ユニットパルス法を用いた歯の動揺度の動的測定に関する研究 (第一報) —歯と歯周組織の模型およびヒト健全歯における基礎的検討—

横田 光弘 加藤 義弘 小鷲 悠典

北海道医療大学歯学部歯科保存学第1講座

(主任：小鷲悠典教授)

(平成8年6月3日受付)

Dynamic Measurement of Tooth Mobility Using a Unit Pulse Technique (I) —A Basic Investigation of an Experimental Model with an Artificial Tooth and Periodontal Tissues and of Human Teeth with Healthy Periodontal Tissues—

Mitsuhiro Yokota, Yoshihiro Kato and Yusuke Kowashi

Department of Periodontology and Endodontology, School of Dentistry,
Health Sciences University of Hokkaido

1757 Kanazawa, Ishikari-Tobetsu, Hokkaido 061-02, Japan

(Chief : Prof. Yusuke Kowashi)

The purpose of this study was to establish a new measurement system using a unit pulse technique which could evaluate tooth mobility objectively and conveniently. Periotest® was used as a percussion instrument. A light-weight accelerometer (0.15 g) was used for detection of the resonance frequency from a tooth and associated periodontal tissue. Analysis of data was performed by FFT (fast Fourier transform).

The resonance frequency, Periotest value and tooth displacement by 250 gf were measured in an experimental model with an artificial tooth and periodontal tissues. The resonance frequency was also measured in 7 maxillary central incisors of 6 male adult volunteers with healthy periodontal tissues, 25 to 35 years of age (mean : 29.8 years).

In the experimental model, the resonance frequency obtained by this system showed a high correlation with the height of the artificial supporting bone, with the width of the artificial periodontal ligament and with the elasticity of the artificial periodontal ligament. The displacement of the tooth showed similar results. The periotest value did not correlate with the width of the artificial periodontal ligament when the height of the artificial supporting bone was high. In vivo the average resonance frequencies F1 and F2 were $1,300 \pm 207$ Hz and $2,805 \pm 366$ Hz, respectively. The reproducibility of the resonance frequency obtained by the system was high. From above results, the measurement system used in this study was useful for the objective evaluation of tooth mobility.

Key words : Tooth mobility, Resonance frequency, Unit pulse technique

要旨：歯の動揺度を客観的にしかも簡便に評価する測定システムを確立する目的で、従来からのユニットパルス法を応用した動的測定装置に改良を加え、その有用性および臨床応用の可能性について検討を加えた。本測定システムは槌打時の歯の振動様相を加速度計から導出し、得られた振動波形をフーリエ変換して共振周波数を求めるもので、槌打装置にはペリオテスト®, 加速度計には小型軽量 (重量 0.15 g) なものを用いた。

本論文の要旨は、第36回秋季日本歯周病学会 (1993年10月16日)、第37回秋季日本歯周病学会 (1994年10月17日) において発表した。

実験 1 として、支持骨量、歯根膜の幅、歯根膜の弾性率を変化させた 12 種、60 個の模型を作製し、本測定システムによる共振周波数、ペリオテスト値、静的測定法による 250 g の荷重を加えたときの歯の変位量を測定した。その結果、共振周波数は支持骨量、歯根膜の幅、歯根膜の弾性率と高い相関が認められ、歯の変位量も同様の結果を示した。しかしペリオテスト値は支持骨量が多い場合に歯根膜の幅との相関が認められなかった。実験 2 として、25～35 歳（平均 29.8 歳）の男性 6 名を被験者とし、正常歯周組織を有する上顎中切歯 7 歯の共振周波数を測定した。その結果、共振周波数 F1 は平均 $1,300 \pm 207$ Hz、共振周波数 F2 は平均 $2,805 \pm 366$ Hz であった。両者の変動係数は 5.1% 以下であり、本測定システムは良好な再現性を有すると考えられた。以上から、本測定システムは歯の動揺度の客観的な測定法として臨床応用できる可能性が高いことが示唆された。

索引用語：歯の動揺度、共振周波数、ユニットパルス法

緒 言

歯の動揺度は、歯周組織のなかでも肉眼で観察できない歯根膜や歯槽骨の機能的、物理的性状を反映していると考えられ¹⁾、歯周炎に対する治療計画の立案や予後の観察を行う上で重要な資料のひとつとされている。

