ステップ状荷重入力に対する歯および歯周組織の応答

疋田 陽造* 更谷 啓治 木村 公一

田中 昌博 平山 雅一 川添 堯彬

The Step Response of Tooth and Its Supporting Structures

Yozo Hikida*, Keiji Saratani, Koichi Kimura,
Masahiro Tanaka, Masakazu Hirayama and Takayoshi Kawazoe

Abstract : The purpose of this study is to establish a new method which can objectively catch the acceleration step response of the tooth supporting structures.

The fracture of the pencil-lead (the protruded length : 5 mm, the diameter : 0.3 mm, the degree of optical density on paper : 2 H) for generating a source as a step function was applied to the tooth surface.

As the results, this source conventionally oscillated tooth and its supporting structures with reproducibility.

Key words : tooth mobility, periodontium

緒 言

歯科補綴学において、歯周組織の機能診査は、治療計画を立案する上で重要な役割を果たしている。架工義歯の支台歯および局部床義歯の鉤歯の選択に必要な資料となる。歯の動揺度は、その機能診査項目のひとつであり、臨床ではピンセットを使って歯を3次元的に揺り動かす方法により行われている¹⁾。しかしこの方法は簡便ではあるが、主観的である。同一症例に対しても、術者により診断が異なる場合が起こり得る。いまだに客観的手法を用いることができれば、歯の保存あるいは抜歯の診断基準がいっそう明らかとなるであろう。

歯の動揺度の客観的な診査法は、古くから多く報告されてきた^{1~10)}。いずれの方法も、既知の荷重を歯および

歯周組織に加え、どのように、またどれだけ振動するかを観察したものである。すなわち、入力に対する応答から歯および歯周組織の物性を知ろうとしてきた。

近年、測定時間が短い特徴から、衝撃荷重入力に対する加速度応答波形を周波数分析して歯周組織の性状を捉える試みが行われている^{5~7)}。しかし、歯および歯周組織の加速度応答波形には強制加振状態の応答も含まれ、自由振動部分だけを解析することができず、理想的なインパルス応答解析とはいえなかった。更谷 (1984, 1985)^{8,9)}は、加振装置より発する衝撃荷重入力波形を捉え、トリガージェネレーターを使用することにより、自由振動部分だけを分離、解析した。

今回、著者らは、シャープペンシル芯の圧折が、約1 μ secの間に荷重を開放することに着目し¹¹⁾、歯に一定の荷重を負荷し、瞬時にその荷重を除重するというステップ状荷重入力に対する歯周組織の加速度応答の解析を試みた。この方法を用いると、加速度計のみを歯面に接着するだけで、強制加振状態の応答を含まず自由振動応答を解析することが可能となる。さらに芯の長さを変えることにより荷重量を自由に变化でき、最も適切な入力を歯周組織に印加できる。

このシャープペンシル芯の圧折によるステップ状荷重

大阪歯科大学歯科補綴学第2講座 (主任 : 川添堯彬教授)

* 大阪歯科大学大学院歯学研究科歯科補綴学専攻 (指導 : 川添堯彬教授)

The 2nd Department of Prosthetic Dentistry, Osaka Dental University (Chief : Prof. Takayoshi Kawazoe)

* Osaka Dental University, Graduate School, Major in Prosthetic Dentistry (Director : Prof. Takayoshi Kawazoe)

昭和60年8月22日受付

入力を応用して、歯および歯周組織性状の診断への臨床応用の可能性を調べた。

実験方法、材料

本研究において、歯および歯周組織への荷重入力方法として、シャープペンシル芯の圧折によるステップ状荷重入力を応用した。この測定原理は、つぎのように表現される。

仮に、減衰1自由度系に、外力が単位ステップ関数の形で加わったとき、その運動方程式は、

$$\ddot{x} + 2\zeta\omega_n\dot{x} + \omega_n^2x = (F_0/m)u(t)$$

である。質量が最初に静止していて初期条件が

$$x(0)=0, \dot{x}(0)=0$$

のとき、単位ステップ入力に対する応答 $A(t)$ は、

$$A(t) = 1/k \{ 1 - e^{-\zeta\omega_n t} (\cos\omega_n \sqrt{1-\zeta^2}t + \zeta/\sqrt{1-\zeta^2} \sin\omega_n \sqrt{1-\zeta^2}t) \}$$

(なお、 ω_n : 固有振動数, ζ : 減衰比である)

