

Sanghyun Joung, Hongen Liao, Shinya Onogi, Mamoru Mitsuishi, Yoshikazu Nakajima, Nobuhiko Sugano, Masahiko Bessho, 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 Bessho, 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
道家健仁, 中島義和, 小野木真哉, 杉田直彦, 光石衛, 別所雅彦, 大橋暁, 飛田健治, 大西五三男, 佐久間一郎, 土肥健純, 前田ゆき, 小山毅, 菅野伸彦, 米延策雄, 松本洋一郎, 中村耕三	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	BMSE 2009	P 2-4-15	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、山本哲生、苅田達郎、近藤泰児、中村耕三	CT/有限要素法による骨強度評価の臨床応用 - 癌骨転移例に対する治療方針の検討 -	日本コンピュータ外科学会誌	Vol. 12 No. 3	344-5	2010
大橋暁、大西五三男、松本卓也、別所雅彦、松山順太郎、飛田健治、金子雅子、中村耕三	B-mode超音波メカニカルスキャンを用いた三次元的関節軟骨圧測定 - MRI測定との比較 -	日本コンピュータ外科学会誌	Vol. 12 No. 3	348-9	2010
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	CT/非線形有限要素法を用いた大腿骨近位部と腰椎の骨強度評価について - 大腿骨近位部と腰椎の骨強度の相関について -	日本コンピュータ外科学会誌	Vol. 12 No. 3	410-1	2010
道家健仁、中島義和、杉田直彦、光石衛、松本卓也、別所雅彦、大橋暁、飛田健治、金子雅子、大西五三男、佐久間一郎、中村耕三	手術ロボットへの応用を目指した筋骨格モデルに関する研究	日本コンピュータ外科学会誌	Vol. 12 No. 3	408-9	2010
石原良太、鄭常賢、小林英津子、廖洪恩、伊藤孝則、落合正志、伊藤悠平、清徳則雄、別所雅彦、松本卓也、飛田健治、大橋暁、金子雅子、大西五三男、佐久間一郎	Universal-Bar-Link創外固定器を用いた変形骨矯正のための手術ナビゲーションシステムの開発	日本コンピュータ外科学会誌	Vol. 12 No. 3	434-5	2010
斎藤季、中島和義、橋詰博行、杉田直彦、藏元孝一、中島義男、光石衛	SAIを用いた骨統計形状モデルのための対応点設定	日本コンピュータ外科学会誌	Vol. 12 No. 3	426-7	2010
大西五三男、別所雅彦、松本卓也、金子雅子、今井一博、中村耕三	骨粗鬆症の治療とその評価をどのように行うか 定量的CTを用いた有限要素法による骨強度診断 骨粗鬆症の臨床診断への応用	日本整形外科学会雑誌	84巻3号	S192	2010

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	定量的CTを用いた有限要素法による大腿骨近位部の予測骨強度と大腿骨頸部の骨密度による大腿骨近位部骨折の識別力についての検討	日本整形外科学会雑誌	84巻4号	S469	2010
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(会議録/症例報告)	日本整形外科学会雑誌	84巻4号	S539	2010
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	CT有限要素法による大腿骨近位部の骨強度評価 年齢別骨強度値の作成と大腿骨近位部骨強度値に影響する因子の解析	日本整形外科学会雑誌	84巻4号	S711	2010
大西五三男, 別所雅彦, 松本卓也, 金子雅子, 大橋暁, 今井一博, 中村耕三	骨粗鬆症における画像診断 有限要素法による骨強度評価の臨床応用	Osteoporosis Japan	18巻2号	192-196	2010
別所雅彦, 大西五三男, 金子雅子, 大橋暁, 飛田健治, 中村耕三	定量的CT画像を用いた大腿骨近位部の骨強度評価 - 有限要素法による予測骨強度と大腿骨頸部の骨密度による大腿骨近位部骨折の識別力についての検討 -	Osteoporosis Japan	18巻, 増刊1号	p190	2010
金子雅子, 大西五三男, 別所雅彦, 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 - 年齢別骨強度値の作成と大腿骨近位部骨強度値に影響する因子の解析 -	Osteoporosis Japan,	18巻 増刊1号, 2010	p190	2010
大西五三男	骨粗鬆症診断・治療の新展開 定量的CTを用いた有限要素法による骨強度評価	臨床整形外科	45巻10号	887-892	2010
大西五三男	脊椎・脊髓のバイオメカニクス 椎骨(椎体)の力学的特性 骨密度と椎体骨折の力学解析	脊椎脊髓ジャーナル	23巻8号	785-789	2010

