

- [4] Fritton SP, Rubin CT, in: Cowin SC (Ed.), *In Vivo Measurement of Bone Deformations Using Strain Gauges*. Bone Mechanics Hand Book 8-1, 2nd ed.
- [5] Jemberger A. Measurement of stability of tibial fractures. A mechanical method. *Acta Orthop Scand* 1970;135(Suppl):1–88.
- [6] Gail PP, Brian LD, Amy CC, Sudan EDA. An extensometer for global measurement of bone strain suitable for use in vivo in humans. *J Biomech* 2001;34(3):385–91.
- [7] Burr DB, Milgrom C, Fyhrie D, Furwood M, Nyska M, Finestone A, Hoshaw S, Saiag E, Simkin A. In vivo measurements of human tibial strains during vigorous activity. *Bone* 1996;18(5):405–10.
- [8] Lanyon LE, Hampson WGJ, Goodship AE, Shah JS. Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. *Acta Orthop Scand* 1975;46:256–68.
- [9] Hokanson DE, Mozersky DJ, Sumner DS, Strandness DEJ. A phase-locked echo tracking system for recording arterial diameter changes in vivo. *J Appl Physiol* 1972;32(5):728–33.
- [10] Harada A, Okada T, Niki K, Chang D, Sugawara M. On-line noninvasive one-point measurements of pulse wave velocity. *Heart Vessels* 2002;17:61–8.
- [11] Greenspan M. Tables of the speed of sound in water. *J Acoust Soc Am* 1959;31(1):75–6.
- [12] Laugier P, Padilla F, Camus E, Chaffai S, Chappard C, Peyrin F, Talmant M, Berger G. Quantitative ultrasound for bone status assessment. *IEEE Ultrason Symp*. 2000:1341–50.
- [13] Sievanen H, Cheng S, Ollikainen S, Uusi-Rasi K. Ultrasound velocity and cortical bone characteristics in vivo. *Osteoporos Int* 2001;12(5):399–405.
- [14] Cortet B, Boutry N, Dubois P, Legroux-Gerot I, Cotten A, Marchandise X. Does quantitative ultrasound of bone reflect more bone mineral density than bone microarchitecture? *Calcif Tissue Int* 2004;74(1):60–7.
- [15] Moorcroft CI, Ogrodnik PJ, Thomas PBM, Wade RH. Mechanical properties of callus in human tibial fractures: a preliminary investigation. *Clin Biomech* 2001;16:776–82.
- [16] Ohnishi I, Nakamura K, Okazaki H, Sato W, Kurokawa T. Evaluation of the fracture site mechanical properties in vivo by monitoring the motion of a dynamic pin clamp during simulated walking. *Clin Biomech* 2002;17(9/10):687–97.

Nonlinear Finite Element Model Predicts Vertebral Bone Strength and Fracture Site

Kazuhiro Imai, MD, PhD, Isao Ohnishi, MD, PhD, Masahiko Bessho, MD,
and Kozo Nakamura, MD, PhD

Study Design. A study on computed tomography (CT)-based finite element (FE) method that predicts vertebral strength and fracture site using human cadaveric specimens.

Objective. To evaluate the accuracy of the nonlinear FE method by comparing the predicted data with those of mechanical testing.

Summary of Background Data. FE methods may predict vertebral strength and fracture site but the prediction has been difficult because of a complex geometry, elastoplasticity, and thin cortical shell of the vertebra.

Methods. FE models of the 12 thoracolumbar vertebral specimens were constructed. Nonlinear FE analyses were performed, and the yield load, the fracture load, the sites where elements failed, and the distribution of minimum principal strain were evaluated. A quasi-static uniaxial compression test for the same specimens was conducted to verify these analyses.

Results. The yield loads, fracture loads, minimum principal strains, and fracture sites of the FE prediction significantly correlated with those measured.

Conclusions. Nonlinear FE model predicted vertebral strength and fracture site accurately.

Key words: vertebral fracture, osteoporosis, fracture strength prediction, nonlinear finite element analysis, fracture site. *Spine* 2006;31:1789-1794

Most vertebral fractures among the elderly occur because of their skeletal fragility due to osteoporosis. To assess the risk of vertebral fracture and its prevention, it is essential to predict vertebral bone strength. Clinically, measurement of bone mineral density by quantitative computed tomography (QCT) and dual energy radiograph absorptiometry (DXA) have been used to predict vertebral strength. However, the correlations between vertebral strength and bone mineral density measured by QCT are reported to be 0.37 to 0.72¹⁻⁵ and those with DXA are reported to be 0.51 to 0.80.⁴⁻⁷ Therefore, such methods only explain 40% to 80% of vertebral strength.

From the Department of Orthopaedic Surgery, University of Tokyo, Tokyo, Japan.

Acknowledgment date: May 13, 2005. First revision date: August 5, 2005. Acceptance date: September 28, 2005.

Supported by the grant in aid for Scientific Research received from Japan Society for the Promotion of Science.

The manuscript submitted does not contain information about medical device(s)/drug(s).

Federal funds were received in support of this work. No benefits in any form have been or will be received from a commercial party related directly or indirectly to the subject of this manuscript.

Address correspondence and reprint requests to Isao Ohnishi, MD, PhD, Department of Orthopaedic Surgery, Faculty of Medicine, University of Tokyo, 7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo, 113-0033, Japan; E-mail: OHNISHII-DIS@h.u-tokyo.ac.jp

Finite element (FE) models based on data from QCT may predict vertebral strength more accurately because they assess geometry, architecture, and heterogeneous mechanical properties of the bone. CT-based FE models are known to be able to make accurate predictions on fracture loads for femur.⁸⁻¹² For vertebra, there have been several attempts to predict fracture strength, and the correlations between compressive vertebral strength and predicted strength were reported to be high ($r = 0.89-0.95$).¹³⁻¹⁶ However, the slopes of the regression line between the measured fracture loads and the predicted were much less than 1.0 (0.569-0.86), and no quantitative prediction could have been made with dependable accuracy. Furthermore, previous models did not compare the fracture sites within a whole vertebra. For clinical application, it is essential for a simulation method to be able to predict both vertebral strength and fracture sites because these are the requisite predictors of a vertebral fracture.

Prediction of vertebral fracture has been difficult because of complex geometry, elastoplasticity, and thin cortical shell of the vertebra. The vertebra has elaborate architecture and geometry with curved surfaces, which cannot be realistically modeled with eight-noded hexahedron elements. Previous mechanical tests showed that there was a difference between tensile and compressive behavior of the bone.¹⁷⁻¹⁹ The compressive behavior showed nonlinear behavior. Therefore, a nonlinear FE model should be used to predict the clinical fracture load.

The cortical shell of the vertebra is estimated to be thin with a thickness of less than 0.5 mm.²⁰⁻²² On the other hand, the resolution of a clinically available CT scanner is very low with a pixel spacing larger than 0.25 mm. With the currently available CT resolution, a thin cortical shell cannot be precisely modeled. The thickness tends to be overestimated and its density to be underestimated.^{23,24} Therefore, it would be necessary to construct a thinner part of the cortical shell from data that is independent of QCT data.

The purpose of this study was to establish a nonlinear FE model that predicted the vertebral strength and the fracture sites, and then to evaluate the accuracy of our FE model by performing mechanical testing with human cadaveric specimens.

Materials and Methods

Twelve thoracolumbar (T11, T12, and L1) vertebrae with no skeletal pathologies were collected within 24 hours of death from 4 males (31, 55, 67, and 83 years old). Causes of death for the four donors were myelodysplastic syndrome, pneumonia,

adult T-cell leukemia, and bladder cancer, respectively. All of the specimens were obtained at University of Tokyo Hospital with the approval of our ethics committee and with informed consent. They were stored at -70°C after each step in our protocol. The vertebrae were disarticulated, and the discs were excised. Then the posterior elements of each vertebra were removed by cutting through the pedicles.

The vertebrae were immersed in water and axial CT images with a slice thickness of 1 mm and pixel width of 0.351 mm were obtained using Lemage SX/E (GE Yokokawa Medical System, Tokyo, Japan) with a calibration phantom containing hydroxyapatite rods.

Nonlinear FE Analysis. The CT data were transferred to a workstation (Endeavor Pro-1000, Epson Direct Co., Nagano, Japan). The three-dimensional FE models were constructed from the CT data using MECHANICAL FINDER software (Mitsubishi Space Software Co., Tokyo, Japan). Trabecular bone was simulated using 2-mm linear tetrahedron elements, and the outer surface of the cortical shell was modeled using 2-mm triangular-plates (Figure 1). The thickness of the cortical shell was set as 0.4 mm based on the previous papers.²⁰⁻²² On average, there were 41,133 and 3,191 tetrahedron elements and triangular-plates, respectively.

To allow for bone heterogeneity, the mechanical properties of each element were computed from the Hounsfield unit value. Ash density of each voxel was determined from the linear regression equation created by these values of the calibration phantom. Ash density of each element was set as the average ash density of the voxels contained in one element. Young's modulus and yield stress of each tetrahedron element were calculated from the equations proposed by Keyak *et al.*¹⁰ Young's modulus of human vertebra cancellous tissue was reported as 3.8 to 13.4 GPa²⁵⁻²⁸; Young's modulus of each triangular-plate was set as 10 GPa. Poisson's ratio of each element was set as 0.4, which was used in the previous papers.^{10,29}

A uniaxial compressive load with uniform distribution was applied on the upper surface of the vertebra and all the elements and all the nodes of the lower surface were completely restrained. The models were analyzed using MECHANICAL FINDER. A nonlinear FE analysis by the Newton-Raphson method was used. To allow for the nonlinear phase, mechanical properties of the elements were assumed to be bilinear elastoplastic, and the isotropic hardening modulus was set as 0.05, which is generally used in the analysis of concrete materials.

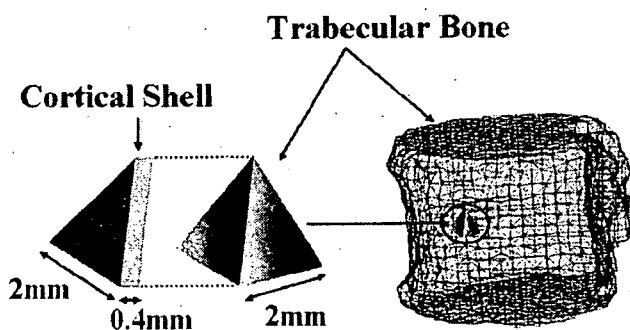


Figure 1. A finite element model of a whole vertebral body. Trabecular bone was simulated using 2-mm tetrahedron elements, and cortical shell was modeled by 2-mm triangular-plates with a thickness of 0.4 mm. This model consisted of 12,938 nodes with 70,022 tetrahedron elements and 3,586 triangular-plates.

Each element was assumed to yield when its 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. Vertebral yield was defined as being when at least one element yielded, and vertebral fracture was defined as being when at least one element failed. The yield load, the fracture load, the sites where elements failed, and the distribution of minimum principal strain were analyzed.

