原 著 論 文

クラウンの隣接面接触と隣在歯への振動伝達

矢島 俊彦

A Study on the Relationship between the Intimacy of Proximal Contact Point and the Vibrational Transmission to Adjacent Teeth

Toshihiko Yajima

Abstract : This study was designed to examine the transmissible phase of an impulse through the proximal contact point of two neighboring teeth according to changes in the level of intimacy at the contact point.

The experiment was carried out by a dynamic measurement of models, in which two natural teeth were fixed at three degrees of contact to simulate an increase in the periodontal ligament space or alveolar bone resorption, and the resulting data were analyzed by the fast Fourier transformation method.

The results were as follows :

1. As for the distribution of the spectrum of an impulse, which was caused on the two neighboring teeth and the power of the spectrum, the similarity of the vibrations that were picked up simultaneously on the tapped tooth and on its neighboring tooth was lessened as the intimacy of the contact point was decreased.
2. The two teeth showed the same peak frequency at any level of intimacy of the contact point, and the peak frequency dropped as the intimacy was weakened until the teeth ceased to contact each other.

These data suggested that an impulse was transmitted by a tooth to its neighboring tooth through their proximal contact point and that its frequency was influenced by the level of intimacy at the proximal contact point.

Key words : proximal contact point, peak frequency, fast Fourier transformation

I. 結 言

咬合や咀嚼によって歯に加えられた衝撃は、歯根膜によって緩圧され、歯槽骨に伝達される。そして、衝撃の水平成分の一部は、接触点を介して隣在歯へも伝達されるといわれており¹⁾、隣接面における接触点の回復は、クラウンによる補綴処置の重要な具備条件の1つである。しかし、衝撃を隣在歯へ伝達するといわれる接触点についての報告は、歯の移動や食片圧入の防止の観点から、接触点の位置、形態、大きさなど形態的にみたもの^{2~5)}は比較的多

くみられるが、歯間離開度⁶⁾あるいは互いに隣接している歯の接触点における力⁷⁾や変位^{8,9)}など機能的にみたものは少なく、さらに、咬合、咀嚼時に歯に加わった衝撃が、歯周組織や顎骨あるいは接触点を介して隣在歯に伝達される過程について^{10,11)}は、わずかにみられる程度で、まだ不明な点が多い。

一方、歯に生じた振動現象を動的測定法から解析する試みは、倉島¹²⁾が、歯周組織は単なる弾性体ではなく粘弾性体であることを報告して以来、歯の動揺度あるいは歯周組織の性状の客観的把握法として多く試みられている^{13~24)}。

そこで、本実験では動的測定法により、振動現象を解析し、歯に加えられた衝撃が接触点を介して隣在歯へ伝達する様相と隣接面接触強さの程度が振動伝達に及ぼす影響を、天然歯植立模型を用いて検討した。

明海大学大学院歯学研究科歯学専攻 (指導: 天野秀雄教授)
Meikai University Graduate School of Dentistry (Director :
Prof. Hideo Amano)
平成7年7月31日受付

II. 材料と方法

1. 実験用模型

1) 支台歯の植立

抜歯後ただちに生理食塩液中に浸漬保存したう蝕および歯冠修復物のない上顎第 1 小臼歯と第 2 小臼歯を支台歯とし、池田¹⁸⁾の方法に準じて、歯根に 28 ゲージのシートワックスを圧接して硬石こうブロックに植立した。そして、歯冠部コアを採得してシートワックスを流蟻の後、支台歯を取り出して、シリコン印象材（トシコン・インジェクションタイプ[®]、三金工業社製）を注入し、先に採得したコアをガイドとして再びもとの位置に植立した。

支台歯の植立状態は、歯根膜をシートワックス 1 枚分の厚さ、すなわち 0.35 mm として歯頸部直下まで埋没した状態（以下、Type 1 とする）、歯根膜腔の拡大している状態を想定して歯根膜をシートワックス 2 枚分の厚さ、すなわち 0.7 mm として歯頸部直下まで埋没した状態（以下、Type 2 とする）および歯槽骨が水平吸収をしている状態を想定して歯根膜を 0.35 mm として根尖側 1/2 まで埋没した状態（以下、Type 3 とする）の 3 Type とし、いずれも同一歯を使用した（図 1）。

2) ク라운の作製

植立した上顎第 1 と第 2 小臼歯を支台歯として、歯頸部辺縁に幅約 0.5 mm のシャンファーを付与した全部鑄造冠の支台歯形成を行った。

クラウンの形態は、それぞれの重量を可及的に等しくするため、軸面は豊隆を付与せずに咬合面に対して垂直とし、咬合面は厚さ 1 mm の均一な平面とした。ただし、頬側面は後述する加速度計を固定するために凹型を付与した。そして、通法に従って、金銀パラジウム合金のクラウンを各 Type について 5 組ずつ製作し、酸化亜鉛ユージノール系仮着材により仮着した。

