

歩行解析のためのアクティブ・センシングに関する研究

Active Sencing for Analysis of Human Walk

巖見 武裕*, 宮脇 和人**, 大日方五郎***

Takehiro IWAMI, Kazuto MIYAWAKI and Goro OBINATA

*鶴岡工業高等専門学校, **秋田県工業技術センター, ***秋田大学

Turuoka College of Technology, **Akita Prefectural Industrial Reserch Institute, *Akita University*

Key Words: Biomechanics, Bio-Motion, Muscle and Skeleton, Bi-Articular Muscles, Mono-Articular Muscles

連絡先: 〒101-8502 秋田市手形学園町 1-1 秋田大学工学資源学部 機械工学科 大日方研究室
中山 淳, Tel.:(0188)-89-2734, Fax.:(0188)-37-0405, E-mail.:

1. 緒言

歩行解析のための実験装置として、マニピュレータと力センサ、磁気センサを有する歩行解析ロボットを製作した。これは歩行中の被験者に対して任意の方向に外力を加え、そのときの身体運動の変化を検出するアクティブ・センシングを行うためのものである。これにより、人間の歩行メカニズムを制御理論的、運動学的に解析する予定である。

歩行中の人体の運動インピーダンスは、姿勢の変化と筋活動により常に変化する。今回はまず、歩行中の重心位置の機構剛性の変化を、筋骨格モデルを用いたモデル計算により求めたので報告する。

これまで、生物に特有な二関節筋が存在する場合の運動解析および実験について、Hoganらは、作業空間における運動インピーダンスを等ポテンシャル楕円体、モビリティ楕円体を用いて解析した^{(1)~(3)}。また、辻、伊藤らは、作業空間と関節空間、筋空間の各レベルで位置、力、運動インピーダンスがどのように変換されるかを解析した。そして、筋力による手先操作性を運動インピーダンスを反映した楕円体を用いて表現し、運動インピーダンスによる筋力計算法を示した^{(4)~(6)}。これらの研究は主に上肢の水平面での運動を対象としたものである。しかし、下肢においても筋骨格系の配列は上肢とほぼ同様の構造を示す。そこで、本研究ではこれらの結果を矢状面での歩行運動に拡張した解析を行う。

本研究では、歩行運動を重心の移動としてとらえ、移動空間と関節空間、筋空間の間の運動インピーダンスの関係に着目して、歩行中の筋力と重心に作用する力の関係について検討した。そして、歩行中の重心位置の機構剛性の変化を楕円体を用いて示した。

2. 製作した実験装置

図1に製作した歩行解析ロボットの概要を示す。本装置は駆動部、アーム部、センサ部より構成される。アーム部は7自由度の垂直多関節型マニピュレータであり、エンドエフェクタは6軸力覚センサを介して被験者の腰部に装着される。

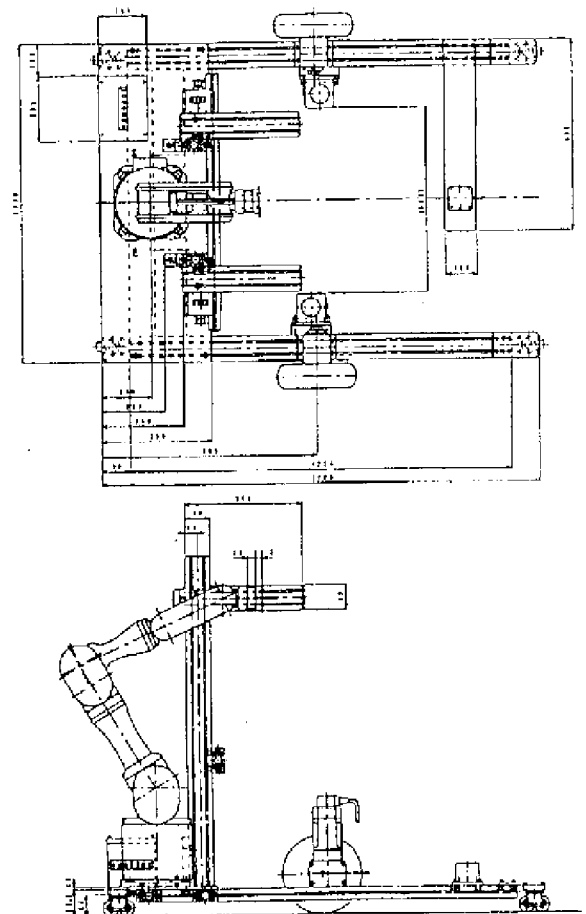


Fig. 1 Walk Analyzing Robot

また後部中央に磁気センサのトランスミッタが設置されている。被験者の各関節にレシーバを張り付けるとその各点の3次元座標と角度が測定できる。

3. 筋骨格モデル

本研究では人の身体を足部、下腿部、大腿部、上体の4つの剛体リンクでモデル化した。また単純化のために歩行に伴う身体各部の運動は垂直面(矢状面)内で起こり、身体の回転も無視できると仮定した。また上体リンク上に重心を定義し、身体全体の質量は重心に集中していると考えて以下の解析を行う。ここで、上体リンクの姿勢を重心位置の姿勢とみなす。

