

garding treatment seems very difficult. We may need a prospective study in the near future to investigate which of the predicted strengths among the 3 loading conditions would result in the most accurate assessment of vertebral fracture risk in elderly individuals with osteoporosis. Assessment of vertebral strength using a CT-based FEM is clinically available and has been applied *in vivo*⁸ and used for the evaluation of the efficacy of osteodynamic agents in treating osteoporosis.^{27,28} In addition, investigations on the magnitude of stress at the bone-pedicle screw interface have been performed by creating a CT/FEM model of a lumbar vertebra with pedicle screws inserted.²⁹ CT/FEM has also been applied for analyzing vertebral strength after vertebroplasty using bone cement.³⁰ That study reported the effect of cement distribution on vertebral strength and stiffness. Accumulating basic and clinical data by conducting such studies will contribute to the creation of equations in the future that will allow surgeons to select suitable treatment options.

■ Key Points

- The fracture load in the forward bending was significantly lower than that in the uniaxial compression ($P = 0.00017$). The distribution of the predicted fracture sites tended to locate at the upper third of the vertebral body in all loading configurations.
- In osteoporotic patients, both uniaxial compression and forward bending should be assessed to evaluate fracture risk in daily living by using a CT-based FEM.

References

1. NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy. *JAMA* 2001;285:785-95.
2. Melton LJ III, Chrischilles EA, Cooper C, et al. Perspective. How many women have osteoporosis? *J Bone Miner Res* 1992;7:1005-10.
3. Eastell R, Cedel SL, Wahner HW, et al. Classification of vertebral fractures. *J Bone Miner Res* 1991;6:207-15.
4. Melton LJ III, Lane AW, Cooper C, et al. Prevalence and incidence of vertebral deformities. *Osteoporos Int* 1993;3:113-9.
5. Granhed H, Jonson R, Hansson T. Mineral content and strength of lumbar vertebrae. A cadaver study. *Acta Orthop Scand* 1989;60:105-9.
6. Whealan KM, Kwak SD, Tedrow JR, et al. Noninvasive imaging predicts failure load of the spine with simulated osteolytic defects. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82:1240-51.
7. Imai K, Ohnishi I, Bessho M, et al. Nonlinear finite element model predicts vertebral bone strength and fracture site. *Spine* 2006;31:1789-94.
8. Imai K, Ohnishi I, Yamamoto S, et al. In vivo assessment of lumbar vertebral strength in elderly women using computed tomography-based nonlinear finite element model. *Spine* 2008;33:27-32.
9. Bessho M, Ohnishi I, Matsuyama J, et al. Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *J Biomech* 2007;40:1745-53.
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. Jensen KS, Mosekilde L, Mosekilde L. A model of vertebral trabecular bone architecture and its mechanical properties. *Bone* 1990;11:417-23.
12. Rho JY, Tsui TY, Pharr GM. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials* 1997;18:1325-30.
13. Hou FJ, Lang SM, Hoshaw SJ, et al. Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness. *J Biomech* 1998;31:1009-15.
14. 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.
15. Pollintine P, Dolan P, Tobias JH, et al. Intervertebral disc degeneration can lead to "stress-shielding" of the anterior vertebral body: a cause of osteoporotic vertebral fracture? *Spine* 2004;29:774-82.
16. Oda K, Shibayama Y, Abe M, et al. Morphogenesis of vertebral deformities in involutional osteoporosis. Age-related, three-dimensional trabecular structure. *Spine* 1998;23:1050-5; discussion 6.
17. Wilke HJ, Neef P, Caimi M, et al. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 1999;24:755-62.
18. Keller TS, Ziv I, Moeljanto E, et al. Interdependence of lumbar disc and subdiscal bone properties: a report of the normal and degenerated spine. *J Spinal Disord* 1993;6:106-13.
19. Adams MA, Pollintine P, Tobias JH, et al. Intervertebral disc degeneration can predispose to anterior vertebral fractures in the thoracolumbar spine. *J Bone Miner Res* 2006;21:1409-16.
20. Simpson EK, Parkinson IH, Manthey B, et al. Intervertebral disc disorganization is related to trabecular bone architecture in the lumbar spine. *J Bone Miner Res* 2001;16:681-7.
21. Kurowski P, Kubo A. The relationship of degeneration of the intervertebral disc to mechanical loading conditions on lumbar vertebrae. *Spine* 1986;11:726-31.
22. Buckley JM, Cheng L, Loo K, et al. Quantitative computed tomography-based predictions of vertebral strength in anterior bending. *Spine* 2007;32:1019-27.
23. Crawford RP, Keaveny TM. Relationship between axial and bending behaviors of the human thoracolumbar vertebra. *Spine* 2004;29:2248-55.
24. Crawford RP, Rosenberg WS, Keaveny TM. Quantitative computed tomography-based finite element models of the human lumbar vertebral body: effect of element size on stiffness, damage, and fracture strength predictions. *J Biomech Eng* 2003;125:434-8.
25. Bouxsein ML, Melton LJ III, Riggs BL, et al. Age- and sex-specific differences in the factor of risk for vertebral fracture: a population-based study using QCT. *J Bone Miner Res* 2006;21:1475-82.
26. Schultz AB, Andersson GB. Analysis of loads on the lumbar spine. *Spine* 1981;6:76-82.
27. Keaveny TM, Donley DW, Hoffmann PF, et al. Effects of teriparatide and alendronate on vertebral strength as assessed by finite element modeling of QCT scans in women with osteoporosis. *J Bone Miner Res* 2007;22:149-57.
28. Imai K, Ohnishi I, Matsumoto T, et al. Assessment of vertebral fracture risk and therapeutic effects of alendronate in postmenopausal women using a quantitative computed tomography-based nonlinear finite element method. *Osteoporos Int* 2008;19:383-4.
29. Chen SI, Lin RM, Chang CH. Biomechanical investigation of pedicle screw-vertebrae complex: a finite element approach using bonded and contact interface conditions. *Med Eng Phys* 2003;25:275-82.
30. Chevalier Y, Pahr D, Charlebois M, et al. Cement distribution, volume, and compliance in vertebroplasty: some answers from an anatomy-based nonlinear finite element study. *Spine* 2008;33:1722-30.

第23回

The 23rd Annual Meeting of Japanese Association of
External Fixation and Limb Lengthening

日本創外固定・骨延長学会

プログラム・抄録集

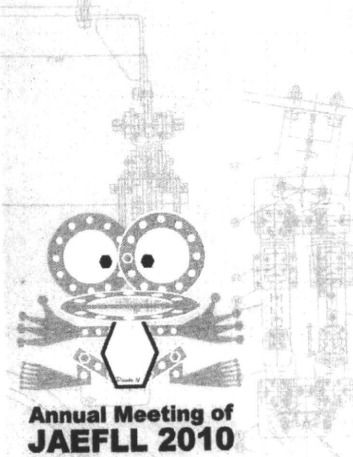


会期 2010.1/15(金)-1/16(土)

会場 秋葉原コンベンションホール

会長 落合 直之

筑波大学大学院人間総合科学研究科教授



Annual Meeting of
JAEFLL 2010

2-02**創外固定を用いたウサギ脛骨骨切りモデルにおける低出力超音波パルスの効果—マイクロCTを用いた3次元の Bone Strength Indices 評価—**

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

東京大学整形外科

Effect of low-intensity pulsed ultrasound stimulation on gap healing in a rabbit osteotomy model with external fixation evaluated by micro computed tomography-based 3-dimensional Bone Strength Indices

○Kenji Tobita, Isao Ohnishi, Takuya Matsumoto, Satoru Ohashi, Masahiko Bessho,
Masako Kaneko, Kozo Nakamura

Dept. of Orthop. Surg., Fac. of Med., Univ. of Tokyo

【背景】低出力超音波パルス（以下LIPUS）治療の骨癒合への促進効果は臨床・基礎研究から実証されている。マイクロCT（以下 μ CT）は硬組織試料の非侵襲的3次元形態評価ができ、骨折治癒過程の精確な評価が可能である。Bone Strength Indices (BSI's)を用いた先行研究による骨強度評価は2次元評価であり、3次元(3D)的に評価したものは無い。