両クラウン間の隣接面における接触点は、その位置を咬合面側 1/3、頬側 1/3 とし、一方のクラウンから近遠心方向へ伸びた断面が縦 1 mm、横 1.5 mm の楕円柱状の突起と、これに相対するクラウン隣接面の平板とによって接触させた（図 2）。

図 1 Condition of the implanted abutment teeth
支台歯の植立状態

2. 方法

1) クラウン隣接面接触強さの程度の設定

隣接面接触強さの程度は、楕円柱状の突起（図 2）を削合し、突起の削合面と隣接面平板との間に各種の厚さのスチール板を挿入し、その通過の有無によって歯間離開度⁶⁾を次のように規定した。すなわち、厚さ 10, 30, 50, 70, 90, 110, 130, 150, 170 μm のスチール板を用い、C1: 30 μm , C2: 50 μm , C3: 70 μm , C4: 90 μm , C5: 110 μm , C6: 130 μm , C7: 150 μm , C8: 170 μm のスチール板が通過しない状態とし、各スチール板の挿入に際しては、両手の示指指頭で可及的同じ強さで挿入し、1 段階薄いスチール板の挿入が容易で、かつ、当該段階のスチール板の挿入が困難な状態をスチール板が通過しない状態とした。

なお、削合面は、接触面積と形態を変化させないように、接触面が可及的に平板と均一に接触するようにした。そして、静的状態下での隣接面の接触の有無を、両クラウン間の通電性によって確認した。

2) クラウンへの打振方法

クラウンに衝撃を加えるための槌打器としてペリオテスト[®]（シーメンス社製）を使用し、打振方向は、クラウン舌側面を歯軸に対して直角方向から槌打した場合（以下、水平方向とする）、舌側咬頭部を歯軸に対して咬合面側 45° に槌打した場合（以下、斜め方向とする）および舌側咬頭部を歯軸に対して平行に槌打した場合（以下、垂直方向とする）の 3 方向とした。また、水平方向では、槌打する位置によって咬合面側 1/3 の中央（以下、水平方向 1 とする）、歯冠中央（以下、水平方向 2 とする）、歯頸側 1/3 の中央（以下、水平方向 3 とする）について行った（図 3）。なお、ペリオテスト[®]のハンドピースは、 $\pm 11^\circ$ 以上傾くとロッドの槌打速度が変化するため²⁵⁾、実験用模型を固定する万力の台座を垂直方向に回転することで、いずれ

図 2 Schematic of the experimental model
実験用模型の模式図

図 3 Direction of the percussion force applied to the crown
クラウンへの打振方向

の打振方向もハンドピースを水平に保って槌打を行った。また、クラウンを槌打する際に槌打器先端とクラウン表面との間で滑走が生じると、ノイズ成分が発生する可能性があるため、歯軸方向に対して直角方向となるように十分考慮し、数回槌打して同一波形が得られることを確認してから行った。

3) 測定方法

実験用模型は、防振ゴムを介在させ万力で固定後、圧電素子を使用した $6\text{ mm}\phi \times 8\text{ mm}$ 、重量 1.8 g 、振動加速度に対する感度 10 mV/G 以上、応答周波数範囲 $2 \sim 40,000\text{ Hz}$ の小型加速度計 (CE 501 M 601[®], BBN 社製) を、両支台歯のクラウン頬側面にシアノアクリレート系接着剤 (アロンアルファ[®], 東亜合成社製) で近遠心方向に接着した。

Type 1, Type 2 および Type 3 それぞれに対して、一方のクラウンを槌打し、槌打した側の歯 (以下、打振側歯とする) と隣在歯 (以下、非打振側歯とする) の振動現象は、両クラウンに貼付した小型加速度計によって採取し、データ記録時の信号情報は、 8 bit $2,048\text{ bite}$ のメモリーを有するトランジェントメモリー (TM-1410[®], 川崎エレクトロニクス社製) でサンプリングタイム $5\text{ }\mu\text{sec/bite}$ で A/D 変換後、ミニフロッピーディスクに記録した。演算処理には、マイクロプロセッサ (MC-6809[®], モトローラ社製) を用い、Fast Fourier Transformation (以下、FFT とする) を行い、パワースペクトルを求めた。また、自己相関関数と相互相関関数を算出した。これら解析装置全体のブロックダイアグラムを図 4 に示す。

3. 波形解析

打振側歯と非打振側歯における impulse 入力により生じた衝撃に対する応答信号 (以下、impulse response と

図 4 Block diagram of analyzing apparatus
解析装置のブロックダイアグラム

図 5 Treatment method of the vibrational waveform
振動波形の処理法

する) の波形について、相関値とピーク周波数をパラメータとして、以下の項目について検討をした。

1) クラウンへの各打振強度における振動波形

槌打器としてペリオテスト[®]のハンドピースをフリーハンドで使用しているため、槌打器先端とクラウン表面との距離によって、測定ごとに打振強度が変化することが考えられる。そこで、植立状態を Type 1、打振方向が水平方向 2 で槌打器とクラウンの距離を $0.5\text{ mm}^{25)}$ 、すなわち最大強度で槌打した場合および槌打器とクラウンの距離を 2.5 mm 、すなわち最小強度で槌打した場合の impulse response 波形から相関値を算出した。

