

綜 説

長管骨の力学的特性に関する 測定法の最近の進歩

中 土 幸 男

信州大学医学部整形外科学教室

Recent Advances in Measurements of Mechanical Property of the Long Bone

Yukio NAKATSUCHI

Department of Orthopaedic Surgery,
Shinshu University School of Medicine

Key words: long bone, mechanical property, impulse response, fracture healing, callus
長管骨, 力学的特性, 衝撃応答, 骨折治癒, 仮骨

はじめに

高齢化社会を迎えつつある本邦では、骨粗鬆症等の疾患の増加により骨に対する関心が近年急速に高まってきた。それに伴い臨床医学の分野でも新たな骨の検査法、たとえば、DEXA (dual energy X-ray absorptiometry) を用いた骨塩量の測定法¹⁾や超音波の伝導を用いた骨組織の密度測定法²⁾などが応用されつつあり、臨床医は以前に比べ容易に骨に関するより定量的な検査データの入手が可能となってきた。しかし、これらの検査データだけでは骨本来の重要な役割である支持性、すなわち骨の力学的特性を示すのには不十分であり、新たな検査法の開発が望まれている。

最近5年間、著者ら信州大学医学部整形外科と工学部情報工学科野村彰夫教授が共同で、長管骨(長骨または管状骨)の力学的特性に関するインパルス衝撃応答法を用いた非侵襲的な検査法の研究・開発をすすめてきた。その結果、臨床的に長管骨骨折の治癒過程を定量的に評価する方法が確立され、そのための検査装置の開発も厚生省からの臨床治験の承認が得られた段

階にまで至っている³⁾。そこで本稿では長管骨の力学的特性を評価するための非侵襲的な測定法に焦点を当てて、最近の研究の進歩を概括する。

I 骨折治癒に対する長管骨の力学的特性評価の意義と方法

骨折、特に長管骨骨折の治癒程度の判定は、従来から局所の理学的所見およびレントゲン像より行われてきた。すなわち、骨折部の腫脹、圧痛、異常可動性などの局所所見とレントゲン像における骨片間の配列状態や橋渡し仮骨の硬化度から、整形外科医が経験的に骨折の治癒程度を判定してきた。この判定を基に、骨折四肢への負荷、すなわち関節運動の開始時期や荷重の負荷量が決定され指示されるが、その指示が慎重過ぎれば後療法が遅れ関節拘縮の発現などの問題が生じ、逆に尚早過ぎれば再骨折や遷延治癒あるいは偽関節の形成を招く危険性がある。理想的な骨折の治癒はその時の骨折部の治癒程度に応じた後療法が組めることであり、そのための第一歩は骨(骨折部)の力学的強度を定量的に診断することである。

長管骨の力学的特性の評価方法もしくは長管骨骨折の定量的治癒診断法を大別すると、①応力測定法、②超音波伝導測定法、③曲げ振動測定法に分けられる。

別刷請求先: 中土 幸男

〒390 松本市旭3-1-1 信州大学医学部整形外科

応力測定法による評価は創外固定器を用いて骨折を治療した例で行われる^{4)~9)}。これは骨折部に患肢の拳上など一定の負荷を加えて、創外固定器にかかるひずみ量を測定する方法であり、骨折部仮骨の強度が増すにつれ、ひずみ量が減少するのを利用して骨癒合度を定量化するものである。しかしこの方法には創外固定器による治療例にしか適用できないという制限がある。

超音波伝導測定法は、骨組織における超音波の伝導速度(c)と骨の密度(ρ)、ヤング率(E)との間で(1)式の関係が成立する⁷⁾ことを利用して行うものである。

$$c^2 = \frac{E}{\rho} \quad (1)$$

骨におけるヤング率は、報告者によって数値は異なるが、骨密度の3乗⁸⁾⁹⁾、2.39乗¹⁰⁾、あるいは2乗¹¹⁾にはほぼ比例することが知られている。摘出された正常骨皮質の超音波伝導速度はやはり報告者によって大きなバラツキがみられている。2,880~3,550m/sの範囲とされており^{7)12)~16)}、このバラツキの発現する原因としての1つに超音波の通過距離をどのように算定するかあるいは得られた波形をどのように解釈するかという問題があるが未だ一定の見解は得られていない。一方、生体での測定上の問題としては、骨を覆っている軟部組織の影響がある。軟部組織では骨に比べ超音波伝導速度が小さいため、超音波の骨までの到達時間が遅延し、見掛け上の伝導速度が小さくなる。したがって生体に応用する際には、軟部組織の厚さを正確に測定して、見掛け上の伝導速度を補正しなければならない¹⁷⁾。

曲げ振動測定法は、長管骨に振動を加え(加振)その応答振動を測定し、周波数応答関数(応答振動スペクトル/加振スペクトル)を指標として、骨折治癒の経時的な評価や骨の力学的特性の評価などを行うものである。骨への加振方法により、①加振器(shaker)から種々の周波数の振動を与える方法(shaker法)^{18)~23)}、および②インパルスハンマーによってパルス状の振動を与えるインパルス加振法²⁴⁾がある。いずれも長管骨の一端から加振し他端に達した共振振動の加速度計を用いた検出を行うものである。Shaker法は、さらに加振の方法により正弦波掃引加振法とランダム加振法とに分けられる²⁴⁾。骨の曲げ振動測定法でも超音波伝導測定法と同様に骨を取り囲む軟部組織の影響を考えねばならない²⁵⁾。インパルス衝撃応答法では軟部組織の質量の効果(後述する式(2)におけるmの増加による f_0 の低下)と減衰の効果(後述