Quasi-Static Uniaxial Compressive Load Testing. To verify the simulations, a quasi-static uniaxial compression test of each vertebra was conducted. Load, cross-head displacement, and principal strain at the vertebral surface were measured. To restrain the specimens for load testing, both upper and lower surfaces of the vertebrae were embedded in dental resin (Ostron; GC Dental Products Co., Aichi, Japan) so that the two surfaces were exactly parallel. Then the embedded specimens were placed on a mechanical testing machine (TENSILON UTM-2.5T; Orientec, Tokyo, Japan) and were compressed at a cross-head displacement rate of 0.5 mm per minute. A compression plate with a ball joint was used to apply a uniform load onto the upper surface of the specimen. The applied load was measured by a load cell (T-CLB-5-F-SR; T. S. Engineering, Kanagawa, Japan). The load and the cross-head displacement were recorded using MacLab/4 (AD Instruments, Castle Hill, NSW, Australia) at a sampling rate of 2 Hz. For 9 of the 12 vertebrae, one of the four rosette strain gauges (SKF-22358; Kyowa Electronic, Tokyo, Japan) was attached to each of anterior, left, right, and posterior surfaces of the vertebra. The strain readings were recorded at a sampling rate of 0.5 Hz and stored by a data logger (U-CAM-20PC-1; Kyowa Electronic); then principal strain was calculated at each of the attachment sites. The measured yield load was defined as the load that reached the end of the plateau of the constant load increment rate, which corresponded with the end of the linear phase on the load displacement curve. The measured fracture load was defined as the ultimate load achieved (Figure 2). To determine the actual fracture sites, anteroposterior and lateral soft radiograph pictures (Softex, Kanagawa, Japan) and micro-CT (MCT-CB100MF; Hitachi Medico Technology Corp., Tokyo, Japan) images scanned with 70 kV, 100 μA , and a voxel size of 107 μm were obtained after the mechanical testing. The micro-CT images were processed and reconstructed to obtain the images at the midsagittal cross section and at the midfrontal cross section. The sites and the types of experimental fractures were judged from the soft radiograph pictures and the reconstructed micro-CT images.

A three-dimensional surface acquisition system using an image encoder (VOXELAN; Hamano Engineering, Kanagawa, Japan) was used to identify the gauge attachment sites on the shell elements by matching the three-dimensional surface image with the FE model. All three images, *i.e.*, the three-dimensional mesh model, the two-dimensional digitized image, and the three-dimensional surface image, were matched and the strain gauge attachment sites were then identified (Figure 3). The minimum principal strain was calculated with an applied load of 1,000 N, under which all specimens were in the elastic phase.

Pearson's correlation analysis was used to evaluate correlations between the predicted and the measured fracture loads, as well as between the predicted and the measured minimum principal strains.

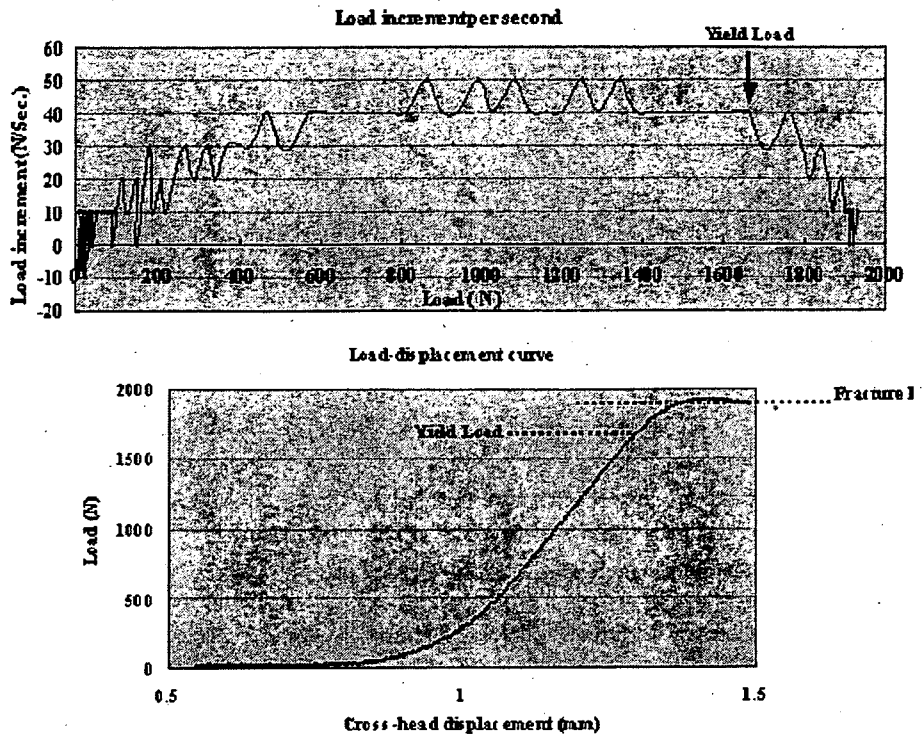


Figure 2. The definition of the experimental yield load and the fracture load. The experimentally measured yield load was defined as the load that reached the end of the constant load increment rate. The measured fracture load was defined as the ultimate load achieved.

■ Results

There was a significant linear correlation between the yield loads predicted by the FE analysis and those of the measured ($r = 0.949, P < 0.0001$) (Figure 4). The correlation between the FE predicted fracture loads and the measured was even stronger ($r = 0.978, P < 0.0001$), and the slope of the regression line was 0.8807 (Figure 5). There was also a significant linear correlation between the FE predicted minimum principal strain and the measured ($r = 0.838, P < 0.0001$) (Figure 6).

There were two types of experimental fractures. Obvious fracture lines were recognized in six vertebrae. There were no obvious fracture lines in the other six, but they had apparent residual deformities after the mechan-

ical resting. The anterior part of the vertebra was compressed in three of the six. The other two sustained middle part compression and in one there was compression of the entire vertebra.

The experimental fracture line in the specimen was found to pass through a region of the failed elements on the simulation model (Figure 7). In addition, the FE analysis of the minimum principal strain at the midsagittal section disclosed that the area with a large absolute value of this predicted minimum principal strain agreed well with the experimental fracture site and that it visualized the fractured area.

In the specimens with anterior compression, marked radiolucency was recognized at the anterior part of the

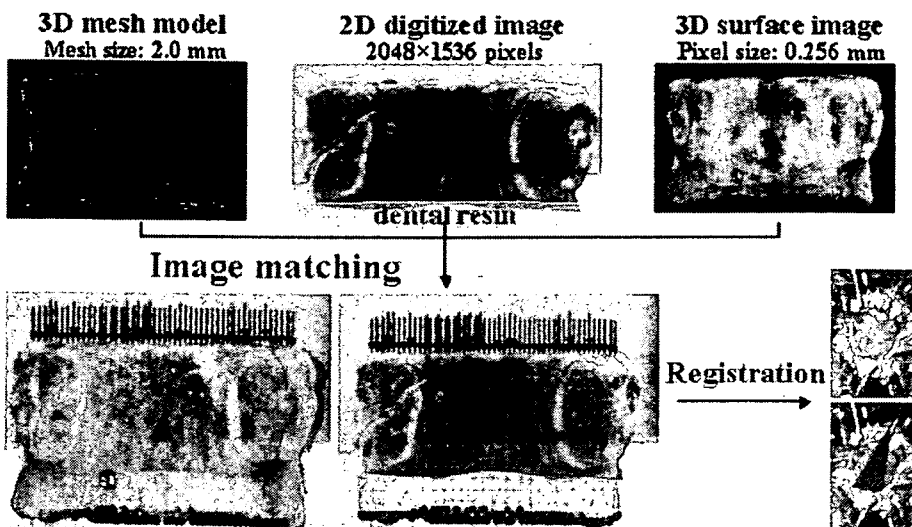


Figure 3. A three-dimensional surface acquisition system was employed to identify the gauge attachment sites by matching the three-dimensional surface image with the FE model. The three-dimensional mesh model, the two-dimensional digitized image, and the three-dimensional surface image, were matched and the strain gauge attachment sites were then identified.

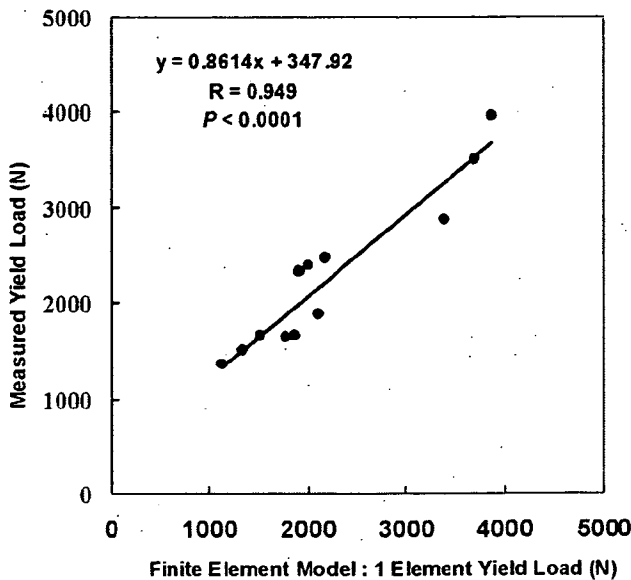


Figure 4. The experimentally measured yield loads versus the yield loads predicted by the finite element (FE) analysis. They were significantly correlated.

vertebra, where the trabecular pattern was observed to be very coarse (Figure 8). The FE analysis showed that the failed elements appeared at the same anterior part as the area with coarse trabeculae. Likewise, the area with large absolute value of the minimum principal strain localized at the anterior part, which agreed with the area of the experimental compression fracture.

■ Discussion

The correlations between the measured values of fracture strength and the predicted values with the FE model were very good ($r = 0.978$) and better than the previous FE studies ($r = 0.89-0.95$). The characteristics of the FE

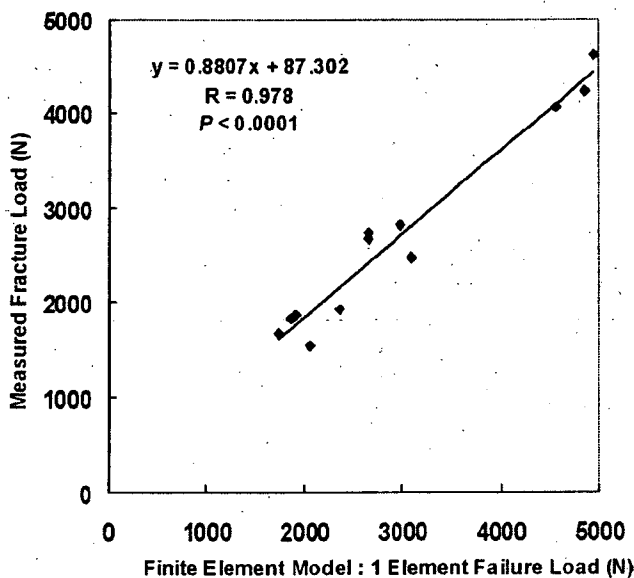


Figure 5. The measured fracture loads versus the fracture loads predicted by the FE model. The correlation was much better with a slope of 0.8807.

