

分担研究 三次元骨強度解析モデルを用いた大腿骨近位部の強度評価に関する研究

分担研究者 別所 雅彦 東京大学整形外科 特任助教

分担研究者 大橋 暁 東京大学整形外科 医員

研究要旨 高齢者の大腿骨近位部骨折の危険予測は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。大腿骨近位部分の強度の範囲は、ある程度過去の摘出標本からの圧縮試験等で報告されているが、患者固有の大腿骨近位部分の強度は評価できない。本研究では、大腿骨転子部骨折の患者に対して非骨折側の定量的 CT 撮影を行い、定量的 CT 画像を用いた三次元骨強度解析を行い解析の結果と、先行研究の強度試験の結果と比較することによって、本方法の臨床における有用性を評価した。

対象は、女性の大腿骨近位部骨折患者 27 名(平均 85 歳)。受傷後 1 週間以内に定量的 CT を撮像し、非骨折側の三次元解析モデルを作成した。立位条件と 4 つの転倒を模擬した条件を設定した。有限要素法非線形解析を行い、予測骨折荷重を解析した。

結果は、予測骨折荷重の平均は、立位条件 3100 N、転倒条件 1 2200 N、転倒条件 2、1050 N、転倒条件 3 970 N、転倒条件 4 700 N であった。先行研究の実証試験の結果と比較しても矛盾しない結果が得られ、患者から作成した三次元骨強度解析モデルは、実際に強度評価を行うことができると示唆された。

A. 研究目的

高齢者の大腿骨近位部骨折の危険予測は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。大腿骨近位部分の強度の範囲は、ある程度過去の摘出標本からの圧縮試験等で報告されているが、患者固有の大腿骨近位部分の強度は評価できない。このため、大腿骨近位部分の強度評価を正確に行うことができれば、大腿骨転子部骨折を整復する際に近位骨片に対しどの程度の荷重が加わると大腿骨近位部(大腿骨頸部)にさらに破壊が発生するか危険度の評価が可能となり、骨折整復・

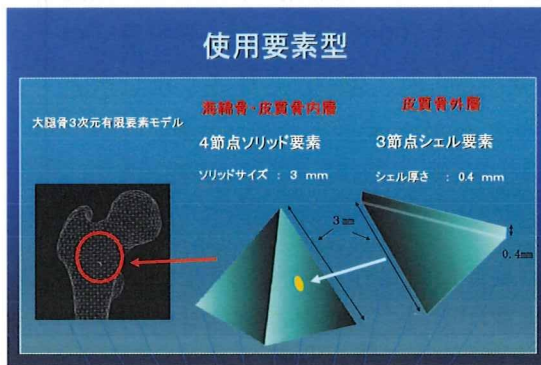
固定の制御動作に対して有用な情報となる。本研究では、大腿骨転子部骨折の患者に対して非骨折側の定量的 CT 撮影を行い、定量的 CT 画像を用いた三次元骨強度解析モデルを作成し、解析の結果と、先行研究の強度試験の結果と比較することによって、本方法の臨床における有用性を評価した。

B. 研究方法

女性の大腿骨近位部骨折患者 27 名(平均 85 歳)。受傷後 1 週間以内に骨量ファントム(B-MAS 200, 京都科学)とともに定量的 CT を撮像(120kv, 150mAs, slice thickness 3 mm, matrix 512×512)を行った。定量的 CT 画像

を解析コンピュータに転送し、海綿骨に 3mm の 4 節点ソリッド要素と、皮質骨外層に 0.4 mm の 3 節点シェル要素を使用し、三次元骨強度解析モデルを作成した(図1)。骨は不均質材料とし、重量密度は各要素に対して骨量ファントムの CT 値から換算式により計算した。材料特性は各要素の位置に対応する重量密度から個々に算出し、これに対応する要素の材料特性に割り当てた。ヤング率は Keyak (1994)ら、および Keller (1994)らの方法により設定した。ポアソン比は、0.4 とした。非骨折側の三次元解析モデルを作成した(Bessho et al., 2007)。各要素の材料特性は各要素位置に対応する CT 値から骨密度を個々に算出し、骨密度に対応する材料特性を割り当てた。

(図1) 使用要素型



骨頭への荷重方向は、前額面において骨軸から γ 度、横断面において頸部軸から δ 度前方方向に傾斜した荷重をかけた。立位を模擬した条件 (γ 160 度 δ 0 度)(立位条件(SC))、転倒を模擬した条件、転倒条件 1 (γ 120 度 δ 0 度(FC1))、転倒条件 2 (γ 60 度 δ 0 度(FC2))、転倒条件 3 (γ 60 度 δ 15 度(FC3))、転倒条件 4 (γ 60 度 δ 45 度(FC4))を設定した(図3)。Newton-Raphson 法を用いた荷重

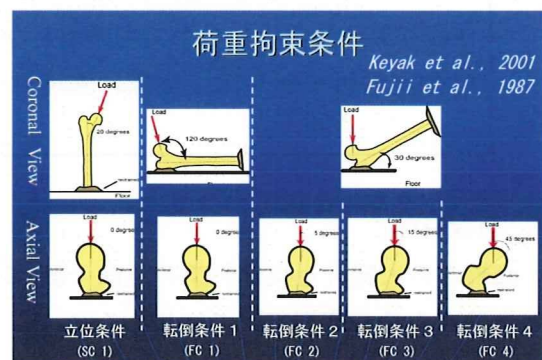
増分法による非線形解析を行い、1 つのシェル要素の最大主応力がその要素の臨界応力を超える場合(クラック)、または、1 つのシェル要素の Drucker-Prager 相当応力が要素の降伏応力を超え、かつ最小主歪みが -10000 micro strain 以下の場合(圧潰)をそれぞれ骨折と定義した。1 要素以上の破壊を骨折と定義し、予測骨折荷重を解析した。各荷重拘束条件の相違による強度の相違を比較した。

統計処理は、Friedmann 法 Post hoc test に Sheffe 法を用い、有意水準を 0.05 以下とした。

(倫理面での配慮)