筋骨格モデルには、下肢の関節を駆動する筋を主要な9つの筋群にモデル化した山崎・江原らのモデルを用いた。

いま、身体を m リンクモデルでモデル化したとき、関節角度を表すベクトルを $\theta = (\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_m)^T$ 、関節モーメントを表すベクトルを $\tau = (\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_m)^T$ とする。また、歩行を矢状面内での運動に限定していることから、重心の運動する2次元空間を移動空間と定義する。移動空間における位置、姿勢のベクトルを $P = (X, Y, \phi)^T$ 、重心に作用している力、モーメントのベクトルを $F = (F_x, F_y, F_\phi)^T$ とする。一方、各関節はリンク系に付着した n 本の筋群によって駆動されるとする。このとき、筋長を表すベクトルを $y = (y_1, y_2, \dots, y_n)^T$ とし、筋力を表すベクトルを $f = (f_1, f_2, \dots, f_n)^T$ とする。

図2より重心の位置、姿勢 P および筋長 y は関節角度 θ によって一意に決まるので

$$P = r(\theta) \quad (1)$$

$$y = q(\theta) \quad (2)$$

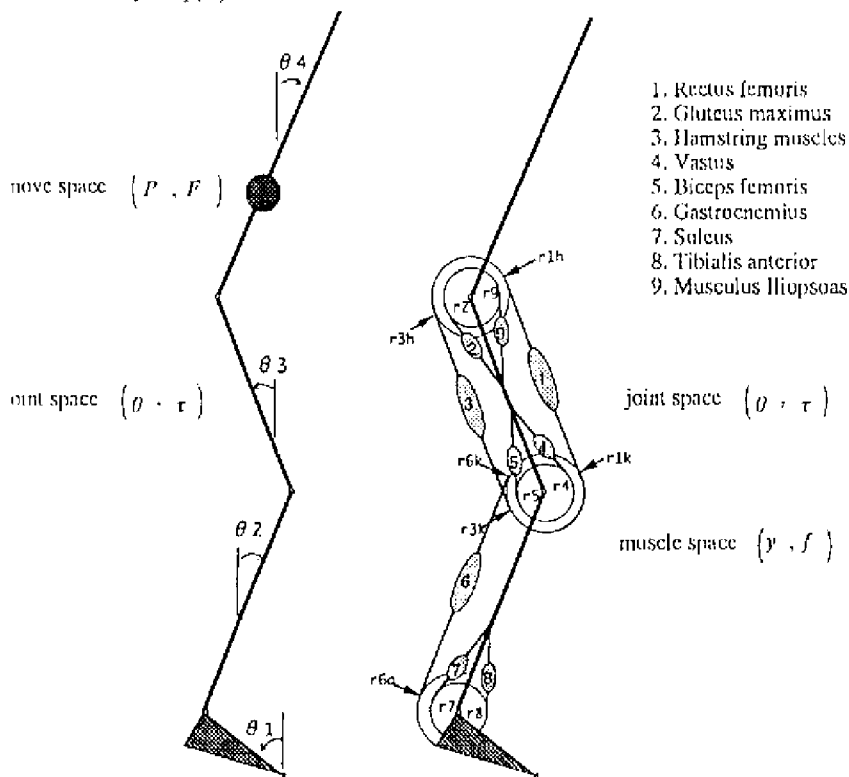


Fig. 2 Musculoskeletal model (4Links - 9Muscles model)

となる。式(1)式(2)より、 $d\theta$ と dP 、 dy の間にはつぎのような関係が成立する。

$$dP = Jd\theta \quad (3)$$

$$dy = Ad\theta \quad (4)$$

ここに、 $J (= \partial r / \partial \theta \in R^{3 \times m})$ はヤコビ行列で姿勢に依存する。また、 $A (= \partial q / \partial \theta \in R^{n \times m})$ をレバーアーム行列とよび、筋の付着位置、冗長性、二関節筋の有無に依存する。

