

06(VI)-42

新鮮死体大腿骨標本の CT/有限要素法による骨ひずみ予測の正確性の検証

○ 別所 雅彦^a、大西 五三男^a、松本 卓也^a、大橋 暁^a
松山 順太郎^a、中村 耕三^a

^a東京大学整形外科

Prediction of strain of the proximal femur by a CT based finite element method

M. Bessho^a, I. Ohnishi^a, T. Matsumoto^a, S. Ohashi^a, J. Matsuyama^a, K. Nakamura^a

^a The Department of Orthopaedic Surgery, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

Abstract: Hip fractures are the most serious complication of osteoporosis and have been recognized as a major public health problem. In elderly persons, hip fractures occur as a result of increased fragility of the proximal femur due to osteoporosis. It is essential to precisely quantify the strength of the proximal femur in order to estimate the fracture risk and plan preventive interventions. CT based finite element analysis could possibly achieve precise assessment of the strength of the proximal femur. The purpose of this study was to create a simulation model that could accurately predict the surface strains of the proximal femur using a CT based finite element method and to verify the accuracy of the model by load testing using fresh frozen cadaver specimens. Eleven right femora were collected. The axial CT scans of the proximal femora were obtained with a calibration phantom, from which the 3D finite element models were constructed. Linear finite element analyses were performed. The distributions of the principal strains were determined. The strain gauges were attached to the proximal femoral surfaces. A quasi-static compression test of each femur was conducted. Principal strains of the prediction significantly correlated with those measured ($r = 0.963$).

Key words: Finite element method, Bone strength, Osteoporosis, Strain gauge, Principal strain

1. 目的

骨粗鬆症が原因である大腿骨近位部骨折の患者は、近年、発生件数が年間約 12 万人となり、1987 年から比較すると、1992 年で 1.7 倍、2002 年で 2.2 倍となっており、年々確実に増えている [1]。現在の骨強度評価は、主に X 線写真および DXA (dual energy X-ray absorptiometry) による骨密度で評価されている。DXA 法による骨密度測定は、骨の立体的構造強度を定量評価できないという限界がある。こうした背景から、CT/有限要素法を用いて、骨強度を定量的に評価できる解析モデルの開発を行った。解析モデルの正確性の評価を行うために、新鮮凍結死体標本の圧縮試験を行い、骨表面における骨ひずみの実験値と解析値の比較検討を行った。

2. 対象と方法

男性 5 人 (30~90 歳 平均 56.8 歳)、女性 6 人 (72~85 歳 平均 72.8 歳) から摘出した右大腿骨 11 本を使用した。倫理審査委員会の承認をへて遺族への説明同意を得た後に、死後 12 時間以内に採取し、実験まで凍結保存した。CT 画像、軟 X 線にて摘出大腿骨に骨折、ガン転移などの骨

病変がないことを確認した。大腿骨は、小転子中央から遠位に 14 cm の部分で骨幹部を切断した。レジストレーション用にエポキシ樹脂をコーティングした一カーを計 11 個、貼り付けた。CT (Aquilion Super 4、東芝メディカルシステムズ) を用いて骨量ファントム (B-MAS200、京都科学) とともに、検体を 3mm スライスで撮影を行った。圧縮試験は、大腿骨表面のひずみを測定するために、ひずみゲージを計 12 枚貼付し、大腿骨骨軸に垂直に傾けて骨頭に対して準静的に圧縮を行った (Fig. 1)。ひずみゲージは、データロガーに接続し、ひずみの記録を行った。実験後骨折部位を固定のため、断層 CT 撮影を行った。一方、定量的 CT から、海綿骨に 3mm の 4 節点ソリッド要素と、皮質骨外層に 0.4 mm の 3 節点シェル要素を使用し、3 次元骨強度解析モデルを作成した (Fig. 2)。骨は不均質材料とし、重量密度は各要素に対して骨量ファントムの CT 値から換算式により計算した。材料特性は各要素の位置に対応する重量密度から個々に算出し、これに対応する要素の材料特性に割り当てた。ヤング率は Keyak [2] から、および Keller [3] の方法により設定した。ポアソン比は、0.4 とした。荷重

条件および拘束条件は、骨軸から 20 度内側に傾けた方向で骨頭を圧縮し、骨幹部遠位端を拘束した条件とした。線形解析を行った。ひずみゲージの貼付位置と 3 次元メッシュモデル上の解析部位とのレジストレーションは 2 D デジタル画像と 3 D メッシュモデルのマッチングにより行った (Fig. 3)。弾性領域での任意の荷重における主歪みの実験値と解析値を比較対照した。統計学的評価は、Pearson の相関係数検定、直線回帰を行い、有意水準を $p < 0.05$ とした。

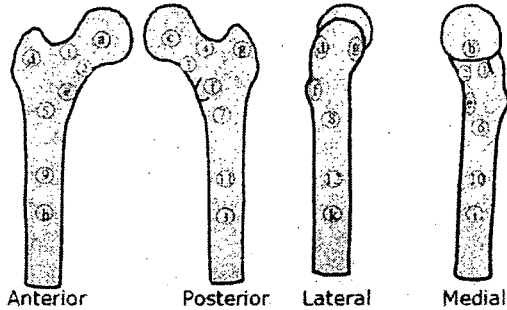


Fig. 1: Strain gauge and fiducial marker attachments. Twelve strain gauges (1-12) were attached. A total of 11 circular fiducials (a - k) were attached.

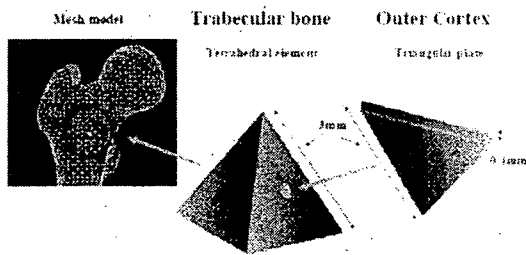


Fig. 2: Used elements

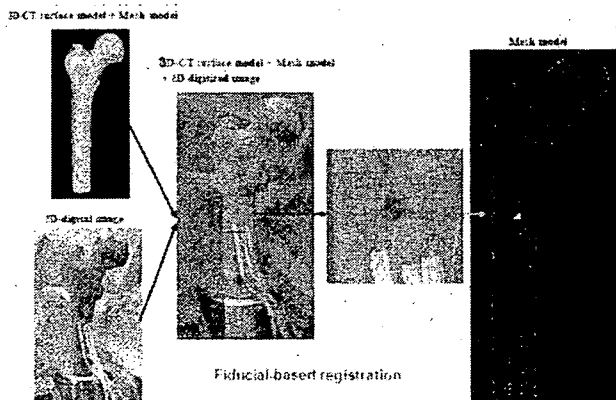


Fig. 3: Registration of the strain gauge attachment

sites

3. 結果

X 軸を主ひずみの解析値、Y 軸を同実験値とした回帰直線は、 $Y = -16.7 + 0.912 X$ ($r = 0.963$, 95% confidence interval, 0.954-0.971; SEE = 223 strain; $p < 0.0001$)であった。

4. 考察

主ひずみの実験値と解析値の相関性は、Keyak ら [4]、Lengsfeld ら [5] や Ota ら [6] の先行研究で報告されている相関性よりも、明らかに高い相関性があった ($P < 0.001$, $P = 0.001$, $P = 0.001$)。CT/有限要素法は、大腿骨近位部の歪みを正確に予測可能であった。今後この結果に基づき、骨折強度予測解析を進めていきたい。

文献

- 1) Yoshimura, N., Suzuki, T., Hosoi, T. and Orimo, H., Epidemiology of hip fracture in Japan: incidence and risk factors. Journal of Bone and Mineral Metabolism 2005;23 Suppl:78-80.
- 2) Keyak, J. H., Lee, I. Y. and Skinner, H. B., Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: use of different densitometric measures. J Biomed Mater Res 1994;28:1329-36.
- 3) Keller, T. S., Predicting the compressive mechanical behavior of bone. J Biomech 1994;27:1159-68.
- 4) Keyak, J. H., Fourkas, M. G., Meagher, J. M. and Skinner, H. B., 1993. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. J Biomed Eng 15, 505-509.
- 5) Lengsfeld, M., Schmitt, J., Alter, P., Kaminsky, J. and Leppeck, R., 1998. Comparison of geometry-based and CT voxel-based finite element modelling and experimental validation. Med Eng Phys 20, 515-522.
- 6) Ota, T., Yamamoto, I. and Morita, R., 1999. Fracture simulation of the femoral bone using the finite-element method: how a fracture initiates and proceeds. J Bone Miner Metab 17, 108-112.

大腿骨骨折整復支援ロボットの開発

独立行政法人国立病院機構大阪南医療センター整形外科

前田 ゆ き ・ 齊 藤 正 伸

大阪大学大学院医学系器官制御外科学
菅野 伸彦

はじめに

大腿骨骨折は、安静臥床に伴う歩行能力など機能低下や痴呆、肺炎、褥瘡などの合併症を起こさないためにも、手術的に治療を行い早期離床させるのが治療の原則である。大腿骨骨折患者の手術治療は原則的に、徒手の整復および内固定術を施行している。大腿骨頸部骨折手術の成功率は95%以上と言われているが、整復不良、不適切なスクリュー位置、不安定型骨折、骨粗鬆症等の因子が存在すると、合併症の起こる確率は20%以上に上昇すると言われている¹⁾。骨折整復不良、不適切なスクリュー位置等の因子が加わることで、術後離床期間の延長、再手術などで高齢者の機能予後を低下させる可能性がある²⁾。よって適切な骨折整復および整復位の保持と適切な位置での内固定が重要である。しかし、従来は骨折整復を2次元のイメージ画像をもとに術者の



図1

経験と主観に基づき整復位を決定しているため、適切な骨折整復、および適切な位置での内固定を目指すには、これらの因子を定量化し、分析する必要性がある。そこで我々はまず骨折整復操作の定量的解析を行い、最終的には最短で安全な解剖学的整復位を目指してイメージガイダンスシステムとロボット工学を骨折治療に導入することを目標に、骨折整復支援ロボット (FRACROBO) を開発した (図1)。

骨折整復支援ロボットは6軸力覚センサを備えたモータを有する介達式牽引整復装置である。動作方法には自動モード、他動モードの2つのモードを有している。モータ出力に関しては、牽引方向には1332N、回旋方向には70.8Nmの出力を有する。6軸力覚センサユニットは牽引方向には800N、回旋方向には40Nmまでの感度を有する。FRACROBO

Robot assisted femoral fracture reduction
-Preliminary studies for patients and healthy
volunteers.

Y: Maeda et al.

