

〈一般研究課題〉 高齢者の日常動作が筋骨格系に及ぼす動力学的
影響の数値評価システムの開発

助成研究者 中部大学 安達 和彦



高齢者の日常動作が筋骨格系に及ぼす動力学的 影響の数値評価システムの開発

安達 和彦
(中部大学)

Development of a Numerical Evaluation System for Dynamical Effects of Daily Activity of Elderly People on Musculoskeletal System

Kazuhiko Adachi
(Chubu University)

Abstract :

A proximal femur fracture due to osteoporosis is one of serious health care problems in aging societies. Osteosynthesis with pin / screw / plate type fixations is widely used for proximal femur fracture treatment in Japan. Unfortunately, some complications such as postoperative fractures may occur during postoperative rehabilitation period. In order to reveal the potential cause of the postoperative fracture from the viewpoint of the biomechanics, we had already performed the dynamic stress analysis of the treated proximal femur based on finite element (FE) analysis. The final goal of our project is to establish the reliable postoperative bone fracture risk assessment method in response to the daily activity including mainly walking. The aim of this study is to develop a numerical evaluation system for dynamic effects of daily activity of elderly people on musculoskeletal system based on the musculoskeletal finite element analysis method. Subject-specific 3D left hip joint FE model was constructed from an elderly female volunteer's CT images. The model consists of the pelvis, proximal femur, cartilage and implant, as multi bodies. The dynamic loading and boundary conditions were applied to the model for simulating a gait motion. Direction and magnitude of the loads varies in response to the gait motion. The time dependent loading forces; hip contact, gluteus medius, gluteus maximus, tensor fasciae latae and adductor, acting around the hip joint was obtained by inverse dynamic analysis of a human gait using the

lower-limb musculoskeletal model. Time varying stress distribution during the gait was evaluated by FE analysis based on dynamic explicit method via ABAQUS. In order to visually demonstrate dynamic stress distribution, we examined the time varying von Mises stresses at the representative points located on the cortical surface of the proximal femur; femoral head, fracture surface and around the lateral insertion holes. The results indicate significant increase of the stresses around the proximal lateral insertion holes for treated bone. It is indicated that the proposed system is feasible to support the better pre-and postoperative clinical decisions, which is the main contribution of this study.

1. はじめに

骨粗鬆症の高齢者は、転倒による腰部の打撲を契機に大腿骨近位部骨折を発症することがある。大腿骨近位部骨折は、大腿骨骨折の中で股関節に近い部分の骨折を指す。日本における受傷者は2007年で約15万人と報告されている⁽¹⁾。高齢化が進むに伴って受傷者は更に増加し、2020年には約25万人、2030年には約30万人と推計されている⁽¹⁾。大腿骨近位部骨折は一般に予後が悪く、寝たきりの直接的な原因となる疾患とされている⁽²⁾。さらに大腿骨近位部骨折受傷後の1年死亡率、5年死亡率は高く、骨折後の運動能力の低下による日常生活での活動制限などが原因とされている⁽²⁾。そのため、手術後の機能回復の重要性が極めて高い。大腿骨近位部骨折の治療法は様々で、骨折部位や骨折の程度、骨粗鬆症の程度などにより治療法が決定される。この中で、骨折部のずれ(転位)が小さい症例に対しては、インプラントを用いた骨接合術が低侵襲で治療効果が高い治療法とされる。一方で、骨癒合遷延、偽関節、変形、さらにはインプラント刺入穴周囲の骨折や刺入したインプラントの先端が大腿骨骨頭部で突出する骨頭突出(カットアウト)など術後合併症の症例が報告されている⁽³⁾⁽⁴⁾。術後合併症の発症は、術後の患者の早期離床を妨げるだけでなく、結果として歩行機能の回復を大きく妨げることから、術後QOL(Quality of Life)に重大な影響を及ぼす。

術後の骨折等の合併症を防ぐために術後の適切なリハビリテーションが極めて重要とされているが⁽²⁾⁽⁵⁾、術後合併症の発生メカニズムは十分に解明されていない。患者個々の骨折の様態、適用した術式、体格、歩き方などに差があり、比較の際の条件統一が困難となる。このような状況に対して、比較対象以外の条件を同一に設定して力学解析を行うことができる有限要素解析が今後、骨折等の合併症に対しては発症リスクについての有用な定量的評価手段となると考えられる。大腿骨近位部の応力状態を力学的に検討するため、有限要素法を用いたバイオメカニクス解析が従来から数多く行われている⁽⁶⁾⁻⁽⁸⁾。しかし、そのほとんどが静止立位状態を模擬して単純化した境界条件および荷重条件の下での静解析となっている。著者らはこれら従来の研究と同様に静止立位状態を模擬した静解析を行ってきたが⁽⁹⁾⁻⁽¹¹⁾、術後に患者が静止立位姿勢で長時間活動することは考えにくく、歩行補助具を用いながら歩行動作を行うことが多いと考えられる。

大腿骨近位部に対する力学解析において被験者固有の解析モデルの必要性が従来から指摘されていて、骨形状だけでなくCT値に基づく被験者固有の物性値分布を有限要素モデルに導入した研究が進められている。一方、有限要素解析の境界条件と荷重条件については被験者固有の条件の導入が試みられているが、前述のように静止条件下での解析が大半となっている。被験者固有の境界条件と荷重条件の例として、歩行中の代表姿勢や最大荷重値を抽出し、その時点で静止状態での解析

