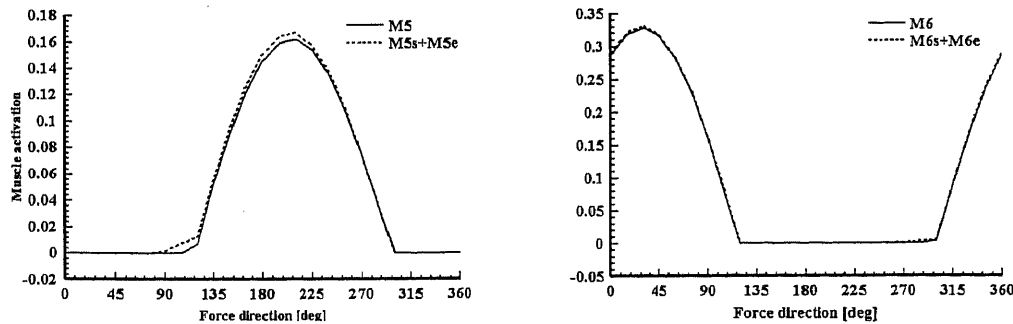


図5 モデル1における二関節筋の筋活動 ($M5$, $M6$) とモデル2における二関節筋を単関節筋に置換した筋の活動量を加算した筋活動 ($M5s+M5e$, $M6s+M6e$)。手先力の発揮位置は基準の0位置。

基準として屈曲方向の1位置, 2位置では左回転し, 伸展方向の3位置, 4位置では右回転していた。

考 察

各手先位置から発揮される力の方向に対する筋活動レベルには特徴があり, コサイン様カーブを示すことが提示されている^{15), 16), 17)}。また, このコサイン様カーブの特徴は脳内の活動電位にも認められ²⁰⁾, そのことから脳内の活動電位から感覚運動への変換過程でこのコサイン調律にはエラーを最小にする重要な意味があるとされている²¹⁾。本研究の最適化計算で得られた筋活動のパターンも力の方向に対してコサイン調律を示し, その様相はモデル1での単関節筋と二関節筋, およびモデル2での単関節筋と二関節筋から置換された特殊な単関節筋でも同様であった。さらに興味深いことに, 二関節筋の筋活動は二関節筋を単関節筋に置換した場合の単関節筋の筋活動を単純に加算することで再現でき, 加算した筋活動もコサイン調律を示していた。このことはCabelら⁹⁾によるベクトル合成モデルと同様の意味(方向に対する筋活動の大きさを加算したため, ベクトル的である)があると考えられ, その上, 加算した筋活動もコサイン調律を示したことは, 筋への活動電位の発現機序にコサイン調律が深い関わりをもっていたことが推測される。Faggら¹⁸⁾は, Hoffmanら¹⁶⁾による猿の手関節トラッキング運動をモデル化し, 実際の猿による筋活動と同様のコサイン様カーブを有した筋活動を最適化計算にて算出した。その結果をふまえ, 彼らはコサイン様のカーブの機序が神経系による明らかなストラテジーでなく, 運動の最適化による結果と結論づけている。我々の筋活動もFaggら¹⁸⁾と同様に最適化計算にて求めたが, 得られた筋活動が単関節筋, 二関節筋など筋の形態的な特徴に関係なくコサイン様カーブを示したことは, 活動電位を発現させる機序に筋の形態的な特徴は関係なく, 最適な一定の基準に従ってコサイン調律を選択するものと考えられる。このことから, 複雑な機能を有していても二関節筋の筋活動を発現する機序は案外, 単関節筋と同じであるかもしれない。それでは, 最適な一定の基準とはいったい何であろうか。

本研究で利用した最適化計算の目的関数は, 筋活動の2乗の総和である。各筋への荷重配分問題において, この目的関数は実験データと非常にフィットすることがvan Bolhuisら²²⁾によって報告されている。また, 我々の先行研究²³⁾でもこの目的関数で

計算された筋活動は, 実験データと類似することが分かっている。しかしながら, 最適化計算におけるこの関数の役割は, 力の方向に対する各筋への荷重配分を算出する基準であっても, 結果として得られるコサイン調律を選択する基準ではない。このため, 実際の生体における活動電位の発現の基準を考える際に, コサイン調律が選択される要因はむしろコサインカーブのピークを表す筋活動至適方向の方が重要であり, その方向での筋活動のピークを中心として最適な活動電位を検索した結果, コサイン様カーブが選択されたと解釈した方が適切であると考えられる。すなわち, 実際の生体ではコサイン調律を選択する際の一定の基準で重要となるのは筋活動の至適方向であると考えられる。

