打撃加振法を用いた擬似骨折治癒評価*

村田 謙治^{*1}, 水口 義久^{*2}, 中村 正信^{*2}
山田 博之^{*3}, 大柴 勝彦^{*4}Evaluation of Healing Using Pseudo-Bone Fracture
by Impact TestingKenji MURATA, Yoshihisa MINAKUCHI^{*5}, Masanobu NAKAMURA,
Hiroyuki YAMADA and Katsuhiko OSHIBA^{*5} Mechanical Systems Engineering, Graduate School of Medicine and Engineering
Science Department of Research, University of Yamanashi,
4-3-11 Takeda, Kofu-shi, Yamanashi, 400-8511 Japan

It is important to collect basic data for which evaluates bone fracture healing on the living body. Evaluation of healing using pseudo-bone fracture model was examined by impact testing. The specimen was excited by an impulse hammer. Both the excitation signal of the impulse hammer and the response signal of the accelerometer were transmitted to FFT (Fast Fourier Transform) analyzer. The natural frequency was obtained by transfer function of the ratio of excitation and response signal. In this study, a pig's femur was substituted for a human bone and the natural frequency was measured. Furthermore, the states of bone fracture or bone fracture healing were imitated by using a pig's femur which cut deeply from the end or cut deeply from the outside diameter. This study examined how the specimen's natural frequency varied depending on the defects of pig femur. As a result, it was clarified the possibility that could evaluate bone fracture healing by measuring the natural frequency of bone.

Key Words: Biomechanics, Impact Testing, Natural Frequency, Bone Fracture Healing, Femur, Experimental Mechanics, Diagnostic Technique, Transfer Function, Modal Analysis

1. 緒言

臨床の現場で骨折治癒状態を検査する方法として、主に単純X線やX線CTなどが利用されている。しかし、X線を利用する方法では視覚情報により骨折治癒状態を判断するため、正確な治癒状態を診断し難い場合がある。また、X線検査では放射線による被曝の問題や検査装置自体が高価で大掛かりになり、特定の場所での検査しか行えない。この問題を解決するためには、骨折治癒状態を定量的評価、または力学的評価しなければならないと考える。現在、生体の骨のみの力学的挙動⁽¹⁾⁽²⁾や振動特性⁽³⁾⁽⁴⁾についての研究がなされ、骨自体の解明はなされている。しかし、人体の内部にある骨の骨折治癒評価や骨密

度について打撃加振法⁽⁵⁾⁽⁶⁾や骨伝導音検査⁽⁷⁾などから検討されているが、測定精度や測定誤差の問題から必ずしも十分な検討がなされているとは言えない。

本研究では、簡易で安価、且つ高精度に骨折治癒状態を力学的に評価するための手法として、打撃加振法を用い、生体への骨折治癒評価へ応用するための基礎データを収集することを目的としている。実験試料には、人の骨に近い物性値からなる豚大腿骨を用いた。豚大腿骨は異方性があり質量分布も様々ではなく、また形状も単純な梁にはほど遠い複雑な構造をしている。しかし、本研究では線形性を意識した微小振動の打撃加振により、大腿骨がモード形状を含め固有振動数の変化も単純な梁モデルで説明ができるのではないかと考えた。まず、豚大腿骨による固有振動数の差異や骨の実験モード解析を検討した。次に、骨幹部中央に切り込みを入れた骨試料、および骨幹部中央を周上から溝を入れた骨試料における固有振動数を測定した。そして、これらの結果から、擬似的に再現した骨折状態や骨折治癒状態を固有振動数により評価できるか否かを検討した。

* 原稿受付 2008年2月29日。

^{*1} 山梨大学大学院医学工学総合教育部(☎400-8511 甲府市武田4-3-11)。^{*2} 正員、山梨大学大学院医学工学総合研究部。^{*3} 山梨県工業技術センター(☎400-0055 甲府市大津町2094)。^{*4} やまなし産業支援機構(☎400-0055 甲府市大津町2192-8)。