このため、以前から歯の動揺度を客観的にしかも正確に評価する試みとして多くの動揺度測定法が考案されている。これらは、歯に荷重を加えたときの荷重量と歯の変位量との関係や経時的な変位量の推移を分析する静的測定法²⁻⁹⁾と、歯を加振したときの歯と歯周組織の共振周波数、振幅、周期を分析する動的測定法とに分類されている。動的測定法には加振法の違いから、歯に連続的に周波数を変化させた振動力を加える掃引加振法^{5,10-17)}と、歯を槌打して単一加振力を加えるユニットパルス法¹⁸⁻²⁵⁾とがある。

静的測定法は歴史も古く、多くの測定装置が報告されている²⁻⁹⁾。しかし静的測定法は、測定装置を口腔内にしっかりと固定し、測定の基準点を確保する必要があること、固定のための装置を患者ごとに作製する必要があること、歯周炎患者では残存歯が少なく動揺していることも多いため固定源が求めにくいことなどの欠点があり、未だ広く臨床応用されるには至っていない。

一方、ユニットパルス法を用いた動的測定法は、測定装置が小さく構造が比較的単純であること、測定時間が短いこと、装置の厳密な固定が不要で固定源を口腔内に求める必要がないことから臨床応用の可能性が高いと考えられる。また歯周組織は単なる弾性体ではなく粘性を持ち合わせた粘弾性体である⁹⁾ことが知られているが、動的測定法は歯周組織の粘弾性を加味した測定を行うことができる。さらにユニットパルス法は、加振のための機械系を歯に付着することがないため共振現象を正確に導出できるなどの利点を有している。しかし従来のユニットパルス法は測定に用いる加

振装置や加速度計の大きさから十分臨床応用に適しているとは言えず、ユニットパルス法による測定値と歯周炎にみられる歯周組織の変化との関係についても不明確である。

そこで本研究は、歯の動揺度を客観的かつ簡便に評価するシステムを確立する目的で、これまでのユニットパルス法を応用した動的測定装置に改良を加え、その有用性および臨床応用の可能性について検討した。本測定システムには簡便な測定および正確な振動様相の導出を意図し、加振装置としてペリオテスト[®]を応用し、加速度計に従来よりも小型軽量のものを用いた。実験 1 として支持骨量、歯根膜の幅、歯根膜の弾性率を変化させた模型を用いて歯周組織の変化と本測定システムで得られた測定値（共振周波数）との関係およびペリオテスト値、静的測定法で得られた測定値との関係について検討し、本測定システムの有用性について基礎的な実験を行った。さらに実験 2 として、正常歯周組織を有する歯の共振周波数を測定し、臨床応用の可能性について検討を加えた。

材料および方法

実験 1. 歯と歯周組織の模型を用いた基礎的検討

1. 歯と歯周組織の模型の作製

実験に供した模型（図 1）は、歯を想定した直径 6

図 1 歯と歯周組織の模型

図2 共振周波数の測定システム

mm, 長径 24 mm のアクリル製ロッド (以下, 人工歯と略す), 歯根膜を想定したビニルシリコーンラバー印象材 (以下, 人工歯根膜と略す), 歯槽骨を想定した超硬石こう (NORITAKE SUPER ROCK®, NORITAKE COMPANY LIMITED, 名古屋) (以下, 人工支持骨と略す) を用い, 以下の 3 種類を作製した。

1) 歯槽骨の吸収を想定した模型

この模型は人工歯根膜の幅を 350 μm と 550 μm に規定し, 人工支持骨への人工歯の埋入量, すなわち人工支持骨量を 12, 11, 10, 8 mm の 4 段階に設定して作製した。なお, 人工歯根膜にはビニルシリコーンラバー印象材インジェクションタイプ (Extrude Wash®, KERR, USA) を用いた。

2) 歯根膜腔の拡大を想定した模型

この模型は人工支持骨量を 12 mm と 8 mm に規定し, 人工歯根膜の幅を 350, 450, 550 μm の 3 段階に設定して作製した。人工歯根膜は歯槽骨の吸収を想定した模型と同じ印象材を用いた。

3) 歯根膜性状の変化を想定した模型

この模型は人工支持骨量を 12 mm に, 人工歯根膜の幅を 550 μm に規定し, 人工歯根膜に硬化後の弾性率が異なる印象材 3 種, すなわちヘビーボディタイプ (Extrude Extra®, KERR, USA), レギュラータイプ (Extrude Medium®, KERR, USA) およびインジェクションタイプ (Extrude Wash®, KERR, USA) を用いた。印象材の弾性率を引張試験を用いて測定した結果, 各々 3.44, 1.13, 0.83 MPa であった。