【目的】創外固定を用いたウサギ脛骨骨切りモデルにおける低出力超音波パルスの効果を μ CTを用いて評価する。

【材料と方法】21-23週齢、体重約4kgで雄の日本白色家兎42羽を用いた。吸入麻酔下右脛骨の骨切りを行い、2mmのGapを作成し両側式の創外固定を行った。LIPUSの照射/非照射群に分け、観察期間を4,6および8週とした。術後3日より1週間に6日、吸入麻酔下に20分間照射し、非照射群は照射群と同様の条件でダミーの振動子を用いて模擬照射を行った。観察終了後と殺し、 μ CT撮影を行った。関心領域はgapの中心1mmとし、XYZ空間上に設置した。X,Y及びZ軸周りのBSI'sを求めそれぞれ評価した。統計にはa one-way ANOVA testを行い、有意水準は $p < 0.05$ とした

【結果】照射群は非照射群と比べ6週以降のBSI'sはX,Y及びZ軸すべての方向で有意に高値であった。4,6及び8週の非照射群間の比較では、BSI'sに有意差はなかった。また、4,6及び8週の照射群間の比較は3群間のBSI'sに有意差はなかった。

【考察】BSI'sは慣性モーメントである。Ferretti等によって力学試験による実測値とCT断面像による2次元のBSI'sとの相関関係は立証されている。今回、3次元評価を行いLIPUS照射は捻じれ強度、曲げ強度を骨癒合過程早期に回復させることが示唆された。しかし、その後の骨強度回復に関しては不明である。

2-05**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⁾、飛田 健治¹⁾、金子 雅子¹⁾、岡崎 裕司²⁾、佐藤 和強²⁾、松山 順太郎³⁾、中村 耕三¹⁾

¹⁾東京大学大学院整形外科、²⁾都立府中病院整形外科、³⁾東京大学リハビリテーション科

Prediction of strength of the bone with a defect using CT based finite element method -Strength change with time after removal of external fixator-

○Satoru Ohashi¹⁾, Isao Ohnishi¹⁾, Takuya Matsumoto¹⁾, Masahiko Bessho¹⁾, Kenji Tobita¹⁾, Masako Kaneko¹⁾, Hiroshi Okazaki²⁾, Wakyo Sato²⁾, Juntaro Matsuyama³⁾, Kozo Nakamura¹⁾

¹⁾Dept. of Orthop. Surg., Univ. of Tokyo,

²⁾Dept. of Orthop. Surg., Tokyo Metropolitan Fuchu Hosp.,

³⁾Dept. of Rehab., Univ. of Tokyo

【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3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。交通事故にて左脛腓骨遠位開放骨折 (Gustilo III-B) 受傷。近医にて緊急に洗浄・デブリードマンを行い3週後脛骨 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ヶ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。抜釘時患者体重が90kgあり、脛骨後方に骨欠損が残存したため、抜釘後1ヶ月、4ヶ月、8ヶ月にそれぞれCT撮影・3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・患側脛骨を抽出し、3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、ヤング率と降伏応力を算出、ポアソン比は0.4とした。脛骨下端部を拘束し脛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)、予測骨折荷重量・最大/最小主ひずみを検討した。

【結果】予測骨折荷重は健側脛骨760kgfに対し患側は抜釘後1ヶ月、4ヶ月はそれぞれ135kgf、265kgfであり、骨折部位は骨欠損部であった。抜釘後8ヶ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を超えたのは健側で230kgf、患側では抜釘後1ヶ月、4ヶ月、8ヶ月それぞれ40kgf、85kgf、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ヶ月の時点で再骨折等は起こっていない。

【考察】今回、下腿創外固定後の荷重量決定にCT/有限要素法解析を用いたが、予測骨折荷重のみならず至適ひずみ量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らる。

SERM

No. 7
2009年版

●SERM グラビア MAP

コラーゲン架橋

●エビスタ発売5周年特集

1. ラロキシフェンの骨質改善効果
—材質因子コラーゲン架橋への影響について—
2. 構造特性からみた骨質の改善
3. 骨代謝マーカーからみた骨質改善について

●State of the Art

エビスタ発売の5年間を振り返る
—「エビスタの安全性、有効性」を中心に—

●Evista up to date

非椎体骨に対するラロキシフェンの効果

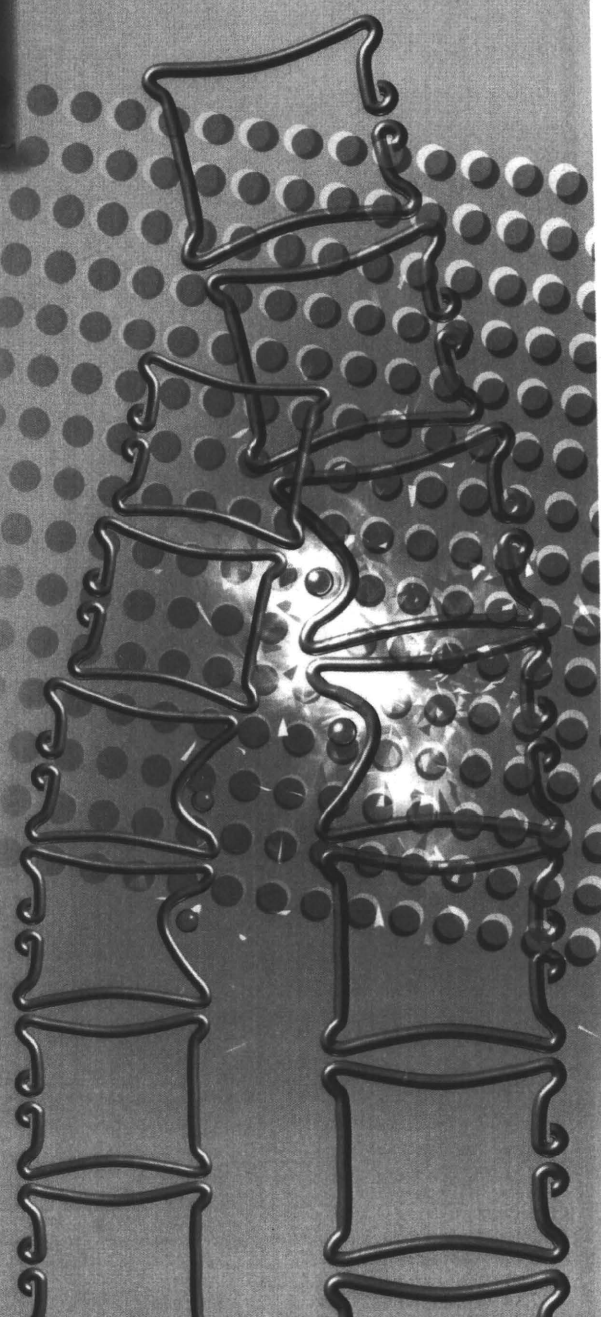
●座談会

エビスタ発売5年目を迎えて
～一般臨床医が思う骨粗鬆症治療の現状と今後の展望～

●第5回・SERM 学術研究会学術集会 講演録

●SERM 文献リスト

 メディカルレビュー社



CT/有限要素法を用いた脊椎椎体の日常生活における骨強度評価 —骨粗鬆症治療効果判定への応用—

松本卓也

[共同演者]大西五三男, 別所雅彦, 金子雅子, 大橋 暁,
飛田健治, 中村耕三

東京大学医学部整形外科



骨粗鬆症による椎体骨折の治療効果

骨粗鬆症に起因する椎体骨折は緩やかに発症し、日常生活動作に起因する。

CT/有限要素法では、椎体の破壊強度と骨折部位を構成度により評価できることから、日常生活動作を模擬した荷重拘束条件によって強度評価を試みた。

先行研究として未知量の原発性骨粗鬆症の患者41例、平均69.8歳の第2腰椎のCT/有限要素法解析を行い、単軸の圧縮のほか立位条件、前屈条件の3条件で骨折荷重を比較。その結果、予測骨折荷重が単軸立位に比べて前屈が有意に低かったことから、日常生活動作における骨折リスクをより正確に評価するには、前屈荷重を考慮する必要があると考えられた。そこで今回の目的は、日常生活動作における骨強度評価を薬剤効果判定に応用するものである。

対象は未知量の原発性骨粗鬆症の患者12例、平均69.8歳の女性。方法は、投与開始前と投与12カ月後に第2腰椎のDXAとCT/有限要素法解析および骨代謝マーカーを調査した。投薬はラロキシフェンである。

CT/有限要素法の荷重条件は、単軸圧縮は実証実験を、立位・前屈の荷重は先行研究(Pollintine P et al: spine 29:774-782, 2004)を参照して、単軸圧縮では椎体上縁を均等に、立位・前屈位では椎体上縁に傾斜荷重をかけた。CT/有限要素モ

