

《小特集》

骨，筋肉運動のシミュレーション (3次元剛体バネモデルによるヒト股関節周囲筋収縮力の推定)

姫 野 信 吉*

ABSTRACT The Rigid Body Spring Model (RBSM) is extended and applied to prediction of muscle contraction forces around the human hip joint. A cadaver is dissected to measure weights and lengths of its muscles. Every muscle bundle is modeled as a spring, whose stiffness is proportional to its cross-sectional area. Boundary conditions are given to solve as ordinary way of RBSM. Every muscle contraction force is given as a tensile force of its relative spring. Muscle forces and their resultant joint force vector are thus obtained quite easily. This method is expected useful to analyze locomotion systems of living bodies.

1. はじめに

1.1 整形外科での計算機シミュレーションの歴史

ヒトの身体の精妙な運動がどの様にして制御されているかという問題は、古来多くの研究の関心を集めてきた。筆者自身も、医学部学生時代の解剖実習の際、人体の多数の骨や筋肉の整然とした構成に、神秘とロマンを感じたものである。

筆者が整形外科の研修を始めた70年代は、工学領域での有限要素法の成果が整形外科に波及した頃で、骨内の応力分布を求めた論文が多数書かれた。しかし、荷重条件は一点集中荷重か、根拠の薄弱な分布荷重としており、関節接触面での荷重分布を精密に論じたものは皆無であった。

整形外科の多くの問題は、関節の接触問題に帰着される。変形した関節は接触圧分布の集中を招き、さらなる変形と疼痛を招く。骨切り術などにより、関節の方向を変化させて均一な圧力分布が得られれば痛みのない関節を再建する事ができる。筆者は、接触問題の簡便な解決を求めていたが、偶然の機会に剛体バネモデル (Rigid Body Spring Model: RBSM⁹⁾) を知り、股関節の接触圧分布を求める事ができた⁴⁾。この技術により、少なからぬ問題を解く事ができたが、今度は、荷重ベクトルの推定、そのための筋収縮力推定が

問題となってきた。つまり、筋肉の収縮力が決まらなければ荷重ベクトルが決定されないので、接触圧も、さらには骨内応力も求められないのである。

数年にわたる試行錯誤と基礎データ収集を要したが、幸い剛体バネモデルの拡張によって筋収縮力推定問題を解く事ができた。これによって、一貫した骨関節系の力学的シミュレーションが可能となった。以下の本論文において、股関節を例にとり分析を進める。

1.2 股関節の計算機シミュレーション

股関節において大腿骨頭合力ベクトルの大きさと方向を推定することは、整形外科における骨切り術前後の関節の力学的評価や人工関節のデザインの改良を行う上で、必須の情報を与える。また運動の各相の各筋肉の働きを知ることは、リハビリテーションの計画立案の上でも有用である。このため、大腿骨頭合力の推定は、従来より多数の筆者により試みられてきた。

Pauwels¹¹⁾は、2次元ながら中殿筋と体重の均衡より、骨頭合力を体重の約3倍、方向を内向き16度と推定した。Williams¹⁶⁾は、複数の筋肉の疑似3次元モデルを用い、また、Merchantら¹²⁾は、筋肉の代わりに鎖を用いて張力を実測し体重の約5倍の値を得ている。このようなモデル実験に対し、Rydell¹³⁾は、人工骨頭に歪ゲージを埋め込み、大腿骨頭にかかる力を直接実測する試みを行った。近年ではマイクロエレクトロニクスの発達にともない、Davyら³⁾のように数年にわたる生体内の計測も可能となってきている。

他方、電算機内部に数学的な股関節モデルを作成し、各筋肉にかかる力を求めることにより骨頭合力を求める試みも多くなされてきた。Seiregら¹⁴⁾は線形計

Simulation of the Musculo-skeletal Motions. (Prediction of Contraction Forces of the Muscles around the Human Hip Joint.) By Shinkichi Himeno (Dept. of Orthopedics, Himeno Hospital).

*医療法人社団発心会姫野病院整形外科

画法, *Crowninshield* ら²⁾や小西¹⁰⁾は, 非線形計画法を用いて骨頭合力の推定を行っている. 推定手法が非侵襲的であること, モデルの柔軟性が高いことなどより, 電算機を用いた推定計算が, 今後大いに期待されるところである.

