

Osteoporosis
オステオポロシスジャパン
Japan

2008 Vol.16 Suppl.1

第10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 10th
Annual Meeting of
Japan Osteoporosis Society
2008 OSAKA

会期：2008年10月31日～11月2日

会場：大阪国際会議場

会長：高岡邦夫 大阪市立大学大学院 医学研究科 整形外科学 教授

学会ホームページ：<http://www.convention.co.jp/amjos10/>

67 CT有限要素法による大腿骨近位部の骨強度評価
—骨強度基準値作成に関する予備的研究—

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
¹東京大学 医学部 整形外科、²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

【目的】定量的CTデータをもとにした有限要素法 (CT based finite-element method) を用いて、骨の形態や構造、また局所の力学特性を加味した骨強度の正確な定量予測が可能となってきている。しかし、現状では強度値に関して年齢別の基準値が皆無である。今後、本法を臨床で実用化するためには、基準値に関する年齢別データが必須である。本研究は、検査目的で撮像およびデータ保存されたPET-CTのDICOM Dataを用い、有限要素法解析により、検査者における骨強度値の年齢別分布の作成を試みた。

【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。東大病院検査部に検査を受けた40歳以上の女性 65名 (平均57歳 40歳-82歳) を対象とした。除外基準に当てはまる患者は除外した。検査のためPET-CT (GE 横河メディカル Discovery ST Elite) で撮像した後に記録・保存された右大腿骨近位部のDICOM Dataを用い、3次元有限要素モデルを作成した。また同時に撮像された骨量ファントムのデータを利用した。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おける分布図を作成し、検討をおこなった。統計解析はピアソンの相関係数と直線回帰をおこなった。有意水準は $p < 0.05$ とした。

【結果】大腿骨近位部の骨強度値の分布に立位条件では年齢に対し $y = -31.898x + 7496.5$ $R^2 = 0.1386$ の回帰直線 ($P = 0.0013$) で表される減少があった。転倒条件においても年齢に対して $y = -7.8912x + 2323.4$ $R^2 = 0.0917$ の回帰直線 ($P = 0.0164$) で表される減少があった。骨強度値は、立位条件、転倒条件ともに年齢と有意な相関を認めた。

【考察】大腿骨近位部の骨強度値の分布には、年齢に対し、立位条件、転倒条件ともに有意な相関関係があり、年齢による骨強度値の減少があった。今後、骨粗鬆症患者、大腿骨近位部骨折の患者に対しても、同様の解析を行っていき、比較していくことで、骨折リスクの予測に有用であると考えられる。

68 DXA時の瞬時椎体計測 (IVA) による背椎椎体骨折判定の有効性について

大川得太郎¹、大川 元美¹、佐藤 哲也¹、小池 達也²
¹おおかわ整形外科クリニック、²佐藤整形外科クリニック、
³大阪市立大学大学院 医学研究科 リウマチ外科学

【目的】DXAによる瞬時椎体計測 (IVA) は新しい背椎椎体骨折判定法であるが、実際に臨床の場で使用している施設は少ない。今回我々は、原発性骨粗鬆症の診断時におけるIVAの有効性について検討した。また椎体骨折の好発部位、再骨折についても検討したので報告する。【方法】当院では、DXAによる骨密度 (BMD) 測定の際にIVAも行っている。DXAはHologic QDR Delphiを用い、第2~4腰椎 (L2-4BMD)、左大腿骨頸部 (NeckBMD) により骨粗鬆症診断を行い、さらにIVAにより椎体骨折判定を行った。対象は、700人の女性で、第4胸椎~第4腰椎 (T4~L4) を対象椎体とした。また、1年後に再度IVAを行った141例についても検討した。

【結果】1) 700人中 IVAで椎体骨折が存在したのは217人で、31%を占めた。骨粗鬆症と診断できたのは352人で、L2-4及びNeckBMDにより診断できたのは289人、82.1%を占めた。残りの63人、17.9%はIVAを行わなければ診断不可だった。60歳以上では28.9%はIVAを行わなければ診断不可だった。2) 椎体骨折はL1、T12、T11の“3椎体”に好発した。骨折1個群の74人では、T11、L1、T12の順で好発し、“3椎体”で77%を占めた。骨折2個群の59人では、T12、L1、T11の順で好発し、“3椎体”で骨折椎体の49.2%を占めた。この59人中43人の72.9%は“3椎体”に骨折が存在した。骨折3個以上群の84人では、“3椎体”の骨折は骨折椎体の39.9%を占め、84人中82人の97.6%が“3椎体”に骨折が存在した。3) 1年後、再IVAを行った141人中25人の17.7%が新たに骨折を起こしていた。BMDを椎体骨折群 (なし、1個、2個、3個以上) で比較したところ、L2-4BMDは3個以上群が、なし群よりも有意 ($p < 0.05$) に低下していた。しかし、他群間では有意差は無かった。4) 1年後の再IVAで椎体骨折を認めた25人を、骨折群の群別で骨折部位を見ると、骨折1個群はT11、T12の“3椎体”が66.7%を占めた。骨折2個群はT11、T12の“3椎体”が100%を占めた。骨折3個以上群は、大部分が前椎体骨折に連続していた。

【考察】DXA時にIVAを併用することは非常に有効で、特に60歳以上では必須と示唆された。L1、T12、T11の“3椎体”は骨折好発部位であり、再骨折も骨折2個以下では“3椎体”に高率に発生していた。骨折3個以上では強い脆弱性により、前椎体骨折に連続する傾向が示唆された。骨粗鬆症の診断と治療では、椎体骨折の好発部位を考えた定期的な経過観察が重要と考えられる。

原 太郎, 三浦 祐正, 中島 康晴, 岡崎 健,
 藤上 純一, 岩本 幸英
 九州大学 大学院医学研究院 整形外科

【目的】骨代謝動態を明らかにする手法として、テトラサイクリン、カルセイン等の薬物を用いて骨を経時的に標識し、組織切片を作成して顕微鏡下に観察する方法が古くから行われてきた。この手法では、mineral formation rateなど、貴重な骨動態に関する情報が得られるが、二次元的観察であり、組織切片作成時のある程度の破壊は不可避であること、顕微鏡下の観察であるため対象物のサイズに制限があること、などの問題点が挙げられる。我々は経時的に臨床用CTを用いて撮像した骨情報を三次元的に重ね合わせ、差分前算(subtraction)を行うことで、骨の増加および減少を可視化することを着想した。

【方法】骨粗鬆症患者の第三腰椎全体を同意を得て臨床用QCTを用いて平面分解能352micronにて撮像した。経時的に撮像した同一患者の第三腰椎を三次元的にsuperimposeし、その差分データを作成する。すると、(endpoint) - (baseline)にて添加された骨が、また(baseline) - (endpoint)にて消失した骨が算出される。これに識別色をつけ、元のデータ上にoverlay表示させた。

【結果】骨粗鬆症症例では、海綿骨領域を中心として明らかな骨減少が生じている様子が観察され、添加された骨は少なかった。それと比較すると、alendronate投与症例では、減少した骨は肉眼的に明らかに少なく、添加された骨は多かった。

【考察】骨粗鬆症症例の椎体においては、内部構造は必ずしも均質ではないことが報告されており、力学的強度に寄与していることが推察されるが、その詳細は経時的骨動態については良くわかっていない。superimposeする際に骨表面を輪郭を指標とせざるを得ない点や、分解能の限界、superimposeする際の誤差、被曝などの問題があるが、本方法は閉経後骨粗鬆症や二次性骨粗鬆症における骨動態の精査や薬物治療の効果判定の一つの手段として有用ではないかと考えられた。

松本 卓也, 大西五三男, 別所 雅彦, 大橋 暁,
 飛田 健治, 金子 雅子, 中村 耕三
 東京大学 医学部 整形外科

【目的】骨粗鬆症に起因する椎体骨折の多くは緩徐に発症するため日常生活動作に起因するものと考えられている。椎体の単軸圧縮強度と骨折部位を高精度に評価できるCTを用いた有限要素法を用いて患者固有の椎体解析モデルを作成し日常生活動作における前屈、立位荷重条件を模擬した圧縮シミュレーションを行い単軸圧縮との予測骨折荷重ならびに予測骨折部位の比較検討を行うことを目的とした。