Key words : 大腿骨骨折 (femoral fracture)
ロボット手術 (robotic surgery)
基礎研究 (preliminary study)

の安全設計に関しては、術者が緊急にロボットの動作を停止できる緊急非常ボタンを備えると同時に、下肢にかかる牽引力が300N、回旋トルクが28Nmを超えると、下肢にかかる牽引力ならびに回旋トルクを吸収するソケットで Fail safe 機能を備えている。

FRACROBO を実際の臨床で使用する際に、骨折整復を行うために十分な力およびトルクを骨折整復支援ロボットが有しているが、人間に対して安全に使用できる範囲に力・トルクに出力を制限する必要がある。本研究では、骨折整復支援ロボットの出力を決定するために、実際の骨折整復患者に必要な牽引力・回旋トルクを計測した。次に骨折整復支援ロボットのもつ出力が人間の靭帯、関節包などの軟部組織に損傷を加えないかどうか検討するために、健常者に対して下肢への牽引・回旋動作などの整復動作を施行し、この際の牽引力および回旋トルクを計測したので報告する。

対象と方法

実験1は大腿骨骨折患者5例(女性5例)、平均年齢81歳を対象とした。骨折型は Evans 分類にて安定型が2例、不安定型が3例であった。力学計測は牽引手術台の足部固定部にとりつけた6軸力覚センサ(図2)を用いて、骨折整復時に足部固定部での下肢にかかる牽引力・回旋トルクを測定した。通常のイメージ操作下で、同一の経験ある術者により牽引・回旋操作を適切な整復と考えられるところまで繰り返し施行した。その際の牽引力・回旋トルクを測定した。

実験2は、下肢外傷歴のない健常者62名(男性30名、女性32名)を対象とした。対象健常者の平均年齢22.7歳(18~34歳)、平均身長165.4cm(148~183m)、平均体重57.5kg(43.0~92.0kg)、平均大腿周囲径は44.3cm(37~61cm)であった。力学計測は、FRACROBOの足部固定部に取り付けられた6軸力覚センサ(図2)を用いて、下肢にかかる牽引力、内旋トルク・外旋トルクを計測した。計測方法は、まず被験者を牽引手術台に臥床させ、計測対象となる下肢は骨折ロボットの足部固定板に、反対側の下肢は牽引手術台の足部固定板に検側股関節外転30度、対側は股関節外転30度、膝関節中間位にて固定した。下肢への牽引力は膝関節中間位にて遠位へ5mmずつ牽引負荷を加えた時点の力を計測し

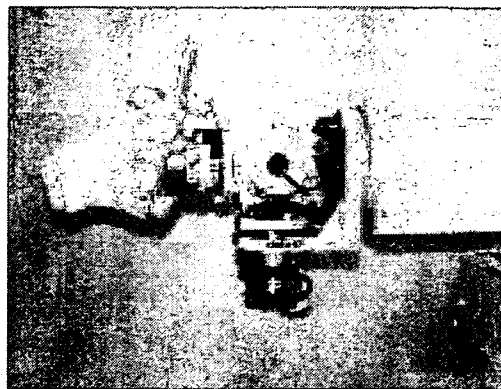


図2

た。回旋トルクは、股関節伸展0度、膝関節伸展0度として内旋方向あるいは外旋方向に5度ずつ回旋負荷を加えた時点のトルクを計測した。最大計測値は、被験者が下肢に違和感、疼痛を訴える直前の計測値と定義した。

結果

実験1：骨折整復に必要な最大牽引力は平均215.9N(146.3~294.9N)、最大内旋トルクは平均3.2Nm(1.6~4.4Nm)であり、これらの値で整復が可能と推定できた。牽引保持に必要な力は平均163.8N(103.7~274.0N)、内旋保持に必要なトルクは平均2.4Nm(1.2~4.8Nm)であった。安定型骨折の場合、整復に必要な最大牽引力は165.7N、整復に必要な内旋トルクは3.3Nmに対して、不安定型骨折の場合、整復に必要な最大牽引力は229.2N、整復に必要な内旋トルクは3.3Nmであった。不安定型骨折は安定型骨折と比較して整復に牽引力を要するものの、内旋トルクはどちらも同程度のトルクを要した。

実験2：健常者の下肢を固定し、牽引および回旋動作を行った際に、下肢に違和感・疼痛を生じる最大牽引力・最大回旋トルクの平均値を表3に示す。

表3 健常者最大牽引力・回旋トルク

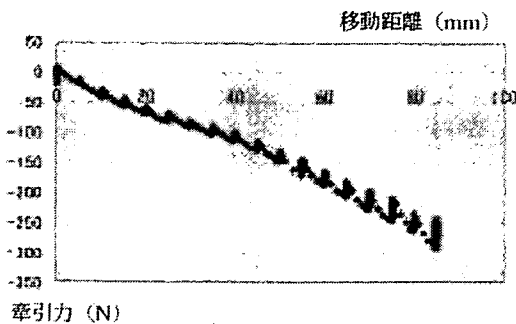
	AVE. ±SD	MAX.	MIN.
最大牽引力	232.9 ± 52.2N	311.0N	114.0N
最大内旋トルク	6.3 ± 2.9Nm	14.2Nm	2.3Nm
最大外旋トルク	7.7 ± 2.0Nm	15.6Nm	3.5Nm

表4 健常者男女別最大牽引力・回旋トルク

	男性 (N=30)	女性 (N=32)
最大牽引力	268.2±32.4N* (168.8~311.0N)	201.6±46.6N* (114.2~281.1N)
最大内旋トルク	8.2±2.7Nm** (3.5~15.6Nm)	4.7±2.0Nm* (1.3~10.6Nm)
最大外旋トルク	9.1±2.3Nm*** (5.1~14.2Nm)	6.3±2.1Nm*** (2.3~13.8Nm)

*. **. ***P<0.05

表5a 牽引距離と牽引力の関係(右牽引)



最大牽引力は平均232.9N (114.0~311.0N), 最大外旋トルクは平均6.31Nm (1.32~15.56Nm), 最大内旋トルクは平均7.69Nm (2.28~14.23Nm)であった。男性被験者では, 最大牽引力は268.2N, 最大内旋トルクは8.19Nm, 最大外旋トルクは9.1Nmであった。女性被験者では, 最大牽引力は201.58N, 最大内旋トルクは4.69Nm, 最大外旋トルクは6.33Nmで, 男女間で有意差を認めた(表4)。一方で最大牽引力, 最大回旋トルクと身長, 体重および大腿周囲径との相関は見られなかった(t検定)。牽引距離と牽引力, 回旋角度と回旋トルクとの関係の一例を図5に例示する。症例は22歳男性である。牽引力は牽引距離に比例を示し, 回旋トルクは, ある地点を越えるとトルクの緩やかな上昇が見られた。全例同様の傾向が認められた。

考 察

大腿骨骨折整復操作について, 今まで定量化し分析されたことはなかった。通常の大腿骨骨折整復は, 足部をブーツで固定した牽引整復装置から足部関節, 膝関節, およびカウンターとなる股関節の軟

表5b 外旋角度と外旋トルクの関係(左外旋)

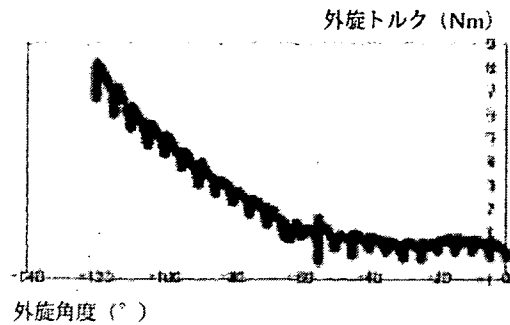
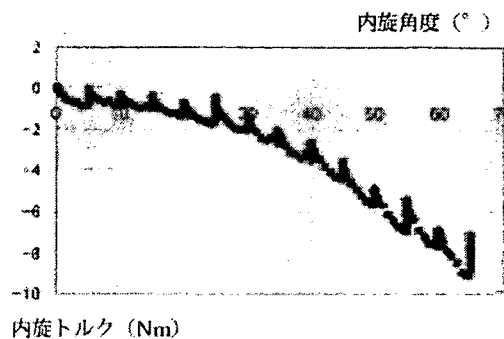


表5c 内旋角度と内旋トルクの関係(左内旋)



部組織を解して骨折した大腿骨の両骨片に整復力が伝わることから, 健常者の下肢全体の軟部組織, すなわち下肢各関節の関節包, 下肢の筋肉・靭帯・皮膚等を牽引ないし回旋した際にかかる牽引力・回旋トルクは骨折整復に必要な力と仮定し, 今回, 骨折患者および健常者を対象とした2つの実験を施行した。危険性がある。今まで適切な整復位, ならびに適切な内固定材の位置を定量化し, 分析したことはなかった。そこで我々はまず骨折整復の定量的解析, 最終的には最小のカトルクでの整復, 最短の整復過程, かつ解剖学的整復位を目指してイメージガイダンスシステムとロボット工学を骨折治療に導入し, 骨折整復支援ロボットを開発した。骨折整復支援ロボットを実際の臨床で使用の際に, まず骨折整復を十分行える出力を有している一方で, 人間が安全に使用できる出力に制限する必要があると考えた。

徒手整復による大腿骨骨折整復に必要な最大牽引力は平均215.9N, 最大内旋トルクは平均3.2Nmであり, これらの値で整復が可能と推定できた。骨折整復支援ロボットのモータ出力が牽引方向には1332N, 回旋方向には70.8Nmであり, 骨折整復に十分

な出力を備えていることが分かった。

FRACROBOを麻酔のかかった患者に対し安全に運用するために、健常者で軟部組織に疼痛を誘発する力トルクレベル以下で操作できれば、過剰な力負荷による合併損傷を回避できると考えられるが、この違和感や疼痛を誘発する最大牽引力は平均232.9N、最大内旋トルクは平均7.69Nmであり、大腿骨頸部骨折で骨折整復の際に必要であった力トルクレベルより大きかった。このことから、健常者での下肢牽引および回旋時の疼痛を誘発する平均レベル、つまり牽引であれば 200 ± 50 N、内旋であれば 4.7 ± 2 Nmぐらいの出力設定で整復操作を行えば下肢軟部組織、靭帯、関節包等に及ぼす損傷がなく、骨折整復を行うことができると考えられる。ただ、大腿骨頸部骨折の整復時の定量的解析のサンプルが少なく、整復時にさらに大きい牽引力および回旋トルクが必要な例がある可能性もあり、今後データを増やし検討する必要がある。

健常者下肢を牽引および回旋した際の牽引力は距離に比例、回旋トルクはある地点より急激にトルクが上昇する傾向が認められた。この理由として、牽引方向には下肢各関節の関節包、下肢の筋肉・靭帯・皮膚の緊張度に依存しており、牽引動作に対して牽引力は牽引距離に比例傾向となると考えられた。これに対して回旋方向には、最初は下肢各関節の関節包、下肢の筋肉・靭帯・皮膚等の緊張がなく、下肢各関節の可動範囲で下肢が動くため、あまり軟部組織に緊張が働かない。よってトルクの上昇を認めない。下肢各関節の可動範囲を超えると、下肢各関節の関節包、下肢の筋肉・靭帯・皮膚の緊張度が強くなり、そのトルクが反映されトルクが上昇すると考えられた。

健常者下肢牽引力・回旋トルクは今回の検討では、健常者各パラメータとは相関は認めなかった

が、男女にて牽引力・回旋トルク共に有意差を認めため、下肢の軟部組織の硬さに影響していることが示唆される。

今後下肢牽引力・回旋トルクに関与する因子も検討課題である。

結 語

FRACROBOを実際の臨床で使用する際に、FRACROBOの操作性および出力の有効性と安全性の確認のために、骨折患者および健常者において整復操作を行い、この際の計測データにより、臨床でもFRACROBOが安全に使用できると確認された。今後、骨折整復の際にFRACROBOの力トルクの出力範囲を制限しながら実際の患者の骨折整復過程の記録および解析を行いたい。

謝辞

本研究は、日本学術振興会未来開拓学術研究推進事業研究費補助金（JSPS 99100901）にもとづく共同研究で、共同研究者の東京大学大学院工学系研究科 光石衛先生、中島義和先生、割澤伸一先生、東京大学大学院新領域創成科学研究科 佐久間一郎先生、大阪南医療センター 米延策雄先生に深謝する。

文 献

- 1) Alicja Bojan.: Interrelations between critical factors in cut out complications in 3066 patients treated with Gamma Nails. J. Orthop Trauma, 18 (9) Suppl: S21, 2004.
- 2) Miller CW.: Survival and ambulation following hip fracture. J Bone Joint Surg Am. 60 (7):930-934, 1978.