剛体バネモデルは, 地滑りや座屈等の非弾性的な力学現象を解析するため, 川井⁹⁾によって提唱された有限要素法の一つである. 本論文の著者は, この手法を整形外科領域に導入し, 関節の接触圧分布の解析に用いてきた^{1), 4)~8), 15)}. 今回, この手法を拡張し, 筋肉の収縮力推定問題に応用することができた.

2. 方 法

2.1 非線形計画法

収縮力を決定すべき筋肉の数が30以上にのぼるのに対し, 力の均衡式は xyz 三方向の並行力及びモーメントの合計六本の方程式しかない. 従って, 未知数の数が方程式より多く, statically indeterminate という状態になって, 解は不定となる. つまり, 力の均衡を満足する筋収縮力のパターンが無数に存在することとなる. この無数の解の中から, ある評価基準(目的関数)に従って最も良いと思われる解を見つけだし, これを答としようというのが線形ないし非線形計画法である. 当然ながら, 解の妥当性は目的関数の妥当性に強く依存する.

筋力を M , その筋肉の断面積を S とすると, 表 1 に示すように, *Seireg*¹⁴⁾は, 目的関数として $\Sigma(M)$ を用いている. この関数下では, Leverarm の最も長い筋肉に筋収縮が集中し, 明らかに生理学的な観察に反する解となる. これに対し *Crowninshield*²⁾は, $\Sigma(M/S)^3$, 小西¹⁰⁾は, $\Sigma(M/S)^2$ をそれぞれ目的関数としている. しかし, その生理学的根拠は明示されておらず, また, 筋肉の分割の仕方により解が変化してしまうという致命的な欠陥があった. 例えば表 2 に示すように, 3.0の筋力を出している筋肉を仮想的に 1:2 に分割した場合, 筋力も同様に 1:2 に分割されなければならない. ところが, *Crowninshield* 法では 0.8:2.2, 小西法では 0.6:2.4 となってしまう. 本論文では, 筋肉制御の基礎にたちかえり, より現実的な目的関数を与える.

2.2 筋肉のモデル化

筋肉のモデル化に際しては, 次の 2 つの仮定を用いた.

(1) 断面積 (S) の大きい筋肉ほど収縮力は大きい. これは, 収縮力は, actin/myosin filaments (筋肉内の

表 1 (非)線形計画法における最適評価基準

著 者	発表年	目的関数
Seireg	1973	$\Sigma(\text{筋力})$
Crowninshield	1978	$\Sigma(\text{筋力}/\text{断面積})^3$
小 西	1988	$\Sigma(\text{筋力}/\text{断面積})^2$
姫 野	1990	$\Sigma(\text{筋力})^2/(\text{断面積})$

表 2 同一筋を仮想的に 1:2 に分割した時の収縮力配分

正解: 筋 a (断面積 1.0) 1.0
筋 b (断面積 2.0) 2.0

最適化基準	$\Sigma(F/S)^3$	$\Sigma(F/S)^2$	$\Sigma F^2/S$
筋 a	0.8	0.6	1.0
筋 b	2.2	2.4	2.0

従来法では筋分割により解が変化してしまう

収縮性蛋白繊維) の数に比例することによる.

(2) 荷重によって伸張される長さ (Δl) の大きい筋肉ほど収縮力は大きい. この仮定は, 筋紡錘の働きを想定したものである. 即ち筋長のセンサーである筋紡錘は, 中枢神経内の γ -fiber 系によって目標となる筋肉の長さを設定されるが, 荷重などにより筋肉が伸張された場合, 目標値と現在の筋肉長の差に応じた求心性パルスが発生する. このパルスは脊髄内神経細胞の α -neuron に入力され筋肉の主体である α muscle fiber の収縮をもたらす.

つまり, 筋肉の収縮力 (F) は, 筋肉の断面積 (S) と伸張長 (Δl) の積に比例するというものである ($F=S*\Delta l$). ここでバネの力の均衡式 ($F=k*x$) と比較してみると, 筋肉は断面積 (S) をバネ定数とするバネで表現できることがわかる. 均衡状態においてバネに蓄積されるエネルギーの総和 (の二倍) は, 最小値 $\Sigma(k*x^2)$, すなわち $\Sigma(S*\Delta l^2)$ とする. ここで, ($\Delta l=F/S$) を上記式に代入すれば, エネルギーの最小和は, $\Sigma(F^2/S)$ となる. すなわち, このモデル化は, 非線形計画法において, 目的関数に $\Sigma(F^2/S)$ とおいたことと等価である. この目的関数においては, 前節の筋肉の仮想分割の例において, 1:2 と正しい筋力を与える.