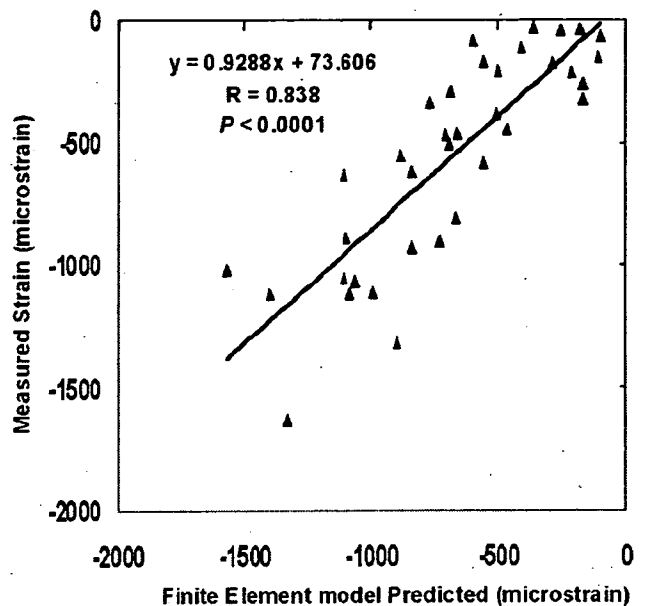


Figure 6. The values of measured minimum principal strain versus those of minimum principal strain predicted by the FE model. Significant correlation was also obtained.

model in this study were as follows: adoption of tetrahedron elements to precisely model surface curvatures of the entire vertebra, utilization of nonlinear analysis to match the elastoplasticity of the vertebra in compression, construction of cortical shells on the surface of the model, and adoption of Drucker-Prager equivalent stress instead of von Mises stress as a criterion of an element yield. Which of these factors contributed most to the results was not determined in this study because we did not separate these characteristics to analyze each factor's contribution. Clarification of this feature will be one of our targets for the next study.

With tetrahedron elements, it was possible to create a more proximate, realistic and smooth surface contour than with hexahedral elements, which could possibly avoid any artificial stress raisers.

With the currently available CT resolution, strength of the cortical shell tended to be underestimated. In CT-based FE models, density of this shell has been underestimated because it is dependent on its Hounsfield unit value. It has been reported that in previous experiments thin cortical shell of the vertebrae contributed approximately 10% to the overall vertebral strength in healthy individuals and the contribution of the cortical shell was estimated to be significantly larger in osteoporotic individuals.^{2,30} Thus, the importance of the strength of the cortical shell should be taken into consideration in predicting the fracture load of osteoporotic individuals.

Overaker *et al* set the thickness of the anterior cortex as 0.6 mm and that of the posterior as 0.4 mm; they set the cortical Young's modulus as 5, 6, 7 GPa. They concluded that Young's modulus of 7 GPa precisely correlated with the experimental result.²⁹ Liebschner *et al* set the thickness as 0.35 mm and Young's modulus as 0.475 GPa.¹⁵ We

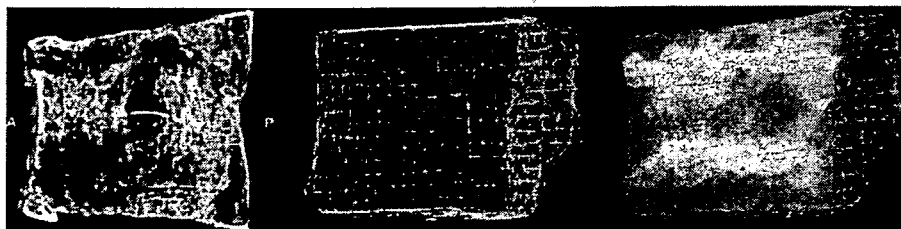


Figure 7. The reconstructed micro-CT images (A, anterior; P, posterior), the failed elements, and the minimum principal strain distribution at the mid-section analyzed by the FE model. The failed elements appeared right on the actual fracture line. The minimum principal strain distribution agreed well with the experimental fracture line.

constructed a cortical shell with a thickness of 0.4 mm and Young's modulus of 10 GPa. The cortical area with a thickness of more than 0.4 mm was modeled with both the shell and the tetrahedron element adjacent to the shell.

Young's modulus of human cortical bone has been reported to be 15 GPa,³¹ 19.9 GPa (dynamic), and 16.2 GPa (static).³² Young's modulus of human vertebra cancellous tissue was reported as 3.8 to 13.4 GPa,²⁵⁻²⁸ but few data of cortical shell have been available. Thus, it was necessary to set our own value. Young's modulus of the cortical shell obtained from the QCT data were 7 GPa. QCT underestimated the cortical shell density, so the actual density was estimated to be higher than that derived from QCT. Therefore, we set Young's modulus as 10 GPa, and then the values of the minimum principal strain were accurately predicted with a correlation coefficient of 0.838 and a slope of the regression line of 0.9288.

In previous studies, von Mises equivalent stress has been used as the criterion of yield.^{8,10,13} For ductile materials such as metals, von Mises criterion would be effective, but for bones it seems more appropriate to use Drucker-Prager equivalent stress. The yield strain of human vertebral trabecular bone was reported -7,000 to -10,000 microstrain.^{17,18} Therefore, we adopted minimum strain of -10,000 microstrain as a criterion for element collapse.

Some previous reports described the mechanical properties of human bone. We tested three theories: Carter and Hayes' property,^{33,34} Keller's,³⁵ and Keyak's.¹⁰ With Carter and Hayes' property, the predicted fracture loads were about 60% and using Keller's, the predicted fracture loads were about 120% of those of the experiment. Accurate prediction could be made with Keyak's, although further investigations will be necessary to obtain the actual mechanical properties of human vertebra.

In this investigation, prediction of the ultimate load was more accurate than that of the yield load. One pos-

sibility was that determination of the experimental yield load was not appropriate. The ultimate load was clearly determined, but the yield load was objectively determined from load *versus* displacement curves by calculating the load increment rate (Figure 2).

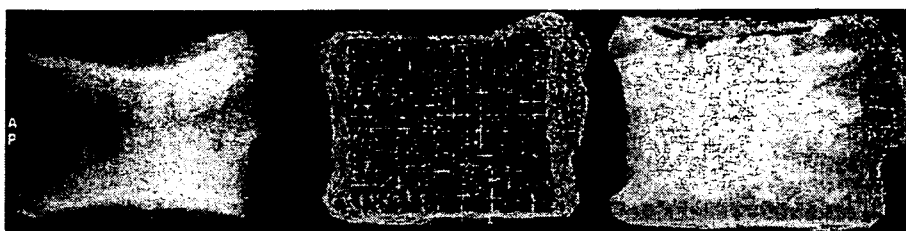
There were two types of vertebral fracture: one showed fracture line and the other showed no fracture lines but had apparent residual deformities. Both fracture types could be predicted. Fracture location was most accurately predicted by the distribution of very low levels of the minimum principal strain. Therefore, we speculated that fracture was initiated at the sites of failed elements and propagated along with the area with very low minimum principal strain.

The prediction was made under a very simple loading condition with quasi-static uniaxial vertical loading. The condition was the simplest, but it minimized experimental error, which might have occurred to some degree with complicated loading conditions. Arbitrary load magnitude or direction can be set for the same simulation model. So it is possible to analyze strength or fracture site of vertebrae for loading conditions that actually cause fractures, although it would be very hard to create these fractures under an experimental condition. To predict *in vivo* behavior of spinal bones is another target for our next study.

To verify our model, we evaluated three factors: fracture strength, fracture site, and strain on the surface of the vertebrae. Prediction of only fracture strength would not be adequate to evaluate the accuracy of FE analysis. Predicted fracture sites should also be matched with those of the experiment, and the process by which deformation of the vertebrae proceeds should be simulated. To attain this, we used strain gauges to measure surface strain throughout the loading process. This has not been done in previous studies investigating the accuracy of a simulation model.

The limitation is the cortical shell was treated as a homogeneous material because the pixel spacing with

Figure 8. Radiogram after the mechanical testing, showing sparse trabecula in the anterior part of the vertebral body. The failed elements agreed well with the site of the experimental fracture. The minimum principal strain distribution also agreed well with the area of the experimental fracture.



CT is too large to model the thin cortical shell. If a CT with improved resolution becomes available, it would make it possible to model the cortical shell with heterogeneous properties, thus enabling creation of a more realistic model.

There is another limitation. The posterior portion of the vertebra was excised in this study. A three-dimensional surface acquisition system using an image encoder was used to identify the gauge attachment sites on the shell elements. With the posterior portion of the vertebra such as lamina or spinous process, obtaining three-dimensional surface image of the posterior part of the vertebral body should be interfered. It was one of the reasons why the posterior portion of the vertebra was excised. Clinically, most of the vertebral fractures occur at the vertebral body. However, the posterior portion of the vertebra might share some ratio of axial loading. Therefore, loading environment in the in vivo situation may be different from that in this study. To predict in vivo behavior of spinal bones, the posterior portion of the vertebra must be included.

The cadaveric specimens were all extracted from males, whose bone quality might be somewhat different from that of females. To use this model as a diagnostic tool for osteoporosis, it would have been better to use specimens from both males and females. Validation of accurate prediction by the FE model in an experiment using female cadaveric specimens will be another target of our future study. Furthermore, true efficacy of this method will be validated after a large-scale cohort study investigating the association between the predicted fracture loads in the study groups and the occurrence rates of actual fracture in the same groups. It is expected that this method will be valuable in estimating fracture risk of vertebrae in osteoporotic individuals.

■ Key Points

- Vertebral strength and fracture site were accurately predicted using nonlinear finite element model.
- The minimum principal strain at the vertebral surface was also predicted.
- The experimental fracture sites corresponded with the sites where the elements were predicted to fail.