する式(6)における $\alpha > \omega_0$ による ω から ω_0 への低下)の2つの効果によって共振振動数が固有振動数に比べて減少する点を十分考慮する必要がある。

我々はこれまで骨の力学的特性を測定するにあたって、曲げ振動法のうちインパルス衝撃応答法を用いた測定法の研究・開発をすすめてきた。その理由は、本法は測定時間が短く簡便であること、生体に接する加速度計のセンサー部分がわずかなため生体の質量の変化等による測定への影響が少ないこと、種々の骨折治療法にも適用できることなどである。以下に我々の知見を含め、インパルス衝撃応答法の詳細について記す。

II 長管骨への振動理論の適用

両端が自由な“はり”における自由振動を考えると、その固有周波数 f_0 は次式(2)で表せる²⁶⁾。

$$f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi} = \frac{(\beta L)^2}{2\pi L^2} \sqrt{\frac{EI_z}{m}} \quad (2)$$

ここで、 ω_0 は固有角周波数、Eはヤング率、 I_z は断面二次モーメント、mは単位長さ当たりの質量、Lは長さ、 βL は振動モードによって決まる定数である。ヤング率は物の“伸びにくさ”を表す物質固有の値であり、 EI_z は“はり”の曲りにくさを示す値で曲げ剛性(bending rigidity)と言う。つまり、 EI_z が大きいほど曲りにくいことになる。この曲げ剛性は長管骨の力学特性を表す1つの指標となる²³⁾。これを骨折の治療過程の評価に用いた場合、骨が癒合するにしたがってその曲げ剛性が増すものと考えられ、固有周波数を計測することで骨癒合の定量化が可能となる。

長管骨を長さLの長柱と考え、そこに軸方向の圧縮荷重Pをかけると、両端が固定されていない回転端の場合、荷重端が任意のたわみ δ で釣り合い得る荷重をPcrとすると、次式(3)が成立する。

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 EI_z}{L^2} \quad (3)$$

このPcrをオイラーの座屈荷重(Euler's buckling load)または限界荷重(critical load)という²⁶⁾。長柱にかかる荷重が座屈荷重に近づくにしたがい、たわみが急速に増加し、座屈荷重を超えると折れてしまう。ここで下肢の長管骨を考えると、骨にかかる荷重は体重に比例していると考えられるので、体重に対する軸方向の荷重能力の比Pcr/Wは“骨の強さ”の有用なパラメータとなる可能性がある²⁷⁾。(3)式から明らかなように座屈荷重は骨の長さ L と骨の曲げ剛性から求まる。

また、断面二次モーメント I_z の値は断面の形状に

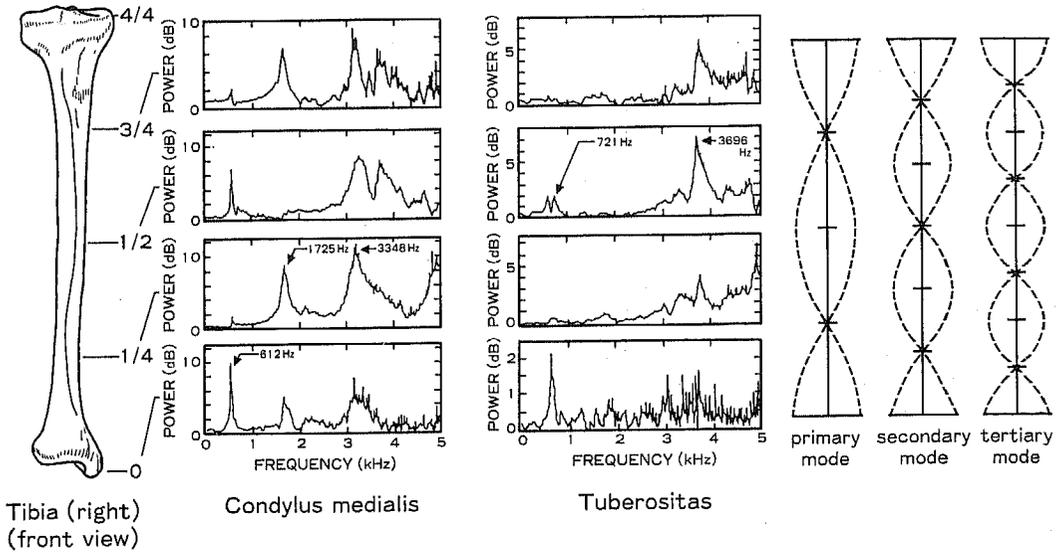


図1 乾燥脛骨の振動モード

左は脛骨の前内側面に沿った4カ所のハンマーによる加振部位を示している。中央は2カ所の検出部位(上端内顆と脛骨粗面)での各加振部位ごとのパワースペクトルを示している。前額面における振動(上端内顆で検出)の1次モードである612Hz, 2次モード1725Hz, 3次モード3348Hzが認められる。矢状面での振動(脛骨粗面で検出)の1次モードは721Hz, 3次モード3696Hzであった。右は1次, 2次, 3次のモードでの節と腹の関係を示している。脛骨の基本モードでは下端, 中央および上端に腹があり, 最も振幅が大きい振動が観察されることがわかる。しかも, 前額面での振動を内果で加振し, 上端内顆で検出すれば, 最も感度よく計測できることがわかる。(文献30)より引用)