の式で表され、図1に示した¹²⁾。

この理論的根拠を基礎として、シャープペンシル芯の圧折を利用したステップ状荷重入力の入力量の推定、その加速度応答の妥当性、再現性、簡便さについて検討を加えた。

図1 1自由度系の単位ステップ応答関数¹²⁾

1. シャープペンシル芯の圧折によるステップ状荷重入力量の推定

1) 実験方法

シャープペンシル芯の圧折によるステップ状荷重入力に対する歯および歯周組織の加速度応答を観察する際に、荷重量をあらかじめ知っておく必要がある。そのために、Hsu, N.N., Simmons, J.A. and Hardy, S.C. (1977)¹³⁾、そして大平、岸 (1982)¹⁴⁾ の報告を参考に、硬度 2H, $\phi=0.3$ mm および硬度 2H, $\phi=0.5$ mm の2種類のシャープペンシル芯 (三菱鉛筆社製, Hi-uni®) を使用し、シャープペンシル芯の長さ (以下長さと呼ぶ)

る) を 2, 4, 6, 8, 10, 15, 20, 25, 30 mm と順次変化させた時、芯が折れるまでの荷重量を調べた。

図2に示すように、万力にシャープペンシルを固定し、先端から突出したシャープペンシル芯をピエゾ型ロードセル (PCB 社製 086B80) で、連続的に準静的な荷重を手圧にて加えた。そして、圧折に至るまでの荷重量の変化をストレージオシロスコープ (菊水電子社製 5516 ST) 上にて観察した。

図2 ステップ状荷重入力量の推定システム

2. ステップ状荷重入力に対する歯および歯周組織の応答

1) 測定解析システム

シャープペンシル芯の圧折によるステップ状荷重入力に対する歯および歯周組織の振動応答を捉えるために、更谷ら (1984)⁸⁾ が報告した衝撃応答解析システムに、今回、荷重入力波形と加速度応答波形の同時記録を行うためのロードセルを追加した。図3に解析システムのブロックダイアグラムを示す。

解析システムの構成は、① ステップ状荷重入力を加えるためのシャープペンシル芯、② 歯の振動を検出するための超小型アンプ内蔵加速度計 (Endevco 社製 2250A 直径 5.8 mm, 高さ 3.8 mm, 重量 0.3 g) ならびに付属のシグナルコンディショナー、③ 荷重入力を捉えるためのピエゾ型ロードセル (PCB 社製 086B80) ならびに付属のシグナルコンディショナー、④ データレコーダー (TEAC 社製 XR-510)、⑤ 振動応答波形の時間領域での観察のためのオシロスコープ (トリオ社製 MS-1650, 菊水電子社製 5516ST)、⑥ 周波数領域での観察のための FFT スペクトラムアナライザー (YHP 社製 3582A)、⑦ 各種演算ならびにデータ処理、および周辺機器の制御のためのマイクロコンピュータ (YHP 社製 HP-85) である。

2) 模型実験

生体での測定に先立ち、抜去歯を用いた模型実験を行

図 3 測定解析システムのブロックダイアグラム

図 4 測定状況 (模型実験)

った。この実験では、抜去上顎中切歯の歯根部に 28 ゲージ・シートワックス 1 枚を圧接した後、唇側は歯頸線から根尖に向かって 2 mm、舌側は 1 mm のところまで超硬石膏中に埋入し、歯冠部コアを採取後にワックス部分を流蠟してシリコンラバー印象材 (Xantopren®) で置換したものを、人工歯根膜を付与した抜去歯植立模型とした。この抜去歯植立模型を万力に固定し、唇面中央部に超小型アンプ内蔵加速度計をシアノアクリレート系接着剤で接着した。また、ステップ状荷重入力時の荷重量を測定するために、ロードセルのセンサ面に金属管を接着し、その管の中にシャープペンシル芯を通し、少量のユーティリティワックスで保持した。そして、図 4 に示すようにロードセルに保持したシャープペンシル芯を切端中央部で歯頸側へ向かって約 1 mm 重ね当て、唇側から舌側方向にフリーハンドで圧折するまで荷重を加えた。ロードセルで捉えた荷重入力信号は専用シグナルコンディショナーで 100 倍に増幅した後、オシロスコープ

で時間領域での観察を行った。一方、超小型アンプ内蔵加速度計で捉えた加速度応答信号は専用シグナルコンディショナーで 10 倍に増幅した後、オシロスコープによる時間領域での観察とともに、FFT スペクトラムアナライザーによる周波数領域での観察も行った。