2 視点からの二次元 X 線投影像と統計的形狀モデルを用いた大腿骨形状の三次元復元

倉爪 亮^{†a)} 中村かほり[†] 岡田 俊之^{††} 佐藤 嘉伸^{†††}
菅野 伸彦^{†††} 小山 毅^{†††} 岩下 友美[†] 長谷川 勉[†]

3D Reconstruction of Femoral Shape Using a Two 2D Radiographs and Statistical Parametric Model

Ryo KURAZUME^{†a)}, Kahori NAKAMURA[†], Toshiyuki OKADA^{††}, Yoshinobu SATO^{†††}, Nobuhiko SUGANO^{†††}, Tsuyoshi KOYAMA^{†††}, Yumi IWASHITA[†], and Tsutomu HASEGAWA[†]

あらまし X 線 CT や MRI は短時間、非接触で生体の内部構造が得られる反面、従来の X 線撮影と比較して装置が大型かつ高価、撮影や準備に時間がかかり緊急性を要する救急時の骨折診断などでは利用しづらい、などの問題が指摘されている。そこで本論文では、より安価で手軽な X 線撮影装置によって得られる少数の X 線投影像を用いて、特に人工関節手術や骨折治療においてニーズの高い大腿骨近位部の三次元形状を復元する手法を提案する。本手法は、まず多数の大腿骨サンプルの三次元形状から、主成分分析により平均形状と数個の形状パラメータからなる統計的形狀モデルを構築する。次に患者の X 線投影像に対し、股関節像と統計的形狀モデルの輪郭線を二次元距離場を用いて比較し、最適な形状パラメータを推定する。本論文では、51 例の患者のデータから作成した大腿骨の統計的形狀モデルを用い、CT により得られた大腿骨形状から人工的に作成した X 線投影像、及び実際の乾燥大腿骨の X 線投影像に対して三次元形状の復元実験を行い、提案手法の基本性能を確認する。

キーワード レジストレーション、大腿骨形状、X 線投影像、統計的形狀モデル、二次元距離場

1. まえがき

X 線 CT (Computed Tomography) や MRI (Magnetic Resonance Imaging) は、生体の内部構造を短時間かつ非接触で取得できるため、大規模な病院施設を中心に導入が進められている。しかし高い精度が得られる X 線 CT は、一方で従来の X 線撮影と比較して装置が大型かつ高価なため、設置施設は大規模な医療機関に限られる、データ量が大きく解析が難しい、撮

影や準備に時間がかかり緊急性を要する救急時の骨折診断などでは利用しづらい、などの問題が指摘されている。そこで手間のかかる CT 画像を撮影することなく、より手軽な X 線撮影装置によって得られる複数の X 線投影像を用いて、生体の内部構造、例えば骨格形状が三次元復元できれば、コスト、手間、X 線被曝などの観点からメリットが大きい。特に大腿骨に関しては、人工関節手術（関節機能を代用する人工部品を設置する手術）や骨折治療において、CT 画像なしでの三次元的な計算機誘導手術を行いたいという外科医からの強い要望があり、X 線投影像からの三次元形状復元に対するニーズが大きい。また CT 装置をもたない中小医療施設や救急医療現場においても、低価格の X 線撮影装置のみで素早い三次元診断が可能となれば、早期に適切な診断・処置が可能となり、また医療コストの削減にも寄与すると期待される。

一方、二次元の X 線投影像からの三次元形状の復元は基本的に ill-posed な問題であり、通常十分に多

[†]九州大学システム情報科学研究院, 福岡市
Graduate School of Information Science and Electrical Engineering, Kyushu University, 744 Motoooka, Nishi-ku, Fukuoka-shi, 819-0395 Japan

^{††}大阪大学大学院情報科学研究科, 豊中市
Graduate School of Information Science and Technology, Osaka University, 1-3 Machikaneyama-cho, Toyonaka-shi, 560-8531 Japan

^{†††}大阪大学大学院医学系研究科, 吹田市
Graduate School of Medicine, Osaka University, 2-2 Yamadaoka, Suita-shi, 565-0871 Japan

a) E-mail: kurazume@is.kyushu-u.ac.jp

数枚の画像、あるいは形状に対する何らかの拘束が必要である。しかし人体の骨形状はある一定のパターンがあり、それが多数のサンプルからモデル化できれば、少数の X 線投影像からの三次元形状復元が可能となると考えられる。

そこで本論文では大腿骨の三次元形状の復元問題に着目し、多くの骨形状データから作成した大腿骨統計的形状モデルを用い、異なる 2 視点から撮影した 2 枚の大腿骨 X 線投影像から、大腿骨の位置、姿勢、三次元形状を推定する手法を提案する。本手法は、Level Set Method の一手法である Fast Marching Method を用いて X 線投影像内の大腿骨輪郭線から二次元距離場を構築し、それを用いて三次元統計的形状モデルと二次元大腿骨像の位置合せ、統計的形状モデルの形状パラメータ推定を行うものである。

本論文では白蓋形成不全や骨頭の壊死などを除外した正常な 51 例のデータから作成した大腿骨統計的形状モデルを用いる。本論文では、特に提案する手法の応用対象の疾患として骨折を想定している。臨床現場において骨折の整復を行う際、骨折をしていない反対側大腿骨の鏡像形状を整復計画の参照形状としたいという要望があり、正常大腿骨においても三次元復元の臨床的有用性は見込める。次に CT 画像から得られた 10 人の患者の大腿骨形状に対して、X 線投影像を模した二次元画像を作成して位置姿勢及び形状パラメータの推定を行った結果を示し、提案手法の基本性能を確認する。更に実際に乾燥大腿骨の X 線投影像と CT 画像から構築された三次元骨形状を用いた実証実験を行い、提案手法の臨床応用の可能性を検討する。

2. 関連手法

二次元画像から変形を伴わない三次元物体の位置姿勢を推定する手法は、実画像を三次元モデルに重ねて表示するテクスチャマッピングを実現する手法として、これまでに、(1) 二次元画像と三次元幾何モデルのそれぞれにおいて、特徴点やエッジなどの特徴量を抽出、比較し、相対位置姿勢を推定する手法 [1]~[3]、(2) 三次元物体の形状取得に用いられる多くのレンジセンサにおいて、距離画像の付加的な情報として得られるリフレクタンス画像 (反射強度画像) を用いる手法 [4]~[7]、(3) 三次元幾何モデルのシルエット画像や輪郭線と二次元画像を比較する手法 [8]~[11] などが提案されている。また医療画像の分野においても、CT や MRI から得られた三次元形状を X 線投影像や超音

波エコー画像などに重ねて提示する、2D-3D レジストレーションの手法が数多く提案されている [23]~[28]。例えば CT 画素値の投影方向への積算から擬似的な二次元投影像 (Digitally Reconstructed Radiographs, DRRs) を作成し、それと実際の X 線投影像の画素間の比較から X 線投影像中の三次元対象形状の位置、姿勢を推定する方法が開発されている [23]~[25]。

一方、変形を伴う三次元物体の位置姿勢推定手法 (非剛体レジストレーション) は、特に医療分野における soft tissue の同定問題として、類似度 [12]、アフィン [13]、ジオメトリックハッシング [14]、quadric/superquadric [15]、displacement-field-based transformation [16] などの手法が提案されている。また、パラメータ化された三次元物体の形状を推定する手法としては、レーザレンジファインダを用いた数理幾何モデルのパラメータ推定手法 [17]、複数の断面像と統計的形状モデルの照合による形状復元を行ったもの [18] などがある。しかしこれらは三次元モデル同士のレジストレーション、あるいは十分多数の断面像を用いたものであり、提案手法のように 2 枚の二次元投影像から変形を伴う三次元モデルの位置、姿勢、形状を同定する手法はこれまでに見られない。

3. 統計的形状モデルの構築

3.1 大腿骨形状モデルの生成

本研究では岡田ら [19] によって提案されている統計的形状モデルを用いる。この手法は、多数の骨形状サンプルの三次元形状から、解剖学的特徴を考慮した統計的手法により、一般的な骨形状をある一つの平均形状と数個の形状パラメータからなる三次元統計的形状モデル [20] で記述するものである。本手法による大腿骨の統計的形状モデルの生成手順を以下に示す。詳細については [19] を参照されたい。

[step 1] 表 1, 図 1 に示す大腿骨の解剖学的特徴を自動あるいは手動により取得する。

[step 2] 取得した特徴をもとに大腿骨を四つの領域 (骨頭部, 頸部, 大転子部, 骨幹部) に分割し、各領域に円筒または球面座標系を定義する。

[step 3] 各領域で設定された座標系において、均等に設定された直線や平面と骨表面上の交点 (表面形状データ点) を探索し、その三次元座標を取得する。

[step 4] 多くの骨形状に対して step 1~3 を行い、主成分分析により平均形状と形状パラメータを得る。

表 1 大腿骨の解剖学的特徴
Table 1 List of anatomical features of femur.

特徴	部位
V_{Hc} 点	骨頭中心
A_P 直線	大腿骨の主軸
A_N 直線	頸部軸
P_{Nc} 面	頸部中心断面
V_{Gt} 点	大転子の頂点
V_{Lt} 点	小転子
V_{Lp} 点	腸骨大腿靭帯附着部
L_R 曲線	大転子の屋根線
L_V 曲線	大転子の谷線

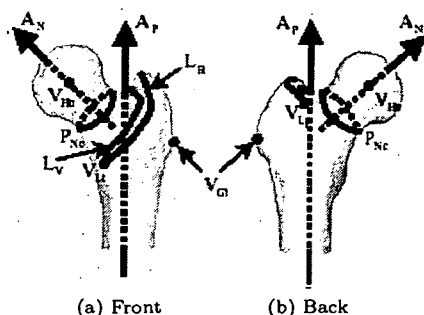


図 1 大腿骨の解剖学的特徴の位置
Fig. 1 Anatomical features of femur.

3.2 統計的形狀モデル

上記の手法により得られた 51 人の大腿骨形状モデルに対し、同一の番号が付けられた表面形状データ点の三次元座標を比較し、表面形状データ点の平均位置とそれぞれの変位量を求める。次に変位量を主成分分析し、上位 50 個の主成分と主成分ベクトルを抽出する。これより、それぞれの大腿骨の三次元形状は、位置姿勢及びスケールを正規化した平均形状モデルと、主成分と主成分ベクトルの積の線型和によって表現できる。具体的には、一般的な表面形状データ点 x' は、平均形状モデル上の点 x と、それぞれの主成分に対応する形状パラメータ ($s_i, i = 1 \sim 50$) により、以下の式 (1) で表される。

$$x' = x + \sum_i s_i \cdot \sigma_i \cdot e_i \quad (1)$$

ただし σ_i, e_i はそれぞれ主成分 i に対応した標準偏差と主成分ベクトルである

これより、一般的な大腿骨の統計的形狀モデルは、

- 平均形状モデルと主成分の標準偏差、及び主成分ベクトル
- 複数個 (最大 50 個) の形状パラメータの組合せで記述できる。本論文では、CT 装置により

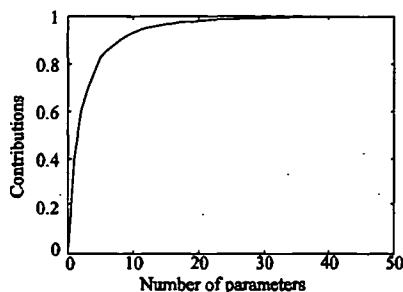


図 2 統計的形狀モデルに対する形状パラメータの累積寄与率
Fig. 2 Contributions of parametric model.