よって決まる。今, 外径 d_1 , 内径 d_2 の円筒を考える
と次式(4)で表せる。

$$I_z = \frac{\pi(d_1^4 - d_2^4)}{64} \quad (4)$$

実際の生体内での骨の振動は, 筋肉や皮膚などの軟部組織の影響によって減衰すると考えられる。(2)式は減衰項を無視して運動方程式を解いたものである。(2)式より剛体の固有角周波数 ω_0 は次式(5)のごとく求められる。

$$\omega_0 = 2\pi f_0 = \sqrt{\frac{EI_z(\beta L)^4}{mL^4}} \quad (5)$$

ここで実際に計測している減衰を考慮した共振角周波数 ω と固有角周波数 ω_0 との関係は次式(6)のごとくなる。

$$\omega = \omega_0 \sqrt{1 - \left(\frac{\alpha}{\omega_0}\right)^2} \quad (6)$$

ただし, α は減衰定数, α/ω_0 は減衰比である。減衰定数は共振角周波数の半値幅 $\Delta\omega$ より求める。両者の関係は $\alpha = \Delta\omega/2$ であり, これより減衰定数を求め,

固有振動数を算出する。(6)式から, 減衰比が大きくなる ($\alpha > \omega_0$) と固有角周波数に影響するので減衰項を無視できない。逆に, $\alpha < \omega_0$ の時はほとんど固有角周波数に影響しないので, 減衰項を無視することができ, 固有角周波数 ω は(5)式と同じになる。

III インパルス衝撃応答法の基礎実験

長管骨での最適なインパルス衝撃位置と応答振動検出位置を決めるためには, 骨の振動モードを知る必要がある。骨折および偽関節の発生頻度が高いという臨床的な理由と, 軟部組織が少ないなど測定の容易さから, 我々はこれまで長管骨として脛骨を選び, 衝撃部位と検出部位の最適位置および計測結果について基礎的な実験を行い検討してきた。

ヒトの脛骨には2方向の振動モード, すなわち, 脛骨の矢状面と前額面での振動が存在する²⁸⁾²⁹⁾。図1にヒト乾燥脛骨の振動モードを示す。脛骨では, 前額面での振動で加振部位を足関節部内果, 検出部位を脛骨上端内顆とした場合検出される1次モードが最も応答

振動の振幅が大きい。したがって、内果を加振し上端内顆で1次モードを検出するのが最適と考えられる³⁰⁾。

次にインパルス衝撃応答法による共振周波数の測定では、前述のように骨を取り囲む軟部組織による影響を考慮しなければならない。我々は解剖実習用のフォルマリン固定されたヒト湿潤脛骨を対象にその共振周波数、減衰比および振動モードが、隣接関節（膝関節と足関節）や軟部組織（皮膚、筋肉、靭帯）、および腓骨の有無によってどの様に影響されるかを検討し、軟部組織や関節が振動を吸収するだけでなく、骨と一体となって振動し振動理論式のみかけの質量を増加させていることを見出した³¹⁾。また、共振周波数の減衰比は、軟部組織、関節、腓骨の順でこれらを除くことに従い、特に重量が大きく変化する筋肉除去時に著しく小さくなることを示した³¹⁾。この結果はCornelissenら³²⁾の報告ともほぼ一致した。さらに屍体標本の下肢を下垂した状態でモーダル解析（構造体の振動伝達特性を測定することによってその構造体特有の性質を描出・同定していわゆるモーダルモデルを構築し、それによって構造体の動的応答を推定する計測技術）を行ったところ、脛骨の基本振動モードは関節および腓骨の影響を受けていないことも判明した³¹⁾。

次に著者らは湿潤脛骨に作成した骨折部に、仮骨に見立てたエポキシ系接着剤（アラルダイト、急速硬化タイプ、チバガイギー・スイス社製）を流し込み、その経時的な硬化過程をインパルス衝撃応答法で評価するという、骨折治癒シミュレーション実験を行った。その結果、硬度計で計った接着剤の硬度と共振周波数との関係を見ると、硬度40%までの硬化過程の初期では、共振振動数が硬度の上昇と一致して増加することがわかった（図2）³³⁾。この実験結果は、尺骨に対し有限要素法を用いて骨折治癒過程のシミュレーション実験を行ったLauraら³⁴⁾の結果、および人工材料の骨折治癒モデルに対しストレングス法による応力測定を行った西村ら⁶⁾の結果ともよく一致した。さらに後述するインパルス衝撃応答による臨床例での骨癒合判定の結果とも一致しており、本法は特に骨折治癒過程の初期における定量的診断に有用であると推察された。

臨床では長管骨骨折を治療する際には、種々の固定材料が用いられる。そこで著者らは骨折の内固定材として金属プレート、髄内釘（キューンチャー釘、エンダー釘）、創外固定器を用い、同様の骨折シミュレーション実験を摘出ヒト湿潤脛骨に対して行った。その結果、創外固定器を除く上記のどの内固定材を用いても、

