

## 反動動作のバイオメカニクス : 伸張-短縮サイクルにおける筋-腱複合体の動態

深 代 千 之

### Biomechanics in stretch-shortening cycle exercise

Senshi Fukashiro

#### Abstract

Behavior of muscle-tendon complex (MTC) in stretch-shortening cycle (SSC) have been extensively studied in natural human movements. The purpose of this paper was to review the biomechanical investigations on SSC, especially in vertical jumping. An effective SSC requires three fundamental conditions: a well-timed preactivation of the muscles before touch-down, a short and fast eccentric phase, an immediate transition (short delay) between stretch (eccentric) and shortening (concentric phase). By the preactivation and the stretch-reflex in eccentric phase during take-off, the stiffness of the agonist's MTCs increased. This high level of the stiffness induced the post-tetanic potentiation of contractile component and the well elongation of elastic component in MTC. As a result, the MTC enhanced force output in concentric phase during take-off.

The viscoelastic properties of MTC have been examined by the quick release, the vibration, the alpha, and the null-point methods in an animal isolated muscle, and by the quick release, the impulse response, and the ultrasound methods in human, respectively. By using these elastic coefficients, the MTC in human jumping was modeled and simulated. The influences of the elasticity and the mechanical energy flow by two-joint muscle were quantitatively determined in these simulation studies. Furthermore, the SSC was studied from viewpoints of the muscle fatigue and the coordination.

**Key words: Stretch-shortening cycle, Vertical jump, Elasticity, Biomechanics**

(Japan J. Phys. Educ. 45: 457-471, July, 2000)

#### 0. はじめに

身体運動は、筋収縮が関節の回転運動を引き起こすことによって生じる。走・跳・投などのダイナミックな動作は「反動」によって支えられていることが多い。反動動作は、例えば垂直跳で勢いよく沈み込むような動作、つまり関節の回転運動が主動作の直前に逆方向に運動することをいうが、その動作を構成する主働筋は一旦引き伸ばされた後に短縮することになる（その活動動態から

Stretch-shortening cycle: SSC と呼ばれている, Komi 1984/1992). 筋やそれに付着する腱および腱膜は粘弾性<sup>注1)</sup>をもっており、これが力の伝達過程あるいは運動の様子に様々な影響を及ぼす (Kawakami と Fukunaga 2000<sup>注2)</sup>) が、その影響は特に反動動作で著しい。反動動作は、それ以外の動作と比較して主働筋にかかる力が極めて大きく (深代1997), これが反動動作を論じる視点にもなっている (柴山と深代1995/1996)。したがって、ダイナミックな身体運動を考察するため

には、筋線維のもつ収縮要素としての機能（収縮特性）とともに、弾性要素の働きを考慮する必要がある<sup>注3)</sup>。このような観点から、主に反動を伴うダイナミックな身体運動の動力源として、筋と腱を合わせた筋-腱複合体（muscle-tendon complex の邦訳<sup>注4)</sup>）について、その動態と身体運動との関係を対象とした研究が多くなされてきた。中でも垂直跳は、この研究分野の対象動作として、身体運動中の筋-腱複合体の動態を観察する際に頻繁に用いられている。これは、垂直跳が様々な身体運動の中で地面反力や発揮パワーが大きく、筋活動の出力形態として極めてダイナミックであるということと、重力に抗する垂直方向だけの運動で扱いやすいということが主な理由であろう（深代1990）。

本研究の目的は、垂直跳動作を中心にした反動動作のバイオメカニクスについて、これまでの研究を概観し、今後の方向性を示すことである。この分野の研究視点は、予備緊張・伸張反射・増強効果・弾性要素の貢献にまとめることができる（図1）。予備緊張と伸張反射は神経系の制御メカニズムに関するもの、増強効果は筋の生化学的特性に関するもの、そして弾性要素の貢献は筋-腱複合体の力学的特性に関するものといえる。本論では、特に弾性要素に焦点をあてることにする。

### 1. 弾性体としての身体

筋の弾性要素の研究は20世紀初頭の Hill の研究にみられるが、運動との関連で弾性の研究が広く注目されるようになったのは、Margaria や Cavagna を中心とするイタリアの生理学者が、走運動の効率が摘出筋のそれよりもかなり高く（Cavagna 1964）、その理由を弾性要素の貢献に求め、その効果を動物の摘出筋で確かめたことからである。すなわち、強縮中のカエルの摘出筋を外部から強制伸張させ、その直後に一定の速度で短縮させたところ、伸張をせずに短縮させた場合よりも筋の仕事量が大きくなる。ただし強制伸張した場合でも伸張後に短縮へ移行するまでの時間が長いと強制伸張の効果がかなり失われてしまう（Cavagna ら1965）。彼らは、このような現象が

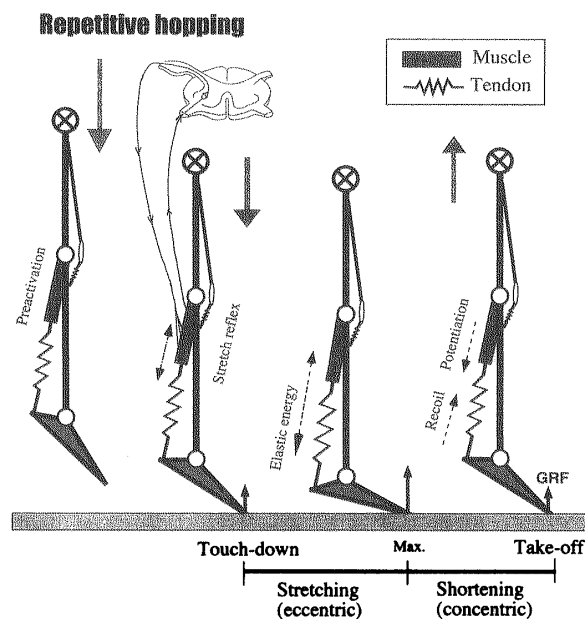


図1 反動動作における研究視点のまとめ。  
※膝を屈曲させない足関節のみの連続跳躍（ホッピング）で、下腿三頭筋を対象にしたモデル。着地前に予備緊張があり、着地後エクセントリック局面で伸張反射と弾性要素の伸張が起こる。その結果、その後のコンセントリック局面で筋の増強効果と弾性エネルギーの再利用が生じる。

生じる理由として、1)強制伸張によって生じた機械的エネルギーが弾性要素に蓄えられ、その後の短縮で再利用される（弾性エネルギーの再利用）、2)強制伸張により収縮要素自体も短縮中の仕事を大きくするような化学的変化を受ける（Potentiation：筋の増強効果<sup>注5)</sup>）、という2点を考えた。この効果は、その後、ヒトの肘屈曲（Cavagna ら1968）や下肢屈伸運動（Thys ら1972）などで確かめられていくことになる（Cavagna 1977）。

これら一連のイタリアの研究と平行して、腱組織を中心とした機能解剖学的な研究も多く行われた（Alexander 1988, Huijing 1992b<sup>注6)</sup>）。弾性要素の硬度の測定方法については、解剖により摘出した腱や腱膜などの各組織を用いて行う方法と、モデルを用いて生体内の弾性特性を推定する方法とがある。Alexander と Bennet-Clerk (1977)

は、人間や動物の歩行を対象に、弾性特性をもつ腱と腱膜における弾性エネルギーの存在を示した。この弾性要素の力学的特徴は、動物実験を通じてかなり定量化された。例えば、Shadwick (1990) は豚の腱における応力-ひずみ曲線から弾性エネルギー蓄積を計算し、Baratta (1991, 猫の前脛骨筋) や Roelvelid ら (1993, 猫の腓腹筋と足の長指伸筋) は、正弦波刺激の入力に対する筋-腱複合体の動的応答を分析することによって弾性を定量化した。また、Huxley と Simons (1971) は急速解放法<sup>注7)</sup>により、Morgan (1977) はアルファ法<sup>注8)</sup>、そして Rack と Westbury (1984) はナルポイント法<sup>注9)</sup>によって定量化を試みた。最近では、弾性の定量化に関する洗練されたシミュレーション研究も示されている (Cole ら1996)。