を行うことにより、歩行状態を近似的に模擬した大腿骨近位部の有限要素解析が報告されている⁽¹²⁾⁻⁽¹⁴⁾。これらの研究では被験者固有の大腿骨モデルの遠位部を固定境界条件とし、人工骨頭システムの剛性分布が皮質骨応力分布に及ぼす影響の考察⁽¹²⁾、骨密度分布の個人差⁽¹³⁾と若年者の股関節頸部の形状形成⁽¹⁴⁾に及ぼす股関節反力と筋力の影響を考察し、歩行中の股関節反力⁽¹²⁾⁻⁽¹⁴⁾と筋力⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾を荷重条件として与えることの重要性を指摘している。Vahdatiら⁽¹³⁾は、筋骨格モデルを用いた逆動力学解析から求めた被験者固有の筋力が荷重条件として骨密度分布の個人差に大きく影響することを指摘している。しかし、Vahdatiら⁽¹³⁾とYadavら⁽¹⁴⁾の解析はいずれも境界条件と荷重条件が時不変の静解析であり、Oshkourら⁽¹²⁾の解析は境界条件が時不変で荷重条件が時変となる解析である。著者らは、大腿骨近位部の有限要素解析における荷重条件および境界条件に注目し、静止条件下での解析と歩行条件下での解析では異なる結果となることを示した⁽¹⁵⁾。前述の術後骨折等の合併症の発生メカニズムを解明するための有限要素法による力学解析では、歩行状態を模擬した動的な荷重条件および境界条件(以下「歩行条件」と略記する)の下での動的な解析が必要になると考えられる。

著者らは大腿骨近位部の有限要素解析における荷重条件および境界条件に注目し、歩行動作での大腿骨近位部の屈曲・伸展運動に対応する境界条件および歩行動作から逆動力学解析を用いて推定した荷重条件を有限要素モデルに組み込み、歩行動作を模擬した歩行条件下で大腿骨近位部の応力の変動を経時的に解析できる動力学解析法の開発に取り組んでいる⁽¹⁶⁾。

本研究では、高齢者の歩行をはじめとする日常動作が、筋および骨(筋骨格系)にどのような力学的負荷を及ぼすかを数値的に評価できるシステムの開発を目的とする。ここでは、インプラントを用いた高齢者の大腿骨近位部骨折治療を対象とする。

2. 研究プロジェクトの概要

本研究で開発するシステムでは、被験者固有の動作計測データを筋骨格モデルに入力して逆動力学解析⁽¹⁷⁾することにより被験者固有の境界条件と荷重条件を同定する(筋骨格解析)。次に、被験者CT画像データから被験者固有の有限要素モデルを構築し、先に同定した境界条件と荷重条件を組み込んで動的応力解析を行い、術後の骨折リスクを数値評価するための骨応力の分布の時間変化を定量評価する。これら一連の解析は「筋骨格有限要素解析」と呼ばれ、開発システムの中核を構成する。図1に研究プロジェクトの概要を示す。

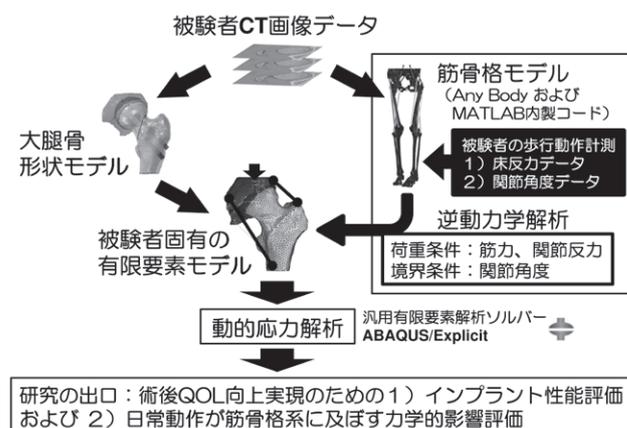


図1 研究プロジェクトの概要

3. 動作計測システム

筋骨格解析の入力データとなる被験者固有の動作計測データを測定するシステムを構築した。本研究では、高齢者の日常動作として歩行動作を対象とし、図2に示す三次元歩行動作計測システムを構築した。高齢者の日常動作の計測を容易に実現するため、構築したシステムは「臨床現場(病院等リハビリテーション施設)で被験者の三次元歩行動作と床反力を同期して計測することが可能であって、適時に簡易に設置・計測・撤収ができる可搬式システム」を特徴とする。図3に構築したシステムをリハビリテーション現場に設置した状況を示す。

