

# 模擬インプラント質量が試作非接触型電磁式加振装置の 測定値に及ぼす影響

橋 本 一 浩

日本大学大学院歯学研究科歯学専攻  
(指導: 小木曾文内 教授, 林 誠 准教授)

**要旨:** 近年, 歯や歯科用インプラントの動揺度測定から歯周組織の状態把握を目的に, 力学的パラメーターを指標とした非接触型電磁式加振装置が開発された。本解析方法において, インプラント体の質量変化は振動工学的見地から振動応答に重要な要素であるが, その詳細は明らかにされていない。そこで本研究では, インプラント体の質量変化が力学的パラメーターに及ぼす影響について機械応答モデルを用いて検討した。実験用インプラント植立模型は, 質量の異なる模擬インプラントとしてアルミニウム, チタンおよび鉄の3種の純金属製円柱棒を使用し, 歯槽骨を模した発泡ウレタン枠に密に接した状態で埋入して作製した。力学的パラメーターの測定は, 非接触型電磁式加振装置にて本植立模型の周波数応答特性を解析し, 共振周波数, 弾性係数および粘性係数を算出した。その結果, 共振周波数は模擬インプラントの質量が増加するにしたがって有意に減少した。一方, 弾性係数および粘性係数は模擬インプラントの質量が増加するに反して有意に増加した。以上のことから, 本装置はインプラント体質量の相違による力学的パラメーターの変動を的確に捉えることが明らかとなり, 今後の歯科インプラント臨床において多面的に貢献できるものと考えられた。

**キーワード:** インプラント体質量, 非接触型電磁式加振装置, 共振周波数, 弾性係数, 粘性係数

## 緒 言

歯周組織の状態把握において, 動揺度測定は重要な検査項目のひとつであり, 歯の骨植ならびに歯槽骨の吸収状態を把握する目的で他の検査とともに実施される。また, 歯科インプラント治療においても初期固定や経日的な骨植状態を把握するための重要な情報源となる。

歯科インプラント治療における骨植状態の客観的検査は, Periotest<sup>1)</sup>(Gulden, Germany)が導入されるまで, 手指感覚を用いた Miller の方法<sup>2)</sup>あるいはエックス線写真によって判定されていた。Periotest は, インプラント体あるいは自然歯を槌打してその微細な移動を槌打時の接触時間から計測する方式を採用しており, Miller の方法と比較して測定値(Periotest Value, PTV)に客観性を有している。しかし, 加振法が槌打によるものであるため狭小な口腔内での操作性が制限され, 部位によっては正確な測定値を得ることが困難となる場合がある。その後, 1996 年に共振周波数を指標としたインプラントの安定性を測定する Osstell system(Osstell AB, Sweden)<sup>3)</sup>が紹介され, 同領域で広く応用されている。しかしながら, 歯周組織は弾性と粘性の両特性を有している粘弾性体と考えられることから, 共振周波数のみでの評価では歯槽骨の状態などの詳細を捉えることは難しい。

これまで著者の所属する講座では, 歯の動揺度測定か

ら歯周組織の状態を把握することを目的に, 共振周波数に加え, 周波数応答特性から得られる弾性係数および粘性係数を含めた3種の力学的パラメーターを指標とした非接触型電磁式加振装置を試作し, 実験用植立模型を用いて各種条件で検討してきた。その結果, 3種の力学的パラメーターを解析することによって歯の動揺度以外にも, 周囲歯周組織の状態把握にも応用できる可能性を報告してきた<sup>4,7)</sup>。本解析システムは, 歯に強制振動を加えた際, 歯, 歯根膜および歯槽骨の関係を機械応答モデルとして捉え, 歯の加振により得られた応答波形から単に歯の動揺だけでなく歯周組織の変化を把握するものである。また, 本装置を骨植状態の異なるインプラント植立模型に応用したところ, インプラント周囲の骨欠損状態の変化も検出可能であり, 埋入されたインプラントの骨植状態の把握にも使用できることが示された<sup>8)</sup>。

しかし, インプラント体の質量変化は振動工学的見地から振動応答に重要な要素であるにもかかわらず, その詳細は明らかにされていない。そこで著者は, インプラント材の質量変化が力学的パラメーターに及ぼす影響について機械応答モデルを用いて検討した。

## 材料および方法

### 1. 実験用植立模型

本実験では, 質量の異なる模擬インプラントとして,

(受付: 平成 26 年 10 月 31 日)