一方、ヒトの弾性要素についても、それを定量化する努力がなされてきた。一つは、動物の摘出筋と同様の仮定を用いた肘屈曲などの「急速解放法」(Vigreaux ら1980, Pousson ら1990, Fukushima ら1995b) である。この測定法は、筋-腱複合体全体の弾性を求めており、弾性要素の所在分けをすることはできない。また、摘出筋の測定と比較して、ヒト生体の測定ではセグメントの質量分 (例えば肘屈曲では前腕と手部) の慣性が働くために、急速解放という操作そのものが行いにくいという問題点もある。次に、力学的モデルを用いた「インパルス応答法」(Cavagna 1970, Hunter と Kearney 1982/1983, Aruin と Zatsiorsky 1984, Shorten 1987, Wilson ら1991, Lafortune ら1996) があげられる。ここでは、受動的な状態下で粘弾性を推定した次の2つを紹介することにする。Cavagna (1970) は、直立姿勢からの軽い垂直跳の着地後における身体の動揺 (床反力曲線) から下腿三頭筋の粘弾性を定量化した。Shorten (1987) は、椅座位で踵を床から離れた姿勢を維持している被験者の膝をハンマーで垂直上方から軽く叩き、母指球での床反力曲線の動揺から、やはり下腿三頭筋の粘弾性特性を定量化した。これらは身体外部に現れる現象論的な弾性定量化であったが、Shorten の方法に足関節のモーメ

ントアームを考慮することで、筋-腱複合体それ自体の粘弾性特性を定量化できることを Fukushima ら (1998/1999) は示した。さらに最近提示された「超音波法 (Ultrasound method)」(Fukushiro ら1995b, Fukunaga ら1996) による弾性測定がある。これは静的あるいは動的運動時の主働筋に超音波プローブを当て、腱組織あるいは筋束長の伸張・短縮を画像により直接測定する方法である。これは非観血的でありながら、筋-腱複合体の動態を直接観察できることから、近年世界的に注目されている。

身体運動中の動的な活動状態でも、弾性推定が行われてきた。Hof ら (1983) は、筋電図を基にしたモデル研究によって、下腿三頭筋の収縮要素の伸張はヒトの歩行レベルにおいて大きく変化しないことを示した。つまり、筋-腱複合体の伸張変化の大部分は弾性要素 (腱、腱膜など) の伸張変化によるものであり、この現象は筋-腱複合体がより多くのパワー出力を産生することを可能にすると述べ、この現象を「catapult action」と名づけた。近年、超音波法を用いた腱組織の伸張短縮量の直接測定により、ヒトの歩行中の下腿三頭筋の筋-腱複合体の動態を調べた Kubo ら (2000) は、Hof らのモデルによる推定を支持する結果を報告した。

また、一過性の運動において (Vigreaux ら1980, Hunter と Kearney 1983)<sup>注10)</sup>、あるいはトレーニングにおいて (Pousson ら1990)、粘弾性が変化する可能性があることも報告されている。弾性要素がパフォーマンスに影響すること (Aruin と Zatsiorsky 1984, Wilson ら1991, Walsh と Wilson 1997, 伊ら1999) を考えると、筋力増大のトレーニング処方のように、弾性要素に関するトレーニング処方が近い将来構築されていくであろうと推定できる。

## 2. 身体全体の運動を対象とした反動効果の研究

垂直跳の反動の有無<sup>注11)</sup>における跳躍高を比較して反動の効果を定量化する (Asmussen と Bond-Pertersen 1974, Komi と Bosco 1978)、この手法から反動動作の研究が始まったといっ

い。これは身体を重心点で代表させて反動効果を検討しようとするものであり、この手法には次のような力学的背景がある（柴山と深代1995/1996）。つまり、能動的収縮要素とそれにつながる直列弾性要素が質量をもった身体を動かしているという簡単なモデルを考える（図2<sup>注12</sup>）。重りに対する運動方程式は、

$$m \frac{d^2x}{dt^2} = -k(x+f(t)) \quad (1)$$

である。ただし $f(t)$ は、点Aの変位、すなわち能動的動力部（収縮要素）の長さ変化を表す。 $f(t)$ は運動の形態によって様々な形を取りうるが、1周波数の三角関数で表せるとする。すなわち、反動を用いないスクワットジャンプ（SJ）においては、 $f(t) = \alpha \cos \omega t$ , ( $0 \leq t \leq \pi/\omega$ )を、反動を用いるジャンプ（CMJ）においては、 $f(t) = \alpha \cos(\omega t - \pi)$ , ( $0 \leq t \leq 2\pi/\omega$ )をそれぞれ仮定する。ただし、長さが最小となった後（SJでは $t > \pi/\omega$ , CMJでは $t > 2\pi/\omega$ ）は、そのままの長さを保つとする。なお、 $f(t) = 0$ の時、バネの張力とおもりにかかる重力がつり合う位置を $x = 0$ とした。これによって運動方程式に重力を表す項は現れずにすむ。初期条件としては、SJにおい

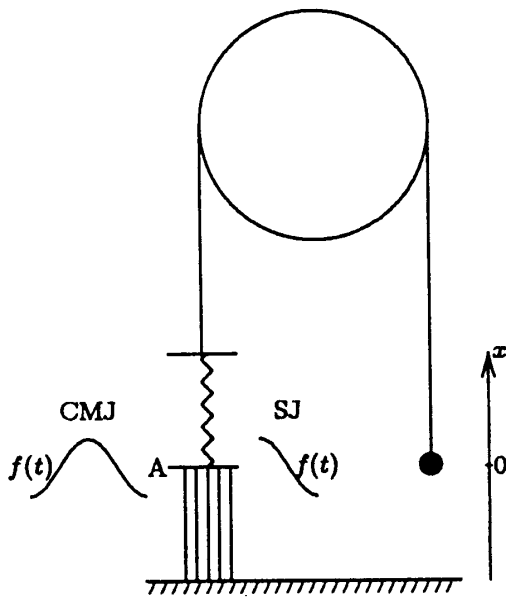


図2 身体運動の概念図（柴山と深代1995）。

ては、おもりの位置を $-\alpha$ 、速度を0とし、CMJにおいてはおもりの位置を $\alpha$ 、速度を0とした。

SJにおける典型的なおもりの運動の様子を示したのが図3(a)であり、CMJにおける典型的なおもりの運動の様子を示したのが図3(b)である。初期条件にもよるが、このように収縮要素とおもりの運動との間に位相差が生じることが特徴である。次に、最終的に得られるおもりの力学的エネルギー（運動全体を通して収縮要素がなした仕事に等しいことに注意）を収縮要素の角振動数 $\omega$ に対して求めたのが図4である。図中(a)はSJモデルによる、(b)、(c)はCMJモデルによる計算結果を示す。ただし、(b)は収縮要素の振幅を(a)と同じにし、(c)はおもり下降期（negative work相）におけるおもりの位置の変化が $2(=2a)$ となるように、収縮要素の振幅を調節して計算した。(c)は、身体運動の多くが、収縮要素の長さ変化範囲ではなく、身体を構成するセグ