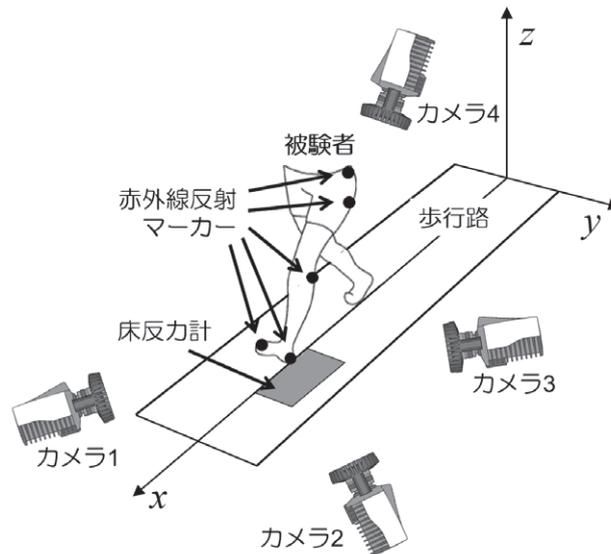


図2 三次元歩行動作計測システムの構成

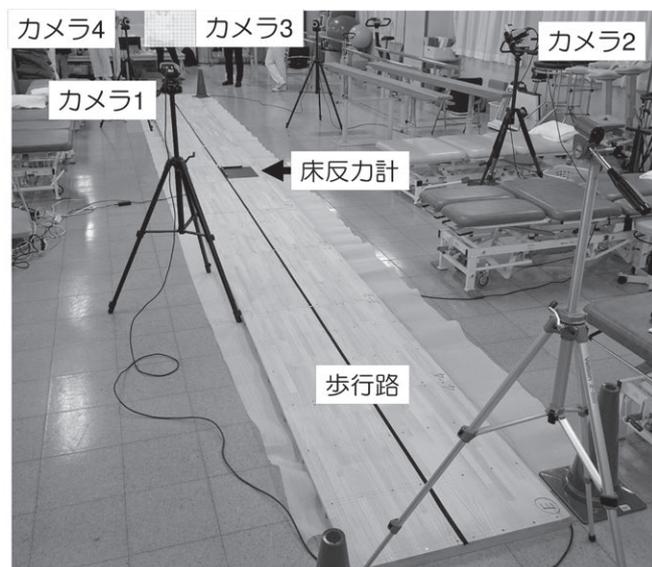


図3 臨床現場(リハビリテーション施設)に設置した三次元歩行動作計測システム

4. 解析システム

4.1 被験者固有モデル

匿名化された被験者(健常, 80代女性)のCT画像データ(全身用X線CT診断装置, 管球電圧: 120kVp, 画像サイズ: 512×512pixel, FOV: 265mm×265mm, スライス厚: 0.625mm, スライ

ス数：452枚)から3D Slicer (Version 4.2.2-1)⁽¹⁸⁾を用いて寛骨および大腿骨近位部を三次元再構成し、図4に示す被験者固有の形状モデルを作成した。CT画像データの位置情報に基づいて寛骨および大腿骨近位部を体内と同じ相対位置関係を保つように組み合わせ、寛骨臼と大腿骨頭の間を全て軟骨と仮定し、健常骨モデルを作成した。ただし、寛骨臼部の内面形状は骨頭中心と同一中心の球面形状とした。さらに大腿骨頸部骨折のモデルとして、Pauwelsによる分類のII型⁽¹⁹⁾を想定し、大腿骨近位部の三次元モデルの頸部に正面像にて水平面に対して50 degの角度をなす平面を作成して骨折面のモデルとした。寛骨、骨折面をモデル化した大腿骨近位部および軟骨の各モデルに、インプラントの三次元モデルを組み合わせることで骨接合術後の治療骨モデルを作成した。本研究では、骨接合に用いるインプラントはDual SC Screw (DSCS, KiSCO)⁽²⁰⁾とし、共同研究者である整形外科医の指導の下、大腿骨近位部の至適位置にインプラントを刺入したDSCS治療骨モデルを作成した。図5にインプラントの形状モデルを示す。作成したこれらの三次元モデルは、ANSYS ICEM CFD (Version 17.2, ANSYS)の自動メッシュ分割機能を用いて4節点四面体一次要素 (ABAQUS要素タイプ：C3D4)で分割し、図6に示す三次元有限要素モデルを作成した。寛骨モデルは要素数24,374および節点数7,683となり、大腿骨近位部の健常骨モデルは要素数51,451および節点数11,322、DSCS治療骨モデルは要素数211,340および節点数43,931、DSCSモデルは要素数41,267および節点数11,223となった。

4.2 筋骨格解析

健常骨モデルおよびDSCS治療骨モデルに設定する荷重条件は、歩行時の股関節反力と股関節周りの筋力の時刻歴波形とする。歩行時の股関節反力と股関節周りの筋力の時刻歴波形は、剛体リンク(骨)と線要素(筋肉)を組み合わせた下肢の筋骨格モデルに関節角度データと床反力データを入力して逆動力学解析⁽¹⁷⁾することにより推定した。以下に荷重条件設定のための筋骨格解析について述べる。

筋骨格モデルは、関節中心を剛体リンクの節点とし、股関節中心から膝関節中心までを結ぶリンクを大腿部、膝関節中心から足首関節中心を結ぶリンクを下腿部とした。高齢女性の下肢を想定し、大腿部、下腿部、足部に相当する剛体リンクの質量、慣性モーメント、重心位置などの特性値は文献⁽²¹⁾で報告されている高齢女性の身体部分慣性特性の平均値を用いた。Hellerら⁽²²⁾⁽²³⁾、Sasakiら⁽²⁴⁾の文献を参照し、歩行中に大腿骨近位部に直接筋力の影響を及ぼすと考えられる膝より上部の代表的な筋として、腸骨筋、中殿筋、大腿直筋、外側広筋、大腿二頭筋、内転筋、大腿筋膜張筋、