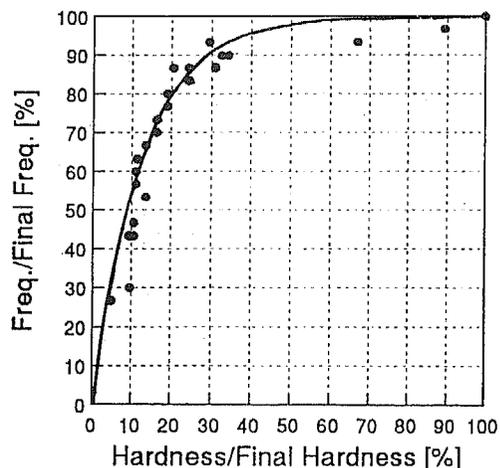


図2 長管骨骨折の治癒過程のシミュレーション実験
摘出湿潤ヒト脛骨を中央で切離しプレートで固定、約5 mmのギャップに接着剤（アラルダイト）を注入した。経時的に接着剤の硬度を硬度計で、共振周波数をインパルス衝撃応答法で測定した。グラフは接着剤の硬度（横軸：最終硬度に対する割合）と共振周波数（縦軸：最終周波数に対する割合）との関係を示している。最終硬度の約40%までは共振周波数が硬度に対してほぼ直線的に増加することがわかる。実線は近似式 $f = 1 - \exp(-h/0.12)$ を表している（ f ：共振周波数の割合、 h ：硬度の割合）。共振周波数は硬化過程の初期の硬度変化を鋭敏に反映することがわかる。（文献42）より引用

接着剤の硬化過程が共振周波数で評価できることがわかった³⁵⁾。なお、創外固定器を用いた実験では振動が創外固定器自身を伝達してしまい、骨折部の硬化過程を測定することが困難であった。

生体では皮膚を介して骨へ加振するが、骨の振動測定に十分な周波数の範囲をもつ振動を加えることが必要となる。たとえば加振部皮膚に腫脹がある場合は、インパルスハンマーによる加振に際して、皮膚とハンマーとの接触時間を短くし、鋭い入力を行う必要がある。加振の上限周波数は加振の継続時間に反比例するので、鋭い加振を行った場合の上限周波数はそれだけ高くなる。このため測定対象骨に応じてハンマー先端部（チップ）やハンマー自体を変えて加振することも必要となる。一方、応答波形検出部では加速度計のセンサー設置部の皮膚および皮下軟部組織を介して、骨の振動を検出することになる。乾燥脛骨および生体での実験から、センサーに予荷重（preload）を1.5kgf

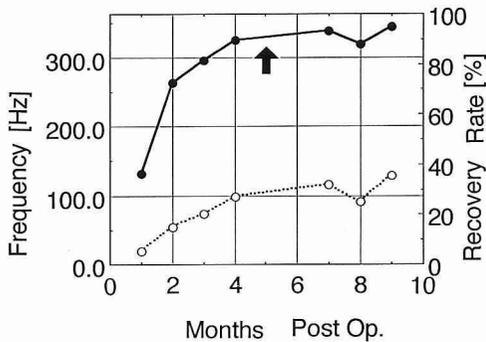
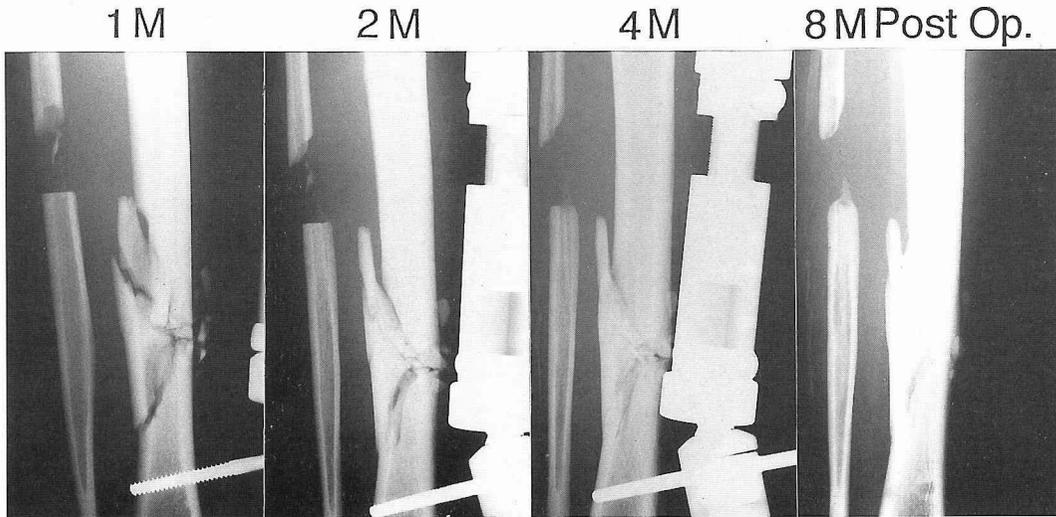


図3 創外固定器 (Orthofix) で固定された脛骨骨折例の術後経過

上は骨折部の術後の経時的なレントゲン像の変化を示している。左のグラフは経時的な共振周波数 (実線) と治癒率 (破線) の推移を示している。治癒率は骨折治癒のシミュレーション実験の結果 (図2) に基づいて、共振周波数の最終共振周波数に対する割合から、硬度の最終硬度に対する割合 (%) を算出して表示した。矢印は創外固定器の抜去時 (術後5ヵ月) を示している。レントゲン像と対比してみると、仮骨の形成が始まる初期に (1~4M) 急激な共振周波数の上昇がみられる。