E-mail: minakuti@yamanashi.ac.jp

2. 打撃加振法

本研究では OROS 社製の FFT (Fast Fourier Transform) アナライザ (OR24 型), PCB 社製のインパルスハンマ (086C03 型), 加速度計 (352C68 型) からなる打撃加振装置を使用した。図 1 はその実験概略図を示す。供試体は軟質シート上に置き、加速度計は供試体に取り付けた。測定方法はインパルスハンマで供試体を加振し、インパルスハンマの力信号 (入力値) を FFT アナライザに取り込んだ。また、供試体に取り付けられた加速度計で応答信号 (出力値) を FFT アナライザに取り込んだ。加速度計の出力値とインパルスハンマの入力値の比で得られた伝達関数より、供試体の固有振動数を測定した。

実験モード解析とは、供試体を加振して得た伝達関数からモードパラメータを特定する手法である。この実験モード解析では、供試体の数箇所に加速度計を取り付け、一点で打撃加振する正攻法と、相反定理を利用して供試体の一点に加速度計を取り付け数箇所で順次打撃する方法がある。本研究では、より簡易的な後者の方法を採用し、各点での伝達関数より固有振動数と位相を測定し、モードパラメータの特定を行った。

Fig. 1 Experiment of impact testing

3. 実験方法

3.1 加速度計固定治具の影響実験 人の骨折治癒状態を診断するための実験への応用性を調べるために、人の骨と物性値が近似している豚大腿骨を供試体として用いた。しかし、豚大腿骨は形状が複雑で、常に一定の位置と方向で加速度計を固定することは難しい。そこで加速度計を豚大腿骨に安定した状態で取り付けるための治具として用いたアルミ板 (寸法 $10 \times 10 \times 1 \text{ mm}$) の影響を調べた。図 2 は実験で用いた豚大腿骨のモデル図を示し、加速度計位置は骨幹部中心から内側顆の方向に 20mm の位置に設定し、骨頭と内側顆と外側顆を図のように配置した時に正面方向に取り付ける方法を A とし、

下面方向に取り付ける方法を B とした。また、実験試料の長さを L と置き、加振位置は試料の骨頭から 30mm の位置を I、内側顆から 30mm の位置を VI とし、骨幹部中心から骨頭方向に L/4mm の位置を II、内側顆方向に L/4mm の位置を V とし、骨幹部中心から骨頭方向に 10mm の位置を III、内側顆方向に 10mm の位置を IV とした。本実験では加速度計固定位置が A の位置で、加振点は III を設定した。アルミ板の治具は瞬間接着剤を使用して豚大腿骨に取り付け、その上にグリスを塗布して加速度計を固定した。また、加振は先端にプラスチックチップを取り付けたインパルスハンマを使用した。図 3 は図 2 の骨幹部中央部分で輪切りにした nn 断面を近似的に楕円形断面で図示した。また、加振は加速度計固定位置の A と B の反対側に加振が水平方向になるように試料を設置して、水平方向で加振した。なお、実験では加振力や加振方向のばらつきを無くすため、各測定において 5 回の加振から FFT 解析の平均化を行い、固有振動数を測定した。そして、加速度計固定治具の固有振動数への影響を検討した。

Fig. 2 Outline installation drawing of normal pig's femur

Fig. 3 Section nn replaced to ellipse section

3.2 種々の豚大腿骨による固有振動数の差異実験

豚大腿骨は個々により長さ、大きさ、形状が異なるため、これらの違いが固有振動数に及ぼす影響を調べた。なお、豚大腿骨は骨幹部中央の断面形状がほぼ楕円形をしているため、楕円形断面であるとみなし、形状による固有振動数への影響を調べた。表 1 は実験で使用した各実験試料の長さ (L)、加速度計固定位置が A の骨幹部中央の中心からの長さを a_1 、B の骨幹部中央の中心からの長さを b_1 とした。測定は図 2 の加速度計固定位置が A と B で測定し、2 方向での固有振動数を測定した。実験

方法は3・1と同様に行った。図4は表1の試料No.1の加速度計固定がAの場合の実験の様子を示す。また、実験モード解析では表1の試料No.1を用い、図2のIからVIまで順に加振し、固有振動数のみを測定する場合はIIIを加振点とした。そして、コヒーレンスを測定し、ばらつきを検討した。そして、表1の20本の試料を用い、種々の骨による固有振動数の差異について比較検討を行った。

Fig. 4 Experiment picture of No.1 normal specimen (Accelerometer fixation of A)