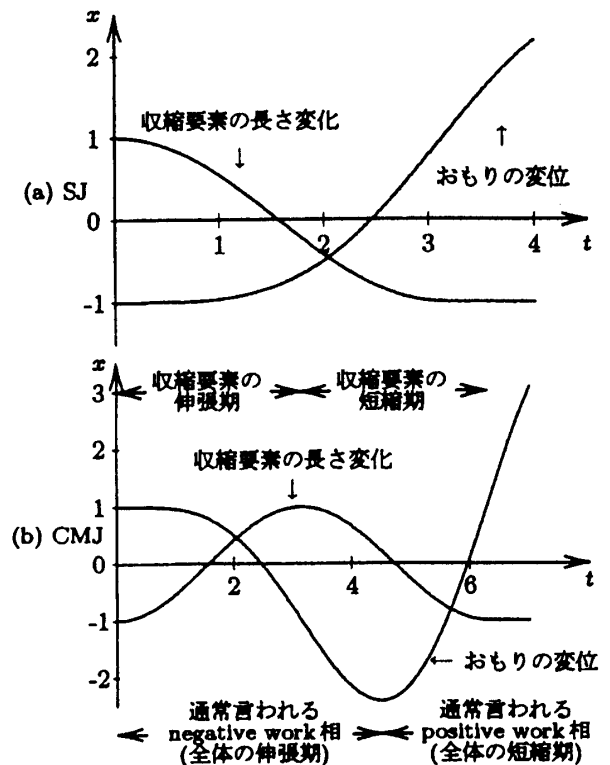


図3 収縮要素の運動と重りの運動との関係（柴山と深代1995）。

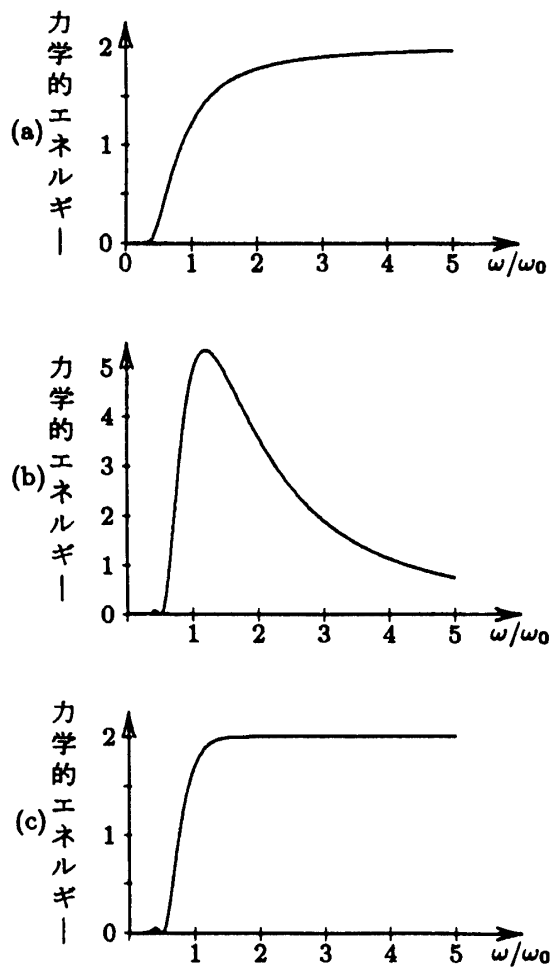


図4 収縮要素の運動の角振動数とおもりが得る機械的エネルギーとの関係（柴山と深代1996）.

メントの動き得る範囲によって制限されている事実を考慮した計算である。(a)のSJモデルでは単純に動力部の速度を速めれば得られるエネルギーが大きくなるが、CMJにおいては(b)に示すように、ある振動数において得られるエネルギーがピークに達し、それ以上速くなくても大きな力学的エネルギーは得られない（収縮体が動作中に十分に仕事をすることができない）ことが分かる。図の示すピークは、収縮体の運動によっておもりが大きなエネルギーを得ることを示すが、このときは、おもりの最下点がSJモデルのおもりの最下点より低くなる（図3参照）。実際の多くの身体運動の類推から、おもりの可動域に制限を加えることにより収縮要素の振幅を調整した(c)をみ

ると、(a)と同じく、動力部の速度を速めることにより、おもりの得るエネルギーは増加し、その極限值は(a)と同じであることが分かる。すなわち、可動域に制限のある身体運動では、たとえ収縮要素が任意の力、長さ、速度特性を有していても、反動動作の効果には理論的な上限があることを示しているといえる。ただし、(a)と(c)とを比較すると、(c)は特に $0.5\omega_0 \leq \omega \leq \omega_0$ におけるエネルギーの増加が急で、比較的小さな $\omega$ でも大きなエネルギーを獲得できることが分かる。また、図5に示すように、 $\omega = \omega_0$ では、収縮体の振幅は小さくてすむ。筋の収縮特性として、短縮速度が小さいほど強い力を発揮できること（Hillの力-速度関係）が知られているが、反動動作によりパフォーマンスが高まるのは、まさにこの性質を効果的に活用しているのである。また、過度に反動を用いようとしても、効果が少なくなることも以上の考察から推察できる。それは、収縮要素に大きな短縮速度、短縮量が要求されることになり、生理学的、解剖学的条件から不利に反動動作が働くことになるからである。

以上の議論を簡単にまとめると、バリスティックに身体（あるいはその一部のセグメント）が運動する条件下では、直列弾性要素の存在により、反動なしでは収縮要素は低速度の短縮で大きな力およびパワーを発揮することが力学的に不可能であるが、反動を用いることにより、それが可能になりうる。つまり、生理学的観点からすると、収

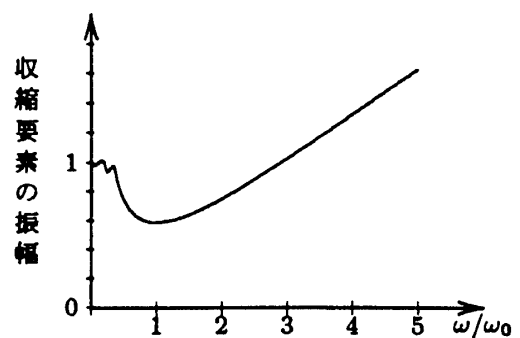


図5 CMJモデルにおいて、おもりの可動範囲を等しくするために必要な収縮要素の振幅と角振動数との関係（柴山と深代1996）.

縮要素たる筋が大きなパワーを発揮するためには至適な負荷-速度の組み合わせが存在するが、反動動作のリズムを調整することによりその条件を実現しうる、あるいはその条件に近い状態を作りうる可能性があるということである<sup>註13)</sup>。これが、弾性要素の存在に重点を置いた場合の反動動作のもつ意味といえよう。Shibayamaら(1998)は、直立位の連続足関節屈伸運動における下腿三頭筋の筋-腱複合体の動態を、強制振動モデルによって説明し、弾性体の効果はリズムカルな連続運動によって顕著に現れることを示した。

この議論は身体運動において、筋-腱複合体中の弾性要素は完全弾性体であり、また、一定の弾性係数をもつということをも前提としたものだった。しかし、生体内弾性体は粘性を持っており、比較的長い時間をかけた変形に対しては、弾性体としての性質が失われていく。また、Boscoら(1981)が指摘するように、筋線維の伸張距離が長く、かつ引き伸ばされた状態が保たれた場合にはクロスブリッジの解離と再結合が起こる。そのため、筋線維自体がもつ弾性係数も運動様式によって変化していくと思われる。そのため、あらゆる様式の運動を一つの弾性定数を用いて表現することは不可能ということになる。そのため、身体運動のモデルを立てるときには、その運動様式に合わせた弾性係数を選択する必要がある。

これまで、反動の有無を比較するという手法を用いて、反動効果に影響する因子、つまり反動動作の繰り返し時間(Coupling time)、負仕事・着地高などによる負荷の大きさの影響などが様々な観点から研究されてきた(Boscoら1981, Komi 1984)。また、縄跳びのような反動を伴う連続垂直跳の機械的効率が摘出筋の短縮性収縮の効率よりもかなり高い(Thysら1975, Fukashiroら1983)という結果も、現象論的に反動効果の存在を示した。しかしながら、この身体重心の運動に注目した方法は、体肢の運動あるいは解剖学的構造に伴う複雑な幾何学的要因が無視されており、筋-腱複合体の反動効果の機序に接近することは難しかった。これらの研究よりも前に、関節個々の正味のトルクを推定する方法<sup>註14)</sup>が Bres-

lerとFrankel(1950)によって提案されていたが、当時はコンピュータもなく手計算では労力が大きすぎて広く用いられることはなかった。

### 3. 個々の関節運動および筋活動の力学的特性

しかし、Winter(1976)が関節トルクの算出方法を一般化し、時を同じくしてコンピュータが発展してきたことから、個々の関節の運動を詳細に分析しようとする流れが起こった(FukashiroとKomi 1987)。こうした背景を基に、反動動作の機序に迫る研究が1980年代中盤から一気に増加した。ここでは、その初期の代表的な研究を紹介する。

