

展望

二関節筋

—進化史に裏付けられた出力・制御機能特性—

Bi-articular Muscle

—Unique Control Properties Supported by Biological Evolutionary Evidences—

熊本水頼* 京都大学名誉教授

Minayori Kumamoto* *Professor Emeritus of Kyoto University

1. はじめに

人間環境下で役立つロボットの実現のために、生体の筋骨格系の有用性を明らかにする特集と承っている。現在 HONDA の ASIMO に代表される人型ロボット、あるいは装着型ロボットスーツの開発が盛んであるが、いづれも人間特性を現していないことに気づかれての本特集の企画であろう。まずは企画関係者の慧眼に敬意を表しておきたい。

現行の人型ロボットや装着型ロボットスーツと人間との違いは単純明快、彼らは関節ごとにモータが配置されているが、人間の関節にはモータは着いていない。関節をまたぐ筋肉によって動いているがその筋肉の中に一つの関節だけでなく、隣り合った二つの関節にまたがり、両方の関節を同時に動かす二関節筋というものがある。二関節筋といっても特別な筋ではない。“二の腕の力こぶ”、身近な筋でこれが二関節筋で上腕二頭筋という。反対側に二関節筋の上腕三頭筋が拮抗して存在する。下肢には大腿部の後ろ側全面を占めるハムストリングスと前面中央にある大腿直筋が二関節筋で拮抗して存在する。ともに身近な強大な筋である。この二関節筋の存在は古くから知られていたが (C. Galen (131~201AD)), 今まで身体運動の力学的解析に際して二関節筋を計算に取り込むことはほとんどなされていなかった。それはキネシオロジーあるいはバイオメカニクスが導入された 1950 年~1960 年代にかけて、機械工学、すなわち関節トルク力学体系をそのまま適用して始められたことに由来する。機械工学力学体系には 2 関節同時駆動の概念はまったくない。

そこでまず、人間や動物の四肢に本来普遍的に存在する拮抗二関節筋が四肢リンク機構の系先端出力特性および制御機能特性にどのように貢献しているか解説し、現行のロボットリンク機構との差を明らかにする。さらに人間や動物が運動制御に二関節筋を装備した進化史的必然性に基

づいて、将来展望について、その一端を概説する。本稿の詳細解説は文献 [1] [2] にあり特別なもの以外は個々の引用を省略した。

2. 四肢先端出力特性について

2.1 筋電図動作学的解析

二関節筋力学体系の理論体系は、もちろん人体四肢の運動に参与する拮抗二関節筋の活動様相に基づいて構築されるべきである。図 1 に示すように上肢を水平位並びに矢状面に保ち、手根関節部に力検知器を装着し等尺的最大努力で全方位、 360° の方向に力を発揮させた。この間、肩関節と肘関節にまたがる一対の拮抗二関節筋 (上腕二頭筋: Blo と上腕三頭筋長頭: Tlo のペア) 並びに両端の関節の拮抗一関節筋群 (肩関節では三角筋前部: Da と同後部: Ds のペアおよび大胸筋鎖骨部: Pc と大円筋: Tm のペア、肘関節では上腕三頭筋外側頭: Tla と上腕筋: Br のペア) (図 1) から表面電極誘導法によって筋電図を記録した。8 名の被験者について、それぞれ上肢を伸展させた姿勢、屈曲させた姿勢とその中間の 3 種の姿勢について試技を行わせた。

すべての筋電図を比較検討した結果、ほとんど同様な放電様相を呈していた。そこで筋放電の積分値を求め百分率表示をしてすべての記録を重複描記したものが図 2 である。

この図から、各拮抗筋ペアはそれぞれ特定の出力方向領域で放電活動を交代し、拮抗二関節筋、肘関節拮抗一関節筋、肩関節拮抗一関節筋と放電活動を交代する領域が順次

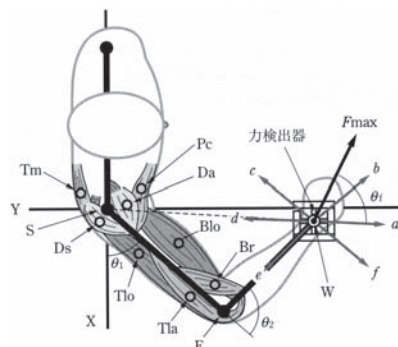


図 1 筋電図上肢被験筋と実験姿勢 (被験筋の符号は本文中)