4. 静力学関係式

つぎに筋力 f と、それによって重心が受ける力 F との関係式を求める。まず、踵が接地している状態を考える。このとき身体は、足部を床面と一体と考えた3リンクモデルとなる。 P は θ の関数であるから式(3)より、

$$d\theta = J^{-1}dP \quad (5)$$

J^{-1} は J の逆行列である。式(5)と式(4)より

$$dy = AJ^{-1}dP \quad (6)$$

また、重心に生じている力、モーメントのベクトル F と筋力ベクトル f の関係は仮想仕事の原理より、

$$(dy)^T f = (dP)^T F \quad (7)$$

となる。これに式(6)を用いると

$$(dP)^T (J^{-1})^T A^T f = (dP)^T F \quad (8)$$

したがって、筋の発生する力と重心の受ける力の間に、つぎの関係式が成立する。

$$(J^{-1})^T A^T f = F \quad (9)$$

つぎに、踵が離地している場合を考える。このとき身体は4リンクモデルとなり、移動空間の自由度に対して関節空間の自由度が冗長となる。そのため、ヤコビ行列 J は正則ではないので J^{-1} が定義できない。 J が正則でない場合には

$$dP \in R(J) \quad (10)$$

ならば式(3)の解は存在するが一意に定まるとは限らない。ただし $R(J)$ は J の値域を表す。また式(10)が満たされなければ、解は存在しない。式(10)が成り立つとき、式(3)の一般解は

$$d\theta = J^+ dP + (I - J^+ J)k \quad (11)$$

で与えられる。 $J^+ = J^T (JJ^T)^{-1}$ は J の疑似逆行列であり、リンクが特異姿勢にないとき k は4次元の任意ベクトルである。解集合の中で解自身のノルム $\|d\theta\|$ を最小にするものは

$$d\theta = J^+ dP \quad (12)$$

で与えられる。

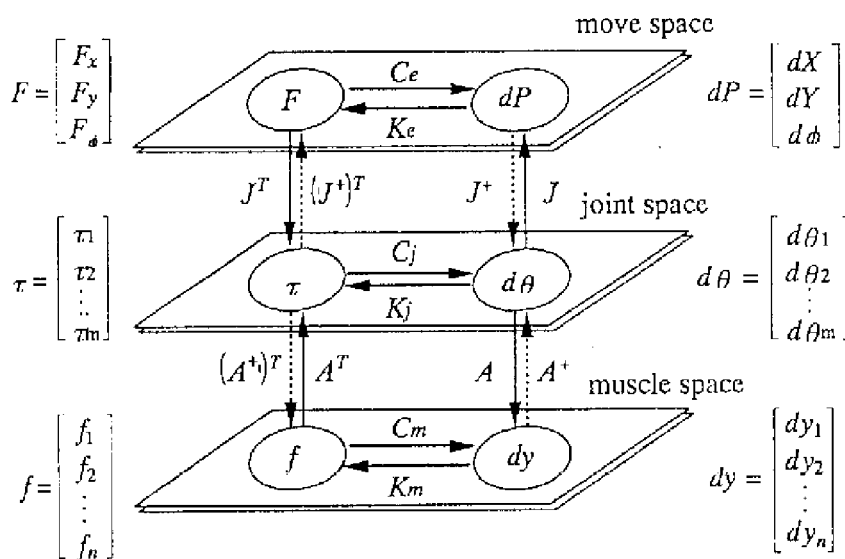


Fig. 3 Relation of Compliance (m Links - l Muscles model)

ここで、式(12)の意味を考えるために運動インピーダンスの関係に着目する。図3は移動・関節・筋の各空間の間の運動インピーダンスの関係を示したものである。図3より、移動空間のステイフネス K_e と関節空間のコンプライアンス C_j を介して dP と $d\theta$ との間の関係を求めると

$$d\theta = C_j J^T K_e dP \quad (13)$$

となる。一方、

$$C_e = J C_j J^T \quad (14)$$

より

$$K_e = (J C_j J^T)^{-1} \quad (15)$$

式(15)と式(13)より

$$d\theta = C_j J^T (J C_j J^T)^{-1} dP \quad (16)$$

となる。したがって各関節のコンプライアンスが等しい、つまり $C_j = I$ とおいたとき、重心の微小運動に対する関節の微小変位は最小となり、式(16)は式(12)の疑似逆行列解と一致する。また式(4)より、このとき筋の微小変位も小さくなる。ここで、一般に筋の生理学的なエネルギー消費量は、力学的には同じ仕事をして筋の変位が小さいときの方が小さくなる⁹⁾。生体運動では、筋のエネルギー消費量を小さくすることが規範となると考えられるため、本研究では $C_j = I$ を拘束条件として以下の解析を行う。