程度かけると皮下軟部組織の振動を抑制できることがわかっている²⁹⁾³⁰⁾。そこで著者らも測定の際には生体でも痛みを生じさせない程度の1.0~1.5kgfのpreloadを、検者の母指により加速度センサーにかけて測定している。

IV インパルス衝撃応答法を用いた骨折治癒診断の臨床応用

我々は上述の基礎的な研究を基に、1988年9月以来インパルス衝撃応答法を用いた骨折治癒診断の臨床応用を試みて来た。そしてこれまで56例の脛骨骨折の治癒過程について経時的に検査を行い以下の結論を得ている。①骨折を固定する種々の材料 (プレート, エンダー髄内釘, キュンチャー髄内釘, ネジ釘) は、測定障害とはならず創外固定器を用いた場合も測定可能である (生体では創外固定器への振動伝達が軟部組織の減衰作用によって抑制されるためと思われる)。ギ

プス固定例でも加振部と記録部を開窓すれば測定可能である。②骨癒合の初期に共振周波数の急激な増加がみられる。すなわち本法は骨癒合の初期において最も鋭敏な検査法であり、レントゲン像で骨折部に橋渡し仮骨が現れる前に周波数の増加が始まる (図3)。③骨折の治癒経過観察中にみられる共振周波数の減少は治癒上危険な徴候の発現を示し、逆に増加は順調な治癒過程を示す (図4)。④通常、骨折治癒後の共振周波数は、健常 (対側) 脛骨の共振周波数を超えることはない (超えたのは56例中4例に過ぎなかった)。

次に測定上の注意点および問題点について述べると、最も注意すべき点としては、脛骨の2種類の振動モードすなわち前額面と矢状面の振動を誤認しないことが挙げられる。我々のインパルス衝撃応答法による測定では、脛骨の前額面における振動を検出している。しかし、脛骨の形状は正確な円筒ではないために、加振の方向や加速度計のセンサー設置位置が変わると矢状

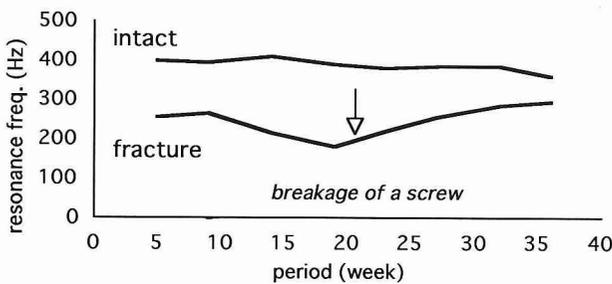
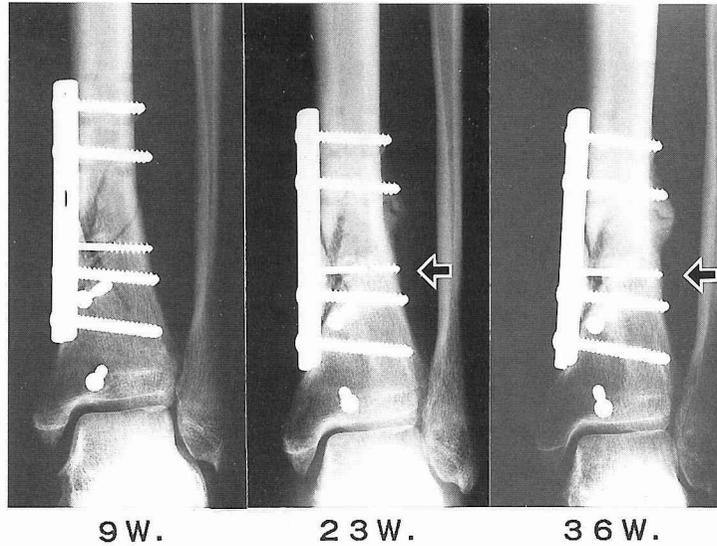


図4 ネジ釘破損例の共振周波数の低下

AOプレートとネジ釘で内固定された脛骨骨折例は、術後10週以降より共振周波数の低下が始まった。21週目にネジ釘の破損がレントゲン写真で見つかった。その後、functional braceによる外固定を追加し、再び共振周波数は上昇した。上のレントゲン写真は術後経過(週)順で、矢印はネジ釘の破損を示している。左のグラフは横軸が術後経過(週)、縦軸が共振周波数を示している。

面での振動を検出してしまうことがある。ヒト脛骨では矢状面での振動数が前額面での振動数よりも高いので、これを骨折治癒の変化と誤って判定してしまうという危険がある。したがって、加振部位と検出部位の設定には十分注意を払う必要がある。また、加振際には前述のようにハンマーと皮膚との接触時間を短くして鋭い入力を行う必要がある。しかし、初心者の場合には、時に十分な加振が加えられなかったり、1回加振したつもりが2回加振してしまったり(著者らは“2度たたき”と呼んでいる)と検者(たたき手)の技術(たたき方)の未熟さによる測定の実験がみられる。やはり、最初は熟練者と一緒に測定し検査法を十分習得する必要があると思われる。

最近、Towerら³⁹⁾は74例の脛骨骨折にインパルス衝撃応答法を行い、患側の共振周波数の健側に対する比が骨折治癒の臨床点数(骨癒合の理学所見とレントゲン像の合計点数)とある程度の相関が認められたと報告している。しかし、脛骨の近位1/4の骨折とネジ