デルの1要素が圧壊したときを骨折と定義した。

投薬により有意に変化

骨代謝マーカーは1年間で27.7%、尿中のNTxは27.7%減少した。

第2腰椎のDXAとCT/有限要素法の単軸圧縮の予測骨折荷重値は、DXAでは2.9%の増加、有限要素法では11.3%増加であった(図1)。

荷重条件における予測骨折荷重の増加率の変化は、単軸に比べて前屈・立位とも低くなっているが、今回、有意差はみられなかった。

各症例の増加率は図2の如くなっており、症例ごとに前屈、単軸、立位の各増加率に解離がみられた。増加率の解離は薬剤投与により椎体内部の骨密度分布の変化によっているものと思われる。

ラロキシフェンの投与でDXAの値は数パーセントの増加しかしないが、椎体の骨折率が55%減少という報告がある。有限要素法による強度解析の増加率は、DXAの増加率より有意に高く、薬剤効果判定に感受性が高く検出できることが示唆される。

また、薬剤の投与による経時的変化は、骨密度の増加だけではなく骨密度分布の変化も起こすことから、CT/有限要素法の荷重拘束条件によって骨折率が変化すると思われる。よって、CT/有限要素法による強度解析も日常生活動作に準じた荷重拘束条件によって、薬剤の投与の効果をより鋭敏に検出できる可能性があるといえる。

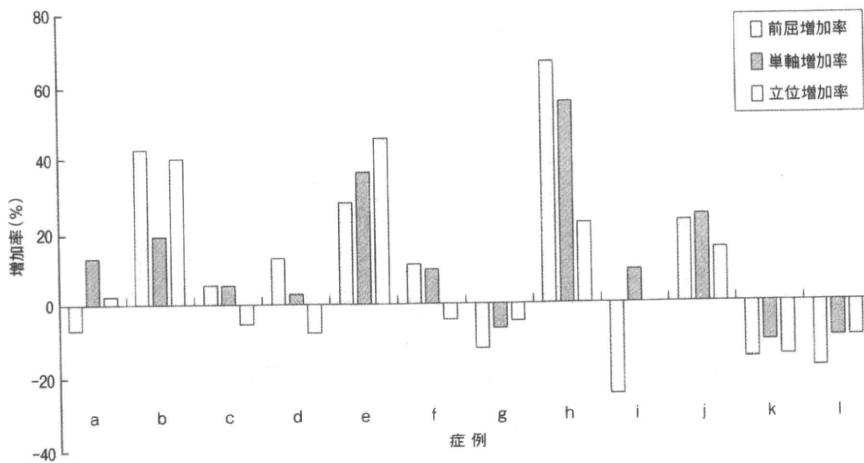
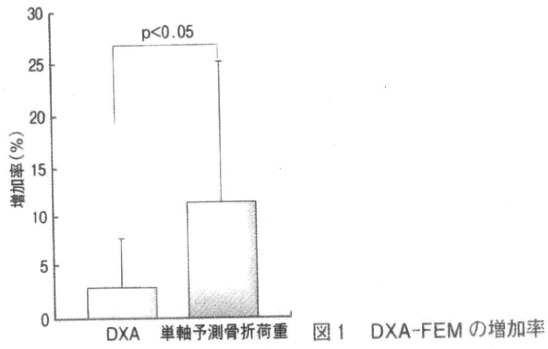


図2 各症例の増加率

塩酸ラロキシフェン2年間内服患者における 大腿骨近位部の強度変化 —CT/有限要素法による薬剤効果判定への応用—



別所雅彦

[共同演者] 大西五三男, 金子雅子, 松本卓也, 大橋 暁,
飛田健治, 中村耕三
東京大学医学部整形外科

CT/有限要素法とは

CT/有限要素法はCT画像を撮影し、関心領域を抽出してモデルを作成し、有限要素モデルを設定する。モデルは基本的に三次元的な形の情報、特性、骨密度分布によって作成され、過重・拘束条件を与えることによって、ひずみに対する応力や接点、破壊強度を解析する方法である。今回、この方法によってラロキシフェンによる強度増加の判定が可能かどうかを検証した。

対象は、原発性骨粗鬆症でラロキシフェンを投与した患者5名である。

方法は、投与開始時にCTと骨密度(DXA)、血清のNTxを測定、血清NTxは半年後に、CTとDXAは1年後、2年後に測定を行った。CTから三次元有限要素モデルを作成し、立位を主にした荷重拘束条件を設定し、非線形解析、骨折荷重の予測、応力分布の予測を行った。経時的評価項目は血清のNTx、予測骨折荷重、DXAの頸部骨密度、近位部の骨密度分布の縦断面、最小主応力分布(CT/FEM)を検討した。

CT/有限要素法は応用の可能性大

79歳の女性の例では、初回が330kg重が1年後には350kg重、2年後には360kg重へと約9%増加していることがわかった。

全体としては、初回半年後に比べて24%、血清のNTxは減少した。1年後、DXAで1%程度、

予測骨折荷重は2%程度増加したが、有意差は出なかった。約2年後に予測骨折荷重の増加率がさらに上がり、有意差がみられるに至った(図1)。

DXAによる骨密度増加率が0.7%にもかかわらず、予測骨強度の増加率が増加した患者では、主圧縮骨梁中心に骨密度が増加し、最小主応力の集中が緩和されていた。

今回、ラロキシフェンの効果に関して、MORE試験と比較してDXAの骨密度の増加率は、以前の報告と大きな差はなかったが、それに比べて予測骨折荷重に関しては、やはり高くなる傾向にあり、DXAの変化率よりも高いのではないかと考えられる(図2)。

また、Odenらの報告で有限要素法を使った1つのシミュレーションでは、転倒条件を模擬して行っているが、骨密度が増えるときにモデル全体の骨密度が増えるとの程度強度が上がるかについての報告がある。

頸部の骨密度では全体を均等に5%増やしたものは頸部の骨密度も5%増えるが、強度的には6%程度となる。また、頸部の一部の骨密度を上げたとき、骨密度全体としては3%程度しか上がっていないが、強度としては15%程度上がる。つまり、一部でも必要どころが必要なだけ増えれば、強度はかなり全体として上がるのではないかと考えられる。

今回の報告の中でも主圧縮骨梁が増えていることに関しては、やはり増えるべきところが増える

図1 骨密度および予測骨折荷重の平均増加率

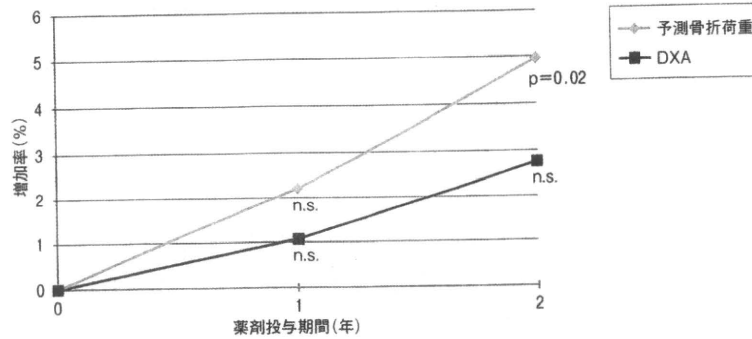
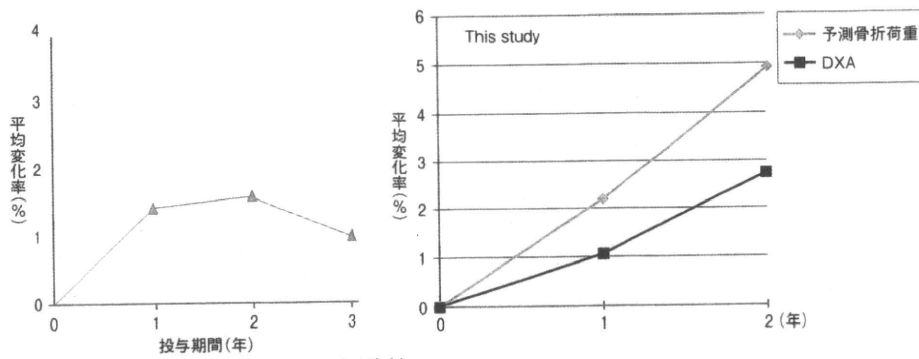


図2 大腿骨頸部 BMD に対するラロキシフェンの効果 (MORE 試験) との比較



(Ettinger B et al : JAMA 282, 637-645, 1999 より改変)