式(16)と式(4)より

$$dy = A J^T dP \quad (17)$$

これに式(7)を用いると

$$(dP)^T (J^+)^T A^T f = (dP)^T F \quad (18)$$

したがって、4リンクモデルにおいてはつぎの関係式が成立する。

$$(J^+)^T A^T f = F \quad (19)$$

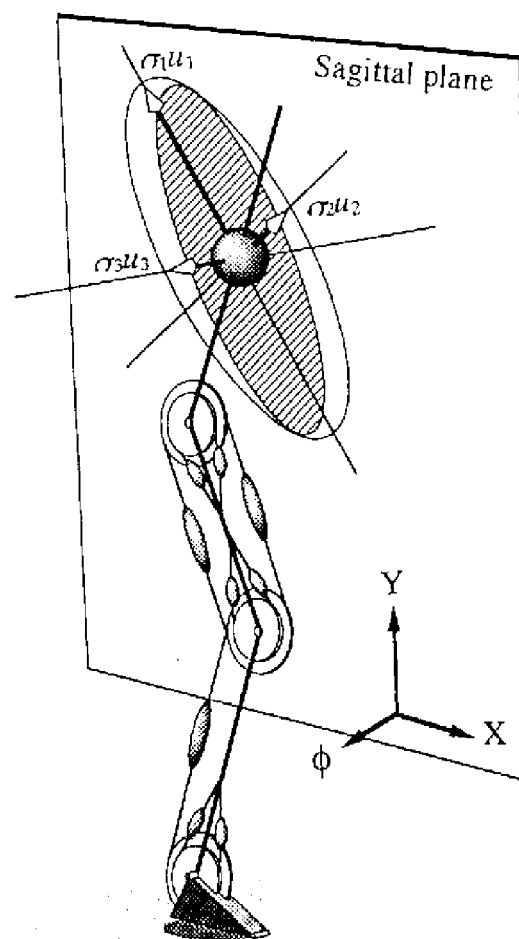


Fig. 4 Muscular Strength Stiffness Ellipsoid

5. 筋力剛性楕円体

前節において、筋力ベクトル f と重心の受ける力、モーメントのベクトル F との間の静力学的な関係式が求められた。しかし、歩行運動における運動インピーダンスの変化を考察するためには、一定の筋力に対して重心のどの方向にどれだけの力を発生できるかということを経験学的な観点から評価する方法が必要である。

いま、式(19)において $(J^+)^T A^T$ の特異値分解を

$$(J^+)^T A^T = U \Sigma V^T \quad (20)$$

とする。ただし、 $U(=3 \times 3)$ 、 $V(=l \times l)$ は直交行列であり、 $\Sigma(=3 \times l)$ は、

$$\Sigma = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & \vdots & 0 \\ 0 & \sigma_2 & \vdots & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_3 & \vdots & 0 \end{bmatrix} \quad (21)$$

で与えられる。このとき、 $\|f\|^2 = f_1^2 + f_2^2 + \dots + f_l^2 \leq 1$ を満足するような f を用いて実現できる F のすべての集合は3次元ユークリッド空間内の楕円体

$$f^T f \leq 1 \quad (22)$$

となる。そして、その主軸は U の第 i ベクトルを u_i とすると、 $\sigma_i u_i$ で与えられる⁹⁾。

これを模式的に表したものが図4である。この楕円体の主軸半径の長い方向は、同じ筋力を用いても大きな力を出しやすい方向であり、短い方向は小さな力しか出せない方向である。また、この楕円体が球に近ければ、重心位置においてあらゆる方向に均等に力を発生できるといえる。

また、筋は粘弾性特性を有しており、この粘弾性特性は筋活動に依存して変化し、その活動度が大きくなるほど大きくなる。いま、重心に対してある方向に単位力が作用し、力を受けた方向に重心が変位したとする。その方向が楕円体の長軸方向であれば、仮想仕事の原理から重心の変位量に対する筋長の変位量は大きくなる。したがって、各筋のコンプライアンスが等しいとすると、楕円体の長軸方向へは重心は小さな変位量でその力とのつり合いを達成できる。この意味で、この楕円体は筋力による重心位置の機構剛性を表しているともみなせるので、これを筋力剛性楕円体と呼ぶことにする。

この3次元の楕円体において、矢状面に対して垂直な方向の成分は重心に作用するモーメント F_z を表す。ここでは、重心の並進力運動に注目するため、 $F_z = 0$ として考えると、並進力 (F_x, F_y) の集合は $x-y$ 面上の楕円となる。