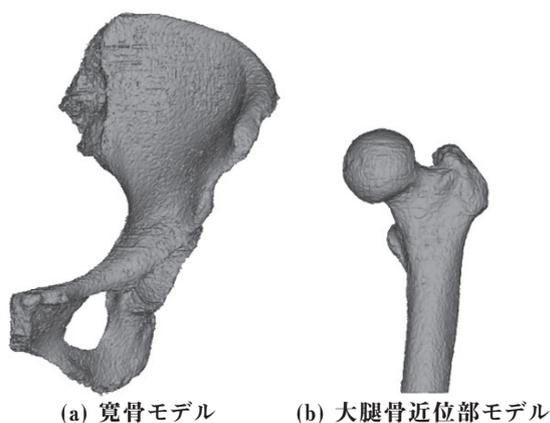


図4 被験者固有の形状モデル



図5 インプラントDual SC Screwの形状モデル

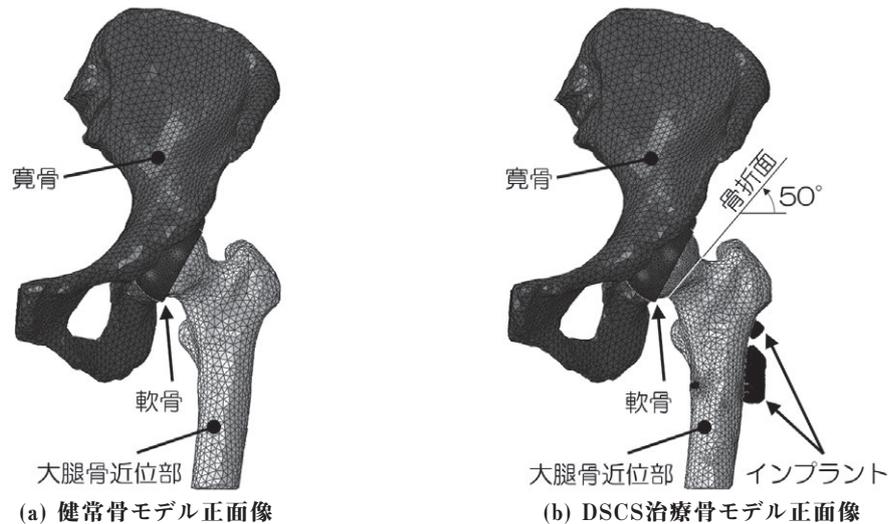


図6 三次元有限要素モデル

大殿筋の計8種類を選定した。選定した個々の筋に対して起始および停止の位置は、文献の解剖図⁽²⁵⁾を参考にするとともに共同研究者の整形外科医の指導の下、付着範囲のおおよその中心部となるようにそれぞれ一つの点で指定し、起始および停止の2点間を結ぶ一本の直線で近似してそれぞれの筋をモデル化した。取り扱いを簡単にするため、筋は収縮力のみ発生するものとし、伸長方向には力が発生しないものとした。膝下の筋力で発生する合力である関節周りのモーメントとして、膝関節トルクと足首関節トルクを仮想的に考慮した。

逆動力学解析では入力として3章で述べた動作計測システムで計測した歩行時の被験者固有の各関節の角度データと床反力データを用いる。しかしながら、計測後の計測データの解析進捗の関係から文献に記載された関節角度データと床反力データを用いることとした。筋骨格モデルに、関節角度⁽²⁶⁾⁽²⁷⁾から推定した歩行中の骨の重心位置、速度、加速度、および床反力⁽²⁶⁾⁽²⁸⁾を入力し、下肢の関節反力、関節モーメント、筋力を逆動力学解析により推定した。筋骨格モデルでは、未知変数となるモデル化した8種類の筋の筋力に対して、制約条件である運動方程式の数の方が多くなる。そこで、「各筋に生じる負荷が最も少ない状態が望ましい筋力の発揮状態である」と仮定し、筋応力の二乗和を最小化する最適化問題⁽²⁹⁾を定式化し、MATLABの最適化計算ツールを用いて歩行一周期での時刻歴の関節反力、関節モーメント、筋力を算出した。

4.3 有限要素解析

4.3.1 材料物性

寛骨、大腿骨近位部および軟骨の材料特性は均質等方線形弾性体を仮定し、ヤング率は文献⁽³⁰⁾⁽³¹⁾に記載されている数値を部位毎に設定した。骨密度はKeyakの式⁽³²⁾を用いてヤング率から推定した。本研究では図6に示したように左寛骨全体をモデル化したので、寛骨モデルについては、図7に示すように寛骨臼部とその周囲は均質等方線形弾性体とし、頭側および内側の部分は剛体とし空間に固定した。また、DSCS治療骨モデルで用いるDSCSモデルは剛体とした。モデルの材料物性の値を表1に示す。

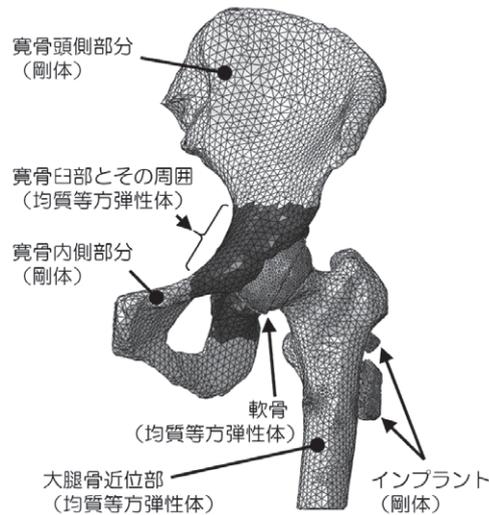


図7 有限要素モデルの材料物性

表1 有限要素モデルの材料物性値

		ヤング率MPa	ポアソン比	密度kg/m ³
大腿皮質骨		13,300	0.3	1,141
大腿 海綿骨	骨頭	440	0.3	138.8
	頸部	320		120.1
	遠位	150		85.1
軟骨		10	0.4	100
寛骨		13,300	0.3	1,141

4.3.2 荷重条件

健常骨モデルおよび治療骨モデルの荷重条件には4.2節で述べた方法により推定した股関節反力、股関節付近の4つの筋力(中殿筋, 大殿筋, 内転筋, 大腿筋膜張筋)の時刻歴(歩行周期で正規化)および重力を与えた。4つの筋力は文献⁽³³⁾を参考にして選択した。本研究では3章で述べた動作計測システムを用いて被験者固有の計測データを得たが、その後の計測データの解析進捗の関係から4.2節で述べた方法により推定した図8と図9にそれぞれ示す股関節反力と股関節周りの筋力を用いた。

筋力は以下に述べる方法により、大きさおよび方向が時間変化する荷重条件として設定した。まず、各筋の起始位置と停止位置に相当する有限要素モデル上のそれぞれ一節点を「コネクタ要素」と呼ばれる要素を用いて相互に結合した。筋をモデル化したコネクタ要素の有限要素モデル上での配置を図10に示す。コネクタ要素はABAQUSで用意されている要素の1種で(ABAQUS要素タイプ: CONN3D2)、コネクタ要素の走行方向に力を発生させることができ、かつコネクタ要素で結合した節点の相対移動に合わせて節点に作用する力の方向を変えることができる。筋の広がりを実似的に考慮できるように、中殿筋は3本、大殿筋は2本、内転筋は2本のコネクタ要素でそれぞれモデル化した。一方、大腿筋膜張筋は1本のコネクタ要素でモデル化した。図9に示した歩行一周期の筋力を歩行時の大腿骨近位部の屈曲・伸展運動に同期させてコネクタ要素の走行方向に発生させることで、歩行時の筋力に相当する荷重条件を健常骨モデルおよび治療骨モデルに与えた。筋を