以上の模型は各々 5 個作製した。

2. 共振周波数の測定

共振周波数の測定はユニットパルス法, すなわち歯に単一加振力を加えたときの振動波形から共振周波数

を求める方法を用いて行った。

1) 測定システム

測定システムは(1)加振装置, (2)振動検出部, (3)周波数分析部から構成した (図 2)。

(1) 加振装置

加振装置にはペリオテスト® (SIEMENS, Germany) を用いた。ペリオテストはハンドピース内に組み込まれた直径 2.0 mm, 重量 8.4 g のタッピングヘッドが 0.2 m/sec の等速度で, 4 秒間に 16 回打ち出されるようになっている。

(2) 振動検出部

加振時の振動波形は人工歯に接着した圧電型加速度計 (圧電型加速度トランスデューサー 611 型, TEAC, 東京) から導出した。この加速度計の重量は 0.15 g, 直径は 3.5 mm, 高さは 2.5 mm である。また電荷感度は 0.38 pc/G, 固有振動数は約 90 kHz, 周波数特性は 0 から 20 kHz で, 出力電圧は 5 kHz まで直線性を示す。

加速度計からの出力は, チャージアンプ (SA-620 CHARGE AMPLIFIER, TEAC, 東京) を用いて増幅した。

(3) 周波数分析部

加速度計からの出力をアナログバンドパスフィルター (木内エンジニアリング, 札幌) を用いて 50 Hz 以下および 5 kHz 以上の周波数成分を除去した後, デジタルレコーダー (DR-F 2 a, TEAC, 東京) を用いてデジタル変換した。デジタル変換時のサンプリング時間は 102.4 μsec に, サンプリング周波数は 10 kHz に設定し, 後述するフーリエ変換後の周波数分解能を約 9.8 Hz とした。

その後, デジタル信号解析ソフトウェア (DADiSP/PRO®, DSP Development Corporation,

USA)を用いて3つの振動波形を加算平均した後、高速フーリエ変換し、パワースペクトルを得た。

2) 測定方法

模型およびペリオテストハンドピースは各々万力および万能スタチーフを用いて固定した。加振点は人工歯頂部から4 mmの位置とし、加振方向は人工歯長軸に垂直とした。加速度計の接着位置は加振点の反対側とし、接着はシアノアクリレート系接着剤(CC-33 A, KYOWA, 東京)を用いて行った。

共振周波数は、パワースペクトルにおけるピーク周波数とした。測定は各模型について3回繰り返し、その平均値を算出した。

3. ペリオテスト値の測定

ペリオテスト値は共振周波数の測定における加振と同時に記録した。

測定は各模型について3回繰り返し、その平均値を算出した。

4. 静的測定法による動揺度の測定

静的測定法による動揺度として250 g荷重時の歯の変位量を測定した。

1) 測定装置

測定装置には、加藤と石田⁹⁾が開発した自動荷重・自動記録式の静的動揺度測定装置を用いた。

荷重条件として荷重速度を35 gf/sec、最大荷重量を250 gに設定した。本装置測定ヘッド内のロードセルからの荷重出力および作動トランスからの変位出力は前述のデジタルレコーダーおよびデジタル信号解析ソフトウェアを用いてデジタル変換、分析し、荷重変位曲線を得た。

2) 測定方法

模型および測定装置先端の測定子は各々万力を用いて固定した。荷重点は人工歯頂部から4 mmの位置とした。

本研究では、荷重変位曲線から250 gの荷重を加えたときの歯の変位量を測定し、これを荷重変位量とした。

測定は各模型について3回繰り返し、その平均値を算出した。

5. 測定結果の分析方法

人工支持骨量、人工歯根膜の幅、人工歯根膜の弾性率と共振周波数、ペリオテスト値、荷重変位量との関係はSpearman's rank correlation係数を用いて分析した。

実験2. 正常歯周組織を有する歯の共振周波数の測定

1. 被験者および被験歯

被験者は25~35歳(平均29.8歳)の男性6名とし

た。被験歯はX線写真診査およびその他の臨床診査で歯周組織に異常が認められず、歯冠補綴物や歯冠修復物がない上顎中切歯7歯とした。

2. 共振周波数の測定

1) 共振周波数の測定システム

共振周波数の測定システムは実験1に従った。

2) 測定方法

ペリオテストハンドピースは万能スタチーフを用いて、被験者頭部は安頭台を用いて固定した。加振点は被験歯唇側面の近遠心的な中央で、切端から4 mm根尖側の位置とし、加振方向は歯面に垂直とした。加速度計の接着位置は舌側面の近遠心的な中央で、切端から4 mm根尖側の位置とした。