3) 生体における実験

模型実験と同様の方法で、被験者の上顎右側中切歯においてステップ状荷重入力に対する振動応答波形の時間領域ならびに周波数領域での観察を行った。被験者は、本学男子学生 10 名 (20~24 歳) で臨床的に顎口腔系機能に異常がなく、視診および X 線診査により歯周組織が健全であることを条件として選択した。被験者を歯科用治療椅子に座らせ、頭部をヘッドレストに軽くもたれ掛けさせた。上顎右側中切歯に簡易防湿を施した後、歯面を清掃し、超小型アンプ内蔵加速度計を接着した。そして、ロードセルに保持したシャープペンシル芯を歯の切端中央部で歯頸側へ向かって約 1 mm 重ね当て、唇側から舌側方向に圧折するまで荷重を加えた。

実験結果

1. シャープペンシル芯の圧折によるステップ状荷重入力量の推定

シャープペンシルを万力に固定し、片持ちばり状態に突出した芯において、その長さを変化させ準静的な荷重を加えていき、芯を圧折した。そのときの荷重量と芯の長さとの関係を、グラフ上の縦軸に荷重量を、横軸に芯の長さをプロットし、得られた関係を最小二乗法によりべき乗曲線に回帰した。図 5 に示すように硬度 2H, $\phi = 0.3$ mm のシャープペンシル芯の圧折による測定結果で

図5 シャープペンシル芯の圧折時の荷重量

は $r^2=0.989$, 硬度 2H, $\phi=0.5\text{mm}$ の芯の圧折では $r^2=0.995$ となり, どちらもよく適合した推定式が得られた。

硬度 2H, $\phi=0.3\text{mm}$, および硬度 2H, $\phi=0.5\text{mm}$ のシャープペンシル芯はともに芯の長さが長くなるほど荷重量が小さくても圧折できることが分かった。なお, シャープペンシル芯の長さを, 硬度 2H, $\phi=0.3\text{mm}$ では 2.8 mm 以上, 硬度 2H, $\phi=0.5\text{mm}$ では 6.9 mm 以上にすれば 100 gf 以下の荷重量で圧折し, 硬度 2H, $\phi=0.3\text{mm}$ では 5.2 mm 以上, 硬度 2H, $\phi=0.5\text{mm}$ では 13.7 mm 以上にすれば 50 gf 以下の荷重量で圧折することが分かった。

2. ステップ状荷重入力に対する歯および歯周組織の応答

1) 模型実験

(1) 荷重入力波形と加速度応答波形の同時記録

抜去歯植立模型を万力に固定した状態でシャープペンシル芯の圧折によるステップ状荷重入力に対する振動応答波形の観察を行った。図6に代表例として硬度 2H, $\phi=0.3\text{mm}$, 長さ 5 mm のシャープペンシル芯をフリーハンドで歯に荷重したときの, 荷重入力波形と加速度応答波形を示した。芯が折れ荷重がゼロになった瞬間から歯に接着した超小型アンプ内蔵加速度計により歯および人工歯周組織の自由振動と考えられる加速度応答波形が得られ, それは時間の経過とともに減衰していくことが観察された。

(2) 加速度応答波形の再現性

図7に示す加速度応答波形は上から順にAはデジタルメモリーオシロスコープで捉えたプレトリガーからの単一波形, Bはストレージオシロスコープで5回重ね書き

図6 荷重入力波形と加速度応答波形の同時記録(模型)

図7 模型でのステップ状荷重応答

A: プレトリガーからの単一応答波形

B: 5回連続した応答の重ね書き

した時の波形をそれぞれ示している。これらの観察からシャープペンシル芯の圧折により, その時の歯および人工歯周組織の加速度応答波形は再現性よく現れ, 本荷重方法により再現性の高いステップ状荷重入力を加えられることが分かった。なお, 硬度 2H, $\phi=0.3\text{mm}$ のシャープペンシル芯において 10 mm 以上の長さ, また硬度 2H, $\phi=0.5\text{mm}$ の芯において 15 mm 以上の長さで圧折した場合に, 2度打ちなどが原因により加速度応答波形が乱れる場合があった。この結果から, 以後の実験は, 硬度 2H, $\phi=0.3\text{mm}$, 長さ 5 mm のシャープペンシル芯を圧折し, ステップ状荷重を印加した。この場合の荷重量は 52.5 gf である。