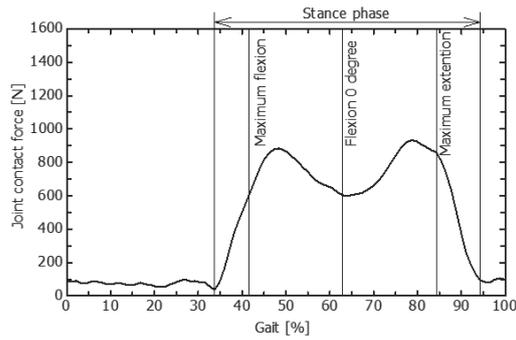


図8 股関節反力の時刻歴波形

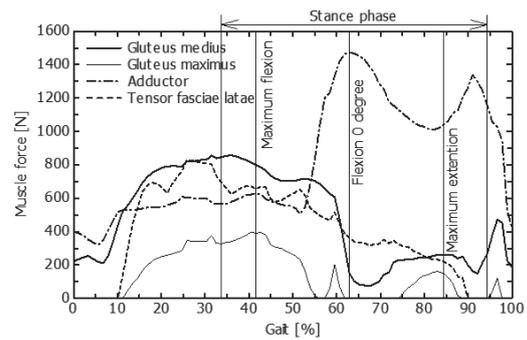


図9 股関節周りの筋力の時刻歴波形

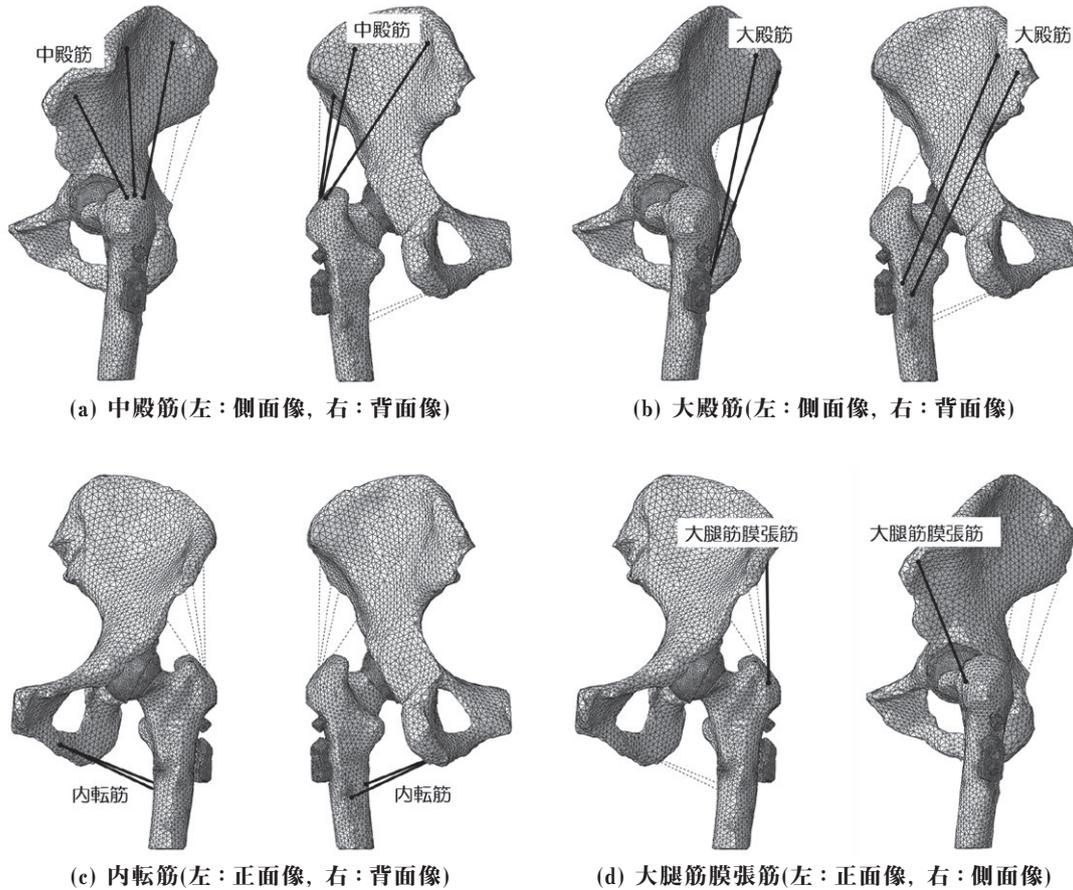


図10 有限要素モデルでのコネクタ要素による股関節周りの筋のモデル化

複数のコネクタ要素でモデル化した中殿筋，大殿筋，内転筋については，図9に示した筋力を個々のコネクタ要素に等配分した。

4.3.3 境界条件

健常骨モデルおよび治療骨モデルの境界条件として大腿骨近位部に歩行時の屈曲・伸展運動を与えた。ABAQUS のプリポストABAQUS CAE上で，大腿骨近位部の遠位端面の節点を骨頭中心の節点で拘束(Multi-Point Constraints)し，骨頭中心に強制変位を与えることで，骨頭中心の節点を回転中心とする屈曲・伸展運動を再現した。具体的には，図11に示す歩行一周期での骨頭中心回り的大腿骨近位部の角度変化(正の角度が屈曲，負の角度が伸展に相当)を与えた。本研究では，歩行中の大腿骨近位部の動きは矢状面の屈曲・伸展運動のみであると仮定し，上下方向と内外方向への動きは自由とした。寛骨は，剛体の特性を与えた頭側および内側の部分を拘束した。