なお、加速度計の接着方向が測定値に与える影響を調べるために、一被験歯(被験歯No. 2)について、加振方向に対して加速度計の指向性を示す方向が10°ずれるように加速度計を接着し、共振周波数を測定した。

測定は各被験歯について5回繰り返し、その平均値を算出した。

3. ペリオテスト値の測定

ペリオテスト値は共振周波数の測定における加振と同時に記録した。

測定は各被験歯について5回繰り返し、その平均値を算出した。

4. 静的測定法による動揺度の測定

1) 測定装置

測定装置は実験1と同様とした。

2) 測定方法

測定装置測定子の固定は、測定子の固定用トレー部に即時重合レジンとモデリングコンパウンドを用いて上下顎臼歯部咬合面を印記させ、これを被験者に咬ませることで行った。荷重点は被験歯唇側面の近遠心的な中央で、切端から4 mm根尖側の位置とした。

250 gの荷重を加えたときの歯の変位量を測定し、これを荷重変位量とした。

測定は各被験歯について5回繰り返し、その平均値を算出した。

5. 測定結果の分析方法

加速度計の接着方向を変えた前後の共振周波数の差の検定はMann-WhitneyのU検定を用いて行った。

結 果

実験1. 歯と歯周組織の模型を用いた基礎的検討

1. 模型の振動波形のパワースペクトル

パワースペクトル上で観察されたピークは最も人工

図3 模型の振動波形のパワースペクトルの一例

人工支持量 12 mm, 人工歯根膜の幅 350 μ m の模型のパワースペクトル。3つの曲線は同一模型に繰り返し行った3回の測定により得られたものである。ピークを▽で示した。

支持骨量が多く人工歯根膜の幅が狭い模型で3峰性を示し(図3), 最も人工支持骨量が少なく人工歯根膜の幅が広い模型では4~5峰性を示した。複数のピークのうち周波数の低いものから3つのピーク周波数および出力は, すべての模型で3回の繰り返し測定においてほぼ一致していた。このためこのピーク周波数を測定し, 順に共振周波数 F1, F2, F3 とした。

3回の繰り返し測定における変動係数(平均値に対する標準偏差の百分率)は共振周波数 F1 が 0.8~6.4%, F2 が 0.2~8.2%, F3 が 0~5.2% であった。

2. 人工支持骨量と共振周波数, ペリオテスト値, 荷重変位量との関係

共振周波数 F1, F2, F3 は人工支持骨量が増加するに伴い高域に移行し(図4), ペリオテスト値および荷重変位量は減少した(図5)。いずれの測定値も人工歯根膜の幅に関わらず, 人工支持骨量との間に 0.1% の危険率で相関が認められ, 相関係数は 0.87 以上であった(図4, 5)。

3. 人工歯根膜の幅と共振周波数, ペリオテスト値, 荷重変位量との関係

人工支持骨量が 8 mm の模型では, 共振周波数 F1, F2, F3 は人工歯根膜の幅が増加するに伴い低域に移行し(図6), ペリオテスト値および荷重変位量は増加した(図7)。いずれの測定値も人工歯根膜の幅との間に 0.1% の危険率で相関が認められ, 相

関係数は 0.73 以上であった(図6, 7)。

人工支持骨量が 12 mm の模型では, 共振周波数 F1, F3 は人工歯根膜の幅が増加するに伴い低域に移行し, 人工歯根膜の幅との間に 5% の危険率で相関が認められ, 相関係数は 0.48 以上であったが, 共振周波数 F2 は相関が認められなかった(図6)。一方, ペリオテスト値は人工歯根膜の幅との間に相関が認められなかった(図7)。荷重変位量は人工歯根膜の幅の増加に伴い増加し, 人工歯根膜の幅との間に 0.1% の危険率で相関が認められ, 相関係数は 0.9 であった(図7)。

4. 人工歯根膜の弾性率と共振周波数, ペリオテスト値との関係

人工歯根膜の弾性率が増加するに伴い共振周波数 F1, F2, F3 は高域に移行し(図8), ペリオテスト値および荷重変位量は減少した(図9)。人工歯根膜の弾性率と共振周波数との間には 0.1% の危険率で相関が認められ, 相関係数は 0.75 以上であった(図8)。ペリオテスト値は人工歯根膜の弾性率との間に 0.1% の危険率で相関が認められ, 相関係数は -0.86 であった(図9)。荷重変位量は人工歯根膜の弾性率との間に 1% の危険率で相関が認められ, 相関係数は -0.7 であった(図9)。

