

股関節の力学解析

井手隆俊, 天野力郎

日本人の標準体型をもとに股関節の標準モデルをコンピュータ上に再現し, 川井の「剛体-バネモデル」による応力解析を行なった。さらに臼蓋形成不全を伴う二次性変股症99関節と正常16関節の合計105関節の応力解析を行なった。

標準体型モデルにおける解析の結果, 股関節における最大応力値は体重の0.031倍/mm, 実際に荷重を受け止める関節面の広さは解剖学的関節面の65.7%であった。また CE 角の減少に従って最大応力値, 骨頭合力共に増大するものの, 骨頭合力は最大応力値の変化ほど鋭敏でないことを知った。

臨床例の結果では, 日整会病期分類の前関節症や初期の症例において, 最大応力値は正常の約2倍となり, 進行期と末期では正常の約1.5倍であった。また CE 角と最大応力値の関係は標準体型モデルにおける解析の結果とほぼ同様であったが, 症例によるばらつきが大きかった。

以上の結果から, RBSM を用いた力学解析は股関節の力学的特徴を的確に把握することが可能であり, 変股症の病態解明と進行の予測に有用であると考えられた。

キーワード: 股関節, 応力解析, 剛体-バネモデル, 変形性股関節症

はじめに

股関節の力学解析は手術法の改定, 予後の予測などに極めて有用である。しかしその解析は, いわゆる接触問題であるためその本質を解明することが困難であった。われわれは川井の剛体-ばねモデル (以下 RBSM) を用いて股関節の力学解析を行なったので報告する。

方 法

1. 股関節の computer simulation

川井の「剛体-バネモデル」^{1,2,3)}を用いた離散化極限解析法により computer simulation を行なった。股関節の前額面での断面から骨盤と大腿骨を二次元の剛体として2要素に定式化した(図1)。そして要素間に直角方向に法線バネ, 平行に剪断バネを等間隔に配置した。この法線バネは圧縮力のみ抵抗し, 引っ張り力が加わると, ちぎれる性質を設定することにより, 応

力解析における非線形部分の解析が可能となる。そして外転筋群として大転子と腸骨の最外縁を結ぶ線上, ならびに大転子と腸骨の内縁を結ぶ線上に引っ張りの方に抵抗する強力な2本のバネを配置した。また大腿骨は力学的に固定し, 体重負荷を体軸上の第5腰椎中央より重力方向に加えた。そして各剛体要素に作用する力を計算し, 応力分布, 外転筋力を算出した。さらに外転筋の最内縁と最外縁に設定した2本の仮想外転筋バネに加わる力のベクトル合成より外転筋力を求めた。その上で骨頭中心にかかる骨頭合力の大きさとその方向を体重と外転筋力より挺子の理論から逆算した。

2. 材料定数と変形2次元 RBSM モデル

RBSM による関節の computer simulation では骨を剛体, 軟骨をバネと考えて解析を行う。従ってバネ定数には軟骨の材料定数を用いるが, 軟骨の弾性係数は実験方法や材料の差異があるものの, 約10~50 MPa と報告されている。しかしこれらは computer simulation を想定して計測されたものではない。従って FEM をはじめとする各種力学的解析が必ずしも生体の挙動を精度良く表現できるとは限らない。そして2次元 RBSM モデルによる computer simulation では各要素は単位奥行を有するものとして解析する。ヒト