2) 生体における実験

(1) 荷重入力波形と加速度応答波形の同時記録

被験者 10 名においてシャープペンシル芯の圧折によ

図 8 生体での荷重入力波形と加速度応答波形の同時記録例 (被験者 1)

図 9 生体でのステップ状荷重応答 (被験者 1)

A: プレトリガーからの単一応答波形
B: 5 回連続した応答の重ね書き

るステップ状荷重入力に対する振動応答波形の観察を行ったところ、いずれの被験者においても図 8 に示すような荷重入力波形と加速度応答波形が得られた。模型実験と同様に、荷重がゼロになった瞬間、つまり芯が折れると同時に歯に接着した超小型アンプ内蔵加速度計により、歯および歯周組織の自由振動と考えられる加速度応答波形が得られ、それは時間の経過とともに急激な減衰を示すことが観察された。

(2) 加速度応答波形の再現性

図 9 に示す加速度応答波形は、上から順に A は、デジタルメモリオシロスコープで捉えたプレトリガーからの単一波形、B はストレージオシロスコープで 5 回重ね書きした時の波形をそれぞれ示している。他の被験者 9 名においても図 9 に示すような再現性の高い加速度応答波形を得た。このことから、シャープペンシル芯の圧折を

図 10 生体でのステップ状荷重応答の周波数スペクトル (同被験者)

用いて被験歯にステップ状荷重入力を加えた場合、模型実験と同様に生体においても、歯および歯周組織の加速度応答波形は再現性よく現れることが分かった。

(3) 加速度応答波形の周波数分析結果

図 9-A の加速度応答波形を FFT スペクトラムアナライザーを用いて周波数領域へ変換したところ、図 10 に示す周波数スペクトルを得た。解析対象は、加速度応答波形がグランドレベルから立ち上がった時点から完全に減衰し終えた後までとした。図 10 の観察から、本被験者の場合には周波数スペクトル上に 3 つのピーク (680 Hz, 1000 Hz, 2300 Hz) が認められた。

考 察

歯の動揺度の検査に客観性を持たせるために古くから多くの診査法が研究されてきた¹⁻¹⁰⁾。初期には、Mühlemann, H.R. (1951)²⁾ のペリオドントメーターに代表される静的測定法により研究が行われたが、これらは、歯根膜を弾性体として扱い、一定荷重に対する歯の変位量を測定したものであった。その後、動的測定法として倉島 (1963)⁴⁾ が、歯に周期的な振動を加えて歯周組織の振動応答を観察し、歯根膜が粘弾性体であることを報告した。しかし、この測定方法は、加振装置および頭部の固定の正確さが要求され、測定時間も長く、研究の域を出なかった。そこで大倉 (1981)⁶⁾ は歯に衝撃荷重を加えて、その加速度応答波形を周波数スペクトル解析し、歯周組織の性状を捉えることを試みた。この測定方法は、比較的短時間に結果を得ることができた。しかし、衝撃荷重に対する加速度応答波形中には、強制加振状態の応答も含まれ、歯および歯周組織の自由振動部分だけを解析することができなかった。更谷 (1984, 1985)^{8,9)} は、

スプリングを使用した加振装置より発せられる衝撃荷重入力波形を捉え、トリガージェネレーターを使用することにより、自由振動部分だけを分離、解析した。

今回、著者らは、シャープペンシル芯の圧折に着目した。これは、非破壊材料検査法であるアコースティック・エミッション法^{11,13,14)}の疑似 AE 源として使用されている。このシャープペンシル芯の圧折による荷重入力信号は、切欠先端で圧折した場合約 $1\mu\text{sec}$ の間に荷重を開放すると報告されている¹¹⁾。このステップ状荷重入力は励振する周波数帯域が広く、簡便であり、複雑な装置を必要としない。また、解析時間も短い特徴を持つ。

そこで、シャープペンシル芯の圧折により、歯および歯周組織にステップ状荷重入力を加え、その加速度応答波形を観察する方法を試みた。この方法を用いると、強制加振状態の応答をほとんど含まず、入力に左右されない歯および歯周組織の固有の物性を解析することが可能となる。この自由振動部分が多いということは、減衰の強い生体において解析対象となる波形が長く有利となるのみならず、強制力による歯周組織の応答を含まないので、再現性も高まる。