図 4 人工支持骨量と共振周波数との関係

図 5 人工支持骨量とペリオテスト値および荷重変位量との関係

図 6 人工歯根膜の幅と共振周波数との関係

図 7 人工歯根膜の幅とペリオテスト値および荷重変位量との関係

図 8 人工歯根膜の弾性率と共振周波数との関係

実験 2. 正常歯周組織を有する歯の共振周波数の測定

1. 正常歯周組織を有するヒト上顎中切歯の振動波形のパワースペクトル

図 10 に全被験歯のパワースペクトルを示した。スペクトルは被験歯によって 3～5 峰性を示した。最初に出現する出力の最も大きいピークおよび次いで出現する緩やかなピークのピーク周波数および出力は、いずれの被験歯においても明瞭で 5 回の繰り返し測定においてほぼ一致していた。そこで、出力の高い最初のピーク周波数を共振周波数 F 1、次のピーク周波数を共振周波数 F 2 とした。

2. 正常歯周組織を有する歯の共振周波数、ペリオテスト値、荷重変位量

全被験歯の共振周波数、ペリオテスト値および荷重変位量の測定結果を表 1 に示した。

共振周波数 F 1 は 979～1,553 Hz (平均 1,300 ± 207 Hz)、共振周波数 F 2 は 2,250～3,340 Hz (平均 2,805 ± 366 Hz) であった。5 回の繰り返し測定における変動係数は共振周波数 F 1 が 0.8～5.1%、F 2 が 0.3～2.5% であった。

ペリオテスト値は 3.6～9.8 (平均 5.7 ± 2.1) であった。荷重変位量は 63～200 μm (平均 112 ± 49 μm) であった。

図 9 人工歯根膜の弾性率とペリオテスト値および荷重変位量との関係

図 10 正常歯周組織を有する上顎中切歯の振動波形のパワースペクトル
振動波形をフーリエ変換した結果得られたスペクトル

表 1 正常歯周組織を有する歯の共振周波数、ペリオテスト値および荷重変位量 (同一被験歯に 5 回の繰り返し測定を行った結果)

被験歯	共振周波数 F1(Hz)	共振周波数 F2(Hz)	ペリオ テスト値	最大荷重 変位量 (μm)
1	1348 $\pm$ 69	2734 $\pm$ 68	5.4 $\pm$ 0.5	68 $\pm$ 5
2	1553 $\pm$ 28	3067 $\pm$ 31	4.4 $\pm$ 0.9	137 $\pm$ 11
3	1318 $\pm$ 33	2598 $\pm$ 16	6.0 $\pm$ 0.7	200 $\pm$ 10
4	979 $\pm$ 8	2250 $\pm$ 9	9.8 $\pm$ 0.4	99 $\pm$ 26
5	1242 $\pm$ 13	3340 $\pm$ 77	3.6 $\pm$ 0.5	80 $\pm$ 11
6	1129 $\pm$ 52	2610 $\pm$ 57	6.8 $\pm$ 0.4	139 $\pm$ 13
7	1531 $\pm$ 25	3039 $\pm$ 62	4.0 $\pm$ 0	63 $\pm$ 11
mean	1300 $\pm$ 207	2805 $\pm$ 366	5.7 $\pm$ 2.1	112 $\pm$ 49

mean $\pm$ SD (n=5)

3. 加速度計の接着方向が測定値に与える影響

ペリオテストによる加振方向と加速度計の指向方向がほぼ一致している場合、共振周波数 F1 は 1,533 $\pm$ 78 Hz, F2 は 3,004 $\pm$ 154 Hz であり、加振方向と指向方向との間に 10° の差がある場合では F1 は 1,510 $\pm$ 87 Hz, F2 は 2,941 $\pm$ 79 Hz であった。加速度計の接着方向を変えた前後で、共振周波数に有意差は認められなかった。

考 察

1. 共振周波数の測定システムについて

本研究では加振装置として、小林と奥野²⁴⁾の報告と同様にペリオテスト®を用いた。ユニットパルス法における加振方法には様々なものが報告されているが、

重力を利用した装置^{18,23)}は加振方向を常に鉛直にする必要があり加振力の規定が難しく、再現性に限界がある。手用ハンマー^{19,21,23)}やスプリング²²⁾を用いた槌打装置は加振部位や方向、加振力の規定が困難で、測定精度に限界があると考えられる。電気的な加振装置も報告されており^{19,20)}、これらは正確な加振が可能であるが装置が大きく臨床応用に制約がある。一方、ペリオテストは加振をコンピュータでコントロールしており、加振力を常に一定に保つことが可能で、ハンドピースの大きさも臨床応用上大きな問題はない。またペリオテストはすでに市販されており、本測定システムを広く臨床に用いることが容易である。加振波形の周波数成分は加振部の材質によって異なる²¹⁾が、ペリオテストのタッピングヘッドは金属製で0~数万 Hz の範囲で加振が行えるため、本研究における測定周波数帯である0~5,000 Hz の範囲を十分に網羅していた。