このモデル化は一見複雑に見えるが, 同一の回転軸に接続された 2 つの筋肉を考えた場合, 荷重で筋肉が引き伸ばされる長さは, その筋肉の回転軸に対する

leverarm に比例する。すなわち、大きい筋肉ほど、また leverarm の大きい筋肉ほど収縮力が大きいという従来の知見を素直にモデル化したものである。

2.3 屍体標本の計測

図1に示すように、屍体標本より各筋肉の起始停止の3次元座標を計測した。起始ないし停止が広範囲に広がっている場合は、同一の方向と見なせる程度に分割して各々の筋束につき計測を行った。

筋肉の断面積については、従来は筋繊維の中央部を切断し、その部の断面積を実測していた。しかし、この計測は誤差が大きく、また、筋肉によっては筋肉の中央部が定義し難い場合が少なくない。本論文ではこの問題を解決するために、筋肉の重さ (g) を筋肉長 (cm) で除したもの (g/cm) を断面積指標として用いた。これは、筋肉の体積 (cm³) に対応する重量を筋肉長 (cm) で除したものであるから、面積 (cm²) のディメンションを持つ。

2.4 剛体バネモデルによる解法

筋肉を等価バネでモデル化できたため、非線形計画法の最適値探索を行わず、有限要素法型のアルゴリズムで直接に最適解を計算することができる。図2に示すフローチャートのごとく、計測された各筋肉の起始、停止、断面積指標を用いて個々のバネの設定を行った。大腿骨は固定し、骨盤の回転自由度のみを残した。重心位置に体重の83% (荷重下肢の重さを除く全体重) の荷重を行った。なお、本論文では、重心を、

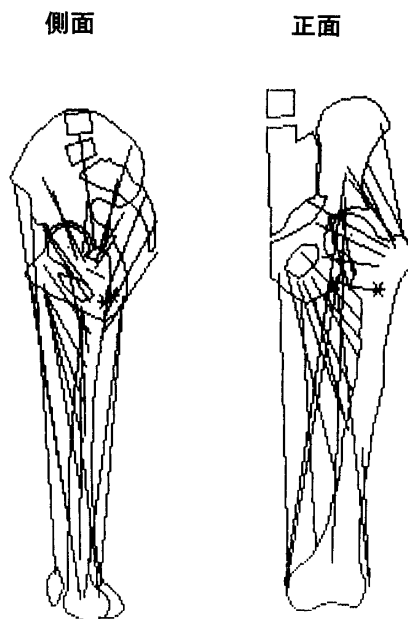


図1 3次元筋モデリング

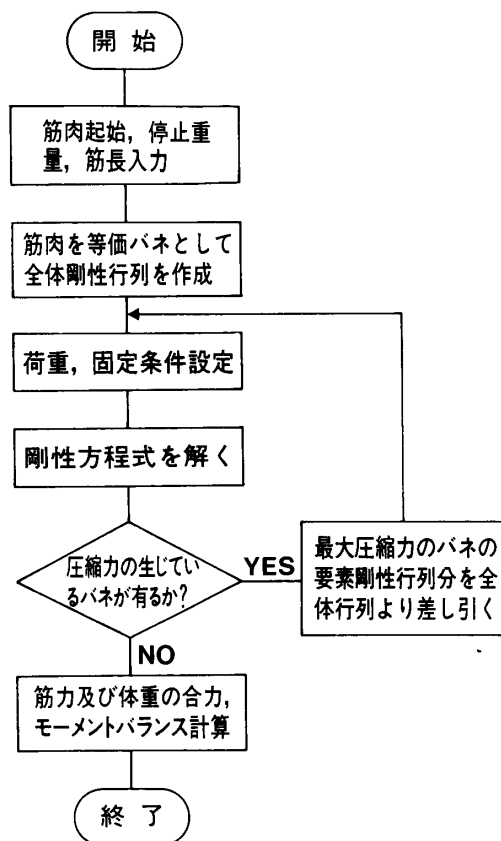


図2 解析のフローチャート

前後像では恥骨結合中心、側面像では大腿骨頭中心に置いている。

まず各バネにかかる力を計算した後、もし圧縮力の生じたバネが存在すれば、そのバネを除去した後再計算を行い、圧縮力が検出されなくなるまで繰り返す。これは、緩んだ筋肉を除去することに対応する。計算が収束した後、各筋肉バネの応力、全筋力と体重の合力である大腿骨頭合力を求めた。