振動波形の処理法を図 5 に示す。Impulse response 波形は、原波形 A あるいは B として表示される。原波形 A, B には、高い周波数が含まれているので、この除去を行った。方法は、原波形を FFT 処理後、ハイカットフィルターによりスペクトルの $4,500\text{ Hz}$ 以上の高い周波数をカットした。次に、逆 FFT 処理を行い、振動波形を再合成し、この波形を A' および B' とした。そして A' を基準波形とし、各種条件により変化した振動波形の B' と比較してパラメータとし、次式の相互相関係数値として求めた。

まず、基準波形 A' の自己相関関数を求めた。すなわち、原波形の振動曲線を $f(t)$ として、その自己相関関数を $C(\tau)$ とすると、

$$C(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot f(t-\tau) dt$$

となり、その曲線をペンレコーダーで記録し、最高ピークまでの値 a を計算した (図 6)。次に、基準波形 A' に対する B' の相互相関係数処理を行った。ハイカットフィルターで前処理を行った基準波形 A' を関数 $Y_1(t)$ とし、 B' を関数 $Y_2(t)$ とすると、相互相関関数 $\phi(\tau)$ は、

$$\phi(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} Y_1(t) \cdot Y_2(t-\tau) dt$$

となる。また相互相関係数 $\Phi(\tau)$ は、

$$\Phi(\tau) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} Y_1(t) \cdot Y_2(t-\tau) dt}{\sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} Y_1^2(t) dt} \cdot \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} Y_2^2(t) dt}}$$

の式で求めることができる。この式は、相互相関関数を正規化したもので、 $\Phi(\tau)$ は +1 から -1 の値をとる。基準波形 A' に対して、それぞれ振動波形 B' との相互相関係数は、最大ピーク値 b で求めることができる。 $Y_1(t)$ 、 $Y_2(t)$ がまったく同じとすると、これは自己相関関数と同一になり、値は最大値である +1 となる。この +1 を 100% とし、得られた相互相関係数値の比率を相関値と呼ぶことにした。したがって、波形が異なると相関性、すなわち相関値が低下することになる。

2) クラウンへの各打振方向における振動波形

Type 1 について垂直方向、斜め方向および水平方向 1, 2, 3 に槌打した場合の impulse response 波形から相関値を算出した。

3) クラウンの各隣接面接触強さの程度と振動波形

Type 1, Type 2, Type 3 について、隣接面接触強さの程度を変化させた場合の impulse response 波形と FFT 処

図 6 Method used for calculation of the correlation value
相関値の算出法

理後のピーク周波数を求めた。なおピーク周波数は、5 組のクラウンについて測定を行い、その平均値とした。

III. 結 果

1. 各打振強度における振動波形

打振強度の異なる波形、すなわち最大強度で槌打した場合の impulse response 波形を基準波形としたときの自己相関関数と最大強度に対する最小強度の相互相関関数から求めた相関値を図 7 に示す。両者の相関値は 100% を示した。

2. クラウンへの各打振方向における振動波形

Type 1 における各打振方向相互の相関値を図 8 に示す。

斜め方向と水平方向 1, 2, 3 との相関値は、ほぼ 80% 以上を示したが、垂直方向と水平方向および斜め方向との相関値は、20~70% に低下した。垂直方向は、水平方向と斜め方向と比較して著しく相関値が低下したため、以後の実験は、打振方向を水平方向と斜め方向として行った。また、水平方向 1, 2, 3 相互の相関値は、打振側歯で 91% 以上、非打振側歯で 85% 以上と高い値を示した。そして、Type 1 の打振側歯、C 8 におけるパワースペクトルを図 9 に示す。

斜め方向と水平方向 1, 2, 3 とのピーク周波数およびスペクトルの分布領域には、相関性がみられたが、垂直方向と水平方向 1, 2, 3 および斜め方向とのピーク周波数は異なり、スペクトルの分布領域にも相関性はみられなかった。また、水平方向 1, 2, 3 相互のパワースペクトルでは、ピーク周波数とスペクトルの分布領域に強い相関性がみられた。

図 7 Correlation value of the waveforms on various power of
the percussion
打振強度の異なる波形間の相関値

図 8 Correlation value of the various directions of the percussion for Type 1
Type 1 における各打振方向相互の相関値

図 9 Power spectrum for Type 1 (percussion tooth, C8)
Type 1 の打振側歯, C8 におけるパワースペクトル

3. クラウン各隣接面接触強さの程度とパワースペクトル

各歯間離開度における 5 組のクラウンのピーク周波数の平均値と標準偏差を, 図 10, 13, 15 に示す。

Type 1~Type 3 のいずれにおいても, クラウン両者の通電性が (+) を示した歯間離開度では, 歯間離開度が小さいほど高いピーク周波数を示した。しかし, 通電性が (-) となる歯間離開度を境界として, ピーク周波数は 400 Hz を示し, 歯間離開度による変化が認められなくなった。