本研究では重量が0.15 gである加速度計を用いた。ユニットパルス法で得られた共振周波数は振動体の総重量に大きく影響を受ける²¹⁾が、本加速度計の重量は従来の報告における加速度計の重量、0.3~1.8 g^{19~21)}と比較して最も軽量であり、また過去の報告にある上顎中切歯の湿重量、1.19 g²⁶⁾の1/8程度である。このため、本加速度計はより正確な振動様相を導出できると考えられる。加速度計本体の大きさも極めて小さく、狭い口腔内での測定に適していた。また本加速度計の出力電圧は0~5,000 Hz の範囲で完全に直線性を示し、この周波数特性は本研究における測定周波数帯を十分網羅していた。

本研究におけるデジタル変換時の周波数分解能は、サンプリング定理²⁷⁾を考慮した上で約9.8 Hzとした。加藤¹³⁾は共振周波数に25 Hzの差があれば歯周組織の粘弾性に变化がおこったと推測できると報告していることから、本測定システムの周波数分解能は妥当であると考えられた。

2. 実験1について

本研究に用いた模型は過去の報告^{19~22,24)}を参考に、アクリル製ロッド、ビニルシリコーンラバー印象材、超硬石こうを用いて作製した。人工歯については、人工歯根膜の幅を正確に規定する必要性から円柱状とした。本模型の構造や物性は歯や歯周組織を正確に再現するものではないものの、人工支持骨量、人工歯根膜の幅、人工歯根膜の弾性率と共振周波数との関係を知るには十分であると考えた。なお、これまでの動揺度に関する基礎的実験において、人工歯根膜の弾性率との関係について検討したものはみられない。

同一の模型を3回繰り返して測定したところ、得ら

れた共振周波数 F1, F2, F3 の変動係数は小さく、本測定システムの再現性は良好であった。

人工支持骨量を変えた模型の共振周波数を測定した結果、共振周波数は支持骨量の増加に伴い高域に移行した。これは、本研究と同様にユニットパルス法を用い、石こうへの歯の埋入量を歯根長の1/2, 1/3に設定して測定した報告^{19,20,24)}や、石こうを歯頸部から0~10 mmの範囲で2 mm間隔で削除して測定を行った報告²¹⁾と一致していた。共振周波数と人工支持骨量との間には、人工歯根膜の幅に関わらず0.1%の危険率で高い相関が認められたため、本測定システムによる共振周波数は支持骨量に強く影響を受けることが示唆された。またペリオテスト値および荷重変位量も人工支持骨量との間に高い相関が認められたため、両者とも共振周波数と同様に支持骨量に強く影響を受けることが示唆された。

人工歯根膜の幅を変えた模型を測定した結果、他の報告^{19,20,24)}と同様に共振周波数は人工歯根膜の幅の増加に伴い低域に移行した。共振周波数と人工歯根膜の幅との間には、人工支持骨量が8 mmの模型では0.1%の危険率で高い相関が認められ、人工支持骨量が12 mmの場合では共振周波数 F1, F3で5%の危険率で相関が認められた。このことから共振周波数は歯根膜腔の幅に強く影響を受けることが示唆された。また荷重変位量も人工歯根膜の幅との間に高い相関が認められたため、共振周波数と同様に歯根膜腔の幅に強く影響を受けることが示唆された。しかしペリオテスト値は人工支持骨量が8 mmの場合で相関が認められたものの、人工支持骨量が12 mmの場合では認められなかったため、ペリオテストは本研究における共振周波数と比較し、歯根膜の幅を評価しにくいと考えられた。人工歯根膜の弾性率を変えた場合、共振周波数は弾性率との間に0.1%の危険率で高い相関を示した。このことから本測定システムによる共振周波数は歯根膜の弾性に強く影響を受けることが示唆された。またペリオテスト値および荷重変位量も人工歯根膜の幅との間に高い相関が認められたため、共振周波数と同様に歯根膜の弾性に強く影響を受けることが示唆された。

3. 実験2について

本研究における動揺度測定システムの臨床応用の可能性を検討するために、正常歯周組織を有する上顎中切歯の共振周波数を測定した。

本測定システムで得られた共振周波数 F1, F2 は、5回の繰り返し測定における変動係数が小さく、測定値に与える加速度計の接着方向の影響も認められなかったことから、生体においても本測定システムの再