3. 結果

3.1 骨盤の前傾について

計測に用いた屍体標本は、骨盤の前傾が消失した状態にあった。そのためまず骨盤の前傾角度を変化させ、それによる骨頭合力の変化を見た。

大腿骨頭合力の大きさについて観ると図3-aに示すように、骨盤前傾角10°において最小の2.93*体重を示した。この時、合力の内向き角は14.6°、前向き角は10.4°であった。前傾がさらに大きくなると、再び増加に転ずることがわかる。

このことは、図2の側面像より10°前傾した位置で

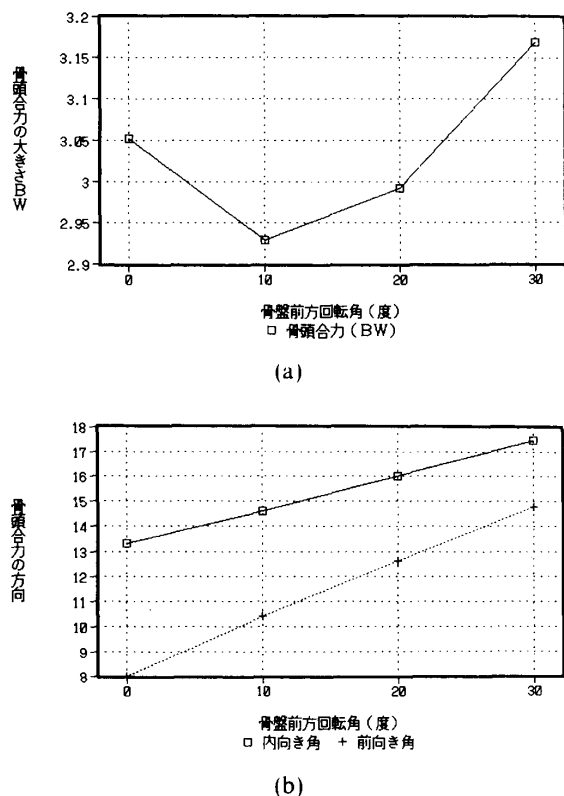


図3 (a) 骨盤を前方に回転させたときの骨頭合力の変化
(b) 骨盤を前方に回転させたときの骨頭合力の方向の変化

筋収縮のエネルギー量が最小となることを意味する。以下では、このエネルギー最小位置を基準として議論を進める。

方向について見ると図3-bに示すように骨盤前傾が増加するにつれ、内向き角および前向き角の増大がみられた。

ここで歩行時に最も重大な役割を果たす外転モーメントについて調べてみると、大殿筋が従来いわれてきた中殿筋とともに、大きな役割を占めていることがわかった。図4-aに示すように骨盤前傾10°において外転モーメントの32.4%を大殿筋近位部が占めている。この傾向は骨盤前傾角が増大するにつれ、例えば20°では図4-bに示すように43.4%まで増大する。大殿筋は、近位部は腸脛靱帯へ、遠位部は大腿骨殿筋粗面に停止するが、前者の外転モーメント発生能力は臨床上一極めて重要であると思われる。