原稿受付 2010 年 5 月 13 日

キーワード: Bi-articular Muscle, Coordination Control Model, Antagonistic Pair Muscle Control, Output Force Characteristics, Control Properties

*〒 606-8501 京都市左京区吉田本町

*Sakyo-ku, Kyoto-shi, Kyoto

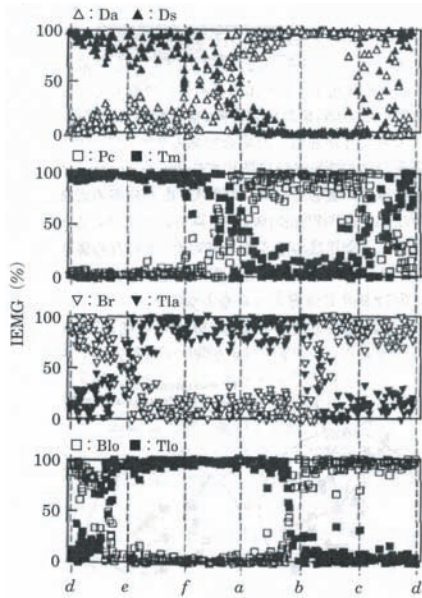


図2 百分率表示積分筋電図

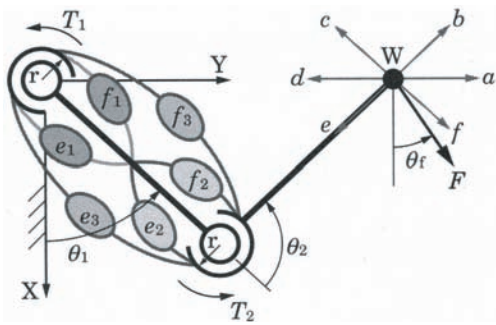


図3 実効筋概念導入による上肢基本モデル

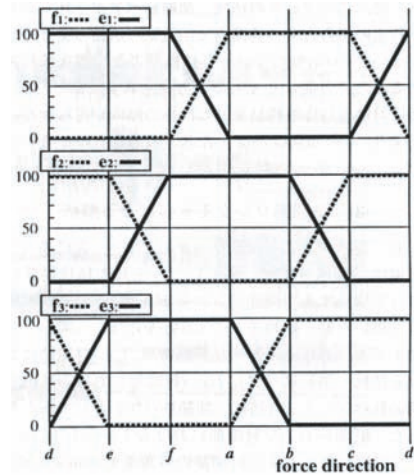


図4 基本モデルの系先端に最大出力を発揮させるための各筋出力レベルの理論的計算結果

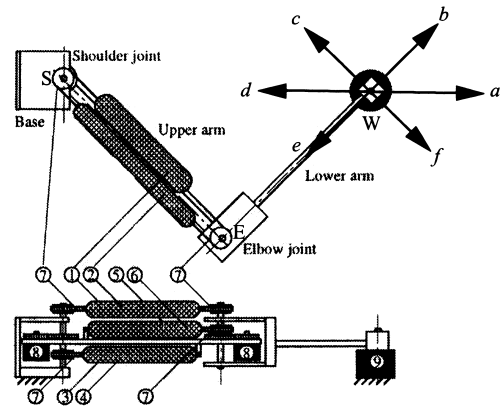


図5 拮抗二関節筋を含む3対拮抗筋装備空気圧制御ゴム人工筋アームロボット

変わり、2 巡して全方位をカバーしていることが分かる。1 対の拮抗二関節筋と 2 対の拮抗一関節筋群が見事に協調した活動様相を呈していた。

2.2 機械的リンクモデルによる理論的解析

人体四肢の第 2 関節（肘および膝関節）が蝶番関節であり、上肢下肢ともに制御に関与する二関節筋が第 1 リンクと第 2 リンクが作る二次元平面内に局在するという解剖学的特徴に基づいて、実効筋概念を導入して構築した拮抗二関節筋装備上肢基本筋骨格モデルが図 3 である。