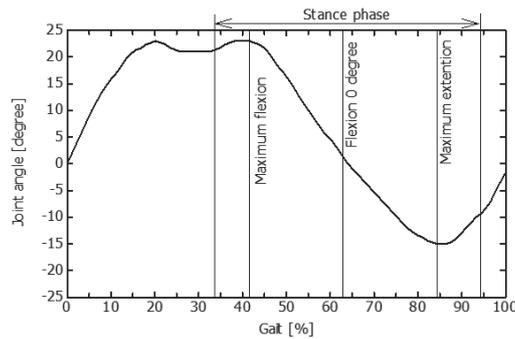


図11 股関節角度の時間変化

5. 筋骨格有限要素解析の結果と考察

健常骨モデルとDSCS治療骨モデルに対して、ABAQUS/ Explicit (Version 6.13-5, SIMULIA)を用いて有限要素解析とマルチボディ解析を同時に実行することで歩行一周期での大腿骨近位部の動的な応力状態を動的陽解法で解析した。解析は、11CPUを用いた並列計算(CPU: Intel Xeon X5650, 2.67GHz, Memory: 24.0GB, OS: Microsoft Windows 7 Professional 64Bit)を行い、解析に要したCPU時間は健常骨モデルで約51時間、DSCS治療骨モデルで約149時間となった。

開発した筋骨格有限要素解析によって歩行中の骨盤(寛骨)に対する大腿骨近位部の屈曲・伸展運動を再現することができ、歩行一周期内の時々刻々の寛骨臼部、大腿骨近位部の皮質骨および海綿骨、軟骨の応力分布が可視化できた。筋骨格有限要素解析によって得られたDSCS治療骨モデルと健常骨モデルでの大腿骨近位部皮質骨表面のミーゼス応力の分布図を図12に側面像で、図13に正面像でそれぞれ示す。図12および図13において、(a)は最大屈曲位時点(41.6 %Gait)、(b)は屈曲0°時点(62.9 %Gait)、(c)は最大伸展位時点(84.7 %Gait)での応力解析結果を示す。これらの応力分布図は、歩行一周期内で連続した応力解析の一部として得られた。歩行動作下での大腿骨近位部の時々刻々のミーゼス応力分布の変化が可視化でき、術後骨折リスク評価の観点から皮質骨の応力集中について以下に考察する。

歩行一周期内で皮質骨応力が大きくなる箇所として、まず、股関節反力を負荷した骨頭皮質骨部位(図13)および筋停止位置での皮質骨(図12 (a)、大転子部の大腿筋膜張筋と中殿筋の停止位置)が挙げられる。これらは、DSCS治療骨モデルと健常骨モデルに共通し、本研究で用いた有限要素モデルの荷重条件による。次に、歩行一周期内で健常骨モデルの皮質骨応力に対して明らかに治療骨モデルの皮質骨応力が大きくなる箇所は、大腿骨外側皮質骨のインプラント刺入部(スレッドバレルおよびプレートバレル)周囲、プレートバレルを転子下で固定する皮質骨スクリュー穴周囲、頸部骨折面となった。大腿骨外側皮質骨のインプラント刺入部周囲の応力値の上昇は、近位となるスレッドバレル刺入部周囲の方が遠位のプレートバレル刺入部周囲よりも大きく、50 MPaを超えるミーゼス応力値が計算された。皮質骨スクリュー穴周囲についても外側および内側の皮質骨で50 MPaを超えるミーゼス応力値が計算された。頸部骨折面についても、ミーゼス応力値は50 MPaを超え、最大屈曲位では頸部内側の骨折面で、最大伸展位では頸部外側の骨折面で応力値の上昇が顕著となり、歩行動作による大腿骨近位部の屈曲・伸展運動に同期して骨折面での応力値の分布が移り変わった。以上の解析結果は、術後の歩行動作において、例えば、大腿骨近位部外側皮質骨のインプラント刺入部周囲の術後骨折リスクを評価する際に有用となることが示唆される。

これらの解析結果は、著者らの従来の静止立位状態を模擬した静解析での解析結果⁽⁹⁾⁻⁽¹¹⁾と矛盾し



(a) 最大屈曲位41.6%Gait (左：治療骨, 右：健全骨)



(a) 最大屈曲位41.6%Gait (左：治療骨, 右：健全骨)



(b) 屈曲0°位62.9%Gait (左：治療骨, 右：健全骨)



(b) 屈曲0°位62.9%Gait (左：治療骨, 右：健全骨)



(c) 最大伸展位84.7%Gait (左：治療骨, 右：健全骨)



(c) 最大伸展位84.7%Gait (左：治療骨, 右：健全骨)

図12 大腿骨近位部皮質骨のミーゼス応力分布側面像

図13 大腿骨近位部皮質骨のミーゼス応力分布正面像

ない。しかし、著者らの従来の静解析では、歩行動作による大腿骨近位部の屈曲・伸展運動に同期した時々刻々の応力変化を可視化することはできない。1章で述べたように、近年、歩行中の代表姿勢や最大荷重値を抽出し、その時点における静解析で歩行中を模擬した研究が報告されているが⁽¹²⁾⁻⁽¹⁴⁾、歩行動作による大腿骨近位部の屈曲・伸展運動に同期した時々刻々の応力変化を解析したものではない。

最後に本研究で開発したシステムの限界について述べる。本研究では、健全骨モデルおよび治療骨モデルの荷重条件に4.2節で述べた方法により推定した図8と図9にそれぞれ示した股関節反力および股関節付近の4つの筋力を用いた。本来であれば、3章で述べた動作計測システムにより計測した被験者固有の歩行データに基づく筋骨格解析によって股関節反力および股関節付近の4つの筋力を求められなければならない。図8と図9にそれぞれ示した股関節反力および股関節付近の4つの筋力は若年被験者に対する文献データから求めたものであり、歩行速度や歩幅が有限要素モデル

作成に用いたCT画像データを撮像した被験者と合致しない。そこで、本研究では歩行周期で正規化することにより高齢者歩行の近似データとみなした。以上から、本研究の解析結果については定量的な取り扱いには議論が残るものの、定性的な考察は可能と考えられる。