現性が確認された。また加速度計が小型であったこと、加振装置にペリオテスト®を用いたことで簡便な測定が可能であった。正常歯周組織を有する上顎中切歯のパワースペクトルを観察したところ、スペクトルは3~5峰性を示した。過去の報告では、中村²⁰⁾、大倉²¹⁾、小林と奥野²⁴⁾は、ヒト上顎中切歯のパワースペクトルが2峰性を示すと報告し、更谷²²⁾は3峰性を示すとしているが、さらに多くのピークを観察している報告は少ない。本実験から、生体における歯の振動現象は多数の周波数成分で構成されていることが示された。

本測定システムで得られた共振周波数F1は $1,300 \pm 207$ Hzであった。共振周波数F1に相当する第1のピーク周波数を測定した報告では、池田¹⁹⁾が 331.7 ± 47.1 Hz (n=10)、中村²⁰⁾が 377.7 ± 62.8 Hz (n=10)、大倉²¹⁾が 530.4 ± 79.77 Hz (n=14)、更谷²²⁾が650 Hz付近であるとしているが、本研究における共振周波数F1はこれらの報告と比較して高かった。このように第1のピーク周波数に差が生じたのは、ユニットパルス法では瞬間的に歯を加振するため、歯と一体となって振動する加速度計の重量が共振周波数に大きく影響を与えた²⁰⁾ことが考えられる。前述の報告^{19~22)}で用いられている加速度計の重量は0.3~1.8 gで、本研究における加速度計の2~12倍である。実際にKörberとKörber¹⁸⁾は歯の屈曲振動の測定を行い、歯に錘を付加すると周波数が低域に移行したと報告している。同様に中村²⁰⁾は上顎犬歯に金銀パラジウム製の単冠を装着したところ、第1のピークは低域に移行することを観察している。

前述のように、本研究における共振周波数F1は他の報告^{19~22)}と比較して高く、約2~4倍であった。しかし、NoyesとSolt¹⁵⁾は理論的に信頼できるとされている方法、つまり正弦加振を行ったときの加振時の荷重量と加速度応答を同時に検出し、入出力の比である機械モビリティを求める方法を行い、上顎中切歯の共振周波数を900~1,000 Hzと報告している。また池田¹⁷⁾は、掃引加振法の欠点である加振系の重量や接触圧の影響を排除した非接触型の加振装置を開発して掃引加振法を行い、1例ではあるが925 Hzを報告している。本研究で得られた共振周波数F1は、これらの値と近似していた。

共振周波数F2に相当する第2のピーク周波数を測定した報告は少ないが、大倉²¹⁾は1,800 Hz付近、中村²⁰⁾は 960.4 ± 117.8 Hz (n=10)、更谷²²⁾は960~1,040 Hzであるとしている。本研究において得られた共振周波数F2は $2,805 \pm 366$ Hzであり、これらの報告と比較して高い値を示した。このように第2の

ピーク周波数に差が生じた原因も、主に加速度計の重量の差にあると考えられた。

以上の2つの実験から、我々が改良した動揺度測定システムを用いて得られた共振周波数は、静的測定法と同様に歯と歯周組織の模型に与えた人工支持骨量、人工歯根膜の幅および人工歯根膜の弾性率と高い相関を示した。しかし、ペリオテスト値は支持骨量が多い場合に歯根膜の幅と相関が認められず、歯根膜の幅を十分評価していない可能性が示唆された。さらに正常歯周組織を有する歯の共振周波数を高い再現性をもって測定することができ、臨床での測定は静的測定法に比べて極めて簡便であった。従って、本測定システムは歯の動揺度の客観的な測定法として臨床応用できる可能性が高いことが示唆された。また本実験から、正常歯周組織を有する上顎中切歯の振動現象は多数の周波数成分で構成されていること、上顎中切歯の共振周波数は従来の報告における測定値よりも高いことが示された。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究の遂行に際し、終始懇切なる御教示、御助言を賜りました北海道大学歯学部歯科保存学第二講座、加藤 熙教授に深謝申し上げます。また適切な御指示と温かい御指導を賜りました本学歯学部口腔生理学講座、猪股孝四郎教授に感謝致します。さらに種々な御教示と様々な御援助を頂きました本学歯学部歯科理工学講座、大野弘機教授に御礼申し上げます。さらに常に適切な御助言、御援助を賜りました本学歯学部歯科補綴学第二講座、坂口邦彦教授に感謝申し上げます。最後にペリオテスト®を貸与していただき、ご協力賜りました株式会社ジーシーに御礼申し上げます。