CT 撮影に関しては、患者・家族同意の上で撮影を行った。CT データ・解析データは、暗号化を行った。

(図2) 荷重拘束条件



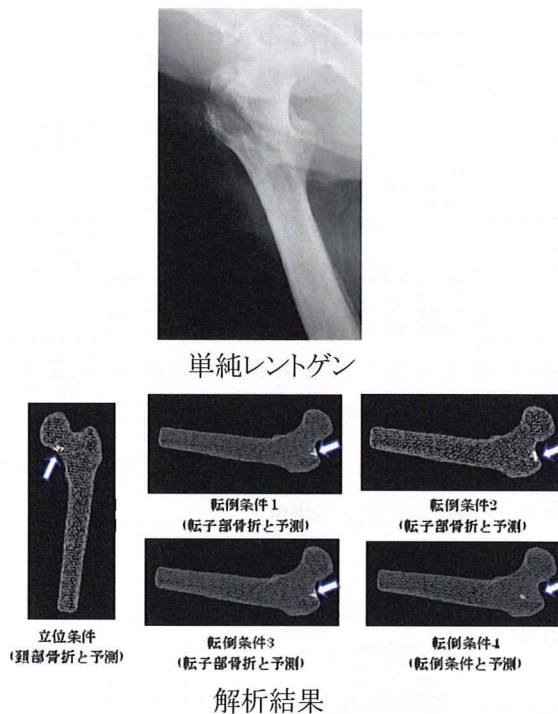
C. 研究結果

82 歳の大腿骨転子部骨折患者の解析例を提示する(図3)。

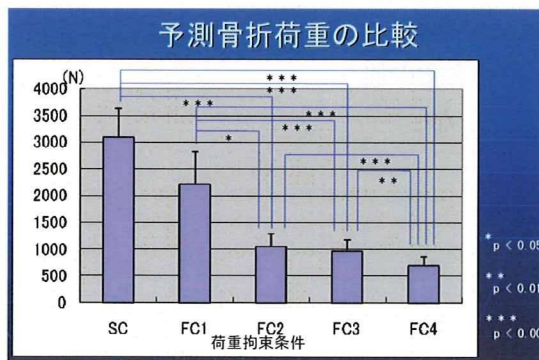
予測骨折荷重は、立位条件 3100 N(標準偏差(SD) 550 N)、転倒条件 1 2200 N(SD 605 N)、転倒条件 2 1050 N(SD 220) 転倒条件 3 970 N(SD 200 N)、転倒条件 4 700 N(SD 160 N)。立位条件の予測骨折荷重は、

転倒条件 2, 転倒条件 3, 転倒条件 4 よりも有意に大きかった (すべて $p < 0.001$)。転倒条件 1 での予測骨折荷重は、転倒条件 2, 転倒条件 3, 転倒条件 4 よりも有意に大きかった ($p < 0.05$, $p < 0.001$, $p < 0.001$) (図 4)。

(図 3) 予測骨折荷重・部位 (白矢印の部分は、予測骨折部位)



(図 4) 平均予測骨折荷重



D. 考察

藤井ら (1987) は、Singh分類 II~III の骨粗鬆がある解剖用大腿骨に対して荷重方向を変えて各2検体ずつ計6検体行った結果を報告した。それぞれ、立位荷重は2400 N、側方転倒条件 (本条件では、転倒条件2) では1400 N、後側方転倒条件 (本条件では、転倒条件4) では700 Nであった。立位条件、側方・後側方条件の順に強度は低下する傾向にあった。

Eksteinら (2002) の報告によれば、男女合わせた平均80歳の解剖用cadaverの大腿骨の垂直圧縮荷重の強度の平均3460 Nであった。

立位条件よりも側方転倒条件、側方転倒条件よりも後側方転倒条件が骨折危険度を高めた。

E. 結論

三次元骨強度解析モデルを用いた大腿骨近位部の強度評価は臨床においても有用であると示唆された。

患者から実際に撮影した CT 画像より作成した有限要素モデルは、実際の骨強度を反映していると考えられる。

F. 研究発表

1. 論文発表

Matsumoto T, Ohnishi I, Bessho M, Imai K, Ohashi S, Nakamura K, Prediction of vertebral strength under loading conditions occurring in activities of daily living using a computed tomography-based nonlinear finite element method. Spine. 2009 15;34(14):1464-9.

Bessho M, Ohnishi I, Matsumoto T,

Ohashi S, Matsuyama J, Tobita K, Kaneko M, Nakamura K. Prediction of proximal femur strength using a CT-based nonlinear finite element method: differences in predicted fracture load and site with changing load and boundary conditions. Bone. 2009 (2):226-31.

松本卓也、大西五三男、別所雅彦、金子雅子、大橋暁、飛田健治、中村耕三、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 □ SERM: Selective Estrogen Receptor Modulator 7 号 Page88-89, 2009

別所雅彦、大西五三男、金子雅子、松本卓也、大橋暁、飛田健治、中村耕三、塩酸ラロキシフェン 2 年内服患者における大腿骨近位部の骨強度変化-CT/有限要素法による薬剤効果判定への応用-、SERM: Selective Estrogen Receptor Modulator 7 号 Page90-91, 2009

2. 学会発表

(発表誌名巻号・頁・発行年等も記入)

別所雅彦、大西五三男、松本卓也、金子雅子、大橋暁、飛田健治、中村耕三、CT/有限要素法による大腿骨近位部の骨強度評価 □検者内・検者間解析信頼性、解析再現性について-、Osteoporosis Japan 17 巻 増刊 1 号 Page200, 2009

金子雅子、大西五三男、別所雅彦、松本卓也、大橋暁、飛田健治、中村耕三、林直人、CT 有限要素法による大腿骨近位部の骨強度評価 □年齢別骨強度値の作成と骨強度に影響する因子の解析

Osteoporosis Japan 17 巻 増刊 1 号 Page200, 2009

松本卓也、大西五三男、別所雅彦、金子雅子、大橋暁、飛田健治、中村耕三、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 □ Osteoporosis Japan 17 巻 増刊 1 号 Page202, 2009

松本卓也、大西五三男、別所雅彦、大橋暁、金子雅子、飛田健治、中村耕三、CT・CAD/有限要素法解析を用いた Lag screw 刺入高位による大腿骨頸部の応力・ひずみの検討、日本コンピュータ外科学会誌 11 巻 3 号 Page320-321, 2009

別所雅彦、大西五三男、松本卓也、金子雅子、大橋暁、飛田健治、中村耕三、CT/有限要素法による非線形解析を用いた大腿骨近位部の強度評価 -荷重・拘束条件の相違による予測骨強度・部位の相違について-日本コンピュータ外科学会誌 11 巻 3 号 Page318-319, 2009

G. 知的財産権の出願・登録状況

(予定を含む。)

1. 特許取得

なし

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

Ⅲ 研究成果の刊行に関する一覧表

研究成果の刊行に関する一覧表
【H21. 4. 1～H22. 3. 31】

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書籍名	出版社名	出版地	出版年	ページ
大西五三男	創外固定の原理と応用 基礎から新しい臨床展開まで】創外固定の原理(基礎) 創外固定法の基礎	四宮謙一	別冊整形外科	南江堂	東京	2009	13-18 (55号)
大西五三男、松山順太郎	【骨折とその治療機転】超音波エコートラッキング法を用いた骨癒合判定法	森 諭史	Clinical Calcium	医薬ジャーナル社	東京	2009	682-690 (19巻5号)
大西五三男	骨粗鬆症の薬物療法 薬効評価と臨床研究の進歩】薬物療法総論 薬物治療の薬効評価と意義 定量的CTを用いた有限要素法による骨強度評価と薬剤効果判定		日本臨床	日本臨牀社	大阪	2009	932-937 (67巻5号)