と強度としては上がってくるといえる。ただし、全体としてみると骨密度の変化は、あまり出ないと考えられる。

以上より、骨密度は主圧縮骨梁を中心に増加しており、DXA による骨密度変化よりも CT/有限

要素法による予測骨量評価の変化のほうが大きいことが明らかとなった。したがって、DXA 法による骨密度変化ではとらえられない骨強度変化、骨密度分布をとらえられる可能性がある。

オステオポロシス ジャパン
Osteoporosis
Japan

2009 Vol.17 Suppl.1

第11回日本骨粗鬆症学会

骨ドック・健診分科会

プログラム抄録号



The 11th
Annual Meeting of
Japan Osteoporosis Society

2009 NAGOYA

会期：2009年10月14日～16日

会場：名古屋国際会議場

会長：白木正孝 成人病診療研究所 所長

 LIFE SCIENCE PUBLISHING

東京大学 医学部 整形外科

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】骨粗鬆症に対する薬剤の治療効果判定を早期かつ正確に行うためには、精度や再現性が高い診断法を用いる必要がある。CT/有限要素法の正確性を検証する実証試験では、骨折荷重の解析値と実験値との相関は、 $r=0.97$ と高かった (Bessho et al. 2007)。本研究の目的は、骨粗鬆症患者の大腿骨近位部を対象とし、CT/有限要素法による骨強度予測評価法の検者間・検者内信頼性および再現性を評価することである。【方法】1. 検者間・検者内信頼性評価：未治療の原発性骨粗鬆症の女性患者 10 名 (平均 75 歳) を対象に、倫理委員会の承認のもと患者の同意を得て、右大腿骨近位部の定量的 CT 撮影の撮影を行った。CT 画像を元に、2 名の整形外科医 (検者 A、検者 B) が、CT/有限要素法を用いて予測骨折荷重を解析した。Feldman ら (2007) の方法を参考に、2 回予測骨折荷重の解析を行った。ただし、1 回目の解析から 3 週間以上おいて 2 回目の再解析を行った。信頼性の指標として、級内相関係数 (ICC) を用いて検者内・検者間解析信頼性を評価した。2. 再現性評価：72 歳女性の新鮮凍結大腿骨標本大腿骨 1 本を対象として、設置位置を変えて 6 回 CT 撮影した。6 回分の各 CT 画像を検者 A が予測骨折荷重を解析し、その変動係数を算出した。【結果】検者 A の検者内解析信頼性は、ICC 0.924 であった。検者間解析信頼性は、ICC 0.913 であった。大腿骨標本を用いたで解析再現性について、平均予測骨折荷重は 3675N、標準偏差は 52.4N であり変動係数は 1.43% であった。【考察、結論】信頼性の評価として、Altman ら (1991) は級内相関係数について、0.61~0.81 を Good、0.81~1.00 を Very good とした。今回の我々の解析手法の信頼性は高いと考えられた。また、解析の再現性について Cody ら (2000) は、10 名のボランティアによる in vivo での再現性 (変動係数) は、1.85% であった。先行研究の結果とほぼ同等であると考えられた。DXA の再現性は一般的に 1~3% 程度と言われており、CT/FEM の解析再現性は同等であると考えられた。今後、薬剤効果判定への応用を進めていきたいと考える。

東京大学 医学部 整形外科¹、東京大学医学部附属病院 22 世紀医療センターコンピュータ画像診断学 予防医学講座²

金子 雅子¹、大西五三男¹、別所 雅彦¹、松本 卓也¹、大橋 暁¹、飛田 健治¹、中村 耕三¹、林 直人²

【目的】定量的 CT データをもとにした有限要素法 (CT/FEM) を用いて、骨の形態や構造、および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。しかし、現状では強度値に関して年齢別の基準値がなく、今後、本法を実用化するためには、年齢別の基準データが必須である。本研究は、検診目的で撮像およびデータ保存された PET-CT の DICOM Data を用い、CT/FEM により、年齢別に検診者の骨強度値を作成した。また骨強度に影響する因子を予備的に解析した。【対象と方法】以下の研究に関しては東大病院の倫理委員会の承認のもと患者の同意を得て行った。東大病院検診部にて検診を受け、除外基準に該当しない 40 歳以上の男性 353 名 (平均 54.6 歳、40 歳~87 歳)、40 歳以上の女性 181 名 (平均 59 歳、40 歳~83 歳) を対象とした。CT (GE 横河メディカル Discovery ST Elite) で骨量ファントムとともに撮像した後に記録・保存された DICOM Data を用い、大腿骨近位部の 3 次元有限要素モデルを作成した。荷重・拘束条件を立位条件と転倒条件の 2 条件とし、非線形解析を行った (Bessho et al. J Biomech 2006)。得られた骨強度値の各年齢に対する分布図を作成し、大腿骨近位部の骨強度に影響する因子として、身長・体重および喫煙を解析評価した。相関検定はピアソンの相関係数を用いた。【結論・考察】大腿骨近位部の骨強度値は、男性では立位条件および転倒条件ともに年齢に対して減少する傾向があったが、年齢と有意な相関はなかった。女性では、立位条件および転倒条件とも年齢に対し有意に減少した。さらに、5 歳ごとの年齢区分において、平均値、95% 信頼区間で検定を行うと、男性では、年齢とともに減少はあるが有意な相関はなかった。女性では、年齢帯ごとに有意に減少した。男性、女性とも身長と体重は骨強度値と有意に相関し、低身長、低体重ほど骨強度は低かった。男性では、喫煙 vs 禁煙、非喫煙 vs 禁煙では有意差はなかったが、喫煙者と非喫煙者で有意な相関があり、喫煙者で骨強度が低かった。今後、症例数を増やし、年齢別骨強度基準値の作成とともにより多くの骨強度関連因子について評価を行う。

札幌清田整形外科病院
片平弦一郎、中野 智博

【目的】10年間の骨折リスクを算出するツール FRAX™ が WHO より提唱され我が国でも臨床の場で使用可能となった。今回我々は FRAX™ を用い当院の患者における骨折確率（主要な骨粗鬆症性、大腿骨近位部）の算出と治療介入の実際について検討した。また患者アンケートを実施しその関心度を調査した。

【対象および方法】対象は当院を新規受診し骨粗鬆症検査を行った264例（男性19例女性245例、平均年齢71.8才）で、FRAX™ を用い10年間の骨折率を大腿骨頸部骨密度およびBMI（骨密度無し）で計算した。治療介入閾値とする骨折率は、主要な骨粗鬆症性骨折で10、15、20%、大腿骨近位部骨折で3.5%について検討した。患者アンケートは自記式で行った。

【結果】全症例中骨量減少症が16.3%、骨粗鬆症が52.3%であった。骨量減少症例の骨粗鬆症性骨折の確率は大腿骨頸部骨密度を使い計算すると12.9%で、骨密度を使わずBMIのみで計算すると15.0%であった。大腿骨近位部骨折の確率は骨密度を使うと4.1%で、BMIでは5.9%であった。骨粗鬆症例の骨粗鬆症性骨折の確率は骨密度を使うと18.9%、BMIでは23.4%であった。大腿骨近位部骨折の確率は骨密度を使うと6.2%、BMIでは10.0%であった。

骨粗鬆症例は全例治療介入され、治療介入閾値を骨粗鬆症性骨折で10、15、20%、大腿骨近位部骨折で3.5%に設定した場合の治療対象者の割合を検討した。骨密度を使って計算した場合、骨粗鬆症例の骨粗鬆症性骨折介入閾値10%、15%、20%では各々79.6%、59.1%、38.7%の患者が該当し（BMI使用では各々81.9%、66.7%、52.2%）、大腿骨近位部骨折介入閾値3%、5%では各々61.2%、37.6%が該当した（BMI使用では各々75.4%、59.4%）。骨量減少症例では、骨粗鬆症性骨折介入閾値10%、15%、20%で各々42.3%、23.1%、15.4%が、大腿骨近位部骨折介入閾値3%、5%で各々34.6%、19.2%が該当した。骨量減少症例で薬物開始基準に従い治療介入されたのは骨量減少症例の18.6%で、その症例の骨粗鬆症性骨折率は平均9.1%、大腿骨近位部骨折率は平均1.3%であった。

【まとめ】骨折リスクは骨密度で算出した確率がBMI単独で算出するよりも低値を示し、これらの骨折確率は年齢依存的に増加した。骨量減少、骨粗鬆症例ともに骨密度を使わずBMI単独で算出した方が治療対象者の割合が多くなった。患者アンケート結果より、約9割が骨折する確率を知りたいと回答し、高齢者ほど骨折の確率が低くとも治療を開始したいと回答した。