1) Type 1 におけるパワースペクトル

Type 1 の各歯間離開度における, すなわち隣接面接触強さの程度を強い状態から弱い状態へ徐々に変化させた場合の, 5 組のクラウンのピーク周波数の平均値と標準偏差を, 図 10 に示す。両クラウン間の通電性は, 歯間離開度が C5 で (-) となった。ピーク周波数は, 打振側歯の C1 で 2,175 Hz, C4 で 533 Hz, 非打振側歯の C1 で 2,200 Hz, C4 で 567 Hz を示し, C1~C4 で歯間離開度の増加に伴い減少したが, C5 以上では打振側歯, 非打振側歯ともに 400 Hz を示し, 歯間離開度が増加しても変化はみられなかった。

図 10 Peak frequency of the various interdental separations for Type 1
Type 1 の各歯間離開度におけるピーク周波数

図 11 Impulse response waveform for Type 1
Type 1 における impulse response 波形

図 12 Power spectrum for Type 1
Type 1 におけるパワースペクトル

Type 1 における C1, C3 および C8 の impulse response 波形の 1 例を図 11 に、パワースペクトルを図 12 に示す。

Impulse response 波形の打振側歯に対する非打振側歯の振幅の値は、C1 では同じであったが、C3, C8 の順に減少し、特に、C8 の非打振側歯で振幅の大部分が消失した。この傾向は、Type 2, Type 3 でも同様にみられた。

パワースペクトルのピーク周波数は、水平方向、斜め方向ともに打振側歯と非打振側歯で同じ値を示し、C1 で 2,200 Hz, C3 で 1,400 Hz, C8 で 400 Hz を示し、歯間離開度の増加に伴って低周波数域への移行がみられた。また、打振側歯と非打振側歯におけるスペクトルの分布領域の一致とスペクトル強度の相関が C1 で強く認められ、この傾向は C3, C8 の順に弱くなった。

図 13 Peak frequency of the various interdental separations for Type 2
Type 2 の各歯間離開度におけるピーク周波数

図 14 Power spectrum for Type 2
Type 2 におけるパワースペクトル

2) Type 2 におけるパワースペクトル

Type 2 の各歯間離開度における 5 組のクラウンのピーク周波数の平均値と標準偏差を、図 13 に示す。

両クラウン間の通電性は、歯間離開度が C6 で (-) となった。ピーク周波数は、打振側歯の C1 で 1,140 Hz、C5 で 800 Hz、非打振側歯の C1 で 1,040 Hz、C5 で 600 Hz を示し、C1～C5 では歯間離開度の増加に伴い減少したが、C6 以上では打振側歯、非打振側歯ともにほぼ 400 Hz を示し、歯間離開度が増加してもピーク周波数に変化はみられなかった。

Type 2 における C1、C3 および C8 のパワースペクトルの 1 例を、図 14 に示す。ピーク周波数は、水平方向、斜め方向ともに C1 で 1,500 Hz、C3 で 1,200 Hz、C8 で 400～700 Hz を示し、歯間離開度の増加に伴って低周波数域に移行した。また、Type 1 と同様に、打振側歯と非打振側歯におけるスペクトルの分布領域の一致とスペクトル強度の相関が C1 で強く認められ、この傾向は C3、C8 の順に弱くなった。

3) Type 3 におけるパワースペクトル

Type 3 の各歯間離開度における 5 組のクラウンのピーク周波数の平均値と標準偏差を、図 15 に示す。

両クラウン間の通電性は、歯間離開度が C5 で (-) となり、ピーク周波数は、打振側歯の C1 で 1,400 Hz、C4 で 800 Hz、非打振側歯の C1 で 1,420 Hz、C4 で 800 Hz を示し、C1～C4 では歯間離開度の増加に伴い減少したが、C5 以上では打振側歯、非打振側歯ともにほぼ 400 Hz を示し、歯間離開度が増加してもピーク周波数に変化はみられなかった。

Type 3 における C1、C3 および C8 のパワースペクトルの 1 例を、図 16 に示す。それぞれのピーク周波数は、水平方向の打振側歯では、C1 で 1,600 Hz、C3 で 1,100 Hz、C8 で 400 Hz を示し、非打振側歯では、C1 で 1,000 Hz と 1,800 Hz の 2 峰性を示し、C3 で 1,100 Hz、C8 で 400 Hz を示した。斜め方向の打振側歯では、C1 で 2,200 Hz、C3 で 800 Hz、C8 で 400 Hz を示した。また、非打振側歯では、C1 で 900 Hz と 2,200 Hz の 2 峰

図 15 Peak frequency of the various interdental separations for Type 3
Type 3 の各歯間離開度におけるピーク周波数