6. おわりに

本研究では、高齢者の歩行をはじめとする日常動作が、筋および骨(筋骨格系)にどのような力学的負荷を及ぼすかを数値的に評価できるシステムの開発を目的とし、インプラントを用いた高齢者の大腿骨近位部骨折治療を対象として、歩行動作中の大腿骨近位部の骨応力の経時変化を定量的に解析するための筋骨格有限要素解析を開発した。開発した筋骨格有限要素解析を用いて、歩行動作下での大腿骨近位部の時々刻々の応力の変化を可視化することができた。本研究では高齢者の日常動作として歩行動作を対象とし、大腿骨近位部骨折治療の術後骨折リスク評価の観点から大腿骨近位部周囲の筋および骨(筋骨格系)にどのような力学的負荷を及ぼすかを数値的に評価した。今後、歩行動作以外の日常動作に対象を広げ、開発した動作計測システムと連携した筋骨格有限要素解析に取り組む。

なお、本論文の内容は末尾に記載の[C1]と[C2]にて発表予定、また[D1]にて投稿中である。

謝辞

本研究プロジェクトの推進にあたり、野田光昭医学博士(一般財団法人 甲南会 甲南病院)と中村祐貴子氏(神戸大学)には共同研究者として多大なご協力をいただいた。ここに記して謝意を表す。

参考文献

- (1) 日本整形外科学会, 日本骨折治療学会, 日本整形外科学会診療ガイドライン委員会, 大腿骨頸部転子部骨折診療ガイドライン策定委員会: 大腿骨頸部/転子部骨折診療ガイドライン 改訂第2版, 20, 26, 75-77, 125-127, 南江堂 (2011).
- (2) 寺山圭一郎, 新野直明: 急性期病院における術後高齢大腿骨近位部骨折患者の自宅退院に関連する要因, 応用老年学, 8(1), 54-62, (2014).
- (3) 石井孝子, 土井口祐一, 杉谷勇二, 杉山健太郎: 大腿骨頸部骨折に対するDual SC Screw Systemの治療成績, 骨折, 35(1), 238-242, (2013).
- (4) 吉田圭二, 藤原正利, 森田侑吾, 藪本浩光: 大腿骨頸部骨折に対するHansson pin手術における成績不良例の検討, 骨折, 34(3), 560-562, (2012).
- (5) 草野雅司, 古田和彦, 片山健, 鈴木大介: 大腿骨転子部骨折における術後荷重開始時期が患肢荷重量および歩行能力改善に与える影響, 骨折, 34(4), 862-864, (2012).
- (6) 松本保朗, 村山伸樹, 日垣秀彦, 岩本幸英, 水田博志, 中西義孝: 髓内釘の開発における力学試験とFEM解析の比較, 臨床バイオメカニクス, 34, 93-99, (2013).
- (7) 池裕之, 稲葉裕, 小林直実, 大庭真俊, 平田康英, 齋藤知行: Zweymuller型ステムの形状変更が大腿骨に及ぼす影響 - SL-PLUS standard stemとSL-PLUS MIA stemとの比較 -, 臨床バイオメカニクス, 34, 143-147, (2013).

- (8) 水口義久, 鍵山善之, 中村正信, 中村祐敬: プレート固定された骨幹骨折部における三次元生体適応形状解析 - プレートと骨の間隙の骨折治癒への影響, 臨床バイオメカニクス, 35, 35-41, (2014).
- (9) 手塚大地, 安達和彦, 直井和也, 野田光昭, 松田光正: 有限要素解析を用いた大腿骨頸部骨折治療におけるプレートパレルの力学的評価, 臨床バイオメカニクス, 29-33, (2014).
- (10) Noda M, Saegusa Y, Takahashi M, Tezuka D, Adachi K, Naoi K: Biomechanical Study Using the Finite Element Method of Internal Fixation in Pauwels Type III Vertical Femoral Neck Fractures, Archives of Trauma Research, 4(3), e23167, (2015).
- (11) 野田光昭, 高橋完靖, 宮崎邦彦, 手塚大地, 安達和彦, 直井和也: 大腿骨頸部骨折Pauwels IIIに対するハンソンピンとDSCSのバイオメカニクスの比較検討, 骨折, 37(2), 505-508, (2015).
- (12) Oshkour AA, Abu Osman NA, Yau YH, Tarlochan F, Wan Abas WAB: Design of new generation femoral prostheses using functionally graded materials: A finite element analysis, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 227(1), 3-17, (2013).
- (13) Vahdati A, Walscharts S, Jonkers I, Garcia-Aznar JM, Vander Sloten J, van Lenthe GH: Role of subject-specific musculoskeletal loading on the prediction of bone density distribution in the proximal femur, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 30, 244-252, (2014).
- (14) Yadav P, Shefelbine S, Gutierrez-Farewik EM: Effect of growth plate geometry and growth direction on prediction of proximal femoral morphology, Journal of Biomechanics, 49(9), 1613-1619, (2016).
- (15) 中村祐貴子, 安達和彦, 野田光昭: 大腿骨頸部骨折後に対する歩行中の筋力を考慮した動的な有限要素解析, 臨床バイオメカニクス, 38, (2017), 掲載決定.
- (16) 中村祐貴子, 安達和彦, 直井和也, 野田光昭: 大腿骨頸部骨折治療支援のための歩行を模擬した動的条件下における有限要素解析, 日本機械学会第28回バイオエンジニアリング講演会講演予稿集, 1F11, (2016).
- (17) 美多勉, 大須賀周一: ロボット制御工学入門, 46-69, コロナ社, (1989).
- (18) Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Cramer J, Finet J, Fillion-Robin J-C, Pujol S, Bauer C, Jennings D, Fennessy F, Sonka M, Buatti J, Aylward SR, Miller JV, Pieper S, Kikinis R: 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network, Magnetic Resonance Imaging, 30(9), 1323-1341, (2012).
- (19) 立石哲也: バイオメカニクス ~機械工学と生物・医学の融合~, 64-65, オーム社, (2010).
- (20) 平中崇文, 辻充男, 上本晴信, 飛田祐一, 藤林功, 岩佐賢二郎: 大腿骨頸部骨折に対するDual SC Screwの使用経験, 骨折, 30(2), 315-318, (2008).
- (21) 岡田英孝: 男性高齢者の移動運動に関するバイオメカニクスの研究, 24-58, 筑波大学博士(体育科学)学位論文, (2002).
- (22) Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, Durselen L, Pohl M, Claes L, Haas NP, Duda GN: Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing, Journal