釘止めにより髓内固定(interlocked)された例では治癒の判定ができず、また創外固定された例では判定を誤ることがあったと述べている。今後著者らもさらに症例数を増やし、本法についての検討を加えねばならないと考えている。また本法が他の長管骨骨折、たとえば大腿骨や橈骨骨折に対しても適用できるような骨の種類あるいは骨折治療法に応じた最適加振部位および検出部位の同定なども行う必要があると思われる。さらに本法と本法以外のshaker法、超音波伝導測定法、および応力測定法などで得られた計測結果との比較することも重要と考えられる³⁷⁾。

V 骨の力学的特性評価の応用—骨折予知に向けて

臨床症状と種々の検査法により骨量を測定し、骨粗鬆症の診断³⁸⁾³⁹⁾を下すことは比較的容易である。しかし、骨量の減少がそのまま骨折の危険予知には結び付かない⁴⁰⁾⁴¹⁾。すなわち、前述の(3)式からも明らか

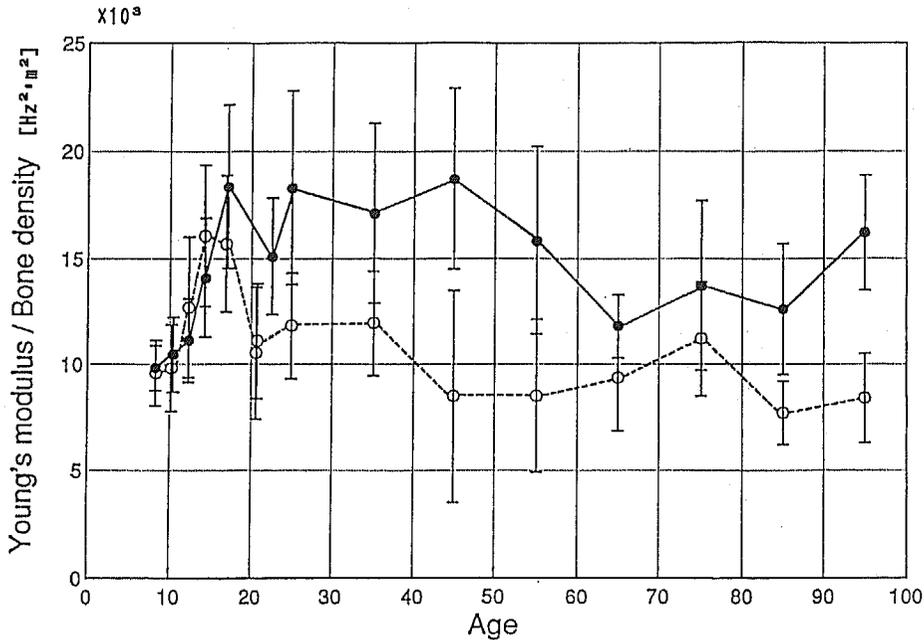


図5 骨密度に対するヤング率 (E/ρ) の各年代別男女の推移

対象は健康人(男367人, 女231人)の脛骨で, 脛骨の長さと同インパルス衝撃応答法による共振周波数を測定した。各年代の平均値と標準偏差を示した。男は●, 女は○で表示。なお, 90歳代の値の増加がみられるが, 被験者数(男3人, 女6人)が少なく正確な比較はできない。(文献43)より引用

うに, 同じヤング率や骨量でも断面の形状によって曲げ剛性 EIz が異なってくるからである。したがって, 最近一般化してきた DEXA による骨塩の定量や, 踵骨の超音波伝導速度測定による骨密度の計測結果などからだけでは, いわゆる “bone quality” の一面しか判定できず骨折予知あるいは骨の健康状態を示すためには, さらに骨の力学的特性を調べる必要がある。

すでに1970年, Jurist¹⁹⁾は骨の力学的特性を表す指標として $(f_0L)^2$ を用いることを提唱している。彼は “はり” の振動を $f_0L = KC$ (C は振動波の伝達速度, K は振動モードや境界条件などによって決定される定数) の式で表し, (1)式, すなわち $C^2 = E/\rho$ の関係式から, $E/\rho \propto f_0^2L^2$ を得ている。一方, 振動理論式(2)よりヤング率 E について解くと次式(7)を得る。

$$E = (2\pi f_0)^2 \frac{L^4}{(\beta L)^4} \cdot \frac{m}{Iz} \quad (7)$$

ここで骨の外径 d_1 , 内径 d_2 が長さ L に比例すると仮定すると, 質量 m は断面積と骨密度 ρ の積で表されることから, 骨密度と長さの2乗の積に比例する。すなわち $m = \rho\pi(d_1^2 - d_2^2) \propto \rho L^2$ となる。さらに円筒と仮

定した骨の断面二次モーメント Iz は長さの4乗に比例すると考えると, (4)式より $Iz = \pi(d_1^4 - d_2^4)/64 \propto L^4$ と表せる。これらを(7)式に代入すると, $E/\rho \propto f_0^2L^2$ が得られ, これは上述した Jurist の提唱した指標と一致する。