【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41名、平均年齢69.8歳(51-88)。倫理委員会の承認のもと、患者の同意を得て、第2腰椎のQCT撮影を行い、CTデータより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)、立位・前屈位における椎体への過重負荷分布(Pollintine, 2004)を応用した、すなわち立位時には椎体の前方1/3中央1/3後方1/3を19.31:41に、前屈時には59:48:38に分配した荷重を椎体上面に、椎体下面を完全拘束した立位荷重、前屈位荷重モデルについて解析を行い予測骨折強度、骨折部位の検討を行った。

【結果】単軸圧縮と立位荷重の条件における予測骨折荷重の回帰直線は $y = 0.8912x + 19.332$ 相関係数 $R^2 = 0.9068$ 、単軸圧縮と前屈位荷重の条件では回帰直線は $y = 0.7033x + 55.071$ 相関係数 $R^2 = 0.6959$ であり、予測骨折荷重値は単軸荷重と前屈条件の間で有意差をみとめた($p = 0.00017$)。骨折荷重時の最小主ひずみ分布は単軸圧縮に比べ立位荷重では後方に、前屈位荷重では前方に圧縮ひずみ分布が広がる傾向があった。

【考察】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、椎体に掛かる荷重方向によって変化する。単軸圧縮と前屈条件において予測骨折荷重値に有意差を認めていることから、日常生活動作における骨折リスクをより精細に評価するには前屈荷重を考慮する必要がある。日常生活動作における荷重方向を考慮したCT/有限要素法非線形解析により、骨折が起こりやすい荷重方向を見極めて骨折リスクを評価し、これを元にした生活指導が出来れば骨脆弱性に起因するatraumatic fractureの予防が可能となると考えられる。

71 日本人男女におけるHip Axis Length (HAL) の検討

高桑 昌幸¹、大塚 公貴¹、小西 雅久²、Qi Zhou²
¹高桑整形外科水山クリニック、²GE Healthcare

【目的】先進国において、骨粗鬆症に起因する大腿骨頸部骨折は深刻な問題となっている。骨密度 (BMD) は骨折リスクを反映する因子のひとつであるが、大腿骨自体のジオメトリも大腿骨骨折リスクと関与していると報告されている。大腿骨のジオメトリ指標のひとつであるHip Axis Length (以下HAL) と、高齢白人女性における大腿骨骨折リスクに密接な関係があり、特に骨粗鬆症患者においてHALが長くなるほど骨折リスクが高くなる傾向があると報告されている。今回我々は、日本人男女におけるHALの検討結果を報告する。

【対象および方法】対象は2005年4月から2007年11月まで当院を受診した男女1953名 (男性363人、女性1590人、年齢:20歳~100歳) で、DXA法 (GE社製Prodigy Advance) にて、両大腿骨を測定し、それぞれのHALを計測した。このHALの定義は頸部の中心軸を基準とし坐骨辺線から大転子下部までとした。このHALの数値と各年齢、身長、体重において、t検定を用い比較検討をおこなった。同時に米国白人女性とのHALとの比較もおこなった。また、HALの測定精度を検証するため、同意を得た30例に対して2回の計測を行い、Root-Mean-square法を用い%CVを求めた。

【結果】女性における平均年齢、平均身長、平均体重は、それぞれ65.2歳 (SD=12.8)、150.3cm (SD=6.7)、53.8kg (SD=9.2) であった。男性においては、各々67.0歳 (SD=12.8)、162.3cm (SD=6.8)、62.1kg (SD=10.5) であった。HALの測定精度は右で0.9%、左で0.7%であった。HALと年齢との間には男女とも殆ど相関関係は見られなかったものの身長、及び体重に有意な相関が認められた。身長及び体重差を補正した米国白人女性のHALの比較においては、日本人女性のほうが、左で1.2mm、右で1.4mm有意に長い結果を得た ($p<0.001$)。

【考察・結論】今回の検討でHALに最も関与する因子は身長であることが示唆された。また体重の増加とともにHALが長くなる傾向が認められたが、身長に比べ相関性は低値であった。身長、体重を補正した日本人女性のHALは米国白人女性のそれより有意に長い結果を得た。

72 CT/有限要素法による脊椎椎体骨折リスクおよびアレンドロネート効果の評価

今井 一博¹、大西五三男¹、山本 精三¹、中村 耕三²
¹東芝病院 スポーツ整形外科、²東京大学 医学部 整形外科、³東京都老人医療センター 整形外科

【目的】骨強度評価法であるCT/有限要素法を用いて、1) 椎体骨折リスク、2) アレンドロネート (ALN) 効果の評価し、DXAによる骨密度 (aBMD) およびQCTによる骨密度 (vBMD) と比較検討した。

【対象・方法】骨強度に影響する既往歴・薬剤歴がなく第2腰椎 (L2) に骨折などの病変がない閉経後女性を対象として、CT/有限要素法によりL2を解析した。1) 外傷性椎体骨折既往者を除外した104人 (平均年齢71.3歳:椎体骨折なし75人、非外傷性椎体骨折29人) に対して、非外傷性椎体骨折を判別する椎体強度値 (VSI: vertebral strength index) を求め、ロジスティック回帰分析 (年齢・体重を補正) にて骨折リスクのオッズ比を求めた。2) 骨粗鬆症に対しALNを12ヶ月以上投与した33人 (平均年齢76.5歳) において薬剤効果を評価した。

【結果】1) 骨折判別VSIは1.95kN (感度75.9%・特異度78.7%) で体重の3.94倍に相当した。ROC曲線下面積は0.822で、有意にaBMD (面積0.713、 $p=0.0010$)、vBMD (面積0.767、 $p=0.0129$) より高かった。1) 標準偏差の変化量に対するオッズ比はVSIが6.71 ($p<0.0001$)、aBMDが1.83 ($p=0.0238$)、vBMDが3.57 ($p=0.0017$) であった。2) ALN投与前と比較した変化率は3ヶ月でVSIが+10.2%、6ヶ月でVSIが+16.7%、aBMDが+3.7%、vBMDが+5.1%、12ヶ月でVSIが+26.9%、aBMDが+7.5%、vBMDが+8.8%、18ヶ月 (6人) でVSIが+30.7%、aBMDが+9.7%、vBMDが+11.9%であった。投与3ヶ月でのVSI変化率と尿中NTx変化率は相関がなく ($r=0.295$ 、 $p=0.0955$)、投与12ヶ月でのVSI変化率とaBMD変化率には弱い相関 ($r=0.481$ 、 $p=0.0046$) があった。CT/有限要素法による骨力学特性分析では、薬剤投与前に圧縮ひずみが著しく骨折が生じやすい領域に投与後に圧縮ひずみの減少がみられた。また投与12ヶ月で、骨密度が椎体中央部で8.3% ($p=0.0013$) 増加に対し皮質シェルの含む辺縁部で13.6% ($p=0.0004$) 増加と、皮質近傍に薬剤効果がみられた。

【考察】CT/有限要素法によるVSIが骨折リスク予測因子として有用であることが示唆された。ALN効果の評価において、VSIは骨密度に加え密度分布を評価できるが骨代謝を評価できないと考えられた。ALN効果として、腸骨皮質骨で報告されている2次石灰化の延長および骨粗鬆症の抑制が脊椎においても皮質シェルの含む辺縁部で起こり、皮質近傍の密度が増加するような骨質分布の変化が生じ、圧縮応力の集中が軽減して圧縮ひずみ分布が改善し、椎体強度が増加したと考えられた。