3.2 骨頭頸部の内外反について

頸体角135°の位置にあった大腿骨頸部を内外反させてみると、図5-a, bのようになる。骨頭合力の大きさは、内反することによって一様に減少していく。内

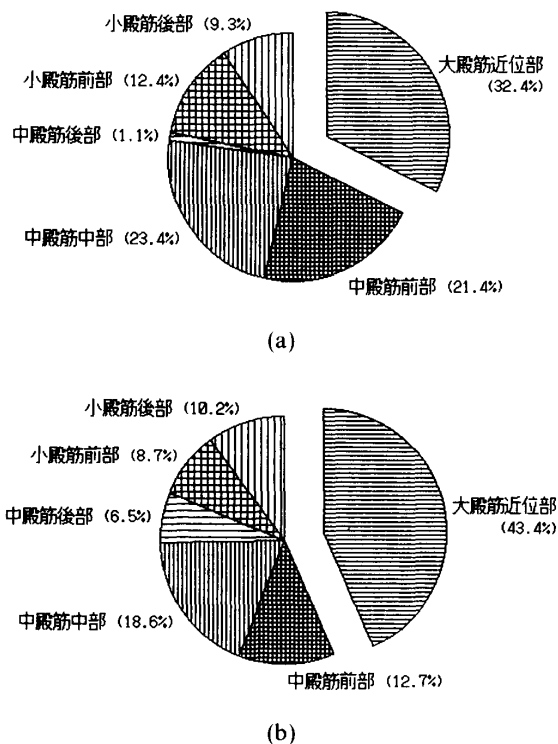


図4 (a) 骨盤10度前方回転時の外転筋モーメントの内訳
(b) 骨盤20度前方回転時の外転筋モーメントの内訳

向き角はやはり内反にしたがって増加する。前向き角は一定である。変形性股関節症に対して行われる内反骨切り術は対応させて考えると、約30°の内反骨切りにおいては、骨頭合力は約0.8*体重減少し、内向き角が約5°増加することが期待される。

3.3 Co-contraction の影響

著者らは指の運動の解析において、屈筋および伸筋の同時収縮 (co-contraction) が、衝撃負荷における応力集中を著しく軽減することを報告してきた⁵⁾。股関節に置いても当然同様のメカニズムが考えられるはずである。体重以外に内外転方向に体重の50%の co-contraction をかけると、骨頭合力の大きさは4.68*体重と、約2倍となるが、内向き角は16.2°と軽度増大、前向き角も11.3°と軽度増大であった。歩行の heel-strike 相において衝撃加重が予測される場合、このような co-contraction をかけて置くと、衝撃荷重が著しく分散され、白蓋縁にかかる応力集中を予防できることが期待される。

3.4 亜脱臼障害について

大腿骨頭、標準位置より骨頭半径の50%外側、25%上方に移動させた状態で解析を行った。体重の lever-arm の増大に伴い当然のことながら大腿骨頭合力の大

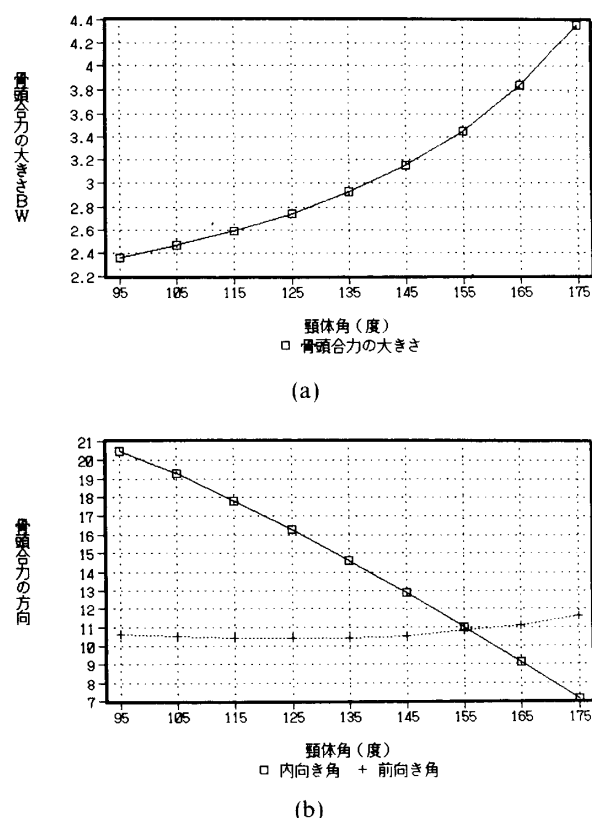


図5 内外反時の骨頭合力の変化135度基準位置

きは3.41*体重と増大するが、内向き角も19.1°と大きく増加し、亜脱臼位置にある骨頭を、より内側化させ安定化しようという代償作用が見てとれた。なお、前向き角は11.7°と軽度増加にとどまった。