References

1. Mosekilde L, Bentzen SM, Ortoft G, et al. The predictive value of quantitative computed tomography for vertebral body compressive strength and ash density. *Bone* 1989;10:465-70.
2. McBroom RJ, Hayes WC, Edwards WT, et al. Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg Am* 1985;67:1206-14.
3. Brinckmann P, Biggemann M, Hilweg D, et al. Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Clin Biomech* 1989;4(suppl):1-27.
4. Edmondston SJ, Singer KP, Day RE, et al. In-vitro relationships between vertebral body density, size and compressive strength in the elderly thoracolumbar spine. *Clin Biomech* 1994;9:180-6.
5. Cheng XG, Nicholson PH, Boonen S, et al. Prediction of vertebral strength in vitro by spinal bone densitometry and calcaneal ultrasound. *J Bone Miner Res* 1997;12:721-8.
6. Myers BS, Arbogast KB, Lobaugh B, et al. Improved assessment of lumbar vertebral body strength using supine lateral dual-energy x-ray absorptiometry. *J Bone Miner Res* 1994;9:687-93.
7. Bjarnason K, Hassager C, Svendsen OL, et al. Anteroposterior and lateral spinal DXA for the assessment of vertebral body strength: comparison with hip and forearm measurement. *Osteoporos Int* 1996;6:37-42.
8. Lorz JC, Cheal EJ, Hayes WC. Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: I. Linear analysis. *J Biomech Eng* 1991;113:353-60.
9. Lorz JC, Cheal EJ, Hayes WC. Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: II. Nonlinear analysis. *J Biomech Eng* 1991;113:361-5.
10. Keyak JH, Rossi SA, Jones KA, et al. Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. *J Biomech* 1998;31:125-33.
11. Keyak JH. Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models. *Med Eng Phys* 2001;23:165-73.
12. Cody DD, Gross GJ, Hou FJ, et al. Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA. *J Biomech* 1999;32:1013-20.
13. Silva MJ, Keaveny TM, Hayes WC. Computed tomography-based finite element analysis predicts failure loads and fracture patterns for vertebral sections. *J Orthop Res* 1998;16:300-8.
14. Martin H, Werner J, Andresen R, et al. Noninvasive assessment of stiffness and failure load of human vertebrae from CT-data. *Biomed Tech* 1998;43:82-8.
15. Liebschner MA, Kopperdahl DL, Rosenberg WS, et al. Finite element modeling of the human thoracolumbar spine. *Spine* 2003;28:559-65.
16. Crawford RP, Cann CE, Keaveny TM. Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone* 2003;33:744-50.
17. Keaveny TM, Wachtel EF, Ford CM, et al. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *J Biomech* 1994;27:1137-46.
18. Kopperdahl DL, Keaveny TM. Yield strain behavior of trabecular bone. *J Biomech* 1998;31:601-8.
19. Morgan EF, Keaveny TM. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *J Biomech* 2001;34:569-77.
20. Silva MJ, Wang C, Keaveny TM, et al. Direct and computed tomography thickness measurements of the human lumbar vertebral shell and endplate. *Bone* 1994;15:409-14.
21. Vesterby A, Mosekilde L, Gundersen HJ, et al. Biologically meaningful determinants of the in vitro strength of lumbar vertebrae. *Bone* 1991;12:219-24.
22. Mosekilde L. Vertebral structure and strength in vivo and in vitro. *Calcif Tissue Int* 1993;53(suppl):121-6.
23. Dougherty G, Newman D. Measurement of thickness and density of thin structures by computed tomography: a simulation study. *Med Phys* 1999;26:1341-8.
24. Prevrhal S, Engelke K, Kalender WA. Accuracy limits for the determination of cortical width and density: the influence of object size and CT imaging parameters. *Phys Med Biol* 1999;44:751-64.
25. Jensen KS, Mosekilde L. A model of vertebral trabecular bone architecture and its mechanical properties. *Bone* 1990;11:417-23.
26. Rho JY, Tsui TY, Pharr GM. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials* 1997;18:1325-30.
27. Hou FJ, Lang SM, Hoshaw SJ, et al. Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness. *J Biomech* 1998;31:1009-15.
28. Ladd AJ, Kinney JH, Haupt DL, et al. Finite-element modeling of trabecular bone: comparison with mechanical testing and determination of tissue modulus. *J Orthop Res* 1998;16:622-8.
29. Overaker DW, Langrana NA, Cuitino AM. Finite element analysis of vertebral body mechanics with a nonlinear microstructural model for the trabecular core. *J Biomech Eng* 1999;121:542-50.
30. Faulkner KG, Cann CE, Hasegawa BH. Effect of bone distribution on vertebral strength: assessment with patient-specific nonlinear finite element analysis. *Radiology* 1991;179:669-74.
31. Choi K, Kuhn JL, Ciarelli MJ, et al. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *J Biomech* 1990;23:1103-13.
32. Katsamanis F, Raftopoulos DD. Determination of mechanical properties of human femoral cortical bone by the Hopkinson bar stress technique. *J Biomech* 1990;23:1173-84.
33. Carter DR, Hayes WC. Bone compressive strength: the influence of density and strain rate. *Science* 1976;194:1174-6.
34. Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am* 1977;59:954-62.
35. Keller TS. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J Biomech* 1994;27:1159-68.

2-D-EP7

Prediction of Strength and Strain of the Proximal Femur by a CT Based Finite Element Method

Masahiko Bessho Isao Ohnishi
Junaro Matsuyama Takuya Matsumoto
Kazuhiro Imai Kozo Nakamura

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 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. 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. Nonlinear finite element analyses were performed and the yield load, the fracture load, the principal strains were calculated and the sites where elements failed were determined. The strain gauges were attached to the proximal femoral surfaces. A quasi-static compression test of each femur was conducted. The yield loads, the fracture loads and the minimum and maximum principal strains of the prediction significantly correlated with those measured ($r=0.9419, 0.9794, 0.82919, 0.92891$). Finite element analysis showed that the solid elements and shell elements in undergoing compressive failure were right at the experimental fracture site. The CT based finite element method we adopted in this study could be applicable for clinical use.

Dept. of Orthop., The Univ. of Tokyo

2-D-EP8

Subchondral Fatigue Fracture of the Femoral Head in Healthy Ordinary People

Jong-Won Kim¹ Nam-Kwang Woo¹
Yoo-Jeong Joon¹ Min-Byung Woo²
Kim-Hee Joong¹

Subchondral fatigue fracture of the femoral head (SFFFH) is a rare condition and has been reported to occur in young military recruits. We found that SFFFH occurs in healthy ordinary adults and evaluated the clinical characteristics. Between June 2002 and August 2004, five SFFFHs in four ordinary adults (3 men and 1 woman in 30's or 40's) treated. In two cases, hip pain developed after increased activity but no patient had a history of trauma. On the initial radiographs, definite abnormal findings, fracture line and collapse of the femoral head, were observed in one case. Bone scintigram showed increased radionuclide uptake in the femoral head. In all cases, magnetic resonance images demonstrated a localized or diffuse bone-marrow-edema pattern and a subchondral fracture line (MR crescent sign). The pain decreased gradually and disappeared within six months, with correspondingly improved MR findings. In one male patient, contralateral hip pain developed 2 years later and it was diagnosed as transient osteoporosis of the hip (TOH) because fracture line was not detected on MR images. It is found that SFFFH occurs in healthy ordinary adults. This fracture can lead to collapse of the femoral head. The fracture should be differentiated from osteonecrosis and TOH.

¹ Dept. of Orthop., Kwangju Army Hosp., Kwangju, Korea ² Dept. of Orthop., Keimyung Univ. Dongsan Medical Center, Daegu, Korea

S-03

超音波エコートラッキング法を用いた新しい骨癒合判定法

A new method for evaluation of fracture healing by echo tracking

まつやまじゅんたろう
松山順太郎¹大西五三男¹, 酒井 亮一², 鈴木 浩之², 大塚 利樹², 宮坂 好一²,
別所 雅彦¹, 大橋 暁¹, 松本 卓也¹, 中村 耕三¹¹東京大学医学部整形外科, ²アロカ株式会社研究所

【目的】骨癒合においては力学強度の回復が臨床的に最も重要な要件である。既存の骨癒合判定法は汎用性がなく、今なおX線写真による定性的な方法に依存している。本研究の目的は、骨癒合を非侵襲に精確且つ定量的に判定可能にし、かつ汎用性のある判定法を確立することである。

【方法】骨の荷重に対する変形を定量的に検出し、骨の力学特性を評価することにより骨癒合を評価することが可能である。超音波のエコー信号の位相変化を測定するエコートラッキング法を用い、骨の変形計測を行った。本法を骨表面の変位計測用に改良した診断装置では2.6 μ mの測定精度が実証されている。本装置を用い、脛骨骨折患者に対し骨癒合の判定を行った。下腿の近位・遠位を固定し、骨折部近傍において25Nの荷重を加え、近位・遠位骨片の傾斜角(ET変形角)を測定した。ET変形角の経時変化を健側肢と比較し骨癒合を定量評価した。対象は5名5肢で治療法の内訳は、保存療法が2例2肢、手術療法は3例3肢(髄内釘:2肢、プレート:1肢)であった。測定は2~6週の間隔で実施した。

【成績】保存療法を行いレントゲン上、正常な骨癒合が進行した症例ではET変形角は経時的に指数関数様に減少し、骨癒合を定量評価可能であった。髄内釘手術後5年の経過でレントゲン上、偽関節の様態を示す症例のET計測では、健常側の5倍以上のET変形角を示し、経時測定でも明らかな減少はなく、骨癒合不全であることが診断可能であった。

【結論】ET計測により非侵襲に骨癒合の進行と遷延が定量診断可能であった。今後、骨折治療後の許容荷重量の決定・固定材料抜去時期を判断する診断法として応用可能であると考えられる。

1-D-25

CT/有限要素法・QCTによる大腿骨近位部の強度評価

-薬剤効果判定の予備的研究について-

Prediction of the strength of the proximal femur by the QCT and the CT/Finite element method

東京大学医学部整形外科

○別所 雅彦^{べつしよ まさひこ}, 大西五三男^{おほにしんご}, 松本 卓也^{まつもと たくや},
松山順太郎^{まつやま じゆんたろう}, 大橋 暁^{おほはし けい}, 中村 耕三^{なかむら けいぞう}

【目的】定量的に構造的評価が可能なCT/有限要素法において、薬剤介入による大腿骨近位部の骨強度増加を判定できるか予備的な検討を行った。

【方法】対象は、骨粗鬆症の女性患者9名で、6名(平均59歳)はリセドロネート(2.5mg/day)内服群、3名(平均66歳)は、リセドロネート(2.5mg/day)とビタミンK2(45mg/day)併用群であった。倫理委員会の承認のもと患者の同意を得て、内服開始時と内服12ヶ月後に大腿骨近位部の定量的CT撮影と、DEXA撮影を行った。定量的CT画像(QCT)から、海綿骨に3mmの4節点ソリッド要素と、皮質骨に0.4mm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。骨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骨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。ヤング率および降伏応力はKeyak(1998)ら、Kellar(1994)らの方法により設定した。荷重拘束条件は、転倒を模擬した条件とした。症例数が限られていたため、9名全体の内服開始時と1年後の予測骨強度評価と、DEXAによる頸部の骨密度の比較をおこなった。QCTによる大腿骨近位部の冠状断の骨密度分布の変化の検討を行った。

【結果】内服開始後12ヶ月で予測骨強度の変化は、9名全体で、4.8%増加した。また、DEXA法による骨密度の変化は、1.9%の増加があった。予測骨折型は、すべての症例で転子部骨折であった。骨密度分布をみると、骨密度の増加は、主圧縮骨梁や頸部基部付近に増加する傾向にあった。

【考察、結論】DEXA法と比較すると、増加率が大きく、骨強度の変化をDEXA法よりも感受性が高く検出できる可能性がある。また、本方法は、骨強度効果判定に使用できる可能性があり、今後症例を増やし薬剤効果判定等を行っていきたい。

1-D-26

高齢者大腿骨転子部不安定型骨折に対するGAMMA3の骨頭保持力のX線評価

Xray findings of femoral head maintenance force of GAMMA3 in older unstable trochanteric fractures

川崎医科大学附属川崎病院整形外科

○栗岡 英生^{くりおか ひでお}, 松家 秀彦^{まつか ひでひこ}, 堅山 道雄^{かたやま みちお}

【目的】Gamma 3 locking nail system (以下 γ 3)は、その骨頭保持力が増したといわれているが、それが臨床の場でどういう形で役に立っているのか、今回高齢者の大腿骨転子部不安定型骨折(Jensen type 3・4・5)に対する γ 3の術直後及び骨癒合時のXp正面像の骨頭中心位置・lag screw先端位置を座標化し、その移動方向・移動距離・lag screwのtelescoping量及び頸体角の変化を計測することにより検証した。