1. シャープペンシル芯の圧折によるステップ状荷重入力量の推定

振動学の立場から歯周組織の性状を推し量ろうとして歯および歯周組織に外部入力を加えるとき、歯周組織の過度の変形を伴わないで測定するにはその入力量を明らかにしなければならない。Mühlemann, H.R. (1951)²⁾が、ペリオドントメーターを用いて得たヒトの前歯およびその歯周組織の荷重-変位曲線（水平方向）では、初期動揺の限界荷重 100 g 以上の荷重量を加えると歯槽骨の変形を伴うと報告している。また、Picton, D.C.A. (1965)³⁾は、ストレンゲージを用いて得たサルの上切歯およびその歯周組織の荷重-変位曲線（水平方向）では 50 g よりやや強い荷重量（100 g 以下）ですでに歯槽骨の変形が始まると述べている。歯周組織の性状を観察するには、歯槽骨の変形を伴わない範囲の荷重量が適切であるのか、歯槽骨の変形も含める荷重量が歯周組織全体の性状を把握できる点で適しているのか、いまだ考察されていないが、過去の報告では、その荷重量は池田 (1977)⁵⁾は 44.3 g、更谷 (1985)⁹⁾は 20 gf 程度としており、本実験においては 50 gf の荷重量を目標とした。

シャープペンシル芯の圧折によるステップ状荷重入力は、芯の硬度、直径、長さを変化させることにより、その荷重量すなわち、歯および歯周組織に与えるエネルギ

ー量を変化させることが可能である。そこで本実験では、硬度 2H、 $\phi=0.3\text{ mm}$ および硬度 2H、 $\phi=0.5\text{ mm}$ のシャープペンシル芯において、長さを変化させロードセルによって圧折したときの出力を測定した。そして圧折に伴う歯および歯周組織への荷重量をあらかじめ推定した。図 5 の結果から硬度 2H、 $\phi=0.3\text{ mm}$ および硬度 2H、 $\phi=0.5\text{ mm}$ のいずれの場合も、芯の長さが長くなるほど、荷重量が小さくても圧折しやすくなる傾向がみられた。また、硬度 2H、 $\phi=0.3\text{ mm}$ の芯で 5.2 mm 以上、硬度 2H、 $\phi=0.5\text{ mm}$ の芯で 13.7 mm 以上にすれば荷重量が、50 gf 以下になることが分かった。なお、今回の実験では、臨床応用を想定し、手圧によって圧折試験を行った。シャープペンシル芯の圧折によるステップ状荷重入力は、除重時間が非常に短いことを考えれば、圧折するまでの荷重量は準静的な荷重と考えてよく、臨床的に荷重スピードは考慮しなくてもよいことになる。

2. ステップ状荷重入力に対する歯および歯周組織の応答

1) 荷重入力波形と歯および歯周組織の加速度応答波形の同時記録

歯および歯周組織の性状を過渡応答から捉えるには、強制荷重時間がゼロに近いほど望ましい。衝撃荷重入力の場合には、加振器のピックが歯面と接触している時間、すなわち、強制加振の時間が短いほうがよく、池田 (1977)⁵⁾は、0.85 msec、中村 (1982)⁷⁾は 0.88 msec、更谷 (1985)⁹⁾ 0.15 msec 程度であった。そこで更谷 (1985)⁹⁾は、衝撃荷重入力の持続時間を考慮し、高分子圧電フィルム荷重変換器を用いて荷重入力波形を捉え、加振器のピックが歯に接触している強制加振状態の部分を除いて、歯および歯周組織の自由振動部分だけを解析対象とした。ステップ状荷重入力の場合にも、同様に、短い除重時間であるほど理想的である。シャープペンシル芯の圧折の時間は非常に短く、歯および歯周組織へステップ状荷重入力として応用した場合、図 6 の模型実験による荷重入力波形と加速度応答波形の同時記録に示されているように、シャープペンシル芯が圧折された瞬間に歯および歯周組織の自由振動が始まる。したがって、加速度応答波形がグランドレベルから立ち上がった部分から解析対象となる。生体においても、図 8 に示されているようにシャープペンシル芯が圧折された瞬間に歯および歯周組織の自由振動が始まり、シャープペンシル芯の圧折がステップ状荷重入力として適用が可能であると考える。