大西五三男	【ロコモティブシンドローム 高齢社会における運動器障害の予防】 運動器医療の応用研究 有限要素法による骨粗鬆症(骨強度)評価	治療学	44巻7号	778-781	2010
大西五三男	最新用語解説 臨床(第31回) 三次元有限要素法	骨粗鬆症治療	9巻2号	181-184	2010
大西五三男	【運動と骨II】 基礎 骨のバイオメカニクス(有限要素法も含めて)	THE BONE	24巻2号	143-150	2010
飛田健治、大西五三男、松本卓也、別所雅彦、金子雅子、中村耕三	低出力超音波パルス治療の骨癒合強度に対する効果 - マイクロCTを用いた仮骨強度予測と4点曲げ試験による実測値の比較 -	超音波骨折治療研究会	14巻	28	2011
Isao Ohnishi, Takuya Matsumoto, Masahiko Bessho, Satoru Ohashi, Kenji Tobita, Masako Kaneko, and K Nakamura.	Navigated unilateral external fixation system for deformity correction incorporating preoperative surgical simulation and intraoperative laser guidance.	J Biomech	43, suppl. 1	S71	2010
Ohashi, Satoru; Ohnishi, Isao; Bessho, Masahiko; Tobita, Kenji; Kaneko, Masako; Matsumoto, Takuya; Matsuyama, Junntaro; Nakamura, Kozo	Measurement of Articular Cartilage Thickness Using a 3D Image Reconstructed from B-mode Ultrasonography Mechanical Scans -Comparison with MRI-derived Data-	Transactions of 2011 Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society	Vol. 36	473	2011
Tobita, Kenji; Ohnishi, Isao; Matsumoto, Takuya; Ohashi, Satoru; Bessho, Masahiko; Kaneko, Masako; Nakamura, Kozo	Effect of low-intensity pulsed ultrasound stimulation on callus remodeling in a gap healing model - Evaluation by bone morphology using 3-dimensional quantitative micro computed tomography -	Transactions of 2011 Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society	Vol. 36	1503	2011

Bessho, Masahiko ; Ohnishi, Isao; Kaneko, Masako; Matsumoto, Taku ya; Ohashi, Satoru; Tobita, Kenji; Nakamura, Kozo	CT-based finite element method for predicting the strength of the proximal femur in patients with postmenopausal osteoporosis - Evaluation of inter- and intra-observer reliabilities and reproducibility -	Transactions of 2011 Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society	Vol. 36	2275	2011
Tobita, K; Ohnishi, I; Matsumoto, T; Ohashi, S; Bessho, M; Kaneko M; Matsuyama, J; Nakamura, K.	Effect of low-intensity pulsed ultrasound stimulation on gap healing in a rabbit osteotomy model evaluated by quantitative micro computed tomography-based 3-dimensional cross-sectional moment and cross-sectional moment of inertia	Transactions of 11th Congress of the European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology	11	F91	2010
Bessho, M., Ohnishi, I., Matsumoto, T., Kaneko, M., Ohashi, S., Tobita, K., Nakamura, K	Strength index by quantitative computed tomography-based finite element method offers higher discriminatory power for hip fracture than areal bone mineral density of the femoral neck	Transactions of 11th Congress of the European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology	11	P285	2010
Satoru Ohashi, Isao Ohnishi, Takuya Matsumoto, Masahiko Bessho, Kenji Tobita, Masako Kaneko, Juntaro Matsuyama, Kozo Nakamura	Evaluation of the Accuracy of Articular Cartilage Thickness Measurement by Conventional and Real-time Spatial Compound Ultrasonography	Transactions of 11th Congress of the European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology	11	P180	2010
Tobita, K; Ohnishi, I; Matsumoto, T; Ohashi, S; Bessho, M; Kaneko M; Matsuyama, J; Nakamura, K	Effect of low-intensity pulsed ultrasound stimulation on callus remodeling in a gap healing model - Evaluation by bone morphometry using 3-dimensional quantitative micro computed tomography -	Transactions of 11th Congress of the European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology	11	F91	2010

Kaneko M., Ohnishi I., Bessho M., Matsumoto T., Ohashi, S., Tobita K., Nakamura K.	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 11th Congress of the European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology	11	F446	2010
Matsumoto T., Ohnishi I., Bessho M., Kaneko, M., Ohashi, S., Tobita K., Nakamura K.	Analysis of lag screw bone interface mechanics using a patient-specific finite element method	Transactions of 11th Congress of the European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology	11	P157	2010
Sanghyun Joung, Hongen Liao, E.Kobayashi, M.Mitsuishi, Y.Nakajima, N. Sugano, M. Bessho, S. Ohashi, T. Matsumoto, I. Ohnishi, I. Sakuma	Hazard analysis of fracture-reduction robot and its application to safety design of fracture-reduction assisting robotic system	IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2010	3-7 May 2010	1554 - 1561	2010
S. Joung, T. Doke, E. Kobayashi, Y. Nakajima, N. Sugano, M. Bessho, I. Ohnishi, I. Sakuma	Effects of femur shaft fracture type on robotic assisted fracture reduction	10 <sup>th</sup> Annual Meeting of CAOS-International	June 16-19, 2010	282-285	2010
S. Joung, H. Liao, E. Kobayashi, Y. Nakajima, M. Mitsuishi, N. Sugano, I. Ohnishi, I. Sakuma	User interface for decision of intended movement and its application to fracture-reduction assistance robotic system	International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) 2010		262-263	2010
石原良太, 鄭常賢, 小林英津子, 大西五三男, 佐久間一郎	Universal-Bar-Link創外固定器の位置姿勢誘導システムの開発	第22回バイオエンジニアリング講演会講演集		130	2010