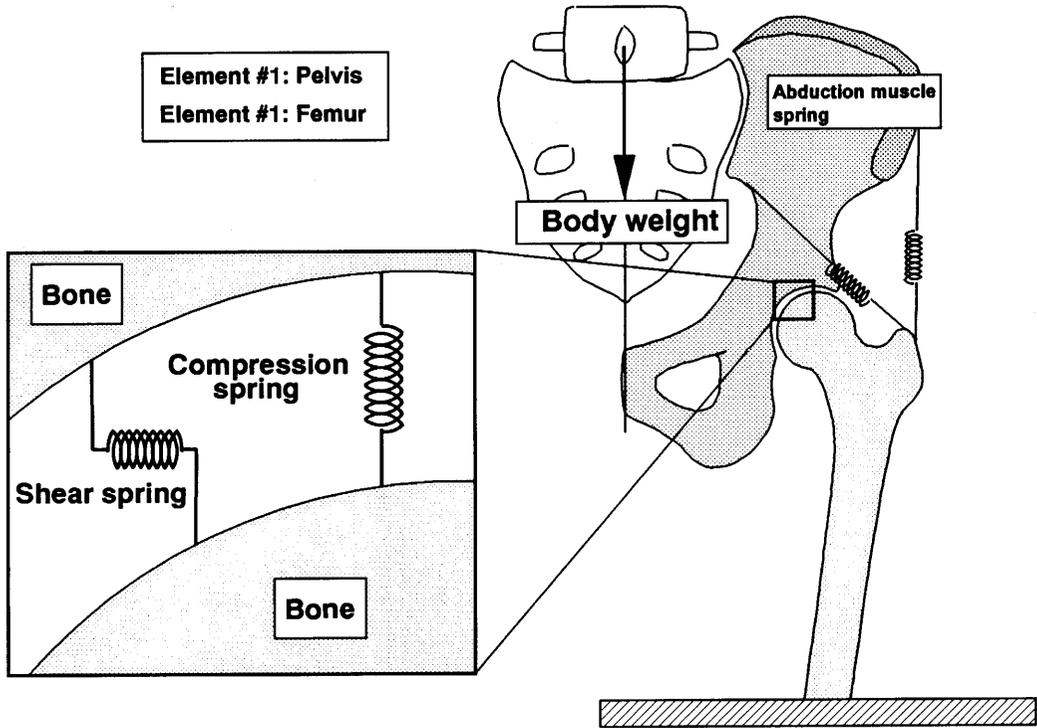


図1 股関節のコンピュータ・シミュレーションモデル：各要素間に仮想のばねを配置し，外転筋群として強力な仮想筋肉ばねを設定。大腿骨は力学的に固定し，第5腰椎中央より重力方向に60 kgの体重負荷を加えた。

