

10(XVII)-72

CT/有限要素法による骨強度評価の臨床応用

—癌骨転移例に対する治療方針の検討—

○松本卓也^{a)} 大西五三男^{b)} 別所雅彦^{b)} 金子雅子^{b)} 大橋暁^{b)}

飛田健治^{b)} 山本哲生^{a)} 荻田達郎^{a)} 近藤泰児^{a)} 中村耕三^{b)}

a)多摩総合医療センター整形外科

b)東京大学 整形外科

Clinical Application of a CT Based Nonlinear Finite Element Method

—Clinical Management of a Patient with Metastatic Bone Disease—

Takuya Matsumoto^{a)}, Isao Ohnishi^{b)}, Masahiko Bessho^{b)}, Masako Kaneko^{b)}, Satoru Ohashi^{b)}

Kenji Tobita^{b)}, Tetsuo Yamamoto^{a)}, Tatsuro Karita^{a)}, Taiji Kondoh^{a)}, Kozo Nakamura^{b)}

a) Department of Orthopaedic Surgery, Tokyo Metropolitan Tama Medical Center, Tokyo

b) Department of Orthopaedic Surgery, University of Tokyo, Tokyo,

Abstract: Pathological fractures due to metastatic bone diseases are caused by fragility at the metastatic lesion. Surgical intervention by stabilizing is taken into consideration to prevent such fractures when a patient seems to be at high fracture risk. Thus, accurate assessment of bone strength is required. Bessho et al. reported the precise quantitative evaluation of bone strength of cadaveric femora using a CT based nonlinear finite element method. We applied this method clinically and assessed strength of the femur with metastatic bone disease, by which the treatment modality of the patient was decided. After treatment, the patient have had no occurrence of fracture within the follow up period.

Key words: Finite element method, Malignant Bone Disease, Bone strength

【背景・目的】

骨は肺や肝とともに癌転移を来しやすい臓器であり、骨転移をきたすと骨の脆弱性による疼痛、病的骨折などにより著しい ADL 低下を引き起こす。一方、根治は困難で、延命と疼痛の改善、ADL の維持が治療目的となる。

癌骨転移より下肢長幹骨に生じた病的骨折は立位・歩行のためには骨折部の強固な固定が不可欠だが、全身状態不良でベッド臥床者でも骨接合により看護や介護が容易となるため手術療法を選択する場合もあり、病的骨折の可能性が高い場合は予防的に内固定術を行うことがある。癌骨転移に対する治療法の決定に際して、全身状態やADL、骨脆弱性、予後など非常に多くの複雑な要因を有しているので治療法を決定に難渋することがあり、病的骨折の予防的手術は議論の余地があるため個々の患者において定量的な骨折リスクの評価が必要不可欠である。

本研究の目的は、高精度かつ高再現性の 3 次元骨強度解析法である CT/有限要素法¹⁾を用いて癌骨転移に患者に骨強度評価を行い、骨折リスクを評価して治療方針を決定する事である。

【症例と方法】

症例は運動後の背部痛が改善せず、下肢筋力低下が生じたため当院紹介受診。精査により前立腺癌の骨転移による胸椎圧迫骨折があり、骨シンチグラフィ(図 1)上、胸椎だけでなく、肋骨、大腿骨など多発の骨転移が見られた 74 歳男性。特に右大腿骨は転子部骨幹部に転移がみられ(図 2)、ベッドからの移乗でも骨折のリスクが懸念されたため CT/有限要素法で解析を行った。

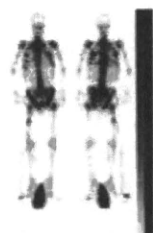


図 1 骨シンチグラフィ
胸椎、肋骨、大腿骨と多
発の集積果が見られる



図 2 股関節レントゲン
右大腿骨骨幹部に骨透
亮像が見られる

CT/有限要素法の解析は大腿骨全長を骨量ファントム(B-MAS200,株式会社京都科学)とともに 1 ミリ厚で撮影し定量的 CT dicom data を取得。画像上で閾値処理をして解析対象となる癌転移果のある大腿骨全長を抽出し 3 次元構築。患者固有の解析モデルを作成した。有限要素モデルは海綿骨が 2 ミリの正四面体要素、皮質骨外層が 1 辺 2 ミリの正三角形のシェル要素で構成。材料特性は要素位置に対応する CT 値から骨密度を算出し Keyak²⁾, Keller³⁾らの理論に基づき材料特性に変換。

荷重・拘束条件は、骨頭を荷重部とし、機能軸を荷重方向として遠位端を完全拘束した片脚起立を模擬し、非線形解析を行った。評価項目は骨密度分布を基にした腫瘍の分布の評価、有限要素解析による最小主ひずみ、相当応力の分布、予測骨折荷重骨折部位を基にした骨折リスクの4項目で、上記評価より病的骨折の予防的手術の適応について検討した。

【結果】



図3 骨密度分布

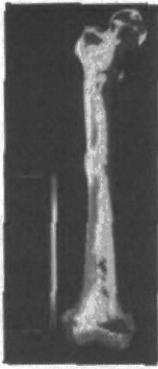


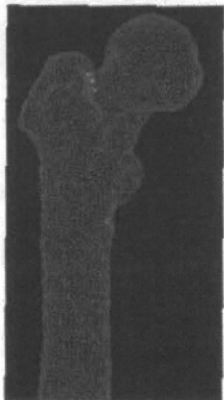
図4 最小主ひずみ分布

骨密度分布

図3に示すように骨幹部外側中央のだけでなくCalcarから小転子下部にかけての内側皮質骨の骨密度が低下して主引張骨梁に沿った骨密度は断続しており、骨転移巣であると考えられる。

最小主ひずみ

図4に示すように主圧縮骨梁からCalcarを経由して小転子下部の内側皮質骨にかけての強い圧縮ひずみが見られる。骨幹部の転移巣にかかるひずみは少ない。

図5 相当応力分布
(120kgf 荷重時)図6 予測骨折部位
大腿骨頸部基部頭側に
予測骨折部がある

相当応力

主圧縮骨梁からCalcarを経由し骨幹部内側を通る応力分布。骨幹部の骨転移部以遠の応力はあまり大きくない(図5)。

予測骨折荷重、骨折部位

予測骨折部位は大腿骨頸部基部の頭側であり、予測骨折荷重220kgfであった。(図6)

骨折リスク評価、治療方針

- ・ 体重58kgの約3.8倍の予測骨折荷重
- ・ 通常歩行には耐えうる荷重量である
- ・ 骨幹部転移巣の応力・ひずみは小さい
- ・ 大腿骨骨幹部骨折より頸部骨折がリスク

と判断し、予防的手術は行わず、放射線療法を選択、大腿骨頭から骨幹部転移巣の範囲に計30Gyの照射を行い、歩行訓練を開始した。

【考察】

一般的には照射や化学療法、ホルモン療法が有効な転移癌では非手術的治療法が選択される。しかし、非手術療法、特に放射線照射後の病的骨折では、骨折部の骨癒合が期待できないだけでなく、照射野にある軟部組織にも侵襲が加わるため手術創の縫合不全や感染のリスクが高くなる。よって加療前の状態で骨折リスクが十分に高い場合は骨折予防のための手術適応があると考えられる。

Mirels⁴⁾は病的骨折のない四肢骨転移例について、①部位(上肢、下肢、大腿骨転子部)、②疼痛(軽微、中等度、高度でADL制限)、③X線所見(造骨性、混合性、溶骨性)、④サイズ(骨径の1/3以下、1/3-2/3、2/3以上)の4項目について各項目3点、計12点満点で評価し、8点以上では病的骨折を生じる確率が高いので予防的に内固定術を施行することを推奨している。本症例を点数化すると①下肢・大腿転子部で②軽度の疼痛③溶骨性病変④骨形の2/3以上で10点であり、予防的手術の適応があると言えるが、CT/有限要素法による予測骨折荷重は220kgfで歩行時に掛かるといわれる体重の3倍以上あることから非手術療法を選択し、病的骨折を起こすことなく経過している。

本研究のlimitationは以下2点が挙げられる。

第1点は、材料特性の変換はKeyak³⁾、Keller²⁾らの理論に基づいているが、これは骨転移のない標本から得られた結果である。骨転移のある標本の材料特性を検討したKaneko⁵⁾らは骨転移によりヤング率と圧縮強度の減少が見られるが引張強度は変わらないと報告し、既存の材料特性の換算式を利用した骨折リスク評価は有用であるとも報告しており、本法による癌骨転移に対する骨強度解析は、骨転移のない標本を用いた別所¹⁾らの報告のような精度が得られない可能性があるものの有用であると考えられる。

第2に放射線照射は晩期の骨壊死や放射線骨炎による骨の脆弱化を生じるので癌の浸潤とは関係なく、将来骨強度が下がる可能性がある⁶⁾。よって存命中の病的骨折を予防するには、照射前の予測骨折荷重を、生命予後と照射後の骨脆弱性を考慮した上で手術適応の有無について評価すべきであることである。

結語

CT/有限要素法による骨強度予測を行ない、癌骨転移の治療法の選択を行った。今後症例を増やし経過観察を行い、病的骨折に対するリスク評価の精度を高めていくべきである。

文献

1. Bessho M. *J Biomech* 2007;40:1745-53.
2. Keller TS. *J Biomech* 1994;27:1159-68.
3. Keyak JH. *J Biomed Mater Res* 1994;28:1329-36.
4. Mirels H. *Clin Orthop*, 1989;249:256-64.
5. Kaneko T. *Med. Eng. Phy.* 2003;23:445-54
6. Hatano H. *Breast Cancer*. 2004;11:313-17.

10(XVII)-74

B-mode超音波メカニカルスキャンを用いた三次元的関節軟骨厚測定-MRI測定との比較-

○大橋 暁^a, 大西 五三男^a, 松本 卓也^a, 別所 雅彦^a, 松山 順太郎^a, 飛田 健治^a, 金子 雅子^a, 中村 耕三^a

^a 東京大学医学部整形外科

Measurement of Articular Cartilage Thickness Using a 3D Image Reconstructed from B-mode Ultrasonography Mechanical Scans -Comparison with MRI-derived Data-

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

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

Abstract: The purpose of this study was to develop a method to measure 3D articular cartilage thickness at the femoral condyle using B-mode ultrasonography (US) and to compare results with 3D measurements using MRI to clarify the feasibility of US in clinical evaluations of articular cartilage. The medial surface of the right knees of subjects comprised of 2 healthy male volunteers (age, 37 and 59 years) and 2 male patients with knee osteoarthritis (age, 73 and 81 years) were scanned using the B-mode ultrasound probe with the knee flexed at 120 degree. The range of the angle of probe rotation for the arm was 0-80 degree and the US B-mode images (total, 101 images) were acquired every 0.8 degree. MR images of the knees were also acquired using the sequence previously described. 3D models of medial femoral condyle articular cartilage from both US and MRI images were created. Cartilage thickness was determined at 400 points 1 mm apart from one another in the US model (Tc-US) and the MRI model (Tc-MRI). Tc-US correlated significantly with Tc-MRI in all participants ($p < 0.001$, each). Our results show that, like MRI, Tc-US measurement using 3D models also allow accurate measurement of Tc, in both healthy individuals and patients with osteoarthritis.