Bobbertら(1986ab)は、反動を伴った片足垂直跳について、筋-腱複合体の弾性要素や二関節筋の働きについて研究した。まず、リンクセグメントモデルを通して足関節まわりのトルクを求め、それとは別に下腿三頭筋が筋と腱からなるという筋-腱複合体モデルを考える。この筋-腱複合体モデルでは、筋線維の特性つまり「力-長さ関係」とHillの「力-速度関係」を考慮し、さらに「腱の特性」を考え合わせる。この筋-腱複合体モデルの長さ変化および張力変化から得られる足関節まわりのトルクは、先にリンクモデルによって計算したトルクとかなりの一致が認められ、モデルの妥当性が確認された。そこで次に、筋-腱複合体モデルを用いて、跳躍時の足関節底屈動作における腓腹筋とヒラメ筋のパワー( $P=Fv$ :張力×短縮速度)発現の様子、および全仕事量( $W=\int Pdt$ )を計算した。また、膝関節から足関節に伝達されたパワーを、腓腹筋によって生ずる膝関節まわりのトルクと膝関節伸展の角速度との積から求めた。筋-腱複合体モデルによって求められた足関節まわりのパワー曲線とリンクセグメントモデルから求めた足関節まわりの正味のパワー曲線とはよく一致した。また、腱が運動中にまったく伸張しないと仮定して計算したパワー曲線は、先に計算した足関節まわりのパワー曲線に比べてかなり低い値を示した。このことは、腱の弾性的変形なしには、現実の運動を説明することは不可能であることを示している。身体重心上昇期にお

ける足関節のなした仕事を筋-腱複合体モデルにより計算すると172 Jであり、その内訳は下腿三頭筋全体の仕事が128 J (筋: 60 J+腱: 68 J), そして膝関節から移動した仕事が44 Jであった(図6). この移動は膝関節伸展筋が生み出した機械的エネルギーのうち、膝関節伸展には使われず(腓腹筋を通して)足関節伸展に使われたエネルギーを表す. 以上の議論は身体重心上昇期における足関節まわりのパワーと仕事の大きさを説明するものであった. しかし、内力の伝わり方がどうであれ、外界に対してなす仕事の大きさは変わらないのではないかという疑問が残る. つまり「筋→外界, 筋→腱→外界」, あるいは「膝関節→外界, 膝関節→足関節→外界」というようにエネルギーの流れを考えたとき、エネルギー伝達の経路が変わっても、また、運動のタイミングが変わっても、筋線維の生み出す総エネルギー量は変化せず、結局身体重心の跳躍高に違いがでないのではないかという疑問である. この疑問に対して Bobbert らは以下のような考察を行った. すなわち、弾性要素が(伸張された状態から)短縮することにより、収縮要素は見かけの短縮速度(筋-

腱複合体全体の短縮速度)よりも低い速さで短縮する. そのため Hill の力-速度関係により、収縮要素は低い短縮速度なのでより大きな力を出すことに有利に働く、というものである. このメカニズムが SJ よりも CMJ で顕著に働くことは第2節で考察したとおりである.

Voigt ら (1995) は、ヒトの3種類のジャンプ動作<sup>註11)</sup>を比較し、腱の力学的特性について研究したが、彼らの結果も Bobbert らを支持するものであった. Bobbert らや Voigt らがモデルの中で用いた腱の弾性係数は、ヒトの屍や動物の研究を基にしたものであって、腱の断面積と弾性係数との間には比例関係がある(宮原1985)ということをも前提としていた. しかしながら、腱の形態と機能はそれほど強い相関関係があるわけではない. そこで、モデル研究で仮定された変数を直接測定しようという試みもなされてきた. すなわち、腱にかかる張力の直接測定(Komi ら1987/1999<sup>註15)</sup>)や、先に述べた「超音波法」による腱の弾性係数の測定(Fukashiro ら1995a, Fukunaga ら1996, Fukashiro 1999)などである.

#### 4. 反動における筋の生理的变化

反動動作は、主動筋の伸張を最初に引き起こすが、この急速伸張は50 ms 程度の短潜時の単シナプス性伸張反射および長潜時の伸張反射をもたらし、活動筋の硬度を向上させる(Melville Jones と Watt 1971, Bosco ら1981, Bobbert ら1986c, Gollhofer ら1992, Horita ら1996). また、屈伸運動ではなく跳躍(特に連続跳躍)の場合には、接地前の中枢プログラムによる予備緊張が活動筋の強制的急速伸張の反射効果に好影響を与える(Gollhofer と Kyrolainen 1991, Avela ら1996, Voigt ら1998). その結果、跳躍の踏切中の筋-腱複合体の硬度が増加することになる. 予備緊張と同時に、踏切中の瞬時の活動修正も必要となる(一連の神経-筋活動様式の生成. Gollhofer ら1992, Horita ら1996, Dyhre-Poulsen ら1991). この筋活動様式の協調はトレーニングによって改善されることも報告されている(Schmidtbleicher と Gollhofer 1987, Bobbert ら1987).

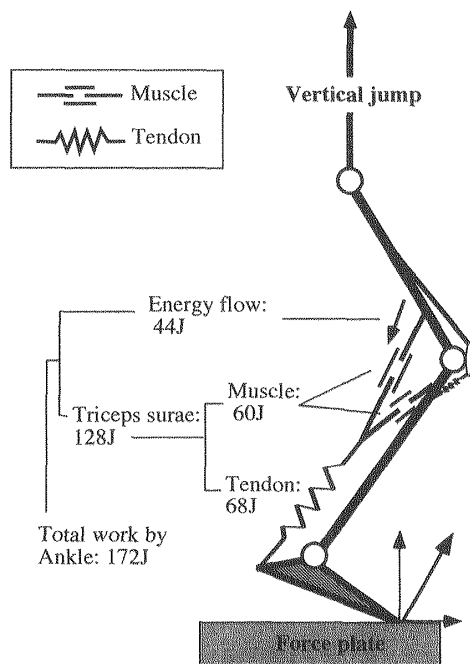


図6 Bobbert ら (1986ab) の結果を基に作図.

さらに、筋の伸張によって収縮要素も生化学的な何らかの変化を受け、大きな仕事をするのが可能になる、つまり収縮要素自体の張力が高まる現象が知られており、それは「増強効果 (Potentiation, Komi 1984/1992)」<sup>注5)</sup>と呼ばれている。弾性要素が存在すると力学的にパフォーマンスの限界が示され、それを達成できるかどうかは収縮要素の使い方だということを見ると、この増強効果は反動動作の有効性を表しているといえよう。逆にいえば、反動動作は筋の特性を利用しやすいということもいえる。ただし、これは単関節運動にはあてはまるが、多関節運動ではその協調が問題となるのでさらに考察が必要になる (5 節参照)。

下腿三頭筋を構成する腓腹筋とヒラメ筋は伸張反射の感度が異なり (Nakazawa ら2000)、外的な負荷に応じて両筋での活動水準に差が生じることも報告されている (Duchateau ら1986, Moritani ら1991ab)。また、マラソンのような SSC が長時間続く運動では、中枢性疲労によって、伸張反射の低下を引き起こす (Avela と Komi 1998)。このように、反動動作に関して、筋の機能分化や筋疲労という神経制御の観点からも、その機序への接近が試みられている。

## 5. 協調パターンに関する研究

垂直跳における反動動作が足関節のみという単関節ではなく膝・股関節を含めた多関節で行われる場合は、関節間すなわち筋群間の協調ということも重要になる (Gregoire ら1984, Voigt ら1995)。各筋群間の活動パターンはパフォーマンスにも大きく影響するからである (Bobbert ら1996, Gregoire ら1984, Voigt ら1995)。動作の最適パターンつまり「協調」に関しては、コンピュータシミュレーション (Nagano ら2000<sup>注16)</sup>)によって、急速に発展してきている。Pandy ら (1990), Pandy と Zajac (1991) は垂直跳をシミュレートし、実際に記録された人間の跳躍動作と比較した。シミュレートされたジャンプと実際の人間のジャンプで同様の動きの特徴が観察された。Selbie と Caldwell (1996) は、異なる初期姿