図 16 Power spectrum for Type 3
Type 3 におけるパワースペクトル

性を示し、C3 で 800 Hz、C8 で 400 Hz を示した。

IV. 総括と考察

咬合力、咀嚼力などによってクラウンに加わる衝撃が、口腔内で歯周組織や顎骨などのほかに、接触点を介して隣在歯へも伝達していく過程については明らかにされていない。

そこで、著者は、動的測定法と FFT を組み合わせてパラメータを設定し、クラウンの槌打によって生じた振動現象が、隣在歯へ伝達される様相について、支台歯の植立状態と隣接面接触強さの程度を変化させた実験用模型を作製し、検討を行った。

1. 実験方法について

1) 実験用模型

従来から動的測定法に用いられている実験用模型の作製方法はさまざまであるが、人工歯根膜としてシリコン印象材が多く使われている。そこで、本実験用模型もシリ

コン印象材を用いる池田¹⁸⁾の方法に準じて作製した。なお、シリコン印象材による人工歯根膜は比較的厚いほうが気泡などを介在させずに、均一の厚さに作製しやすいため、天然歯よりもやや厚い 0.35 mm とし、これを正常な状態の歯根膜の厚さとした。

口腔内における歯の骨植状態は、生理的動揺を示すものから、歯根膜腔の拡大や歯槽骨の吸収などによって病的動揺を示すものまで種々存在する。そこで、これらの骨植状態を模型上で再現するために、歯根膜の厚さを 0.35 mm とした Type 1、歯根膜腔が拡大した状態を想定して 0.7 mm とした Type 2 および歯根膜の厚さが 0.35 mm で歯槽骨が水平吸収した状態を想定して根尖側 1/2 まで埋没した Type 3 の 3 Type を作製した。通常、隣在歯は近、遠心側の両側に存在するが、振動波形を解析するうえで、振動伝達に影響を及ぼす要因を可及的に単純化するため、接触点を付与する隣在歯は片側 1 歯だけとした。

隣接面接触強さの測定については、確立された方法がない。そこで、現在臨床で多く用いられている歯間離開度から接触強さの程度を規定した。そして、接触点が強固に接

触している状態、臨床的に適正とされる状態および静的状態において接触していない状態の代表的なパワースペクトルとして、それぞれC1、C3およびC8を設定した。しかし、歯間にスチール板を挿入する方法は、支台歯の植立状態、すなわち骨植状態に影響されるため、静的な状態で隣在歯との接触の有無を通電性(+)、(-)で確認した。

2) 測定方法

動的測定法には、一定振動を持続的に加える方法^{13,15,16)}と単発的な衝撃を歯に加える方法^{17-21,23,24)}があり、いずれもその応答から歯周組織の性状を調べる方法である。

一定振動を持続的に歯に加え歯周組織の性状を調べる方法は、歯の打振に際して装置が複雑になるため、測定範囲が限定され、また、測定時間も長時間に及ぶ欠点がある。

近年、咬合、咀嚼時に歯に加わる外力を衝撃として捕え、歯に単発的な衝撃、すなわち unit impulse を加え、その振動応答から歯周組織の性状を解析する方法^{17-21,23,24)}が報告されている。

この方法は、打振、測定に際して機械系が単純なものとなり、測定時間も大幅に短縮できる利点を有している。また、短時間に加えられた unit impulse によって、その機械系内に引き起こされる impulse response の過渡的現象に注目するほうが、より隣接面接触の状態を反映した情報が得られると考えられるため、本実験では単発的な衝撃をクラウンに加える方法を選択した。

槌打器は小型軽量であり、測定範囲に制限を受けないペリオテスト®のハンドピース部分を使用した。これは4秒間に16回ロッドが打ち出される²⁶⁾ので、次々と信号情報が加速度計から送られてくるが、このうち1波形だけを完全に2,048 bite のメモリー内に採取するために、トランジェントメモリー側のサンプリングタイムを5 μ sec/bite とした。

本研究では、単一歯の振動を導出するため、振動 pick up は小型軽量のもので、支台歯に対する負荷を最小限に抑える必要がある。そして、振動データは、振動量の単位によりそれぞれ変位、速度、加速度型に分けられる。変位型、速度型の振動 pick up は、外形寸法が大きい支台歯に取り付けた場合、振動応答に影響を及ぼすと思われる、実験には外形寸法6 mm ϕ ×8 mm と小型で、重量1.8 g の圧電素子と慣性質量からなる単純な構造をもった圧電型加速度型振動 pick up を使用した。これは、大きさ、精度の点で口腔領域の使用に適し、歯の振動測定に有効である^{14,16)}。なお、本実験に使用した加速度計は、指向性を有し、接触点を介した隣在歯への衝撃の伝達は、近遠心方向への振動成分が多いと予測されるため、クラウンへの貼付方向は近遠心方向とした。