73 CT/有限要素法による骨強度評価について —大腿骨近位部の薬剤効果判定への応用に関する予備的研究—

別所 雅彦、大西五三男、松本 卓也、金子 雅子、
大橋 聡、飛田 健治、中村 耕三
東京大学 医学部 整形外科

【目的】骨粗鬆症に対する薬剤効果判定は、主にDXA法での骨密度の変化と骨折発生抑制率の評価で行われている。DXA法による評価は骨折抑制率と必ずしも相関しないという報告もある。本研究は、CT画像を用いた有限要素法解析を用いて、薬剤介入による骨強度増加を判定可能か検討した。

【方法】対象は、原発性骨粗鬆症の女性患者16名（平均68歳）。リセドロネート（2.5mg/day）内服群10名（平均74歳）、ラロキシフェン（60mg/day）内服群6名（平均74歳）とした。両群ともにアスパラギン酸カルシウム（400mg/day）とアルファカルシドール（1.0μg/day）を基礎的に内服させた。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（QCT）と大腿骨頭部のDXA撮影を行い、骨吸収マーカーとして尿中DPD（リセドロネート群（Ris群））、血清NTx（ラロキシフェン群（Ral群））の測定を行った。QCTから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。内服開始時と12ヶ月後の予備骨強度を解析し、DXAによる頸部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。統計学的評価は、Wilcoxon符号順位検定を行い有意水準を $p < 0.05$ とした。

【結果】内服開始後12ヶ月で、骨吸収マーカーはRis群で有意に平均21%減少（ $p = 0.03$ ）、Ral群で有意に平均22%減少（ $p = 0.03$ ）した。DXA法による骨密度増加は、Ris群で平均2.0%有意に増加（ $p < 0.01$ ）、Ral群で平均2.8%増加（ $p = 0.06$ ）した。予備骨強度の増加は、立位条件でRis群は5.2%有意に増加、Ral群は3.6%増加した（ $p < 0.01$, $p = 0.06$ ）。転倒条件では、Ris群は5.2%増加、Ral群は3.8%増加した（ $p = 0.10$, $p = 0.10$ ）。骨密度分布をみると、両群ともに骨密度の増加は、主圧縮骨梁に沿って増加する傾向にあった。

【考察・結論】リセドロネートにおける予備骨強度の増加は、主圧縮骨梁における骨密度の増加が寄与していると考えられ、ラロキシフェンと同じような骨密度分布の変化が認められた。本方法はDXA法でもとらえることができない変化を検出する可能性があった。

74 血清PIVKA-II・ucOCによる炎症性腸疾患患者および要介護高齢者におけるビタミンK栄養状態の検討

桑原 晶子¹、郡野 雅子¹、津川 尚子¹、鎌尾 まや¹、
小川 蓉子¹、岸本 正実¹、福田美由紀¹、戸沢 邦彦¹、
岡野登志夫¹、田中 清¹、木戸 詔子²
¹京都女子大学 家政学部 食物栄養学科、²神戸薬科大学
衛生化学研究室、³三光純業株式会社メディカル

【目的】日本人の食事摂取基準におけるビタミンK日量は、血液凝固因子のGla化に必要な量として定められ、骨折予防に対する量は考慮されていない。そこで今回、ビタミンK摂取量調査、肝臓及び骨のビタミンK不足の指標である血清PIVKA-II（protein induced by vitamin K absence）・ucOC（undercarboxylated osteocalcin）濃度を測定し、両組織でのビタミンK充足状態を検討した。

【方法】1. 炎症性腸疾患（IBD）患者39名（クローン病21名、潰瘍性大腸炎18名）、2. 要介護高齢者39名（ 87.5 ± 7.9 歳）の2集団において、血清 PIVKA-II・ucOC濃度、血清BAP・NTx値を測定した。IBD患者では、血漿Phylloquinone（PK）・Menaquinone-7（MK-7）濃度も測定した。ビタミンK摂取量は、IBD患者では食事記録から、要介護高齢者では施設提供量に1ヶ月間の平均喫食率を乗じて算出した。

【結果】血清PIVKA-II、ucOC濃度は、IBD患者で 24.1 ± 8.7 mAU/mL、 9.4 ± 8.6 ng/mL、要介護高齢者では 20.8 ± 5.9 mAU/mL、 4.8 ± 3.3 ng/mLとなり、カットオフ値（PIVKA-II：28 mAU/mL、ucOC：4.5 ng/mL）を超える例は各々、IBD患者で18%、69%、要介護高齢者では8%、47%であった。ビタミンK摂取量の中央値はIBD患者：820 μg/日、要介護高齢者：195.7 μg/日と、共に日安量（男性75 μg/日、女性65 μg/日）以上であり、血清ucOC・PIVKA-II濃度とはいずれも相関しなかった。血清BAP・NTx値は両集団とも高値傾向で、両指標ともに血清ucOC濃度と有意な正相関を示した。IBD患者の血漿PK、MK-7濃度は低く、血漿PK濃度は血清PIVKA-II・ucOC濃度と有意な負の相関を示した。また、重回帰分析の結果、血漿PK濃度及び血清NTx値は、血清ucOC濃度の有意な寄与因子であった。

【考察】両対象者共に今回のビタミンK摂取量では、肝臓では充足しても骨には不足している可能性が考えられた。また、血清ucOC濃度は骨代謝に影響されることが示唆されたため、ビタミンK不足の指標として用いる際には、骨代謝指標も併せて評価すべきと考えられた。



2008 Oct.
Vol. 10 No. 3

日本コンピュータ外科学会誌

Journal of Japan Society of Computer Aided Surgery

第17回日本コンピュータ外科学会大会特集号

～安全と安心のためのCAS～

*Special Number / 17th Annual Congress of Japan Society of
Computer Aided Surgery*

会期：2008年10月31日（金）・11月1日（土）・2日（日）

会場：東京女子医科大学 弥生記念講堂 〒162-8666 東京都新宿区河田町8-

大会長：伊関 洋 東京女子医科大学 先端生命医学研究所

■ 特別企画

特別講演「医療再生」

特別シンポジウム「Women In Computer Aided Surgery」

パネルディスカッション(1)「医・理・工融合研究施設から発信する新しい医工学

パネルディスカッション(2)

「レギュラトリーサイエンスからみた治療機器実用化のための問題点と解決策

■ 一般演題

手術場・環境システム/セグメンテーション

VR・トレーニング・シミュレーション

内視鏡/手術機器・デバイス/ナビゲーション

画像/ロボット・マニピュレータ

レギュラトリーサイエンス・安全評価/ポスターセッション

■ 教育セミナー要旨

協賛

ライフサポート学会、日本生体医工学会、日本ロボット学会、日本医用画像工学会

08(III)-12 大腿骨変形に対する変形矯正コンピューターシミュレーション

○松本卓也 大西五三男 飛田健治 別所雅彦 大橋暁 中村耕三

東京大学 整形外科

Computer Simulation of Deformity Correction for the Femoral Malunion

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

Department of Orthopaedic Surgery, University of Tokyo, Tokyo,

Abstract: The deformity occurred at lower limbs should be corrected because of its cosmetic and functional disorder. The operative treatment using external fixators are widely performed. Preoperative planning of the deformity correction is based on the X-ray images. However, Computed Tomography (CT) images are required in order to evaluate the rotation, there is a limit for deformity correction only by X-ray images. Therefore we developed operation simulation as a preoperative planning using patient specific 3D surface model constructed from CT dicom datum. Procedure of the operation simulation is quite the same as the real operation using a universal bar link system unilateral external fixator (UBL). And the simulation of deformity correction is done by changing angles of the hinges of UBL. It is easier to evaluate deformity correction using STL model because we can move the model on a computer screen freely and can evaluate from many aspects.