Key words: Ultrasonography, Osteoarthritis, Articular cartilage, Knee

背景および目的 変形性関節症が進行すると関節軟骨は変性後摩耗する。関節軟骨を映像化し三次元的に評価する方法はMRI画像を用いた手法により研究が行われている[1, 2]が、MRI撮像は一般的に高価であり、また長い撮像時間を要するなどの問題点を有する。一方、過去に超音波B-mode画像を用いて関節軟骨を二次元的に定量評価した研究はある[3, 4]が、臨床用超音波診断装置を用いて三次元的に評価した先行研究はこれまでにない。本研究において、関節軟骨診断用超音波プローブスキャナーを作製し、超音波軟骨B-mode画像を取得し、画像データを基に関節軟骨三次元表面形状モデルを作成、MRI画像を基に作成した関節軟骨三次元表面形状モデルとの関節軟骨厚測定値の比較を行うことで測定値精度評価を行い、超音波B-mode画像を用いた三次元的関節軟骨評価法の有用性を評価した。

対象と方法 ボランティア2名(37歳・59歳男性)、変形性膝関節症2名(73歳・81歳男性)を対象に以下の撮像を行った。超音波撮像機器およびリニアプローブにはそれぞれProsound-α10およびUST-5412(アロカ株式会社、東京都三鷹市)を用いプローブスキャナーを

作成した(Fig 1)。一定の回転半径をもったレールに沿って、プローブが移動し一定間隔角度で超音波画像を取得する機構となっている。膝関節を約120°屈曲位にて設置した(Fig 2)。撮像条件はTissue Harmonic, 5MHz、解像度:横420 pixel×縦468 pixel、pixel size: 0.0855 mm x 0.0855 mmとした。また、スライス画像間の角度は0.796°、スライス枚数は101枚とした。空間的角度位置情報は、プローブスキャナーの回転軸に設置されているエンコーダにより算出し、各スライス画像にこれらの情報を付与した。これらのデータを専用で作成した画像ソフトを用いて、各スライス画像を三次元的に配列した(Fig 3A, B)。画像データを画像処理ソフトMimics(Materialise, Leuven, Belgium)を用い関節軟骨領域を各スライスにおいてLivewire法[5]を用いて抽出した後、三次元関節軟骨モデルを作成した(Fig 4A, B)。

次に超音波撮像による定量評価値の精度を検討するために、過去の研究[2]において軟骨厚測定値の正確性の検証がなされている撮像シークエンス(DESSwe法)にて膝関節MRI撮像を行った(Achieva 3.0T X-series; Philips, Eindhoven, the Netherlands; 512 pixels × 512 pixels; pixel

size, 0.313 mm × 0.313 mm; slice thickness, 0.600 mm; slice gap, 0.291 mm). MRI 画像 DICOM データを出力し Mimics を用い超音波モデル同様に関節軟骨領域抽出後三次元関節軟骨モデルを作成した (Fig. 4C, D)。

超音波および MRI 三次元モデルについて関節軟骨厚をカラーマッピングにて表示し比較した。次に、双方のモデルを位置合わせ後、1mm 間隔で 400 ポイントにおいて関節軟骨厚の測定を行い (Fig. 5) 関節軟骨厚測定値をそれぞれ Tc-US, Tc-MRI とした。Tc-US と Tc-MRI について線形回帰解析を行い Pearson 相関係数の算出を行った。有意水準は $p < 0.05$ とした。

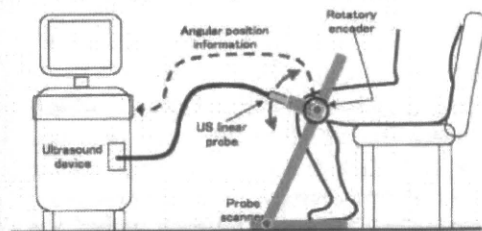


Fig. 1 プローブスキャナー概要図

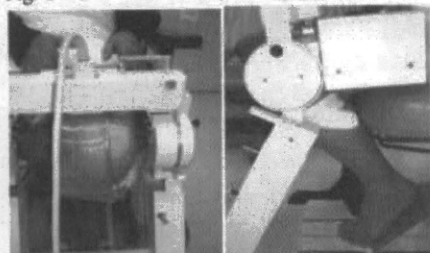


Fig. 2 大腿骨内側顆部撮像風景(左:正面像, 右:側面像)

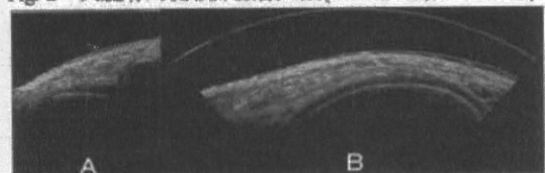


Fig. 3 プローブの動きと画像の配列 (A:撮像超音波画像, B: 三次元再構成によって得られた関節軟骨側面画像)



Fig. 4 超音波画像(A)MRI画像(C)より関節軟骨領域を抽出し三次元モデルを作成(B, D)。

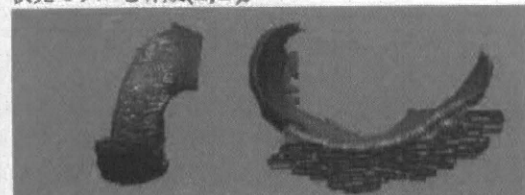


Fig. 5 超音波関節軟骨モデル(茶)と MRI 関節軟骨モデル(青)との位置合わせ (左) および関節軟骨厚測定 (右)

結果 カラーマッピングによる軟骨厚比較では、軟骨の厚い部分や薄い部分の分布に近似性を認めることができた (Fig. 6)。Tc-MRI, Tc-US との間には全ての症例において $p < 0.01$ と有意な相関を認めた (Fig. 7)。

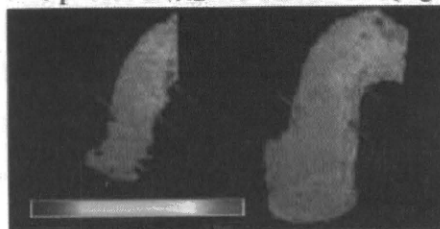


Fig. 6 73 歳男性の超音波モデル (左) と MRI 軟骨モデル (右) における軟骨厚カラーマッピング

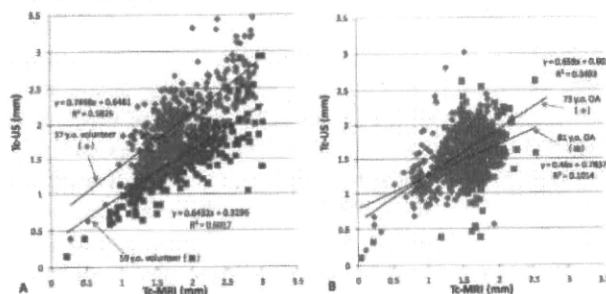


Fig. 7 関節軟骨厚測定値散佈図 (左: ボランティア, 右: 変形性関節症患者)

考察 過去に整形外科領域において超音波画像を用いて三次元定量評価を行っている対象はアキレス腱[6]や肩腱板[7]などがあるが、関節軟骨を対象に行っている研究はこれまでにない。過去の研究[8]において MRI による関節軟骨厚測定値の正確性が非常に高いことを考慮すると、今回の結果において超音波画像を用いた三次元モデル作成およびその定量評価値の正確性が高いと考えられた。

結論 開発を行ったプローブスキャナーを用い、健康者・変形性膝関節症患者における大腿骨内側顆部関節軟骨の超音波画像を収集し、三次元関節軟骨モデルを作成、MRI 画像をもとに作成した三次元モデルと関節軟骨厚について比較を行った。健康者・変形性膝関節症患者双方において軟骨厚測定値の有意な相関がみられ、超音波画像を用いた関節軟骨厚三次元測定が臨床的に有用である可能性が高いことが示された。

参考文献

- [1] Eckstein et al. Osteoarthritis Cartilage, 2007; 15: 1326-32
- [2] Eckstein et al. Ann Rheum Dis, 2006; 65: 433-41
- [3] Myers et al. J Rheumatology, 1995; 22: 109-16.
- [4] Burkhard et al. Arthritis & Rheumatism, 2009; 61: 435-41.
- [5] Bowers et al. Osteoarthritis Cartilage, 2008; 16: 1167-73
- [6] Iagnocco et al. Clin Exp Rheumatol, 2009; 27: 547-51
- [7] Kang et al. Skeletal Radiol, 2009; 38: 1063-9
- [8] Burkart et al. Arthritis & Rheumatism, 2001; 44: 2072-7.

10(XXII)-104 CT/非線形有限要素法を用いた大腿骨近位部と腰椎の骨強度評

価について - 大腿骨近位部と腰椎の骨強度の相関について -

○別所雅彦^a, 大西五三男^a, 松本卓也^a, 金子雅子^a, 大橋暁^a, 飛田健治^a, 松山順太郎, 中村耕三^a

^a 東京大学医学部整形外科

Predicting strengths of the femur and vertebra in patients with postmenopausal osteoporosis by a CT based finite element method - The predicted fracture load of the proximal femur is correlated with that of the lumbar vertebra -

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

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

Abstract: We focused on a computed tomography-based finite element method (CT/FEM) to quantify structural strength, developing a nonlinear CT/FEM to achieve accurate assessment of strength in the proximal femur and lumbar vertebrae. One of the purposes of the present study was thus to validate our model by comparing predicted fracture loads (PFLs) in our model to fracture loads derived from mechanical testing in previous studies. The other goal was to clarify whether either femoral or vertebral strength in postmenopausal osteoporosis patients is predictable by CT/FEM of only one of the two sites. We thus investigated whether femoral PFL could be utilized to estimate vertebral PFL. Right femur and the second lumbar vertebra (L2) in 40 female patients with postmenopausal osteoporosis (average: 70.1) were evaluated. Axial CT scans of the proximal femur and L2 were obtained as well as scans of a calibration phantom. The CT data were transferred to a workstation and 3D finite element models were constructed from the CT data using the software that was developed by the authors. Correlations among PFLs of the femur in stance configuration (SC) and fall onfiguration (FC) and the L2 were investigated. The average PFL of the proximal femur in SC was 3910 N, 1290 N for FC, respectively. The average PFL of L2 was 3010 N. Our results did not contradict these previous studies. PFL in FC may well correlate to vertebral PFL in Japanese women with postmenopausal osteoporosis.