2) 加速度応答波形の再現性

歯および歯周組織に荷重入力を加え、その振動応答を観察する場合、再現性ある荷重入力が必要である。図 7 に示すように抜去歯植立模型の加速度応答波形の連続 5 回の重ね書きの結果から、再現性の高いことがわかった。生体実験においても図 9 に示すように、再現性があることが分かった。

3) 加速度応答波形の周波数分析結果

振動学において、荷重入力に対して捉えられた加速度応答波形を観察する手段として、周波数分析する方法が用いられている。歯および歯周組織に対する衝撃応答の研究において大倉 (1981)⁶⁾ は、ピーク周波数および周波数スペクトルに着目し、また中村 (1982)⁷⁾ および更谷 (1985)⁹⁾ はピーク周波数を観察した。大倉 (1981)⁶⁾ は、異常歯において 2 つのピーク周波数値と周波数スペクトルの形態を分類した。更谷 (1985)⁹⁾ は、周波数スペクトル上にピークが 3 つ現れたとした上で異常歯においてピーク周波数の移動に着目し、ピークが低域に出現したと報告している。このように加速度応答波形を周波数分析することにより、歯周組織の性状が診査されている。そこで、シャープペンシル芯の圧折によるステップ状荷重入力に対する図 9-A に示す加速度応答波形を周波数分析した結果、図 10 に示すような周波数スペクトルを得た。本被験者の場合ピーク値は少し異なるが、更谷 (1985)⁹⁾ の報告と同様に、3 つのピークがみられた。

結 論

本実験では、ステップ状荷重入力を用いた新しい歯周組織診査法を確立することを目指した。

すなわち、シャープペンシル芯の圧折により、抜去歯植立模型、ならびに生体における歯および歯周組織に荷重入力した時の加速度応答波形の観察を行った。

その結果、一定の荷重量で、再現性よく、簡易に、歯および歯周組織にステップ状荷重入力を与えられることが分かった。

本論文の要旨は、昭和 59 年度日本補綴歯科学会関西支部学術大会 (昭和 60 年 2 月 24 日、大阪) において発表した。

稿を終えるにあたり、試料の提供ならびに種々のご助言を頂いた三菱鉛筆 (株) 第一研究部西本洋二氏に深く感謝いたします。

文 献

- 1) 木下四郎編：最新歯周治療アトラス，37～104，医歯薬出版，東京，1983。
- 2) Mühlemann, H.R. : Periodontometry, A method for measuring tooth mobility, Oral Surg. Oral Med. Oral Path., 4 : 1220～1233, 1951.
- 3) Picton, D.C.A. : On the part played by the socket in tooth support, Arch. Oral Biol., 10 : 945～955, 1965.
- 4) 倉島晃一：歯周組織の力学的性状に関する研究（とくに歯根膜および歯槽骨について），口病誌，30 : 361～385, 1963.
- 5) 池田康憲：単一 pulse 印加に対する歯と歯周組織の反応に関する研究，補綴誌，21 : 435～454, 1977.
- 6) 大倉博頭：歯及び歯周組織の周波数測定について—ユニットパルス加振と高速フーリエ変換機による解析—，日歯周誌，24 : 54～83, 1981.
- 7) 中村正幸：衝撃に対する歯および歯周組織の応答に関する基礎的研究，歯科学報，82 : 915～948, 1982.
- 8) 更谷啓治，末瀬一彦，大野直人，川添堯彬：試作した加振器による歯の衝撃応答，補綴誌，28 : 981～988, 1984.
- 9) 更谷啓治：歯周組織支持構造の動特性解析，補綴誌，29 : 683～698, 1985.
- 10) 岡 久雄，山本辰馬，奥村幸年，川添堯彬，更谷啓治，正田陽造：歯の機械インピーダンスの測定とその解析，信学技報，MBE 85-24 : 13～20, 1985.
- 11) 大平貴規，岸 輝雄：AE 原波形解析による破壊の動的素過程に関する研究，日本金属学会誌，46 : 518～525, 1982.
- 12) 谷口 修，他：振動工学ハンドブック，305～348，養賢堂，東京，1976（第 1 版）。
- 13) Hsu, N.N., Simmons, J.A. and Hardy, S.C. : An approach to acoustic emission signal analysis—theory and experiment, Mater. Eval., 35 : 100～106, 1977.
- 14) Breckenridge, F.R., Tschiegg, C.E. and Greenspan, M. : Acoustic emission : some applications of Lamb's problem, J. Acoust. Soc. Am., 57 : 626～631, 1975.