6. 歩行運動における機構剛性

図5は、モデル計算により求めた歩行の立脚期における筋力剛性楕円の変化を示したものである。歩行データの収集には、複数の赤外線カメラを用いて標点（反射マーカ）

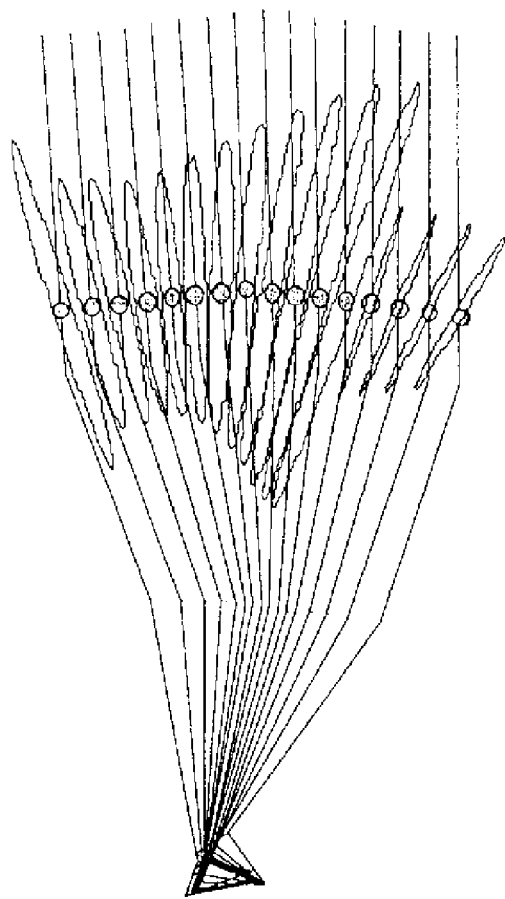


Fig. 5 Muscular Strength Stiffness Ellipsoid

の空間座標を計測する3次元計測装置 (Vicon140) を用いた。立脚期の初期には楕円の方向はほぼ接地点の方向を向いており、重心が前方に移動するにつれて接地点の後方を向くようになる。また、踵が離地した後は4リンクモデルとなるため、重心位置の機構剛性は低くなっている。

7. 結言

本研究では、解剖学的に求められた下肢の筋骨格モデルから、筋の発生する力と重心に作用する力の間の静力学的関係式を導いた。そして、筋力の総和が一定値以下であるという条件のもとで、重心に作用できるカベクトルの領域を楕円体で示した。さらに、この楕円体が筋作用による機構剛性を表しているともみなして、歩行の立脚期における重心位置の機構剛性の変化を示した。今後は、製作した歩行解析ロボットを用いて歩行中の身体の運動インピーダンスの変化を実測する予定である。

謝辞

最後に、本研究を行うに際し、貴重な助言を頂いた秋田大学医学部整形外科の島田洋一先生をはじめとする皆様方に深甚の謝意を表します。

文献

- (1) F.A.Mussa Ivaldi, E. Bizzi, Neural, Mechanical, and Geometric Factors Subserving Arm Posture in Humans, *J. of Neuroscience*, **5**, 2732/2734, (1985).
- (2) N.Hogan, The Mechanics of Multi-Joint Posture and Movement Control, *Biol. Cybern.*, **52**, 315/331 (1985).
- (3) N.Hogan, Impedance Control (An Approach to Manipulation) Part I, II, III, *Trans. the ASME, J. of Dynamic Systems, Measurement and Control*, **107**, 1/24 (1985).
- (4) 辻 敏夫, 伊藤宏司, 池本貴志, 長町三生, 冗長性を有する上肢多自由度運動におけるインピーダンス変換, *電気学会論文誌*, **108-C-7**, 471/477(1988).
- (5) 辻 敏夫, 伊藤宏司, 池本貴志, 長町三生, 筋運動制御系のインピーダンス調節機構と手先操作性, *計測自動制御学会論文誌*, **24-4**, 385/392(1988).
- (6) 山崎信寿, 2足歩行の総合解析モデルとシミュレーション, *バイオメカニズム* **3**, 261/269, (1975).
- (7) 柳井晴夫, 竹内 啓, 射影行列・一般逆行列・特異値分解, (1983), 東京大学出版会.
- (8) 江原義弘, 歩行中の筋活動による消費パワーの推定, *バイオメカニズム* **17**, 163/172, (1990).
- (9) 吉川恒夫, *ロボット制御基礎論*, (1988), 109/131, コロナ社.