Keywords: Femur, Vertebra, Osteoporosis, Finite element method, Computed tomography.

1. 目的

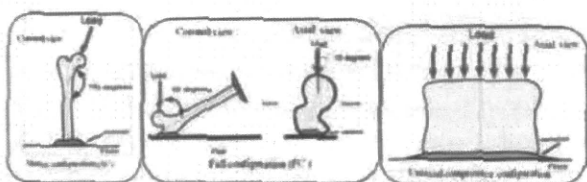
骨粗鬆症が原因による大腿骨近位部骨折や脊椎骨折が近年増加し、社会的な問題となっている。個々の患者の骨折リスクの正確な把握や、それに対応した有効な予防策を確立することは、いっそう重要な意義を持つてきている。大腿骨近位部や腰椎の骨強度の評価方法は、DXA法(dual energy X-ray absorptiometry)やQCT(Quantitative computed tomography)による骨密度の変化や骨形態計測による方法で評価が行われている。DXA法による評価は、骨強度との相関はあるが、構造的強度評価を行えないという限界がある[1]。我々は構造強度の定量評価が可能なCT/有限要素法(FEM)に着目し、CT/有限要素法による腰椎や大腿骨近位部の強度を正確に評価する方法を確立した[2, 3]。CT/有限要素法による骨強度評価は、臨床では主に大腿骨と腰椎で行われてきている[4-8]。CT/FEMは解析等に時間が必要なため、多くの患者で複数部位の評価を行うためには、限界がある。また、大腿骨近位部の予測強度評価と腰椎の予測強度評価

は、それぞれ発表施設で解析手法が異なっており、同一施設で同一の解析ソフトウェアを用い、大腿骨近位部と腰椎の強度予測を行っている報告は、我々以外にはない。このため、大腿骨と腰椎の予測骨強度評価の相関性を検討することは困難である。本研究の目的は、骨粗鬆症患者の大腿骨近位部と第2腰椎をCT/FEMを行い、骨折荷重を定量予測し、お互いの予測骨折荷重の相関性を評価し、CT有限要素法が代表的な一部位を測定することによって他部位のリスク評価を行うことができるかどうか検討を行った。

2. 対象と方法

対象は、女性の原発性骨粗鬆症患者40名(平均70.1歳、52~89歳)の右大腿骨と第2腰椎とした。倫理委員会の承認のもと患者の同意を得て、骨量ファントムとともに大腿骨頭から小転子下17cmまで、3mm厚でQCT撮影を行い、第2腰椎を2mm厚でQCT撮影を行った。有限要素法解析ソフトウェアにて右大腿骨のQCT画像から、海綿骨に3mmの4節点ソリッド要素と、皮質骨外層に0.4mmの3節点シェ

ル要素を使用し、3次元解析モデルを作成した[3]。一方、第2腰椎のQCT画像から、海綿骨に2mmの4節点ソリッド要素と、皮質骨外層に0.4mmの3節点シェル要素を使用し、3次元解析モデルを作成した[2]。3次元有限要素モデルを作成した。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、降伏応力および臨界応力はKeyak[9]ら、およびKellar[10]らの方法により設定した。荷重条件は、立位を模擬した条件と、転倒を模擬した条件[11]、第2腰椎は、単軸圧縮を模擬した条件を設定した[2] (Fig. 1)。



(Fig. 1) Loading and boundary conditions

大腿骨近位部モデルは、Newton-Raphson法を用いた荷重増分法による非線形解析を行い、1つのシェル要素の最大主応力がその要素の臨界応力を超える場合(クラック)、または、1つのシェル要素のDrucker-Prager相当応力が要素の降伏応力を超え、かつ最小主歪みが-10000 μ strin以下の場合(圧潰)に破壊(骨折)と定義した[3]。第2腰椎モデルは、1つのソリッド要素のDrucker-Prager相当応力が要素の降伏応力を超え、かつ最小主歪みが-10000 μ strin以下の場合(圧潰)を破壊(骨折)と定義した[2]。モデルの破壊が起きたときの荷重を予測骨折荷重とした。各荷重拘束条件の相違による強度の相違を比較し相関性を検討した。Pearson's testを用い、有意水準を0.05以下とした。

3. 結果

大腿骨近位部の立位条件・転倒条件における予測骨折荷重はそれぞれ、3910 N (2830 ~ 5800 N)、標準偏差(SD) 719 N、1290 N (650 ~ 2030 N)、SD 323 Nであった。第2腰椎の予測骨折荷重は、3010 N (910 ~ 4950 N)、SD 1110 Nであった。また、大腿骨近位部の立位予測骨折荷重と第2腰椎の予測骨折荷重の相関性は、 $r = 0.472$ ($p = 0.0018$)、大腿骨近位部の転倒予測骨折荷重の相関性は、認められなかった ($p = 0.10$)。大腿骨の立位と転倒条件の予測骨折荷重の相関性は $r = 0.647$ ($p < 0.001$) であった (Table. 1)。

	Proximal femur		L2
	Stance configuration	fall configuration	unaxial compression
Proximal femur	—	0.647***	0.472**
fall configuration	0.647***	—	n.s.
L2 uniaxial compression	0.472**	n.s.	—

(Table. 1) Correlations (r) of the predicted fracture loads for each loading configurations. (n.s.: not significant, ***: $p < 0.001$, **: $p < 0.01$)

4. 考察、結語

本研究における大腿骨近位部の立位条件や転倒条件の予測骨折荷重値、第2腰椎の予測骨折荷重値は、先行研究と矛盾していなかった。Ecsteinらの報告では、腰椎の単軸圧縮強度と大腿骨の垂直圧縮強度の相関係数は、 $r = 0.63$ であった、腰椎の単軸圧縮強度と大腿骨の側方圧縮強度の相関係数は、 $r = 0.59$ であった[12]。大腿骨の垂直圧縮強度と側方圧縮強度の相関係数は、 $r = 0.78$ であった。本研究では、腰椎と大腿骨の立位条件での予測骨折荷重の相関性はあったが、腰椎と大腿骨の転倒条件での予測骨折荷重には相関性が認められなかった。本研究の患者は、原発性骨粗鬆症の女性患者のため、特に骨強度が減弱していると考えられる。骨強度が減弱している腰椎と大腿骨立位の相関性は保たれるが、転倒条件の予測骨折荷重は腰椎の予測骨折荷重と独立に変化する可能性があることが示唆された。

本研究では先行研究と比較しとも特に矛盾はなく、臨床でも十分に評価可能であると考えられた。また、本研究では、腰椎と大腿骨には相関性が認められており、大腿骨近位部の立位条件である程度、腰椎の骨折リスク・転倒条件での予測骨折荷重が評価可能ではないかと示唆された。ただ、局所的な骨折リスクに関しては、個別に評価すべきであると考えられた。

文献

- [1] Cody, D.D. et al., J Biomech, 1999. 32(10): p. 1013-20.
- [2] Imai, K. et al., Spine, 2006. 31(16): p. 1789-94.
- [3] Bessho, M. et al. J Biomech, 2007. 40(8): p. 1745-53.
- [4] Cody, D.D. et al. Ann Biomed Eng, 2000. 28(4): p. 408-14.
- [5] Keaveny, T.M. et al., J Bone Miner Res, 2007. 22(1): p. 149-57.
- [6] Imai, K. et al., Spine, 2008. 33(1): p. 27-32.
- [7] Bessho, M. et al., Transaction of 53rd Annual Meeting of the ORS, 2007: p. 1269.
- [8] Keyak, J.H. et al., Transaction of 54th Annual Meeting of the ORS, 2008: p. 953.
- [9] Keyak, J.H., et al., J Biomech, 1998. 31(2): p. 125-33.
- [10] Keller, T.S. J Biomech, 1994. 27(9): p. 1159-68.
- [11] Keyak, J.H. et al. J Orthop Res, 2001. 19(4): p. 539-44.
- [12] Eckstein, F. et al., J Bone Miner Res, 2002. 17(1): p. 162-71.

手術ロボットへの応用を目指した筋骨格モデルに関する研究

○道家健仁^a, 中島義和^{a,b}, 杉田直彦^a, 光石衛^a, 松本卓也^c, 別所雅彦^c,
大橋暁^c, 飛田健治^c, 金子雅子^c, 大西五三男^c, 佐久間一郎^a, 中村耕三^c

^a 東京大学工学系研究科

^b 東京大学 IML

^c 東京大学医学系研究科

Musculoskeletal numerical model for applying surgical robots

T. Doke^a, Y. Nakajima^{a,b}, N. Sugita^a, M. Mitsuishi^a, T. Matsumoto^c, M. Bessho^c,
S. Ohashi^c, K. Tobita^c, M. Kaneko^c, I. Ohnishi^c, I. Sakuma^a and K. Nakamura^c

^a Graduate School of Engineering, the University of Tokyo, Tokyo, Japan

^b Intelligent Modeling Laboratory, the University of Tokyo, Tokyo, Japan

^c Graduate School of Medicine, the University of Tokyo, Tokyo, Japan, Japan

Abstract: In femoral fracture reduction, navigation systems have widely used for surgeries. However, most of the systems consider only bone dimensions but do not support to prevent soft tissue damage such as for muscles and ligaments. For achieving high accuracy of robotic bone-fracture reduction, we propose a novel control method for the fracture reduction robot using a musculoskeletal numerical model of human leg in this paper. External force/torque and position/orientation measurements are performed during the surgery. The parameter set of musculoskeletal model are determined by optimizing patient's condition. In the experiments using a plastic phantom of leg, maximal errors of force and torque were 14.3 N and 0.66 Nm in reduction operations, respectively. This result shows that our method can improve accuracy of robotic surgeries and has the feasibility to apply practical clinical cases.

Key words: Surgical robotic system, Femur fracture reduction, Biomechanical property of leg.