### Ⅲ 研究成果の刊行物・印刷

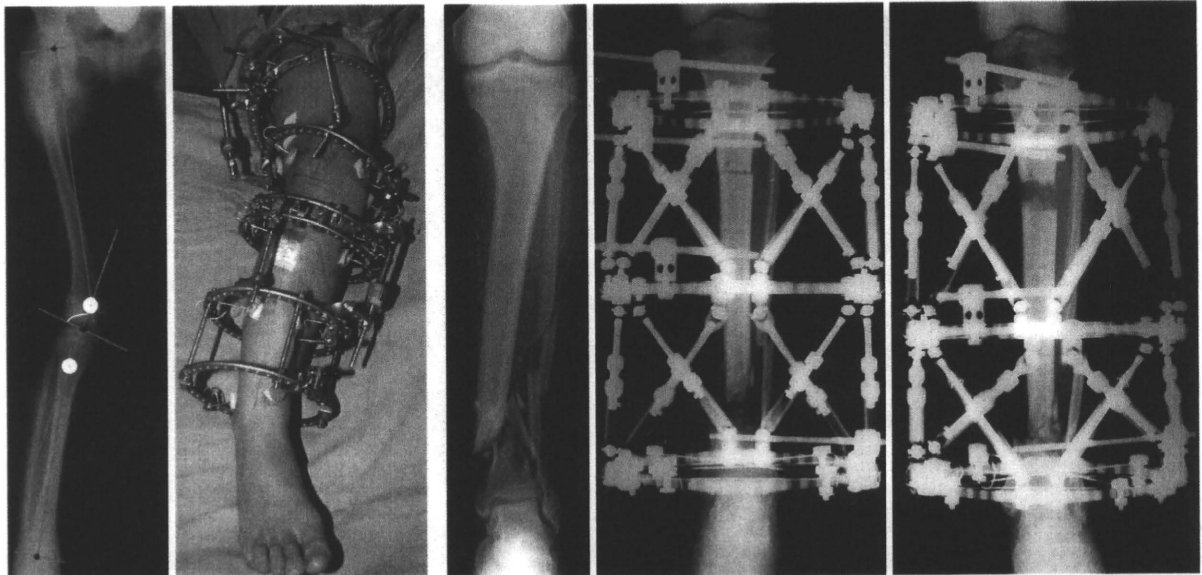
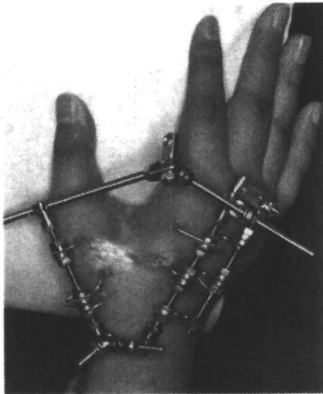


# 創外固定の原理と応用

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<sup>1)</sup>。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<sup>2)</sup>。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<sup>3~8)</sup>。

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<sup>9,10)</sup>。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<sup>11,12)</sup>。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<sup>13~15)</sup>。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<sup>3,7,13)</sup>。創外固定の剛性を調節する方法や、ピン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<sup>16~20)</sup>。

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<sup>21~23)</sup>。

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).

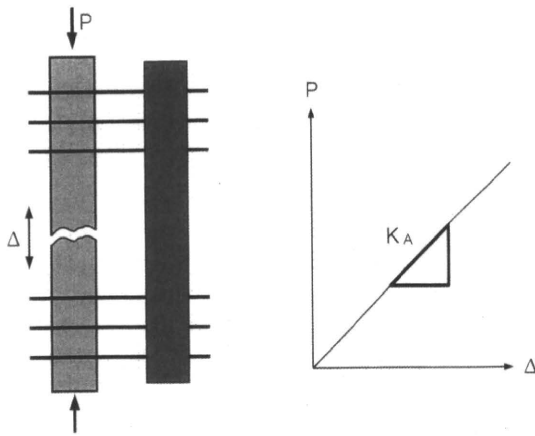


図 1. Axial stiffness. 長軸方向の P の作用に対する骨片の軸方向の変位  $\Delta$  の比が axial stiffness  $K_A$  である。

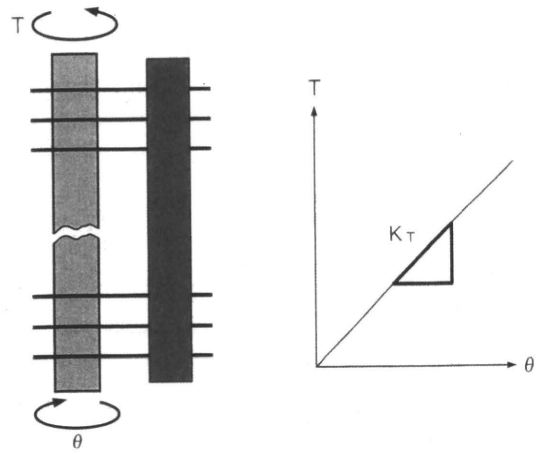


図 2. Torsional stiffness. 回旋のモーメント T の作用に対する骨片の回旋変位  $\theta$  の比が torsional stiffness  $K_T$  である。