【方法・対象】2004年4月より2005年9月までの期間に γ 3を使用し当院で骨癒合まで確認した30例が対象である。平均年齢82.6歳、男6例・女24例、骨折型はJensen type 3:13例、4:2例、5:15例となった。lag screw刺入部及びその周辺に骨折線が存在する例については遠位横止めscrewを併用し、全例dynamizationとした。整復位はanatomicalかvalgus位としてlag screw先端はTip apex distance (以下TAD)が10mm前後を目標に刺入し、術翌日より体重負荷を始めた。

【結果】術中・術後合併症はなかった。骨頭中心は大腿骨近位骨幹部の中心線に対して150°の角度で2.0mm移動した。lag screw先端についても同様に150°の角度で2.1mm移動した。lag screwのtelescoping量は2.0mmであった。頸体角は骨癒合時varus変形したものは18例で平均1.9°、valgus変形したものは12例で平均2.1°、全平均では0.3°のvarus変形となった。

【考察】骨頭中心とlag screw先端は同一方向にかつ同じ移動量であること、また骨癒合時の頸体角の変化がvarus方向へわずか0.3°となったという結果より、lag screwは骨頭を維持した状態でtelescopingし骨癒合させたことになり、術直後からの早期荷重に耐え得るに十分な骨頭保持力を有していると考えられた。

106 CT/有限要素法は、DEXA法よりも大腿骨近位部の強度評価をより正確に予測する
-新鮮死体標本での評価-

東京大学医学部整形外科

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

【目的】大腿骨近位部骨折の危険予測は、主に画像診断や骨密度測定にて行われるが、これは骨粗鬆の程度は評価するが、構造的強度を評価できないという限界がある。我々は、立体構造的評価が可能な有限要素法 (FEM) に着目した。CT/FEMによる骨強度予測がどの程度正確か検証するために、ヒト大腿骨を使った圧縮試験を行った。また、DEXA法による骨密度がどの程度骨強度評価可能か検証し、CT/FEMによる骨強度予測との比較をおこない後者の有用性を検討した。【方法】骨折・骨腫瘍がない右新鮮凍結大腿骨 11本を対象とした (男性5名・女性6名 (30~90歳 平均64.8歳)。小転子下14cmの骨幹部で切断し、近位を3mm厚で定量的CT撮影し、DEXA検査を行った。圧縮試験器にて骨頭へ骨軸から20度傾けた方向に準静的荷重を加え骨折荷重を計測した。定量的CT画像から、海綿骨に3mmの4面体要素、皮質骨外層に0.4mmの三角形要素を使用し、3次元骨強度解析モデルを作成した。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。ヤング率および降伏応力はKeyak (1998) ら、Kellar (1994) らの方法により設定した。非線形解析にて予測骨強度を解析した。荷重試験による骨折荷重と予測骨強度、骨折荷重とDEXA法による骨密度との関係性を評価した。統計的手法は、Pearson's test、Cohenら (1983) の方法により相関係数の差を検定した (有意水準は0.05とした)。【結果】骨折荷重とFEMによる予測骨折荷重の相関係数は0.979であった。骨折荷重値とDEXAによる骨密度の相関係数は0.844であった (予測骨折荷重と骨密度の相関係数0.800)。骨折荷重と予測骨折荷重の相関係数は、骨折荷重と骨密度の相関係数と明らかに差があった ($P=0.015$)。【考察】Codyら (1999) は、線形解析による剛性と荷重試験による骨折荷重の相関係数は0.915、骨折荷重とDEXA法による骨密度の相関係数は0.757と報告していた。骨折荷重との相関性はFEMの方が高く、我々の結果を支持していた。【結語】CT/FEMは、DEXA法よりも骨強度を正確に予測することができる可能性が高い。

107 CT/有限要素法は高い感度・特異度で非外傷性椎体骨折のリスクを評価する

¹東京都老人医療センター整形外科、²東京大学医学部整形外科

○今井 一博¹、大西 五三男²、山本 精三¹、中村 耕三²

【目的】骨粗鬆症の診断および治療効果判定には骨密度および骨代謝マーカーが用いられている。近年、骨強度・骨折リスクは骨量だけではなく骨質も関与しているとされ、新たな評価方法が求められている。CT/有限要素法による強度解析値が骨折リスク評価に有用であるかを横断的に検討した。CTを撮像した時点で椎体骨折の有無をスクリーニングする強度解析 cut-off 値を感度、特異度から求めた。【対象・方法】本人の同意が得られた歩行可能な女性で、骨強度に影響を及ぼす可能性がある既往歴・薬剤投与歴が無く単純X線画像にて第2腰椎に骨折等の病変が無い受診者を対象とした。条件を満たす対象者は東京日立病院40例、東京都老人医療センター67例で第2腰椎以外の胸腰椎の骨折の有無および骨折原因により非骨折群66例 (平均69.2±7.9歳)、外傷性骨折群19例 (74.7±5.6歳)、非外傷性骨折群22例 (75.7±4.9歳) にわけた。第2腰椎を定量的CT (QCT) 撮影しQCTのDICOMデータから3次元有限要素モデル (MECHANICAL FINDER) を構築して第2腰椎の圧縮強度を解析した。Cut-off 値の設定に際しては外傷性骨折群を除外して非外傷性椎体骨折の有無をスクリーニングする強度解析値を receiver operating characteristic (ROC) 解析により求めた。【結果】第2腰椎の平均椎体強度解析値は非骨折群 253±82 kgf、外傷性骨折群 212±56 kgf、非外傷性骨折群 166±52 kgf で、非骨折群が非外傷性骨折群に比し有意 ($p<0.0001$) に高値であった。ROC解析では非外傷性骨折をスクリーニングする cut-off 値は195 kgf であり、その時の感度・特異度は72%であった。【考察】本研究は横断的検討で、さらに強度解析値が新規骨折発生を予測することが可能かをみる縦断的検討も必要であるが、CT/有限要素法による強度解析値は骨折リスク評価に有用であり、195 kgf 以下では非外傷性椎体骨折のリスクが高いと考えられた。

78 インターネットを利用したカルシウム摂取 量調査票開発の試み

京都光華女子大学人間関係学部
○北川 郁美、山本 嘉一郎

【目的】骨の健康に重要であるカルシウム摂取量は、ほとんどの年代層で目標量を下回っており、摂取量増加を最も推奨すべき栄養素である。目標量以上のカルシウムの摂取量を確保することは骨粗鬆症の予防のみならず、治療にも重要である。インターネット利用により、骨の健康に問題のない人々のみならず治療をしている人々が何時でも気軽にアクセスして自分のカルシウム摂取量を知ることが出来る。カルシウム摂取状況を常時把握することにより、カルシウムの摂取量についての認識を深め、カルシウム摂取量増加促進に役立てる。

【方法】カルシウム摂取量に対する食品の寄与率や食品成分表をもとに、食物リストを作成した。摂取量の少ない食品であってもカルシウム含有量の高いものや逆に含有量が少なくても摂取頻度が多いものや1回当たりの摂取量の多いものはリストに含めた。各々の食品の1回当たりの目安量と8段階の選択肢の摂取頻度からなるカルシウム摂取量測定のための食物摂取頻度調査票を作成した。調査票の記入はインターネットを利用して行い、摂取した食品の頻度の箇所をクリックして送信すると、測定されたカルシウム摂取量が表示される。女子学生を対象として4日間の食事記録法による調査と頻度法による調査を行い調査票の妥当性を検討した。

【結果】対象者の平均年齢および身長、体重、BMIは各々 19.9 ± 0.3 才、 157.8 ± 5.6 cm、 50.7 ± 6.5 kg、 20.7 ± 2.1 kg/m²であった。食事記録法による平均カルシウム摂取量は 438.8 ± 173.8 mg、調査票による摂取量は 553.8 ± 210.6 mgで、食事記録法によるカルシウム摂取量と頻度法による摂取量との間の相関係数は 0.490 ($p < 0.001$)であった。

【考察】相関係数があまり高くなかったため、さらに検討をする必要があると思われる。今回は20歳の女子学生を対象とした妥当性の検討のため、教育の効果をあげるためには、異なる年代層を対象としが妥当性の検討を行い、多くの人々が利用できるようにしていきたい。

79 CT/有限要素法を用いた高齢女性の脊椎 椎体強度予測解析

¹東京都老人医療センター整形外科、²東京大学医学部整形外科

○今井 一博¹、大西 五三男²、山本 精三¹、中村 耕三²

【目的】高齢社会に突入し脊椎椎体骨折患者が増大しているがin vivoで椎体強度を測定することは困難である。CT/有限要素法を用いて高齢女性の椎体強度を解析した。【対象・方法】骨粗鬆症の検査を希望され受診した60歳以上の女性74例のうち、骨強度に影響をおよぼす可能性がある既往歴・薬剤投与歴が無く単純X線画像にて第2腰椎に骨折等の病変が無い64例(62-85歳、平均74.3歳)を対象とした。第2腰椎を定量的CT(QCT)撮影し3次元有限要素モデル(MECHANICAL FINDER)を構築して第2腰椎の圧縮強度を解析し、DXA(Lunar DPX-IQ)により第2-4腰椎の骨密度(正面)を測定した。第2腰椎以外の胸腰椎の骨折の有無および骨折原因により非骨折群、外傷性骨折群、非外傷性骨折群にわけ、統計処理はMann-Whitney U検定およびKruskal-Wallis検定を用いた。【結果】非骨折群は35例(平均72.4±5.9歳)で平均椎体強度解析値 246 ± 62 kgf、平均骨密度 0.850 ± 0.148 g/cm²(T値: -2.3)であった。外傷性骨折群は13例(75.9±5.6歳)で強度解析値 212 ± 53 kgf、骨密度 0.831 ± 0.190 g/cm²(T値: -2.4)、非外傷性骨折群は16例(77.0±4.2歳)で強度解析値 165 ± 56 kgf、骨密度 0.680 ± 0.217 g/cm²(T値: -3.6)であった。二群間比較では非骨折群が非外傷性骨折群に比し強度解析値($p < 0.0005$)・骨密度($p < 0.005$)ともに高値であった。非骨折群35例と骨折群29例(外傷性および非外傷性)を比較すると、強度解析値($p < 0.0005$)・骨密度($p < 0.005$)ともに非骨折群で高値であった。三群間比較では強度解析値($p < 0.0005$)・骨密度($p < 0.05$)ともに各群間で有意差があった。【考察】高齢者の腰椎椎体の圧縮強度はin vitroでの力学実験で300 kgf強と報告されている(Eckstein F, et al. J Bone Miner Res, 2002;17:162-71)。本研究では日本人女性であるため強度解析値が低下していた可能性がある。強度解析値および骨密度は椎体骨折の既往がない群、外傷性椎体骨折群、非外傷性椎体骨折群の順に大きく、骨密度より強度解析値の方が鋭敏に差を反映していた。

110 超音波エコートラッキング法を用いた骨粗鬆症に対する骨強度判定の試み

¹東京大学医学部整形外科、²アロカ株式会社研究所
○松山 順太郎¹、大西 五三男¹、酒井 亮一²、宮坂 好一²、皆川 栄一²、原田 烈光²、別所 雅彦¹、大橋 暁¹、松本 卓也¹、中村 耕三¹

骨粗鬆症における骨折リスクの評価は骨密度測定により行われる。骨密度による評価は骨の形態・構造や荷重方向に関する情報がないため、骨折リスクの予測方法として十分ではない。