撮影した、白蓋形成不全や骨頭の壊死などを除外した正常な 51 例の大腿骨形状から統計的形狀モデルを構築し、後述する形状パラメータの推定実験を行った。図 2 に構築した統計的形狀モデルに対する各形状パラメータの累積寄与率を示す。

4. 大腿骨三次元形状の復元方法

本章では、まずはじめに任意の位置、方向から撮影された X 線投影像内の二次元大腿骨像と三次元統計的形狀モデルの位置合せ手法について説明し、次に X 線投影像を用いた形状パラメータの推定手法について述べる。両手法とも、Level Set Method の一手法である Fast Marching Method により X 線投影像上に構築された二次元距離場を利用し、二次元画像-三次元モデルの位置合せ、及び形状パラメータ推定を行うものである。X 線投影像は静止画であることから、本手法では一度二次元距離場が構築されれば、以降の計算は最近傍点探索などを行うことなく高速に実行できる [8]。

位置合せと形状パラメータの推定を同時に行う場合、視点からの奥行と三次元モデルのスケールは、原理的に分離不可能である。そこで提案手法では、異なる 2 視点から撮影した 2 枚の X 線投影像を用いる。また本論文では、大腿骨の統計的形狀モデルは、表面形状データ点を結んで作成される、均等で十分に多数の三角パッチにより記述されているとする。より具体的には、統計的形狀モデルは、固有の頂点番号をもつ頂点の三次元座標 x_i ($1 \leq i \leq N, N$ は全頂点数) と、各三角パッチを構成する 3 頂点の頂点番号のリスト $o_j = (l, m, n)$ ($1 \leq l, m, n \leq N, 1 \leq j \leq M, M$ は全パッチ数)、及び各頂点ごとに定義された形状パラメータ s_i 、標準偏差 σ_i 、主成分ベクトル e_i からな

る。また形状パラメータの変更により、三次元モデルの各頂点 x_i は式 (1) に従って x'_i に移動するが、本論文では、形状パラメータが変化しても各三角パッチを構成する頂点の組合せは変化しないものとし、形状パラメータに応じて図 8(c) に示されるような三次元形状が復元される。

4.1 二次元大腿骨像と三次元統計的形狀モデルの位置合せ手法

4.1.1 位置合せ手順

二次元距離場を利用した X 線投影像内の二次元大腿骨像と三次元統計的形狀モデルの位置合せ手順を以下に示す [8]。

[step 1] まず、動的輪郭モデル（後述の実験では Level Set Method [8], [21]）を用い、X 線投影像から大腿骨輪郭線を抽出する。

[step 2] Level Set Method の一手法である Fast Marching Method [22] を用い、得られた X 線投影像の輪郭線からの二次元距離場を構築する。図 3 に大腿骨画像に対して求められた距離場の例を示す。

[step 3] 大腿骨の三次元統計的形狀モデルを適当な初期位置に配置し、二次元 X 線投影像上に投影する。

[step 4] 二次元 X 線投影像上に投影された三次元統計的形狀モデルに対し、そのシルエット画像の輪郭線を求め、輪郭線に対応する三角パッチを求める。これらは後述のように、OpenGL の機能を利用して計算することができる。

[step 5(a)] 得られた輪郭線上の三角パッチに対し、距離場に応じて計算される力を加える。

[step 6(a)] ロバスト推定法の一手法である M 推定法を用いて、すべての輪郭線上の三角パッチに対して、加えられた力の和と三次元統計的形狀モデル重心回りのモーメントを求める。

[step 7(a)] 異なる視点から得られた複数の画像に対

して Step 3 から Step 6(a) を行い、力、モーメントの総和を求める。また得られた力、モーメントの総和に応じて、三次元統計的形狀モデルの位置姿勢を更新する。

[step 8(a)] Step 3 から Step 7(a) を力、モーメントの総和が十分小さくなるまで繰り返す。

4.1.2 位置合せ処理の詳細

Step 5(a) から 7(a) で用いられる各三角パッチに加える力、及びロバスト M 推定法を用いた三次元統計的形狀モデル重心回りの力とモーメントの計算方法を以下に示す。

まず、Step 4 で得られた三次元モデルのシルエット輪郭線上の点 (s, t) に対応する三角パッチを i とし、その投影点での距離場の値を D_i とする。すなわち、

$$D_i = D_{s,t} \tag{2}$$

であり、 $D_{u,v}$ は、二次元画像上の座標 (u, v) での距離場の値である。次に、三角パッチ i の重心に対し、以下の式で計算される力 f_i を加える（図 4、図 5）。

$$f_i = D_i \frac{\nabla D_i}{|\nabla D_i|} \tag{3}$$

ただし ∇D_i は、座標 (s, t) での距離場の一次微分ベクトルである。

更に、これらパッチに加わる力の総和として、三次元モデル全体に加わる力と重心周りのモーメントを求める。しかし実際の二次元画像において、ノイズやオクルージョンの発生などで、抽出した二次元画像の境界と三次元モデルの輪郭線が一致しない場合がある。そこで、二次元画像上に対応する輪郭線が存在しない三次元モデル上の三角パッチの影響を低減するために、ロバスト M 推定法を採用した。具体的には、三次元モデル全体に加わる力の総和 F とモーメント M は

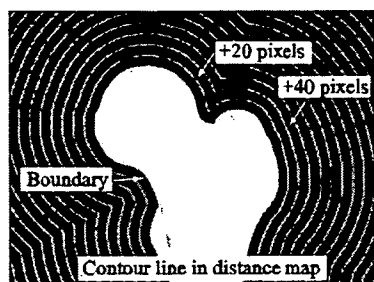


図 3 大腿骨画像に対する距離場
Fig. 3 Distance map on femoral image.

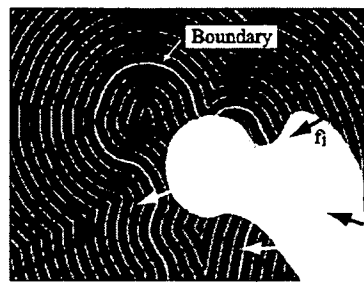


図 4 輪郭線上の三角パッチへ加える力 f
Fig. 4 Applying force f to patches on contour line.

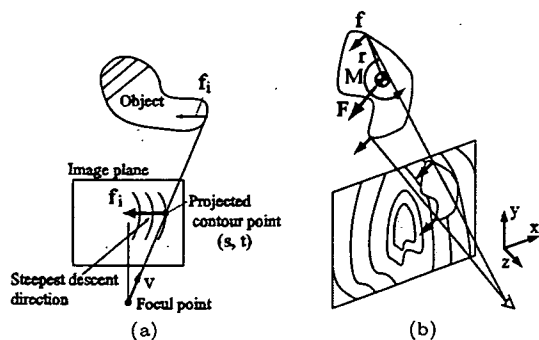


図5 重心周りの力とモーメント
Fig. 5 Force and moment around the center of gravity.

以下のように求められる。

$$F = \sum_i \psi(f_i) \tag{4}$$

$$M = \sum_i \psi(r_i \times f_i) \tag{5}$$

ただし、 r_i は重心から輪郭線上の三角パッチ i へのベクトルである。また $\psi(z)$ は適当な影響力関数であり、後述する実験ではローレンツ関数を用いた。この力、モーメントに応じて三次元モデルの位置、姿勢を変更することで、X 線投影像内での大腿骨像と三次元モデルの位置合せを行うことができる。

4.2 三次元統計的形状モデルの形状パラメータ推定手法

4.2.1 形状パラメータ推定手順

次に三次元統計的形状モデルに対する形状パラメータの推定手順を示す。本手法においても、前項で構築した X 線投影像内での大腿骨像輪郭線の二次元距離場を用いる。

具体的には、前項の step 4 の後、以下の手順で最適な形状パラメータを推定する。

[step 5(b)] 得られた輪郭線上のすべての三角パッチに対し、その投影像における距離場の値の総和を誤差 E と定義する。

[step 6(b)] 誤差 E が最小となるように、共役こう配法を用いて形状パラメータ値を変更する。

[step 7(b)] 得られた形状パラメータ値に応じて、三次元統計的形状モデルを更新する。

[step 8(b)] Step 3 から Step 7(b) を、異なる視点から得られた複数の画像に対して行い、誤差 E が十分小さくなるまで繰り返す。

4.2.2 形状パラメータ推定処理の詳細

Step 5(b) から 7(b) で行う形状パラメータの推定では、まず三次元モデルの位置、姿勢を固定し、そのときの二次元画像中の大腿骨像の輪郭線と三次元モデルを投影したシルエット輪郭線の距離の総和を最小化する形状パラメータを求める。すなわち、パラメータ推定を行う時点での三次元モデルの位置、姿勢 P を p とし、誤差関数 $E(S)$ を以下の式で定義する。

$$E(S) = \sum_i D_i |_{P=p} \tag{6}$$

ただし、 $S = \{s_i\}$ は三次元形状モデルの複数の変形パラメータである。本論文では、 $E(S)$ を最小にする S を共役こう配法により求める。

なお、三次元モデルの位置、姿勢 P 、及び形状パラメータ S を共役こう配法などにより同時に推定することも可能であるが、予備実験の結果、位置、姿勢の推定と形状パラメータの推定を分離して交互に行った方が良い収束結果が得られたことから、本論文ではこれらを分離して行うこととする。

4.3 三次元幾何モデルの高速な輪郭線抽出手法

三次元モデルのシルエット画像輪郭線に対応する三角パッチを検出する手法を以下に示す。まず、三次元幾何モデルを構成するすべての三角パッチに異なる色を定義し、OpenGL のレンダリング機能を用いて二次元画像上での投影像を作成する。次に、その二次元投影像をラスターキャンして輪郭線を求め、更にその輪郭線上の画素の色を求めることで、対応する三次元モデル内の三角パッチを特定する。

5. 2枚の画像を用いた大腿骨形状の推定実験

5.1 合成画像によるシミュレーション実験

提案手法による大腿骨形状の基本的な推定精度を評価するために、三次元統計的形状モデルの構築に用いた大腿骨形状 5 例 (modeldata 1~5) と、モデルの構築に用いなかった大腿骨形状 5 例 (testdata 1~5) の計 10 例に対し、X 線投影像を模した二次元合成画像を 2 枚作成して、提案手法により画像内での位置姿勢と形状パラメータを推定する実験を行った。ただし二次元画像は実際に X 線撮影が可能な方向を考慮し、図 6 に示すように、視線が垂直に交わるように大腿骨の主軸 A_p 周りに 90 度回転した正面、真横位置からの 2 枚の画像を作成した。作成した画像の例を図 7 に

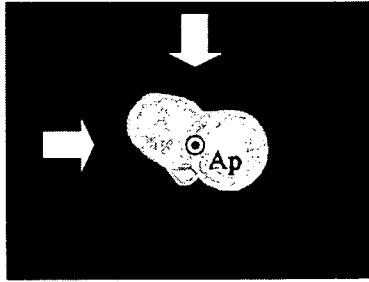


図6 撮影方向
Fig. 6 Bearings of exposure axes.