1. はじめに

近年, 患者側の立場に立った「優しい医療」が求められるようになってきており, その結果として患者の肉体的・精神的負担の軽減を目的とする低侵襲手術への志向が強くなってきた. 低侵襲手術の普及に伴い, 手術ナビゲーションの導入も増加しており, 大腿骨骨折整復手術にもナビゲーションシステムが普及してきている. しかし, 現状では骨の位置情報をナビゲーションするものが多いが, 術中の安心・安全性のためには筋肉や靭帯などの生体組織を考慮する必要がある. 本研究では生体組織の影響を考慮した筋骨格モデル²⁾の構築を目指す.

2. 大腿骨骨折整復手術支援システム

大腿骨骨折整復手術支援システムの構成は大きく分けて, 手術ナビゲーションシステムと骨折整復ロボット(Fig.1)の2つより構成される. 手術ナビゲーションシステムは患者やシステム全体の状態を常に監視し, 手術計画と手術シミュレーション, 及び骨折整復ロボットへの動作指示を行う. 骨折整復ロボットは, 手術ナビゲーションシステムの計画・指示に従って実際の整復動作を行う. 骨折整復ロボットは患者の足をブーツで把持し, 患脚に対して実際の整復動作を行う. 並進3軸, 回転3軸の計6軸の駆動軸を有し, 患者の足に加わる力を計測するため

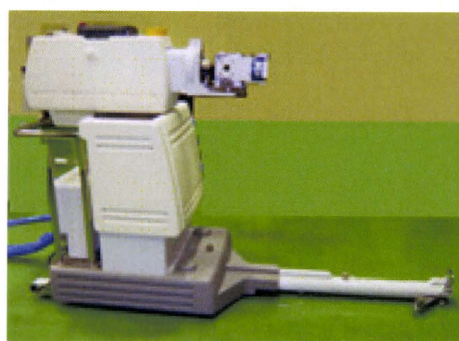


Fig.1 Fracture reduction robot

に, ロボットは3軸の並進方向の力と3軸のトルクを計測できる力センサを備える.

3. 手法

本研究では, 筋骨格モデルを用いた大腿骨骨折整復手術の実現を目指す第1歩として, 手術支援ロボットへの応用を目指した筋骨格モデルの構築を提案する. 本手法で利用する情報は, 大腿骨に取り付けたマーカによる大腿骨の位置姿勢, ロボットによる足先の把持部の位置姿勢, ロボットが備える力センサの計測値である. モデルの入力値には生体組織の長さが必要となる. 各付着位置に関して, 今回はファントムの実測値を用いたが, 実際には標準統計形状モデルを適応させることで各個人に適切な付着位置を得

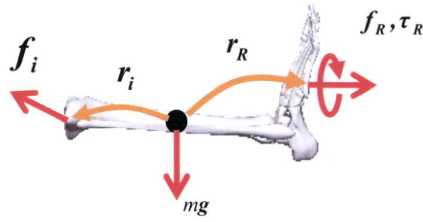


Fig.2 Balance of Force and Torque

る. また, CT 画像の各組織の分布と各組織の標準密度から下腿部の質量分布を得る.

重心座標系を重心を原点とし, 骨軸遠位方向を y 軸, 体側の外側から内側へ方向を x 軸, 背側から腹側へ方向を z 軸とする. 重心座標系において点 r_i における質量を m_i とすると, 下腿部の質量 m と慣性モーメント I は

$$m = \int \rho_i dV \quad (1)$$

$$I = \int \rho_i r_i^2 dV \quad (2)$$

となる. この時, 各組織 i に働く張力 f_i は

$$f_i = (k_i, c_i) \left(\frac{l_i - l_{0i}}{\partial t} \right) \quad (3)$$

となる. k は伸長バネ定数, c は伸長ダンパ定数, l_0 は組織の初期長, l は組織長さ, t は時間を表す. k , c , l_0 は個々のパラメータである. この時, 下腿部の重心周りの並進の運動方程式を以下に示す.

$$ma = f_R + \sum_i f_i + mg \quad (4)$$

また, 回転の運動方程式を以下に示す.

$$I\ddot{\theta} = \tau_R + f_R \times r_R + \sum_i (r_i \times f_i) \quad (5)$$

データ数が n のとき, 未知数 i に対し, 2 個の式が導かれることになるため, 理論的には $n \geq 2.5i$ で解を得ることが出来る. 本手法では取得データ全てを用いて最小二乗法による解の最適化を行い, パラメータ値を決定する.

4. 実験

整復動作を行ったデータに対して提案手法が有効であるか検証を行った. 実験にはプラスチック骨 (SAWBONE, Pacific Research Laboratories, Inc., USA) に生体組織を模したゴムを貼り付けたファントムを使用した. 付着位置は実測値を用いた. 計測はロボットの力センサによる力・トルク計測, 3次元位置計測装置 (OPTOTRAKTM, Northern Digital Inc., Canada) による大腿骨と足先端の位置計測を行い, 牽引

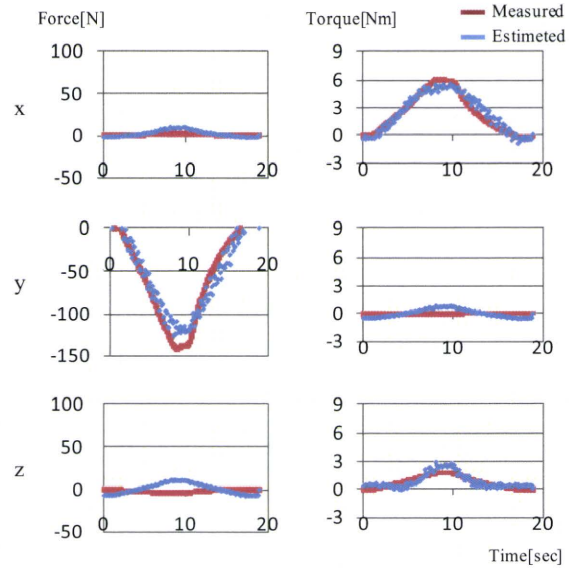


Fig.3 Result of experiment

Table 1 RMS Error of force/torque

	x	y	z
Force[N]	3.7	14.3	8.4
Torque[Nm]	0.66	0.44	0.44

動作を行った.

5. 結果

結果を Fig.3, Table1 に示す. 提案手法を用いてパラメータを推定し, 力トルクを求めた. その結果, 力トルクの実測値に対して, 力は最大 14.3N, トルクは 0.66Nm の誤差で推定することが出来た.

6. 考察

生体組織の影響を考慮した筋骨格モデルの構築を行った. 結果より, 術中から得た情報を用いて生体パラメータ推定が可能であることが示された. 以上より, 生体組織を考慮することでナビゲーションの安全性向上の可能性が示された.

文献

- 1) Y. Nakajima, et al.: Computer-assisted fracture reduction of proximal femur using preoperative CT data and intraoperative fluoroscopic images, International Congress on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)2004, Chicago, USA, 2004
- 2) Delp, S. L. and Loan, J. P: A computational framework for simulation and analysis of human and animal movement, IEEE Computing in Science and Engineering, vol. 2, no.5, pp.46-54, 2000

Universal-Bar-Link 創外固定器を用いた変形骨矯正のための 手術ナビゲーションシステムの開発

○石原良太^a, 鄭常賢^a, 小林英津子^a, 廖洪恩^a, 伊藤孝則^c, 落合正志^c, 伊藤悠平^d, 清徳則雄^d, 別所雅彦^b, 松本卓也^b, 飛田健治^b, 大橋暁^b, 金子雅子^b, 大西五三男^b, 佐久間一郎^a

東京大学大学院 {^a工学系研究科, ^b医学系研究科}, ^c瑞穂医科工業(株), ^dレキシ
ー(株)

Development of navigation system for reduction deformed bone with Universal- Bar-Link external fixator

R.Ishihara^a, S.Joung^a, E.Kobayashi^a, H.Liao^a, T.Ito^c, M.Ochiai^c, Y.Ito^d, N.Seitoku^d,
M.Bessho^b, T.Matsumoto^b, K.Tobita^b, A.Ohhashi^b, M.Kaneko^b, I.Ohnishi^b, I.Sakuma^a

^a Graduate School of Engineering, ^b Graduate School of Medicine, ^c the University of
Tokyo, ^d MIZUHO Co.LTD., ^d LEXI Co.LTD.

Abstract: In orthopedic surgery, an external fixator has been a great focus of constant attention to realize fracture reduction. Universal-Bar-Link external fixator (UBL) has been developed to realize reduction of deformed bones, but not fracture reduction. Under the present situation, it is difficult to set up the installation of UBL three dimensions and exactly, because it is done by the doctor's hand work. To assist a setting procedure, we have developed the navigation system of UBL. In the present study, a new mechanism is developed for the accuracy improvement of the installation navigation system of UBL. And the accuracy is evaluated.

Key words: Universal-Bar-Link external fixator, deformed bone, navigation system

1. 背景

本研究では変形骨矯正のために東京大学医学部整形外科-大西らを中心に開発された Universal-Bar-Link 創外固定器(以下 UBL 創外固定器 Fig.1)を用いる^[1]。UBL 創外固定器は回転軸の調節により骨が仮想球中心周りで球運動を行い、変形骨矯正を実現する。UBL 創外固定器を設置する際は、変形骨の変形中心と仮想球中心の位置を合わせることで、Mechanical Axis に対して UBL 創外固定器のシャフト姿勢を平行に合わせることの2点を精確に行う必要があるが、現状では精確な設置が困難である。そのためナビゲーションシステムが非常に有用である。ナビゲーションシステムは X 線 CT・光学式 3 次元位置計測装置 (Polaris, Northern Digital Inc. 社 以下ポラリス)・位置姿勢決め装置から構成される。ナビゲーションシステム全体の要求精度は近位部クランプの Position 誤差 5[mm], Posture 誤差 5[degree]であり、位置姿勢決め装置単体の要求精度は Position 誤差 2[mm], Posture 誤差 2[degree]である^[2]。

我々は医師が容易かつ精確に UBL 創外固定器の設置を行えるナビゲーションシステムを実現するために、新しい位置姿勢決め装置を開発し、精度評価実験を行ったので報告する。