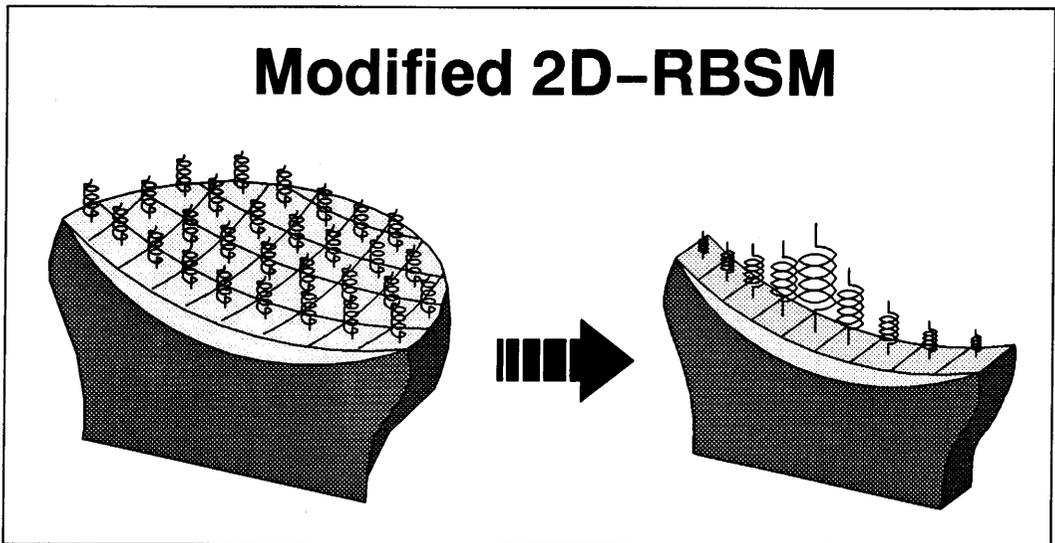


図2 変形2次元モデル：関節の奥行に沿ってバネが多数並んでいると考え，バネ定数はこれらのバネを奥行方向に束ねて合算したものとした。

屍体中手指節関節を用いた荷重実験と2次元RBSM解析の比較検討の結果，剛体変位は実験値の6.7倍であることを知った⁴⁾。これは3次元形態の関節を単位奥

行を有する2次元モデルとして解析したためと解釈した。そこで関節の中央では深く，辺縁では薄い変形2次元モデルを考案した。本モデルでは関節の奥行に

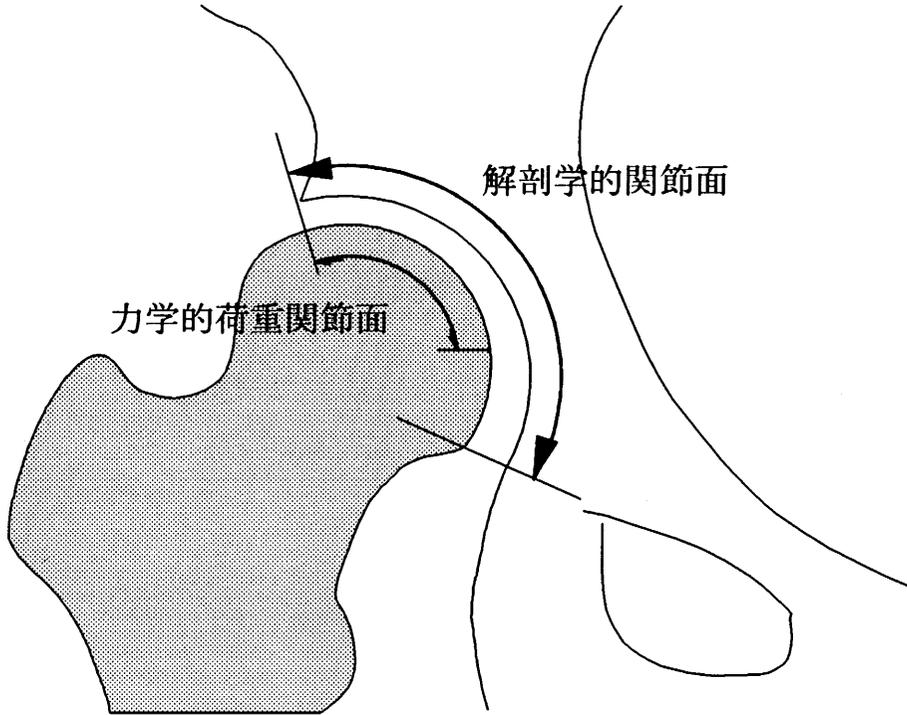


図3 力学的荷重関節面：解剖学的関節面のうち実際の荷重伝達に關与する関節面の広さ（接触面長さ）と定義した。

沿ってバネが多数並んでいると考える(図2)。さらに本モデルによる解析から得られた剛体要素変位と荷重実験の軟骨変位が一致するように補正した軟骨バネ定数と弾性係数を求めた。その結果、補正後のバネ定数は平均22.6 N/mm/unit area, 弾性係数は25.8 MPaと推定した⁵⁾。そこで本解析においてはこれらの材料定数を用いることとした。

3. 解剖学的関節面と力学的関節面

股関節に限らずすべての関節における荷重伝達機構を考えると、関節を構成するすべての関節面が直接荷重の伝達には關与しておらず、ある部分には強い圧縮力が働き、また他の部分では関節に隙間を生じることもある。そこで関節を構成するすべての関節面を解剖学的関節面、直接荷重伝達に關与して圧縮力が働く部分を力学的荷重関節面と定義した(図3)。そして力学的荷重関節面が解剖学的関節面に占める割合を有効荷重関節面比とした。なお本解析では2次元のcomputer simulationであるため、力学的荷重関節面と解剖学的関節面の単位は面積ではなく線分の長さということになる。X線像における臼蓋の骨硬化像は股関節