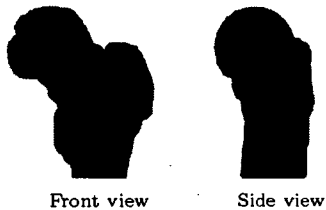


図7 合成したX線投影像
Fig. 7 Synthesized radiographs.

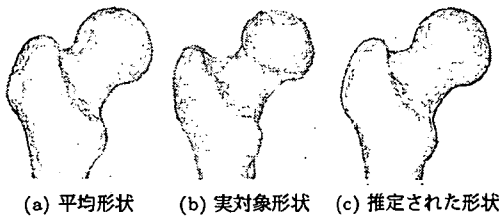


図8 パラメータ推定に用いた大腿骨モデル
Fig. 8 Femoral models for parameter estimation.

示す。また使用したすべての大腿骨に対してCT撮影を行い、それぞれの正確な三次元形状を取得した。

まず、推定する形状パラメータを主成分の上位から選択し、その数を0から10まで変化させて提案手法により画像上での位置姿勢、及び形状パラメータを推定した。ただし、二次元大腿骨像の位置合せと形状パラメータの推定は交互にそれぞれ独立に行った。一例として、testdata 4 に対し、平均形状と実対象形状、及び推定された形状を図8に示す。更に推定された形状とCT撮影により得られた実際の形状の誤差を、推定形状の表面形状データ点から実対象形状の三角パッチ表面に下した垂線を求め、それに沿った距離の平均値として求めた結果を図9に示す。ただし三角パッチの大きさは、各辺の長さの平均3.8mm、標準偏差1.5mm、最大12.2mm、最小0.5mmであった。

ただし横軸0は平均形状モデルと実対象形状の初期

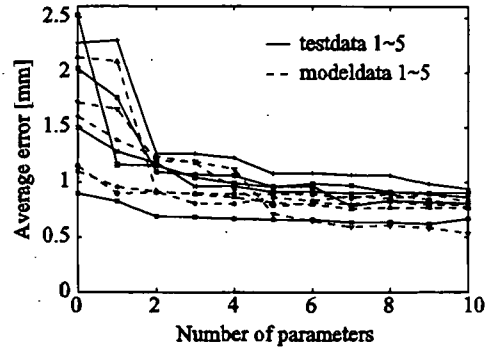


図9 推定パラメータ数に対する距離誤差の比較
Fig. 9 Estimation errors for various numbers of parameters.

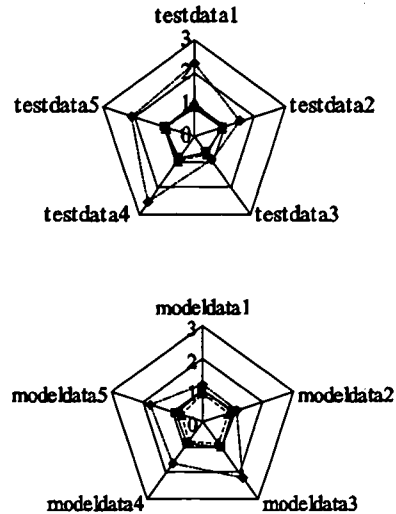


図10 大腿骨モデルに対する距離誤差の比較 (主成分数5)
Fig. 10 Estimation errors for femoral models. (number of parameters is 5)

位置姿勢での誤差である。これより推定する形状パラメータ数が増加するにつれて推定誤差は減少するが、推定パラメータ数が5程度で誤差が一定値に収束し、それ以上は誤差には大きな変化が見られないことが分かった。

また図10に、推定パラメータ数が5の場合に対し、以下に示す3種類の平均誤差を計算した結果を示す。更に、このときの10例のデータに対する誤差の平均、標準偏差、最大値、最小値を表2に示す。
[平均誤差1] 平均形状モデルと実対象形状の初期位

表 2 すべての大腿骨モデルの平均距離誤差 [mm]
Table 2 Average of estimation errors [mm].

	平均	標準偏差	最大	最小
平均誤差 1	1.69	0.54	2.52	0.90
平均誤差 2	0.90	0.13	1.06	0.60
平均誤差 3 (testdata)	0.91	0.15	1.08	0.66
平均誤差 3 (modeldata)	0.81	0.07	0.90	0.71

置姿勢での平均誤差

[平均誤差 2] CT 画像から得られた実際の三次元形状と統計的形状モデルを比較し、両者の三次元距離の総和が最小になるように最適な形状パラメータを推定した場合の平均誤差

[平均誤差 3] 2 枚の画像から位置姿勢と形状パラメータの推定を交互に繰り返した場合の平均誤差 (提案手法)

これより、推定された形状の実対象形状との平均誤差は最大で 1.1 mm 以下であり、提案手法により 2 枚の異なる方向から得られた大腿骨像を用いるだけで、三次元形状を直接比較した場合と同等の推定精度が得られることが分かった。また、統計モデルの構築に用いたデータと用いなかったデータ間で優位な差は見られないことも確認された。

5.2 乾燥大腿骨の X 線投影像を用いた実験

次に乾燥大腿骨を用いて X 線投影像を撮影し、形状推定実験を行った。実験では、周囲 190 度の範囲で任意に撮影方向を決定できる X 線撮影装置 (シーメンス社製, Siremobil ISO-C) を用いた。本装置は、C-Arm と呼ばれる旋回機構と C-Arm 先端に取り付けた X 線管、ディテクタにより、ある軸周りの任意の方向から対象物の X 線投影像を撮影できる。しかし対象物は C-Arm 内の任意の位置におくことができるため、対象物の位置と X 線管、ディテクタの位置関係は未知である。また姿勢も、アームのたわみなどにより C-Arm への指令値には誤差が含まれ、更に X 線撮影装置の内部パラメータは未知である。そこで図 11 左に示す九つのマーカ球からなるキャリブレーション物体を製作し、キャリブレーションを行った。まずこのキャリブレーション物体を、X 線撮影装置の角度を変えて、周囲 50 箇所から連続的に撮影した。次にこのキャリブレーション物体を CT 装置 (Light Speed Plus, GE Yokogawa Medical Systems) により撮影し、マーカ球の正確な相対位置を測定した。その後、このキャリブレーション物体の形状とその投影像から、Tsai の方法 [29] により X 線撮影装置の内部、外

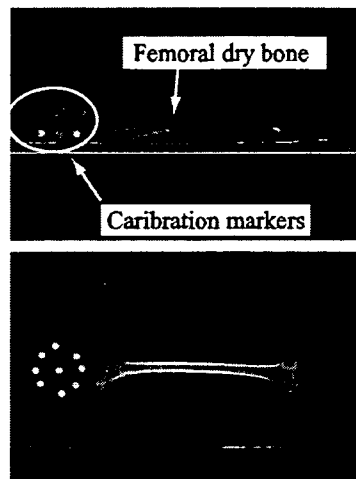


図 11 キャリブレーション物体と乾燥大腿骨の X 線投影像 (Light Speed Plus, GE Yokogawa Medical Systems)
Fig. 11 Radiographs of calibration markers and phantom femur.

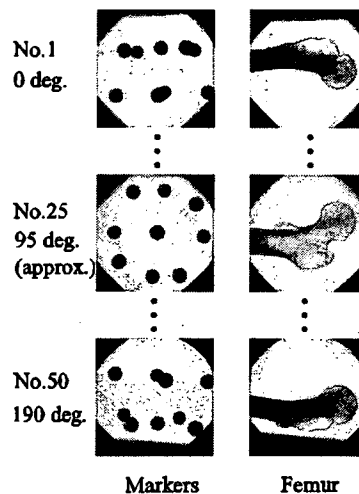


図 12 測定された X 線投影像 (Siremobil ISO-C)
Fig. 12 Measured radiographs.

部パラメータを推定した。なお、CT データはサイズ 512 x 512、解像度 72 dpi、スライス間隔は 1.25 mm であり、また X 線画像のサイズは 512 x 512、解像度 95.5 dpi を用いた。

次にキャリブレーション物体の代わりに図 11 右に示すように乾燥大腿骨を置き、同様に周囲 50 箇所から撮影して 50 枚の投影像を得た。またこの乾燥大腿骨を CT 装置により撮影し、正確な三次元形状を測定した。その後、得られた投影画像から 2 枚を選び、提

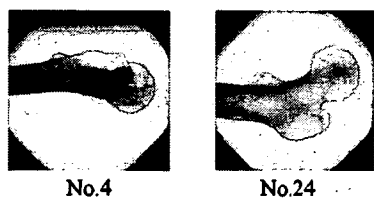


図 13 X線投影像 (4番, 24番)
Fig. 13 Radiographs. (No.4 and No.24)

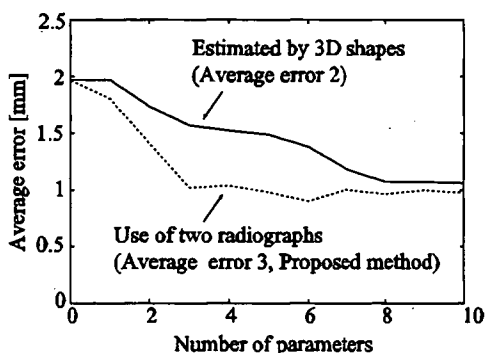


図 14 推定パラメータ数に対する平均誤差の比較
Fig. 14 Estimation errors for numbers of parameters.

表 3 推定パラメータ数に対する平均誤差の比較 [mm]
Table 3 Average of estimation errors for numbers of parameters [mm].

パラメータ数	平均	標準偏差	最大	最小
0	1.798	1.180	5.107	0.006
1	1.806	1.186	5.089	0.002
2	1.412	1.036	4.462	0.000
3	1.022	0.795	3.620	0.004
4	1.039	0.823	3.680	0.001
5	0.983	0.781	3.501	0.001
6	0.899	0.698	3.387	0.001
7	1.005	0.783	3.596	0.000
8	0.966	0.771	3.723	0.000
9	1.000	0.802	3.918	0.001
10	0.975	0.790	3.844	0.002

案した手法で乾燥大腿骨の三次元形状を推定した。それぞれの位置で撮影されたマーカー球と乾燥大腿骨の投影像を図 12 に示す。

図 13 に示すように、使用する二つの X 線投影像として、4 番 (C-Arm への指令値 15.2 度) と 24 番 (同 91.2 度) を用いた場合の、推定するパラメータ数と大腿骨形状の平均誤差の関係を図 14、表 3 に、推定パラメータが 10 の場合の処理過程を図 15 に、推定された形状を図 16 に示す。計算時間は、Level Set Method による輪郭抽出とパラメータ推定を合わせて、約 1 分 (Pentium IV, 3.2 GHz) であった。また使用

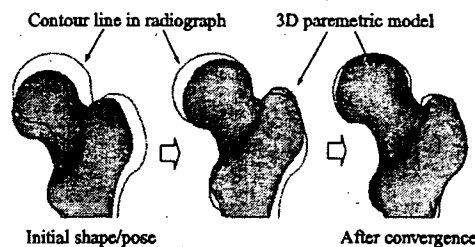


図 15 形状、姿勢推定の様子
Fig. 15 Process of shape and pose estimation.