2. 新しい位置姿勢決め装置

以前までは位置決めに空気圧駆動把持アーム (三鷹光器社)、姿勢決めに骨接合材料姿勢制御器具を用いていたが、装置自体が大きく場所を取ってしまうことや、電子機器を用いているため滅菌が困難であるなどの問題があった。新しく開発した位置姿勢決め装置は多関節構造体によって位置決めと姿勢決めを同時に行うものである。以下①～⑤の流れでナビゲーションを行う (Fig.2)。①大腿骨の骨切りするあたりにピンを打ち込む(後に骨切りする部分であるため、傷口を増やさずに済む)。②取り付けしたピンにポラリスマーカを取り付ける。③ピンと多関節構造体を連結する。④コンピュータ上に表示されるユーザーインターフェースを見ながら多関節構造体を操作して、クランプとシャフトの位置姿勢を誘導する (ユーザーインターフェース上部では、目標位置までの位置誘導を表示しており、下部では目標姿勢に対してどれだけ姿勢がずれているかを視覚的に表示している。Fig.3)。⑤多関節構造体を固定状態にして、骨に UBL 創外固定器を設置する。

この方法のメリットとして、電子機器を使わないため滅菌が容易であること・コンパクトで場所をとらないこと・骨と位置姿勢決め装置が一体となるため術中に足が動いても問題ないことが挙げられる。

3. ナビゲーション精度評価

今回採用した新しい機構のナビゲーションについて、操作性・精度の評価実験を行った。模擬骨に対してピンを打ち込み新しい位置姿勢決め装置を使って、クランプ・シャフトを適当な初期位置に置いた状態から、UBL 創外固定器の設置に適した位置と模擬骨の Mechanical Axis に平行な姿勢に誘導するまでにかかる時間と目標位置姿勢までの誤差を計測した (Fig.2)。結果は誘導時間: 195[s]、位置誤差: 3.4[mm] (X: 0.4、Y: 1.7、Z: -2.8)、姿勢誤差: X 軸周り 1.2[degree]、Y 軸周り 0.7[degree]であった。

4. 考察

誘導にかかる時間は 195[s]と短く、問題ないと言える。位置姿勢誤差の要求精度 2[mm], 2[degree]に対して、姿勢誤差: X 軸周り 1.2[degree]、Y 軸周り 0.7[degree]は要求精度内であるが、位置誤差: 3.4[mm]は要求精度を満たしていない。この原因として、位置と姿勢を同時に誘導しているため、片方を目標に合わせようとすると、もう片方がずれてしまうことが挙げられる。

5. 結語、今後の予定

本研究では医師が容易かつ精確に UBL 創外固定器の設置を行うための手術ナビゲーションシステムを実現するために、新しい位置姿勢決め装置を開発した。

ナビゲーションの精度評価を行ったところ、誘導時間・姿勢誤差は要求精度内に収まったが、位置誤差は要求精度を満たしていない。この問題を解決するために、今後は多間接構造体の先端に X-Y-Z ステージを取り付けることで、姿勢を誘導した後に、姿勢を変えることなく位置を誘導できるようにする予定である。また、模擬骨に対して術前計画を立てた上で UBL 創外固定器の設置を行い、骨パラメータを用いた精度評価を行う予定である。

・謝辞

本研究の一部は厚生労働科学研究費補助金による。

・文献

[1]大西五三男 他:ユニバーサル・バー・リンク・機構を有する片側式創外固定器による変形矯正、日本創外固定・骨延長学会雑誌、18

[2]池邊賢治: Universal-Bar-Link 創外固定器を用いた骨折整復のためのナビゲーション開発、16回日本コンピュータ外科学会誌、pp.175-176、2007 Page53-61(2007)

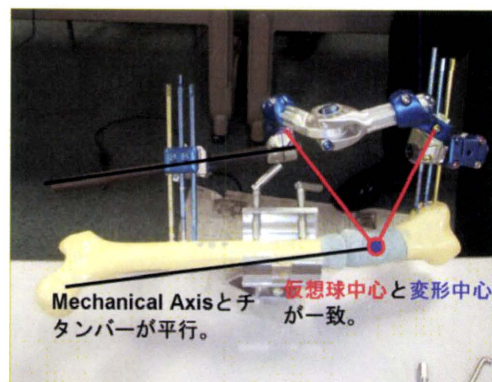


Fig.1 Universal-Bar-Link external fixator

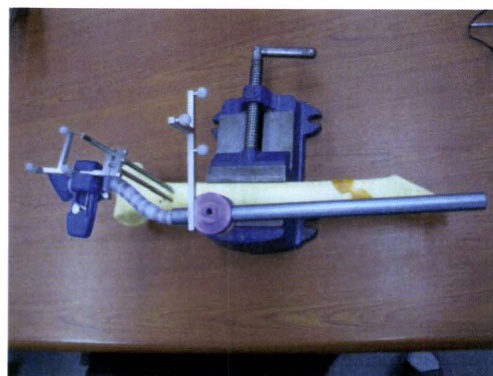


Fig.2 New positional posture control device

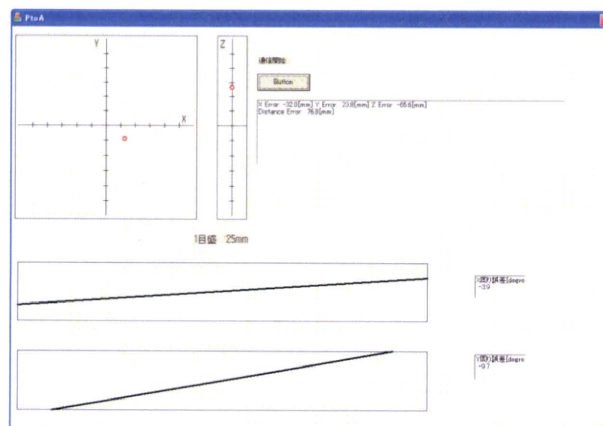


Fig.3 User interface

10(XXIII)-112 SAIを用いた骨統計形状モデルのための対応点設定

○斎藤季^a, 中島義和^{ab}, 橋詰博行^c, 杉田直彦^a, 藏本孝一^d,
中島義雄^d, 光石衛^a

^a 東京大学大学院工学系研究科

^b 東京大学インテリジェント・モデリング・ラボラトリー

^c 笠岡第一病院

^d ナカシマメディカル株式会社

Statistical deformable model creation using Sphere-Attribute-Image

T. Saito^a, Y. Nakajima^{ac}, H. Hashizume^b, N. Sugita^a, K. Kuramoto^d, Y. Nakashima^d,
M. Mitsuishi^a

^a Graduate School of Engineering, the University of Tokyo, Tokyo, Japan

^b Intelligent Modeling Laboratory, the University of Tokyo, Tokyo, Japan

^c Kasaoka Daiichi Hospital, Okayama, Japan

^d Nakashima Medical Co., Ltd., Okayama, Japan

Abstract: Two-dimensional/three-dimensional (2-D/3-D) registration is a promising method to determine the position of patient bones for surgical navigation. In the operation room, it uses intra-operative X-ray fluoroscopic images and a preoperative computer tomographic (CT) volume, and therefore costs innegligible X-ray exposure to patients. 2-D/3-D registration methods based on a statistical deformable model have been proposed in order to simultaneously estimate bone position and shape in the intra-operative surgical space without CT imaging. Since its accuracy exactly depends on the condition of the statistical shape model, we propose to employ Sphere-Attribute-Image(SAI) in the generation process for the statistical shape models. The proposed method was evaluated by the leave-one-out cross-validation study and had worked well with 0.23 mm of RMS error and 1.63 mm of maximum distance between the estimated and true surfaces.

Keywords: surgical navigation, 2D/3D registration, statistical shape model, sphere-attribute-image

1. 背景

手術ナビゲーションシステムをはじめとする手術支援システムの開発が盛んにおこなわれている。手術支援システムの目的の一つは術者に対する患者の位置姿勢行列を推定し、術具を誘導することである。この位置姿勢を推定することをレジストレーションと呼ぶ。レジストレーションには複数の手法が存在するが、中でも2-D/3-D レジストレーションは術中のX線画像及び術前CT画像を用いて（主に骨の）位置姿勢を推定するため、患者に触れる必要がなく、広範囲の応用が期待されている。しかし、骨CTモデル作成に必要なX線CTの撮影は医療コストが高く、また患者のX線被曝量が多い。

Jianhua らの研究¹⁾において、X線CTを使用しない2-D/3-D レジストレーション手法が提案された。この手法では骨CTモデルに代わり骨の統計形状モデル²⁾を使用し、2D/3D レジストレーション時に骨の位置姿勢推定及び形状推定を同時に行う。この手法では正確な骨の統計形状モデルが必要である。正確な統計モデルを作成するためには、大量の3-D形状モデル及びモデル間において各部分がどの部分の形状に対応するかを正確に決定する必要がある。最も精度が高い方法は手動で設定することであるが、時間的コストの点で不可能である。また、最も簡単な方法としてモデル間の最近傍点を

対応点とする方法がこの手法はモデルの形状を考慮していないため、正確でない。そこで本研究では形状記述法の一つであるSphere-Attribute-Image (SAI)³⁾を骨の統計モデルの作成に応用することで、モデルの特徴利用した対応点設定手法を提案する。

2. 手法

2.1 Sphere-Attribute-Image 作成

SAI はモデルの曲率情報を球面モデル上にマッピングしたものである。作成において、まず各骨モデルに対し、各モデルを包む十分に大きな球面 polygon を作成し、配置する。そして、球面 polygon 及びモデル間の距離が最小となるように球面 polygon の各ノードの位置を変更する。その際、ノードにかかる力は下記の式に従うものとする。

$$f_{\text{node}} = f_{\text{distance}} + w \sum f_i \quad (1)$$

ここで f_{node} はノードにかかる力、 f_{distance} はノードと骨モデル上の最近傍点に近づこうとする力、 f_i はノードに隣接した周辺ノード間における張力、 w は重みである。位置変更を各ノードに対して繰り返して行うことで、球面 polygon を用いてモデルの近似形状を得る。次に、求めた近似形状の各ノードにおいて局所曲率を求め、ノードに登録する。最後に、近似形状を元の球面 polygon に戻し、球面上に近似形状の局所曲

率をマッピングすることで SAI が得られる。

2.2 SAI を用いた対応点設定

SAI を用いた対応点設定は下記の 3 つの手順から成る。

(1) SAI の初期位置設定

2.1. で得られた各モデルの SAI を中心座標及び半径を統一し、任意のモデルを基準モデルとして設定する。基準モデル上の各ノードが保有する曲率と各ノードから見た他のモデル上での再近傍の点における曲率の相関値が最も高くなるように各 SAI の姿勢を更新する。

(2) SAI 間の相関値の最適化

基準モデル以外の SAI のノード位置を歪ませ、基準モデルの曲率マップに近づけることで、2.2.1. で得られる相関値をさらに高める。この際、SAI 上の面に折り返し部分が発生しないようにする。