本研究の目的は、脆弱性骨折リスクを有する骨において、骨の歪を非侵襲に検出することにより、骨強度に密接に関連した骨の剛性を評価する方法を開発することである。超音波エコートラッキング(ET)法を用い、微小荷重負荷によって生ずる骨の歪を高精度に検出することにより、骨強度(剛性)評価を試みた。ET法は超音波のエコー信号の位相変化を測定する手法で、骨表面の変位計測用に改良した診断装置では、2.6 μ mの測定精度が実証された。これによりin vivoで、非侵襲に軟部組織の影響を受けずに、骨表面の歪計測が可能となった。

本装置を用い、倫理委員会の承認のもとに検査に同意を得た、中高齢者6名(平均66 \pm 6歳)と若年健康者6名(平均30 \pm 6歳)を対象に、測定を実施した。検査対象は左脛骨骨幹部と右下腿の近位・遠位を支持し、骨のほぼ中央において25Nの荷重を長軸に垂直に加える三点曲げ試験を行い、脛骨の曲げ変形角度を測定した。また、中高齢者の同一患者において腰椎・大腿骨頸部のDEXAによる骨密度を測定し比較した。結果、ET計測による脛骨の曲げ変形角は、中高齢者群で平均0.188度(0.128~0.301度)、若年健康者群で平均0.095度(0.05~0.143度)であった。一方、中高齢者群でのDEXAによる腰椎の骨密度は平均0.658g/cm²(0.495~0.917g/cm²)、大腿骨頸部では平均0.521g/cm²(0.441~0.789g/cm²)であった。中高齢者の曲げ変形角は、Mann-Whitney検定の結果、若年健康者群と比較して有意(p=0.010)に大きかった。また、DEXAでYAM70%以下の症例では曲げ変形角が大きい傾向があり、骨強度(剛性)の低下傾向が示唆された。骨密度との比較においては、密度が低いほど曲げ変形角が大きい傾向にあった。(腰椎DEXAとの相関R=-0.923, P=0.008, 大腿骨頸部DEXAとの相関R=-0.821, P=0.06)

本法は、in vivoにおいて脆弱性骨の強度(剛性)を評価できる可能性が示唆された。今後測定症例を増し、本法の有用性をさらに検討する必要がある。

111 MRIで診断した踵骨および膝関節周囲に生じた骨脆弱性骨折(骨挫傷)症例の検討

札幌清田整形外科病院整形外科

○片平 弦一郎、菅原 太郎、東谷 紀孝、佐竹 聡美、中野 智博

【初めに】

骨脆弱性骨折は日常生活動作程度の軽微な外力で発生し、大腿骨頸部、仙骨、恥骨、坐骨などに好発するとされている。しかし、踵骨における骨脆弱性骨折および骨折にいたらない骨挫傷を呈した症例の報告は殆どなく、膝関節周囲の報告も少ない。今回我々はMRIにて診断しえた踵骨および膝関節周囲に生じた骨脆弱性骨折および骨挫傷の症例を経験したので報告する。

【症例】

症例は単純レントゲンでは診断が困難であったがMRIにて診断しえた7症例(踵骨3例、膝関節周囲4例5膝)である。初診時MRIで骨折と診断した症例は踵骨の1例のみで、他は骨挫傷症例であった。膝関節周囲の発生部位は大腿骨内顆および脛骨内外顆に発生し、部位による特徴は認められなかった。

【症例1】

62歳女性。主訴は左踵骨痛。特に外傷の既往なく旅行後より歩行時疼痛が出現した。初診時レントゲンでは異常所見は認めなかったが、MRIにて踵骨の骨挫傷と診断。超音波法による骨量は左踵骨のスティフィネス値45(%YAM 49)、右踵骨46(%YAM 50)と両踵骨とも低下を認めた。DXA法による骨密度(%YAM)も腰椎49.5、大腿骨頸部44.1と低下を認めた。初診時のBAP、尿中NTXはともに高値であった。経過は保存的に安静加療し、受傷後3週で疼痛の軽減を認めた。画像所見では3ヵ月後のMRIでは骨折の所見が確認され、6ヵ月後のMRIで骨折線の消失を認めた。

【症例2】

54歳女性。主訴は左踵骨痛。特に外傷の既往はなく立ち仕事を始めてから歩行時疼痛が出現した。初診時レントゲンでは異常所見は認めなかったが、MRIにて踵骨の骨挫傷と診断。超音波法による骨量は左踵骨のスティフィネス値59(%YAM 64)、右踵骨74(%YAM 80)で、左踵骨の低下を認めた。DXA法による骨密度(%YAM)は腰椎83.9、大腿骨頸部88.3と低下は認めていない。初診時BAP、尿中NTXはともに基準値の範囲内であった。経過は安静加療し、受傷後3週で疼痛の軽減を認めた。

【結語】

骨脆弱性骨折および骨挫傷は踵骨および膝関節周囲にも発生し、その診断にはMRIが有用である。骨粗鬆症患者で踵骨および膝関節周囲に疼痛を訴えた場合、特に外傷の既往がなくとも脆弱性骨折または骨挫傷を念頭に入れて診療にあたるべきと考える。

2-B-P3-1

Acoustic Emission 法による骨癒合評価の基礎と応用

渡部 欣忍 竹中 信之 芳野 晃 西澤 祐
加藤 成隆 松下 隆

【背景】 Acoustic emission (以下 AE) は、物質の転位や破壊に伴い開放されるエネルギーが音響パルスとなり伝播する現象と定義されている。ラットの実験的骨折の検討から、仮骨の引張強度、曲げ強度、最大トルクと AE 法により測定した降伏強度とは強い一次相関 (相関係数: 0.95-0.98) を示すことが明らかになった。この結果は、骨折部の、引張・曲げ・ねじりという負荷に対して仮骨強度の 67-83% で材料降伏がはじまることを示している。本報では、AE 法による骨癒合評価法の可能性と問題点について検討した。

【対象】 01 年 3 月-04 年 7 月までに当院で創外固定法により治療した骨折・偽関節・骨髄炎・変形矯正のうち、骨癒合評価の指標に AE 検査を併用した 45 例を対象にした。

【方法】 ハーフピンやワイヤーに圧電素子を設置し、患肢に荷重をかけながら骨から発生した AE 信号を測定した。AE 信号が測定されはじめた時点での患肢の部分荷重量を降伏強度と定義した。降伏強度と X 線単純写真とから骨癒合完了と判定した場合、骨折部の固定を除去した状態で 2 週間以上全荷重歩行を許可した後に創外固定器を除去した。降伏強度の変化、創外固定除去による骨折・変形の有無を検討した。

【結果】 降伏強度は、時間経過とともに増加した。約 6 割の症例で患肢に体重の 110% 以上の荷重を加えることが可能であった。AE 検査中の骨折を 1 例、骨癒合完了と判定してからの待機期間中の骨折・再変形が 3 例あった。これらの症例は、最終 AE 検査から平均 10 日で変形・骨折を生じた。

【考察】 AE 検査で定義した降伏強度は、骨癒合の指標となっていた。待機期間中の骨折・再変形例は検査直後ではなく 1 週間以上の荷重歩行後で顕在化したため、仮骨の疲労破壊が骨折・再変形の原因であろうと推察する。AE 法は骨癒合モニタリングとして有用であるが、材料疲労や動的負荷に対する骨強度の安全率をどの程度に見積もるべきかが今後の課題であろう。

帝京大整形

2-B-P3-2

超音波エコートラッキング法を用いた骨癒合判定法

松山 順太郎¹ 大西 五三男¹ 酒井 亮一²
鈴木 浩之² 大塚 利樹² 宮坂 好一² 原田 烈光³
別所 雅彦¹ 大橋 暁¹ 松本 卓也¹ 中村 耕三¹

骨癒合においては力学強度の回復が臨床上に最も重要な要件である。既存の骨癒合判定法は汎用性がなく、今なお X 線写真による定性的な方法に依存している。本研究の目的は、骨癒合を非侵襲に精確且つ定量的に判定可能にし、かつ汎用性のある方法を確立することである。骨の荷重に対する変形を定量的に検出し、骨の力学特性を評価することにより骨癒合を評価することが可能である。骨の微小変形の検出を達成するために超音波のエコー信号の位相変化を測定するエコートラッキング (ET) 法を用い、2.6 μm の測定精度で計測可能な診断装置を開発した。本装置を用い、脛骨骨折患者に対し骨癒合の判定を行った。下腿の近位・遠位を固定し、骨折部近傍において 25 N の曲げ荷重を加え、近位・遠位骨片の傾斜角 (ET 変形角) を測定した。ET 変形角の経時変化を健側肢と比較し骨癒合を定量評価した。対象は 14 名 16 肢で平均年齢は 34 歳であった。治療法の内訳は、保存療法が 2 名 2 肢、手術療法は 12 名 14 肢 (髄内釘: 6 肢、プレート: 1 肢、腸骨移植と螺子固定: 1 肢、創外固定: 6 肢) であった。2-6 週間隔で測定を実施し、測定期間は平均 21.2 週で測定回数は平均 6.1 回であった。保存療法・手術療法のいずれの症例においてもレントゲン上、正常な骨癒合が進行した症例では ET 変形角は経時的に指数関数的に減少し、骨癒合を定量評価可能であった。一方、髄内釘 (1 例) とプレート (1 例) 手術症例でレントゲン上、仮骨の形態変化を示さない症例の ET 計測では、いずれも健常側の 3 倍以上の ET 変形角を示し、経時測定でも明らかな減少はなく、骨癒合不全であることが診断可能であった。ET 計測により非侵襲に骨癒合の進行と遷延が定量診断可能であった。今後、骨折治療後の許容荷重量の決定・固定材料除去時期を判断する診断法としてまた、骨癒合促進治療の治療効果判定法として応用可能であると考えらる。

¹東大整形 ²アロカ (株)

2-E-03

低弾性率生体用チタン合金製骨プレートの力学的生体適合性評価

Mechanical biocompatibility of bone-plates made by titanium alloys for low elasticity biomedical applications

豊橋技術科学大学大学院, 豊橋技術科学大学工学研究科生産システム工学専攻, 名城大学理工学部材料機能工学科, 愛知医科大学医学部

○池本¹ 旭¹, 新家² 光雄², 赤堀³ 俊和³, 服部⁴ 友一⁴, 森川⁵ 圭造⁵, 戸田⁶ 裕之⁶

【目的】近年骨折固定は、生物学的骨癒合を促進する骨折固定用インプラントが開発され、その材料は、骨吸収、材料の劣化やそれに起因する毒性および金属アレルギーなどの問題を持つステンレス鋼から、チタン合金へと改良されている。更に低弾性率と優れた生体適合性を有する生体用 β 型チタン合金、Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr合金が開発され、その医療材料への応用も期待されている。本研究では、本金属材料の特徴とその力学的特性を紹介し、また試作した骨プレートを用いて動物実験を行い、骨折治癒過程を観察する事によって、本材料の有用性を検討した。

【材料と方法】用いた生体用 β 型チタン合金(Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr)は、冷間圧延材(以後、TNTZCR)で、真空中にて1063Kで3.6ks保持後水冷の溶体化処理を施したもので、耐疲労性に優れた材料である。またコントロールとして既製のSUS316Lステンレス鋼の骨プレートを用いた。家兎左脛骨中央部に骨切を行い、骨プレートで架橋固定し、経時的にX線撮影により骨折部を観察した。