Table 1 Size of pig's femur

No.	L [mm]	a_1 [mm]	b_1 [mm]
1	250	16.0	16.3
2	230	14.5	19.5
3	220	13.5	17.0
4	225	13.0	18.5
5	220	15.2	16.2
6	260	13.5	19.0
7	240	16.7	15.8
8	215	15.0	20.3
9	210	13.9	18.9
10	240	15.1	16.8
11	240	13.6	19.9
12	240	13.4	18.7
13	270	15.0	13.7
14	190	12.5	17.2
15	210	12.9	17.3
16	195	15.4	19.4
17	210	14.3	14.6
18	220	16.9	17.5
19	195	15.3	20.3
20	220	14.5	21.8

3・3 切り込みのある豚大腿骨実験 実際の人の骨折でも多く見受けられる骨幹部を骨折した状態を擬似的に再現するために、豚大腿骨の骨幹部中央に切り込み幅 c を 0.5mm として、切り込み深さを骨頭方向より 5mm 間隔で骨幹部が破断する直前の 30mm まで切り込みを入れ、その都度打撃加振法を用い固有振動数の測定を行った。試料の断面積から切り込んだ面積を差し引いたものを接続面積と呼ぶこととする。表2は表1の試料No.1から3までの実験試料における各切り込み深さでの接続面積を示す。図5は実験のモデル図を示す。実験方法は骨による3・2項の固有振動数の差異の検討実験と同様の方法で行った。図6は表2の試料No.1の切り込み深さが

15mm、加速度計固定位置がAでの実験の様子を示す。また、表2の試料No.1については固有振動数の測定の他に実験モード解析も同時に測定した。そして、実験モード解析と各切り込み深さでの固有振動数の差異について考察を行った。

Table 2 Non-cutting area of cut depth

Cut depth [mm]	Non-cutting area [mm ²]		
	No.1	No.2	No.3
0	813	888	720
5	725	833	663
10	593	725	558
15	445	595	438
20	293	458	305
25	148	315	170
30	33	180	58

Fig. 5 Outline installation drawing of cut pig's femur

Fig. 6 Experiment picture of No.1 cut specimen (Accelerometer fixation of A, Cut depth of 15mm)

3・4 溝のある豚大腿骨実験 骨幹部を骨折し、治療過程を再現するために、豚大腿骨の骨幹部中央を周上に溝幅 d を 0.5mm として溝深さを 0.5mm 間隔で皮質骨部分が完全に破断するまで溝を入れ、その都度打撃加振法を用い固有振動数の測定を行った。試料の断面積から切り込んだ溝の面積を差し引いたものを接続面積と呼ぶこととする。表3は表1の試料No.4から6までの実験試料における各溝深さでの接続面積を示す。図7は実験のモデル図を示す。実験方法は骨による3・2項の固有

Table 3 Non-cutting area of flute depth

Flute depth [mm]	Non-cutting area [mm ²]		
	No.4	No.5	No.6
0.0	756	770	806
0.5	707	722	756
1.0	660	675	707
1.5	614	630	660
2.0	570	586	614
2.5	528	544	570
3.0	487		528

振動数の差異の検討実験と同様の方法で行った。図8は表3の試料No.4の溝深さが1.5mm、加速度計固定位置がAでの実験の様子を示す。また、表3の試料No.4については固有振動数の測定の他に実験モード解析も同時に測定した。そして、実験モード解析と各溝深さでの固有振動数の差異について考察を行った。

Fig. 7 Outline installation drawing of flute pig's femur

Fig. 8 Experiment picture of No.4 cut specimen (Accelerometer fixation of A, Flute depth of 1.5mm)

4. 実験結果と考察

4.1 加速度計固定治具の影響実験結果 豚大腿骨に治具のアルミ板を取り付けた場合と直接豚大腿骨に加速度計を取り付けた場合の周波数応答関数の結果を図9に示す。また、治具を用いた場合も直接取り付けた場合もコヒーレンスは95%であったため、再現性のある測定が得られていると言える。図9の波形より共振点が明確にわかる共振曲線が得られた。アルミ板を取り付けた場合の固有振動数は896.3Hzで、取り付けない場合の固有振動数は895.0Hzであり、両者の測定誤差が1%未満であるため、治具として用いたアルミ板は伝達関数へ及ぼす影響がほぼないことが明らかになった。このことより、以後の実験では加速度計を安定して取り付けるためにアルミ板を用いた。