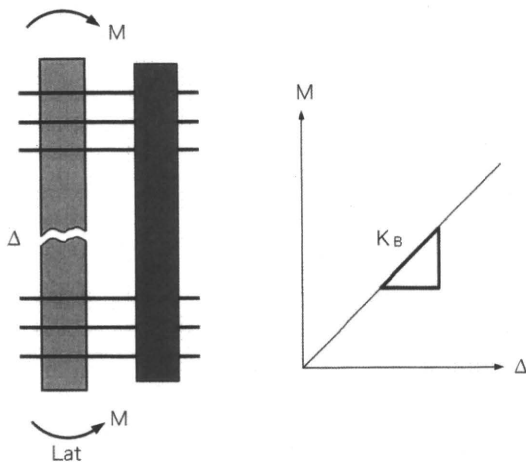


図 3. Lateral bending stiffness. 骨と固定器がつくる平面内の曲げモーメント M の作用に対する骨片の同じ平面内の曲げ変位  $\Delta$  の比が lateral bending stiffness  $K_B$  である。

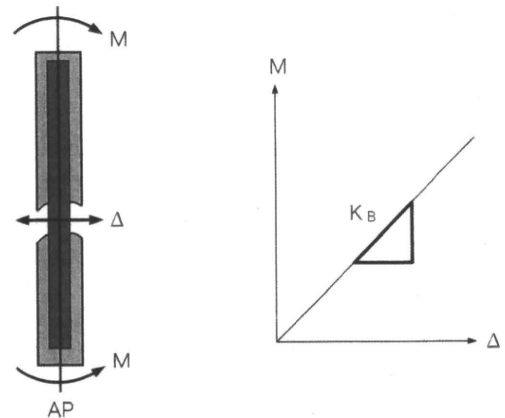


図 4. AP bending stiffness. 骨と固定器がつくる平面に垂直な面内の曲げモーメント M の作用に対する骨片の同じ平面内の曲げ変位  $\Delta$  の比が AP bending stiffness  $K_B$  である。

## 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~

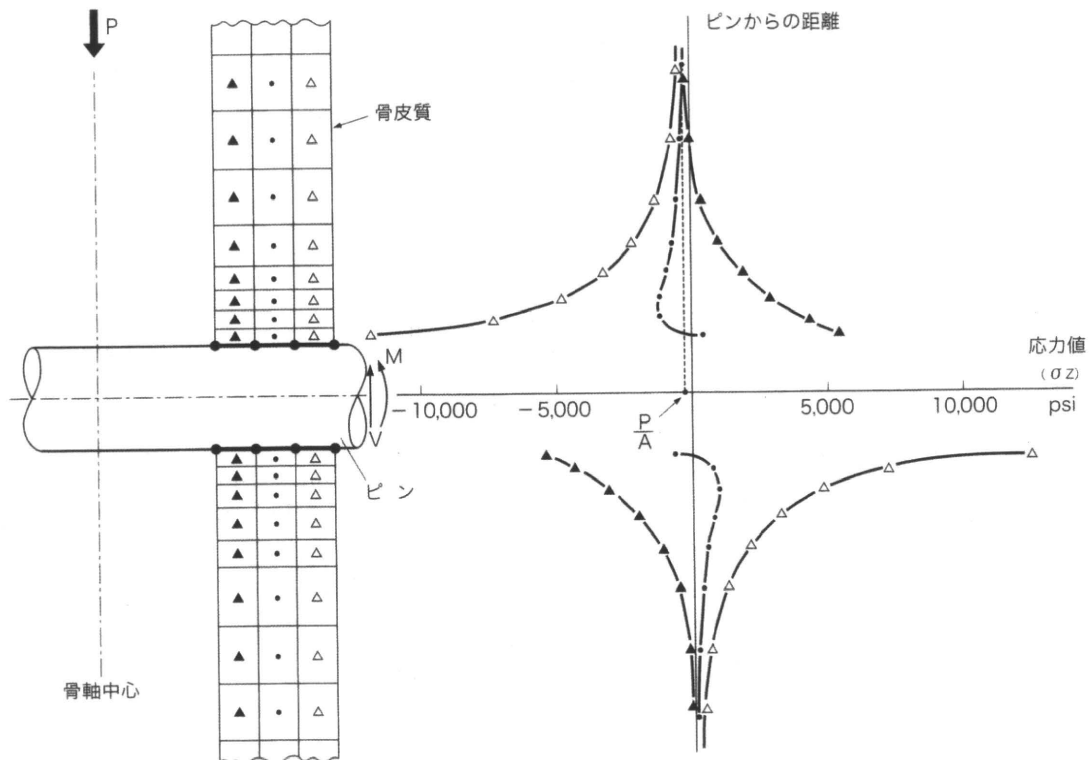


図5. 長軸方向圧縮力Pにより発生するピン刺入部の応力分布. 三次元有限要素法による解析. ピンから離れるほど応力値は減少する.