波形解析には、impulse response 波形から得られたパワースペクトルと基準波形をもとに算出した相関値を用い

た。そして、振動波形の比較には、振動波形振幅の最大値、振動時間、包絡線などが多く採用されているが、歯根膜の特性からこれらの定量的な比較は困難と思われるため、波形解析には、おもに波形の形態に捕われない、impulse response 波形のパワースペクトルを用いた。

得られた周波数成分には、歯に固有な周波数と歯周組織をあわせた系の周波数を含んでいる。歯の共振周波数について、大倉¹⁹⁾は2,255 Hz、中村²⁰⁾は3,939 Hz と述べている。しかし、これらの報告では、いずれも歯は石こうあるいは万力に固定した状態であり、この場合の共振周波数は、歯と石こうあるいは万力が一体のものとして振動したためと考えられ、歯固有のものとは考えにくい。

中澤²²⁾は、歯を自由な状態、すなわち抜去歯根尖に小孔をあけ、糸で懸垂して槌打を行うことにより、歯固有の共振周波数の測定を試みているが、歯に対する加速度計の質量の比率が大きいため、測定は不可能であり、歯の共振周波数は、強制加振をしないと測定不可能な小さなレベルのもので、周波数成分における歯の共振周波数強度は、無視できるほど小さいものであると報告している。

一方、須田²³⁾は、同様に歯を糸で懸垂し槌打を行った結果、歯の共振周波数は12 kHz 前後であったと述べており、中澤²²⁾の報告と異なっているが、いずれにしても、歯固有の共振周波数強度は、無視できるほど小さなレベル、あるいは非常に高い周波数を示すものと考えられる。

したがって、本実験で得られた周波数成分における支台歯の共振周波数を考慮する必要はないと思われ、得られたデータ内に含まれる高い周波数成分は、打振時の滑走などによるものと考えられる。

2. 結果について

1) クラウンへの打振強度の変化と振動伝達

最大強度と最小強度で槌打したときの波形間の相関値は、100%を示し(図7)、打振強度の変化は、振動波形の周波数成分にはまったく影響を与えないことがわかった。これは奥村²⁷⁾の報告と一致しており、また、芦沢¹⁷⁾は、基本周波数について衝撃力の大きさによる影響は認められなかったとし、大倉¹⁹⁾は、ピークの高さに変化がみられたものの、ピーク周波数に変化は認められなかったと報告している。

2) クラウンへの打振方向の変化と振動伝達

垂直方向の打振は、水平方向、斜め方向と比較して著しく波形間の相関値が低下し(図8)、垂直方向の周波数成分は、水平方向、斜め方向の周波数成分と比較して大きく変化し(図9)、振動モードに明らかな差異が生じた。すなわち、垂直方向は、impulse のベクトルが他の2方向と本質的に異なり、支台歯を支持する歯槽骨、すなわち硬石こうブロック部分に直接伝達する impulse 成分が多いため、共振体での振動モードも変化し、これがスペクトルの

差としてあらわれたものと考えられる。

これらのことから、垂直方向よりも水平方向、斜め方向は、接触点を介して隣在歯へ伝達する振動現象を的確に採取できる打振方向と考えられ、以後、水平方向、斜め方向の2方向に対して実験を行った。

また、水平方向の相関値は、斜め方向と比較してわずかに違いがみられたが、両方向の基本周波数に大きな変化は認められなかった。

池田¹⁸⁾、中村²⁰⁾は、模型上での上顎中切歯において、打振方向を水平方向としたとき、槌打部位の違いによる基本周波数への影響は認められなかったと報告している。本実験においても、クラウン上部、中央、下部における水平方向への槌打では、それぞれの相関値は85%以上を示し、基本周波数に大きな変化はみられなかった。

中川²⁸⁾は、rheologyの立場から物体が固体のように挙動するか、あるいは液体のように挙動するかは、物体自体によって決まるものではなく、荷重による物体変形の緩和時間と荷重時間との相対的關係によるもので、荷重時間が緩和時間より短かければ、物体は完全弾性固体としての挙動を示し、荷重時間が緩和時間より長ければ、物体は純粘性液体としての挙動を示す。そして、荷重時間と緩和時間が同程度であれば、物体は粘弾性体としての挙動を示すと述べており、池田¹⁸⁾は、槌打器と歯面との接触時間がきわめて短時間であるため、rheologyの論理から歯根膜が弾性体のような挙動を呈し、打振部位の違いにかかわらず同じ周波数を示したものと述べている。

本実験に使用したペリオテスト[®]のクラウン表面との接触時間は、池田¹⁸⁾の0.85 msec、中村²⁰⁾の0.88 msecと類似の値を示す0.09~0.81 msec²⁹⁾であり、きわめて短時間であったため周波数成分への槌打部位による影響は認められなかったものと考えられる。したがって、水平方向であれば槌打部位を考慮する必要はないと思われる。

3) クラウン隣接面接触強さの程度と振動伝達

(1) クラウン隣接面接触強さの程度による差異について

打振側歯と非打振側歯とにおいて、パワースペクトルのピーク周波数は、同じ値を示した(図12, 14, 16)。このことから、両支台歯は、硬石こうブロックとともに一体のものとして振動していると考えられる。