東京大学 医学部 整形外科¹、
伊奈病院 整形外科²
松本 卓也¹、大西五三男¹、別所 雅彦¹、
金子 雅子¹、大橋 暁¹、飛田 健治¹、
石橋 英明²、中村 耕三¹

【目的】脆弱性椎体骨折の多くは緩徐かつ無症候性に出現し、楔状変形を呈する。これは、日常生活動作における椎体への荷重負荷が椎体の強度を超えるために起こる。第10回本学会において、CT/有限要素法を用いて、患者固有の椎体の解析モデルを作成し、日常生活動作を模擬した荷重条件による強度評価を行った。結果として、前屈荷重における強度は、単軸荷重における強度よりも有意に低値であった。これをふまえ、本法を骨粗鬆症の治療効果判定に応用するため、荷重条件の相違が治療後の骨強度に与える影響を比較検討した。【対象と方法】対象は、未治療の原発性骨粗鬆症で第2腰椎に圧迫骨折のない女性患者12名、平均年齢68.9歳（51~86）。ラロキシフェン（60mg/day）内服による加療を行った。倫理委員会の承認のもと患者の同意を得て、内服開始直前と1年後に、尿中NTX測定、第2腰椎のDXA測定、第2腰椎の定量的CT撮影を行い、CTのDICOMデータを用いて有限要素法による強度解析を行った。荷重条件・拘束条件は、椎体上面を垂直圧縮し、椎体下面を完全拘束した単軸圧縮モデル（Imai, 2006）、および立位と前屈位における椎体への荷重負荷分布（Pollintine, 2004）を改変応用して傾斜荷重を負荷した立位荷重と前屈位荷重の各モデルについて各条件ごとに骨折強度を解析し比較検討した。【結果】内服開始後1年で、尿中NTXは平均27.7%減少、DXA法による第2腰椎の骨密度増加は、平均2.9%増加、有限要素法による予測骨強度の増加率は、単軸圧縮で平均11.3%であり、DXA法より有意に増加した。前屈・立位条件では各々9.3%、6.5%増加した。症例ごとに検討すると、荷重条件の相違により増加率が解離した症例があった。骨密度分布の変化は、終板や皮質骨シェルに隣接した部位の骨密度の増加が目立ったが、症例により増加する部位が異なった。【考察・結語】薬剤投与により骨密度が増加するが、症例により骨密度の増加部位に変化があるため、CT/有限要素法による予測骨折荷重の増加は荷重条件の相違により異なる。よって、骨粗鬆症における椎体の骨折リスクは、骨密度分布や骨形態、骨質などの骨強度だけでなく、椎体に負荷する荷重の方向によっても変化するため、日常生活動作における荷重方向を考慮した解析条件を設定する事により、より正確な骨折リスク評価となり得る。

2009 Nov.
Vol.11 No.3

日本コンピュータ外科学会誌

Journal of Japan Society of Computer Aided Surgery

第18回日本コンピュータ外科学会大会特集号

**Special Number / 18th Annual Congress of Japan Society of
Computer Aided Surgery**

会 期：2009年11月21日(土)・11月22日(日)・23日(月・祝)

会 場：東京大学 鉄門記念講堂 東京都文京区本郷7-3-1 医学部教育研究棟

大会長：中村 耕三 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講座整形外科学

■ 特別企画

教育研修セミナー「From Image Guided to Model Guided Therapy」

特別講演「解剖主体からAi主体の死因究明制度構築を」

シンポジウム1「医工連携の実践」

シンポジウム2「信頼性を高める医療の構築～教育・精度・安全性～」

パネルディスカッション「整形外科領域におけるCAS」

■ 一般演題

ナビゲーション/ロボット・マニピュレータ

モデリング等・その他/手術機器・デバイス

VR・トレーニング・シミュレーション/内視鏡/画像

■ 一般演題 (ポスター発表)

ロボット・マニピュレータ/ナビゲーション

手術機器・デバイス/シミュレーション・セグメンテーション

日本コンピュータ外科学会

09(I)-3 Universal-Bar-Link 創外固定器の位置姿勢誘導システムの開発
 ○石原良太^a, 鄭常賢^a, 小林英津子^a, 大西五三男^b, 伊藤悠平^d, 清徳省雄^d, 清徳則雄^d, 落合正志^c, 伊藤孝則^c, 長谷川孝則^c, 別所雅彦^b, 松本卓也^b, 飛田健治^b, 大橋暁^b, 中村耕三^b, 金子雅子^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レキシシー (株)

Development of navigation system for Universal-Bar-Link external fixator
 R.Ishihara^a, S.Joung^a, E.Kobayashi^a, I.Ohnishi^b, Y.Ito^d, A.Seitoku^d, N.Seitoku^d, M.Ochiai^c, T.Itou^c, T.Hasegawa^c, M.Bessho^b, T.Matsumoto^b, K.Tobita^b, A.Ohhashi^b, K.Nakamura^b, M.Kaneko^b, I.Sakuma^a

{^a Graduate School of Engineering, ^b Graduate School of Medicine}, the University of Tokyo, ^cMIZUHO Co.LTD., ^dLEXI 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-external fixator) 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. In the present study, new osteosynthesis materials posture control apparatus is developed for the accuracy improvement of the installation navigation system of UBL-external fixator, and the rigidity is evaluated. Moreover, a new user interface to present the doctor the position that should be induced is developed.
Keywords: deformed bone, Universal-Bar-Link external fixator, navigation system

1. 背景

本研究では変形骨整復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。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、変形骨整復を実現する。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で 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。

本研究において、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の、骨接合材料姿勢制御器具を開発してきた。しかしながら、先行研究では位置・姿勢の誤差が大きい点が問題となっていた。この原因の第一として器具の剛性の低さが挙げられる。そこで、前試作機について有限要素解析を行い、その結果を参考に新しい骨接合材料姿勢制御器具を設計・製作した。また新しい骨接合材料姿勢制御器具の剛性評価を行う。

2. 骨接合材料姿勢制御器具の開発

まず、前試作機の材質を PEEK 材のままの場合とアルミ・ステンレスに変更した場合でそれぞれ有限要素解析を行った。(Fig.2)

その結果、アルミ・ステンレスでは剛性が上がり、X 軸のたわみが 1.3[mm]、0.5[mm]になると試算された。しかし、全ての部品をアルミ・ステンレスに変えると重量がかさんでしまうため、荷重が大きくかかる部品のみアルミ・ステンレスに変更し、さらに三角構造を取り入れ、より頑強に変更した。また、エンコーダを変更することで軽量化・コンパクト化・分解能の向上を図った。さらに、以前使用していたかさば歯車を使用しないことでバックラッシュ (2.7[degree]) を失くす。製作した骨接合材料姿勢制御器具を Fig.3 に示す。

3. 剛性評価実験

開発した器具に対し、剛性評価を行った。ポイントセッター手元と近位部クランプに 3 次元位置計測マーカを取り付け、位置を 3 次元位置計測装置で計測する。2 点の設計上の位置関係と計測した位置関係の差分を Table.1 に示す。また、各軸を 5degree ずつピボット運動させ、軸の傾きを計測する。

Table.1 Evaluation of bend

試行回数 5 回	シャフト未挿入	シャフト挿入
X 方向[mm]	1.62±0.23	2.46±0.07
Y 方向[mm]	-0.95±0.09	-2.35±0.11
Z 方向[mm]	0.72±0.18	-0.17±

		0.44
X 軸周り [degree]	0.93±0.27	1.11± 0.27
Y 軸周り [degree]	0.28±0.15	2.58± 0.25

シャフト未挿入時・挿入時の双方に同様の組み立て誤差が含まれていると考えられる。シャフト未挿入時と挿入時の差がたわみ量を表す。軸の傾きの計測結果を Table.2 に示す。

Table.1 Evaluation of inclination of axis

X 軸の評価	Y 軸周り [degree]	Z 軸周り [degree]
シャフト未挿入	0.2	-0.9
シャフト挿入	0.4	-1.2
Y 軸の評価	X 軸周り [degree]	Z 軸周り [degree]
シャフト未挿入	-0.7	-0.7
シャフト挿入	-0.5	-1.0
Z 軸の評価	X 軸周り [degree]	Y 軸周り [degree]
シャフト未挿入	-0.2	0
シャフト挿入	0	-0.2