Fig. 9 Frequency response function of pig's femur-A

4.2 種々の豚大腿骨による固有振動数の差異実験結果 表1の試料No.1の加速度計固定位置がAでの時刻歴応答を図10に示し、骨に正常な加振が行えているこ

とがわかった。図11は図10の時のコヒーレンスであり、ほぼ100%を示しており、再現性のある測定が行えていた。また、図12は図10の時の伝達関数の結果を示しており、共振点が明確にわかる共振曲線が得られた。図13は試料No.1の加速度計固定位置がAとBの場合の実験モード解析の結果を示し、図より複雑な組織からなる豚大腿骨が、両端自由の均一な梁の基本モードとほぼ同様の結果となった。

図13より振動モードの形状が両端自由の均一な梁の基本モードと同様の結果になったため、豚大腿骨が橈円管の梁の自由振動の式として考察できると考えた。ここで橈円管の梁の自由振動の基本固有振動数(f_1)を式(1)に示し、 $\lambda_1=4.73$ (境界条件両端自由のベルヌーイ・オイラーの梁理論から導き出した基本モードの時の定数)、 L を試料の全長、 E をヤング率、 I を断面二次モーメント、 ρ を密度、 S を断面積と置く。表1の試料より皮質骨の厚さは骨幹部の外径寸法の約15%であることが断面から確認されたため、 a_2 と b_2 を式(2)と置く。式(3)は式(2)を代入した断面積(S)を示す。式(4)は加速度計固定位置がAとBの時の断面二次モーメント(I_A , I_B)をそれぞれ示す。式(5)は式(1)に式(3)と(4)を代入し、加速度計固定位置がAの時の基本固有振動数(f_{1A})を示し、導き出された $0.656a_1/L^2$ を係数Xと置く。式(6)は式(1)に式(3)と(5)を代入し、加速度計固定位置がBの場合の基本固有振動数(f_{1B})を示し、導き出された $0.656b_1/L^2$ を係数Yと置いた。

加速度計固定位置がAの係数Xと固有振動数の関係を図14に示す。また、図15は加速度計固定位置がBの係数Yと固有振動数の関係を示す。図14と15より係数X、Yと加速度計固定位置AとBの固有振動数は、前者の相関係数が0.902で、後者の相関係数が0.885と両者に強い相関が見られた。実験の結果より、複雑な形状をしている豚大腿骨が自由振動の梁の理論からの長さ寸法の両者が固有振動数に影響していたことがわかった。また、自由振動の梁の理論では傾きが同じ値を取ることが予想されるが、実験結果では一致していない。これは、加速度計固定位置に対して骨頭や内側顆の状態が異なるためだと考えられる。

次に、同じ試料の加速度計固定位置がAとBで固有振動数が異なることを考察する。式(4)より断面形状による違いが断面二次モーメントに影響し、その結果式(5)と(6)の固有振動数に影響すること示した。そこで、試料の骨幹部の断面の長さ a_1 と b_1 の比と加速度計固定位置がAとBの固有振動数の比を比較した。図16には骨幹

$$f_1 = \frac{\lambda_1^2}{2\pi L^2} \sqrt{\frac{EI}{\rho S}} \quad (1)$$

$$a_2 = \frac{17}{20}a_1, \quad b_2 = \frac{17}{20}b_1 \quad (2)$$

$$S = \pi a_1 b_1 - \pi a_2 b_2 = \frac{111}{400} \pi a_1 b_1 \quad (3)$$

$$I_A = \frac{\pi}{4} a_1^3 b_1 - \frac{\pi}{4} a_2^3 b_2 = \frac{76479}{640000} \pi a_1^3 b_1 \quad (A) \quad (4)$$

$$I_B = \frac{\pi}{4} b_1^3 a_1 - \frac{\pi}{4} b_2^3 a_2 = \frac{76479}{640000} \pi b_1^3 a_1 \quad (B)$$

$$f_{1A} = \frac{\lambda_1^2}{2\pi L^2} \sqrt{\frac{EI_A}{\rho S}} = 0.656 \frac{a_1}{L^2} \frac{\lambda_1^2}{2\pi} \sqrt{\frac{E}{\rho}} = X \frac{\lambda_1^2}{2\pi} \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (5)$$

$$f_{1B} = \frac{\lambda_1^2}{2\pi L^2} \sqrt{\frac{EI_B}{\rho S}} = 0.656 \frac{b_1}{L^2} \frac{\lambda_1^2}{2\pi} \sqrt{\frac{E}{\rho}} = Y \frac{\lambda_1^2}{2\pi} \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (6)$$