(3) SAI を用いた対応点設定

各 SAI において、基準モデル上の各ノードと最も近い点を SAI における対応点として設定する。その後、各 SAI を骨の近似形状に復元し、移動した点を対応点とする。

3. 実験

提案手法を検証するために、提案手法および最近傍点検索を使用して対応点を設定し、比較した。また、提案手法による対応点を用いて統計モデルを作成し、検証を行った。

3.1. 骨表面モデルの作成

舟状骨の CT 画像 (24 名) を用いて骨表面モデルを作成した。抽出には visualization tool kit (VTK, Kitware Inc., U.S.A.) において提供される Marching Cubes 法を用いた。

3.2. 対応点設定の比較

最近傍点検索による対応点設定及び提案手法による対応点設定を行い、両者の比較を行った。

3.3. 統計モデルの評価

提案手法を用いて設定した対応点群を用いて統計形状モデルを作成し、24 個のモデルに対し、Leave-one-out cross validation 法 (Fig. 1) を用いて形状推定精度の評価を行った。Leave-one-out cross validation 法とは、全サンプルから一つを除き、残りのサンプルを用いて先に除いたサンプルを正確に予測することができるかを検証する評価法である。評価項目として、推定形状と正解形状間の平均距離及び最大距離を使用した。

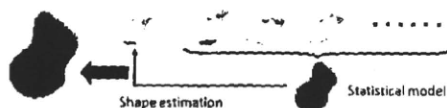


Fig. 1 Leave-one-out cross validation method

4. 結果・考察

4.1. 対応点設定

Fig. 2 及び Fig. 3 は対応点設定の結果である。基準モデルに対し、対応点設定対象モデルを半透明表示している。さらに、設定された対応点間を線表示している。提案手法を用いると、基準モデルの形状と対象モデルの形状が大きく異なっている部分でも対応点設定が適切に行われ

た。それに対し、再近傍点検索を用いた場合、対応点設定に失敗している。これにより、提案手法を用いることで対応点設定の正確性が増すと考えられる。



Fig. 2 Result of correspondence searching
The left image is proposed method and the right is closest points searching.



Fig. 3 Result of correspondence searching in large scale

The left image is proposed method and the right is closest points searching.

4.2 統計モデルの評価

推定形状と正解形状間の平均距離は 0.23mm、最大距離は 1.63mm であった。平均距離は十分に小さいが、最大距離は非常に大きくなった。Fig. 4 は最大距離が得られた時の形状推定の結果であり、推定形状を実線表示、推定形状を半透明表示している。この結果は推定対象の形状が今回使用した他の骨形状群と大きく異なっていたことを示す。使用する骨モデルの数を増やすことで精度を向上できると考えられる。



Fig. 4 Result of shape estimation in max-error

5. 今後の展望

今後は統計数を増やすことで高精度化を行い、また他の骨に適用する。

文献

- 1) Jianhua Yao, Russell H. Taylor, "Assessing Accuracy Factor in Deformable 2D/3D Medical Image Registration Using a Statistical Pelvis Model," IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV), pp 1329-1334, 2003.
- 2) T.F.Cootes, C.J.Taylor, D.H.Cooper and J.Graham, "Active Shape Models-Their Training and Application," Computer Vision and Image Understanding, vol. 61, pp. 38-59, 1995.
- 3) K. Ikeuchi and M. Hebert, "Spherical Representations: from EGI to SAI," Tech. report CMU-CS-95-197, Computer Science Department, Carnegie Mellon University, October, 1995.

第 84 卷

第 3 号

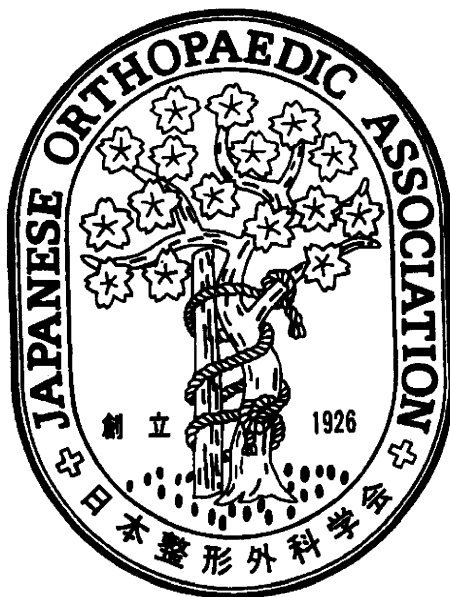
日本整形外科学會雑誌

NIPPON SEIKEIGEKAGAKKAI ZASSHI

The Journal of
the Japanese Orthopaedic Association

Vol. 84 No. 3 March 2010

Proceedings of the 83rd Annual Meeting
of the Japanese Orthopaedic Association



日整会誌

社団法人 日本整形外科学会

J. Jpn. Orthop. Assoc.

2-5-S21-1

定量的CTを用いた有限要素法による骨強度診断—
骨粗鬆症の臨床診断への応用—

大西 五三男 別所 雅彦 松本 卓也 金子 雅子
今井 一博 中村 耕三

非椎体骨折の既往がある患者のうち、骨粗鬆症の骨密度基準を満たす者は半数以下である。また骨吸収抑制薬による椎体の骨密度の改善は、薬剤による実際の骨折のリスク抑制のほんのわずかしき説明できない。このような事実から、脆弱性骨折予防ためには、骨密度測定のみではなく、より正確な骨折リスク診断法が必要である。

定量的CTをもとにした有限要素法による骨強度評価法は、骨密度、骨密度分布、三次元の骨のジオメトリー、など強度・骨質に関連するより多くの因子を考慮している。また構造解析により強度を定量的に評価し、個々の荷重条件に対応した強度を評価することができる。新鮮死体標本の荷重試験では、本法の正確性は先行の方法よりも良く、骨折部位の予測も正確であった。また再現性も良い。本法を臨床応用した結果を報告する。

一般成人の年齢別・性別の骨強度を横断的に取得した結果では、大腿骨近位部の骨強度の分布は、立位条件と転倒条件ともに年齢に対して有意な減少があった。骨強度は、立位条件、転倒条件ともに年齢と有意な負の相関があった。

ケースコントロール研究として、骨粗鬆症性の骨折を有する患者と非骨折患者の骨密度と骨強度に関するROC解析を行い、両者診断法の感度・特異度を比較検討した。年齢と体重を群間で調整したROC解析では、有限要素法による骨強度はDXAや定量的CTによる骨密度よりも椎体・大腿骨近位部骨折の識別に対する感度・特異度がより高かった。

荷重・拘束条件の相違によって、椎体や大腿骨近位部の応力・歪分布は大きく変化し、骨折リスクの大きい部位も変化し、その結果骨強度が大きく異なることが明らかとなった。

骨粗鬆症治療薬を投与した患者を本法によって経過観察すると、投与後の椎体・大腿骨近位部の強度増加は、骨密度の増加を上回った。また、骨密度の増加は部位により不均一であり、強度を増加する部位に選択的に増加した。

東大大学院整形外科

2-5-S21-2

骨質の評価：骨質マーカー(ホモシステイン、ペントシジン, eGFR)による骨折リスク評価のエビデンス

斎藤 充 丸毛 啓史

骨粗鬆症における骨折リスクの増大に骨質(材質)の低下が関与している。そのため骨の材質劣化を評価する骨質マーカーの確立に期待が寄せられている。われわれは原発性骨粗鬆症例における骨質低下の本態が骨コラーゲンの架橋異常、すなわち生理的な善玉架橋の低形成と悪玉AGEs架橋(ペントシジン:Pen)の過形成(過老化コラーゲンの増加)に起因することを明らかにしてきた(Saito M, Osteop Int (REVIEW) 2009 online)。こうした骨質低下の原因として、血管イベントの危険因子である高ホモシステイン(Hcys)血症や軽度の腎機能(eGFR)の低下に伴う酸化ストレスの亢進の関与を見出している(Osteop Int 2006, 2009 in press, CTI 2006)。これを反映するように血中Hcys高値、尿中Pen高値が独立した骨折リスクマーカー(骨質マーカー)となることを明らかにした(JBMM (1) (6)2008)。さらに骨密度・骨質マーカーの同時評価により原発性骨粗鬆症例は以下の3つのタイプに分けられる事を明らかにした。(1)低骨密度型(骨折リスク3.6倍)、(2)骨質劣化型(1.5倍)、(3)低骨密度+骨質劣化型(7.2倍)。興味深いことに、骨質劣化型では、ビスフォスフォネート(BP)で骨密度を高めても新規骨折を生じるリスクが有意に高いことを明らかにし、骨質マーカーを用いたテーラーメイド治療の必要性を指摘してきた(Osteop Int 2008, 2009 in press)。本邦発の骨質マーカーの概念は、nature clinical practiceにコメントが出された後、WHI, ABC, OFFELY studyなどで追試を受けている。また、わが国における大規模臨床試験であるA-TOP研究(Joint-3)においても骨質マーカー(ホモシステイン)の測定が盛り込まれた。現時点では骨質マーカーの測定に骨粗鬆症の病名では保険適応はないものの一般依頼検査が可能である。骨質マーカーに関する研究は日本が先んじ世界の追試を受けている分野である。今後さらなるエビデンスの集積を行い世界へ発信することが必要である。

慈恵医大整形外科

2-5-S21

骨粗鬆症の診断—椎体

加藤 義治

椎体骨折は高く、連続する。本質的だが問題点ではSQは確かな基準で外科ともいさらに形にみえることが多い。これは単純MRIしか(診断率は骨折が約20%)連続した。また、できるの骨近位部ありMRは定量的形態、構造変化までできるものの画像は臨床の現骨粗鬆症とにもあり診断例に適し椎転移するよ東大医

昭和32年5月17日第3種郵便物認可

日整会誌 第84巻 第4号

平成22年4月25日発行 (毎月1回25日発行)