4. 考察

今回開発した器具は前試作機に比べて、たわみ（前試作機はシャフト未挿入時で X 軸方向 4.4mm、Y 軸方向 -1.1mm、Z 軸方向 -6.5mm）が低減されており、各軸の傾きも小さく剛性が向上したと言える。しかし、手動位置決め装置の要求精度 位置 2[mm]、姿勢 2[degree]に対して、変位は 2[mm]、2[degree]以上あり、未だ要求精度は満たせてはいない。

5. 結語

本研究では医師が容易かつ正確に UBL の設置を行うための手術支援ナビゲーションシステムを実現するために、骨接合材料姿勢制御器具の開発を行った。有限要素解析でたわみ量の試算を行い、その上で材質と構造を変更して剛性の向上を図った。剛性評価実験により、剛性が大幅に向上した。今後は負荷の大きくかかる軸部分を強化し、精度向上を図る。また、新しいユーザーインターフェースとして小型液晶ディスプレイを骨接合材料姿勢制御器具に取り付け、位置誘導の操作性向上のためにポイントセッター先端に X-Y-Z ステージを取り付けたので、操作性の評価実験を行う予定である。

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 Page53-61(2007)
[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、第 16 回日本コンピュータ外科学会誌、pp.175-176、2007



Fig.1 Universal-Bar-Link external fixator

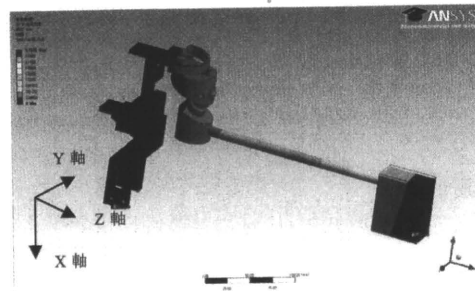


Fig.2 Analysis of osteosynthesis materials posture control apparatus

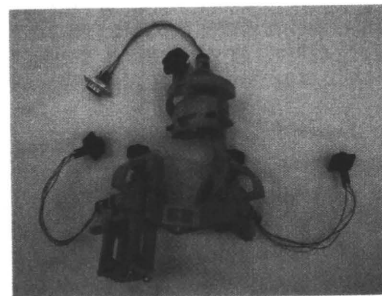


Fig.3 New osteosynthesis materials posture control apparatus

経皮的穿刺のためのレーザによる位置・姿勢呈示

○林 成煥^a, 道家 健仁^a, 小野木 真哉^b, 中島 義和^{a,b}, 光石 衛^a, 佐久間 一郎^a, 別所 雅彦^c, 大西 五三男^c, 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

Surgical Tool Guidance Using Laser Beams for Percutaneous Puncture

S. Lim^a, T. Douke^a, S. Onogi^b, Y. Nakajima^{a,b}, M. Mitsuishi^a, I. Sakuma^a, M. Bessho^c, I. Ohnishi^c, 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

Abstract: Percutaneous puncture is important in minimally invasive orthopedic surgery. But, it is difficult to puncture by using a X-ray fluoroscope. We expect it is possible by using the laser navigation. So, we confirmed the possibility of the percutaneous puncture in the laser navigation. We experimented as follows. 1. Evaluation of influence that estimated error on laser projection plane gives to positioning accuracy. 2. Guidance accuracy evaluation in the percutaneous puncture. 3. Evaluation of the percutaneous puncture accuracy by using a femur phantom. It was confirmed that the influence of depth was small in the proposed method with one laser emitter compared with the previous method with two laser emitter. In the evaluation of positioning accuracy in the proposed method, it was confirmed to guide by the accuracy of 1 mm level in 20 mm depth. As a result of the percutaneous puncture accuracy evaluation using a femur phantom, it was confirmed that the percutaneous puncture was possible by the accuracy of about 4 mm, 2 deg. To achieve a more highly accurate percutaneous puncture, we are necessary to examine the jig such as sleeves to improve the puncture accuracy. As a result, the possibility of the percutaneous puncture was confirmed in the laser navigation.

Keywords: Minimally invasive surgery, Surgical navigation system, Femoral fracture reduction

1. はじめに

低侵襲手術 (MIS; Minimally Invasive Surgery) は従来よりも侵襲の少ない手術の通称であり, その利点から近年幅広く行われている。整形外科におけるMISとして, 皮膚などの経皮的穿刺があるが, X線透視撮影装置下で行われており, 安全性および精度について課題がある。中島らは2つの平面レーザ光を術野に照射し刺入点 (位置) と刺入姿勢を誘導する手法を提案している [1]。この手法は術具の刺入位置と刺入姿勢を呈示するため, 骨表面上に設定された手術計画に対して経皮的穿刺を行う場合においても有効であるとされる。そこで, 本研究ではレーザナビゲーションにおける経皮的穿刺の可能性を確認することを目的とする。具体的には, 1) レーザ呈示面の推定誤差が位置誘導精度に与える影響の評価, 2) 経皮的穿刺における誘導精度評価, 3) 模擬骨を用いた大腿骨への経皮的穿刺精度評価を行った。

2. 提案手法

Fig. 1(a)にレーザポイントを使った刺入点呈示法(従来手法), (b)にレーザ光2平面の交線描画による刺入点呈示法(提案手法)を示す。S0は手術対象骨表面などの手術計画面, S1はレーザが呈示される皮膚表面などのレーザ呈示面を示し, P0, P1はそれぞれ目標刺入点及び対象刺入点を示す。提案手法は2つのレーザ直線の交点による刺入点呈示を行うとともに, 術具姿勢を, 術具側面の2つのレーザ直線が平行かつ術具の基線と

一致する状態として呈示することができる(Fig. 2)。Fig. 1においてレーザ光照射平面が高さ方向に Δd ずれるとレーザ光による刺入点呈示位置P0からP1が変わる。従来手法では実刺入点P0'と目標刺入点P0の間には誤差が生じるのに対して提案手法では誤差は生じない。

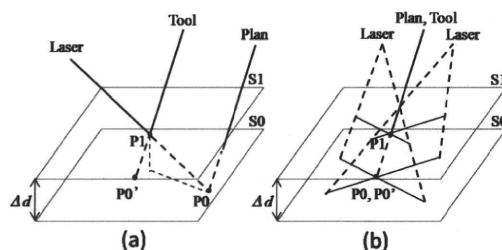


Fig. 1 Principle of the entry point guidance; (a) previous method and (b) proposed method

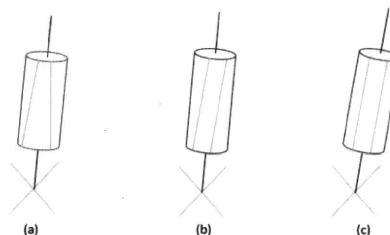


Fig. 2 Procedure of the tool alignment

3. 実験装置・方法

3.1 実験装置

レーザナビゲーションシステムは2台のレーザス

キャナ, 光学式位置計測装置(Polaris, Northern Digital Inc., Canada), およびこれらを統合したワークステーションで構成される。レーザスキャナはそれぞれ内部に2つのガルバノミラーを持ち, 任意の位置にレーザを照射することが可能である。レーザ座標系と光学式位置計測装置座標系の関係を校正することにより, 位置計測装置座標系上の任意の位置にレーザを照射することができる。それぞれのレーザスキャナから, 目標とする術具の位置姿勢を含む平面上にレーザを照射することで, Fig. 1(b)に示す様な呈示が可能となる。

3.2 実験方法

1) レーザ呈示面の推定誤差が位置誘導精度に与える影響の評価

テーブル上に任意の計画を立て, テーブルの垂直下方向に1, 2, 5, 10, 20, 50, 100 mmの高さ変形誤差を与えた時の従来手法と提案手法の位置誘導誤差の評価を行った。呈示された位置に赤外線マークを取り付けたφ3 mmのK-wireの先端を合わせ, 三次元位置姿勢計測装置で条件ごとに50回の測定を行った。評価において姿勢誘導誤差がないものとした。

2) 提案手法における体内深部計画に対する刺入位置誘導精度評価

1)と同様の条件で提案手法による位置姿勢誘導精度評価を行った。

3) 大腿骨モデルに対する経皮的穿刺精度評価

樹脂製大腿骨モデル(1302-65, Sawbones, USA)を用い, 大腿骨骨幹部を切断し, 骨盤と大腿骨に筋肉を模擬した板ゴムおよび軟部組織を模擬した厚さ35mmのスポンジ状の樹脂をとりつけたファントムを用いた。ファントムのCT画像から作成したサーフェスモデル上で近位骨片, 遠位骨片に2本ずつハーフピンを設置する手術計画を整形外科医の指導下で設定した。手術計画をレーザナビゲーションで呈示し, 4名の整形外科医により1本ずつ穿刺を行った。