に生じる力を反映していると言われ、圧縮応力の範囲を示していると考えられる。そしてこの骨硬化像は変股症の程度によりさまざまなパターンを示す。そこでX線像より計測した臼蓋の骨硬化像の長さを力学的荷重関節面の長さと比較した。

対 象

1. 股関節の標準モデル

股関節の力学的特徴を解明する目的より、日本人の標準体型をもとに股関節の標準モデルをコンピュータ上に再現した。標準モデルは正常な形態を有する股関節であり、軟骨層を含めない骨頭直径は46 mm, 臼蓋直径50 mm, 関節面直径48 mm, 軟骨厚4 mm, CE角27°, Sharp角41°, AHI84.0とした。この股関節標準モデルをもとにCE角をはじめとする各種パラメータが股関節の力学的環境にどのような影響を与えるかを検討した。

2. 臨床症例

臼蓋形成不全を伴う二次性変股症99関節と正常16関

節の合計105関節の解析を行った。各症例の初診時における片脚起立時のX線像より股関節の解剖学的関節面（接触線分）、各特徴点（大転子外転筋附着部、骨盤最内側部、骨盤最外側部、第5腰椎中心）を求め、computer simulationの条件として症例毎に入力した。これらの入力には、われわれが構築したMini-PACS systemを活用した。なお股関節の解剖学的関節面は三点弧法により求め、数個の圆弧成分により近似した。

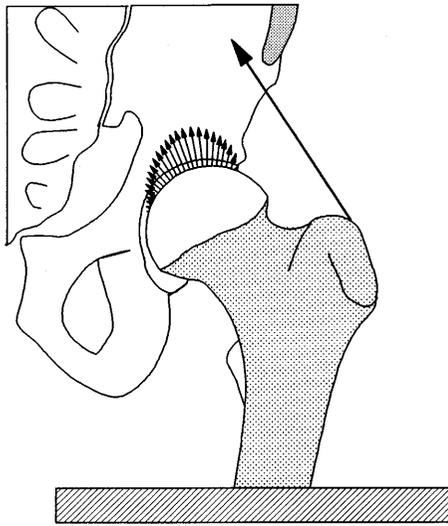


図4 標準モデルにおける圧縮応力分布

骨頭中心はこれらの圆弧中心の平均値から求めた。

結 果

1. 標準モデル

標準モデルにおける解析結果では、正常股関節(CE角 27°)の骨頭合力は体重の2.74倍、外転筋力は体重の1.81倍、最大応力値は体重の0.031倍/mm、平均0.02倍/mm、有効荷重関節面比65.7%であった。標準モデルにおける応力分布図を図4に示す。

2. 標準モデルとCE角

正常股関節の標準モデル(CE角 27°)において、CE角を 10° ずつ変化させて計算を行なった。その結果、CE角が 27° より小さくなるに従い関節面の応力値は指数関数的に急激に増大し、CE角 -23° では正常と比較して最大応力値は5.87倍となっていた。またCE角が 27° より大きい場合にはその変化は極めて小さかった(図5)。本解析から逆算して求めた骨頭合力も同様の傾向を示したが応力値の変化ほど大きくはなく、CE角 -23° の骨頭合力は正常の1.32倍であった。また外転筋力も同様の傾向を示し、CE角 -23° では正常と比較して外転筋力は1.45倍であった。すなわち、骨頭合力と外転筋力の変化は関節面の応力値の変化ほど鋭敏でないことが分った。さらに荷重伝達に関与する関節面と解剖学的関節面の比率、すなわち有効荷重関節面比はCE角の減少に伴いほぼ直線的に減少し、CE角 -23°