〒101-8310 東京都千代田区神田駿河台 1-8-13

同形状のアルミニウム(質量 1.86 g), チタン(質量 3.17 g)および鉄(質量 5.52 g)の3種の純金属製円柱棒を実験に供した。実験用インプラント植立模型(以後、植立模型とする)は、Hayashi ら<sup>8)</sup>の報告に準じて作製した。すなわち、インプラントを想定した質量の異なる3種金属製円柱棒(直径 6.0 mm, 長さ 25.0 mm)と同金属製円柱棒を植立する歯槽骨を模した発泡ウレタン枠(縦 30.0 mm × 横 30.0 mm × 高さ 50.0 mm, ニッシン)で構成した。

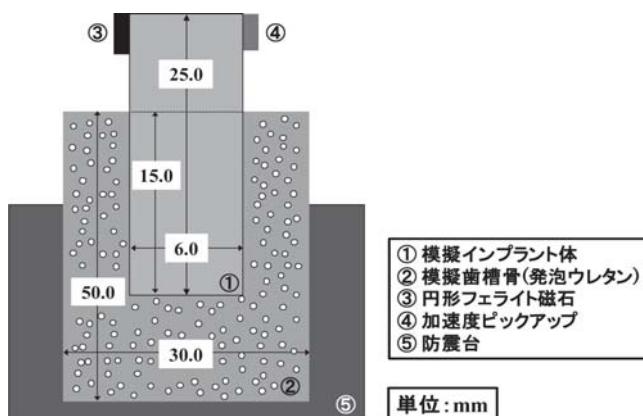
模擬歯槽骨である発泡ウレタン枠上端中央部に模擬インプラント植立窩(直径 6.0 mm, 深さ 15.0 mm)を形成し、模擬インプラントを模擬歯槽骨内壁と密に接触させて埋入した。なお、模擬インプラントの総質量( $m$ )は、各金属製円柱棒質量と測定に用いる円形フェライト磁石(130 mT, 直径 4.0 mm, 質量 0.19 g, ピップフジモト)および加速度ピックアップ(NP-3211, 質量 0.40 g, 小野測器)を合わせたものとした(第1図)。植立模型数は各条件について5個とした。

## 2. 試作非接触型電磁式加振装置

試作非接触型電磁式加振装置(以後、電磁式加振装置とする)は、加振部、振動検出部および振動解析部の3要素から構成されている(第2図)。

### 1) 加振部

加振部は、正弦波の交番磁界を発生する電磁式加振器(以後、加振器とする)およびその電磁力を受けて模擬インプラントを振動させる円形フェライト磁石で構成されている。加振器は、先端が円錐形のフェライト棒(直径 7.0 mm, 長さ 60.0 mm)にエナメル被覆の銅線(直径 0.5 mm)をコイル状に 720 回巻いたものとした。円形フェライト磁石は、模擬インプラント上端から 3.0 mm 下方の位置にシアノアクリレート系接着材(アロンアルファ, 東亜合成化学)で固定した。



第1図 実験用インプラント植立模型の概略図

### 2) 振動検出部

振動検出部は、円形フェライト磁石と対称となる位置で模擬インプラント側面に固定した加速度ピックアップにより構成されている。

### 3) 振動解析部

振動解析部には高速フーリエ変換解析器(Fast Fourier Transform Analyzer, DS-2100, 小野測器, 以後FFTアナライザーとする)が設置されており、各周波数において加振器への印加信号と加速度ピックアップの出力信号の振幅比として周波数応答特性を測定するものである。

## 3. 力学的パラメーターの算出

模擬インプラントの周波数応答特性は、Hayashi ら<sup>8)</sup>の方法に準じて求めた。すなわち、植立模型および加振器を防震台上に設置し、円形フェライト磁石表面と加振器先端間の距離を 1 mm になるように固定して、非接触状態で模擬インプラントに正弦波の電磁力を加えて強制振動させた。周波数応答特性は、測定帯域 0~5 kHz, 周波数分解能 12.5 Hz, ならびにデータ取り込み時間 80 msec として行った。なお、測定帯域内では、12.5 Hz ごとの各周波数で、振幅比を 64 回繰り返し測定し、その平均値を周波数応答特性とした。