しかし、打振側歯と非打振側歯とにおける、スペクトルの分布領域とスペクトル強度との相関は、隣接面接触強さの程度に従って変化し、C1で顕著にあらわれたが、C3, C8の順に小さくなった(図12, 14, 16)。これは、C1では、隣接面と強固に接触しており、支台歯自体の振動距離も少ないことから、打振側歯に加わった衝撃は、支台歯と硬石こうブロックを一体のものとして振動させたためと考えられる。これに対してC3では、隣接面接触強さの程度が弱くなるため、接触点を介した振動伝達が減少したためと考えられる。C8では、さらに、相関性が減少す

るが、静的状態で通電性は(一)を示し、隣接面と接触していない状態であったことから、接触点を介した伝達経路は関与せず、非打振側歯のパワースペクトルは、硬石こうブロックを介した、すなわち骨伝導型の伝達経路からの振動によるものと考えられ、硬石こうブロックの共振周波数と推測される。

パワースペクトルのピーク周波数は、Type 1, Type 2 および Type 3 のいずれの植立状態においても、両クラウン間に静的な状態で通電性がある、すなわち接触点が存在している間は、歯間離開度が大きくなるに従って、低い周波数に変化した。そして、通電性がなくなる、すなわち接触点が失われると、歯間離開度が増加しても変化しなくなった(図10, 13, 15)。このことは、歯間離開度が大きくなり、隣接面接触強さの程度が減弱するに従って、支台歯の水平方向への振動量が増加し低周波数にシフトしたものと考えられる。

以上のことから、クラウンの接触点の存在と隣接面接触強さの程度の変化は、打振側歯、非打振側歯双方の周波数成分に変化を生じ、両支台歯および硬石こうブロックは、一塊のものとして振動しているにもかかわらず、振動モードに影響を及ぼす。すなわち、隣接面接触強さの程度が強い状態から弱い状態へと移行すると、打振側歯と非打振側歯に生じた impulse response 波形のピーク周波数を代表とする周波数成分は、低域に移行し、隣接面との接触を失うと、それ以上歯間離開度が大きくなっても、すなわち、隣接面との間の間隙が増加しても、周波数成分に変化は生じなくなることがわかった。したがって、口腔内においても、クラウンに加わる衝撃は、歯槽骨に伝達されるばかりでなく、接触点を介して隣在歯にも伝達されるが、接触点の存在と隣接面接触強さの程度の影響を受けることが示唆された。

(2) 支台歯の植立状態による差異について

パワースペクトルのピーク周波数とスペクトルの分布領域は、いずれの Type においても歯間離開度が増加するに従って低下し、また、非打振側歯のスペクトル強度も低下した。そして、両クラウン間に通電性がある間は、Type 1 に比べて、Type 2, Type 3 におけるピーク周波数とスペクトルの分布領域は低下し、また非打振側歯のスペクトル強度は減少した(図12, 14, 16)。Type 2 は、歯根を埋没した硬石こうブロックの高さは Type 1 と同じであるが、歯根膜の厚さが2倍になったことで、歯根膜の単位面積あたりの弾性定数は一定であっても厚さが増すことによって、打振に対する変位が増加したためと考えられる。また、Type 3 は、歯根を支持する歯槽骨、すなわち硬石こうブロック部分と歯根膜部分が減少することにより、歯冠歯根比が大きくなり打振による変位が増加したためと考えられる。

しかし、さらに歯間離開度が増加し、通電性が(一)に

なると、いずれの Type もピーク周波数は 400 Hz を示し、Type による、すなわち植立状態による差異はみられなくなった (図 12, 14, 16)。このピーク周波数の値は、接触点を介した伝達経路が存在しない硬石こうブロックの共振周波数と推測されるが、骨植が不良、すなわち Type 2, Type 3 のような状態では、150 Hz 前後低下することが報告²⁰⁾されているが、今回解析に用いた FFT 定理と 2,048 bite のメモリー容量から周波数の最小分解能が 100 Hz となるため、いずれの Type においてもピーク周波数が 400 Hz の値を示したものと思われる。

これらのことから、口腔内におけるクラウンに加えられた衝撃は、骨植状態が正常な支台歯や歯根膜腔の拡大した支台歯などにおいても、静的状態で隣在歯と接触していれば、接触点を介して隣在歯へ伝達されることが示唆された。

V. 結 論

クラウンに加わった衝撃が、接触点を介して隣在歯に伝達される様相について検討するため、実験用模型を作製し、衝撃を加えたときの打振側歯と非打振側歯の振動現象を解析し、以下の結論を得た。

1. 打振強度の変化は、振動波形の周波数成分に影響を及ぼさなかったが、打振方向が異なった場合は、振動モードが変化し、特に、垂直方向では、他の 2 方向と比較して明らかな差異がみられた。