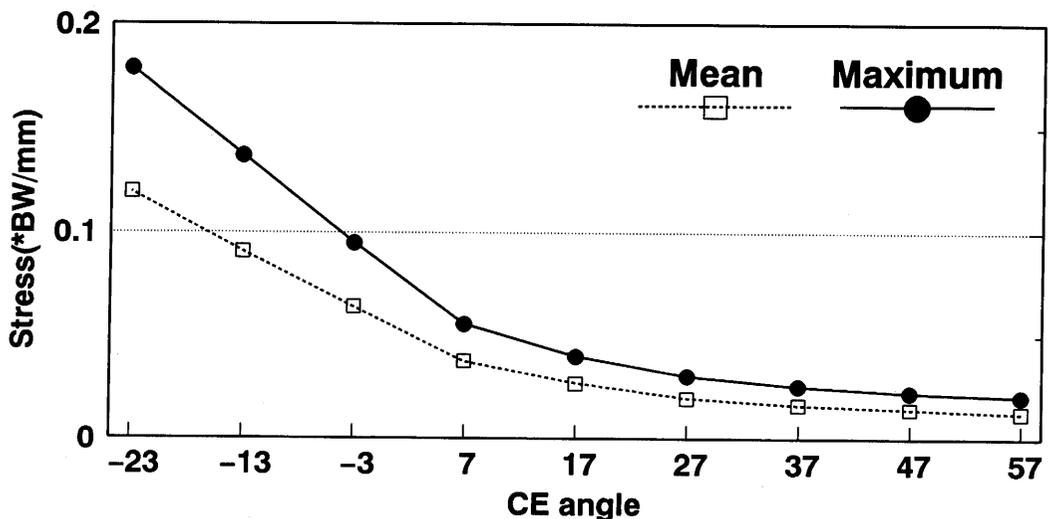


図5 股関節標準モデルにおけるCE角と応力値の関係

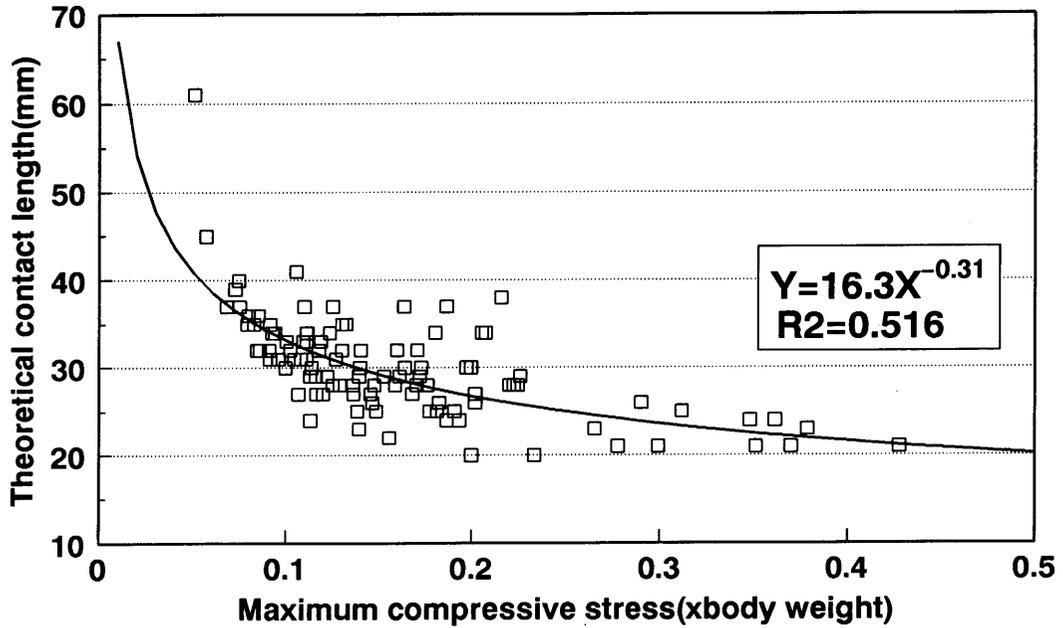


図6 力学的荷重関節面と最大応力値の関係

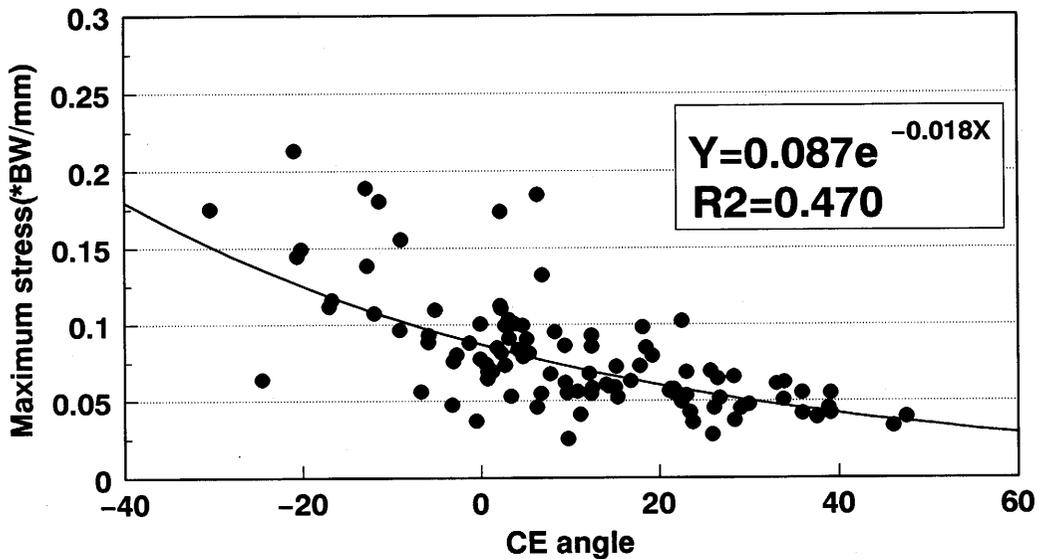


図7 臨床例におけるCE角と応力値の関係

では15.9%と極めて狭い範囲で荷重を支える状態になることが分った。

3. 臨床例における解析結果

3.1 力学的荷重関節面と最大応力値

臨床例の結果では、力学的荷重関節面と最大応力値は二次関数的相関が得られ、接触面が狭い場合には応

力値も大きかった(図6)。また変股症の程度と最大応力値の関係をみると、前関節症や初期では正常の約2倍となり、進行期と末期では正常の1.5倍であった。

3.2 CE角と最大応力値

CE角が小さくなるに従い最大応力値も増大傾向を示し、回帰曲線(相関係数： $r^2=0.47$)を求めることは

可能であったものの、症例によるばらつきが大きかった(図7)。すなわち、臨床例におけるCE角の計測値から関節面に生じる接触圧の推定や変股症の進行予測は誤差を伴い易いものと考えた。

考 案

1. 股関節の力学的特徴

変股症の単純X線像をみると、臼蓋に骨硬化像を認めることを臨床上しばしば経験する。この骨硬化像が股関節に生じる関節面の接触圧分布にほぼ対応していることは経験的に知られている。この骨硬化像は股関節を構成する全ての関節面に存在するものではなく、主として荷重部にみられることから、荷重伝達はこの骨硬化像の領域を中心に行なわれていることは容易に想像される。そして変股症の程度によりさまざまなパターンを示すが、接触圧の大きさを正確に推定することは困難である。このような観点から computer simulation による解析を試みたが、その結果は臨床的事実と良く一致することを知った。標準モデルにおける骨頭合力は体重の2.74倍であったが、これは従来より様々な手法⁶⁾により求められた体重の2.8倍とほぼ一致する。また最大応力値は体重の0.031倍/mm, すなわち体重が60 kg の場合には1.86 kg/mm が関節面に生じていることを示している。そして実際に荷重を受け止める関節面の広さは解剖学的関節面の約6割であることを知った。