Nozakiら¹⁹⁾はヒトの下肢における筋活動至適方向を詳細に検討したなかで, 至適方向は筋の機械的な張力方向と異なることを示し, その至適方向は単関節筋であっても関節トルクに対応した座標上に乗らず, 直接筋をまたがない関節からも影響を受けていたことを報告している。我々は以前, ヒトの筋活動の至適方向とヒト腕を模した機械モデルの筋の機械的な張力方向は一致しない関係を見出したが¹⁷⁾, この報告に加え, 本研究で肩や肘関節を単独に動かしても動かされた関節以外の単関節筋で筋活動至適方向(筋活動の合成ベクトルの最大方向)が変化していた結果はNozakiら¹⁹⁾の報告を支持するものであろう。しかしながら, 本研究で手先位置を変化させて筋活動合成ベクトルの最大方向を調べた結果, 最大方向がシフトする回転方向は関節変化に伴う手先位置によって同様の傾向が認められた。このことから, 関節トルクに対応した座標だけでなく, 関節角度に対応した座標上で筋活動至適方向を検討することで, 至適方向が示す基準が明らかになる可能性がある。

リハビリテーションにおいて筋と活動電位の変化を捉えることは有効な筋力トレーニングを実施するために重要な要素となる。本研究で単関節筋と二関節筋の活動電位を比較した結果, 筋の形態を問わず筋の活動電位はコサイン調律と至適方向をもっていることが明らかとなり, その特徴は関節角度の座標上で検討できる可能性が示唆された。一方, Kakeiら²⁴⁾は猿による手関節のトラッキング運動を用いて, 運動野や腹側前運動野の活動と腕の筋活動の関係を調べ, その研究から一つの可能性として, 外部と内部における感覚運動の座標変換について各空間における活動電位はコサイン関数のピーク, すなわ

ち至適方向に基づいたシフトとゲインの単純な組み合わせによって計算できることを提唱している。このことから、活動電位のコサイン調律と至適方向には外部と内部における感覚運動の座標変換に伴う重要な情報が含まれており、今後、関節角度の座標を中心とした活動電位のコサイン調律と至適方向の特徴に関して研究を進めることで筋の形態を問わず中枢神経系の感覚運動の変換過程に準じた新たな筋力(筋活動)トレーニング法が提案できると考えている。