4. 考 察

4.1 従来の生体内計測との比較

人工骨頭に埋め込んだ歪ゲージにより計測した大腿骨頭合力ベクトルは、大きさはバラツキが大きいものの、方向は、ほぼ内向き4度、前向き10度としているものが多い^{3),13)}。

まず大きさについて言えば、後で述べるように co-contraction 等の影響で、計測条件を一定にしにくいと思われる。方向に関しては、歪ゲージから計算された方向をそのまま合力方向としているが、この方向は、むしろ peak pressure の方向と言うべきである。関節への非対称荷重に際しては、骨頭の変位方向、すなわち peak pressure の方向は、荷重方向よりも外側に偏位する^{1),4),6),7)}。

正常股関節において、もしも内向き4度の荷重がなかったならば、peak pressure の方向は外向き10度弱

になる。内向き4度に peak pressure が存在するためには、骨頭合力は、内向き約15度の方でなければならない。他方、側面像からみると、股関節は十分な enclosing angle を有しており、荷重方向に関して力学的に対称とって良い。したがって、荷重方向と peak pressure の方向は一致する。

本論文における骨頭合力の推定値は、一見従来の計測値と矛盾しているが、従来の論文は、非対称荷重における荷重方向と偏位方向の解離を見落しており、本論文の骨頭合力ベクトルによって初めて矛盾なく説明できたといえる。

4.2 不安定股関節の骨頭合力

正常股関節においては大腿骨頭合力は体重の2.93倍とほぼ2次元モデルにおける Pauwels の報告と一致した¹¹⁾。しかしながら亜脱臼例においては、Pauwels の方法によれば大腿骨頭合力の大きさが増加するのみならず、内向き角が著しく減少することが知られている。本法の3次元解析においては、むしろ内向き角の著しい増大が観測された。これは Pauwels の報告は2次元モデルであるのみならず、外転モーメントの重要な発生源である大殿筋近位部および小殿筋を全く考慮にいないことによるものかと思われる。実際に Pauwels のモデルで計算された荷重条件で股関節の接触圧分布を求めてみると、臼蓋縁に極めて強い応力集中が出現し、到底歩行不能であるとの結果がでてくる。しかしながら大部分の臨床症例においては30~40代まで歩行しており、しかもその時の骨硬化像は比較的臼蓋全面に広がっていることが知られている。これらの臨床所見を説明するには、本論文の結果の方がより妥当であると考えられる。

4.3 骨盤前傾の意義

骨盤が前傾するに伴い大殿筋筋位部の外転モーメントに果たす役割は大きくなり、またこれに伴って大腿骨頭合力の方向は内向き化する。骨盤周囲筋筋力の低下した症例では骨盤を前傾させて歩く傾向があるが、これは比較的余力の大きい大殿筋近位部を外転モーメントとしてより多く動員しようとする合理的な作用と思われる。

同様に臼蓋形成不全を伴う変形性股関節症においても骨盤前傾度の増加の傾向が認められるが、これも前方臼外の成形不全を骨盤前傾で補うのみならず骨頭合力の内方化により、より安定な股関節を得ようとする適応現象と考えることができる。

4.4 内反骨切り術の適応と限界

大腿骨頸部を内反させていく骨頭合力の低下と骨頭

合力の内向き角の増大を得ることができる。一般に球関節が安定であるためには、骨頭合力は臼蓋縁よりも 30° 以上内方化している必要がある^{4),7)}。通常 30° 前後の内反骨切り術によっては、 5° 前後の大腿骨頭合力の内方化を得ることができる。術前の股関節の不安定性が軽度の場合、すなわち 5° 前後の内方化によって骨頭合力ベクトルが十分安定に入ってくる場合には、内反骨切り術の良い適応となることが考えられる。逆に言えば、不安定性が著しく内方化の必要角が 10° を超えるような症例では、内反骨切りのみでの股関節の安定性回復は不可能であることがわかる。

4.5 Co-contraction の意義

近年、agonist と antagonist (ある筋肉と、その反対方向の働きをする拮抗筋) の両筋肉が同時に収縮するという Co-contraction の概念の重要性が注目されてきている。著者らも1983年よりこの収縮の様式に着目して研究を進めてきているが³⁾、対衝撃性の向上という点で、極めて臨床的に重要な役割を果たしていると思われる。今回のシミュレーションによっても、内外転筋の co-contraction により骨頭合力の大きさは倍化するが、その方向はほとんど変わらないか、若干安定化方向に向かっていることがわかった。このことは、co-contraction によって骨頭が亜脱臼するような方向の力は働かないことを意味している。これにより、あらかじめ準備的に負荷された骨頭合力と衝動荷重の合力ベクトルは、十分に関節内方の安定領域に入り、臼蓋辺縁への応力集中を避けることができると思われる。