2. 変股症の進行予測

臨床例における検討では、CE角が小さくなるに従い最大応力値も増大傾向を示した。しかし症例によるばらつきが大きく、相関係数は0.47であった。これはCE角の値を指標にした場合には、47%の確率で変股症の進行予測が可能であるにすぎないことを示している。そして標準モデルにおける解析から、CE角の減少に従って最大応力値、骨頭合力共に増大するものの、骨頭合力は最大応力値の変化ほど鋭敏でないことを知った。従来の方法ではCE角、挺子の理論より求める骨頭合力共に骨頭中心の同定を必要とする。しかし計測誤差や骨頭の変形を有する症例では骨頭中心の同定は極めて困難な事などを前提に検討すべきものと考えられる。この点、RBSMによる解析では骨頭中心の同定は必要とせず、股関節の力学的特徴を的確に把握するこ

とが可能であり、変股症の病態解明と進行の予測などに有用と考えている。

ま と め

1. 標準体型の股関節における最大応力値は体重の0.031倍/mm, 実際に荷重を受け止める関節面の広さは解剖学的関節面の約6割であることを知った。
2. CE角の減少に従って最大応力値、骨頭合力共に増大するものの、骨頭合力は最大応力値の変化ほど鋭敏でないことを知った。
3. 骨頭中心の同定を必要としないRBSMを用いた力学解析は股関節の力学的特徴を的確に把握することが可能であり、変股症の病態解明と進行の予測に有用である。

稿を終えるにあたり、ご指導ならびにご校閲を賜りました赤松功也教授に深甚の謝意を表します。

文 献

- 1) Kawai, Tadahiko (1977) A new discrete model for analysis of solid mechanics problems. *Seisan Kenkyu*, 29: 208-210.
- 2) 川井忠彦・他(1983) 新離散化極限解析法の整形外科バイオメカニクスへの応用, 日本鋼構造協会第17回大会研究集会マトリックス解析法研究発表論文集, 17: 251-256.
- 3) 川井忠彦(1985) 科学技術と計算機シミュレーション. *生産研究*, 37: 515-523.
- 4) 井手隆俊, 山本泰宏, 立木 繁ほか(1990) 中手指節関節における荷重実験と computer simulation, *整形外科バイオメカニクス*, 12: 119-124.
- 5) 井手隆俊, 山本泰宏, 立木 繁ほか(1990) 剛体-バネモデル(RBSM)における関節軟骨のバネ定数について, *整形外科バイオメカニクス*, 12: 125-131.
- 6) Bombelli, R. (柏木大治ほか訳)(1988) 股関節症, 共同医書出版, 第2版, 東京.

Abstract**Stress Analysis of the Hip**

Takatoshi IDE and Rikio AMANO

The computer simulation model of the hip for stress analysis was made with the Japanese standard physical constitution, and the estimation of the stress distribution on the standard model was performed by the computer simulation using Kawai's Rigid Body Spring Model (RBSM). Total 105 clinical cases of secondly osteoarthritis with acetabular hypoplasia including 16 normal hips were also analyzed with RBSM.

The result of the analysis on the standard hip model was that a maximum compressive stress was estimated at 0.031/mm times of the body weight, and an actual weight bearing area was calculated as 62.1% of the possible contact area on the hip joint. The maximum compressive stress and the resultant force were decreased with changes of the center-edge angle, but the change of resultant force according to the center-edge angle was not sensitive, compared with a maximum stress.

In clinical cases, the maximum stress was estimated as two times, compared with the normal hip in the pre-arthrosis and early stage of osteoarthritis criteria by Japanese Orthopedics Association, and 1.5 times in the progressive and terminal stage. The correlation between the maximum stress and the center-edge angle in clinical cases was almost same manner as in the standard hip model, but the estimated maximum stress was scattered among cases.

It was concluded that the stress analysis utilizing RBSM was possible to estimate the biomechanical behavior of the hip precisely. Therefore, it is useful to predict the prognosis, and to make clear the osteoarthritis of the hip biomechanically.

Department of Orthopaedic Surgery