勢からのジャンプ動作をシミュレートしたところ、初期姿勢の違いが最終的なジャンプパフォーマンスにほとんど影響を及ぼさないことを報告した。

一方、実験的な研究においても協調パターンの研究がなされている。Soest ら (1985) らは片足と両足の反動つき垂直跳びを分析し、動きのパターンを比較した。Bobbert と Ingen Schenau (1988) は、筋の働き、身体の動作パターン、そしてジャンプ成績の関係について調べ、筋は中枢から遠位まで連続して活動することを示した。

人間の動作において最終的なパフォーマンスを最大にするために、力学的出力を各筋で最大にすることは有効でなく、発揮された出力は動きの目的にしたがって適切に利用されなくてはならない。このような観点から、Bobbert と Soest (1994) は垂直跳について、普通の人間の垂直跳の動作と、より強い筋力をもつ人間の動作をシミュレートした。その結果、より強い筋力をもつ人間は良い協調動作パターンをゆがめ、ジャンプパフォーマンスを低くするという結果を得た。この結果はシミュレーションのパラドックス (筋力の強い人が各筋の出力とタイミングをコントロールすればよい) も入っているが、反動効果によって、個々の筋-腱複合体の能力が改善するという問題と同時に、動作全体の協調という問題も今後さらに検討されなければならないといえる。

## 6. おわりに

以上、反動動作のバイオメカニクスに関して、特に弾性要素の貢献という観点から、これまでの研究を概観した。そして、反動によるパフォーマンスや効率の現象論的な増大を、単に「弾性エネルギー再利用による効果」と考察してすませるはいけないことを指摘した。これまでは、ある特殊な条件下で測定された (あるいは特殊な仮定のもとで推定された) 粘弾性という極めて解剖学的あるいは力学的な部分と、動作様式など様々な条件が混合した結果としてのパフォーマンスとが比較される場合が多かった。例えば、弾性は競技特性により差があり (Arui と Zatsiorsky 1984), ま



た弾性の高い人は大きな伸張性負荷（高所からのドロップジャンプ）における跳躍高のパフォーマンスが低い（Walshe と Wilson 1997）といった研究である。今後は、Bobbert ら（1986ab）の研究のように、その両端の中間にあたる「運動中の動作」を考慮した弾性特性に焦点が当てられていくだろう。逆にいえば、粘弾性特性が実際の運動中にどのように振る舞っているか、ということである。この運動中の粘弾性特性の働きを考える上で、粘弾性体の諸パラメータの追究が一層意味をもってくると考えている。

### 謝辞

本論執筆にあたって、金久博昭氏・川上泰雄氏・柴山 明氏（東京大学大学院生命環境科学系）および中沢公孝氏（国立リハビリテーションセンター）から貴重なアドバイスを頂いた。ここに記して感謝する次第である。

### 注

注 1) 粘弾性体：弾性、粘性とは、変形する固体の力学的挙動を、特にその応力とひずみとの間の関係に重点を置いて調べるための代表的な概念である。一般的に物体が外力を受けると形や体積にひずみ (strain: 変形量と初期形状との比) が生じ、物体内部にはこのひずみを戻そうとする応力 (stress: 単位面積当たりの面積力, 面積力: 物体の表面, または物体内部の任意の面を通して両側の部分が及ぼし合う力) が現れる。このひずみを戻そうとする性質を弾性 (elasticity) と呼び、応力とひずみとが常に 1 対 1 に対応し、応力がなくなればひずみも瞬時になくなる (ひずみがなくなるのに要する時間を無視できる) とき、この物体を弾性体という。応力  $F$  とひずみ  $E$  が互いに比例するフック弾性体において、 $F=kE$  と書いた時、 $k$  を弾性率 (modulus of elasticity) と呼び (Young modulus: ヤング率などはその例)、その逆数を弾性コンプライアンス (elastic compliance) と呼ぶ。なお、弾性定数 (係数) (elastic coefficient) という言葉は普通は弾性率 (規格化された量) を意味するが、広義には外力に対する弾性体の変形のしにくさを表わす場合に使用されることもある (ばね定数: spring constant など)。

実際の物体では多かれ少なかれ応力とひずみとの間に時間的ずれが生じることが多い。このよう

な緩和現象 (弾性率や粘性率に相当する物理量がこれらを観察する際の時間や周波数により変化する現象) の原因は物体の粘性 (viscosity) によるものと考えられ、この種の物体を粘弾性体と呼ぶ。ここで言う粘性とは、弾性体の速度の関数として抵抗力が生じる物体の性質である。(完全) 弾性体では運動エネルギーは、ばねの変形のエネルギー (いわゆる弾性エネルギー) として蓄えられ、再び運動エネルギーとして取り出しうるが、粘性体では運動エネルギーは熱エネルギーとして散逸してしまう。

粘弾性体は力学的エネルギーを貯蔵する性質と散逸する性質を合わせ持っており、その最も簡単な現象論的モデルはばねとダッシュポット (ニュートン粘性《速度に比例する抵抗が働く性質》を示す流体と、その中で動くピストンからなる系) を直列、あるいは並列に組み合わせたものである。前者をマクスウェル (Maxwell) 模型、後者をフォークト (Voigt) 模型という。しかし、高分子物質等の粘弾性はこれらの簡単なモデルでは十分に表わせないことが多い。そこで、一つの方法としてこれらのモデルを複数並列、あるいは直列接続したモデルを用い、それぞれの弾性要素、粘性要素に異なった弾性率、粘性率、温度特性などを現象論的に与える場合がある。(『物理学小辞典』培風館(1986) より、柴山改変(野田1997))

注 2) 筋の硬度が力-速度関係に影響を及ぼす (Bergel と Hunter 1979) ように、身体運動と粘弾性特性は関係がある。

注 3) 人間の動作のバイオメカニカルな研究において、筋-腱複合体は、しばしば収縮要素、直列弾性要素、並列弾性要素としてモデル化されてきた (Winters 1990, Hof ら1983)。

注 4) 筋-腱複合体という術語は、筋 (muscle) と腱 (tendon) という解剖学上の具体的な術語が使われることにより、あたかも筋は収縮要素 (contractile component, CC) であり、腱は直列弾性要素 (series elastic component, SEC) であるかのイメージを与えるが、直列弾性要素は必ずしも腱のみに存在するわけではない。ある意味では弾性要素は体内のいたるところに存在し、それは筋線維すら例外ではないことに注意。

注 5) 筋の増強効果 (Potentiation): シナプス前線維に強い伸張刺激を与えると、その後のシナプス後線維に通常よりも大きい反応が現れる。これを増強効果 (Potentiation) という。この場合、シナプス後部膜の感受性に変化はなく、シナプス前線維末端の方が刺激によって強い反応を起こすよう

に変化すると考えられている (真嶋1978, McComas 1996). Bosco ら (1981) は様々な負荷をかけたヒトのスクワット運動によって, この増強効果を現象論的に定量しようとした.

注 6) 弾性体の解剖学的所在: 生体内の弾性要素の主な所在を解剖学的観点から考えると, 1)筋線維: その硬度は活動状態により変化する (クロスブリッジの結合数および筋原線維の性質), 2)腱組織, 3)膜組織, 4)羽状筋の構造に伴う硬度, にあると考えられる (Ettema と Huijing 1990). これらの解剖学的観点からみた弾性要素は完全な弾性体としての振る舞いは示さず, 粘弾性体として振る舞う.