【結果】骨プレートで架橋固定された骨折部は早期に骨癒合した。また生体用 β 型チタン合金製の骨プレートで固定された骨折部は、ステンレス鋼の骨プレートと同様に良好な仮骨形成を認め、低弾性による仮骨形成の促進が認められた。

【結論】生体用 β 型チタン合金(Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr)を材料とする骨プレートは、従来のステンレス鋼の骨プレートと同様に有用な骨折固定用インプラントであった。また本材料は、ステンレス鋼が問題としていた金属疲労による材料劣化や毒性および金属アレルギーなどを軽減する事から、骨折部の生物学的癒合を促進する有用な骨折固定用材料として期待される。

2-E-04

CT・CAD/有限要素法を用いた大腿骨転子部骨折に対する骨接合術のための術前計画

A preliminary study on assessment of the lag screw bone interface using a CT・CAD based linear finite element analysis

東京大学医学部整形外科学教室

○松本¹ 卓也¹, 大西² 五三男², 別所³ 雅彦³, 大橋⁴ 暁⁴, 中村⁵ 耕三⁵

【背景・目的】大腿骨転子部骨折の術後経過でインプラントがカットアウトし再手術を余儀なくされる場合がある。大腿骨頸部の強度を高精度で予測する有限要素法解析モデルを応用し、転子部骨折のCTデータとインプラントのCADデータを用いた有限要素法解析で、インプラント刺入高位の相違による大腿骨頸部/インプラント周囲の応力・ひずみを解析し、術後の荷重歩行によるカットアウトの危険性を予測・評価を試みた。

【対象と方法】83歳女性の右大腿骨転子部骨折例を対象とした。術前に大腿骨近位部を2mmスライスでCT撮影。非骨折側を抽出し、3次元の有限要素法モデルを作成。CHS・lag screw (01-801-12 瑞穂医科工業 東京)の3D CADデータを用い、頸部から骨頭直下までscrewを挿入したモデルを作成した。材料特性は大腿骨では要素位置に対応するCT値から骨密度を算出し材料特性に変換した不均一材料、screwではTi6Al4Vチタン合金の特性を用い均一材料とした。荷重・拘束条件は、片脚荷重を模擬し50kgfを負荷した。screw刺入部位は前後方向では中央に、頸部骨軸に平行に設定。冠状面でlag screw位置が、頸部最遠位(calcar直上)のもの、頸部最遠位から5mm, 10mm, 15mm近位に移動した場合について各々線形解析を行いscrew高位別に相当応力、最小主ひずみを比較検討した。

【結果・考察】screwがcalcar直上より近位にあるほど頸部基部の相当応力は増加しscrew周囲の最小主ひずみの絶対値も増加した。本法は患者固有の解析モデルを作成でき、術前計画として利用できる利点がある。今後はさらに骨折の存在やscrew骨界面の接触条件を考慮したモデルに発展し解析すべきと考える。

2-E-07

CT/有限要素解析を用いた創外固定ピン応力の検討

Stress analysis of the external fixator pin cluster using a patient specific CT/FEM

東京大学医学部整形外科

○大橋 暁^{おおはし けい}, 大西五三男, 別所 雅彦,
松本 卓也, 松山順太郎, 中村 耕三

創外固定においてハーフピンの弛みやカットアウト、破損は重大な合併症の一つである。片持ち式創外固定において各刺入位置におけるピン応力を検討するために、患者CTデータを基に大腿骨骨折創外固定モデルを作成し有限要素法解析を行った。大腿骨骨折患者に対し非骨折側の大腿骨骨頭から大腿骨遠位端までCT撮影を行い(120kV, 150mA, contiguous 3.0 mm thick slices, 0.45 mm pixels, 512 by 512 matrixes), 骨幹部中央を骨折部として21mm取り除き、皮質骨外層を3節点シェル要素、海綿骨を4節点ソリッド要素により大腿骨有限要素骨折モデルを作成した。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。また直径6mmのピンを4本および6本(それぞれ近位遠位2本および3本づつ)を大腿骨に刺入し、それらを直径30mmの支柱により架橋する構造をCADソフトにより作成、4節点ソリッド要素により創外固定モデルを作成した。均一材料としてピンにはチタン合金、支柱にはステンレス鋼の材料特性を使用した。大腿骨頭より機能軸方向へ荷重を加え大腿骨遠位端を完全拘束し弾性解析を行った。最近位および最遠位のピンには引張優位な応力が、骨折部に近接するピンには圧縮優位な応力がピン刺入部に存在した。創外固定ではピンの固定位置によって応力の方向や大きさが異なることが考えられる。有限要素法により創外固定のそれぞれピンの応力を予測し、それらに最適なピンを選択することまたは最適位置に刺入することで個々のピンおよび創外固定全体の骨折固定力が向上すると考えられる。

2-E-08

LCP-T型プレートによる橈骨遠位端骨折の治療成績

Treatment of distal radius fractures using LCP small T-plate

県西部浜松医療センター整形外科

○田内 亮吏^{たうち りょうじ}, 岩瀬 敏樹, 甲山 篤,
佐竹宏太郎, 安藤 圭

【目的】本研究は橈骨遠位端骨折に対して、LCP T型plate small right angle(以下LCP)を用いた骨接合術後の治療成績を検討することである。

【対象と方法】2005年4月からLCPを用いて掌側プレート固定を行った橈骨遠位端骨折10例10手関節を対象とした。受傷時年齢は14歳-78歳(平均52歳)で、男性4例、女性6例であった。受傷側は右側5例、左側5例であった。術後平均経過観察期間は5.3ヶ月であった。骨折型はAO分類でA-2;3例、A3;3例、C2;4例であった。手術は全例、掌側アプローチで進入して骨接合を行った。外固定の有無は骨接合後の固定性をイメージにて確認して判断した。評価方法は臨床評価には斉藤の治療成績基準を用い、術後合併症についても調査した。X線の評価として術後、最終観察時のpalmar tilt, radial inclination, ulnar varianceを計測した。

【結果】全例に骨癒合は得た。最終調査時、斉藤の治療成績評価基準の自覚的評価において、Excellent 3例、Good 7例、総合成績ではExcellent 5例、Good 5例であった。各評価ともfairとpoorの症例は無かった。外固定は10例中5例に施行され、外固定期間は平均16日であった。術直後、最終観察時のpalmar tiltは各 $4.6 \pm 5.9^\circ$, $4.7 \pm 6.2^\circ$ ($p=0.45$), radial inclinationは平均 $20 \pm 3.7^\circ$, $20 \pm 4.7^\circ$ ($p=0.17$), ulnar varianceは平均 $-0.4 \pm 1.3\text{mm}$, $-0.1 \pm 1.3\text{mm}$ ($p=0.22$)であり、有意差はなかった。1例に抜釘時にロッキングが解除不可能となった合併症を生じた。

【結語】10例の橈骨遠位端骨折に対してLCPを用いて骨接合を行い、術後の固定性と可動域の回復は良好であった。しかし、遠位骨片の小さなまたは粉碎した骨折に対して、本プレートの固定力が有効であるかという問題もあり、今後どの骨折型に対してどの種類の固定器具が最適かを検討して治療を行う必要がある。

06(IV)-20

CT・CAD/有限要素法解析を用いた創外固定ピン応力の検討

○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, 中村 耕三^a

^a東京大学医学部整形外科

Analysis of the Stress Distribution at the Pin-bone Interface of the External Fixation Using a Patient Specific CT・CAD-based Finite-Element Method

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

^aDepartment of Orthopaedic Surgery, University of Tokyo, Tokyo.

Abstract: Pin loosening is one of the major complications of external fixation and assumed to occur at the site of stress concentration. The purpose of this study was to evaluate stress distribution on pins and the surrounding bone by means of an originally developed CT・CAD-based finite-element method (FEM). With the CT images of the 32-year-old male patient and the CAD data of an external fixator, the FEM model of a femoral mid-shaft fracture stabilized by the external fixator was created. A physiological load of 500 N was applied on the femoral head to investigate the stress distribution of both the bone and the pins. The FEM analysis showed the high stress concentration at the pin insertion site of the cortical bone away from the fracture. The stress direction of the pin surface at the insertion sites was tensile in the pins away from the fracture and compressive in the pins close to the fracture. These results were compatible with those of the previous studies that conducted mechanical testing. We believe this patient specific CT・CAD-based FEM is useful to preoperatively plan the placement of the screws and the fixator as well as to optimize the design of the external fixation devices to minimize stress concentration at the pin-bone interface. **Key words:** Finite element analysis, External fixation, Pin, Stress distribution, Fracture

背景および目的

創外固定においてハーフピンの弛みやカットアウト、破損は重大な合併症の一つである。[1] ピンの Loosening については、応力の集中が影響していることが示唆されている。[2] 一方、有限要素法解析は複雑な形状や構造を持つものの力学的シミュレーションを行う有用な方法である。[3] しかし、骨を本来の姿である不均質材料として有限要素モデルを作製し、ピン周囲の応力を検討した研究はこれまでにない。本研究では創外固定ハーフピン刺入部応力を検討するために、患者 CT データを基に不均質材料大腿骨創外固定モデルを作成し有限要素法弾性解析を行った。

方法

左大腿骨骨折後変形治癒の 32 歳男性患者に対して行った両大腿骨 CT 撮画像(Aquilion super4, Toshiba medical systems)(120kV, 150mA, continuous 3.0 mm thick slices, 0.45 mm pixels, 512 by 512 matrixes)を基に健側である右大腿骨について有限要素モデルを作製した。(Fig.1) 皮質骨および海綿骨に対して 2~24 ミリの四面体要素、皮質骨外層に対して 0.4 ミリ厚の三角形要素を用い、Oct-tree 法にて meshing を行った。各要素の材料特性は、要素位置に対応する CT 値から骨密度を算出し、Keyakらの理論[4]に基づいて材料特性に変換した。

大腿骨有限要素法モデルについて骨幹部中央を骨欠損部として 21mm 欠損とした。CAD ソフト (Vector Works, A&A) を使用して、創外固定ピンには直径 6mm の円柱

を用い、創外固定器には直径 30mm の円柱を用いて創外固定モデルを作製した。

創外固定ピンは、大腿骨中央前額断面上に図のように大腿骨機能軸に垂直に互いに平行となるように配置し、2 本 x2 および 3 本 x2 モデルを作製した。(Fig.2)また固定器の支柱は、大腿骨より約 10cm 離し大腿骨機能軸に平行に設置した。ピン、固定器共に、大腿骨モデルと同様に oct-tree 法にて meshing を行い、いずれも均質材料として、それぞれチタン合金、ステンレス鋼の材料特性を割り当てた。

荷重・拘束条件は、大腿骨遠位端を完全拘束し、大腿骨頭より機能軸方向へ 500N の荷重を加え弾性解析を行った。要素数は約 7 万 4 千~8 万 6 千、節点数は約 42 万~50 万、解析時間は約 4 時間であった。変形図、ピン-骨インターフェースにおける相当応力分布、ピン表面の主応力分布 (テンソル表示) の評価を行った。