Key words: Computer simulation, Deformity correction, Universal Bar Link system, External fixator

【背景】

下肢長管骨生じた変形は外観上の変形を生じるのみでなく機能障害を起し、将来的に近傍の関節に変形性関節症性変化を引き起こす可能性が高いため、変形の矯正を行う必要がある。変形矯正法として種々の創外固定器を用いた手術療法が幅広く行われている。変形矯正はレントゲン写真を基にした正面・側面の2次元変形角度を矯正すべく、創外固定器上にヒンジを設置、もしくはバーチャルヒンジを設定して角度矯正を行う。しかし、回旋変形の評価はCT画像を必要とする上、著しい変形角度や角状変形と回旋変形を伴う複合変形においては単純レントゲンのみでの変形矯正には限界がある。

【目的】

大腿骨の複合変形症例に対しCTデータより3次元構築した患者固有の3次元骨モデルを用いた3次元変形矯正術前計画としての手術シミュレーションを試みた。

【症例と方法】

症例：15歳 女性

現病歴：9歳時交通事故による大腿骨骨折を受傷し保存加療により通常の日常生活に戻ったが膝の捻挫を繰り返すようになり12歳時遠位骨端線損傷による変形のため当院紹介、骨橋切除術を受けた。15歳で骨端線が閉鎖し16°外反、14°内旋4cm短縮があるため変形矯正を行った。方法：両側大腿骨全長を2mm sliceで定量的CTを撮影。撮影したCT dicomデータから、レキシー(株)のZed Viewを用い両側の大腿骨について骨領域を抽出、患者固有の骨表面形状モデル(STLモデル)を作成した。



Fig1 術前レントゲン

Fig2 STLモデル
(矢印：変形中心)

同社との産学協同で開発したソフトを用い、作成した3Dモデルから大腿骨頭中心、大転子近位端、内顆・外顆最遠位端の参照点を設定、健側鏡面反転像と患側のSTLモデルと対比し変形中心を設定した。



Fig3 UBL

コンピューター上で設定した変形中心の近傍に仮想的な骨切面を設定し、創外固定器の設置シミュレーションを行う。

使用する創外固定器は瑞穂医科工業社製のニバーサル・バー・リンク機構を有する片側式創外固定器(UBL)である¹⁾。本器は多平面における回旋変形を含む3次元的な変形矯正を行う片持式の創外固定器である。

UBL 及びピンクランプやハーフピン等の CAD データを用いて、実際の手術手技に準じた手順で①近位部にピンを設置、②UBL の設置、③UBL 各ヒンジの角度設定及びピンクランプの位置設定、を行い遠位ピン刺入部の最適な設置部位を決定し設置する。設定完了することにより手術シミュレーションが完了する。

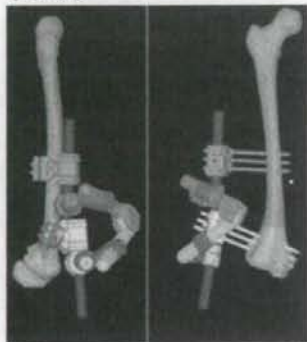


Fig4 手術シミュレーション後

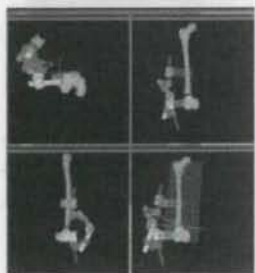


Fig5 変形矯正シミュレーション画面上でさまざまな角度から矯正の確認ができる。

STL モデルはコンピュータ画面上で自由に動かせるため多方面から変形を評価する事ができる。よって 2D のレントゲン写真だけでは評価が難しい回旋変形も容易に評価できる。

【結果】



Fig6 変形矯正後健側鏡像との比較
A: 健側鏡面反転像
B: 患側矯正後

変形矯正シミュレーション

仮想骨切により分離された骨片は UBL の各ヒンジの角度を変化させることにより動く。健側と同じアライメントにするべく UBL の各ヒンジを調節する。

Fig6 の如くシミュレーション上で健側と同等の形状に変形矯正を行う事が可能であった。これを基に施行した手術により変形矯正が可能であった。

【考察】

CT を元で作成した表面形状モデルを用いた術前計画については村瀬 剛ら(2004)²⁾ 岡ら(2006)³⁾ の報告があるが、ともに前腕の変形矯正であり、内固定材を用いた一期矯正である。また、創外固定器とコンピューターを用いた緩徐矯正法として Taylor spatial frame (TSF) が広く用いられているが単純レントゲンを用いた 2 次元での変形評価であり、術前計画の不正確さや TSF 設置の不正確さなどが変形矯正術後の遺残変形の原因となると報告されている⁴⁾。



Fig6 変形矯正後レントゲン

長管骨の変形は角状変形、回旋変形、軸変位、短縮の 4 要素からなり、多くの場合 4 要素が組み合わさって起きる。3 次元的な変形を 2 次元画像で正確に評価・イメージすることは容易ではない、特に重度の変形の場合は精確な評価が困難である。CT dicom データを基に作成する患者固有の STL モデルを利用した 3 次元コンピューターシミュレーションでは、変形を手術に準じた手順でさまざまな変形矯正が試行できる上、さまざまな方向から回旋を含めた多平面における 3 次元的な変形矯正変形矯正の評価が可能な手法である。将来的にはこのコンピューター上の手術シミュレーションを精確に再現するため術中ナビゲーションシステムの確立を目指したい。

【結語】

大腿骨骨端線損傷後の変形治療例として、CT dicom データと UBL 創外固定器の CAD データを用いた変形矯正コンピューターシミュレーションを行った。回旋を含む複合変形例に対し創外固定器の設置部位から矯正後の形態予測までの術前計画の立案を容易に行うことができた。

文献

- 1) 大西五三男, ほか: ユニバーサル・パー・リンク機構を有する片側式創外固定器による変形矯正, 日本創外固定脚延長学会雑誌 18 巻, 53-61, 2007
- 2) 村瀬 剛, ほか: 肘過伸外反変形に対して 3D コンピューターシミュレーションを用いて尺骨矯正骨切り術を行った 1 例, 日本肘関節学会雑誌 11 巻 1 号, 53-54, 2004
- 3) 岡 久仁洋, ほか: コンピューターシミュレーションを応用した上肢骨折変形治療の 3 次元矯正骨切り術, 中部整災誌 49, 39-940, 2006
- 4) Paley D: Principles of deformity correction, Springer-Verlag, 2002

A Robot Assisted Hip Fracture Reduction with a Navigation System*

Sanghyun Joung¹, Hirokazu Kamon², Hongen Liao², Junichiro Iwaki⁶,
Touji Nakazawa⁶, Mamoru Mitsuishi², Yoshikazu Nakajima²,
Tsuyoshi Koyama⁴, Nobuhiko Sugano⁴, Yuki Maeda⁵, Masahiko Bessho³,
Satoru Ohashi³, Takuya Matsumoto³, Isao Ohnishi³, and Ichiro Sakuma²

¹ Graduate School of Frontier Sciences, the University of Tokyo, Japan
shjoung@bmpe.t.u-tokyo.ac.jp

² Graduate School of Engineering, the University of Tokyo, Japan

³ Graduate School of Medicine, the University of Tokyo, Japan

⁴ Graduate School of Medicine, Osaka University, Japan

⁵ National Organization Osaka Minami Medical Center, Japan

⁶ THK CO.,LTD. Japan

Abstract. A fracture reduction robot is described as assisting in safe and precise fracture reduction. The robot is connected with pins that are inserted into the patient's bone fragments, together with a customized jig. The robot has six degrees of freedom with high precision, so that precise fracture reduction can be conducted. The failsafe unit of the fracture reduction robot can mitigate excessive reduction force that may cause complications such as avascular necrosis. We have integrated the fracture reduction robot with a navigation system that tracks the relative position of the bone fragments and generates the reduction path. The integrated system is evaluated with the simulated fracture reduction of a hip fracture model (n=8). Three-dimensional parameters related to the mechanical axis—the proximal femur angle, the distal femur angle, and the length of the mechanical axis—were evaluated by comparing the normal values with those after reduction; these average differences are 1.76°, 0.28° and 0.76mm, respectively. The automated fracture reduction feature makes it possible for medical staff to work at a distance from radiation sources; for patients, the integrated fracture reduction system has the potential to reduce fractures with high precision.

1 Introduction

Femoral neck fractures can occur in the elderly, on account of simple falls; incidences thereof are increasing in our aging society. Most patients are bedridden and should be surgically treated. Though surgery outcomes are influenced by a fracture reduction accuracy, highly qualified medical care and repeated radiation exposure are both required.