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<sup>24,25)</sup>。

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<sup>20)</sup>、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<sup>26)</sup>。このピン刺入部感染を予防するためには、プ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

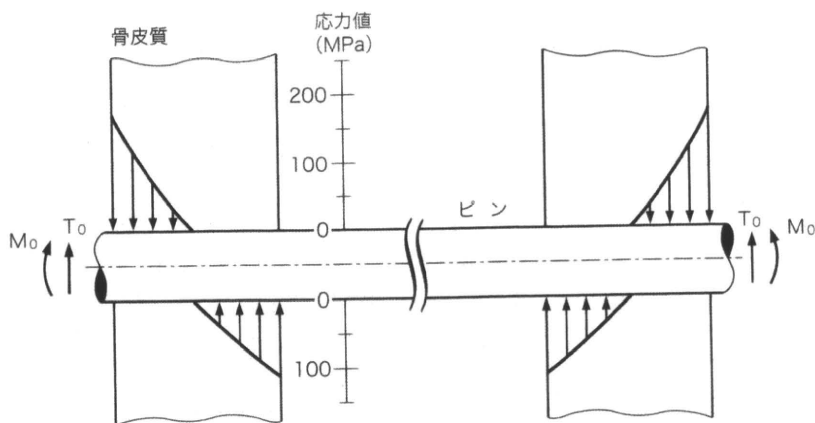


図6. 長軸方向圧縮力による貫通ピンの刺入部の応力分布. 二次元梁のモデルによる解析 (文献 19 より引用改変). 骨軸に対して対称な分布である.

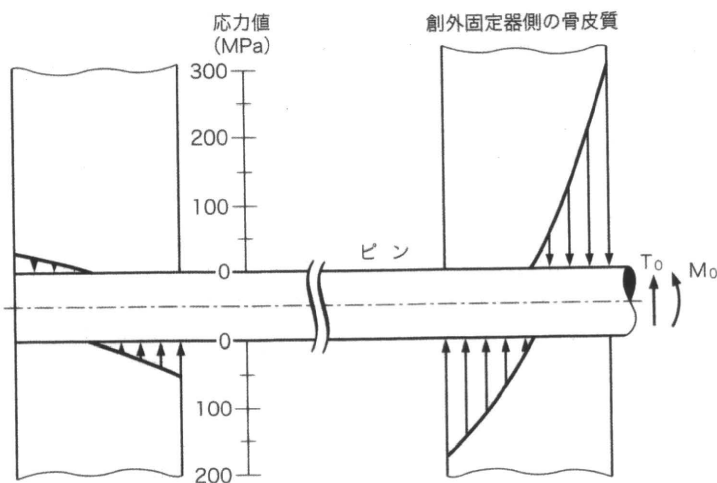


図7. 長軸方向圧縮力によるハーフピンの刺入部の応力分布. 二次元梁のモデルによる解析 (文献 19 より引用改変). 創外固定器に近い側の骨皮質にはより過大な応力が形成されている.

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た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

を至適レベルに保ち、骨接合部に荷重が伝達されるように図ることが望ましい。しかしながら前述したように、創外固定の剛性が低いと、ピンに負荷する曲げ変形が増加して、骨の界面における応力が高くなり、それだけピン刺入部のたわみが発生するリスクが高くなる。第二の方法としては、スライド機構をもつ dynamic fixator を用いる方法である。これは axial dynamization と呼ばれ<sup>27)</sup>、患者の荷重歩行により創外固定器のスライド機構を利用して、荷重により骨折部に長軸方向の圧縮荷重を加える。骨折部全周に間隙がある場合には、この操作により骨折端が接触することが期待できる。この axial dynamization では曲げやひねり荷重は創外固定器により遮断され、長軸方向の圧縮力だけが選択的に骨片を通して骨折部に伝達される。歩行に伴って骨折部には間欠的な圧縮力を作用できる。この作用は骨癒合を促進するとされる<sup>28)</sup>。

#### IV. 創外固定器による仮骨延長

もう一つの創外固定の利点は仮骨延長を行えることである。特に骨欠損を伴う重度の骨折では、骨短縮を行い骨折部の欠損をなくしてから、骨癒合に有利な条件をつくり骨癒合をうながし、その後骨の長さを補填するために仮骨延長を行うことができる。骨延長を行う創外固定器は、骨折固定の場合と異なり、骨延長に伴う大きな力学的負荷に耐えうる強度と剛性をもつ必要がある。骨延長においては、延長とともに軟部組織や延長仮骨を牽引することにより、徐々に増加してゆく大きな反力が発生する。反力を計測した研究によると、延長直後に反力は急激に増加し、徐々に減少する。経時的に反力の基線の推移を計測していくと、徐々に反力のレベルは増加してゆく<sup>29)</sup>。骨延長を行う創外固定器はこのような荷重が負荷する。このような荷重に対して固定器やピンが変形しないような創外固定器の装着を行う必要がある。片側式では剛性の高い創外固定器を用い、スクリューピンの径は 6 mm を選択する。また骨片には 3 本のスクリューピンを刺入する。リング式の創外固定器の場合にはリング間隔を増やし、4 本の支柱を用いる。ワイヤーの開角はなるべく大きくとり、剛性を高める。骨延長においては創外固定器の方向は骨の機能軸に平行に配置することが肝要である。