注 7) 急速解放法 (Quick release method): 筋線維はごく僅かしか弾性的伸長や反跳 (recoil) を示さない. 大きな長さ変化は, 弾性によるものでなく, 筋線維の滑り運動の結果である. つまり, 活動中の筋の長さを外力によって変化させるときには, クロスブリッジの解離と再結合が生ずることになる. しかし, 僅かな距離の十分に素早い (弾性的) 短縮においては, クロスブリッジの解離は起こらないと考えられる. このことは, カエルから摘出した単一筋線維を一定の長さに保ち, 電気刺激を加えて張力を発生させる実験によって確かめられている (Huxley と Simons 1971). 急激にクランプの間隔を縮める (筋を短縮させる) と張力が小さくなり, その後数ミリ秒で回復する. この際, 観測される硬度を short-range stiffness と呼ぶ. 結果として, 張力は長さを1.3%以上縮めると零 (ゼロ) にまで落ちる. これは, 活動中の筋線維の張力が, 自身を弾性的に1.3%引き伸ばしていたことを示す. 弾性コンプライアンスの大部分は, クロスブリッジに由来すると考えられている.

注 8) アルファ法 (alpha method): ある一定の活動レベルに保たれた筋線維の硬度は, 非線形的な性質を示す. ある強度で, 等尺性収縮をしている筋線維を少しだけ, 一定速度で引き伸ばしたときの硬度を測定すると, 張力は急激に上昇し, ある点 (yield point: 降伏点) で上昇が穏やかになったり, 落ち込んだりする. こうした降伏点以降の振る舞いは, 筋の活動レベルや受動的硬度の大きさに依存する. 初期の大きな硬度は, short-range stiffness と呼ばれ, クロスブリッジに由来すると考えられている. そのため, short-range stiffness の範囲は, おそらく応力を受けたクロスブリッジの大部分が力学的に解離する点を示していると考えられる. 筋の硬度  $k$  は, 収縮に関与し

ているクロスブリッジの数に比例すると仮定し, かつ, 張力 ( $P$ ) も収縮に関与しているクロスブリッジ数に比例すると仮定すると,  $k \propto P$  となる. その比例定数を  $1/\alpha_0$  と定義する (このモデルでは  $\alpha_0$  は筋固有の定数と仮定することになる). すなわち,  $dP/dx = P/\alpha_0$  である. 腱の一定のコンプライアンスを  $C_T$ , 筋-腱複合体全体のそれを  $C$  とすると,  $C = C_T + \alpha_0/P$  が成り立つ. ここで,

$$\alpha \equiv PC = \alpha_0 + C_T P$$

を定義し, 張力に対して  $\alpha$  をプロットすると, 腱を短くした場合, 傾きが変わっても縦軸の切片は変わらないことが分かる. この結果は  $\alpha_0$  がその筋固有の定数となっていることを示し, モデルの妥当性を支持するものである. なお, このモデルでは腱のコンプライアンスが一定と仮定している. これは, 上述したように張力が比較的大きいところでしか成り立たない. そのため, この方法で腱の硬度が評価できるのは, 等尺性最大筋張力の20~100%である (Morgan 1977, Proske と Morgan 1987より, 柴山改変 (野田1997)).

注 9) ナルポイント法 (null-point method): 筋張力が小さい場合の腱の硬度を測定するために Rack と Westbury (1984) により以下の方法が開発された. 筋-腱複合体全体に正弦関数状の長さ変化を与え, 同時に張力を測定する. 全長の変化は筋線維と腱 (筋外, 筋内を含む) との長さ変化の和である. 筋紡錘からの求心性インパルスが観測されないように (null-point) 筋に電気刺激を与える. このとき, 筋線維はほとんど長さを変えていないと考えられ, 筋-腱複合体全体の長さ変化は腱の長さ変化に帰することができる. この測定により, 活動中の筋-腱複合体における腱の長さ変化-力関係がわかる. この測定方法をナルポイント法と呼ぶ. Rack と Westbury (1984) は筋外の腱を切断して, その硬度を直接力学的試験を行うことにより測定している. 筋外の腱の長さと同様に筋-腱複合体における腱全体の長さを比較し, 補正を行ったところ, 両者の硬度はほぼ等しいという結果が得られた. 彼らは他にも, 筋に一定頻度の電気刺激を与え続けた場合に, 筋-腱複合体の長さを正弦関数状に変化させたときの長さ-張力関係を調べている. このとき得られるコンプライアンスは筋線維と腱とのコンプライアンスの和である.

アルファ法とナルポイント法の結果をまとめると, (1)腱の硬度は張力とともに大きくなっていくが, ある張力からは, ほぼ一定となる. (2)筋線維

の硬度は張力とともに大きくなる。張力が零のときには、硬度はほとんど零になる ( $k \propto P$ )。③筋外の腱の硬度から、筋内の腱（腱膜）の硬度を推定することができる、となる（野田1997）。

注10) Vigreux ら（1980）は上腕二頭筋を対象に急速解放法を用いて、弾性の変化を測定した。①筋-腱複合体が疲労していない状況において、MVC および最大下の随意筋力で弾性定数を求めた。張力が減少するのに伴い、弾性定数は低下した。②反復運動を数セット行い、1セットごとにMVC における弾性の測定を行ったところ、筋が疲労するにしたがってMVCは減少し、それと共に弾性定数が低下した。

Hunter と Kearney（1983）は、インパルス応答法を用いて、疲労に至るまでの経時的な粘弾性定数の変化について研究した。この方法では、一定トルク発揮時（50%MVC）に機械的に擾乱を与えて、トルク変化と角度変位との関係を測定し、そしてその測定データからインパルス応答関数を計算することにより、粘弾性定数を算出した。すなわち、被験者は50%MVCの等尺性収縮運動が継続できなくなるまで運動を行った。経時的に測定された弾性定数は一定で、粘性定数は僅かながら減少するがほぼ一定となった。Hunter と Kearney（1983）は粘弾性定数の変化について、疲労による変化より負荷別の変化の方が大きいと結論した。

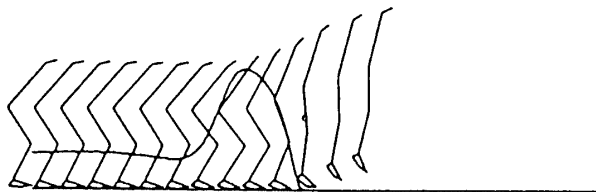
注11) 手を腰に当てて腕振りをしない垂直跳において、下肢3関節を予め屈曲した姿勢から反動をつけないで跳躍する垂直跳（いわゆる Squat jump, 図7a）と、直立姿勢から勢いよく下肢関節を屈曲させて反動をつけて跳躍する垂直跳（Counter movement jump, 図7b）および台から跳び降りた後に踏み切る垂直跳（Drop jump, 図7c）の比較。

注12) このモデルは筋収縮の生理学的条件や、多関節運動であることなどを考慮していない。

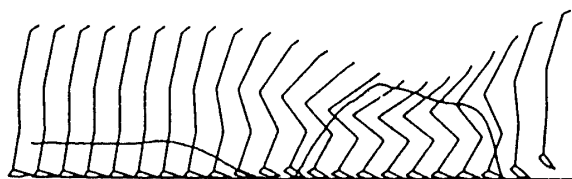
注13) セグメントの質量、弾性要素の硬度、関係する筋の強さにもよる。すなわち、力学的に最適なりズムであっても、筋の発揮張力が堪えられず、実現できないことがある。この点については、このモデルは無力である。収縮要素の動態に、筋の収縮特性、および活動レベルの経時的变化を導入して考える必要がある。

注14) 四肢の質点の変位を基に、それらの速度や加速度を求める。通常先行研究から引用する四肢の質量の値が適切ならば、セグメントにかかる力（通常は関節表面にかかる、関節反力）を推定するこ

a.



b.



c.