4.6 接触問題との同時解法

以上述べてきたように、剛体バネモデルによって股関節周囲筋群の収縮力推定が極めて大量かつ容易に行えるようになってきた。本論文においては、あえて接触問題との同時解法には触れなかったが、元来剛体バネモデルは接触問題を最も得意としており、筋力の推定と接触圧分布の推定という問題を同時に解決することができる。これによって従来解析が困難であった変形した骨頭の圧力分布を求める問題も解析可能な段階に入ってくるものと思われる。

5. おわりに

機械系としてのヒトは、中心軸の無い軸受け構造の連結であり、表面精度も決して高くない。また神経系の応答速度も数十ミリ秒と極めて遅い。それに関わらず、広範囲の精密運動が可能であるには、現在の工学とは別種の制御原理が働いているからと思われる。

筆者は十年来、剛体バネモデルの整形外科への応用を通じて、この制御原理の解明に努めてきた。筋肉の収縮力推定問題は、最初からの難問であり、ようやく一応の解答を得る事ができたのは感慨深いものがある。本論文が、ロボット等の制御系の研究者に何らかのインスピレーションを与える事ができたなら幸せである。

参 考 文 献

- 1) K. N. An, S. Himeno, H. Tsumura: Pressure Distribution on Articular Surfaces: Application to Joint Stability Evaluation. J Biomech., 23, 1012/1020 (1990)
- 2) R. D. Crownshield, et al: A Physiologically based Criterion on Muscle Force Prediction in Locomotion. J Biomech., 14, 793/801 (1981)
- 3) D. T. Davy, et al: Telemetric Force Measurements across the Hip after Total Arthroplasty. J Bone Joint Surg., 70-A, 45/50 (1988)
- 4) 姫野信吉, ほか: ベルテス病およびベルテス様変化における股関節の求心性について. 臨整外 16, 746/753 (1981)
- 5) S. Himeno, H. Tsumura: The Locomotive and Control Mechanism of the Human Finger and its Application to Robotics. Proceed. Intl. Conf. Advanced Robotics, 1, 261/268 (1983)
- 6) S. Himeno: Instability of the Hip Joint and its Contact Pressure. Biomechanics, 8-A, 132/137 (1983)
- 7) S. Himeno, et al: The Role of the Rotaor Cuff as the stabilizing mechanism of the Shoulder. Surgery of the Sholulder, 17/20(1984)
- 8) S. Himeno et al: Marginal Stress Distribution of the Femoral component of THR and its mode of Failure. proc. annual meeting of 31st ORS, 143 (1985)
- 9) T. Kawai et al: A New Element in Discrete Analysis of Plane Strain Problems. Seisan Kenkyu 29, 204/207 (1977)
- 10) 小西伸夫: 3次元モーメント法および非線形計画法による3次元股関節合力の推定. 臨整外 23, 1491/1497 (1988)
- 11) Maquet PGJ: Biomechanics of the Hip, 3, Springer Verlag (1985)
- 12) A. C. Merchant, et al: A Hip Abductor Muscle Force. An Experimental Study of the Influence of Hip Position with Particular Reference to Rotation, J Bone Joint Surg, 47-A, 472/476 (1965)
- 13) N. W. Rydell, et al: Force Acting on Femoral Head Prosthesis. A Study on Strain Gauge Applied Prosthesis in living persons, Acta Orthop Scand Suppl. 88, (1966)
- 14) A. Seireg, et al: A Mathematical Model for evaluation of forces in Lower Extremities of Musculo-skeletal system. J Biomech, 6, 313/326 (1973)
- 15) H. Tsumura, et al: Load Transmission and Injury Mechanism of the Wrist Joint. proc. ASME Biomechanics symp, 5/8 (1983)
- 16) J. F. Williams: A Force Analysis of the Hip Joint. Bio-Med Eng, 3, 365/370 (1968)