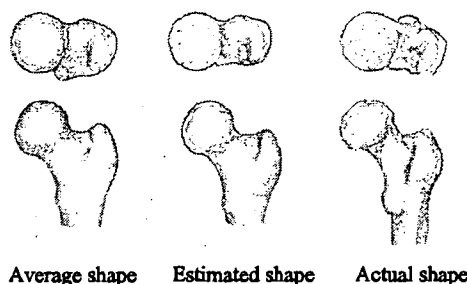


図 16 推定された大腿骨形状
Fig. 16 Estimated shapes of the femur.

No.	[mm]				
	4	14	24	34	44
4		1.109	0.975	0.992	1.550
14			1.132	0.876	1.182
24				1.080	0.924
34					1.182
44					

図 17 様々な角度から撮影した投影像と推定誤差
Fig. 17 Estimation errors for various pairs of radiographs.

する投影像を変えて同様に推定パラメータ数を 10 として実験を行ったときの、推定精度の一覧を図 17 に示す。ただし、表左側の数字は C-Arm への指令値である。これらより、実際の X 線投影像を用いた場合でも、撮影方向を適切に選択すれば、提案手法により平均精度 1.2 mm 以下で形状推定が可能であることが確認できた。

6. むすび

異なる 2 視点から撮影した 2 枚の大腿骨 X 線投影像から、三次元統計的形状モデルを用いて、大腿骨の

三次元形状を推定する手法を提案した。提案した手法は、Fast Marching Method を用いて画像内の大腿骨輪郭線から二次元距離場を構築し、それを用いて三次元統計的形狀モデルと二次元大腿骨像の位置合せ、統計的形狀モデルの形状パラメータ推定を行うものである。本論文では 51 例のデータから作成した大腿骨統計的形狀モデルを用い、CT 画像から得られた 10 人の患者の大腿骨形状に対して、X 線投影像を模した二次元画像を作成して位置姿勢及び形状パラメータの推定を行い、大腿骨の三次元形状を推定した。その結果、推定された形状の実対象形状との平均誤差は 1.1 mm 以下であり、提案手法により 2 枚の異なる方向から得られた大腿骨像を用いるだけで、三次元形状同士の比較と同様の形状推定精度が得られることが確認された。更に乾燥大腿骨の実際の X 線投影像を用いた実験を行い、臨床に近い条件でも平均誤差が 1.2 mm 以下であることを確認した。

今後は提案手法の臨床応用を目指すとともに、正常大腿骨だけでなく、変形性股関節症（臼蓋形成不全）患者の大腿骨についても統計的形狀モデルを構築し、提案手法の適用を検討する予定である。更に、骨折整復支援への応用も今後の課題である。

謝辞 この研究の一部は、財団法人福岡県産業・科学技術振興財団産学官共同研究開発事業（育成試験）、及び文科省科研費特定領域研究「多次元医用画像の知的診断支援」（課題番号 15070207）の援助を受けている。

文 献

- [1] I. Stamos and P.K. Allen, "Integration of range and image sensing for photorealistic 3d modeling," Proc. 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.1435-1440, 2000.
- [2] I. Stamos and P.K. Allen, "Automatic registration of 2-d with 3-d imagery in urban environments," Proc. International Conference on Computer Vision, pp.731-737, 2001.
- [3] L. Liu and I. Stamos, "Automatic 3d to 2d registration for the photorealistic rendering of urban scenes," IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pp.137-143, 2005.
- [4] R. Kurazume, K. Noshino, Z. Zhang, and K. Ikeuchi, "Simultaneous 2d images and 3d geometric model registration for texture mapping utilizing reflectance attribute," Proc. Fifth Asian Conference on Computer Vision (ACCV), pp.99-106, 2002.
- [5] 倉爪 亮, 西野 恒, M.D. Wheeler, 池内克史, "リフレクタンスエッジと濃淡エッジを用いたテクスチャのアライメント," 信学論 (D-II), vol.J85-D-II, no.6, pp.1038-1046, June 2002.
- [6] M.D. Elstrom and P.W. Smith, "Stereo-based registration of multi-sensor imagery for enhanced visualization of remote environments," Proc. 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.1948-1953, 1999.
- [7] K. Umeda, G. Godin, and M. Rioux, "Registration of range and color images using gradient constraints and range intensity images," Proc. 17th International Conference on Pattern Recognition, pp.12-15, 2004.
- [8] 岩下友美, 倉爪 亮, 小西晃造, 中本将彦, 橋爪 誠, 長谷川勉, "二次元距離場を用いた三次元幾何モデルと濃淡画像の高速な位置合わせ," 信学論 (D-II), vol.J88-D-II, no.9, pp.1889-1899, Sept. 2005.
- [9] Q. Delamarre and O. Faugeras, "3d articulated models and multi-view tracking with silhouettes," Proc. International Conference on Computer Vision, vol.2, pp.716-721, 1999.
- [10] K. Matsushita and T. Kaneko, "Efficient and handy texture mapping on 3d surfaces," Comput. Graphics Forum 18, pp.349-358, 1999.
- [11] P.J. Neugebauer and K. Klein, "Texturing 3d models of real world objects from multiple unregistered photographic views," Computer Graphics Forum 18, pp.245-256, 1999.
- [12] C.V. Stewart, C.L. Tsai, and A. Perera, "A view-based approach to registration: Theory and application to vascular image registration," International Conference on Information Processing in Medical Imaging (IPMI), pp.475-486, 2003.
- [13] C.V. Stewart, C.L. Tsai, and A. Perera, "Rigid and affine registration of smooth surfaces using differential properties," Proc. Third European Conference on Computer Vision (ECCV'94), pp.397-406, 1994.
- [14] A. Guezic, X. Pennec, and N. Ayache, "Medical image registration using geometric hashing," IEEE Computational Science and Engineering, special issue on Geometric Hashing, vol.4, no.4, pp.29-41, 1997.
- [15] E. Bardinet, L.D. Cohen, and N. Ayache, "A parametric deformable model to fit unstructured 3d data," Computer Vision and Image Understanding, vol.71, no.1, pp.39-54, 1998.
- [16] P.R. Andresen and M. Nielsen, "Non-rigid registration by geometry constrained diffusion," Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99), pp.533-543, 1999.
- [17] T. Masuda, Y. Hirota, K. Ikeuchi, and K. Nishino, "Simultaneous determination of registration and deformation parameters among 3d range images," Proc. Fifth International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling, pp.369-376, 2005.
- [18] C.S.K. Chan, D.C. Barratt, P.J. Edwards, G.P. Penney, M. Slomczykowski, T.J. Charter, and D.J. Hawkes, "Cadaver validation of the use of ultrasound for 3d model instantiation of bony anatomy in image

- guided orthopaedic surgery," Lecture Notes in Computer Science, 3217 (Proc. 7th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, Part II (MICCAI 2004), St-Malo, France), pp.397-404, 2004.
- [19] 岡田俊之, 佐藤嘉伸, 小山 毅, 菅野伸彦, 吉川秀樹, 越智隆弘, 田村進一, "3次元 CT 画像を用いた解剖学的特徴に基づく統計骨形状モデルの構築," 第24回日本医用画像工学会大会 (JAMI2005), IIA34, 2005.
- [20] T.F. Cootes, C.J. Cooper, C.J. Taylor, and J. Graham, "Active shape models — their training and application," Computer Vision and Image Understanding, vol.61, no.1, pp.38-59, 1995.
- [21] J. Sethian, Level Set Methods and Fast Marching Methods, second edition, Cambridge University Press, UK, 1999.
- [22] J. Sethian, "A fast marching level set method for monotonically advancing fronts," Proc. National Academy of Science, vol.93, pp.1591-1595, 1996.
- [23] G.P. Penney, J. Weese, J.A. Little, P. Desmedt, D.L. Hill, and D.J. Hawkes, "A comparison of similarity measures for use in 2D-3D medical image registration," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.17, no.4, pp.586-595, 1998.
- [24] G.P. Penney, P.G. Batchelor, D.L.G. Hill, and D.J. Hawkes, "Validation of two- to three-dimensional registration algorithm for aligning preoperative ct images and intraoperative fluoroscopy images," Medical Physics, vol.28, pp.1024-1032, 2001.
- [25] L. Zollei, E. Grimson, A. Norbash, and W. Wells, "2D-3D rigid registration of X-ray fluoroscopy and CT images using mutual information and sparsely sampled histogram estimators," Proc. Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pp.696-703, 2001.
- [26] L.M.G. Brown and T.E. Boult, "Registration of planar film radiographs with computed tomography," Proc. IEEE MMBIA 1996, pp.42-51, 1996.
- [27] L. Lemieux, R. Jagoe, D.R. Fish, N.D. Kitchen, and D.G.T. Thomas, "A patient-to-computed-tomography image registration method based on digitally reconstructed radiographs," Medical Physics, vol.21, no.11, pp.1749-1760, 1994.
- [28] J. Weese, G.P. Penney, P. Desmedt, T.M. Buzug, D.L.G. Hill, and D.J. Hawkes, "Voxel-based 2-D/3-D registration of fluoroscopy images and CT scans for image-guided surgery," IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., vol.1, no.4, pp.284-293, 1997.
- [29] R.Y. Tsai, "An efficient and accurate camera calibration technique for 3D machine vision," Proc. IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pp.364-374, 1986.

(平成 18 年 6 月 30 日受付, 9 月 19 日再受付)

倉爪 亮 (正員)



1991年東京工業大学大学院機械物理工学専攻修士課程了。同年(株)富士通研究所入社。1995東京工業大学機械宇宙学科助手, 2000スタンフォード大学客員研究員, 同年東京大学生産技術研究所博士研究員, 2002より九州大学システム情報科学研究院助教授。現在に至る。群ロボット, 歩行機械, レーザ計測の研究に従事。博士(工学)

中村かほり (学生員)



2006九大・電気情報工卒。現在, 同大学院システム情報科学府在学中。医用画像処理の研究に従事。

岡田 俊之



2005大阪大学大学院情報科学研究科コンピュータサイエンス専攻修士課程了。現在, 同博士後期課程在学中。医用画像処理の研究に従事。

佐藤 嘉伸 (正員)



昭57阪大・基礎工・情報卒。昭63同大学院博士課程了。工博。昭63~平4NTTヒューマンインタフェース研究所勤務。平4阪大・医・機能画像診断学(現在, 画像解析学)教室・助手。現在, 同助教授。この間, 平8~9米国ハーバード大・医・Brigham and Women's 病院・Surgical Planning Laboratory 客員研究員。医用画像解析, 手術支援システムの研究に従事。

菅野 伸彦



1985阪大・医卒。1994同大学院医学系研究科了。1994より阪大・医・助手。現在, 同・講師。この間1995~1997米国Baylor College of Medicine Assistant Professor。医博。関節外科, 人工関節, コンピュータ支援手術の研究に従事。日本整形外科学会, 日本リハビリテーション学会, 日本リウマチ学会各会員。Journal of Arthroplasty Editorial Board。



小山 毅

1997 阪大・医卒. 2006 同大大学院医学系研究科博士課程了. 現在, 豊中渡辺病院勤務. 医師. 医博. コンピュータ支援整形外科手術の研究に従事. International Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery, 日本コンピュータ外科学会, 日本整形外科学会, 日本リハビリテーション学会各会員.