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
Bessho M, Ohnishi I, Matsumoto T, Ohashi S, Matsuyama J, Tobitani K, Kaneko M, Nakamura K.	Prediction of proximal femur strength using a CT-based nonlinear finite element method: differences in predicted fracture load and site with changing load and boundary conditions	Bone	45	226-231	2009
Matsumoto T, Ohnishi I, Bessho M, Imai K, Ohashi S, Nakamura K	Prediction of vertebral strength under loading conditions occurring in activities of daily living using a computed tomography-based nonlinear finite element method	Spine	34(14)	1464-1469	2009

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	創外固定を用いたウサギ脛骨骨切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-	日本創外固定・骨延長学会雑誌	21巻	78	2010
大橋暁、大西五三男、松本卓也、別所雅彦、飛田健治、金子雅子、岡崎祐司、佐藤和強、松山順太郎、中村耕三	CT/有限要素法を用いた創外固定抜去後骨欠損例の経時的骨強度予測	日本創外固定・骨延長学会雑誌	21巻	81	2010
今井一博、大西五三男、山本精三、中村耕三	CT/有限要素法による椎体骨折リスクおよびアレンドロネート効果の評価	Osteoporosis Japan	17巻2号	226-229	2009
別所雅彦、大西五三男、松本卓也、金子雅子、大橋暁、飛田健治、中村耕三	CT/有限要素法による大腿骨近位部の骨強度評価-検者内・検者間解析信頼性、解析再現性について-	Osteoporosis Japan	17巻増刊1号	200	2009
金子雅子、大西五三男、別所雅彦、松本卓也、大橋暁、飛田健治、中村耕三、林直人	CT有限要素法による大腿骨近位部の骨強度評価-年齢別骨強度値の作成と骨強度に影響する因子の解析	Osteoporosis Japan	17巻増刊1号	200	2009
松本卓也、大西五三男、別所雅彦、金子雅子、大橋暁、飛田健治、中村耕三、	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-	Osteoporosis Japan	17巻増刊1号	202	2009
松本卓也、大西五三男、別所雅彦、大橋暁、金子雅子、飛田健治、中村耕三	CT・CAD/有限要素法解析を用いたLag screw刺入高位による大腿骨頸部の応力・ひずみの検討	日本コンピュータ外科学会誌	11巻3号	320-321	2009
別所雅彦、大西五三男、松本卓也、金子雅子、大橋暁、飛田健治、中村耕三	CT/有限要素法による非線形解析を用いた大腿骨近位部の強度評価-荷重・拘束条件の相違による予測骨強度・部位の相違について-	日本コンピュータ外科学会誌	11巻3号	318-319	2009
大橋暁、大西五三男、松本卓也、別所雅彦、金子雅子、飛田健治、松山順太郎、岡崎裕司、佐藤和強、中村耕三	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	日本コンピュータ外科学会誌	11巻3号	402-403	2009

飛田健治、大西五三男、松本卓也、大橋暁、別所雅彦、金子雅子、松山順太郎、中村耕三	μCT 解析ソフトを用いた 3 次元慣性モーメントによる仮骨強度評価	日本コンピュータ外科学会誌	11巻3号	302-303	2009
松本卓也、大西五三男、別所雅彦、金子雅子、大橋暁、飛田健治、中村耕三	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□	SERM: Selective Estrogen Receptor Modulator	7号	88-89	2009
別所雅彦、大西五三男、金子雅子、松本卓也、大橋暁、飛田健治、中村耕三	塩酸ラロキシフェン2年内服患者における大腿骨近位部の骨強度変化-CT/ 有限要素法による薬剤効果判定への応用-	SERM: Selective Estrogen Receptor Modulator	7号	90-91	2009
金子雅子、大西五三男、別所雅彦、松本卓也、大橋暁、飛田健治、中村耕三、林直人	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	日本整形外科学会雑誌	83巻2号	S182	2009
今井一博、大西五三男、山本精三、中村耕三	骨強度評価法を用いた閉経後女性における椎体骨折リスクおよびアレンドロネート効果の評価	日本整形外科学会雑誌	83巻2号	S181	2009
別所雅彦、大西五三男、松本卓也、大橋暁、金子雅子、飛田健治、松山順太郎、中村耕三	CT非線形有限要素法を用いた大腿骨近位部と腰椎の骨強度評価について	日本整形外科学会雑誌	83巻2号	S181	2009
石橋英明、大西五三男、松本卓也、別所雅彦、中村耕三	CT/有限要素法解析による腰椎椎体骨強度に対するラロキシフェンの効果	日本整形外科学会雑誌	83巻2号	S180	2009
大橋暁、大西五三男、松本卓也、飛田健治、別所雅彦、松山順太郎、金子雅子、中村耕三	Universal-Bar-Link創外固定器を用いた変形矯正における固定器設置位置・角度の誤差許容範囲の検討	日本整形外科学会雑誌	83巻3号	S574	2009
大西五三男、別所雅彦、松本卓也、金子雅子、中村耕三	高齢者の骨脆弱性骨折の予防 定量的CTを用いた有限要素法による大腿骨近位部の力学特性・強度の評価	日本整形外科学会雑誌	83巻3号	S672	2009
飛田健治、大西五三男、松本卓也、大橋暁、別所雅彦、松山順太郎、金子雅子、中村耕三	低出力超音波パルス治療の骨癒合リモデリング期に対する効果 マイクロCTを用いた仮骨の髓腔化・皮質骨化の定量評価	日本整形外科学会雑誌	83巻8号	S1239	2009