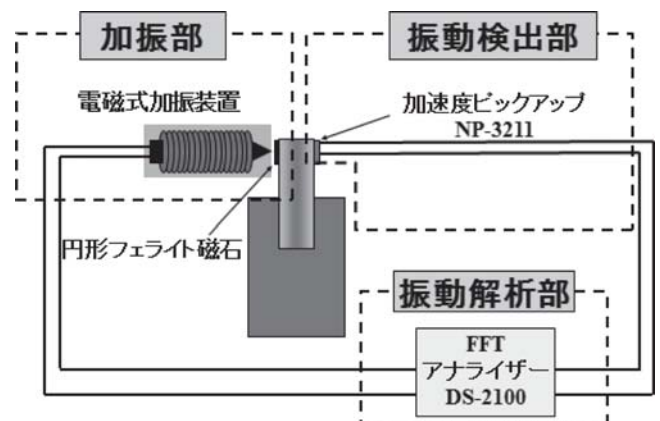
力学的パラメーターである共振周波数、弾性係数および粘性係数は、周波数応答特性から共振周波数  $f_n$  と、半値幅法<sup>9)</sup>により  $\frac{1}{\sqrt{2}}$  の振幅の周波数  $f_1, f_2$  を求め、以下の式から算出した(第3図)。

$$\zeta = \frac{(f_2 - f_1)}{2f_n} \quad (1)$$

$$k = 4\pi^2 f_n^2 m \quad (2)$$

$$c = 2\zeta \sqrt{mk} \quad (3)$$

式中の  $f_n$  は共振周波数,  $\zeta$  は減衰比,  $k$  は弾性係数,  $c$  は粘性係数,  $m$  は総質量である。



第2図 試作非接触型電磁式加振装置の概略図

#### 4. 統計学的分析

質量の異なる各模擬インプラントの力学的パラメーターについて、Kruskal-Wallis test および Steel-Dwass test により有意水準 5% の条件下で統計学的解析を行った。

### 結 果

#### 1. 共振周波数

共振周波数は、アルミニウムで 1.32 kHz、チタンで 1.19 kHz および鉄で 0.98 kHz と、模擬インプラントの質量が増加するにしたがって減少した。また、すべての模擬インプラント間において共振周波数に有意差が認められた(第 1 表)。

#### 2. 弾性係数

弾性係数は、アルミニウムで  $1.68 \times 10^5$  Pa、チタンで  $2.12 \times 10^5$  Pa および鉄で  $2.44 \times 10^5$  Pa と、模擬インプラントの質量が増加するにしたがって増加した。また、すべての模擬インプラント間において弾性係数に有意差が認められた(第 2 表)。

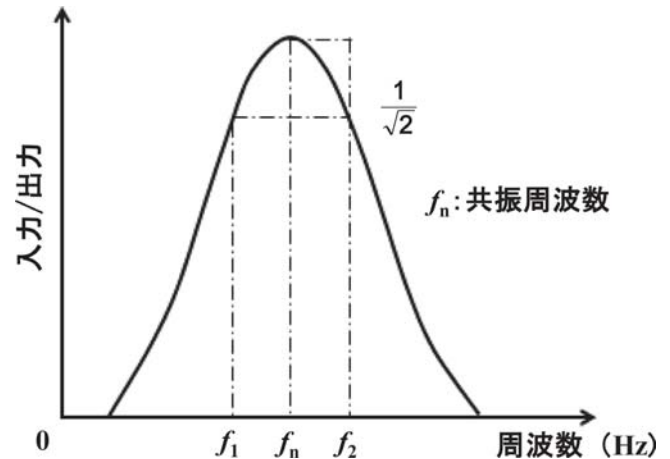
#### 3. 粘性係数への影響

粘性係数は、アルミニウムで 0.95 Pa・sec、チタンで 1.32 Pa・sec および鉄で 1.68 Pa・sec と、模擬インプラントの質量が増加するにしたがって増加した。また、すべての模擬インプラント間において粘性係数に有意差が認められた(第 3 表)。

### 考 察

インプラントの骨植状態の検査は、インプラント埋入直後の初期固定や長期的な経過観察において重要である。これまでインプラントの骨植状態は、エックス線写真あるいは Periotest などに代表される動揺度測定器による数値的变化などを総合して評価されてきている<sup>10-13)</sup>。エックス線写真上で、インプラント体上端部からの垂直的歯槽骨吸収やインプラント体と周囲歯槽骨間における透過像の発現は、インプラントの骨植状態の異常所見として認識される。逆に、インプラント体と周囲の歯槽骨の緊密な接合や周囲歯槽骨の緻密化および垂直的骨レベルの維持が認められる場合は骨植良好と判定される。しかし、エックス線写真の解像度の限界および描記像が二次元的であることから、インプラント体および周囲組織全体を包括して肉眼的に評価することは難しい。