#### V. 創外固定器による変形矯正

創外固定のもう一つの利点は骨の変形矯正を行うことができる点である。特に三次元的な重度かつ複雑な変形を矯正することである。このような重度の変形は緩徐に矯正を

行う必要があるので創外固定器を必要とする。骨の変形は多くの場合に短縮を伴っているため、変形矯正とともに骨延長を行う必要があることが多い。複雑な変形矯正に対応する創外固定器にはまず Ilizarov 創外固定器があげられる<sup>30)</sup>。リング型の創外固定器であることから支柱を骨の周囲に配置でき、支柱の間にヒンジを空間上の任意の位置に自在に設置でき、三次元的な複雑な変形矯正を可能にする。また近年では、Taylor Spatial Frame (Smith & Nephew 社, Memphis) というリング式創外固定器で、近位リングと遠位リングの間を 6 本の支柱によって支持するヘキサポッドという機構を用いた創外固定器が臨床に用いられている<sup>31)</sup>。この機構によって、各リングは六次元の相対的な移動が可能であり、角状変形はもちろんのこと、回旋変形、並進偏位などすべての変形矯正に対応している。6 本の支柱を延長・短縮することで変形矯正を行う。創外固定器の操作はあらかじめコンピュータを用いて計画する。片側式創外固定器も変形矯正に対応する機種が用いられるようになっている。ピンクランプの回転機構をもった創外固定器が使用される<sup>32)</sup>。この創外固定器を用いる場合には、必ずしも変形中心にクランプの回転中心を設置できるわけではないが、角状変形のほとんどは矯正できる。

#### まとめ

創外固定器は進歩をとげ、骨折、骨延長、変形矯正など多くの疾患の治療に用いられるようになった。しかしながら、創外固定器の選択や装着方法、ピンの径や数の選択など、装着の手技には生体力学的な理解が必要とされる。特に骨癒合・骨形成に至適な創外固定器の装着手技を把握することが求められる。またピンと骨との界面には過大な応力が働くため、その応力負荷を少しでも軽減するような工夫も必要である。ピン刺入部感染には、このピン刺入部の過大な応力のための骨壊死によるピンの弛みが大きく関与する。ピン刺入部感染はもっとも頻度の高い合併症であり、ほとんど不可避であると考えられているが、適切な装着手技を行い、ピンと骨との界面の応力負荷を低減することにより十分発生を予防できる。

#### 文献

- 1) Vidal J: External fixation; yesterday, today and tomorrow. Clin Orthop **180**: 7-14, 1983
- 2) Johnson HF, Stoval SL: External fixation of fractures. J Bone Joint Surg **32-A**: 466-467, 1950
- 3) Burny F: Elastic external fixation of tibial fractures; study of 1421 cases. External Fixation; the Current State of the Art, ed by Brooker Jr AF, Edwards CC, Williams & Wilkins, Baltimore

- 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) Mecoy 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 : Dynamic 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。骨癒合が遅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遅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)

creased exponentially over time. However, in patients with nonunion, the angle remained the same over time. It was demonstrated that the ET method could be clinically applicable to evaluate fracture healing as a versatile, quantitative and noninvasive technique.

## はじめに

臨床において、骨癒合は主にレントゲンの画像情報を基に診断されている。しかし、レントゲン画像による情報は、仮骨の形態変化をみているに過ぎず、骨折部の強度を評価していないため、骨癒合の評価は結局のところ主観的判断によるところが大きい。事実 Bhandari らは、444 名の整形外科医を対象に、脛骨骨幹部骨折の骨癒合をどのように評価しているかを調査した<sup>1)</sup>。骨癒合の評価には X 線写真上で、仮骨のサイズ、皮質の連続性、骨折線の経時的な消退、患者の歩行能力や荷重支持の程度などが用いられていることが明らかになった。しかし、骨癒合の評価には医師間かなりの相違があり、さらには、遷延治癒や骨癒合不全、また変形治癒の認識においては大きな相違があることが事実となった。つまり、現状において行われている骨癒合の診断法は決して十分であるとは言えない。

我々はこれらの問題点を克服し、非侵襲かつ定量的な骨癒合判定の可能な骨折の力学的評価法を新たに開発した。骨は荷重が負荷すると変形するが、その際、粘弾性体である骨は、荷重に対する変形(歪)の可逆性・非可逆性・時間依存性によって弾性・塑性・粘性といったさまざまな力学特性を示す。この変形(歪)を定量的に検出することにより、骨の力学的特性が評価できる。我々は、この骨の変形を非侵襲・非接触に検出するため超音波を用いた。超音波は骨表面で反射し、Bモード画像では骨表面を鮮明な高信号で描出することが可能である。しかし、Bモード画像による骨変形

の定量的評価は精度が不十分である。そこで骨(骨表面)の荷重にともなう変形を精確に計測するため、エコートラッキング法(以下、ET法)を用いた。ET法は、組織からのRF (radio frequency) エコー信号の位相を検出して、超音波の波長以下の精度で組織の微小変位を計測する技術である。我々は、生体において、骨の荷重負荷後の変形を精確かつ定量的に計測し、骨癒合判定を可能にする診断装置を開発し、臨床応用した。