著者らはインパルス衝撃応答法を各年齢層の健康な男性367人と女性231人の脛骨に対して行い, 固有周波数 f_0 と脛骨長 L を測定した⁴²⁾⁴³⁾。図5は得られた $(f_0L)^2$, すなわち [ヤング率/骨密度] の男女別の各年齢層での平均値と標準偏差を示したグラフである。 E/ρ 値のピークは女性では14歳, 男性では17歳と女性の方が若く, また女性のピーク値は男性に比べやや小さかった。20歳以降では男性は40歳代までほぼ一定値をとっているのに対し, 女性は20歳代より漸次減少し, 女性が男性を上回ることはなかった。男性でも40歳代から60歳代にかけて減少するが, 女性に比べて減少量は小さかった。この結果を分析すると, 成長期における E/ρ 値の急激な増加は, 成長期における生理的な骨密度の増加を考慮すると, ヤング率が骨密度を上回って増加したためと考えられる。女性の E/ρ 値

は男性に比べて早期に増加する傾向があり、これは女性の方が早く骨成長が終了することも関連していると思われる。今後、このデータを指標として、骨粗鬆症等の患者の検査結果と比較検討することにより骨折予知あるいは骨の健康状態の把握が可能となってくるものと思われる。

骨の力学的特性を表す新しい指標としては他に前述した曲げ剛性 EIz, あるいはこれに骨の長さと同体重を考慮した Pcr/W なども提唱されている²⁷⁾。生体での骨の力学的特性検査法の研究・開発と同時に、DEXA や QCT (quantitative computed tomography)⁴⁴⁾⁴⁹⁾などの画像情報もこれに取り込んで、より精度の高い骨の力学的特性値の探求が進むものと思われる。

おわりに

整形外科医がおもに経験と骨のレントゲン写真を頼りに行ってきた骨折治療の診断に疑問を感じたのが、

今回の研究の発端であった。調べてみると相当昔から多くの研究者が同じ疑問を持ち、幾多の先進的研究を報告してきている。しかし、今もって整形外科医のそばに骨折治癒の評価や骨の力学的特性評価のための検査機器が置いてあるという状況には至っていない。今回のインパルス衝撃応答検査装置開発の実現には、境界領域の種々の分野からの参加が実現して共同研究態勢が組めたこと、新技術事業団などの公的機関からの研究助成が得られたことなどが挙げられる。またその背景には最近の電子測定機器の発達ばかりでなく、高齢化社会を迎えるにあたっての医薬分野および社会一般の骨への関心の高まりなどとも言えよう。

謝 辞

本稿の懇切な御校閲を賜った信州大学工学部情報工学科環境工学の野村彰夫教授に深謝いたします。

文 献

- 1) Johnston CC Jr, Slemenda CW, Melton LJ III : Clinical use of bone densitometry. *N Engl J Med* 324 : 1105-1109, 1991
- 2) 山崎 薫, 串田一博, 大村亮宏, 佐野倫生, 佐藤義弘, 井上哲郎 : 超音波骨量測定装置 (Achilles Ultrasound Bone Densitometer) の使用経験—測定精度と有用性の検討. *Ther Res* 13 : 585-593, 1992
- 3) 中土幸男 : インパルス衝撃波による長管骨骨折治癒診断. *整形外科* 43 : 388, 1992
- 4) Burny FL : Elastic external fixation of tibial fractures : a study of 1421 cases. In : Brooker AF, Edwards CC (eds), *External fixation : the current state of the art*, pp 55-74, Williams and Wilkins, Baltimore, 1979
- 5) Nishimura N : Serial strain gauge measurement of bone healing in Hoffmann external fixation. *Orthopedics* 7 : 677-684, 1984
- 6) 西村典久, 浅田莞爾, 島津 晃 : ストレンゲージを用いた応力測定による骨癒合判定法. *別冊整形外科* 18 : 152-156, 1990
- 7) Langton CM, Riggs CM, Evens GP : Pathway of ultrasound waves in the equine third metacarpal bone. *J Biomed Eng* 13 : 113-118, 1991
- 8) Carter DR, Spengler DM : Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clin Orthop* 135 : 192-217, 1978
- 9) Natali AN, Meroi EA : A review of the biomechanical properties of bone as a material. *J Biomed Eng* 11 : 266-276, 1989
- 10) Snyder SM, Schneider E : Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. *J Orthop Res* 9 : 422-431, 1991
- 11) Heaney RP, Avioli LV, Chesnut III CH, Lappe J, Recker RR, Brandenburger GH : Osteoporotic bone fragility, Detection by ultrasound transmission velocity. *JAMA* 261 : 2986-2990, 1989
- 12) Abendschein W, Hyatt GW : Ultrasonic and selected properties of bone. *Clin Orthop Rel Res* 69 : 294-301, 1970
- 13) Bonfield W, Tully AE : Ultrasonic analysis of the Young's modulus of bone. *J Biomech* 4 : 23-27, 1982
- 14) Yoon HS, Katz JL : Ultrasonic wave propagation in human cortical bone II. Measurements of elastic