この図 3 の系先端 W において最大出力を発揮させるための各筋の出力レベルを理論的に計算してグラフにプロットしたものが図 4 である。明らかに図 2 の筋電図パターンに似ており、それぞれの拮抗筋は特定の角度領域で活動レベルを交代しながら出力方向制御に貢献し、3 対で全方位をカバーしていると考えられる。

2.3 ロボット工学的解析

さらにロボット工学的に確認実験を行うために、空気圧制御ゴム人工筋を使い、拮抗二関節筋を含む 3 対の拮抗筋

を装備したアームロボットを製作した（図 5）。

図 5 のロボットの各筋を図 4 に示すパターンで駆動したときのロボット系先端に発揮される力をプロットした出力分布が図 6 である。

すなわち 3 対の拮抗筋の存在が 360° の方向へわたって出力方向を制御しており、かつ出力分布が 6 角形を示すことを実証している。

系先端出力分布が何故 6 角形となるのか、理論的にも詳述してあるが [2]、視覚的に示したのが図 7 である。

ここで注意すべきは、従来の関節トルクに基づいた力学教科書は、例えば図 7 左パネルの筋 f2 が収縮するときには、関節 E の周りにトルクを発生させるので、系先端 W では前腕軸に直角に力を発揮すると述べてある。関節 S を完全に固定した機械的リンク機構ではいざ知らず、人体では肩関節 S を完全に固定することはできない。肩関節 S、肘関節 E がともにフリーなリンク機構では肘関節周りの 1 関節筋 f2 および e2 は手根関節 W と肩関節 S を結ぶ方向に

出力し、肩関節周りの1関節筋 f_1 および e_1 は前腕に沿った方向に、拮抗二関節筋 f_3 および e_3 は上腕に平行な方向に出力する(図7左パネル)。したがって任意の出力方向に対して、影響する各筋の出力和を幾何学的に求めると図7右パネルに示すように6角形の出力分布図が得られる。

拮抗二関節筋の存在を無視し関節トルクで計算した場合には系先端出力分布は4角形となり生体本来の出力特性を現すことはできない。理論的実験的に実証確認した結果が大島らの論文[3]である。図8に示す歩行着床時の動作解析に当たっても床反力は脚本来の6角形の出力分布特性(パネルA)によって補償されているはずで、関節トルク(パネルB)では生体本来の特性は解析できない。

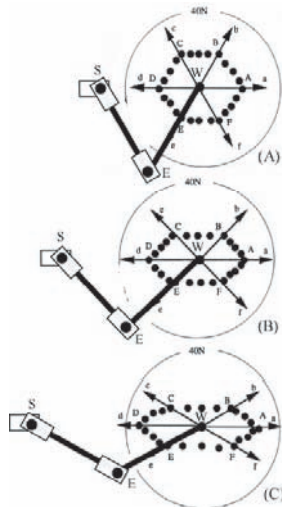


図6 アームロボット系先端出力分布

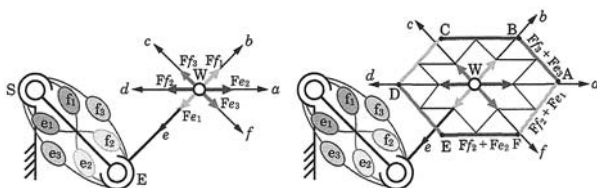


図7 各実効筋の系先端出力方向と6角形出力分布

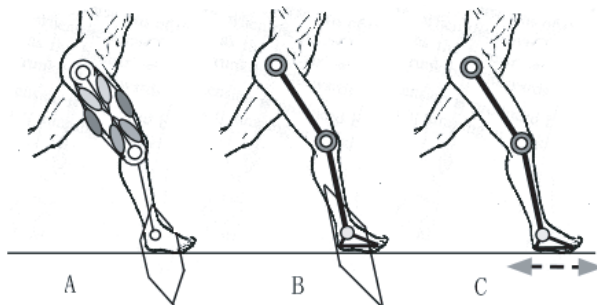


図8 下肢着床時の問題点について

3. 四肢先端制御機能特性について

3.1 剛性制御(姿勢制御)

拮抗二関節筋の存在は、従来から当然の如く考えられていた個々の関節の独立した関節剛性に代わって、四肢2関節リンク機構の系全体の剛性制御を考えるべきことを示唆するものである。