岩下 友美 (学生員)

2004 九州大学大学院システム情報科学府知能システム学専攻修士課程了. 現在, 同博士後期課程在学中. 日本学術振興会特別研究員. コンピュータビジョンの研究に従事. 日本ロボット学会, IEEE 各学生会員.



長谷川 勉 (正員)

1973 東京工業大学電子物理工学科卒. 同年電子技術総合研究所勤務. 1992 より九州大学工学部情報工学科教授. 現在, 同大大学院システム情報科学研究院教授. 知能ロボットの研究に従事. 工博. 計測自動制御学会, 電気学会, 日本機械学会等会員.

PREDICTION OF STRENGTH AND STRAIN OF THE PROXIMAL FEMUR BY A CT BASED FINITE ELEMENT METHOD

+*Bessho, M; *Ohnishi, I; *Matsuyama, J; *Matsumoto, T; *Nakamura, K
+*Department of Orthopaedic Surgery, University of Tokyo, Tokyo, Japan.
email: ohnishi-i-dis@h.u-tokyo.ac.jp

Introduction:

Hip fractures are the most serious complication of osteoporosis and have been recognized as a major public health problem. Prevention of hip fracture is a high-priority issue because of the rapid increase in the number of elderly people in Japan. In elderly persons, hip fractures occur as a result of increased fragility of the proximal femur due to osteoporosis. It is essential to precisely quantify the strength of the proximal femur in order to estimate the fracture risk and plan preventive interventions. Clinically available methods of estimating bone strength include bone densitometry techniques such as DXA or pQCT, and imaging procedures such as X-ray or CT. These techniques evaluate regional bone density and morphology, which are partly related to fracture risk, but they are of limited value for quantifying structural strength. Therefore, it is necessary to develop a noninvasive method for accurate quantitative structural analysis that incorporates information on both morphology and bone density in a three-dimensional distribution. CT based finite element analysis, which incorporates information on both the three-dimensional architecture and bone density distribution, could possibly achieve precise assessment of the strength of the proximal femur. The purpose of this study was to create a simulation model that could accurately predict the strength of the proximal femur using a CT based finite element method and to verify the accuracy of our model by load testing using fresh frozen cadaver specimens.

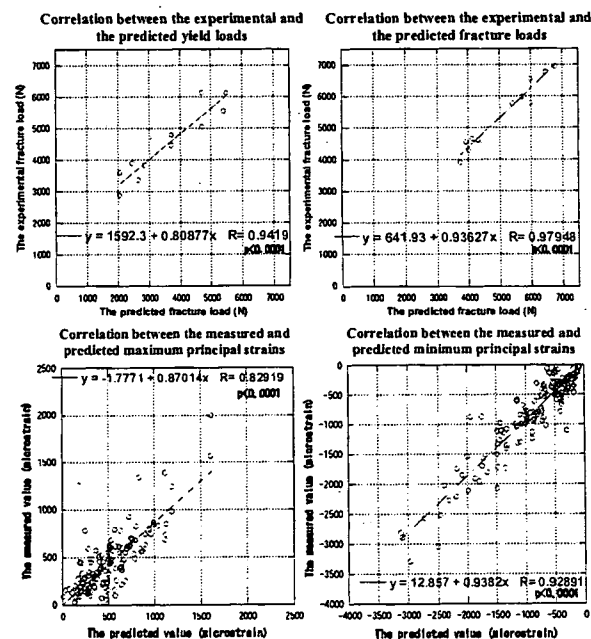
Materials and Method:

Eleven right femora with no skeletal pathology were collected within 24 hours of death from 5 males aged 30 to 90 years (average age: 56.8 years) and 6 females aged 52 to 85 years (average age: 71.5 years). Bone specimens were stored at -70°C after each step of the protocol. Frozen specimens were trimmed with a handsaw at 14 cm distal to the midpoint of the lesser trochanter and the proximal part of each specimen was used for the experiments. After thawing, trimmed specimens were cleaned of all soft tissues (Cody et al., 1999). We attached total of 11 circular fiducials with a radius of 5 mm and a width of 1.5 mm made of epoxy resin sheet, comprising three for the femoral head, four for the trochanteric region, and four for the diaphysis. The femora were immersed in water and axial CT scans were obtained with a slice thickness of 3 mm and a pixel width of 0.398 mm using Aquilion Super 4 (Toshiba Medical Systems Co., Tokyo, Japan, 120 kVp, 75 mAs, 512×512 matrix), as well as a calibration phantom containing hydroxyapatite rods.

A quasi-static compression test of each femur was conducted. The proximal femur was slanted at 20 degrees in the coronal plane to simulate adduction and a quasi-static load was applied at a rate of 0.5 mm/min after all fiducials were removed (Keyak et al., 1998). A dental resin cap was molded and placed on the femoral head to apply a uniform compressive load. The distal diaphysis (with a length of 5 cm) was embedded in a wood metal. Eight strain gauges (KFG-1-120-D17-11L2M3S, Kyowa Electronic, Tokyo, Japan) were attached to the surface of the diaphysis and the trochanteric region of each specimen with adhesive cyano-acrylate, and four strain gauges (SKF-22358; Kyowa Electronic, Tokyo, Japan) were attached to the cortical surface of the femoral neck. The magnitude of the load and the cross-head displacement were recorded. Strain at the gauge attachment sites was measured. Then the maximum and minimum principal strains were calculated at each of the gauge sites. The measured yield load was defined as the load at the end of the plateau of the constant load rate on a load rate increment versus time curve, which corresponded with the end of the linear increase of the load on a load displacement curve. The measured fracture load was defined as the value where the load increment rate per time reached zero. To identify the site of attachment for each strain gauge and the cap, image of the specimens were taken with a digital camera. The CT data were transferred to a workstation and 3D finite element models were constructed from the CT data using Mechanical Finder software (Mitsubishi Space Software Co. Ltd., Tokyo). Trabecular bone and the inner portion of cortical bone were modeled using 3 mm linear tetrahedral elements, while the outer cortex

was modeled using 3 mm triangular plates (0.4 mm thick). On average, there were 92,541 tetrahedral elements and 5,194 triangular plates. To allow for bone heterogeneity, the mechanical properties of each element were computed from the Hounsfield unit value. The ash density of each voxel was determined from the linear regression equation derived by relating the Hounsfield unit of a calibration phantom to its equivalent ash density. The ash density of each element was set as the average ash density of the voxels contained in that element. Young's modulus and the yield stress of each tetrahedral element were calculated using the equations proposed by Keyak et al. (1998) and Keller (1994). Poisson's ratio of each element was set as 0.4. Boundary conditions were applied to the finite element model to represent the mechanical testing. To identify the loading sites and constrained sites, as well as the strain gauge sites, in a finite element mesh model, we matched a 2D image of each specimen with the corresponding 3D finite element model. To perform this registration process, we utilized a fiducial-based system (Russakoff et al., 2003). Nonlinear finite element analysis was performed by the Newton-Raphson method. Each element under compression was assumed to yield when their Drucker-Prager equivalent stress reached the element yield stress. Failure was defined as occurring when the minimum principal strain of an element was less than -10,000 microstrain. Each element under tension was assumed to fail when the maximum principal stress exceeded the ultimate tensile stress. To allow for the nonlinear phase, the mechanical properties of the elements were assumed to be bi-linear elastoplastic, and the post yield modulus was set as 0.05. Yield was defined as the point where at least one solid element yielded, and fracture was defined as occurring when at least one shell element failed. The maximum and minimum principal strains at 50% of the experimental yield load were calculated. To assess the accuracy of the analysis, Pearson's correlation analysis was used to evaluate correlations between the predicted and measured values of the yield and fracture loads, and the maximum and minimum principal strains.

Results: The results were illustrated in Fig. 1-4



Discussion:

Excellent accuracy was obtained in predicting the yield and fracture loads, and the maximum and minimum principal strains of the proximal femur. The CT based finite element method we adopted in this study could be applicable for clinical use.

EVALUATION OF THE EFFICACY OF AN OSTEODYNAMIC AGENT BY PREDICTING THE STRENGTH OF THE PROXIMAL FEMUR USING A CT-BASED FINITE ELEMENT METHOD - A PRELIMINARY STUDY-

+*Bessho, M; *Ohnishi, I; *Ohashi, S; *Matsuyama, J; *Matsumoto, T; *Nakamura, K

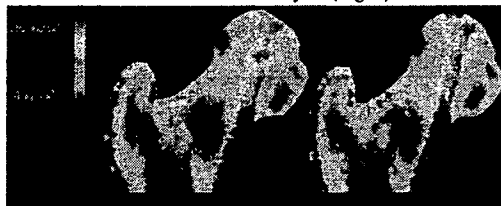
+*Department of Orthopaedic Surgery, University of Tokyo, Tokyo, Japan.

email: ohnishi-dis@h.u-tokyo.ac.jp

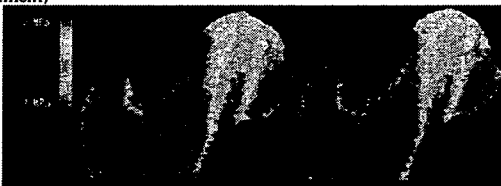
Introduction: Hip fractures are the most serious complication of osteoporosis and have been recognized as a major public health problem. Clinically available methods for estimating the effect of osteodynamic agents include bone metabolic markers, bone densitometry, and evaluation of the fracture rate. Delmas et al. reported that the increase of bone density measured by DXA was not necessarily correlated with the reduction of the fracture rate [1]. CT based finite element method (CT/FEM), which incorporates information on both the three-dimensional architecture and bone density distribution, could possibly achieve precise assessment of the strength of the proximal femur [2]. We created a simulation model that could accurately predict the strength of the proximal femur using a CT/FEM [3]. The purpose of this study was to determine whether prediction of the strength of the proximal femur by CT/FEM could be a useful indicator of the efficacy of an antiresorptive agent in osteoporosis patients.