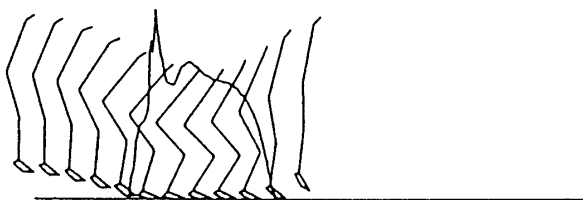


図7 実験に頻りに用いられる3種類の垂直跳動作と床反力（Voigt ら1995より）。

とができる。この手法は、各セグメントや身体全体の機械的エネルギーの瞬時変化を評価する場合に用いられる。各セグメントの慣性モーメントは他の形態学的データを引用している。セグメントの角加速度は運動学的データから求める。これらの変数の回転運動に関する運動方程式を解くことによって、関節トルクを計算できる（Winter 1990）。

注15) ヒトの腱張力の直接測定：最初、ヒトのアキレス腱にバックルタイプのトランスジューサーを組み込んで、運動中の腱張力を測定していた（Komi 1987）。最近では、より容易な方法つまり腱にオプティックファイバーを埋入して圧変化から張力を計る方法（Komi 1999）へと変化してきている。

注16) シミュレーションの手順は、まず身体をモデルで表し、そのモデルに先行研究において示された

機械的変数を代入して、モデルの機能を決定する。モデルの妥当性を実際に記録された人間の運動パターンと比較することによって確かめる。その上で、そのモデルについて運動の状態を様々に制限する、つまりシミュレートしていくのである(深代1990, 藤井1998)。

### 参考文献

- Alexander, R. McN. and Bennet-Clark, H. C. (1977) Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature* 265: 114-117.
- Alexander, R. McN. (1988) *Elastic mechanisms in animal movement*. Cambridge University Press, Cambridge.
- Aruin, A. S. and Zatsiorsky, V. M. (1984) Biomechanical characteristics of human ankle-joint muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.* 52: 400-406.
- Asmussen, E. and Bond-Petersen, F. (1974) Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta physiol. scand.* 91: 385-392.
- Avela, J., Santos, P. M., and Komi, P. V. (1996) Effects of differently induced stretch loads on neuromuscular control in drop jump exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 72: 553-562.
- Avela, J. and Komi, P. V. (1998) Reduced stretch reflex sensitivity and muscle stiffness after long-lasting stretch-shortening cycle exercise in human. *Eur. J. Appl. Physiol.* 74: 403-410.
- Barratta, R. and Solomonow, M. (1991) The effect of tendon viscoelastic stiffness on the dynamic performance of isometric muscle. *J. Biomech.* 24: 109-116.
- Bergel, D. A. and Hunter, P. J. (1976) The mechanics of heat. *Quantitative Cardiovascular studies: Clinical and Research Applications of Engineering Principles*, (Edited by Hwang, N. H. C., Gross, D. R. and Patel, D. J.), 151-213, University Park Press, Baltimore.
- Bobbert, M. F., Huijing, P. A., and van Ingen Schenau, G. J. (1986a) A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *J. Biomech.* 19(11): 887-898.
- Bobbert, M. F., Huijing, P. A., and van Ingen Schenau, G. J. (1986b) An estimation power output and work done by the human triceps surae muscle-tendon complex in jumping. *J. Biomech.* 19(11): 899-906.
- Bobbert, M. F., Mackay, M., Schinkelshoek, D., Huijing, P. A. and van Ingen Schenau, G. J. (1986c) Biomechanical analysis of drop and counter movement jumps. *Eur. J. Appl. Physiol.* 54: 566-573.
- Bobbert M. F., Huijing, P. A., and van Ingen Schenau, G. J. (1987) Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Med Sci. Sports Exerc.* 19: 332-338.
- Bobbert, M. F. and van Ingen Schenau, G. J. (1988) Coordination in vertical jumping. *J. Biomech.* 21: 249-262.
- Bobbert, M. F. and van Soest, A. J. (1994) Effects of muscle strengthening on vertical jump height. *Med. Sci. Sports Exerc.* 26: 1012-1020.
- Bobbert, M. F., Gerritsen, K. G. M., Litjens, M. C. A., and van Soest, A. J. (1996) Why is counter movement jump height greater than squat jump height? *Med. Sci. Sports Exerc.* 28: 1402-1412.
- Bosco, C., Komi, P. V., and Ito, A. (1981) Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta physiol. scand.* 111: 135-140.
- Bresler, B. and Frankel, J. P. (1950) The forces and moments in the leg during level walking. *Trans. ASME* 72: 27-36.
- 物理学小辞典編集委員会編 (1986) *物理学小辞典*. 培風館, 初版.
- Cavagna, G. A., Saibene, F. P., and Margaria, R. (1964) Mechanical work in running. *J. Appl. Physiol.* 19: 249-252.
- 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.
- Cavagna, G. A., Dusman, B., and Margaria, R. (1968) Positive work done by a previously stretched muscle. *J. Appl. Physiol.* 24: 21-32.
- Cavagna, G. A. (1970) Elastic bounce of the body. *J. Appl. Physiol.* 29: 279-282.
- Cavagna, G. A. (1977) Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exerc. Sports Sci. Rev.* 5: 89-129.
- Cole, G. K., van den Bogert, A. J., Herzog, W., and Gerritsen, K. G. M. (1996) Modelling of force production in skeletal muscle undergoing stretch. *J. Biomech.* 29: 1091-1104.
- Duchateau, J., Bozec, S. L., and Hainaut, K. (1986) Contributions of slow and fast muscles of triceps surae to a cyclic movement. *Eur. J. Appl. Physiol.* 55: 476-481.
- Dyhre-Poulsen, P., Simonsen, E. B., and Voigt, M. (1991) Dynamic control of muscle stiffness and H-reflex modulation during hopping and jumping in

- man. *J. Physiol.* 437: 287-304.
- Ettema, G. J. C. and Huijing, P. A. (1990) Architecture and elastic properties of the series elastic element of muscle-tendon complex. Multiple muscle systems., Winters, J. M. and S. L-Y. Woo (eds.), Springer-Verlag, 57-68.
- 藤井範久 (1998) バイオメカニクスにおけるコンピュータシミュレーション. *体育学研究* 42: 394-400.
- Fukashiro, S., Ohmichi, H., Kanehisa, H., and Miyashita, M. (1983) Utilization of stored elastic energy in leg extensors. *Biomechanics VIII-A* Eds.: H. Matsui et al. pp. 258-263.
- Fukashiro, S. and Komi P. V. (1987) Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *Int. J. Sports Med.* 8s: 15-21.
- 深代千之 (1990) 跳ぶ科学. 大修館書店.
- Fukashiro, S., Itoh, M., Ichinose, Y., Kawakami, Y., and Fukunaga, T. (1995a) Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *Eur. J. Appl. Physiol.* 71: 555-557.
- Fukashiro, S., Okada, J., and Fukunaga, T. (1995b) Contribution of series elastic component in elbow flexion using stretch-shortening cycle. XVth Congress of the International Society of Biomechanics, Book of Abstracts, 292.
- 深代千之 (1997) バイオメカニクスからみた理学療法評価. *理学療法学* 24(3): 158-163.
- Fukashiro, S., Abe, T., Noda, M. Shibayama, A., and Brechue, W. F. (1998) Race differences in viscoelastic characteristics of human triceps surae. *Med. Sci. Sports & Exec.* 30: s252.
- Fukashiro, S., Noda, M., and Shibayama, A. (1999) Change of viscoelastic properties in human triceps surae after isometric exercise. *Book of Abstracts.* p. 872.
- Fukashiro, S. (1999) Behavior of muscle-tendon complex in triceps surae during human jumping. In: Limiting factors of human neuromuscular performance. Eds. Kyrolainen, H. et al. pp. 49-50.
- Fukunaga T., Ito, M., Ichinose, Y., Kuno, S., Kawakami, Y. and Fukashiro, S. (1996) Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *J. Appl. Physiol.* 81: 1430-1433.
- Gollhofer, A., Strojnik, V., Rapp, W., and Schweizer, W. (1992) Behaviour of triceps surae muscle-tendon complex in different jump conditions. *Eur. J. Appl. Physiol.* 64: 283-291.
- Gollhofer, A. and Kyrolainen, H. (1991) Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercise under various stretch-load conditions. *Int. J. Sports Med.* 12: 34-40.
- Gregoire, L., Veeger, H. E., Huijing P. A., and van Ingen Schenau, G. J. (1984) Role of mono- and biarticular muscles in explosive movement. *Int. J. Sports Med.* 5: 301-305.
- Hof, A. L., Geelen, B. A., and Berg, Jw. van den. (1983) Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. *J. Biomech.* 16: 523-537.
- Horita, T., Komi, P. V., Nicol, C., and Kyrolainen, H. (1996) Stretch shortening cycle fatigue: interactions among joint stiffness, reflex, and muscle mechanical performance in drop jump. *Eur. J. Appl. Physiol.* 73: 393-403.
- Huijing, P. A. (1992a) Mechanical muscle models. *Strength and Power in Sport.*, Komi, P. V. (ed.), Blackwell Scientific Publications, Oxford. pp. 130-150.
- Huijing, P. A. (1992b) Elastic potential of muscle. *Strength and Power in Sport.*, Komi, P. V. (ed.), Blackwell Scientific Publications, Oxford. pp. 151-168.
- Hunter, I. W. and Kearney, R. E. (1982) Dynamics of human ankle stiffness: variation with mean ankle torque. *J. Biomechanics* 15: 747-752.
- Hunter, I. W. and Kearney, R. E. (1983) Invariance of ankle dynamic stiffness during fatiguing muscle contractions. *J. Biomech.* 16: 985-991.
- Huxley, A. F. and Simmons, R. M. (1971) Proposed mechanism of force generation in striated muscle. *Nature* 233: 533-538.
- Kawakami, Y. and Fukunaga, T. (2000) Specificity and plasticity of skeletal muscle architecture. *J. Appl. Biomech.* 16: 70-71.
- Komi, P. V. and Bosco, C. (1978) Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med. Sci. Sports* 10: 261-265.
- Komi, P. V. (1984) Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exerc. Sports Sci. Rev.* 12: 81-117.
- Komi, P. V., Salonen, M., Jarvinen, M., and Kokko, O. (1987) In vivo registration of Achilles tendon forces in man. 1. Methodological development. *Int. J. Sports*