* We wish to thank many people and groups who have contributed to this effort. Research on medical devices for analyzing, supporting and substituting the function of human body funded by Ministry of Health, Labour and Welfare(H17-Physi-007).

Surgical navigation has been previously applied to guidance in fracture reduction [1]. Computer-assisted surgery can help reduce reliance on fluoroscopy and improve the accuracy of reduction. Robot-assisted fracture reduction is a good solution for these problems, and several groups have reported the development of this sort of robot [2][3]. While those robots are typically modifications of industrial robots, we have developed a fracture reduction robot designed expressly for medical use [4].

Our robot has six DOF and a mechanical failsafe mechanism; it also has a power-assisted control mode and an automatic operation mode in the navigation system. However, there were some issues with this robot that must be rectified. The robot uses a traction boot for fracture reduction, in much the same way the conventional manual reduction method uses a fracture table. It is, for that reason, difficult to position the bone fragments precisely, in spite of the increased DOF. Even when connectivity between the reduction robot and the surgical navigation has been confirmed, it is necessary to evaluate the clinical usefulness of the integrated system that involves navigation.

In this paper, we present a fracture reduction assisting system that consists of a fracture reduction robot and a navigation system. For the accurate positioning of bone fragments, bone fragments are directly connected with the robot using a customized jig. The navigation system tracks the positions of bone fragments and generates an appropriate reduction path. The clinical usefulness of the system was evaluated using experimental results from a simulated fracture reduction.

2 Method

We carefully considered safety, mobility, precision of control, and ease of extension to other machines-such as navigation systems-in developing the fracture reduction robot. In this section, which focuses on the target operation, the apparatus of the fracture reduction robot, the navigation system, and the integration of the two are described.

2.1 Target Operation

Conventional fracture reduction with the use of a fracture table is an indirect reduction method. This method is not invasive, but it is difficult for surgeons to reduce precisely, due to force absorption at soft tissues such as joints, skins, muscles, and the like. For more precise positioning of bone fragments, a direct reduction method-such as the one proposed by our medical team-is required for the target operative technique. In executing that technique, two medical screws are inserted into the bone fragment and connected to the ring frame, so that the connection between the ring frame and the bone fragments is very rigid. The bone fragment can be arranged precisely by handling the ring frame, though this method does require a small incision.

2.2 Fracture Reduction Robot

An outline of the fracture reduction robot is provided in Figure 1(a); a kinematic model is provided in Figure 1(c). The robot has six independent DOFs (i.e., three DOFs in translation and three DOFs in rotation). Three rotational axes intersect each other at one point, for easy control from the kinematics calculation point of view. Four steerable wheels attached beneath the robot enable medical staff to move the robot easily, in spite of its weight (315kg). The size of the robot is $640 \times 1084 \times 1317\text{mm}$ (width \times long \times height). It can be transported with the use of a common passenger elevator.

The customized jig, shown in Figure 1(b), connects the bone fragment with the robot. Carbon fiber and duralumin were used as the main materials of the jig, making it lightweight yet highly rigid. The position and posture of the jig can be adjusted with six DOFs, depending on the relative position between the bone fragment and the fracture reduction robot. The setup and connection of the robot to the patient is relatively simple and straightforward.

For safety assurance, two mechanical failsafe units, a six-axis force sensor, and emergency stop buttons are installed in the system. The mechanical failsafe units can mitigate excessive reduction force, and the units maintain high rigidity within the allowed force and torque ranges. However, if an excessive force is applied to the unit, it decouples the customized jig from the actuation unit to remove the applied force or torque, so that the bone fragment is prevented from any excessive movement that could damage the precarious blood supply. One of the two mechanical failsafe units is used to limit the application force along

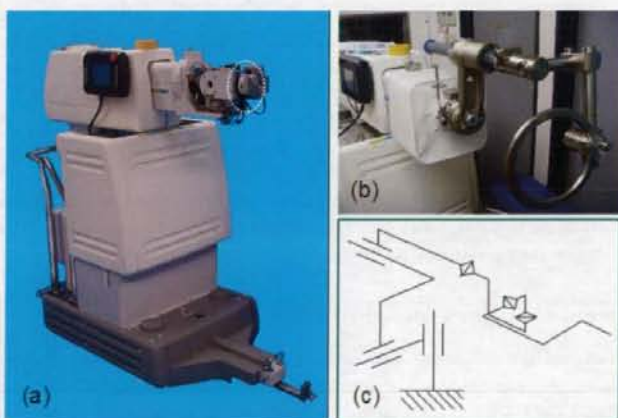


Fig. 1. The fracture reduction robot. (a) the outline of the robot. a six-axis force sensor is shown in the white dotted circle, (b) the customized jig for connecting the bone fragment with the robot, and (c) the kinematic model of the robot.

the traction direction, and the other unit is used to limit the rotation torque around the internal or external rotation axis. The thresholds force and torque is designed to refer the clinical data reported by Maeda et al [5], and these can be adjusted from 200N to 400N, and from 20Nm to 30Nm with accuracy of 10%, respectively. The reduction force is also monitored by the six-axis force sensor, which is mounted on the robot as shown in the white dotted circle of Figure 1(a). The measured reduction force is used to manage the software failsafe system, to keep the applied force and torque within the allowed ranges. When a surgeon or medical staff pushes the emergency stop button, each axis of the robot stops its operation and the actuation units are decoupled, so that the customized jig can be operated manually.

2.3 Navigation System

The navigation system has two main functions. One is to track the relative position between the bone fragments and the robot; the other is to generate an appropriate reduction path. In this system, we plan to use 2D-3D registration of the fluoroscopic image to the three-dimensional preoperative computed tomography (CT) data. An optical 3D position measurement system (Optotrack, NDI, Canada) is used to track the intraoperative fluoroscope system, the reduction robot's position, and the bone fragments.

The tracking method combines 2D and 3D image registration from single-view fluoroscopy with tracking of the head center position of the proximal femoral fragment, to improve the accuracy of fluoroscopic registration-all without the need for the repeated manual adjustment of the C-arm that is required with stereo-view registrations. Kinematic knowledge of the hip joint, which has a positional correspondence with the femoral head center and the pelvis acetabular center, allows the position of the femoral fragment to be determined from pelvis tracking [6]. The robot's reference marker is used not only for tracking the robot, but also for tracking the distal bone fragment. The position of the distal bone can be calculated using the robot's position, since the distal bone is rigidly connected to the robot. The reduction path is generated using the acquired relation of the bone fragments, and it is visualized through the use of animation. The generated reduction path is interactively edited by the surgeon, and the generated reduction path is transmitted to the robot.

2.4 System Configuration and Surgical Procedure

The system configuration is illustrated in Figure 2. The optical 3D position measurement system tracks the proximal and distal bones, and it transmits the measured data to the navigation system. The navigation system tracks the relative spacing between the bone fragments and the robot. The intraoperative fluoroscopy system, the surgical navigation system, and the robot controller communicate with each other through the computer network (TCP/IP); the navigation system sends control commands to the robot, and the robot replies with the current status.

The control process of the robot is managed in real time, with a frequency of 1 KHz. So as not to interfere with the control process during data communication, commands from the navigation system are handled by a user task that is a non-real-time process. The command data is written in the shared memory on a first in, first out (FIFO) basis, and they are processed by the FIFO handler of the control routine.

The surgical procedure by the integrated system for fracture reduction is as follows:

- Step 1) The three-dimensional surface data of the bone fragments are estimated from CT scans of the injured hip, prior to surgery.
- Step 2) A reference sensor is attached to the pelvis.
- Step 3) The coordinates of the fracture reduction robot are calibrated by the navigation system.
- Step 4) The distal bone fragment is connected to the robot, using the customized jig.
- Step 5) The coordinates of the bone fragments are calculated with 2D-3D registration, following fluoroscopic scan.
- Step 6) The navigation system tracks the relative position of the bone fragments until the reduction is complete.
- Step 7) The navigation system generates the reduction path and the surgeon interactively corrects it, as needed.
- Step 8) The robot reduces the fracture, following the commands from the navigation system.