Isao Ohnishi, Masahiko Bessho, Takuya Matsumoto, Masako Kaneko, Satoru Ohashi, Kazuhiro Imai, and Kozo Nakamura	Evaluation of Bone Strength Using Quantitative Computed Tomography Based Finite Element Method - Clinical Application for the Diagnosis of Osteoporosis -	The 3rd VIMS Conference/Workshop	November	15-16 (006)	2009
KANEKO, MASA KO; Ohnishi, Isao; Bessho, Masahiko; Matsumoto, Takuya; Ohashi, Satoru; Tobita, Kenji; Nakamura, Kozo	Prediction of proximal femur strength by a quantitative computed tomography-based finite element method -Creation of predicted strength data of the proximal femur according to age range in a normal population and analysis of risk factors for hip fracture-	Transactions of 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society	35	0596	2010
Bessho, Masahiko; Ohnishi, Isao; Matsumoto, Takuya; KANEKO, MASA KO; Ohashi, Satoru; Tobita, Kenji; Nakamura, Kozo	Strength index by quantitative computed tomographybased finite element method offers higher discriminatory power for hip fracture than areal bone mineral density of the femoral neck	Transactions of 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society	35	0604	2010
Matsumoto, Takuya; Ohnishi, Isao; Bessho, Masahiko; Ohashi, Satoru; KANEKO, MASA KO; Tobita, Kenji; Nakamura, Kozo	Prediction of Vertebral Strength Under Loading Conditions of Daily Life Using a CT-Based Finite Element Method	Transactions of 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society	35	0656	2010
Tobita, Kenji; Ohnishi, Isao; Matsumoto, Takuya; Ohashi, Satoru; Bessho, Masahiko; KANEKO, MASA KO	- Effect of low-intensity pulsed ultrasound stimulation on gap healing in a rabbit osteotomy model evaluated by micro computed tomography-based 3-dimensional cross-sectional moment and cross-sectional moment of inertia	Transactions of 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society	35	0695	2010

Ohashi, Satoru; Ohnishi, Isao; Matsu moto, Takuya; Besho, Masahiko; Matsuyama, Juntaro; Tobita, Kenji; KANEKO, MASAKO; Nakamura, Kozo	Evaluation of the Accuracy of Articular Cartilage Thickness Measurement by Conventional and Real-time Spatial Compound Ultrason ography	Transactions of 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society	35	1364	2010
Sanghyun Joung, Hongen Liao, Shinya Onogi, Mamoru Mitsuishi, Yoshikazu Nakajima, Nobuhiko Sugano, Masahiko Besho, Satoru Ohashi, Takuya Matsumoto, Isao Ohnishi, Ichiro Sakuma,	Fracture reduction robot for safe and accurate fracture reduction of hip fracture	5th Asian Conference On Computer Aided Surgery		91	2009
Sanghyun Joung, Hongen Liao, Shinya Onogi, Mamoru Mitsuishi, Yoshikazu Nakajima, Nobuhiko Sugano, Masahiko Besho, Satoru Ohashi, Takuya Matsumoto, Isao Ohnishi, Ichiro Sakuma	Force estimation acting on fixation screws for a safe direct fracture reduction	5th Asian Conference On Computer Aided Surgery		115	2009
鄭常賢, 廖洪恩, 小林英津子, 光石衛, 中島義和, 菅野伸彦, 別所雅彦, 大橋暁, 大西五三男, 佐久間一郎	骨折整復支援ロボットの拘束動作の評価	第7回日本ロボット学会学術講演会			2009
鄭常賢, 小林英津子, 中島義和, 光石衛, 大西五三男, 佐久間一郎	直達式骨折整復支援システムの開発	第6回医工連携研究会			2009
斎藤季	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	日本コンピュータ外科学会大会		In press	
道家健仁	人体筋骨格モデルに基づく知的医療システムに関する研究	生体医工学シンポジウム2009		In press	
林成煥	経皮的穿刺のためのレーザによる位置・姿勢呈示	日本コンピュータ外科学会大会		In press	

林成煥	レーザーを用いた創外固定器の設置支援に関する検討	日本コンピュータ外科学会大会		In press	
林成煥	レーザーナビゲーションによる経皮的創外固定ピン刺入誘導の検討	日本コンピュータ外科学会		In press	

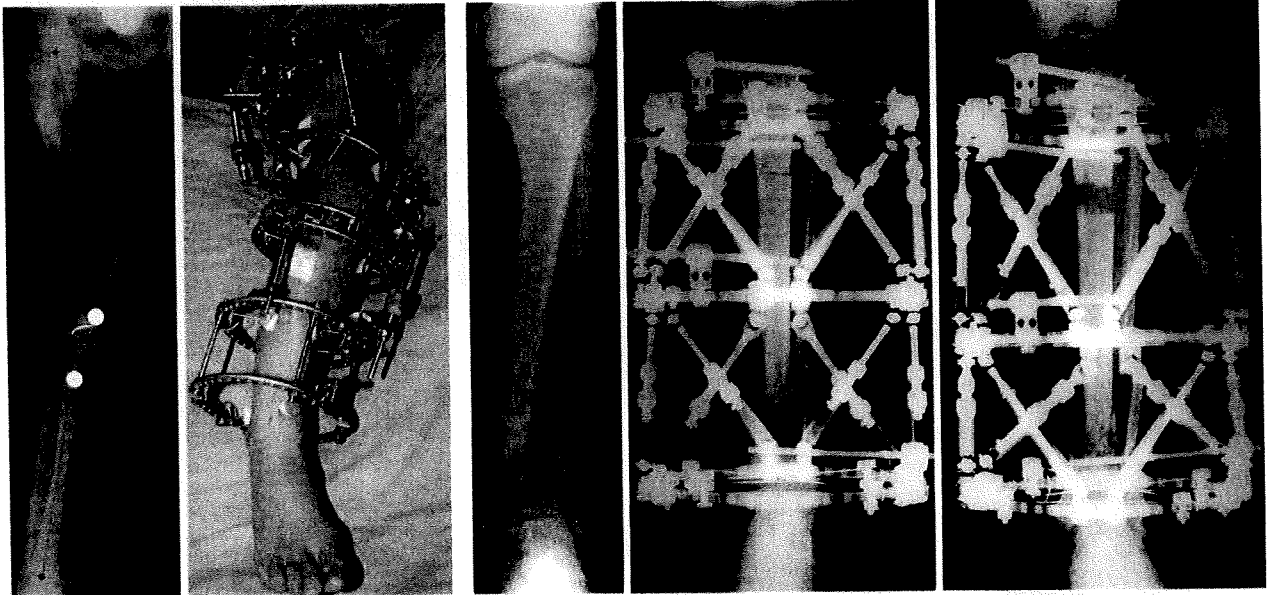
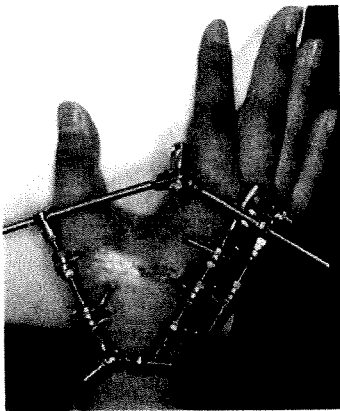
IV 研究成果の刊行物・印刷

創外固定の原理と応用

—— 基礎から新しい臨床展開まで

「整形外科」編集委員 監修

東京医科歯科大学教授 四宮謙一 編集



南江堂

創外固定法の基礎*

大西五三男**

[別冊整形外科 55: 13~18, 2009]