図9に示す結果は拮抗二関節筋の存在が機構的に外部擾乱に対して、四肢先端からの感覚情報のフィードバックなしでも安定した姿勢制御を可能としていることを示唆するものである。拮抗二関節筋がかかわる卓越した出力特性および制御機能特性は脊髓レベルにおける機能的特性を示しているもので、脊髓反射による姿勢制御以前に、拮抗二関節筋を備えた機構そのものがバランス機能に貢献していることを示す。これは神経による情報伝達・処理時間の致命的遅延を補うものと考えられる。

これをさらに上位中枢による制御がいかにかかわってくるのか見極めること、これらのことも今後臨床応用を考える上で重要となろう。

工学的には拮抗二関節筋を含む3対の拮抗筋の存在は系先端剛性の楕円を自由に制御できることを示すものである。

3.2 軌道制御(力と変位の関係)

工学的には Contact task と呼ばれるもので、本来拮抗二関節筋を持っているヒトや動物はまったく問題にならないが、関節ごとにモータが配置されているだけで2関節同時駆動の概念のないロボット工学の領域では最も深刻な問題の一つである。

理論的並びに実験的解析の結果を図10に示す。要するに、リンク機構系先端に外力が加えられたとき、拮抗二関

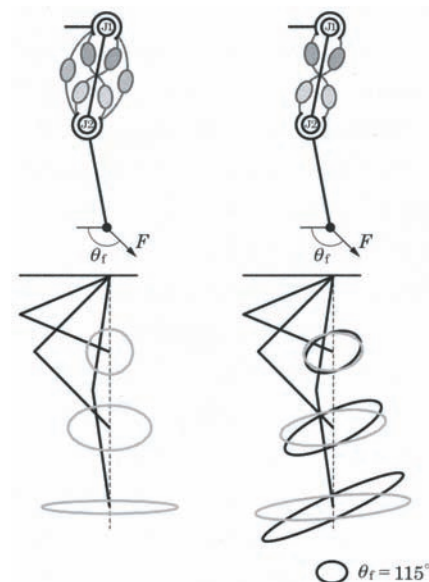


図9 拮抗二関節筋の有無が系先端剛性に及ぼす影響

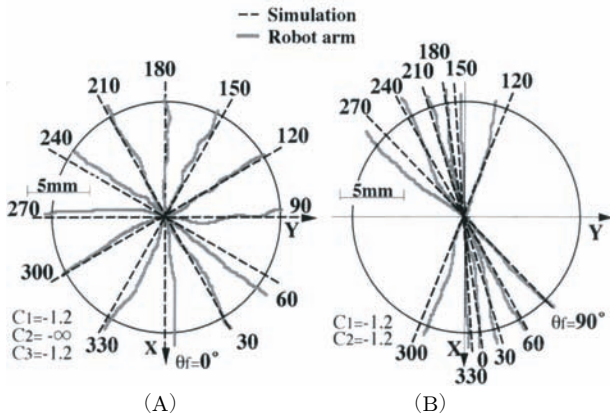


図 10 2 関節リンク機構系先端へ加えられた外力と先端軌跡の理論的、実験的解析結果
 (A)：拮抗 1 関節筋とともに拮抗 2 関節筋が装備されたモデル
 (B)：拮抗 1 関節筋のみで拮抗 2 関節筋を欠くモデル

筋が装備された機構では負荷の方向と変位の方向は一致して問題ないが、拮抗二関節筋のない機構では一致せず、ずれてしまう。系先端の位置の情報を常に追ってフィードバック制御が欠かせないことになる。図 8C に示すように、関節にモータを装備しただけのロボットスーツのようなものを装着したとき、着床の床反力の方向に変位は一致せず滑る力が働くことになる。また出力分布も違えば患者が違和感を訴えるのは当然であろう。しかし 6 角形の出力分布の特異性に基づくヒトの卓越した適応能力が少々欠陥理論にも対応してしまうことは後述する。