Fig. 10 Time history response of No.1-A

Fig. 11 Coherent of No.1-A

Fig. 12 Transfer function of No.1-A

Fig. 13 Experimental modal analysis of No.1

Fig. 14 The relations of coefficient X and the natural frequency

Fig. 15 The relations of coefficient Y and the natural frequency

Fig. 16 The relations of the ratio of section dimensions (b_1/a_1) and the ratio of the natural frequency (f_{1B}/f_{1A})

部の断面の長さ a_1 と b_1 の比 (b_1/a_1) と A と B の固有振動数の比 (f_{1B}/f_{1A}) の関係を示す。図より骨幹部の長さの比と A と B の固有振動数の比には 0.936 の強い相関が見られ、骨幹部の形状が円に近ければ A と B の固有振動数の差異がなく、楕円になるほど固有振動数の A と B の差異が大きくなることが明らかになった。

4・3 切り込みのある豚大腿骨実験結果 表 2 の試料 No.1 の加速度計固定位置が A での周波数応答関数を図 17 に示し、図 18 はその時のコヒーレンスを示す。図 17 より共振点が明確にわかる共振曲線が得られ、図 18 よりコヒーレンスがほぼ 100% を示したため、再現性のある測定が行えていることがわかった。

試料 No.1 の加速度計固定位置が A での各切り込み深さの実験モード解析の結果を図 19 に示し、切り込み深さが増すにつれて剛性が弱まるが、正常骨と同様の基本モードを示した。なお、加速度計固定位置が B の場合も同様に全ての切り込み深さにおいて正常骨と同様の基本モードになった。そのため、切り込みを入れた際に測定

Fig. 17 Frequency response function of No.1-A (Cut depth of 15mm)

Fig. 18 Coherent of No.1-A (Cut depth of 15mm)

Fig. 19 Experimental modal analysis of each depth (No.1-A)

(a) Accelerometer fixation of A

(b) Accelerometer fixation of B

Fig. 20 Non-cutting area and natural frequency of the relations

できる固有振動数が基本固有振動数であることが明らかになった。

各試料の切り込み部の接続面積と加速度計固定位置が A と B の固有振動数の関係をそれぞれ図 20 に示し、加速度計固定位置が A と B 共に切り込みが深くなる（接続面積が小さくなる）につれて固有振動数が下がる傾向を示した。このことより、擬似骨折状態を固有振動数変化で評価できる可能性のあることがわかった。

4.4 溝のある豚大腿骨実験結果 表 3 の試料 No.4 の加速度計固定位置が A での周波数応答関数を図 21 に示し、図 22 はその時のコヒーレンスを示す。図 21 より良好な共振曲線を得られ、図 22 よりコヒーレンスがほぼ 100% を示したため、再現性のある測定が行えていることがわかった。

試料 No.4 の加速度計固定位置が A で各溝深さにおける実験モード解析結果を図 23 に示す。溝深さが増すにつれて皮質骨部分が周上に減り、剛性が弱まるが全ての溝深さにおいて正常骨と同様の基本モードを示した。なお、加速度計固定位置が B の場合も全ての溝深さにおいて正常骨と同様の基本モードになった。そのため、溝を入れた際の固有振動数は基本固有振動数であることが明らかになった。

Fig. 21 Frequency response function of No.4-A (Flute depth of 1.5mm)

Fig. 22 Coherent of No.4-A (Flute depth of 1.5mm)

Fig. 23 Experimental modal analysis of each depth (No.4-A)

Fig. 24 Non-cutting area and natural frequency of the relations

各試料の溝部の接続面積と加速度計固定位置がAとBの固有振動数の関係をそれぞれ図24に示す。加速度計固定位置がAとB共に溝深さが深くなる（接続面積が小さくなる）につれて固有振動数が下がる傾向を示した。溝深さが浅くなっていく状態は骨折部分が治癒していく状態を擬似的に再現した場合を想定したものであるが、図24より擬似骨折治癒状態を固有振動数の変化により評価できる可能性のあることがわかった。