ISSN: 0021-5325
CODEN: NSGZA 2

第84巻

第4号

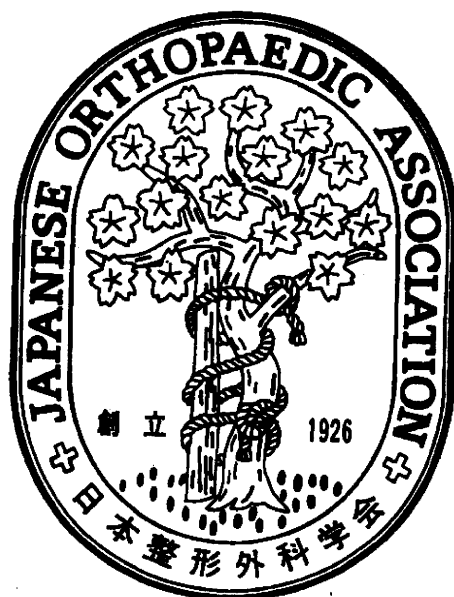
日本整形外科学會雑誌

NIPPON SEIKEIGEKAGAKKAI ZASSHI

The Journal of
the Japanese Orthopaedic Association

Vol. 84 No. 4 April 2010

Proceedings of the 83rd Annual Meeting
of the Japanese Orthopaedic Association



日整会誌

社団法人日本整形外科学会

J. Jpn. Orthop. Assoc.

3-Po2-25

骨粗鬆症性椎体骨折後の後弯変形に対する装具療法選択のための三次元動作分析

町田 正文¹ 村岡 慶裕² 福田 健太郎² 加藤 裕幸²
塩田 匡宜²

【目的】骨粗鬆症性椎体骨折後の後弯変形は全脊柱 X 線撮影による矢状面像の計測で行われてきた。しかし、撮影は静的な状態でその肢位はいまだ確立されておらず、撮影中に姿勢が矯正されていることもある。一方、後弯変形は歩行によって発現・増強することが多く、姿勢異常を動的な状態で捉えることが重要と考え、装具療法適応を明らかにする目的で三次元運動分析を行った。

【対象・方法】骨粗鬆症性椎体骨折後の後弯に対し装具療法を施行した 20 例である。大型床反力計を囲むように光学式計測カメラ 8 台が取り付けられ、被験者に貼付された反射マーカの三次元位置を解析した。大型床反力計の床上で被験者に開眼時の歩行開始前の立位安静姿勢および歩行負荷後に歩行を行わせた。本検査は治療前および装具治療中に施行した。

【結果】光学式カメラで捉えられた動画像は、皮膚上から判別できる脊柱の弯曲、骨盤の前傾あるいは後傾、下肢の変化を任意の視点で確認できた。立位安静時矢状面で耳朶より降ろした重心線と床反力ベクトルとの関係を明らかにすることができた。装具による矯正不能例では、後弯変形が骨盤や下肢アライメントで代償できないうえ重心線と床反力ベクトルとの一致をみなかった。矯正例では重心線と床反力ベクトルが一致した。代償例では後弯が矯正され骨盤の矢状面バランスは改善するが、骨盤後傾や下肢の代償性変化を伴っていた。矯正例では背部痛や腰痛も軽減・消滅し、立位および歩行時の疲労感も治療前より軽減し、ADL 上の改善が得られた。

【結論】矯正例では治療前の背部痛や易疲労感も消滅し装具療法のよい適応と考えられた。後弯変形を局所の問題にとらわれずに体全体のアライメントとして捉え、治療による変化が他の関節にどのような影響を及ぼすかを明らかにすることができるため、本検査は装具療法の適応を明らかにするうえで有用である。

¹ 市山医療センター臨床研究センター ² 市山医療センター整形外科

3-Po2-26

定量的 CT を用いた有限要素法による大腿骨近位部の予測骨強度と大腿骨頸部の骨密度による大腿骨近位部骨折の識別力についての検討

別所 雅彦 大西 五三男 松本 卓也 金子 雅子
大橋 暁 飛田 健治 松山 順太郎 中村 耕三

【目的】ケースコントロールスタディーとして、骨折者・非骨折者の大腿骨近位部を定量的 CT (QCT) を用いた有限要素法により解析した予測骨強度と、同じ QCT データから測定した areal bone mineral density (aBMD) や volumetric bone mineral density (vBMD) のデータから、それぞれの方法の大腿骨近位部骨折の識別力を比較し、QCT を用いた有限要素法の有用性を検討した。

【対象】対象はわれわれの施設の検診受診者で、年齢 70-84 歳の両大腿骨近位部に骨折の既往がない女性、41 名 (非骨折群)、年齢 70-84 歳の女性で大腿骨近位部骨折を受傷し入院した患者 30 名 (骨折群) とした。倫理委員会の承認のもと行った。骨量ファントムとともに大腿骨近位部の QCT 撮影を行い、非骨折者は右大腿骨を、骨折患者は非骨折側の三次元骨強度解析モデルを作成した。荷重条件および拘束条件は、立位条件と転倒条件を設定した。非線形解析で予測骨折荷重を解析し、これを大腿骨近位部強度指標 (PFISI) とした。同じ QCT データから、Bauer ら (2007) の方法を参考に大腿骨頸部の aBMD、vBMD を測定した。PFISI、aBMD、vBMD に対する受信者動作特性 (ROC) 曲線を解析した。

【結果】ROC 曲線下面積 (AUC) は、立位条件の PFISI は、0.943、転倒条件の PFISI は 0.957、aBMD は 0.836、vBMD は 0.879 であった。立位条件・転倒条件の PFISI の AUC は、明らかに aBMD の AUC よりも大きかった ($p < 0.012$, $p < 0.005$)。

【考察】大腿骨近位部骨折の発生率は、大腿骨頸部骨密度の低下だけではなく大腿骨近位部の形態も影響するという報告がある。有限要素法による骨強度評価は、大腿骨近位部の骨密度ばかりではなく形態も評価を行い、立体的構造評価を行うことができる。本研究において、大腿骨近位部骨折を感度特異度が高く識別できたと考えられる。今回の検討は横断的な case control study であり、骨折リスクの評価を行うためには前向きコホート研究が必要である。今後、検討を進めていきたい。

東大大学院整形

3-Po3-7

CT/有限要素法解析を用いた創外固定抜去後骨欠損例の経時的骨強度予測

大橋 暁¹ 大西 五三男¹ 松本 卓也¹ 別所 雅彦¹
金子 雅子¹ 飛田 健治¹ 松山 順太郎¹ 岡崎 裕司²
佐藤 和強² 中村 耕三¹

【目的】骨延長・骨折後の強度判定はX線写真、CT画像の形態評価による。今回創外固定抜去後骨欠損例のCT画像から三次元有限要素モデルを作成し構造解析を行い、骨癒合・骨欠損部の強度を経時的に定量評価した。

【症例と方法】41歳男性。交通事故にて左胫腓骨遠位開放骨折(Gustilo 3-B)受傷。近医にて緊急に洗浄・デブリドマンを行い3週後胫骨ORIFを行ったが軟部組織が壊死し当院を紹介受診。骨髓炎の診断にてプレート抜去、血管柄付骨移植術を施行し、イリザロフ創外固定術を行った。術7ヵ月後より遠位ハーフピン周囲に潰瘍が形成され翌月創外固定を抜去した。抜釘時胫骨後方に骨欠損が残存したため、抜釘後1, 4, 8ヵ月にそれぞれCT撮影・三次元有限要素モデル作成・強度解析を行った。スライス厚1mmのCT画像から健側・患側胫骨を抽出し、三次元有限要素法モデルを作成。骨は不均質材料とし重量密度を各要素に対してCT値から換算式により計算しヤング率・降伏応力を算出、ポアソン比は0.4とした。胫骨下端部を拘束し胫骨高原関節面に骨軸方向へ荷重を加え、5kgfのステップにて1000kgfまで非線形解析を行い(CPU時間:170時間)、予測骨折荷重・最大/最小主ひずみを検討した。

【結果】予測骨折荷重は健側胫骨760kgfに対し患側は抜釘後1, 4ヵ月はそれぞれ135, 265kgfであり、骨折部位は骨欠損部であった。抜釘後8ヵ月では骨欠損部よりも先に555kgfで近位荷重部にて骨折が発生した。また、Frost(1992)が提唱した至適ひずみ上限の3000 μ strainを最大/最小主ひずみ解析値の絶対値が超えたのは健側で230kgf、患側では抜釘後1, 4, 8ヵ月それぞれ40, 85, 125kgfであった。これらの結果をもとに荷重を部分荷重より開始し全荷重に段階的に移行した。全荷重開始後2ヵ月の時点で再骨折等は起こっていない。

【考察】予測骨折荷重のみならず至適ひずみより荷重量を決定することも可能である本法は有用であると考ええる。

¹東大大学院整形 ²都立府中病院

3-Po3-8

3-D大腿骨モデルを用いた canal flare index の計測

多和田 兼章¹ 井口 普敬² 渡邊 宣之² 小林 正明¹
永谷 祐子¹ 後藤 英之¹ 野崎 正浩¹ 長谷川 伸一¹
大塚 隆信¹

大腿骨近位の形態を表すものの1つとしてNobleらの提唱する canal flare index (以下CFI)がある。しかしCFIは単純X線正面像から計測されることが多く、実際に大腿骨近位の形態を表わしているかは不明である。今回われわれはCTデータを基に作成した3-D大腿骨モデルよりCFIを計測し、大腿骨の回旋による影響について検討したのでこれを報告する。

対象は65例65肢(男性18例、女性47例)であり、平均年齢は62.1歳。原疾患は変形性股関節症26例、変形性膝関節症19例、外傷12例、大腿骨頭壊死3例、その他健常者3例、関節リウマチ2例であった。各CTデータから3-D大腿骨モデルを作成し、膝蓋骨正面、前捻をとった肢位、内外旋15°、30°の肢位でそれぞれCFIを計測し、肢位による回旋の影響について調べた。また前捻角、近位大腿骨髄腔径(小転子近位20mm)、狭部髄腔径、狭部髄腔比などを計測し、CFIの変化との関連についても調べた。

膝蓋骨正面での平均CFIは4.80であり、CFIが3.0以下の stovepipe canal 1例(1.5%)、3.0-4.7の normal canal 37例(56.9%)、4.7以上の champagne-flute canal 27例(41.6%)であった。前捻をとった肢位での平均CFIは4.36であり、stovepipe canal 2例(3.1%)、3.0-4.7の normal canal 46例(70.8%)、4.7以上の champagne-flute canal 17例(26.1%)とCFIの値に変化が見られ、その変化は前捻角、狭部髄腔比と関連があった。

上記の結果のようにCFIは回旋によりその値が変化して観察されてしまい、大腿骨の形態によって変化の差があることがわかった。そのため、髄腔形状を正しく表す指標とするには、膝蓋骨正面位ではなく、前捻をとった肢位での計測が必要であると考えられた。3-Dモデルを用い、正規化CFIを計測することは、大腿骨近位の形態を把握し、THAにおけるステムの種類の選択、ステムデザインの設計のために必須であると考えられた。