2. 打振側歯と非打振側歯とのスペクトル分布領域の相関およびスペクトル強度の相関は、隣接面接触強さの程度が弱くなるに従って小さくなった。

3. 打振側歯と非打振側歯のピーク周波数は、いずれの Type においても、隣接面接触強さの程度にかかわらず同じ値を示した。そして、隣接面接触強さの程度が弱くなるに従って低域に移行した。また、隣接面接触が消失すると、ピーク周波数に変化は認められなくなった。

以上のことから、口腔内におけるクラウンに加えられた衝撃は、骨植状態が正常な支台歯や歯根膜腔の拡大した支台歯などにおいても、静的状態で隣在歯と接触していれば、接触点を介して隣在歯へ伝達され、隣接面接触強さの程度の影響を受けることが示唆された。

稿を終えるにあたり、ご指導、ご校閲を賜りました明海大学歯学部歯科補綴学第 2 講座 天野秀雄教授に深甚なる謝意を表すとともに、終始、ご助言をいただいた猪野照夫教授に感謝いたします。また、振動の解析についてご教示いただいた本学歯科放射線学講座 奥村泰彦教授に御礼申し上げます。

なお、本研究の要旨の一部は、第 90 回日本補綴歯科学会学術大会 (1993 年 10 月 29 日、北九州市) で発表した。

文 献

- 1) Körber KH (田端恒雄ほか). Zahnärztliche Prothetik (ケルパーの補綴学 第 1 巻 36-38, 東京: クインテッセンス出版, 1982), 1975.
- 2) 植田昭夫. 正中矢状平面を基準にして画かれた, 等高線図法による日本人永久歯の形態学的研究 その 2 小臼歯. 歯科学報 66: 522-535, 1966.
- 3) 植田昭夫. 正中矢状平面を基準にして画かれた, 等高線図法による日本人永久歯の形態学的研究 その 3 大臼歯. 歯科学報 66: 588-606, 1966.
- 4) 熊切 慶. ヒトの隣在臼歯における接触局面の研究. 補綴誌 13: 1-35, 1969.
- 5) 村上徳樹. 前歯の隣接面に見られる接触局面に関する研究. 補綴誌 14: 33-50, 1970.
- 6) 草刈 玄. 接触点に関する研究, 特に歯間離開度について. 補綴誌 9: 161-182, 1965.
- 7) 安永 博. 隣接面接触関係から見た歯列の近遠心方向の生力学的挙動. 九州歯会誌 28: 605-623, 1975.
- 8) 三浦宏之. 機能下にある歯牙の水平面内における変位に関する研究. 補綴誌 29: 735-754, 1985.
- 9) 三浦宏之. 隣接歯間関係の動態に関する研究. 補綴誌 29: 1134-1142, 1985.
- 10) 小笠原嘉一. ヒト乾燥頭蓋における接触点の衝撃減衰能力に関する研究. 神奈川歯学 18: 449-469, 1984.
- 11) 金子恵孝. モーダル解析からみた接触点の歯列におよぼす影響. 神奈川歯学 20: 369-393, 1985.
- 12) 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.
- 13) 八島輝明. 歯の機械インピーダンスの測定 (歯の動揺に関する歯周組織の粘性と弾性の定量法). 口病誌 38: 556-573, 1971.
- 14) 若林康朗. 咬合により歯牙の受ける衝撃加速度に関する研究. 補綴誌 16: 443-470, 1972.
- 15) 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.
- 16) 永田一夫. 歯周組織の周波数応答に関する研究. 補綴誌 20: 375-392, 1976.
- 17) 芦沢千洋. 歯の打診音の測定についての基礎的研究. 日歯周誌 18: 42-49, 1976.
- 18) 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.
- 19) 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.
- 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: 915-948, 1982.
- 21) 青木洋三. 衝撃による臼歯部健全歯の動的挙動について—衝撃加速度による観察—. 補綴誌 27: 129-149, 1986.
- 22) 中澤 章. 咬合時に歯が受ける衝撃の加速度と周波数特性に関する研究. 歯科学報 86: 187-215, 1986.
- 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 : 225-240, 1987.
- 24) 小林健二, 奥村泰彦. 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) 佐藤尚弘, 河野正司, 相良孝一ほか. 歯周組織の新しい動的診断法「ペリオテスト®」の試用報告. 顎機能 5 : 1-10, 1987.
- 26) 滝川博嗣, 山内六男, 苦瓜明彦ほか. “ペリオテスト®” の補綴臨床応用に対する検討. 補綴誌 32 : 189-198, 1988.
- 27) 奥村泰彦. 打診音解析による口腔疾患の診断—打診音発生機序について—. 歯放線 24 : 283-307, 1984.
- 28) 中川鶴太郎, 神戸博太郎. レオロジー. 355-384, 東京 : みすず書房, 1970.
- 29) 佐藤尚弘, 河野正司, 小林 博ほか. 新しい動的歯周組織診断装置の補綴学的応用. 補綴誌 33 : 1202-1211, 1989.