- properties and microhardness. *J Biomech* 9 : 459-464, 1976
- 15) McCartney RN, Jeffcott LB : Combined 2.25M Hz ultrasound velocity and bone mineral density measurements in the equine metacarpus and their in vivo applications. *Med Biol Eng Comput* 25 : 620-626, 1987
 - 16) Rich C, Klinik E, Smith R, Graham B : Measurements of bone mass from ultrasonic transmission time. *Proc Expl Biol Med* 123 : 282-285, 1966
 - 17) Langton CM, Ali AV, Riggs CM, Evans GP, Bonfield W : Measurement of ultrasonic velocity and broadband attenuation in cortical and cancellous bone. *Clin Phys Physiol Meas* 11 : 243-249, 1990
 - 18) Hansen H : Resonance of the human tibia. *Acta Orthop Scand* 53 : 867-874, 1982
 - 19) Jurist JM : In vivo determination of the elastic response of bone I. Method of ulnar resonant frequency determination. *Phys Med Biol* 15 : 417-426, 1970
 - 20) Orne D : The in vivo, driving-point impedance of the human ulna - a viscoelastic beam model. *J Biomech* 7 : 249-257, 1974
 - 21) Singh VR, Yadav S, Adya VP : Role of natural frequency of bone as a guide for detection of bone fracture healing. *J Biomed Eng* 11 : 457-461, 1989
 - 22) Thompson GA, Young DR, Orne D : In vivo determination of mechanical properties of the human ulna by means of mechanical impedance tests : experimental results and improved mathematical model. *Med Biol Eng* 14 : 253-262, 1976
 - 23) Young DR, Howard WH, Cann C, Steele CR : Noninvasive measures of bone bending rigidity in the monkey (*M. nemestrina*) *Calcif Tissue Int* 27 : 109-115, 1979
 - 24) 加川幸雄, 石川正臣 : モーダル解析入門. pp 129-152, オーム社, 東京, 1987
 - 25) Nikifordis G, Bezerianos A, Dimarogonas A, Sutherland C : Monitoring of fracture healing by lateral and axial vibration analysis. *L Biomech* 23 : 323-330, 1990
 - 26) 川田雄一 : 材料力学, 基礎と強度設計. pp 127-130, 裳華房, 東京, 1981
 - 27) Arnaud SB, Steele CR, Zhou LJ, Hutchinson T, Marcus R : A direct non-invasive measure of long bone strength. *Ann Int Conf IEEE/EMBS* 13 : 1984-1985, 1991
 - 28) Van der Perre G, Audekercke RV, Martens M, Mulier JC : Identification of in vivo vibration modes of human tibiae by modal analysis. *J Biomech Eng* 105 : 244-248, 1983
 - 29) 中土幸男, 保坂正人, 多田秀穂, 前角久義, 米田和彦, 野村彰夫 : 脛骨におけるインパルス振動応答. 中部整災誌 32 : 991-998, 1989
 - 30) 野村彰夫, 小林史利, 斎藤保典, 鹿野哲生, 中土幸男, 保坂正人, 前角久義, 寺山和雄 : 骨伝導音検査法の基礎的検討と評価—工学的観点から—. *整形外科バイオメカニクス* 10 : 193-197, 1988
 - 31) 土金 彰, 中土幸男, 下川寛一, 野村彰夫 : 関節および軟部組織のヒト脛骨固有振動数への影響. *日本臨床バイオメカニクス* 15 : (印刷中) 1993
 - 32) Cornelissen P, Cornelissen M, Van der Perre G : Assessment of tibial stiffness by vibration testing in situ. II. Influence of soft tissues, joints and fibula. *J Biomech* 19 : 551-561, 1986
 - 33) Nakatsuchi Y, Nomura A : Quantitative analysis of the fracture healing process and mechanical properties of human bones by impulse response method. *Med Biol Eng Comput* 29 : 1040, 1991
 - 34) Laura PAA, Rossi RE, Maurizi MJ : Dynamic analysis of a simplified bone model during the process of fracture healing. *J Biomed Eng* 12 : 157-160, 1990
 - 35) 中土幸男, 保坂正人, 多田秀穂, 寺山和雄, 野村彰夫, 小林史利, 斎藤保典, 鹿野哲生 : インパルス衝撃応答による骨折治癒過程の評価 (金属固定材の影響). *整形外科バイオメカニクス* 11 : 195-198, 1989
 - 36) Tower SS, Beals RK, Duwelius PJ : Resonant frequency analysis of the tibia as a measure of fracture healing. *J Orthop Trauma* 7 : 552-557, 1993
 - 37) Cunningham JL, Kenwright J, Kershaw CJ : Biomechanical measurement of fracture healing. *J Med Eng*

- Technol 14: 92-101, 1990
- 38) 折茂 肇：退行期骨粗鬆症の新しい診断基準とその予防. 医学のあゆみ 148: 808, 1989
 - 39) Christiansen C, Riis BJ, Rodbro P: Prediction of rapid bone loss in postmenopausal women. Lancet 8542: 1105-1108, 1987
 - 40) Ott SM, Kilcoyne RF, Chestnut CH III: Comparisons among methods of measuring bone mass and relationship to severity of vertebral fractures in osteoporosis. J Clin Endocrinol Metab 66: 501-507, 1988
 - 41) Parfitt AM: Trabecular bone architecture in the pathogenesis and prevention of fracture. Am J Med 82 [Suppl 1B]: 68-72, 1987
 - 42) 野村彰夫, 中土幸男：骨折脛骨の治癒過程の定量的評価と力学特性. 整形外科バイオメカニクス 13: 257-261, 1991
 - 43) 土金 彰, 中土幸男, 野村彰夫：インパルス衝撃法による正常人脛骨の力学的特性の加齢的变化. 整形外科バイオメカニクス 14: 173-176, 1992
 - 44) 重松泰介：Computed tomography (CT) を用いた脊椎骨萎縮度の定量的研究. 日整会誌 58: 567-581, 1984
 - 45) 松井正行：胸椎部腰椎部における椎体横断面での骨塩量および骨梁分布の観察. 日整会誌 65: 9-17, 1991
- (6. 2. 8 受稿)
-