- Med. 8 (Suppl.): 3-8.
- Komi, P. V. (1992) Stretch-shortening cycle. *Strength and Power in Sport.*, Komi, P. V. (ed.), Blackwell Scientific Publications, Oxford. pp. 169-179.
- Komi, P. V. (1999) Stretch-shortening cycle of muscle function. In: *Limiting factors of human neuromuscular performance.* Eds. Kyrolainen, H. et al. pp. 73-74.
- Kubo, K., Kawakami, Y., and Fukunaga, T. (in Press) Muscle fiber behaviour during human walking. *Biomechanism.*
- Lafortune, M. A., Henning, M. E., and Lake, M. J. (1996) Dominant role of interface over knee angle for cushioning impact loading and regulating initial leg stiffness. *J. Biomech.* 29: 1523-1529.
- McComas, A. J. (1996) *Skeletal muscle: Form and function.* Human Kinetics, Canada.
- Melville Jones, G. and Watt, D. G. D. (1971) Observation on the control of stepping and hopping movements in man. *J. Physiol.* 219: 709-727.
- 宮原将平 (1985) フックの法則. 共立出版.
- Moritani, T., Oddsson, L., and Thorstensson, A. (1991a) Phase-dependent preferential activation of the soleus and gastrocnemius muscles during hopping in humans. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1: 34-40.
- Moritani, T., Oddsson, L., and Thorstensson, A. (1991b) Activation patterns of the soleus and gastrocnemius muscles during different motor tasks. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1: 81-88.
- Morgan, D. L. (1977) Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. *Am. J. Physiol.* 232: C45-C49.
- Morgan, D.L., Proske, U., and Warren, D. (1978) Measurements of muscle stiffness and the mechanism of elastic storage of energy in hopping kangaroos. *J. Physiol.* 282: 253-261.
- Nagano A, Gerritsen, K., and Fukashiro, S. (in press) A sensitivity analysis of the calculation of mechanical output through inverse dynamics: a computer simulation study. *J. Biomech.*
- Nakazawa, K., Yamamoto, S., and Yano, H. (2000) Stretch reflex sensitivity in human elbow and ankle muscles: implication for role of stretch reflex during quiet standing. *Proceedings of ISEK2000 (International Society of Electrophysiological Kinesiology)*, June 25-28, Japan.
- 野田幹子 (1997) ヒト下腿三頭筋の粘弾性特性に関する研究. 東京大学大学院生命環境科学系修士論文. (深代研究室).
- Pandy, M. G., Zajac, F. E., Sim, E., and Levine, W. S. (1990) An optimal control model for maximum-height human jumping. *J. Biomech.* 23: 1185-1198.
- Pandy, M. G. and Zajac, F. E. (1991) Optimal muscular coordination strategies for jumping. *J. Biomech.* 24: 1-10.
- Pousson, M., et al. (1990) Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. *J. Biomech.* 23: 343-348.
- Proske, U. and Morgan D. L. (1987) Tendon stiffness: Methods of measurement and significance for the control of movement. A review. *J. Biomech.* 20: 75-82.
- Rack, P. M. H. and Westbury, D. R. (1984) Elastic properties of the cat soleus tendon and their functional importance. *J. Physiol.* 347: 479-495.
- Roeleveld, K., Baratta, R. V., Solomonow, M., Soest, A. G. van, and Huijing, P. A. (1993) Role of tendon properties on the dynamic performance of different isometric muscles. *J. Appl. Physiol.* 74: 1348-1355.
- Selbie, W. S. and Caldwell, G. E. (1996) A simulation study of vertical jumping from different starting postures. *J. Biomech.* 29: 1137-1146.
- Schmidtbleicher, D. and Gollhofer, A. (1987) Effects of a stretch-shortening typed training on the performance capability and innervation characteristics of leg extensor muscles. *Biomechanics XI-A*, 185-189.
- Shadwick, R. E. (1990) Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age. *J. Appl. Physiol.* 68: 1033-1040.
- 柴山 明・深代千之 (1995) 身体運動中の Muscle-Tendon Complex の動態. *Jpn. J. Sports Sci.* 14: 529-535.
- 柴山 明・深代千之 (1996) 跳躍時の筋・腱連合組織の動態. *Jpn. J. Sports Sci.* 15(6): 397-402.
- Shibayama, A., Ishige, Y., and Fukashiro, S. (1998) Behavior of muscle-tendon complex in triceps surae during a repetitive ankle-bending exercises. *Jpn. J. Biomech. Sports Exerc.* 2(1): 19-27.
- Shorten, M. R. (1987) Muscle elasticity and human performance. *Med. Sport Sci.* 25: 1-18.
- Soest, A. J. van, Roebroek, M. E., Bobbert, M. F., Huijing P. A., and Ingen Schenau, G. J. van (1985) A comparison of one-legged and two-legged counter movement jumps. *Med. Sci. Sports Exerc.* 17: 635-639.
- Thys, H., Faraggiana, T., and Margaria, R. (1972) Utilization of muscle elasticity in exercise. *J. Appl. Physiol.* 32: 491-494.

- 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.
- Vigreux, B., Cnockheart, and Pertuzon, E. (1980) Effects of fatigue on the series elastic component of human muscle. *Eur. J. Appl. Physiol.* 45: 11-17.
- Voigt, M., Simonsen, E. B., Dyhre-Poulsen, P., and Klausen, K. (1995) Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. *J. Biomech.* 28: 293-307.
- Voigt, M., Dyhre-Poulsen, P. and Simonsen, E. B. (1998) Modulation of short latency stretch reflexes during human hopping. *Acta Physiol. Scand.* 163: 181-194.
- Walshe, A. D. and Wilson, G. J. (1997) The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. *Can. J. Appl. Physiol.* 22: 117-132.
- Winter, D. V. (1979) *Biomechanics of human movement.* John Willy & Sons.
- Winters, J. M. (1990) Hill-Based Muscle Models: A Systems Engineering perspective., *Multiple Muscle Systems.*, Winters, J. M. and S. L-Y. Woo (eds.), Springer-Verlag, New York, 69-93.
- 尹 聖鎮・大山下圭吾・岡田英孝・高松 薫 (1999) 傾斜面でのリバウンドジャンプにおける腓腹筋の stiffness がアキレス腱張力に及ぼす影響. *体育学研究* 44: 510-521.

(平成12年4月26日受付)  
(平成12年5月20日受理)