- of Biomechanics, 34(7), 883-893, (2001).
- (23) Heller MO, Bergmann G, Kassi JP, Claes L, Haas NP, Duda GN: Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing, *Journal of Biomechanics*, 38(5), 1155-1163, (2005).
 - (24) Sasaki K, Neptune RR, Kautz SA: The relationships between muscle, external, internal and joint mechanical work during normal walking, *The Journal of Experimental Biology*, 212, 238-744, (2009).
 - (25) Abrahams PH, Hutchings RT, Marks Jr SC: 人体解剖カラーアトラス, 原著第4版, 247-275, 南江堂, (1999).
 - (26) 関公輔, 鎌田一葉, 諸橋勇: 松葉杖歩行の歩行解析 - 健常者に松葉杖を使用させての変化, 傾向を提示している本研究 -, *東北理学療法学*, 18, 41-48, (2006).
 - (27) Kobayashi K, Gransberg L, Knutsson E, Nolen P: A new system for three-dimensional gait recording using electromagnetic tracking, *Gait & Posture*, 6(1), 63-75, (1997).
 - (28) 玉井敦, 高見正利, 松山徹, 光安郁雄, 山田雪雄: 脳卒中片麻痺患者に歩容による床反力波形の分類, *理学療法学*, 13(5), 357-367, (1986).
 - (29) Crowninshield RD, Brand RA: A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion, *Journal of Biomechanics*, 14(11), 793-801, (1981).
 - (30) Simpson DJ, Brown CJ, Yettram AL, Procter P, Andrew GJ: Finite element analysis of intramedullary devices: the effect of the gap between the implant and the bone, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 222(3), 333-345, (2008).
 - (31) 田中英一, 山本創太, 坂本誠二, 中西孝文, 原田敦, 水野雅士: 個体差を模擬した有限要素モデルによる大腿骨頸部転倒骨折の力学的検討, *日本機械学会論文集A編*, 697(70), 1179-1185, (2004).
 - (32) Keyak JH, Rossi SA, Jones KA, Skinner HB: Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling, *Journal of Biomechanics*, 31, 125-133, (1998).
 - (33) Stolk J, Verdonchot N, Huiskes R: Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction, *Journal of Biomechanics*, 34, 917-926, (2001).

本研究に関する業績

発表実績(口頭発表)

- [A1] Nakamura Y, Adachi K, Noda M. Patient-specific stress risk assessment osteosynthesized femoral neck fracture using dynamic 3D finite element model. ISFR 2016 15th Biennial Conference of the International Society for Fracture Repair 2016; OP22.
- [A2] Nakamura Y, Adachi K, Noda M. Time varying bone stress distribution visualization technique for proximal femur via biomechanical analysis under physiological gait loading scenario. ISFR 2016 15th Biennial Conference of the International Society for Fracture

Repair 2016; OP55.

- [A3] Nakamura Y, Adachi K, Noda M. Reliable Risk Assessment of Postoperative Femoral Fractures Based on Dynamic Finite Element Analysis. The 22nd Congress of the European Society of Biomechanics 2016; OS59-2.
- [A4] Nakamura Y, Adachi K, Noda M. A New Golden Standard method for Dynamic Analysis of Proximal Femur during Gait Motion. The 22nd Congress of the European Society of Biomechanics 2016; PO13-5.
- [A5] 中村祐貴子, 安達和彦, 野田光昭. 大腿骨頸部骨折術後に対する歩行中の筋力を考慮した動的な有限要素解析, 第43回日本臨床バイオメカニクス学会 2016; O22-8.
- [A6] 中村祐貴子, 安達和彦, 野田光昭. 大腿骨頸部骨折術後の歩行動作における再骨折リスク評価, 第37回バイオメカニクス学術講演会 2016; 1B-1-5.
- [A7] Nakamura Y, Wi N, Adachi K, Noda M. Dynamic Boundary and Loading Conditions for Finite Element Analysis of Proximal Femur, How it Works?, The 23rd Congress of the European Society of Biomechanics 2017; Podium presentation OS70-3.

発表実績(ポスター発表)

- [B1] 中村祐貴子, 安達和彦, 野田光昭. 術後QOL向上を目指した大腿骨近位部骨折治療のバイオメカニクス研究, 第12回中部大学フェア 2016; 研究シーズ発表B-4.

発表予定(2017年度, 口頭発表)

- [C1] 中村祐貴子, 魏綾那, 安達和彦, 野田光昭. 被験者固有の三次元有限要素モデルを用いた歩行動作下での大腿骨頸部骨接合術後の再骨折リスク評価, 第25回バイオメカニクス・シンポジウム 2017.
- [C2] Nakamura Y, Adachi K, Wi N, Noda M. A Novel Dynamic Bone Stress Evaluation Method of Postoperative Proximal Femur During Gait by Using Elastic Multi Body Analysis Based on Finite Element Analysis, ASME 2017 International Mechanical Engineering Congress and Exposition 2017; IMECE2017-71042.

論文投稿(投稿中)

- [D1] 安達和彦, 中村祐貴子, 野田光昭. 大腿骨近位部の動的応力解析のための筋骨格有限要素解析法の開発, 日本コンピュータ外科学会誌(投稿中).