近年、歯科用コーンビーム CT による三次元的検査も導入されているが、撮影対象物が金属体であることからアーチファクトによる解像度に問題を抱えている<sup>14)</sup>。一方、Periotest<sup>1)</sup>や Osstell system<sup>3)</sup>などの動揺度測定装置は、自然歯あるいはインプラント体に強制振動を加えた際の微細な振動(揺れ、変位)を測定し、それを数値化して客観的に判定する機構を採用している。エックス線写真および動揺度測定装置ともに有用かつ信頼性のある



第 3 図 周波数応答特性

第 1 表 共振周波数 (kHz)

模擬インプラント体の材質	Mean (SD*)	Median	IQR**	Category***
アルミニウム	1.32 (0.03)	1.32	0.03	a
チタン	1.20 (0.04)	1.19	0.03	b
鉄	0.99 (0.05)	0.98	0.04	c

\*SD; standard deviation

\*\*IQR; interquartile range

\*\*\*Category; 異なった文字は材質間に有意差があることを示す ( $p < 0.05$ )

第 2 表 弾性係数 ( $\times 10^5$  Pa)

模擬インプラント体の材質	Mean (SD*)	Median	IQR**	Category***
アルミニウム	1.69 (0.07)	1.68	0.06	a
チタン	2.12 (0.14)	2.12	0.09	b
鉄	2.51 (0.25)	2.44	0.43	c

\*SD; standard deviation

\*\*IQR; interquartile range

\*\*\*Category; 異なった文字は材質間に有意差があることを示す ( $p < 0.05$ )

第 3 表 粘性係数 (Pa・sec)

模擬インプラント体の材質	Mean (SD*)	Median	IQR**	Category***
アルミニウム	0.96 (0.07)	0.95	0.02	a
チタン	1.33 (0.18)	1.32	0.14	b
鉄	1.77 (0.12)	1.68	0.23	c

\*SD; standard deviation

\*\*IQR; interquartile range

\*\*\*Category; 異なった文字は材質間に有意差があることを示す ( $p < 0.05$ )



検査法であるが、自然歯とは異なった周囲組織との関係を有するインプラントにおいても、両検査成績を総合して判定することが望ましい。

本実験で用いた電磁式加振装置は、電磁力を応用して模擬インプラントを強制振動させ、その周波数応答特性から共振周波数、弾性係数および粘性係数の3種の力学的パラメーターを求めて評価している。本加振装置はOsstell systemと同様に共振周波数を力学的パラメーターとしているが、Osstell systemが共振周波数のみの評価であるのに対して、本装置では弾性係数および粘性係数による評価を加えたことで、対象物の動揺のみならず周囲組織の状態をも把握できる特徴を有している<sup>8)</sup>。

本装置は、八島<sup>15)</sup>および小松<sup>16)</sup>の機械応答モデルを解析の基礎として、(1)～(3)の理論式から各力学的パラメーターを算出した。理論式からも明らかなように、測定対象物である模擬インプラントの質量は重要な因子の一つであり、各力学的パラメーターに影響を及ぼすことが考えられる。山根<sup>6)</sup>は、自然歯を模した実験用植立模型を用いて模擬歯の質量の相違が力学的パラメーター値に及ぼす影響について検討している。

$$f_n = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}} \sqrt{1-2\zeta^2} \quad (4)$$

強制振動下での機械応答モデル<sup>9)</sup>から導出した共振周波数の理論式(4)から明らかなように、模擬インプラントの質量増加に伴って共振周波数は減少することが予想され、本研究においても有意に減少した。一方、共振周波数とは異なり、弾性係数は理論式(2)から、また粘性係数では理論式(3)から模擬インプラントの質量増加に伴ってそれぞれ増加することが予想され、本研究でも有意に増加した。