はじめに

骨折の固定法としては、経皮的にピンを刺入して骨片を固定する創外固定法がもっとも早くから用いられてきた¹⁾。しかし、本法は高率に発生する合併症のために第二次世界大戦まではほとんど用いられなかった²⁾。ところが近年の生体工学の発達とともに、創外固定器のデザインや機器の改良など技術の改良に伴って、臨床応用がより活発になってきている。創外固定は今や骨折治療のほかにも非常に多くの骨・関節疾患に応用されるにいたっている^{3,4)}。

骨欠損を伴う開放骨折の急性期の治療や難治性骨折の治療法として創外固定器は広く使われている。これは、創外固定の特徴である、骨折部を直接に展開せず、罹患部位から離れた部位にスクリューピンやワイヤーを刺入して体外の固定器によって骨折部を固定することによる、急性期の治療として用いられる理由の一つは創外固定の低侵襲性がある。創を大きく展開しないので出血が最小限ですむという利点がある。また手術器械の準備も比較的簡単で、救急部のベッドサイドでも骨の固定が可能である。このことから重度の開放骨折の急性期の固定として用いられている。しかし、創外固定器は機能の向上が図られ固定性や剛性が向上し、現在では初期治療ばかりではなく、骨癒合までの治療法としても用いられる。

創外固定の利点は、たとえば高度の外傷で骨折とともに軟部組織の欠損がある場合にも、骨接合とともに血管柄付きの皮弁移植などの軟部組織の補填を行う治療を同時に可能にすることにある。このように高度の外傷においても、

適切な創外固定が行われることで患者は荷重歩行が可能であり、効果的な理学療法による後療法ができる。

また、創外固定は骨折治療に適切に対応することができるという利点がある。すなわち固定の剛性を骨接合の手術時に、また後療法中に調節することが可能である。創外固定はフレームの組み方を適宜調節することで、広い範囲で固定の剛性を調節することができる^{5,10)}。創外固定の剛性は骨癒合に大きく影響することが知られている^{11,12)}。剛性が高すぎると、ピン刺入部の感染のリスクは軽減できるが、その一方では外仮骨形成の少ない一次骨癒合の経過をたどる¹³⁻¹⁵⁾。適度の剛性で創外固定を行い、骨片にマイクロモーションを惹起すると骨膜性の仮骨の形成をうながす。これは骨癒合を促進することを示唆している^{17,13)}。創外固定の剛性を調節する方法や、ピンと骨の界面のストレスを軽減する方法については基本的なガイドラインが示されている¹⁶⁻²⁰⁾。

創外固定の機能は荷重の伝達に基づいている。すなわち、骨癒合の初期には、骨折部は荷重支持の機能がないため、患者の歩行や関節運動に伴う荷重はピンと骨の界面や創外固定のフレームにバイパスして伝達される。骨癒合が進行すると骨癒合部にも荷重支持機能が存在して、骨癒合部も部分的な荷重支持を担う。この際、創外固定の荷重負担と骨癒合部の荷重負担は両者の剛性の比によって配分が決まる。理論的な分析や *in vitro* および *in vivo* の実験的な計測によって、この概念が実証されている²¹⁻²³⁾。

本稿では、創外固定の基礎的事項について特に生体力学的観点から臨床上有用と思われる諸点について解説する。

Key words

external fixation, basic concept, biomechanics

* Basics in external fixation

** I. Onishi (講師) : 東京大学整形外科 (Dept. of Orthop. Surg., School of Medicine, The University of Tokyo, Tokyo).

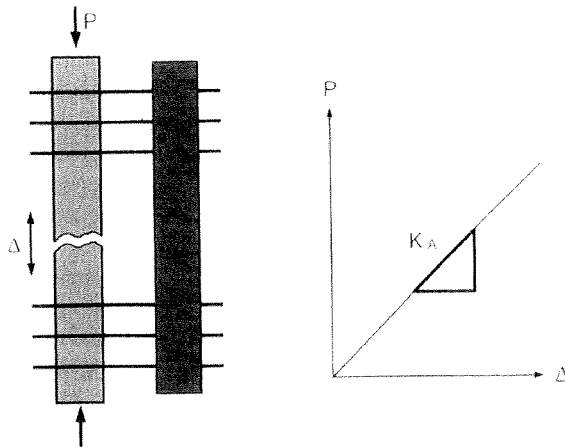


図1. Axial stiffness. 長軸方向の P の作用に対する骨片の軸方向の変位 Δ の比が axial stiffness K_A である

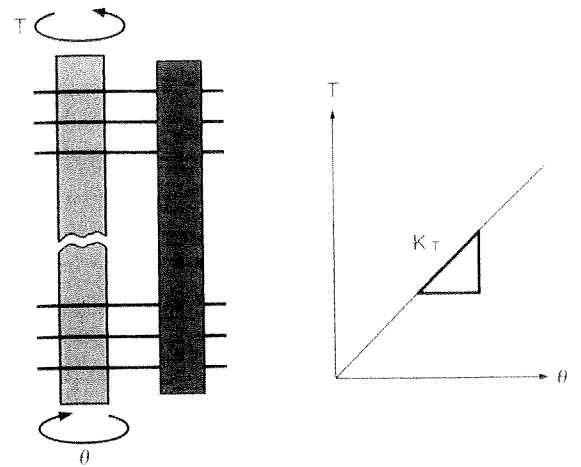


図2. Torsional stiffness. 回旋のモーメント T の作用に対する骨片の回旋変位 θ の比が torsional stiffness K_T である

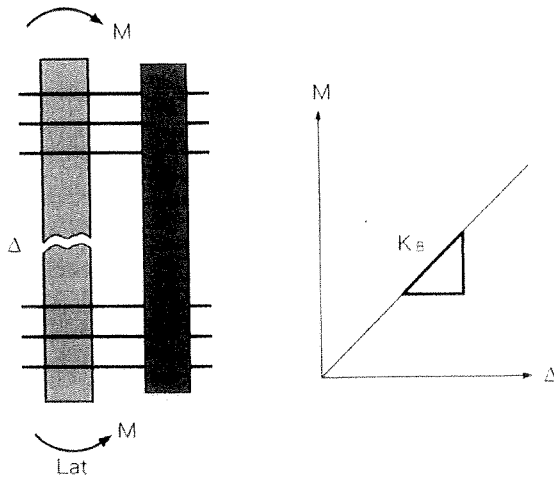


図3. Lateral bending stiffness. 骨と固定器がつくる平面内の曲げモーメント M の作用に対する骨片の同じ平面内の曲げ変位 Δ の比が lateral bending stiffness K_B である