4. 結果及び考察

4.1 レーザ呈示面の推定誤差が位置誘導精度に与える影響の評価

従来手法では高さ変形誤差の増加に伴い位置誘導精度が低下することが確認された(Fig. 3)。一方, 提案手法において位置誘導誤差は高さ変形誤差の影響がないことが確認された。

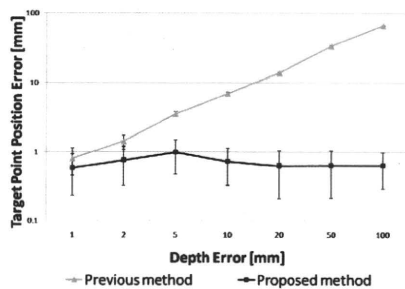


Fig. 3 Positioning accuracy without orientation errors

4.2 提案手法における体内深部計画に対する刺入位置誘導精度評価

結果を Fig. 4 に示す。結果よりレーザ照射平面の高さ変形誤差が大きくなると目標刺入点平面上の位置誤差が大きくなることが確認できた。これはレーザ照射平面の高さ変形誤差が大きくなるほど姿勢誤差の影響が大きくなるからと考えられる。また, 高さ変形誤差 20mm 以下で RMSE が 1mm 以下となることが確認された。

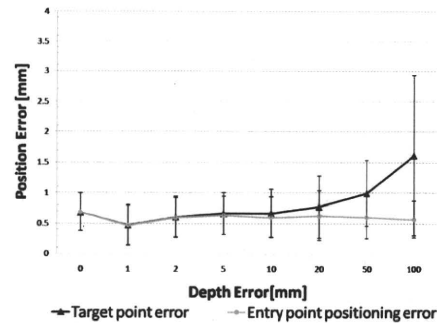


Fig. 4 Result of the positioning accuracy evaluation

4.3 大腿骨モデルに対する経皮的穿刺精度評価

結果を Table 1 に示す。結果より, 位置誤差は最大 4.07 mm, 姿勢誤差が最大 1.78 degree であった。原因としては穿刺時の振動やモデルの動き, そして骨モデル表面における針の滑りなどが考えられる。

Table 1 Result of the puncture accuracy evaluation

手術計画	位置誤差 [mm]	角度誤差 [degree]
Plan 1	1.96	0.01
Plan 2	4.07	1.27
Plan 3	3.01	1.78
Plan 4	2.30	1.71

5. まとめ

2つのレーザ平面によるレーザナビゲーションにおける経皮的穿刺の可能性について検討を行った。1つのレーザポイントによる従来の手法に比べ提案手法では体内深部における計画において深さの影響が小さいことが確認された。また, 提案手法における体内深部計画に対する位置誘導精度は深さ 20mm 以下において 1mm 以下の誤差であることが確認された。大腿骨モデルに対する経皮的穿刺精度評価より, 4 mm, 2 deg 程度の精度で経皮的穿刺が可能であることが確認された。

以上より, 2つのレーザ平面によるレーザナビゲーションを用いた経皮的穿刺の可能性が確認された。

6. 参考文献

- [1] 中島義和, 菅野伸彦, 他, "レーザガイダンスの特性解析と 3 次元位置センサ・一体型システムの開発," 日本コンピュータ外科学会誌, vol. 7, no. 1, (2005) pp.15-23.

09(VI)-30 レーザを用いた創外固定器の設置支援に関する検討

○林 成煥^a, 道家 健仁^a, 小野木 真哉^b, 中島 義和^{ab}, 光石 衛^a, 佐久間 一郎^a, 別所 雅彦^c, 大西 五三男^c, 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

External Fixator Placement Using Laser Navigation System

S. Lim^a, T. Douke^a, S. Onogi^b, Y. Nakajima^{ab}, M. Mitsuishi^a, I. Sakuma^a, M. Bessho^c, I. Ohnishi^{d,a}, 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

Abstract: In minimally invasive orthopedic surgery, the external fixation is one of the effective therapy for femoral fracture reduction. But, it is difficult to place the external fixator by using a X-ray fluoroscope. So, we examined the placement accuracy of the laser navigation in fracture reduction with an external fixator. First, we set up it as the surgical plan lines up in parallel on a plane. As planned, we puncture half-pins to the femur phantom model. And, we fixed with an external fixator after the reduction by using punctured half-pin. It was executed by previous method with a two-joint external fixator and proposed method with a jointless external fixator. The above-mentioned experiment was conducted by orthopedist. As a result of fixation with a jointless external fixator, it was possible by the accuracy of 0.5 degrees level to the standard of external fixation. And, the operation time was shortened compared with using a two-joint external fixator. We successfully fixed with a jointless external fixator after the reduction by using a punctured half-pin. The error after the reduction ends was 2.12 mm, and 1.52 deg. As a result, the utility of the laser navigation was confirmed in fracture reduction with an external fixator.

Keywords: Minimally invasive surgery, Laser-guided surgical navigation system, Femoral fracture reduction

1. はじめに

整形外科における代表的な低侵襲手術の中の一つとして大腿骨骨幹部骨折に対して行う手術である創外固定術がある。この手術で用いる創外固定器は骨折部をスクリューおよびピンによって固定するものであり、低侵襲かつ早期リハビリが可能である。しかし、創外固定器を用いた術式は術中 X 線画像を元に創外固定器の微調整を行うことで骨折整復を行うため、手術時間の短縮およびそれに伴う X 線被曝の減少が望まれている。

簡易に創外固定器による骨折整復を実現するための手法として、整復完了時に創外固定用のスクリューやピンが一直線上に並ぶような術前計画を設定する方法が考えられる。しかし、2次元 X 線画像誘導下で経皮的穿刺を精確に行うためには高度な技術を要する。

一方、設定された手術計画に基づいた穿刺を支援するためのシステムとして、二つの平面レーザ光を術野に照射することによって術野に術具の位置・姿勢誘導情報を直接呈示するレーザナビゲーションシステムが提案されている[1]。レーザナビゲーションは計画に対して 1mm, 1deg 以下の誤差で穿刺を行うことができることが報告されているが、複数のハーフピンの穿刺によって行われる創外固定器の固定において有用であるか明らかではない。そこで、本研究では創外固定器による骨折整復術におけるレーザナビゲーションの有用性について検討した。

2. 実験装置・方法

2.1 実験装置

レーザナビゲーションシステムは 2 対のレーザスキャナ、光学式位置計測装置(Polaris, Northern Digital Inc., Canada), およびこれらを統合したワークステーションで構成される。レーザスキャナはそれぞれ内部に 2 つのガルバノミラーを持ち、任意の位置にレーザを照射することが可能である。レーザスキャナと光学式位置計測装置は一体化されており、レーザ座標系と光学式位置計測装置座標系の関係をキャリブレーションすることにより、光学式位置計測装置座標系上の任意の位置にレーザを照射することが可能である。

手術計画は刺入点を位置、姿勢を Z 軸方向ベクトルとするマトリックスとしてワークステーションよりレーザ制御装置に送信される。それぞれのレーザスキャナから、目標とする術具の位置姿勢を含む平面上にレーザを照射することで術具の位置・姿勢を呈示することが可能となる。

2.2 実験方法

樹脂製大腿骨モデル(1302-65, Sawbones, USA)を用い、大腿骨骨幹部を切断し、骨盤と大腿骨に筋肉を模擬した板ゴムを貼り付けたファントムを用いた。大腿骨に軟部組織を模擬したスポンジ状の樹脂をとりつけた。その様子を Fig. 1 に示す。このファントムの CT 撮影を行い、サーフェスモデルを作成し、サーフェスモデル上に開発した手術計画ソフトウェアを用いて 4

本の手術計画を自動的に設定した。4本の手術計画は以下の条件を満たすように設定された。

- 1) 修復完了時、一本のパイプで固定するために4本の計画が一つの平面に含まれつつ、平行である事
- 2) 手術計画が骨軸を通る事
- 3) 手術計画が骨軸と垂直である事
- 4) 近位・遠位各々の計画は一定な間隔を保つ事