4. 出力特性を再現する神経回路網

図 2 に示す筋活動様相は、脊髄における α 運動ニューロンの活動様相そのものである。そこで図 2 において各拮抗筋ペアの活動レベルが特定の出力方向領域で一方が漸増的に変化するとき、他の拮抗筋は漸減的に変化することに着目し、かつ活動レベルの交代は少なくとも 4 個の筋束を仮定すれば理解しやすいことから図 11 に示す脊髄レベル神経回路網を提案した。この回路は出力方向 a と b の間で活動レベルを交代しているの、拮抗二関節筋に対する回路を示している。

神経情報は電気情報にほかならない。したがって神経回路網は電気回路で簡単に再現可能で、図 11 の神経回路網は、簡単なポテンシオメーターを使った図 12 の最下段パネルに示す回路で示される。図 11 に示すスイッチボードは、このような装置が脊髄にあるというのではなく、出力方向を示す上位中枢からの指令を具象化したものである。

図 11 のスイッチボードの部分をも 60° ずつ位相をずらせて (図 12 上段および中段パネル) 3 個を一つにまとめると、出力方向を指示する単一の入力信号で 3 対 6 筋の拮抗筋群の活動レベルの制御が可能となる。

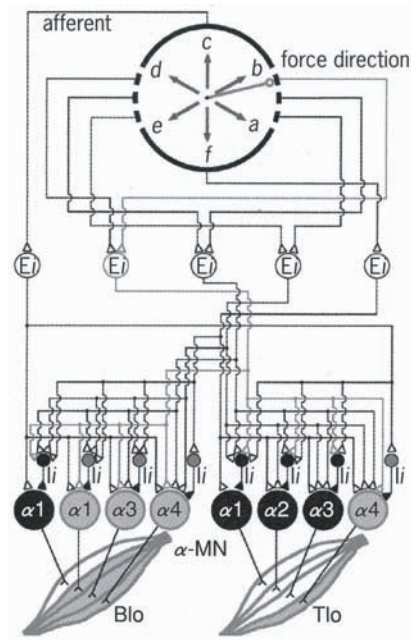


図 11 拮抗筋の活動レベル交代を再現する脊髄レベル神経回路網
 Ei：促進性介在ニューロン
 Ii：抑制性介在ニューロン
 $\alpha 1-4$ ： α 運動ニューロン
 上部スイッチボード：出力方向を指す上位中枢からの指令を具象化したもの

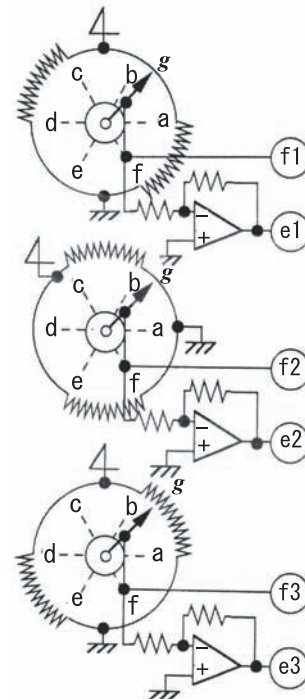


図 12 出力方向制御器

我々はこれを協調制御モデル (Coordination Control Model) と呼ぶことにしているが、沖電気工業 (株) はすでに BiCCOM (Bi-articular actuator provided Coordination

Control Model) OKI-ARM を製作し, 単一入力信号による任意の方向への出力や系先端出力分布が6角形を示すことなどを実証している [1].

ここで強調しておきたいのは人体四肢リンク機構では第1関節(肩関節あるいは股関節)と第2関節(肘関節あるいは膝関節)は独立に制御されているのではないという事実である.

5. 関節トルクに代わる筋力評価法

5.1 実効筋力計測評価法 (FEMS Program)

人体四肢の出力特性として拮抗二関節筋を含む実効筋の出力を計測, 評価することが求められる. それを計測評価できるシステムは図7右パネルに示されている出力分布の形状特性に可能性を見出すことができる. すなわちこの6角形の出力分布の幾何学的合力計算の過程から次のことが明らかとなった. まず, 辺 AB と辺 DE は平行で, その長さは拮抗二関節筋の出力和 (Ff_3+Fe_3) に等しい. 次に辺 BC と辺 EF は平行で, その長さは肘関節拮抗一関節筋の出力和 (Ff_2+Fe_2) に等しく, さらに辺 CD と辺 FA は平行で, その長さは肩関節拮抗一関節筋の出力和 (Ff_1+Fe_1) に等しい. したがってこれらの性質を利用して, 被験者の負担を軽減するためできるだけ少ない計測点で評価する方法として提案されたものが図13に示す4点計測法である. 詳細は参考文献 [1] を参照していただくとして現在, 竹井機器 (株) および (株) 計算力学研究センターの協力を得て試作器の改良とデータ収集が進められているところである.