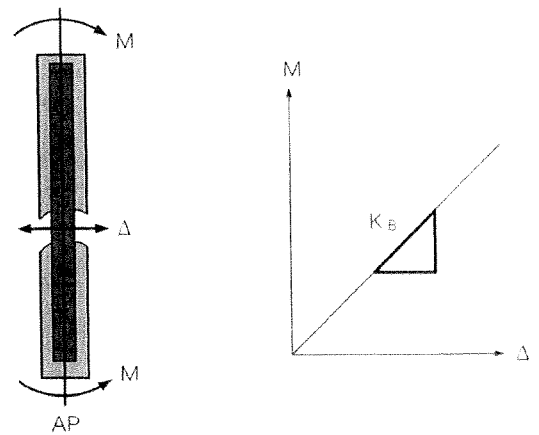


図4. AP bending stiffness. 骨と固定器がつくる平面に垂直な面内の曲げモーメント M の作用に対する骨片の同じ平面内の曲げ変位 Δ の比が AP bending stiffness K_B である

I. 創外固定器のフレームの組み方と剛性

現在用いられている創外固定器は大きく分けて三つに分類される。ハーフピンを使用する片側式、貫通ピンを使用する両側式、ハーフピンやワイヤーを用いるリング式がある。軟部組織損傷を伴った開放骨折の初期固定として用いる場合には、軟部組織などの処置を行えるように簡易な創外固定を用いる。しかし、骨折治療を創外固定器単独で行い、骨癒合まで創外固定器を用いる場合には固定の剛性や

強度が十分でなければならない。

創外固定器の剛性は骨片端に加えた荷重と骨癒合部の変位の比で表される。長管骨の骨片端に加わる荷重には axial load (compression, distraction), lateral load (bending) そして torsion load がある。それぞれの荷重に応じて、剛性には axial stiffness, bending stiffness, そして torsional stiffness がある (図1~4)。Bending stiffness はさらに創外固定器と骨が形成する平面に垂直な方向 (前後方向) の曲げ剛性である anteroposterior (AP) bending stiffness と平面内での曲げ剛性である lateral bending stiffness がある (図1~

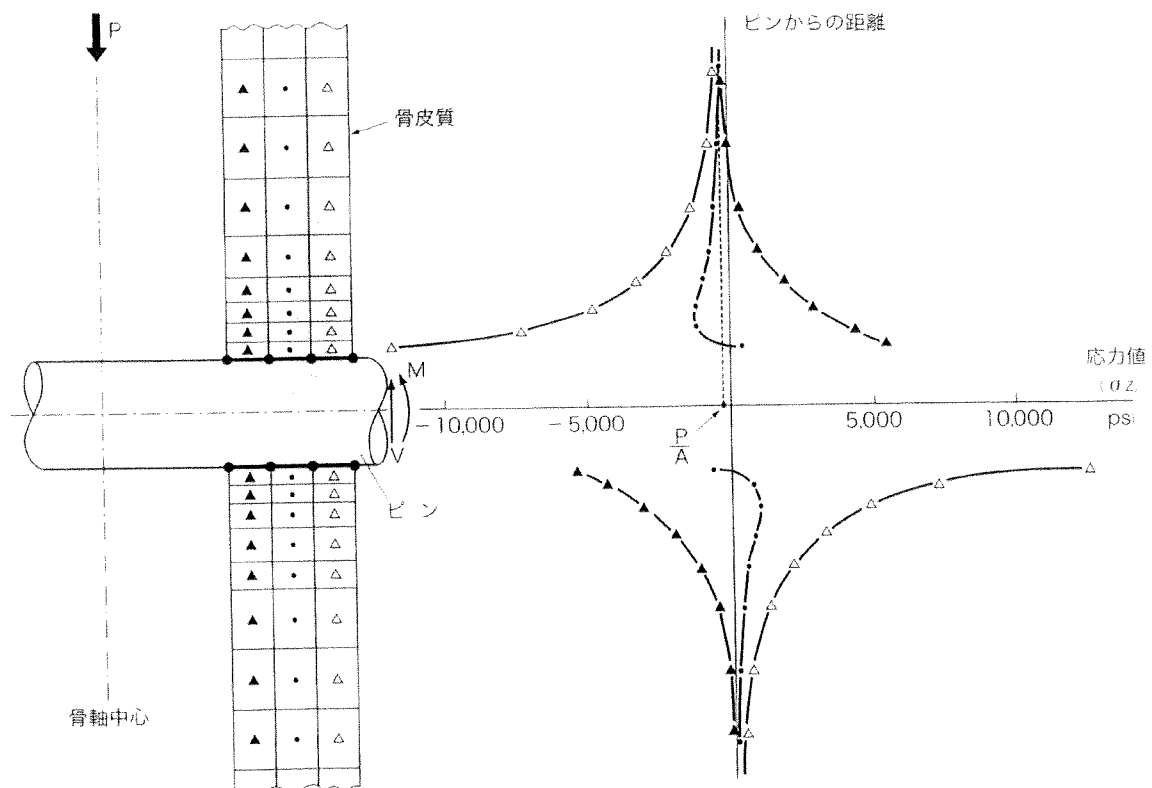


図5. 長軸方向圧縮力Pにより発生するピン刺入部の応力分布。三次元有限要素法による解析。ピンから離れるほど応力値は減少する。

4). 創外固定器の種類によって、または同一機器でも固定方法が異なればこれらの剛性は大きく異なってくる^{24,25)}。

骨接合部の剛性は創外固定器の本体とピン・ワイヤーの寸法・形状や材質によって調節することができる。骨接合部の剛性に影響するパラメータは、ピン・ワイヤーの数、径、またピン・ワイヤーの創外固定器との間隔、ピン・ワイヤー同士の間隔、ピンの材質やデザインなどである。またピンやワイヤー同士のなす角度も影響する。創外固定器ではこれらのパラメータを調節することで剛性を調整できるという利点がある。骨癒合の経過とともに剛性を調節していくことができれば骨折治療にとって有用である。

II. スクリューピンと骨の界面の評価

ピン刺入部感染とピン刺入部の弛みは創外固定のもっとも頻度の高い合併症であり、もっとも重要な問題点である。これらの問題点の原因となる諸要因を熟知するか否かは、創外固定器を用いるうえで治療の成否にかかわる。ピン刺入部の局所での細菌感染または遠隔部位からの血行性感染が直接の原因ではあるが²⁶⁾、ほかの生体力学的要因、