文 献

- 1) 加藤 熙: 歯の動揺度 (上) — 臨床的ならびに基礎的な歯周組織の力学的研究 —. 歯界展望, 48: 529-539, 1976.
- 2) Heinroth, H.: Kursus der Klinischen Untersuchungsmethoden für Studierende der Zahnheilkunde. Die Fortschritte der Zahnheilkunde, 4: 109, 1927.
- 3) Mühlemann, H.R.: Periodontometry, A Method for measuring tooth mobility. Or. Med. Or. Path., 4: 1220-1233, 1951.
- 4) Parfitt, G.J.: The Development of an instrument to measure tooth mobility. J. Dent. Res., 37: 64-65, 1958.
- 5) 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.
- 6) 加藤 熙, 石田哲彦: 歯の動揺度に関する研究 (2) 自動荷重・自動記録式の静的動揺度測定装置について. 日歯周誌, 22 : 618-626, 1980.
- 7) 菅野博之: 電気マイクロメーターを応用した歯の動揺度測定器について. 日歯周誌, 17 : 234-237, 1975.
- 8) 加藤 均: 歯周組織の機能状態に関する研究 第1報 2次元微小変位計. 補綴誌, 25 : 733-745, 1981.
- 9) 斎藤良一: 荷重時における歯の動態に関する研究. 口病誌, 50 : 568-587, 1983.
- 10) Beyeler, K. and Dreyfus, J. : Prinzip einer elektrodynamischen Apparatur zur Messung des Lockerungsgrades der Zähne. Parodontologie, 1 : 113-120, 1947.
- 11) Manly, R.S., Yurkstas, A. and Reswick, J.B. : An instrument for measuring tooth mobility. J. Periodontol., 22 : 148-155, 1951.
- 12) Noyes, D.H., Clark, J.W. and Watson, C.E. : Mechanical input impedance of human teeth *in vivo*. Med. and Biol. Engng., 6 : 487-492, 1968.
- 13) 加藤 熙: 正常および病的な歯周組織の共振振動数の測定—歯周組織の生物学的診断の新しい方法—. 口病誌, 35 : 58-81, 1968.
- 14) 八島輝明: 歯の機械インピーダンスの測定 (歯の動揺に関係する歯周組織の粘性と弾性の定量法). 口病誌, 38 : 116-133, 1971.
- 15) Noyes, D.H. and Solt, C.W. : Relationship between "tooth mobility" and "mechanical mobility of teeth". J. Periodontol., 43 : 301-303, 1972.
- 16) 三嶋順一: 歯周組織の粘性と弾性に関する臨床的研究 (歯周疾患の病態と歯周組織の粘性・弾性との関係について). 口病誌, 40 : 367-388, 1973.
- 17) 池田康憲, 伊藤 祐, 荒木章純, 石黒 真, 若林康郎, 竹花庄治: 歯牙・歯周組織の周波数応答に関する研究 (非接触型加振装置の試作について). 愛知大歯誌, 17 : 216-220, 1979.
- 18) Körber, K.H. and Körber, E. : Biegeschwingungen menschlicher Zähne. DDZ., 16 : 388-393, 1962.
- 19) 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.
- 20) 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 : 915-937, 1982.
- 21) 大倉博顕: 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器による解析—. 日歯周誌, 24 : 54-83, 1982.
- 22) 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.
- 23) 須田正守, 山下雄司: 歯根膜の機械的特性に関する研究. 日歯保誌, 30 : 1349-1364, 1987.
- 24) 小林健二, 奥村奏彦: 歯の槌打による歯周組織の衝撃応答に関する研究. 日歯保誌, 36 : 206-224, 1993.
- 25) Schulte, W.U., d'Hoedt, B., Lukas, D., Mühlbradt, L., Scholz, F., Bretsch, J., Frey, D., Gudat, H., König, M., Markl, M., Quante, F., Schief, A. and Topkaya, A. : Periotest-neues Meßverfahren der Funktion des Parodontiums. Zahnarztl Mitt., 73 : 1229-1240, 1983.
- 26) 覚道幸男: 歯と口腔の臨床生理, 第1版, 永末書店, 京都, 1966, 185-210.
- 27) 南 茂夫: 科学計測のための波形データ処理, 初版, CQ 出版株式会社, 東京, 1986, 40-44.

連絡先:

北海道医療大学歯学部歯科保存学第一講座

〒061-02 石狩郡当別町金沢 1757