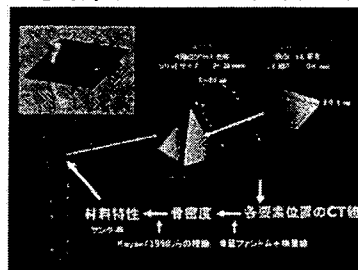


Fig. 1 3D Finite Element Method Model of the Femur

結果

変形図 (Fig.3)

荷重により主にピンがたわみ、骨のアライメントは内反位となった。

ピン-骨インターフェースの相当応力分布 (Fig.4)

骨欠損部より離れたピンの刺入部に応力の集中がみられた。また、その応力集中の程度はピン4本の場合よりも6本の方が低くなっていた。

ピン表面の主応力分布(テンソル表示) (Fig.5)

骨欠損部より離れたピン群では、引張主応力の部分が主圧縮主応力の部分よりも領域が広く、かつ絶対値の最大値が高かった。逆に、欠損部に近接するピン群では、圧縮主応力の部分が引張り主応力の部分よりも領域が広く、かつ絶対値の最大値が高かった。

考察

先行研究にてハーフピンの応力の集中がピン刺入側の皮質骨で発生することがモデル骨有限要素法解析にて認められている [5] 今回の患者CTデータを基にした有限要素法解析でも同様にピン刺入側、特に骨欠損部より離れたピン刺入部骨皮質での応力集中がみられた(Fig.4)。固定ピンの材質や形状、使用本数、刺入位置、さらに固定器との固定位置等を工夫することによって、応力の分散が計られると考えられる。さらに、今回の研究では、骨欠損部より離れたピンでは、引張りの主応力が優位に働いていると考えられ、逆に欠損部に近接するピンでは、圧縮の主応力が優位に働いていると考えられ、ピン刺入部位による特有の応力方向の存在が示唆された(Fig.5)。それぞれの刺入部位によって異なるピンを選択すること等の有用性も示唆された。これらの点について今後研究を継続してゆく予定である。

結論

今回、患者CTデータを基に有限要素法弾性解析によりピン刺入部付近の応力の検討をした。骨欠損部より離れたピン刺入部に応力の集中がみられた。また、骨欠損部より離れたピンには引張り主応力が優位に、一方、骨欠損部に近接するピンには圧縮主応力が優位に働いていた。

参考文献

- [1] Ahlborg HG, Josefsson PO. Pin-tract complications in external fixation of fractures of the distal radius. Acta Orthop Scand. 1999 Apr;70(2):116-8.
- [2] Aro HT, Markel MD, Chao EY. Cortical bone reactions at the interface of external fixation half-pins under different loading conditions. J Trauma. 1993 Nov;35(5):776-85.
- [3] Huiskes R, Chao EYS, Crippen TE. Parametric analyses of pinbone stresses in external fracture fixation devices. J Orthop Res 1985;3:341-349.
- [4] Keyak, J.H., Rossi, S.A., Jones, K.A., Skinner, H.B. Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. Journal of Biomechanics. 1998;31: 125-33.
- [5] Oni OO, Capper M, Soutis C. Factors which may increase stresses at the pin-bone interface in external fixation: a finite element analysis study. Afr J Med Med Sci. 1999 Mar-Jun;28(1-2):13-5.

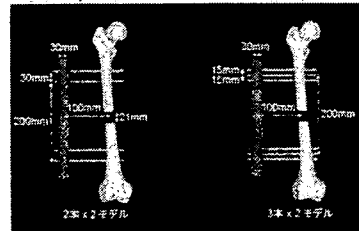


Fig. 2 Configuration of the External Fixation Model

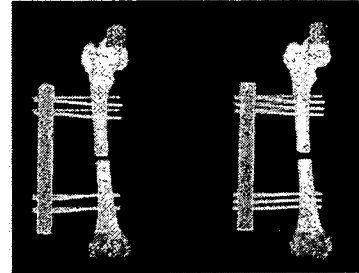


Fig. 3 3-times-Magnified Deformation Image of the Loaded Model

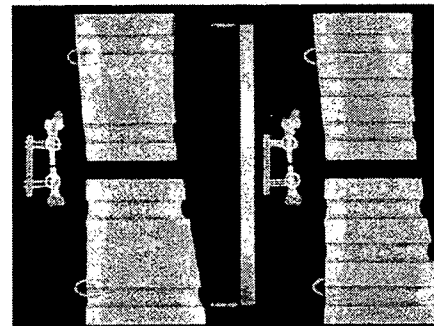


Fig. 4 Equivalent Stress Distribution of the Inside Femur

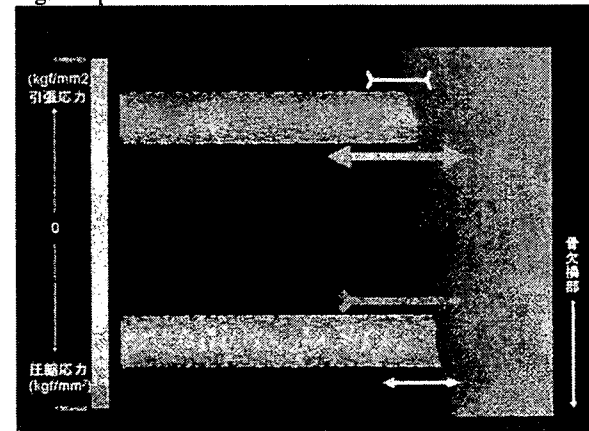


Fig. 5 Tensor Stress Distribution of the Pin Surface

05(XVI)-108

CT/有限要素法による手術計画への可能性 Lag screw 刺入高位による大腿骨頸部の応力・ひずみの検討

○松本卓也^a, 大西五三男^a, 別所雅彦^a, 大橋暁^a, 中村耕三^a^a 東京大学医学部整形外科

A Preliminary Study on Assessment of the Lag Screw Bone Interface Using a CT Based Linear Finite Element Analysis

T. Matsumoto^a, I. Ohnishi^a, M. Bessho^a, S. Ohashi^a, K. Nakamura^a^a University of Tokyo, Tokyo, Japan

ABSTRACT: The purpose of this study was to establish a FE model which was able to simulate a postoperative condition of the trochanteric fracture and then to evaluate stress and strain distribution at the bone implant interface. Dicom data of axial CT scans of the proximal femur were obtained with a calibration phantom, from which a 3D finite element model was constructed. A 3D CAD model of a compression hip lag screw was also created and inserted into the bone model. Linear FE analyses were performed for each FE models with the screw. As a result, the more proximal the screw was inserted, the higher were the equivalent stress and the minimum principal strain at the screw bone interface.

Key ward: hip fracture, osteoporosis, finite element analysis

背景

大腿骨転子部骨折は通常、早期離床を目指して手術療法が行われる。しかし、重度の骨粗鬆症があり、術後経過においてインプラントのカットアウトのため、再手術を余儀なくされる場合がある。

目的

本研究は大腿骨頸部の強度を高精度で予測する有限要素法解析モデルを応用し、転子部骨折症例のCT dicom データとインプラントの CAD データを用いた有限要素法解析で、インプラント刺入高位の相違による大腿骨頸部/インプラント周囲の応力・ひずみを解析し、術後の荷重歩行によるカットアウトの危険性を予測・評価することである。

対象と方法

症例は 83 歳女性。右大腿骨転子部骨折を受傷。術前に大腿骨近位部を 2mm slice、ピクセル幅 0.784mm で定量的 CT を撮影。瑞穂医科工業の CHS・lag screw(01-801-12)の 3D 製図を ΦSTATION Ver13.2(SAEILO 社)にて作製、Solid Works(Solid Works 社)に変換した CAD データを用い健側大腿骨頸部に lag screw を刺入したシミュレーションモデルを作成した。screw 位置による頸部周囲の相当応力、最小主ひずみの違いを検討した。有限要素解析ソフトウェアには MECHANICAL FINDER を用いた。CT 画像上で閾値処理し解析対象となる非骨折側大腿骨近位部を抽出、3次元構築した。この大腿骨近位部の有限要素法モデルに対

し、screw の CAD データを用い、大腿骨転子部骨折の観血的整復内固定術を行う様に、頸部から骨頭直下まで screw を挿入したモデルを作成した。大腿骨の海綿骨では 3 ミリの正四面体要素、皮質骨外層では 0.4mm、ヤング率 10GPa の正三角形要素の皮質シェルを構築した。三次元骨形状を作成し、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、Keyak (1998) らの理論に基づいて材料特性に変換した不均一材料とした。一方 screw の材料特性は Ti6Al4V チタン合金の特性を用い均一材料とした。インプラントと骨界面の境界条件は完全固着とした。荷重条件および拘束条件は、片脚に全体重をかけた体勢を模擬した条件を設定、50kgf の荷重をかけた。screw 刺入部位は前後方向では中央に、頸部骨軸に平行に設定。冠状面で lag screw 位置が、頸部最遠位 (calcar 直上) のもの、頸部最遠位から 5mm、10mm、15mm 近位に移動した場合について各々線形解析を行い screw 高位別に相当応力、最小主ひずみ比較検討した。

結果

screw が calcar 直上より近位にあるほど大腿骨頸部基部の相当応力は増加 (図 1-4) し screw 周囲の最小主ひずみの絶対値も増加した (図 5-8)。

考察

大腿骨転子部骨折治療後の retrospective な臨床研究から中心部より近位に刺入された screw はカットアウトの確率が高い。これは本研究の結果と合致する。また screw 刺入高位は骨頭中央がよいという報告と骨頭中央より下方がよいという報告があるが、骨頭中央部より下部に screw を刺入した方が頸部基部の相当応力は少なく、最小主ひずみの絶対値も小さくなる事が示された。本法は患者固有の解析モデルを作成でき、術前計画として利用できる利点がある。今後はさらに骨折の存在や screw 骨界面の接触条件を考慮したモデルに発展し解析すべきと考える。

相当応力分布

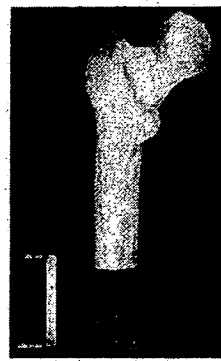


図 1: Calcar 直上

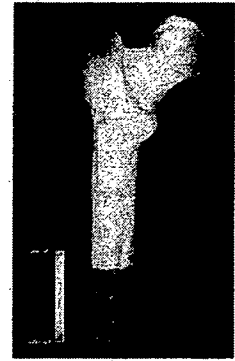


図 2: 5mm 近位

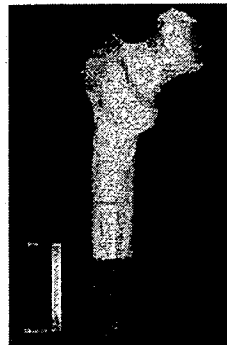


図 3: 1cm 近位



図 4: 1.5cm 近位

最小主ひずみ分布

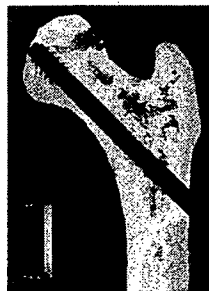


図 5: Calcar 直上

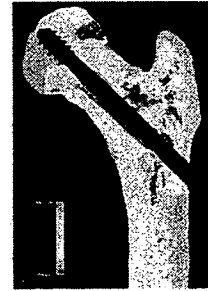


図 6: 5mm 近位



図 7: 1cm 近位



図 8: 1.5cm 近位