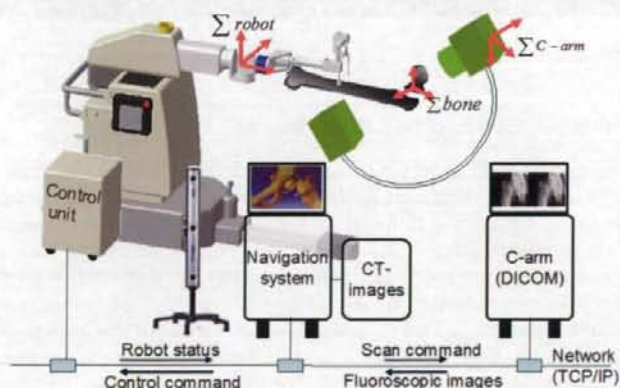


Fig. 2. Configuration of the integrated system, between the fracture reduction robot and the navigation system

3 Results

3.1 Simulated Fracture Reduction

We prepared a femoral neck-fracture model by cutting the femur model (SAW-BONES, Pacific Research Laboratories, Inc. USA) with a band saw and attaching a rubber band between the femur and the hip, to simulate the influence of muscles such as the gluteus medius and the piriformis. The fracture reduction was conducted following the procedure described in section 2.4, with the exception of step 5. A pen-type reference marker was used to trace the surface of the bone fragments instead of fluoroscope, and the acquired data were combined with the surface data acquired in step 1 using the surface matching method.

We corrected the reduction path referred to in the common reduction method, which pulls down the distal bone a little and locates the correct position with internal rotation. It takes about one minute to reduce the fracture with the robot (step 8); the "before" and "after" of the reduction are shown in Figure 3.



Fig. 3. Results of fracture reduction, (a) before reduction and (b) after reduction

3.2 Evaluation Method and Experimental Results

A fracture reduction is generally assessed using two-dimensional fluoroscopic images. The reduction alignment angles of the anteroposterior (AP) and lateral views should be within the defined values; however, this assessment is influenced by the measured angle of the fluoroscopic images, as well as the surgeon's viewpoint. Therefore, to ensure high reproducibility, we evaluated the reduction result from parameters related to the mechanical axis used to assess the femur deformity. The mechanical axis is drawn from the center of the knee joint to the head of the femur, as illustrated in Figure 4. If the mechanical axis is defined, the mechanical distal femur angle (DFA) and proximal femur angle (PFA) can also be defined. Before fracturing the femur model, we marked feature points such as the greater trochanter, the head of the femur, the lateral condyle, and the medial condyle; these points are shown as red points in Figure 4. We measured the three-dimensional positions of the feature points using the pen-type reference marker and the optical 3D position measurement system; we then calculated the

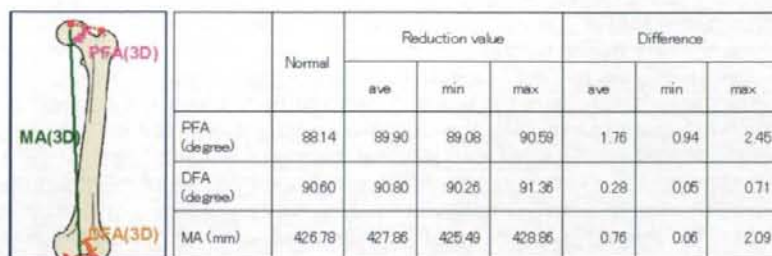


Fig. 4. Femoral mechanical axis, and the related parameters and results (n=8)

“normal values” of the length of the mechanical axis, the PFA, and the DFA from the four measured feature points. The “reduction values” following fracture reduction were finally compared to the normal values. The table in Figure 4 shows the normal values, reduction values, and differences thereof.

4 Discussion

A fracture reduction procedure is generally considered accurate and precise when the alignment error and the gap are within 2° and 2mm , respectively, according to assessments based on two-dimensional imagery. We compared three-dimensional parameters, two angles, and a length, to assess the outcome of the simulated fracture reduction described in section 3.2. The average differences in PFA, DFA, and MA were 1.76° , 0.28° and 0.76mm , respectively (n=8). Although we offer no recommended values for the evaluation method used in this paper, it is believed that differences are allowable when comparing the two-dimensional recommend values, and that the integrated system has the potential to reduce fractures with high precision. The differences are interpreted as a combination of the registration error of the bone fragments, the robot motion artifact, and optical-tracking error.

The fracture model used in the experiment uses imitation muscles, to reproduce a fracture type similar to clinical status. The surgeons in our research group evaluated the fracture model comparable to the clinical cases. To evaluate the failsafe system, we must improve the fracture model. There are limitations in evaluating the system and the mechanical failsafe system in particular. The safety mechanism should be evaluated more clearly with the created fracture model, based on the clinical data; we are preparing to measure clinical data-such as reduction force and the reduction path-during the direct fracture reduction. In our experiments, we could not use a fluoroscope for 2D-3D registration of bone fragments. We are trying to integrate our system and the registration method, which is reported by Nakajima et al [6]. Though the radiation exposure, the registration error, and the reduction accuracy of a complete system should be evaluated, it can be expected to reduce the radiation exposure, because the

system shortens the overall reduction time and the surgeon can monitor the reduction status via the navigation system, without the use of a fluoroscope, and moreover surgeons can work at a distance from radiation source.

In conclusion, we have developed the fracture reduction robot to assist in fracture reduction, with high levels of precision and safety. The robot is connected to the bone fragment with pins that were inserted into the patient bone fragment with the customized jig. The robot has six degrees of freedom with high precision, so a precise fracture reduction can be performed by using the robot. The fracture reduction robot was integrated with a surgical navigation system that can track the relative positions of bone fragments, so the robot can generate an appropriate reduction path. The entire system was evaluated using simulated fracture reduction, and the results thereof show the ability of the proposed system in reducing fractures with high precision and thus shortening radiation exposure time. Nonetheless, the safety mechanism of the fracture reduction robot should be evaluated and the stability of the integrated system should also be evaluated.

References

1. Chong, K.W., Wong, M.K., Rikhraj, I.S., Howe, T.S.: The use of computer navigation in performing minimally invasive surgery for intertrochanteric hip fractures—the experience in Singapore. *Injury* 37, 755–762 (2006)
2. Füchtmeier, B., Egersdoerfer, S., Mai, R., Hente, R., Dragoi, D., Monkman, G., Nerlich, M.: Reduction of femoral shaft fractures in vitro by a new developed reduction robot system 'reporobo'. *Injury* 35(1), 113–119 (2004)
3. Westphal, R., Gössling, T., Oszwald, M., Bredow, J., Klepzig, D., Winkelbach, S., Hüfner, T., Krettek, C., Wahl, F.: 3d robot assisted fracture reduction. In: *Proceedings of 10th International Symposium on Experimental Robotics 2006 (ISER 2006)*, pp. 6–10 (2006)
4. Mitsuishi, M., Sugita, N., Warisawa, S., Ishizuka, T., Nakazawa, T., Sugano, N., Yonenobu, K., Sakuma, I.: Development of a computer-integrated femoral head fracture reduction system. In: *Proceedings of ICM 2005*, pp. 834–839 (2005)
5. Maeda, Y., Tamura, Y., Saito, M., Yamamoto, T., Yonenobu, K., Warisawa, S., Mitsuishi, M., Sugano, N.: Measurement of traction load and torque transferred to the lower extremity during simulated fracture reduction. *International Congress Series* 1281, 674–679 (2005)
6. Nakajima, Y., Tashiro, T., Sugano, N., Yonenobu, K., Koyama, T., Maeda, Y., Tamura, Y., Saito, M., Tamura, S., Mitsuishi, M., Sugita, N., Sakuma, I., Ochi, T., Matsumoto, Y.: Fluoroscopic bone fragment tracking for surgical navigation in femur fracture reduction by incorporating optical tracking of hip joint rotation center. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54(9), 1703–1706 (2007)