Materials and Method: The study protocol was approved by our ethics committee and the patients were enrolled after giving informed consent. Axial CT scans of the proximal right femur were obtained in 10 female patients with primary osteoporosis (slice thickness: 3 mm, Aquilion Super 4, Toshiba Medical Systems Co., Tokyo, Japan) as well as scans of a calibration phantom. The mean age of the patients was 62 years (range: 49-73). They were treated with oral risedronate 2.5mg per day. In each patient, the bone mineral density of the neck of the right femur was also measured by DXA (Lunar DPX-MD+, GE medical systems, USA). Axial CT and DXA were performed three times, i.e., before administration and after 6 months and one year of treatment. The urinary deoxypyridinoline (urine DPD) level was measured by enzyme immunoassay (Quidel co., San Diego, CA, USA) before administration and after one year of treatment. The CT data were transferred to a workstation and 3D finite element models were constructed from the CT data using Mechanical Finder (Research Center of Computational Mechanics Inc., Tokyo, Japan). Trabecular bone and the inner portion of cortical bone were modeled using 3 mm linear tetrahedral elements, while the outer cortex was modeled using 3 mm triangular plates (0.4 mm thick). On average, there were 80,133 tetrahedral elements and 4,730 triangular plates. To allow for bone heterogeneity, the mechanical properties of each element were computed from the Hounsfield unit value. The ash density of each voxel was determined from the linear regression equation derived by relating the Hounsfield unit of a calibration phantom to its equivalent ash density. The ash density of each element was set as the average ash density of the voxels contained in that element. Young's modulus and the yield stress of each tetrahedral element were calculated using the equations proposed by Keyak et al. [4] and Keller [5]. Poisson's ratio of each element was set as 0.4. Boundary conditions were applied to this model to represent the stance configuration [3, 4]. Material nonlinear finite element analysis was performed by the Newton-Raphson method. The post-yield Young's modulus was set as 5 % of the pre-yield Young's modulus. Fracture was defined as occurring when at least one shell element failed and the load at this time was defined as the predicted fracture load. Our preliminary investigation showed that the coefficient of variation was 1.1 % for predicting the fracture load by CT/FEM. The increase of the predicted fracture load, bone mineral density, and urine DPD level was calculated as a percentage of the baseline value before administration. Correlations among the predicted fracture load, the bone mineral density, and the urine DPD level were investigated. The bone mineral density distribution derived from QCT was reconstructed as a mid-coronal section. Distributions of the bone density and minimum principal stress at a load of 500 N in a mid-coronal section of the proximal femur were created from each of the 3D CT/FEM models and the results obtained after one year of treatment were compared with those from before administration. Pearson's correlation analysis, Wilcoxon signed-rank test and Friedman test were used for statistical analyses and the results were considered significant when p values were less than 0.05.

Results: The average urine DPD level before administration was 6.45 nmol/mmol Cr, while it was 5.13 nmol/mmol Cr after one year of treatment. There was a significant decrease of the urine DPD level by 22 % (mean) after one year ($p=0.028$). The predicted fracture load was significantly increased by 3.8 % (mean) after 6 months and one year by 5.2 % (mean) compared with that before the start of administration ($p=0.02$, $p<0.01$). The load achieved after six months was not significantly different from that seen after one year ($P=0.45$). On the other hand, femoral neck density was not significantly increased after 6 months ($p=0.29$), but showed a significant increase by 2.0% (mean) after one year ($p<0.01$). The density obtained after 6 months was not significantly different from that at one year ($p=0.29$). The correlation between the predicted strength and the bone mineral density was $r=0.52$ ($p=0.013$). No significant correlation was noted between the urine DPD level and the predicted strength or between the DPD level and the bone mineral density ($p=0.06$, $p=0.26$). Assessing the bone density distribution of the proximal femur, an increase was predominantly recognized in the principal compressive trabecule (Fig.1). Regarding the distribution of the minimum principal stress, the area with a large negative value was diminished after one year (Fig. 2).



(Fig. 1) Bone density. (Light: before administration Right: one year of treatment)



(Fig. 2) Distribution of minimum principal stress. (Light: before administration Right: one year of treatment)

Discussion: We initially made the assumption that the density modulus relationship would not be greatly changed by the administration of risedronate [6]. The normalized increase of the predicted strength of the proximal femur was significantly larger than that of the femoral neck bone density at one year ($p=0.02$). In addition, CT/FEM detected the effect of treatment six months earlier than DXA. Based on the finding that density did not increase evenly, but predominantly increased in the principal compressive trabecule that are subjected to relatively high compressive stress, the overall strength was increased efficiently with a small increment of femoral neck density. Weinans et al. used their remodeling simulator to demonstrate that trabecular bone could undergo remodeling to maximize its strength with a minimal increase of bone volume [7]. In addition, Oden et al. showed by FEM simulation that a selective increase of bone density at load-bearing sites increased bone strength by 6.2 to 14.8 %, while the increase of femoral neck bone density was only 0.4 to 3.2 % [8]. These reports support our results. In conclusion, CT/FEM has a higher sensitivity than DXA and can detect the response to osteodynamic agents much earlier.

References: [1] Delmas et al., Bone 34: 599-604, 2004 [2] Cody et al., J Biomech 32: 1013-20, 1999 [3] Bessho et al., Trans Orthop Res Soc 31: 224, 2006 [4] Keyak et al., J Biomech 31: 125-33, 1998 [5] Keller et al., J Biomech 27: 1159-68, 1994 [6] Eswaran et al., Trans Orthop Res Soc 31: 158, 2006 [7] Weinans et al., J Biomech 25: 1425-41, 1992 [8] Oden et al., J Orthop Res 17: 661-7, 1999

A NEW METHOD FOR EVALUATION OF FRACTURE HEALING BY ECHO TRACKING

*Matsuyama, J; +*Ohnishi, I; **Sakai, R; **Miyasaka, K; **Harada, A; *Bessho, M; *Ohashi, T; *Matsumoto, T; *Nakamura, K
 +*Department of Orthopaedic Surgery University of Tokyo, Tokyo, Japan, **Research Laboratory, Aloka Co., Ltd., Tokyo.
 email: ohnishi-dis@h.u-tokyo.ac.jp

Introduction

Evaluation of bone healing on radiograms depends on the volume and radiopacity of callus at the healing fracture site. The most important issue in the assessment of fracture healing is to acquire information on the restoration of mechanical integrity of the bone. Previous methods of monitoring mechanical properties of healing site have necessitated insertion of pins or wires into the bone, and their application was limited to patients treated with an external fixator. To develop a non-invasive as well as versatile method, we focused on the use of echo tracking (ET) that was a technique measuring minute displacement of a certain point on a tissue by detecting a wave pattern in a radiofrequency echo signal reflected from the tissue. To apply this technique to detect bone deformation, we improved it to be able to measure displacement with an accuracy of $2.6 \mu^2$. We also developed a multi-ET system that was able to simultaneously track dynamic movement of multiple points on the bone surface, thereby enabling to measure bending stiffness at the healing fracture site. The purpose of this study was to assure that the newly developed ET system can quantitatively assess the progress, retardation or arrest of healing by detecting bending stiffness at the healing site. Fracture healing in patients with tibia fracture treated with a cast or osteosynthesis with internal fixation was evaluated with this method.

Materials & Methods

With the echo tracking system, we assessed time-sequentially the mechanical properties of the healing site. The protocol of this investigation was approved by the ethics committee of the university hospital and the patients were enrolled after informed consent was given. Eight tibiae in 7 patients with an average age of 37 years (range: 24-69) were measured. Two tibiae in 2 patients were treated conservatively with a cast, and 6 tibiae in 5 patients were treated with internal fixation (intramedullary nailing: 4, plating: 1, screw 1). (Table 1) A measuring system utilizing a three point bending test of the tibia (Fig. 1a) was developed. Patients assumed supine position with both knees extended, and the affected lower leg was held horizontally with the antero-medial aspect faced upwards. The fibula head and the lateral malleolus were supported and held tight by a Vacufix[®] to avoid rotation of the leg during loading trials. Prior to the measurement, a B-mode image of the short axis of the proximal and distal fragments of the tibia was obtained to identify the center in both of these cross sections. By connecting both of the centers, the anatomical axis of the tibia was identified. A 7.5 Hz ultrasound probe was placed on each antero-medial aspect of the proximal and distal fragments along the long axis. Each probe was equipped a multi-ET system with 5 tracking points with each span of 10 mm. The probes were set on the skin vertical to the floor, and held tight by a three articulated arm. A load of 25 N was applied at a rate of 5 N / second and then unloaded to 0 N with the same rate using a force gauge parallel to the direction of the probe at the most distal part of the proximal fragment that was close to the fracture site. In the initial measurement for each patient, a loading point was set right on the long axis near the fracture site with a guidance of a B-mode image of the fracture site. With this set up, the tibia was bent just as a three-point bending test in the direction of the echo beam.

With multi echo tracking system, these probes detected the bending angle between the proximal and distal fragments generated by the load. The minute bending angle induced by the load was calculated by the displacements of the 5 tracked points on each of the fragments. The ET angle was defined as the sum of the inclinations of the proximal and distal fragments (Fig. 1b). When callus property was weak in the initial stage of healing, the tracked points were aligned linearly and the inclination of the fragments was calculated directly. However, when callus was rigid in the late stage, the line connecting the tracked points was curved, so the inclination was obtained by the slope of the linear regression equation derived by the displacements of the tracked points. The measurement was repeated five times, and the average and the standard deviation of the ET angle were obtained. In the patients treated with a cast, the contra-lateral side was also measured and served as a control. Fracture healing was assessed with an interval of 2 or 3 weeks until radiographic union or arrest of fracture healing.



Fig. 1a (left), 1b (right) The measurement system with the echo tracking. The bending angle (ET angle) between the proximal and distal fragments were detected.

Case	Gender	Age	Fracture	Treatment	Measurement period (month/Week)	Radiographic fracture healing
1	M	24	R	Cast	7-12 W	Normal
2	F	24	L	Cast	1-12 W	Normal
3	M	23	R	Bone Transporter	1-23 W	Normal
4	M	31	R	Nailing	1-15 W	Normal
5	F	57	R	Nailing	1-16 M	Normal
6	F	57	L	Nailing	6-19 M	Normal
7	F	26	R	Nailing	2-23, 5-8 M	Non-union
8	M	69	R	Plating	9-13 W	Delayed

Table 1. Clinical cases of the tibial fracture

Results

In patients with radiographic normal healing, the bending angle exponentially decreased as time elapsed (Fig. 2a). However, in patients with retarded healing, the decrease of the angle was extremely slow. In patients with non union, the angle stayed at the same level (Fig. 2b).

The average time required for the measurement was 17 minutes (range: 15-20). At each loading trial, none of the patients complained of pain, or no other complication related to this measurement occurred. Precision of the measurement was evaluated by the repeated measurements of the case 1 treated with a cast including repositioning of the leg and the echo probes. The percent coefficient of variation was 4.6%. The linearity of the load and the bending angle was also assessed by incremental increases of the load from 10 to 30 N. The linearity was very high with a correlation coefficient of 0.9969.

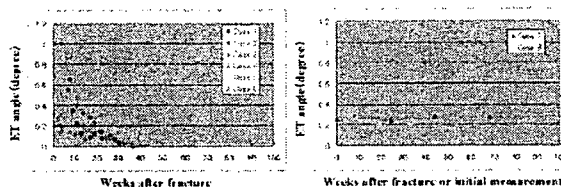


Fig. 2a, b Time sequential change of the ET angle. The cases with radiographic normal healing (2a left). The cases with delayed union and non-union (2b right).

Discussion

With this method, noninvasive assessment of bending stiffness at the healing site was achieved. The method could be applicable to patients treated with conservative means as well as surgical intervention using plating or intramedullary nailing. According to the results with previous methods such as stain gauge methods²⁾ and the invasive method by Jernberger³⁾, strain or deformation by loading at the healing site has been reported to exponentially diminish over time in patients with normal healing. Bending angle measured by ET also diminished over time exponentially in patients with normal healing. On the contrary, in patients with healing arrest, no significant decrease of the bending angle was recognized.

It was demonstrated that the echo tracking method could be applicable clinically to evaluate fracture healing as a versat quantitative and noninvasive technique.

References

- 1) Matsuyama J. et al. Med. Eng. & Physics 28: 588-595, 2006.
- 2) Burny F. Elastic external fixation of fractures of the long bones. Arch Putti Chir Organi Mov 36: 323-329, 1986.
- 3) Jernberger A. Measurement of stability of tibial fractures. A mechanical method. Acta Orthop Scand 135(suppl): 1-88, 1970.