¹名市大大学院整形 ²名市大大学院関節再建医学

4-PP1-9

CT有限要素法による大腿骨近位部の骨強度評価
—年齢別骨強度値の作成と大腿骨近位部骨強度値
に影響する因子の解析—

金子 雅子 大西 五三男 別所 雅彦 松本 卓也
大橋 暁 飛田 健治 中村 耕三

【背景・目的】定量的CTデータを基にした有限要素法(CT/FEM)を用いて、患者固有の骨の形態や構造、不均一な力学特性分布を考慮した骨強度の正確な定量予測が可能であるが、骨強度値に関して年齢別の基準値はない。本研究では、検診目的で撮像された大腿骨近位部のCT DICOM Dataを用い、CT/FEMによる年齢別に大腿骨近位部骨強度値の分布図の作成、骨強度値と年齢、身長、体重、腹囲との関係の検討を行った。

【方法】2008年に当院にて検診を受けた40歳以上の男性487名、女性237名(40歳-87歳)を対象とした。検診CTを骨量ファントムと共に撮影、記録・保存されたDICOM Dataから解析ソフトを用い、大腿骨近位部の三次元有限要素モデルを作成し、非線形解析により骨強度値を求めた。有限要素モデル、荷重条件、骨折条件はBessho et al. (Bone 2009)に準じた。検診時、身長、体重、腹囲を計測した。線形単回帰分析(男女別、骨強度値と年齢)、一元配置分散分析(5歳ごとの年齢区分での男女の比較、各年齢帯の相関)、重回帰分析(従属変数:骨強度値、独立変数:年齢、身長、体重、腹囲)を行った。有意水準を $p<0.05$ とした。

【結果・考察】大腿骨近位部の骨強度値は、男性は立位条件で年齢と有意な相関があったが、転倒条件では有意差はなかった。女性は立位・転倒条件とも年齢と有意な相関があった。女性は男性に対し、各年齢帯の骨強度平均値が立位条件、転倒条件とも有意に低かった。一元配置分散分析で、女性は立位条件で40-44歳と55歳以上の各群間に、転倒条件で40-44歳の群と65歳以上の各群間に有意差があった。重回帰式は、男性では立位条件で年齢と体重によって、転倒条件では体重で、また女性では、立位・転倒条件とも年齢、体重で表された。女性が男性に対し有意に骨強度値が低く、年齢に伴い骨強度の低下があり、低体重で骨強度値が低い、という結果は大腿骨近位部骨折の既存のリスク分析と矛盾しなかった。

慶大大学院整形

4-PP1-10

血清 γ -glutamyltransferase(γ -GTP)がビスフォ
スフォネートによる骨密度増加効果に与える影響

石島 旨章¹ 坂本 優子^{1,2} 山中 誠^{1,3} 時田 章史^{1,4}
黒澤 尚⁵

【目的】ビスフォスフォネート(BP)は、骨粗鬆症患者の骨密度を増加させ、ADLとQOLの低下を防ぐ。この効果を多くの患者で最大限に発揮することが重要だが、時に十分な骨密度増加効果を得ることができない。われわれは、BPによる骨密度増加効果に影響を与える因子の検討を行っている。肝胆道系酵素として知られる γ -glutamyltransferase(γ -GTP/GGT)が、*in vitro*ながら骨吸収促進作用を示すことが明らかとなった。本研究では、GGTが*in vivo*において、BPによる骨密度増加効果に影響を与えるか否かを検討した。

【方法】閉経後骨粗鬆症患者(平均69.4歳)36例を対象とし、アレンドロネート(ALN)にて2年間治療を行った。治療開始前、投与後1年と2年の腰椎骨密度(BMD)、血清25(OH)D、Ca、P、BUN、Cr、TP、Alb、 γ -GTP、尿中カルシウム排泄量(Ca/Cr)、各種骨代謝マーカーを測定した。これを基に、各種骨代謝マーカーと骨密度の変化率に影響を与える因子を検討。目的変数を治療1年および2年後のBMD変化率、説明変数を初診時、治療6ヵ月後そして1年後の骨代謝マーカーと生化学検査値として骨代謝マーカーの変化率とし、重回帰分析を行った。

【結果】治療1年後の骨密度変化率に対して影響を与える因子は、治療6ヵ月後の尿中NTx変化率($r=-0.12$, $p<0.01$)と、治療前血清GGT($r=-0.18$, $p<0.05$)であった($p<0.01$, 寄与率0.35)。さらに、治療2年後の骨密度変化率に対して影響を与える因子は、治療1年後の骨型ALP変化率($r=-0.10$, $p<0.01$)に加え、治療1年後と同様に治療前血清GGT($r=-0.14$, $p<0.05$)であった($p<0.01$, 寄与率0.27)。

【結論】骨粗鬆症薬物治療は、短期間では効果判定が困難である。骨密度増加が現時点では一般的指標だが、すべての患者に認められるわけではない。GGTの作用機序は不明である。しかし、先の骨吸収促進作用が*in vivo*においても機能していると考え、骨粗鬆症に対するBP治療に負的作用をしている可能性が示唆される。

¹順大整形 ²順大附属練馬病院 ³東京都保健医療公社多摩南部地域病院 ⁴順大小児 ⁵順大附属順天堂東京江東高齢者医療センター

日本骨粗鬆症学会雑誌
オステオポローシス ジャパン

Vol.18, No.2, 2010

Osteoporosis Japan

●対談

骨粗鬆症診療の将来展望

—超高齢社会で求められる医療を目指して—

●第11回日本骨粗鬆症学会 会長講演

●第11回日本骨粗鬆症学会 シンポジウム2
骨粗鬆症予防のための検診の役割

●第11回日本骨粗鬆症学会 シンポジウム3
骨粗鬆症における画像診断

●第11回日本骨粗鬆症学会 一般演題Highlight

●Osteoporosis Japanセミナー
内科医が診る骨粗鬆症⑨

●第10回 東京 骨・カルシウム・ホルモン代謝研究会

●若手臨床医のための
実践 骨粗鬆症臨床研究の仕方とまとめ方④

●CONTRIBUTION 骨粗鬆症の診断と治療

●日本骨粗鬆症学会 会員連絡



骨粗鬆症における画像診断

有限要素法による骨強度評価の臨床応用

大西五三男・別所雅彦・松本卓也・金子雅子
大橋 暁・今井一博・中村耕三

はじめに

骨密度の低下によって椎体や大腿骨近位部骨折のリスクが増加する。DXAなどの骨密度測定は骨量や骨の面積密度を測定し、これは骨の強度や骨折のリスクとある程度の相関を有することが示されている^{1,2)}。しかし、骨密度測定は骨折発生率を正確には説明することができないことが明らかになっている。脆弱性骨折の既往がある患者の半数以上は骨粗鬆症の診断基準以上の骨密度を有すると報告されている³⁾。さらに、骨吸収抑制薬によるDXAで測定した骨密度の増加は5~8%と報告されているが、骨折発生率の低減に及ぼす効果は50~60%とされており、

骨密度のこのようなわずかな増加によっては効果を十分説明できないことが明らかとなっている^{4~6)}。

近年において、定量的CTを用いた有限要素法(以下CT/FEM)によって、患者固有の骨の三次元評価モデルを作成し、骨の強度を定量的に予測する方法が開発されている。この方法は新鮮死体標本を用いた実証試験で正確性が検証されている^{7~10)}。この方法は臨床用のCT装置と骨量ファントムを用いた定量的CTのデータを用いて、CT/FEMによって骨強度を定量評価するものである。CTデータそのものは骨のボクセル内のCT値であるが、同時に撮像する骨量ファントム

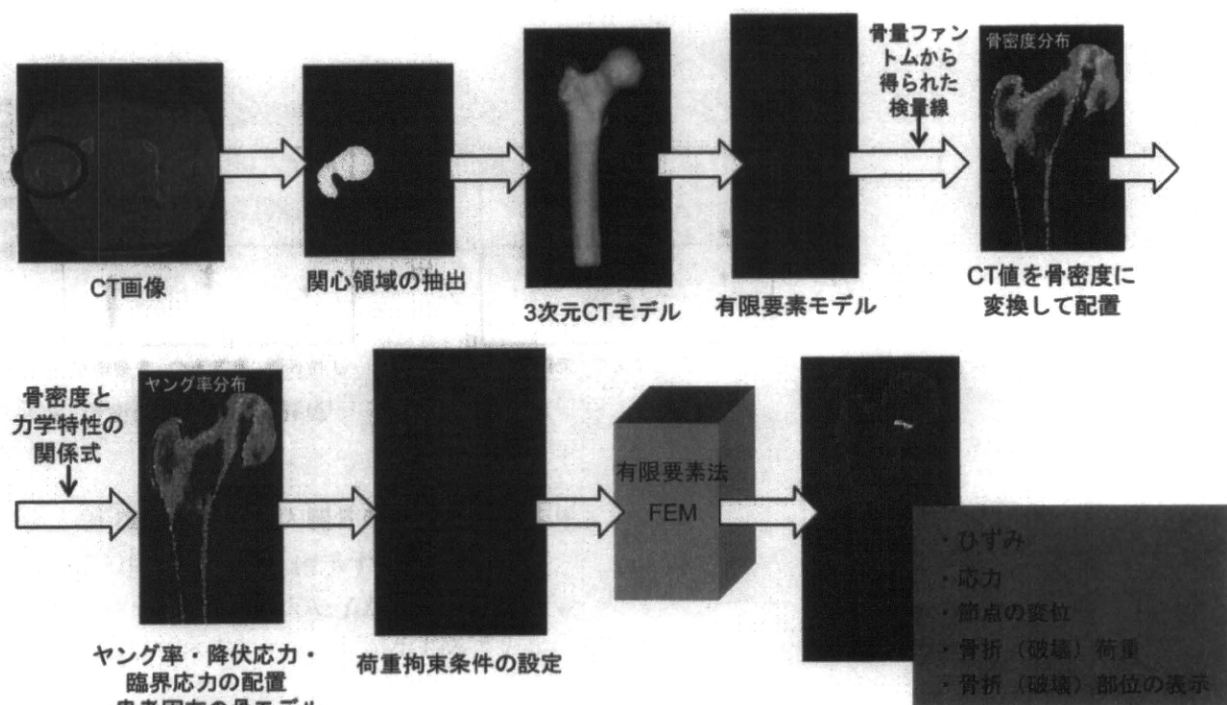


図1 定量的CTを用いた有限要素法(CT/FEM)

東京大学大学院医学系研究科外科学専攻感覚・運動機能医学整形外科