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

*Bessho, M; *Ohnishi, I; *Matsumoto, T; *Ohashi, S; *Kaneko, M; *Tobita, K; *Nakamura, K

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

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

Introduction: Clinically available methods for estimating bone strength include bone densitometry techniques such as dual energy X-ray absorptiometry and peripheral quantitative computed tomography, and other diagnostic imaging procedures such as radiographic imaging. These techniques evaluate regional bone density and morphology, which are partly related to fracture risk, but are of limited value for quantifying structural strength [1]. We focused on a computed tomography-based finite element method (CT/FEM) to quantify structural strength, developing a nonlinear CT/FEM to achieve accurate assessment of strength in the proximal femur and lumbar vertebrae [2, 3]. In the clinical application of CT/FEM, strengths of the proximal femur and lumbar vertebrae are most frequently evaluated, because fracture risk in these regions is a matter of serious concern [4-8]. No other CT/finite element model that can be applied to both the proximal femur and the vertebrae has been reported. Therefore, data were unavailable regarding correlations between femoral and vertebral predicted fracture loads (PFLs). Examining strength at multiple sites in a number of patients using screening by CT/FEM may be time-consuming, because several hours is needed to analyze bone strength at each site. One of the purposes of the present study was thus to validate our model by comparing PFLs in our model to fracture loads derived from mechanical testing in previous studies. The other goal was to clarify whether either femoral or vertebral strength in postmenopausal osteoporosis patients is predictable by CT/FEM of only one of the two sites. We thus investigated whether femoral PFL could be utilized to estimate vertebral PFL.

Materials and Methods: Right femur and the second lumbar vertebra (L2) in 40 female patients with postmenopausal osteoporosis (age: 52 - 89, average: 70.1) were evaluated from January 2006 to December 2007. Exclusion criteria included the presence of metal implant that precluded CT. The study protocol was approved by our ethics committee and the patients were enrolled after informed consent was given. Axial CT scans of the proximal femur and L2 were obtained (slice thickness: 3 mm (femur), 2 mm (L2), Aquilion Super 4, Toshiba Medical Systems Co., Tokyo, Japan) as well as scans of a calibration phantom. The CT data were transferred to a workstation and 3D finite element models were constructed from the CT data using the software that was developed by the authors [2, 3]. For both of the proximal femur and L2, trabecular bone and the inner portion of cortical bone were modeled using linear tetrahedral elements, while the outer cortex was modeled using triangular plates (0.4 mm thick) [2, 3]. For the proximal femur, the element size was set as 3 mm, and for L2, it was 2 mm. To allow for bone heterogeneity, the mechanical properties of each element were computed from the Hounsfield unit value. The ash density of each voxel was determined from the linear regression equation derived by relating the Hounsfield unit of a calibration phantom to its equivalent ash density. The ash density of each element was set as the average ash density of the voxels contained in that element. Young's modulus and the yield stress of each tetrahedral element were calculated using the equations proposed by Keyak et al. [9] and Keller [10]. Poisson's ratio of each element was set as 0.4. Load and boundary conditions were applied to this model to represent two loading configurations, one was approximating joint loading during single limb stance (force was applied to the femoral head and directed within the coronal plane at 20° to the shaft axis) (stance configuration: SC), and the other loading configuration was designed to simulate a fall on the greater trochanter (loading on the femoral head vertically to the floor with the femoral shaft slanted by 30° and internally rotated by 15° in reference to the floor/fall configuration: FC) [11]. 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 [2]. Materially nonlinear finite element analysis was performed by the Newton-Raphson method. Each element under compression was assumed to yield when their Drucker-Prager equivalent stress reached the element yield stress. Failure was defined as occurring when the minimum principal strain of an element was less than -10,000 microstrain. Each element under

tension was assumed to fail when the maximum principal stress exceeded the ultimate tensile stress. To allow for the nonlinear phase, the mechanical properties of the elements were assumed to be bi-linear elastoplastic, and the post-yield Young's modulus was set as 5 % of the pre-yield Young's modulus. PFL of the proximal femur was defined as the load that caused at least one plate element failure [3]. The PFL of the L2 was defined as the load that caused at least one tetrahedral element failure [2]. Correlations among PFLs of the femur (in SC and FC) and the L2 were investigated. Pearson's correlation analysis was used and the significance level was set as p values of less than 0.05.

Result: The average PFL of the proximal femur in SC was 3910 N (range: 2830 - 5800 N, standard deviation (SD): 719 N), 1290 N (range: 650 - 2030 N, SD: 323 N) for FC, respectively. The average PFL of L2 was 3010 N (range: 910 - 4950 N, SD: 1110 N). Correlations of the PFLs for each configuration were shown on Table. 1

	Proximal femur	L2
	Stance configuration	fall configuration
Proximal femur	0.647***	0.472**
Stance configuration	0.647***	n.s.
fall configuration	n.s.	0.472**
L2	0.472**	n.s.
uniaxial compressor	n.s.	-

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

Discussions: Eckstein et al. reported that among 95 femoral specimens from subjects with a mean age of 80 years, mean failure load in vertical loading configuration (by orientating the shaft vertically and applying a load to the femoral head parallel to the shaft) was 3460 N (range, 1252-8253 N), compared to 3046 N (range, 790-8510 N) for side impact configuration (the same as our FC) [14]. Failure load tended to be smaller in vertical loading configuration than in SC [11]. PFL in FC was smaller than that reported by Eckstein et al. The present report included both men and women. This might be one reason why our vertebral PFL was smaller than that reported elsewhere. In the elderly, McBroom et al. reported that among 10 specimens from subjects with a mean age of 78 years, mean failure load was 3160 N (SD 424 N) for the L1 vertebral body and 3385 N (SD 485 N) for L3 [15]. Eckstein et al. reported that mean failure load for L3 was 3016 N (SD 149 N) [14]. Our results did not contradict these previous studies. Eckstein et al. reported that correlations between femoral failure load in vertical loading configuration and in side impact configuration, between femoral failure load in vertical loading configuration and vertebral failure load, and between femoral failure load in side impact configuration and vertebral failure load were r=0.78, r=0.63 and r=0.59, respectively. In our study, correlations between PFLs in SC and FC, and PFL in FC and vertebral PFL were significant. However, no significant correlation was noted between femoral PFL in FC and vertebral PFL (p=0.91). PFL in FC may well correlate to vertebral PFL in Japanese women with postmenopausal osteoporosis. In our study, femoral PFL in SC could be utilized to estimate vertebral PFL and femoral PFL in FC.

References:

- [1] Cody, D.D. et al., *J Biomech*, 1999, 32(10): p. 1013-20. [2] Imai, K. et al., *Spine*, 2006, 31(16): p. 1789-94. [3] Bessho, M. et al. *J Biomech*, 2007, 40(8): p. 1745-53. [4] Cody, D.D. et al. *Ann Biomed Eng*, 2000, 28(4): p. 408-14. [5] Keaveny, T.M. et al., *J Bone Miner Res*, 2007, 22(1): p. 149-57. [6] Imai, K. et al., *Spine*, 2008, 33(1): p. 27-32. [7] Bessho, M. et al., *Transaction of 53rd Annual Meeting of the ORS*, 2007: p. 1269. [8] Keyak, J.H. et al., *Transaction of 54th Annual Meeting of the ORS*, 2008: p. 953. [9] Keyak, J.H., et al., *J Biomech*, 1998, 31(2): p. 125-33. [10] Keller, T.S. *J Biomech*, 1994, 27(9): p. 1159-68. [11] Keyak, J.H. et al. *J Orthop Res*, 2001, 19(4): p. 539-44. [12] Fujii, M. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi*, 1987, 61(5): p. 531-41. [13] Keyak, J.H. et al. *Med Eng Phys*, 2003, 25(9): p. 781-7. [14] Eckstein, F. et al., *J Bone Miner Res*, 2002, 17(1): p. 162-71. [15] McBroom, R.J. et al. *J Bone Joint Surg Am*, 1985, 67(8): p. 1206-14