実効筋力計測例の一部を紹介したものが図14である. 6角形の形状に差違が見られるのは個人的出力特性と見てよ

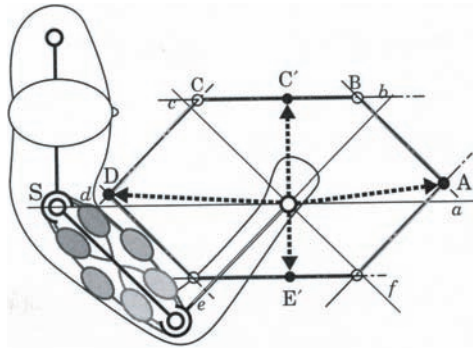


図13 実効筋力評価4点計測法

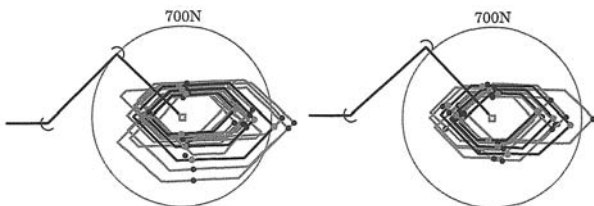


図14 実効筋力計測例

いであろう.

5.2 融通無碍の出力特性

図15はある6角形の出力分布を構成する (f_i+e_i : $i=1, 2, 3$) の組み合わせは無限に存在することを示している. 3対6個の実効筋の一つを決めてやらなければ解は求まらないが, 反面, ある一つの筋が疲弊しても他の筋の出力の調整で全体の出力特性には影響は出ないことも示している.

出力特性の違う装着型パワースーツのような装具を押しつけられても違和感があるのはしばらくのことで, 順応できる根拠をも示す. しかし一時的に順応したあと, 人体にどのような影響が出るか, 寡聞にして聞いていない.

6. 二関節筋獲得の進化的背景

現世の2足歩行, 4足歩行を行う陸上動物は, 哺乳類をはじめ鳥類, 爬虫類から両生類に至るまで, ほとんどすべて拮抗二関節筋を備えている. したがって二関節筋は進化的に原始魚類が四肢を得て水中から陸上へ上がることに成功し, 原始両生類へと進化した時点で獲得したと考えるのが自然であろう (図16). しかもその拮抗二関節筋は両端の関節の2対の拮抗一関節筋群とともに, 図11に示す拮抗筋制御回路の位相をずらせた3個の制御回路があれば, 原始両生類の貧弱な中枢でも四肢の円滑な制御は可能である.

ここで制御の基本と予想される拮抗筋制御の淵源を辿ると約5億7千万年前, カンブリア紀の始めに現れて, 今なお世界中の温帯, 亜熱帯の砂質海底に生息している原索動物のナメクジウオに辿り着く. ナメクジウオは繊維性脊索の両側に配置された筋でS字状波動運動で遊泳している. その筋は現世高等動物の横紋筋とほとんど変わらぬ構造を示し, 神経索には神経回路網を構成するに足る介在ニューロンを持っている. そこで堂埜 (2005) は形状記憶合金を使って7対の拮抗筋配置を持つナメクジウオモデルを作り, 図11と等価な拮抗筋制御回路を時間差制御することでS字状波動運動再現の可能性を見出し [1], 辻 (2009) は電動モータによってベルト駆動モデルを作りS字状波動遊泳運動再現に成功した [4]. ここに時間差で使用した拮抗筋制御回路を, そのまま位相差で組んでBiCCOM OKI ARMが