なお、手術計画結果については整形外科医による確認を得た。

穿刺実験では、サーフェスモデルとファントムのレジストレーションを行い、手術計画をレーザナビゲーションで呈示した。穿刺は4名の整形外科医により1本ずつ行った。

最後に、整形外科医により刺入された4本のハーブピンを用いて骨折修復を行った後、創外固定器を用いて創外固定を行った。創外固定は2関節創外固定器を用いた従来手法と関節なし創外固定器を用いた提案手法で行った。

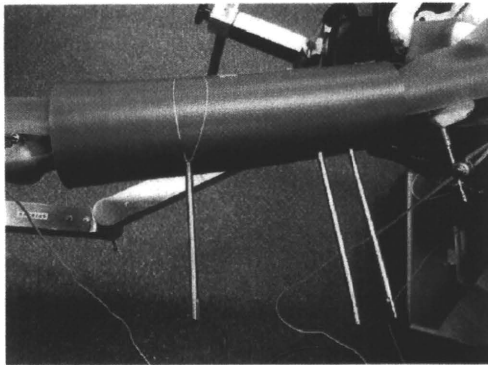


Fig. 1 Result of the half-pin puncture

3. 結果

開発したソフトウェアを用いて設定した手術計画は面上に平行に並んでいることが確認できた。また、刺入されたハーブピン両端の3次元位置を光学式3次元位置計測装置(Optotrak, Northern Digital Inc., Canada)を用いて測定しレジストレーション情報を用いてサーフェスモデル上に表した。穿刺結果が平面上からどれくらい外れているかを評価するために4本のハーブピンの両端、8か所の座標を用いて平面近似を行った。その結果をFig. 2に示す。一つの平面に含まれていることを評価するために骨軸を回転軸とした時の角度誤差を、穿刺結果が平行であることを評価するために平面の法線を回転軸とした時の角度誤差を求めた。その結果をTable 1に示す。

Table 1 Orientation errors of the half-pin puncture [deg]

回転軸	Plan1	Plan2	Plan3	Plan4
骨軸	0.39	0.53	0.06	0.20
平面の法線	0.77	1.07	0.11	0.39

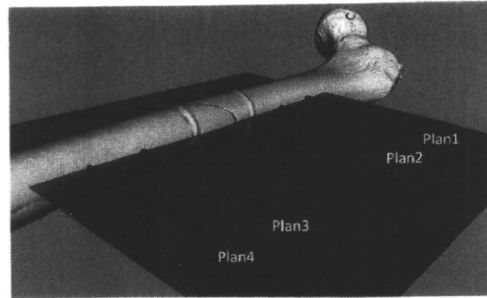


Fig. 2 Result of the half-pin puncture

結果より、骨軸を回転軸としたときの角度誤差は平均 0.30 ± 0.16 deg, 平面の法線を回転軸としたときの角度誤差は平均 0.59 ± 0.33 deg であった。また、2関節創外固定器を用いて創外固定を行った場合の修復時間は269秒であったのに対して関節なし創外固定器を用いて創外固定を行った場合の修復時間は152秒であった。

大腿骨骨幹部骨折を模擬したファントムの修復完了後の誤差は2.12 mm, 1.52 deg であった。修復完了時の様子をFig. 3に示す。

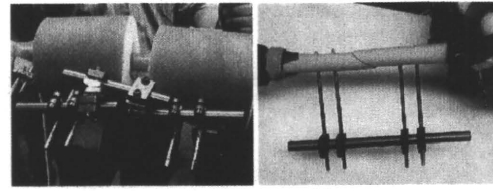


Fig. 3 Result of the reduction;

(a) two-joint external fixator, (b) jointless external fixator

4. まとめ

大腿骨骨幹部修復手術においてレーザナビゲーションを用いて術具の誘導を行った場合、関節なし創外固定器での創外固定規格に対する誤差0.44 deg程度の精度で穿刺することが可能であった。また、穿刺されたハーブピンを用いて修復し、関節なし創外固定器を用いて創外固定を成功的に行った。以上より、創外固定器による骨折修復術におけるレーザナビゲーションの有用性が確認できた。

5. 参考文献

- [1] 中島義和, 菅野伸彦, 他, "レーザガイダンスの特性解析と3次元位置センサ・一体型システムの開発," 日本コンピュータ外科学会誌, vol. 7, no. 1, (2005) pp.15-23.

統計形状モデルを用いた骨折骨の位置姿勢および形状の推定

○斎藤季^a, 成田拓也^a, 中島義和^{ac}, 橋詰博行^b, 小野木真哉^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 笠岡第一病院

^c 東京大学インテリジェント・モデリング・ラボラトリー

^d ナカシマメディカル株式会社

Fractured bone position and shape estimation based on the 2-D/3-D registration of a deformable model

T. Saito^a, T. Narita^a, Y. Nakajima^a, H. Hashizume^b, S. Onogi^c, N. Sugita^a, K. Kuramoto^d, Y. Nakashima^d, M. Mitsuishi^a

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

^b Kasaoka Daiichi Hospital, Okayama, Japan

^c Intelligent Modeling Laboratory, University of Tokyo, Tokyo, Japan

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

Abstract: Two-dimensional/three-dimensional (2-D/3-D) registration is a promising method for determining the coordinate transformation matrix between pre-operative space and intra-operative surgical space. It usually requires intraoperative X-ray fluoroscopy and preoperative computer tomographic (CT) imaging, and costs X-ray exposure to patients. Deformable model based 2-D/3-D registration methods have been proposed in order to estimate bone position and shape on intra-operative surgical space without CT imaging. However these deformable models are generated by normal bones, and it is hard to estimate the original bone shape from fractured bone X-ray images. In this paper, we propose a deformable model based 2-D/3-D registration method which supports fractured bones. In our experiments for hand bone fracture, the estimation error of shapes were reduced from 14.7% to 12.6% and the stability of calculation was improved.

Keywords: hand surgery, surgical navigation, 2D/3D registration, statistical shape model, scaphoid bone

1. 背景

舟状骨は手首部分を構成する骨の一つである。舟状骨を骨折時には舟状骨骨折整復手術が行われるが、現在この手術において、手術の安全性向上と高精度化を目的とした、舟状骨への術具刺入を自動で行う手術ロボットの開発が行われている。手術ロボットを使用するには、ロボットに対する患部の位置姿勢を求めるレジストレーションが必須である。本システムではレジストレーションに2D/3D レジストレーション法を使用し、骨の位置姿勢を推定する。2D/3D レジストレーションは、術前撮影骨 CT 画像と術中撮影 X 線画像内の骨輪郭を対応付けすることで実現される。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。

高村らの研究¹⁾において、X 線 CT を使用しない骨の位置姿勢推定手法が提案された。この手法では骨 CT モデルに代わり統計形状モデル²⁾を使用し、2D/3D レジストレーションを用いた骨の位置姿勢推定及び形状推定を同時に行う。統計形状モデルとは、複数の骨の形状から、一つの平均形状と複数の統計的な変形を記述したもので、形状パラメータを変化させることで、各個人の骨形状を表す。しかし、高村らの手法では、骨折時の X 線画像を考慮していないため、本研究の目的とする骨折整復手術への応用には不十分である。そこで本研究では、骨折時に対応した舟状骨の位置姿勢および形状の推定手法を提案する。

2. 手法

統計形状モデルの作成、そして2D/3D レジストレーションを用いた骨形状と位置姿勢の推定の2段階からなる。詳細を以下に述べる。

2.1 統計形状モデルの作成

統計形状モデルの作成には、まず、複数の CT 画像から骨の表面形状を抽出し、サーフェイスモデルを作成する。次に、座標系の規格化を行い、各サーフェイスモデルの座標系を統一する。サーフェイスモデルの内側に含まれるボックスに対して平均位置を原点とした主成分分析を行い、第1主成分軸から順に X, Y, Z 軸とする。次に、一つのサーフェイスモデルを基準モデルとし、基準モデルに対してすべてのサーフェイスモデルの位置合わせとスケールの調整を Iterative Closest Point 法³⁾を用いて行う。その後、基準モデルの polygon を形成する各頂点から各サーフェイスモデルの各 polygon を形成する点群に対して最近傍点探索を行い、最近傍点を各頂点の対応点とする。最後に、設定した対応点の頂点の座標値について主成分分析を行う。統計形状モデルは次式で表される。

$$V = \bar{V} + \sum_{i=1}^N P_i b_i \quad (1)$$

ここで、 V は統計形状モデル、 \bar{V} は平均形状、 P_i は主成分ベクトル、 b_i は変形パラメータ、 N は主成分数である。

2.2 2D/3D レジストレーションによる骨形状およ