CT/有限要素法を用いた脊椎の圧縮強度解析 —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, 大橋 暁, 飛田健治,

中村耕三

東京大学医学部整形外科



1……目的, 対象, 方法

骨粗鬆症に対する薬剤効果判定として用いられるDXA法は、構造的強度評価は行えないため、精度と再現性を持つ定量的な骨強度予測法の開発が望まれる。先行研究として、新鮮椎体標本を単軸圧縮したものと、圧縮前にCT撮影して単軸圧縮力学試験と同様のシミュレーションモデルをつくったものを解析した結果、マイクロCTによる骨折線は、最小主ひずみの分布と近似しており、予測骨折荷重と実証実験の骨折荷重は高い相関があったことから、CT/有限要素法を骨粗鬆症の薬剤効果判定に応用した。

未治療の原発性骨粗鬆症女性17例を対象とし、リセドロネート(2.5mg/日)群9例(平均62歳)、ラロキシフェン(60mg/日)群8例(平均73歳)とした。投薬開始前と1年後にDXA、CT/有限要素解析、骨代謝マーカーを調べた。

2……結果

骨代謝マーカーは、リセドロネート群では21%、ラロキシフェン群では27%で、それぞれ有意に減少した。1年後の骨密度増加率は、リセドロネート群ではDXAが平均3.7%、有限要素解析は平均6.9%で、ラロキシフェン群ではDXAが平均4.1%、有限要素解析は平均10.7%であった。

リセドロネート群でDXAが3.6%、解析値が11%増加した症例は、1年後に皮質骨シェル近傍と骨梁に沿った海綿骨の骨密度が増加し、最小主ひずみが減少して強度が上がっていた。また、ラロキシフェン群でDXAが8%、解析値が40%増加した症例も、1年後には皮質骨シェル近傍と、椎体内部の骨梁に沿って骨密度が増加し、最小主ひずみ分布が高い部分の面積が小さくなっていた(図1)。さらに、ラロキシフェン群でDXAが2.6%増加、解析値が18.2%減少した症例では、内部の縦の骨梁に沿って骨密度が増加しているようにみえたが、最小主ひずみの分布の高い部分が増加していた。CTの矢状断再構成では、形態的に皮質骨シェルの傾斜が前方に変化していたことから、形態変形が影響したと考えられる。

また、ラロキシフェン群でDXAが4.3%減少し、解析値が22%増加した症例は、骨密度が変化した場所が明確ではなかったものの、最小主ひずみ分布が減っていた中央前方寄りの部分では、骨梁が若干増えている印象があった(図2)。

まとめ

MORE試験では、3年間のラロキシフェン投与でDXAは数%の増加であったが、椎体骨折リスクは55%減少していた。また、治療前骨密度は骨折リスク判定に有用であるが、骨密度変化率での骨折リスク低下は証明できないことが報告さ

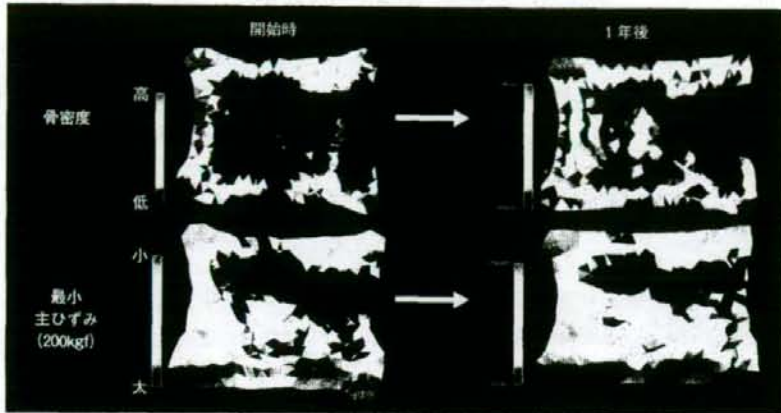


図1 症例1：ラロキシフェン
増加率：DXA 8.0%，解析値 40%。

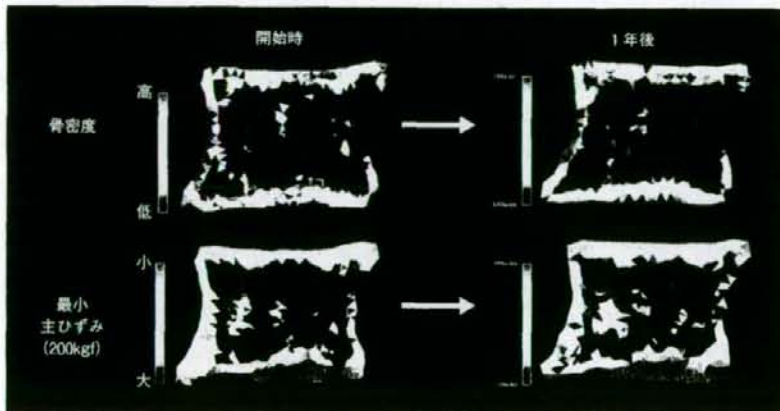


図2 症例2：ラロキシフェン
増加率：DXA -4.3%，解析値 22.2%。

れている。

本研究では、投薬によるCT/有限要素解析の予測骨強度の変化は、骨密度の変化よりも高い傾向があり、この強度解析は、投薬による骨強度の

変化をDXA法よりも感受性高く検出できる可能性が示唆された。したがって、骨粗鬆症における薬剤効果判定に応用できる可能性があることから、さらに症例を増やして検討したいと考える。

大腿骨近位部の強度評価について —CT/有限要素法による薬剤効果判定 への応用について—

別所雅彦

[共同演者]大西五三男, 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



1……対象・方法

CT/有限要素法とは、定量的CT画像から3次元CTモデルを作成し、有限要素モデルに変換したのから実際のモデルを作成し、荷重拘束条件を設定して非線形解析により骨折荷重を予測する方法である。実際に大腿骨近位部標本を6回撮影して、再現性評価をすると変動係数(CV) %は1.1%であった。

骨粗鬆症に対する薬剤効果判定としておもに用いられるDXA法による評価は、骨折抑制率と必ずしも相関しないという報告もある。そこで、CT/有限要素法による予測骨強度評価法が、薬剤介入による骨強度増加を判定できるか検証するとともに、投与薬剤の違いによる治療効果判定を行った。

2……結果

原発性骨粗鬆症未治療の女性15名を対象とし、リセドロネート(2.5 mg/日)群10名(平均62歳)、ラロキシフェン(60 mg/日)群5名(平均76歳)に投与し、服用開始時および1年後にDXA法による大腿骨頸部骨密度評価、定量的CTの撮影、および骨代謝マーカーを測定した。

1年後にリセドロネート群では、尿中デオキシピリジノリン(DPD)が服用開始時に比べ有意に21%減少し、ラロキシフェン群では、血清NTX

が22%有意に減少した。

リセドロネート群では、予測骨折荷重は5.2%、頸部骨密度は2.0%といずれも有意に増加した。ラロキシフェン群でも予測骨折荷重は3.8%、頸部骨密度は2.9%と症例数の問題もあり、有意差はなかったものの増加傾向がみられた(図1)。

骨密度分布は、両群ともに1年後には主圧縮骨梁を中心に骨密度が増加しており(図2)、このために強度が増加したと考えられた。

実際にCT/有限要素法はCTから換算される骨密度であり、KeyakやKellerの理論に基づいて材料特性に変換している。ただ、薬剤効果判定する場合には、骨密度と材料特性の関係が崩れるという見方もある。

しかし、最近、ビーグル犬にリセドロネートを1年間投与した先行研究において、骨密度(体積分率)と降伏応力の関係に変化がないことが示されている。また、ビーグル犬にリセドロネートを1年間投与しても、骨密度とヤング率の関係に変化がなかったという報告もある。さらに、Keavenyらがアレンドロネート投与群とテリパラタイド群に関して、椎体で予測強度を比較したという発表もあり、徐々に薬剤効果にも、有限要素法が用いられる傾向にある。

まとめ

ラロキシフェンは、生理的な範囲内で骨代謝回