## ET法について

超音波測定において、Bモード画像における測定対象物の距離の測定精度は超音波の波長に依存する。例えば7.5 MHzのプロープを用い測定した場合は、波長の距離分解能の限界である約210  $\mu\text{m}$ が精度となる。これに対し、ET法は、組織からのRFエコー信号の位相を検出して、超音波の波長以下の精度で組織の微小変位を計測する技術である。例えば、ある時刻 $t = t_0$ にある深さの組織が、超音波パルスの繰り返し周期 $T$ の間に $\Delta Z$ だけプロープから遠ざかるように変位すると、RF信号の位相は組織の変位 $\Delta Z$ に応じて微小時間 $\Delta t$ だけずれる。ET法はRF信号の初期設定した位相をトラッキングすることにより組織の微小変位計測を可能にしている(図1)。この技術は1970年代にHokansonらにより提案されて血管壁の変位計測に実用化された<sup>2)</sup>。このET法を骨の微小変位を計測するためにRFエコー信号を骨に特化する形で処理し、より高精度な測定が可能となるET計測システムを開発した。超音波診断装置に

ET: エコートラッキング, RF: radio frequency

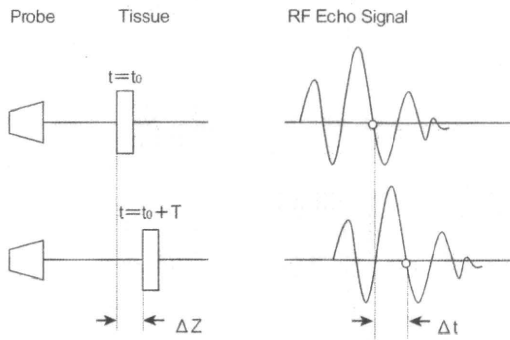


図1 エコトラッキング法の原理

時刻  $t = t_0$  にある深さの組織が、超音波パルスの繰り返し周期  $T$  の間に  $\Delta Z$  だけプローブから遠ざかるように変位すると、RF 信号の位相は組織の変位  $\Delta Z$  に応じて微小時間  $\Delta t$  だけ変化する。ET 法は RF 信号の初期設定した位相をトラッキングすることにより、組織の微小変位を計測する。

(文献3より引用改変)

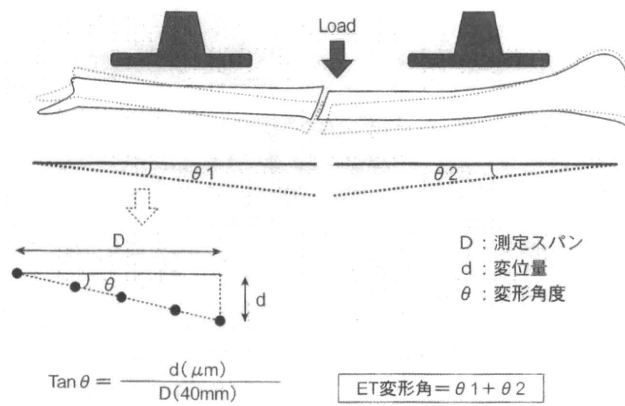


図2 臨床測定における評価法

骨折近傍に加えられた微小荷重により変形した骨表面の角度変化を、骨折近位遠位の2カ所でET多点計測する。各々5点の測定点を直線回歸し、その直線の変位置と測定スパンから変形角度を算出し、ET変形角を求める。この評価法により、超音波ビーム方向と測定面内での回転による併進がキャンセルされる。

(文献6より引用改変)

接続された 7.5 MHz リニアプローブから骨に超音波を照射する。骨表面からの受信 RF エコー信号は、診断装置内の専用 インターフェイスを介してコンピュータに出力される。アナログ RF エコー信号をデジタル信号に変換し記録する。RF 信号から位相変化を検出する。この方法で骨表面の特定点の変位を  $2.6 \mu\text{m}$  の精度で計測する<sup>3)</sup>。

骨折の癒合について特に定量的評価が必要な部

位は、下肢の長管骨である。後療法における部分荷重歩行時の荷重量の設定には、骨癒合の定量的な判断ができれば非常に有用である。そこで、まず脛骨の骨幹部骨折を評価できるシステムを開発した。脛骨の3点曲げを行い、曲げ変形角度をETによって計測する方法を開発した(図2)。すなわち、脛骨の近位骨片と遠位骨片に5点ずつトラッキングポイントを設け、各点の荷重後に生ず

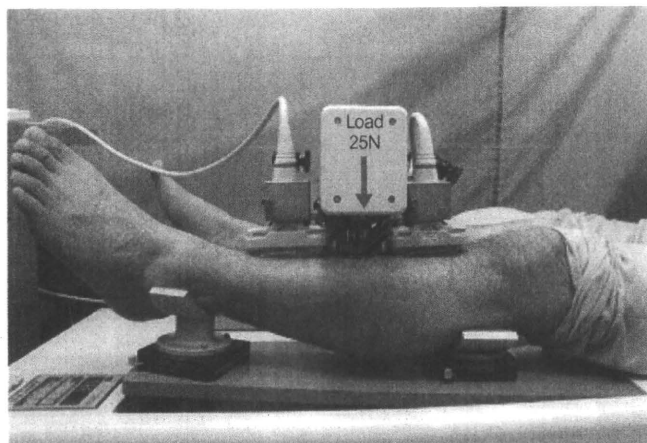


図3 自動荷重装置による臨床測定

荷重方向は脛骨前内側面に垂直に行う。前内側面に垂直に設置されているプローブに平行になるよう荷重する。荷重開始直前より抜重後までET計測を行う。健常者の脛骨においても変形角の検出が可能である。