たとえば高速のドリリングのための熱発生による骨の局所壊死、固定の剛性の不足、ピン刺入部の過大な応力などはもっとも重要なものである²⁶⁾。このピン刺入部感染を予防するためには、ブレドリルは十分鋭利なドリルを用い、生理食塩水で冷却しながらドリリングを行い高熱を発生させないように注意が必要である。また固定の剛性を十分に保ち、ピン刺入部の過大な応力を避ける。また固定操作において、ピンに対して不要な内部応力を負荷しないよう十分に注意することも重要である。また手術後の創外固定器装着期間において、ピン刺入部の清潔な操作・管理に留意することが重要である。

ピンに必要な以上に過大な曲げモーメントが加わることで骨に過大な応力を負荷すると、局所の降伏や微小骨折を生ずる。これはピン刺入部の弛みを発生して、ピンの動きによりピン刺入部軟部組織を持続的に刺激し、ついには感染にいたる。ピンと骨の界面における応力については、三次元有限要素法を用いて理論的に計算される。ピン刺入部の応力を軽減するには創外固定の剛性を高める必要がある。ピンに曲げが加わる力学環境では、ピン刺入部のピンの近傍にもっとも大きな圧縮応力が作用する。ピンから離れる

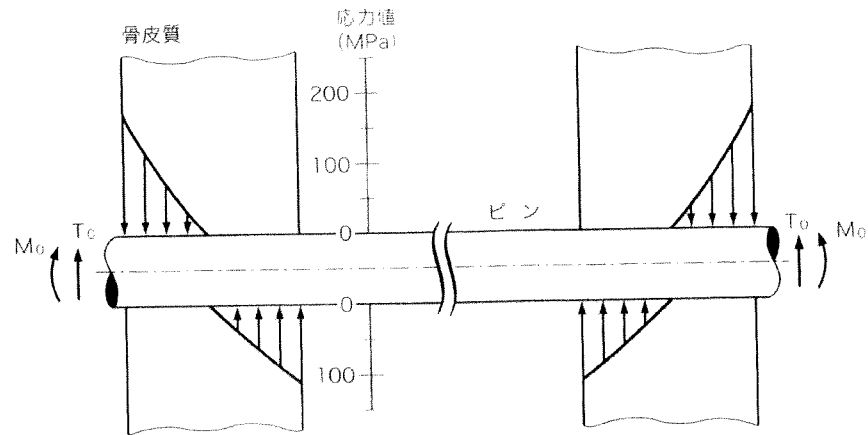


図6. 長軸方向圧縮力による貫通ピンの刺入部の応力分布. 二次元梁のモデルによる解析 (文献19より引用改変). 骨軸に対して対称な分布である.

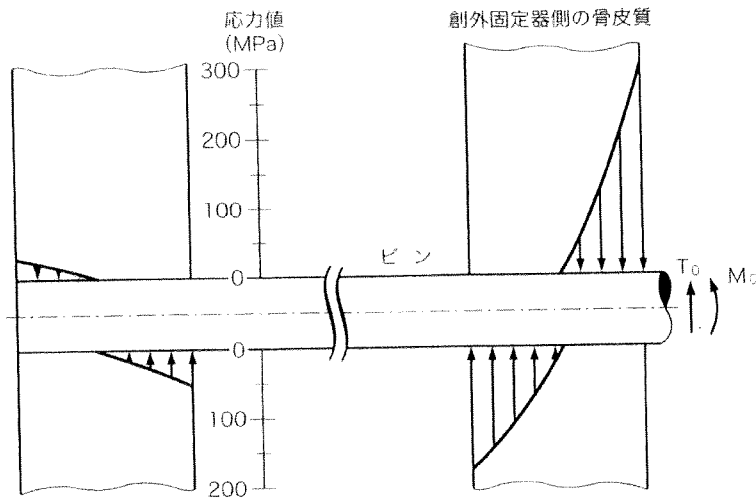


図7. 長軸方向圧縮力によるハーフピンの刺入部の応力分布. 二次元梁のモデルによる解析 (文献19より引用改変). 創外固定器に近い側の骨皮質にはより過大な応力が形成されている

ほど応力は低下する (図5). この最大圧縮応力はピンの近位では皮質外側に位置し, ピンの遠位では皮質内側に位置する (図6). ピンについては貫通ピンのほうがハーフピンよりも応力が少ない (図7). ピンの径は大きいほうがよく, より剛性の高い材質のピンが望ましい. 圧縮力が大きく作用する場合に, ピンの曲げ変形が大きいことがピン刺入部の応力を増加する.

Ⅲ. 創外固定器における荷重伝達

創外固定の大きな利点の一つは, 体外から随時骨折部や骨延長部に負荷する力学環境を制御できることである. 骨

折部に圧縮荷重が伝達されることで骨癒合・骨形成が促進することは広く知られている. 創外固定は剛性が高い場合, 骨接合部には圧縮荷重が伝達されず, 創外固定器をバイパスし伝達される.

骨接合部に圧縮荷重を伝達させるためには以下の2種類の方法が考えられる. 第一には, 創外固定の剛性のある程度の弾性をもたせて固定する方法である. この方法の圧縮荷重は, 創外固定器本体の剛性と骨接合部の剛性の比率によって荷重負荷の分担率が決まる. 創外固定器の剛性があまり高くなく, 骨接合部の剛性が比較的高い場合には, 骨接合部へのある程度の荷重伝達が期待できる. したがって, 決して剛性が高ければよいというものでもない. 剛性