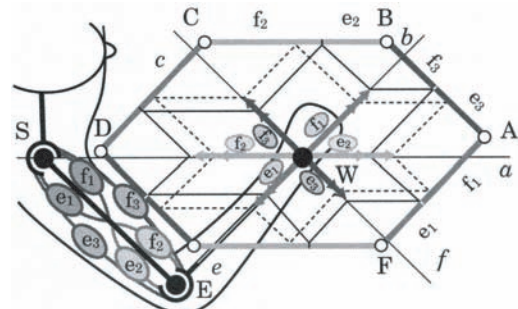


図15 融通無碍の出力特性

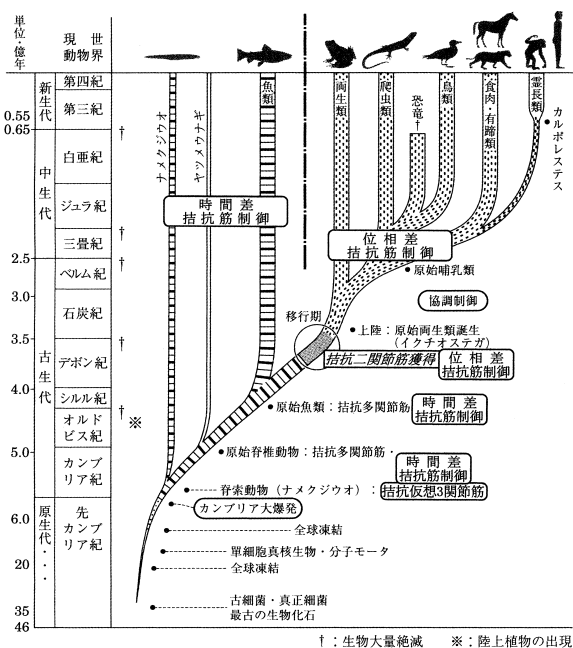


図 16 二関節筋獲得の進化的背景

制御できることを来たる国際シンポジウムにおいて実証、披露する予定である [5]。これによって生体運動制御の基本原理解明の有力な手がかりを得ると同時に、生体の出力特性、制御機能特性を有するロボット機構の確固たる根拠を得ることができよう。

7. まとめと将来展望

生体四肢リンク機構にとって拮抗二関節筋を計算座標に取り込むことは避けられぬ命題であり、パラダイムシフトを余儀なくさせられる。生体力学、生体工学の最も基礎にかかわるだけに、その影響する領域は極めて広範にわたるかつ深刻である。特に患者と直接かかわるリハビリテーション領域、整形外科領域では次第に理解が進み臨床応用の道

を探り始めている。ロボット工学領域についての展望の一端を述べる。

(1) マン—マシンインターフェース、マスタースレイブシステムでは人体側と機械側の出力特性、制御機能特性を一致させることが基本的に重要である。拮抗二関節筋装備協調制御モデルの適用が解決の鍵となる。

(2) 3 対 6 個のアクチュエータで駆動されるシステムは一つのアクチュエータの故障や欠落でもシステム全体の出力特性は維持できる。極限作業ロボットなどへの適用が考えられる。

(3) 現在のシミュレーション工学はモーションキャプチャーベースでこれは関節トルク力学体系にはほかならない。これでは人体の出力特性などの解析、再現はできない。実効筋駆動シミュレーションモデルの開発、FEMS Program による動作解析の実用化を進展中である [6]。

参考文献

- [1] 熊本水頼 編著：ヒューマノイド工学。東京電機大学出版局，2006。
- [2] 熊本水頼 編著：二関節筋。医学書院，2008。
- [3] 大島徹ら：“一関節筋と二関節筋の協調による四肢の力出力分布特性—一関節トルクによる力出力分布との相違—”，精密工学会誌，vol.73，no.4，pp.492-497，2007。
- [4] 辻俊明ら：“ナメクジウオ型ロボットによる拮抗 3 関節筋機構の模倣とその実験的検証”，精密工学会生体機構制御・応用技術専門委員会 16 回例会抄録集，pp.32-35，2009。
- [5] <http://www.isab2010.com/>
- [6] <http://air-dawn.net/>



熊本水頼 (Minayori Kumamoto)

1960 年京都大学講師，医学博士，教授を経て 1990 年退官，同大学名誉教授。同年富山県立大学工学部教授，1992 年二関節筋国際シンポジウム組織委員長 (Rome, Italy)，2002 年株式会社計算力学研究センター顧問，2004 年 (社) 精密工学会生体機構制御・応用技術専門

委員会委員長。