5. 結 言

- (1) 人体の骨を擬似的に豚大腿骨で再現し、加速度計を豚大腿骨に取り付けるための治具は固有振動数に影響しないことが明らかになった。
- (2) 正常豚大腿骨での実験モード解析の結果、複雑な組織からなる豚大腿骨が、両端自由の均一な梁の基本モードとほぼ同様の結果となることがわかった。そのため、固有振動数が基本固有振動数であることが明らかになった。
- (3) 種々の豚大腿骨の実験より、長さや断面寸法の差異による固有振動数への影響が、両端自由の均一な梁の自由振動の理論より考察できる可能性を示した。
- (4) 豚大腿骨の骨幹部断面積の縦横比と加速度計固定位置がAとBの固有振動数の比が比例関係にあった。
- (5) 豚大腿骨に切り込みを入れる実験より、切り込みを入れて剛性が低下しても正常豚大腿骨で示した基本振動モードの形状であることがわかり、全ての切り込み深さにおいて固有振動数が基本固有振動数であ

ることがわかった。そして、豚大腿骨に入れる切り込みが深くなるにつれて固有振動数が下がるということが明らかになった。

- (6) 豚大腿骨に溝を入れる実験より、溝を入れて剛性が低下しても正常骨で示した基本振動モードの形状であることがわかり、全ての溝深さにおいて固有振動数が基本固有振動数であることがわかった。そして、豚大腿骨に入れる溝が深くなるにつれて固有振動数が小さくなっていくことが明らかになった。
- (7) 豚大腿骨に切り込みや溝を入れることにより擬似的に骨折状態と骨折治癒状態を再現し、固有振動数の変化がみられた。固有振動数の違いを利用することにより、骨折や骨折治癒状態を評価できる可能性を示した。

文 献

- (1) Kobayashi, K. Tanabe, Y. Hara, T., Mechanical Behaviour of Bovine Trabecular Bone Subjected to Impact Compressive Load, *The Japan Society of Mechanical Engineers*, Vol. 63, No. 616, (1997), pp. 160-166.
- (2) Nishimura, N. Mori, E. Yamano, K. Muranishi, K. Furuya, T., Biomechanical Study of Bone Healing Assessment Using Dynamic Strain Gauge Measurement, *Japanese Society for Clinical Biomechanics*, Vol. 19, (1998), pp. 359-363.
- (3) Mishima, A. Hamanishi, T., Vibratory Analysis of Long Bone Consolidation, *Japanese Society for Clinical Biomechanics*, Vol. 13, (1991), pp. 263-266.
- (4) Yoshida, I. Nomura, A. Nakatsuchi, Y. Tsuchikane, A. Takahashi, S., Evaluation of Mechanical Properties of Femoral Neck by Vibrational Analysis, *Japanese Society for Clinical Biomechanics*, Vol. 18, (1997), pp. 253-257.
- (5) Fellingner, M. Leitgeb, N. Szyszkowitz, R. G. Peicha. Passler, J. Seggl, W. Schanner, A., Early Detection of Delayed Union in Lower Leg Fractures Using a Computerised Analysis of Mechanical Vibration Reactions of Bone for Assessing the State of Fracture Healing, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, Vol. 113, No. 2, (1994), pp. 93-96.
- (6) Feltham, M. G. Coppieters, M. W. Hodges, P. W., Changes in joint stability with muscle contraction measured from transmission of mechanical vibration, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 15, (2006), pp. 2850-2856.
- (7) Sofia, D. John, N. Varakis. Nikos, V. Vagenas., Modal Damping for Monitoring Bone Integrity and Osteoporosis, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 126, No. 6, (2004), pp. 1-5.
- (8) Nakatsuchi, Y. Tsuchikane, A. Nomura, A., Assessment of Fracture Healing in the Tibia Using the Impulse Resonance Method, *Journal of Orthopedic Trauma*, Vol. 10, No. 1, (1996), pp. 50-62.
- (9) Inoue, K. Ide, T. Harada, J. Horiuchi, C. Minakuchi, Y., Sound Transmission Test for Osteoporosis, *Japanese Society for Clinical Biomechanics*, Vol. 15, (1994), pp. 35-38.