(筆者ら提供)

る変位を計測することで、曲げ角度を測定した。詳細は省くが、ETによる変位角の計測精度は0.004度であった<sup>4)</sup>。

本法を用いて脛骨幹部骨折の症例の骨癒合を定量的に評価した。3点曲げ荷重を行うことにより荷重による変形と併進方向をビーム方向に一致させ、測定誤差を減少させることができる。また、プローブを下肢に固着させる測定では荷重に対しプローブ自体が併進することが考えられるため、プローブを外側より保持する計測法を用いた。評価法は、荷重部の近遠位部で曲げにより生じる骨の変位角を測定する方法を用いた。

金属平板上のマグネット式の3関節アームに装着されたプローブを脛骨表面に垂直に設置する。これは、得られた骨表面のAモード波形のAmplitudeが最大になる点とする。フォースゲージを用い脛骨に荷重を加える。この際、荷重方向は脛骨前内側面に垂直に行うが、これは前内側面に垂直に設置されているプローブに平行になるよう

荷重する。荷重開始直前より抜重後までのET計測を行う。健常者の脛骨においても変形角の検出が可能である(図3)。

脛骨骨幹部骨折症例において、ET変形角を用いて経時的に評価した。測定時には、B画像により骨折部位を特定し、近位もしくは遠位の骨折断端より30mm程度の健常皮質骨部を荷重中心とし、骨折近位と遠位の皮質骨部にそれぞれプローブを設置した。また、金属プレートによる内固定治療を行っている症例では、荷重点・近遠位の測定点いずれも金属プレート上に設置し、荷重によるプレートの変形角を検出した。

測定は2～4週程度の間隔で実施される整形外科の受診時に行い、経時的なET変形角度の測定を行い評価した。各回の測定は各5回行い、5回の平均と標準偏差を算出した。また、受診時には同時にレントゲン撮影も行い、レントゲンとの比較検討を行った。

## 測定結果

### 症例1

左脛骨近位部の骨折に対し、ギプスによる保存治療を行った症例である。受傷後4週から47週間に11回の計測を行った。4週目より11週目まで急激なET変形角の減少を示し、その後も減少傾向が続き、21週以降の測定では健常側より少ないET変形角を示した(図4-1, 2)。

### 症例2

右脛骨骨幹部の骨折に対し、髓内釘により固定を行った手術症例で、術後5年2カ月から5年8カ月の間に3回の計測を行った。6カ月の経過にて明らかな減少傾向はみられず、健常側に対して常に5倍以上の変形角を示していた(図5-1, 2)。

### 症例3

右脛遠位部の骨折に対し、ステンレス製プレートにより固定を行った手術症例で、術後9週から17週間に4回の計測を行った。8週の経過ではET変形角の減少傾向はわずかにみられる程度であったが、骨癒合の進行は確認できた(図6-1, 2)。

## 考察

いずれの骨折治療法においても骨癒合程度の判断は、治療上非常に重要な要件である。しかし現在、この判断の多くは前述のとおりレントゲンにより行われており、評価者によって判断が異なる。また、診察ごとに行われるレントゲン撮影による放射線被曝も問題である。非侵襲に、かつ正確な定量評価が不可能であった骨癒合程度の判断が、可能となればその臨床的意義は大きい。曲げ変形角の検出精度は、0.004度と骨癒合の経過を検出するに十分であった。

症例1はギプス治療が行われた症例であるが、

受傷後4週と早時期からの測定で、ET変形角も約1度と大きな値が検出された。受傷後4週では、血腫や繊維性組織による弱い結合がほとんどであり、レントゲンにても仮骨はほとんど確認できない。その後、レントゲンでは19週まで仮骨の領域が増した。その後、仮骨領域の骨硬化は進行し、周囲の皮質に近づいた。ET変形角は19週以降も減少を続けるが、21週以降では健常側より少なくなる。レントゲンにおいて26週以降では、仮骨部の変化はほぼ判別困難となるが、ET変形角はその後も減少した。ET変形角は指数関数的に有意に減少した。これらの結果より、ET計測による骨癒合部の剛性が定量的に評価可能であった。

症例2は髓内釘による手術症例である。手術後5年を経過した症例で、独歩は可能であるが、長時間の歩行や走行にて骨折部に痛みがあったためET測定を行った。レントゲンではHypertrophic Nonunionの様態を示していたが、レントゲンの経時変化からは骨癒合の進行が全くないと判断は難しかった。ET測定の結果、ET変形角は指数関数的に優位な減少はなかった。ET計測により、定量的に骨癒合不全であることが評価できた。

症例3は金属プレートによる骨接合術の症例である。レントゲンでは骨折線が骨長軸方向に80mmに及ぶ斜骨折で、192mmの長いプレートにより固定された。骨折線が広範に及ぶことと、高齢であることから骨癒合の遷延が予想された症例である。レントゲンでも仮骨形成は測定期間において明らかな変化がなかった。ET測定では、0.265度と金属プレートの変形角が検出可能で、その後、わずかなET変形角の減少が検出されたが指数関数的な減少はなく、ET測定による評価により遷延治療との判断が可能であった。内固定材料そのものの変形を生体内で検出可能であった。

BMD : bone mineral density (骨密度)