- re, p55-73, 1974
- 4) De Bastiani G, Aldegheri R, Renzi Brivio L : The treatment of fractures with dynamic axial fixation (DAF). *J Bone Joint Surg* **66-B** : 538-545, 1984
 - 5) Kimmel RB : Results of treatment using the Hoffmann external fixator for fractures of the tibial diaphysis. *J Trauma* **22** : 960-965, 1982
 - 6) Benum P, Svenningsen S : Tibial fractures treated with Hoffmann's external fixation. *Acta Orthop Scand* **53** : 471-476, 1982
 - 7) Fischer DA : Skeletal stabilization with a multiplane external fixation device-design rationale and preliminary clinical experience. *Clin Orthop* **180** : 50-62, 1983
 - 8) Vidal J, Buscayret C, Connes H et al : Traitement des fractures ouvertes de jambe par le fixateur externe en double cadre. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* **62** : 433-448, 1976
 - 9) Meccoy MT, Kasman RA, Chao EY : Comparison of mechanical performance in four types of external fixators. *Clin Orthop* **180** : 23-33, 1983
 - 10) Johnson WD, Fischer DA : Skeletal stabilization with a multiplane external fixation device ; biomechanical evaluation and finite element model. *Clin Orthop* **180** : 34-43, 1983
 - 11) McKibbin B : The biology of fracture healing in long bones. *J Bone Joint Surg* **60-B** : 150-162, 1978
 - 12) Rand JA, An KN, Chao EYS et al : A comparison of the effect of open intramedullary nailing and compression-plate fixation on fracture-site blood flow and fracture union. *J Bone Joint Surg* **63-A** : 427-442, 1981
 - 13) Wu JJ, Shyr HS, Chao EY et al : Comparison of bone fracture healing under external fixation with varying stiffness characteristics. *J Bone Joint Surg* **66-A** : 1258-1264, 1984
 - 14) Lewallen DG, Chao EY, Kelly PJ : External skeletal fixation versus dynamic compression plating of canine tibial fracture ; a comparison of the biomechanics, histology and physiology of fracture healing. *J Bone Joint Surg* **66-A** : 1084-1091, 1984
 - 15) Hart MB, Wu JJ, Chao EY et al : External skeletal fixation of canine tibial osteotomies ; compression versus no compression. *J Bone Joint Surg* **67-A** : 598-605, 1985
 - 16) Briggs BT, Chao EYS : The mechanical performance of the standard Hoffmann-Vidal external fixation apparatus. *J Bone Joint Surg* **64-A** : 566-573, 1982
 - 17) Chao EYS, Pope M : The mechanical basis of external fixation. *Concepts in External Fixation*, ed by Seligson D, Pope M, Grune O Stratton, New York, p13-39, 1982
 - 18) Crippen TE, Huiskes R, Chao EY : Axisymmetric analysis of pin-bone interface stresses of external fixation devices. 1981 *Biomechanics Symposium*, AMD, Vol 43, ed by Van Buskirk WC, Woo SLY, American Society of Mechanical Engineers, New York, p247-250, 1981
 - 19) Huiskes R, Chao EYS, Crippen TE : Parametric analyses of pin-bone stresses in external fixation devices. *J Orthop Res* **3** : 341-349, 1985
 - 20) Green SA : Complications of external skeletal fixation. *Clin Orthop* **180** : 109-116, 1983
 - 21) Beaupre GS, Hayes WC, Jofe MH et al : Monitoring fracture site properties with external fixation. *J Biomech Engin* **105** : 120-126, 1983
 - 22) Kenwright J, Goodship A, Evans M : The influence of intermittent micromovement upon the healing of experimental fractures. *Orthopedics* **7** : 481-484, 1984
 - 23) Harris JD, Kenwright J, Evans M et al : Control of movement and fracture stiffness monitoring with external fixation. *Orthopedics* **7** : 485-490, 1984
 - 24) Chao EY, Kasman RA, An KN : Rigidity and stress analysis of external fracture fixation devices ; a theoretical approach. *J Biomech* **15** : 971-983, 1982
 - 25) Jorgensen TE : Measurements of stability of crural fracture treated with Hoffmann osteotaxis. *Acta Orthop Scand* **43** : 207-218, 1972
 - 26) Chao EY : Biomechanics of external fixation. *Principles of External Fixation*, ed by Brooker Jr AF, Cooney WPM, Chao EY, Williams & Wilkins, Baltimore, p165-199, 1983
 - 27) De Bastiani G, Aldegheri R, Renzi Brivio L : Dyanmic axial fixation ; a rational alternative for external fixation of fractures. *Int Orthop* **10** : 95-99, 1986
 - 28) Larsson S, Kim W, Caja VL et al : Effect of early dynamization on tibial bone healing ; a study in dogs. *Clin Orthop* **388** : 240-251, 2001
 - 29) Ohnishi I, Kurokawa T, Sato W et al : Measurement of the tensile forces during bone lengthening. *Clin Biomech* **20** : 421-427, 2005
 - 30) Paley D : Correction of limb deformities in the 21st century. *J Pediatr Orthop* **20** : 279-281, 2000
 - 31) Taylor JC : Perioperative planning for two-and three-plane deformities. *Foot Ankle Clin* **13** : 69-121, 2008
 - 32) Matsushita T, Nakamura K, Okazaki H et al : A simple technique for correction of complicated tibial deformity including rotational deformity. *Arch Orthop Trauma Surg* **117** : 259-261, 1998

* * *

CLINICAL CALCIUM

5

2009

Vol.19 No.5

特集

骨折とその治癒機転

[特集ゲスト編集]

森 諭史

聖隷浜松病院 骨・関節外科部長

[学術アドバイザー]

大内尉義

東京大学大学院医学系研究科
加齢医学講座教授

三木隆己

大阪市立大学大学院
医学研究科老年内科学教授

松本俊夫

徳島大学大学院
ヘルスバイオサイエンス研究部
生体情報内科学教授

Ⓢ 医薬ジャーナル社

超音波エコートラッキング法を用いた骨癒合判定法

大西 五三男^{*} 松山 順太郎^{**}

骨癒合強度を定量的に診断することは骨折治療に重要であるが、現状ではX線写真による定性的な方法に依存している。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(以下、ET法)を用い、骨癒合強度の定量測定法を開発した。本法を用い、脛骨骨折患者に対し骨癒合の強度判定を行った。下腿の近位・遠位を支持し、骨折部近傍において25Nの曲げ荷重を加え、骨折部の近位・遠位骨片の傾斜角(ET変形角)を測定した。正常な骨癒合過程が進行した症例では、ET計測による変形角の経時変化は指数関数的な減少を示し、骨癒合過程が定量的に評価可能であった。骨癒合が遷延した症例では変形角の減少はわずかで、停止した症例では、ET変形角の減少はなく、骨癒合不全であることが診断可能であった。ET法により非侵襲に骨癒合の進行と遷延が定量的に診断可能であった。本法は非侵襲で治療法を問わず適用できる利点がある。

Bone fracture and the healing mechanisms.

A New Method for Evaluation of Fracture Healing by Echo Tracking.

The Department of Orthopaedic Surgery, The University of Tokyo.

Isao Ohnishi

The Department of Rehabilitation, The University of Tokyo Hospital.

Juntaro Matsuyama

Assessment of bone healing on radiographs is not necessarily objective. A clinical system was developed to quantify the stiffness of healing fractures of the tibia in patients by the echo tracking (ET) method in a manner similar to a three-point bending test. The lower leg was supported. An ultrasound probe was placed on the proximal and distal fragments and a load of 25 N was applied. With a multiple ET system, two probes measured the displacement of five tracking points on each of the proximal and distal fragments of the tibia, thereby detecting the bending of the two fragments generated by the load. ET angle was defined as the sum of the inclinations of the proximal and distal fragments. Patients with tibial fracture treated by a cast or internal fixation were measured over time. In patients with radiographically normal healing, the bending angle de-

^{*} 東京大学大学院医学系研究科感覚・運動機能医学整形外科・講師(おおにし・いさお)

^{**} 東京大学医学部附属病院リハビリテーション部(まつやま・じゅんたろう)