文 献

- 1) Cleland, J. :On the action of muscles passing over more than one joint. *J. Anat. Physiol.*,1: 85-93,1867.
- 2) Markee, J.E., Logue, J.J., Williams, M., Stanton, W.B., Wrenn, R.N., Walker, L.B. :Two-joint muscles of th thigh. *J. Bone Joint Surg. Am.*,37: 125-142,1955.
- 3) Fujiwara, M., Basmajian, J.V. :Electromyographic study of two-joint muscles. *Am. J. Phys. Med.*,54: 234-242,1975.
- 4) Wells, R.P. :Mechanical energy costs of human movement: An approach to evaluating the transfer possibilities of two-joint muscles. *J. Biomech.*,21: 955-964,1988.
- 5) van Ingen Schenau, G.J. :From rotation to translation: Constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Hum. Mov. Sci.*,8: 301-337,1989.
- 6) van Ingen Schenau, G.J., Pratt, C.A., Macpherson, J.M. :Differential use and control of mono- and biarticular muscles. *Hum. Mov. Sci.*,13: 495-517,1994.
- 7) Jacobs, R., van Ingen Schenau, G.J. :Control of an external force in leg extensions in humans. *J. Physiol. (Lond.)*,457: 611-626,1992.
- 8) van Bolhuis, B.M., Gielen, C.C.A.M., van Ingen Schenau, G.J. :Activation patterns of mono- and bi-articular arm muscles as a function of force and movement direction of the wrist in humans. *J. Physiol. (Lond.)*,508: 313-324,1998.
- 9) Cabel, D.W., Cisek, P., Scott, S.H. :Neural activity in primary motor cortex related to mechanical loads applied to the shoulder and elbow during a postural task. *J. Neurophysiol.*,86: 2102-2108,2001.
- 10) Gomi, H. :Minimum principles for muscle-coordination evaluated by the directional preference of muscle activation during multijoint force regulation tasks. *Tech. Rep. of IEICE*,J84-D II : 728-736,2001.
- 11) Meek, S.G., Wood, J.E., Jacobsen, S.C. :Model-based, multi-muscle EMG control of upper-extremity prostheses. In: Winters, J.M., Woo, S.L.-Y. (ed.), *Multiple muscle systems: biomechanics and movement organization*. Springer-Verlag, New York, 360-376,1990.
- 12) Ikai, M., Fukunaga, T. :Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Int. Z. angew. Physiol. einsch. Arbeitsphysiol.*,26: 26-32,1968.
- 13) Milhorn, H.T. :The stretch reflex in human muscle systems. :The application of control theory to physiological systems. ,283-316,W.B.Saunders, Philadelphia,1966.
- 14) Anderson, F.C., Pandy, M.G. :Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *J. Biomech.*,34: 153-161,2001.
- 15) Dubois, M.-H., Herrman, U., Bourbonnais, D., Smith, A.M., Gravel, D. :Correspondence between the directional patterns of hip muscle activation and thier mechanical action in man. *J. Electromyogr. Kinesiol.*,7: 141-148,1997.
- 16) Hoffman, D.S., Strick, P.L. :Step-tracking movements of the wrist IV: Muscle activity associated with movements in different directions. *J. Neurophysiol.*,81: 319-333,1999.
- 17) Inumaru, T. :Relation between the direction of mechanical action of muscles and muscle activation level in force vector regulation by the upper limb. *J. Tsuruma Health Sci. Soc.*,28: 43-52,2004.
- 18) Fagg, A.H., Shah, A., Barto, A.G. :A computational model of muscle recruitment for wrist movements. *J. Neurophysiol.*,88: 3348-3358,2002.
- 19) Nozaki, D., Nakazawa, K., Akai, M. :Muscle activity determined by cosine tuning with a nontrivial preferred direction during isometric exertion by lower limb. *J. Neurophysiol.*,93: 2614-2624,2005.
- 20) Georgopoulos, A.P., Kalaska, J.F., Caminiti, R., Massey, J.T. :On the relations between the direction of two-dimensional arm movements and cell discharge in primate motor cortex. *J. Neurosci.*,2: 1527-1537,1982.
- 21) Todorov, E. :Cosine tuning minimizes motor errors. *Neural Comput.*,14: 1233-1260,2002.
- 22) van Bolhuis, B.M., Gielen, C.C.A.M. :A comparison of models explaining muscle activation patterns for isometric contractions. *Biol. Cybern.*,81: 249-261,1999.
- 23) Inumaru, T., Ikuta, M., Shibata, K., Nishimura, S. :An optimization-based model for analyzing the exertion of force vector at the human upper limb. *J. Tsuruma Health Sci. Soc.*,29: 69-76,2005.
- 24) Kakei, S., Hoffman, D.S., Strick, P.L. :Sensorimotor transformations in cortical motor areas. *Neurosci. Res.*,46: 1-10,2003.

**Comparison of characteristics of muscle activation
in mono- and bi-articular muscles
— A modeling study —**

Inumaru Toshiyasu, Ikuta Munehiro, Shibata Katsuyuki, Nishimura Seiji, Kojima Hisanori

Abstract

The aim of this study was to examine the difference of generating mechanisms of muscle activations between mono- and bi-articular muscles from two kinds of upper limb musculoskeletal models on the computer. Model 1 has normal muscle alignments which include 4 mono-articular muscles and 2 bi-articular muscles. Model 2 has particular muscle alignments which include 8 mono-articular muscles, 4 of 8 muscles are the same mono-articular muscles in Model 1 and rest of 8 are 4 mono-articular muscles that were substituted from bi-articular muscles. The task was the isometric contraction in the upper limb as exerting a force with 20 N magnitude and 24 directions. Methods of calculating muscle activations were performed by an optimization technique. Muscle activations were characterized by a cosine tuning for a function of force directions, and no differences were obtained between Model 1 and Model 2 in cosine characteristics. Moreover, muscle activations of bi-articular muscles in Model 1 were reconstructed as an arithmetic addition of mono-articular muscles which were substituted from bi-articular muscles in Model 2. Therefore, generating mechanisms of muscle activations in bi-articular muscles might be the same mechanism in mono-articular muscles.