以上のように、模擬インプラントの質量を変化させた場合においても、共振周波数、弾性係数および粘性係数は理論式に示されたように、質量の違いが力学的パラメーターに影響を及ぼすことが確認された。また、模擬歯根膜を介した条件下で行った同様の実験<sup>6)</sup>に対して、模擬インプラントと模擬歯槽骨が密に接した条件下で行った本実験においても類似した成績が得られた。したがって、本解析方法は歯根膜の介在の有無にかかわらず、質量の相違による力学的パラメーターの変動を的確に捉えられることを意味し、インプラントの骨植状態の検査においても有効であると考えられた。

本実験では、模擬インプラントの形状を一定とし、材質を変えることで質量を変化させた実験を行ったが、臨床では種々の形状、質量を有するインプラントが用いられている。本解析法の精度を向上させるためには、インプラント体の質量を事前に既知の値として知ることが必要となる。この点においてインプラント体は自然歯と異

なり、事前にそれらのデータを確認することが可能なため、正確な力学的パラメーター値を得ることが可能である。また、形状においても規格化されており、本解析法は今後のインプラント臨床において多面的に貢献できるものと考えられた。

稿を終えるにあたり、終始懇篤なるご指導とご校閲を賜りました日本大学歯学部歯科保存学第Ⅱ講座小木曾文内教授ならびに同講座林 誠准教授に深甚なる感謝の意を表します。また、本研究に対して多大なご助言を賜った本学部基礎自然科学分野(物理)山岡 大准教授をはじめ、歯科保存学第Ⅱ講座講座員、大学院生各位に深く感謝の意を表します。

## 文 献

- 1) Schulte W, d'Hoedt B, Lukas D, Mühlbrandt L, Scholz F, Bretsch J, Frey D, Gudat H, König M, Markl M, Quante F, Schief A, Topkaya A (1983) Periotest - a new measurement process for periodontal function. *Zahnärztl Mitt* 73, 1229-1240.
- 2) Miller SC (1950) Text book of periodontia. 3rd ed, P. Blakisto's Son & Co. Inc, Philadelphia, 125.
- 3) Meredith N, Alleyne D, Cawley P (1996) Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 7, 261-267.
- 4) 古豊育太郎(2007) 試作非接触型電磁式加振装置による歯の動揺度測定に関する基礎的研究. *日大歯学* 81, 111-116.
- 5) Yamane M, Yamaoka M, Hayashi M, Furutoyo I, Komori N, Ogiso B (2007) Measuring tooth mobility with a no-contact vibration device. *J Periodontal Res* 43, 84-89.
- 6) 山根雅仁(2007) 試作非接触型電磁式加振装置による歯の動揺度測定に関する基礎的研究 一模擬歯質量の影響について一. *日大歯学* 81, 251-255.
- 7) Kobayashi C, Hayashi M, Yamaoka M, Hashimoto K, Kato T, Komori N, Ogiso B (2012) Assessing qualitative changes in simulated periodontal ligament and alveolar bone using a non-contact electromagnetic vibration device. *Clin Oral Investig* 16, 1161-1169.
- 8) Hayashi M, Kobayashi C, Ogata H, Yamaoka M, Ogiso B (2010) A no-contact vibration device for measuring implant stability. *Clin Oral Implants Res* 21, 931-936.
- 9) 高橋利衛(1964) 振動工学演習(Ⅰ). 第2版, オーム社, 東京, 75-91, 141-151.
- 10) Olivé J, Aparicio C (1983) The periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5, 390-399.
- 11) Van Scotter DE, Wilson CJ (1991) The Periotest method for determining implant success. *J Oral Implantol* 17, 410-413.
- 12) Cranin NA, DeGrado J, Kaufman M, Baraoidan M, DiGregorio R, Batgitis G, Lee ZB (1998) Evaluation of the Periotest as a diagnostic tool for dental implants. *J Oral Implantol* 24, 139-146.
- 13) Winkler S, Morris HF, Spray RJ (2001) Stability of implants and natural teeth as determined by the Periotest over 60 months of function. *J Oral Implantol* 27, 198-203.

- 14) Benavides E, Rios HF, Ganz SD, An C-H, Resnik R, Reardon GT, Feldman SJ, Mah JK, Hatcher D, Kim MJ, Sohn DS, Perel ML, Judy KW, Misch CE, Wang HL (2012) Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: The international congress of oral implantologists consensus report. *Implant Dent* 21, 78-86.
- 15) 八島輝明(1971) 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). *口腔病会誌* 38, 556-573.
- 16) 小松 学(1991) 歯および歯周組織の動的振動解析に関する研究. 日本大学大学院理工学研究科平成2年度修士論文要旨集, 333.

