単一 pulse 印加に対する歯と歯周組織の反応に関する研究

池 田 康 憲

Study of Response of Tooth and Periodontium to Impulse

Koken Ikeda

I. 緒 言

歯は歯頸部歯肉、歯槽骨、歯根膜、およびセメント質より成る歯周組織によつて支持されており、これらは形態的、機能的にも単一体とみなされている。歯周組織は、歯に作用する力を負担するとともに、咀嚼圧が直接顎骨に衝撃となつて波及することがないように緩衝する機能を持っており、その中の一組織でも変化を起した場合は他の組織に直接、間接的に影響をおよぼし、臨床症状としての歯の動揺が増大する¹⁾。

咀嚼機能の回復を目的とする歯科医学において、咬合圧やその他の外力に対する歯周組織の応答を検討することはきわめて重要である。外力に対する応答の中でも歯の動揺度は歯周組織の状態を示す一つの現象であり、その様相を検索することは歯周組織の負担能力を判定する上からも、補綴学をはじめとしてあらゆる歯科領域において重要な意義を持つている。

歯周組織の状態を知るために、肉眼的臨床検査、放射線学的診査、病理組織学的検査などと共に、機能的検査法として、歯の動揺度の測定、打診音の測定、咬合力、咬合圧の測定などが行われている。

歯の動揺度の研究には、荷重に対する歯の変位量を測定したもの²⁻⁴⁾、荷重時、荷重除去後の歯の変位様相を観察したもの⁵⁻¹²⁾、そして、振動に対する応答を調査したもの¹³⁻¹⁹⁾ などがある。なかでも、1960年頃から Parfitt⁶⁾ らにより外力に対する歯の変位が経時的に変化することが指摘されて以来、歯周組織は単なる弾性体で

はなく粘性成分をも含む粘弾性体であることが強調されるようになった。その後、歯周組織の粘弾性体としての取り扱いが重要視され歯の共振現象と歯周組織の病変との関係について調査したもの¹⁶⁾、歯周組織の粘性、弾性定数などの定量をしたものがある^{14,15,17,18)}。また、外力に対する歯自体の歪の様相が歯周組織の力学的性状と関係があるとした歯の屈曲振動の測定も行われている²⁰⁻²³⁾。しかし、単一 pulse 印加に対する歯と歯周組織の反応に関する研究は少なく、ほとんどのものが打診音として測定しており²⁴⁻²⁷⁾、Gudat ら²⁷⁾も歯牙打振時の振動を microphone でとらえ減衰比などの分析を中心とした一連の実験を行つてゐるにすぎない。

そこで、著者は単一 pulse 印加装置（打振器）、および打振具を考案し、その装置を用いて歯に単一 pulse を印加し、その振動を加速度波形として導出し、歯と歯周組織の振動系の反応を調査することにより歯周組織を評価する手段を求めた。本研究は、単一 pulse 印加に対する歯と歯周組織の挙動の基礎的検索のため、(1) 歯牙植立模型における各種測定条件の影響、(2) 歯牙自体の単一 pulse に対する屈曲、(3) 生体における計測などを行い興味ある知見を得たので報告する。

II. 研究方法

実験 1. 歯牙植立模型上での計測

1) 歯牙植立模型について

生体における計測に先立ち、各種測定条件による影響を調べるため研究目的にあわせて歯牙植立模型を作製して計測を行つた。製作法は天然抜去歯牙の歯根に sheet wax (G-C 社製, No. 28) を圧接し、歯頸部直下まで石膏にて包埋した。石膏硬化後、歯冠部の core を採得し、その後 sheet wax を流蟻した。採得した core をガイドにして流蟻後の間隙に silicon 印象材 (G-C 社

愛知学院大学歯学部第3歯科補綴学教室（指導：竹花庄治教授）

Department of Prosthetic Dentistry, School of Dentistry, Aichi-Gakuin University (Chief: Prof. Shoji Takehana)

昭和52年8月17日受付

製, Flexicon regular type) を注入し, 均等な厚さになるようにした。単一 pulse 印加時の歯面との接触関係, 打振部位による影響などを調べるため, それぞれについてこれと同様の歯牙植立模型を作製した。すなわち, 歯の植立状態による影響を調べるための模型は既製のエポキシ歯牙を用いて同様の作製法で歯根部の包埋程度を歯根端から $1/2$ にしたもの, $1/3$ にしたもの, および人工歯根膜の厚さを変化させたものを作製した。また隣在歯との接触による影響を調べるための模型は, 人工歯根膜を有する3本の歯を並べ, さらにその左右に接触圧調節ネジの付いた支柱を装置し, それぞれの隣接面に極くわずかに間隙を持たせた状態で植立した。

2) 測定装置

本実験に用いた装置は, 歯に単一 pulse を印加する打振装置, その検出記録装置, 周波数分析装置より構成した。図1に測定装置の block diagram を示す。図2は, その全景であり構成各部は以下の特性を有する。この測定装置は後述の生体および歯牙の屈曲における計測に適宜応用した。

(1) 打振装置

打振装置は, 発振器, 増幅器, 打振器, および打振器調節台により構成した。発振器には, 日本光電工業社製の電気刺激装置 (Model SEN-1101) を用い鋸歯状波を

発振させた。発振された単一 pulse は国際機械振動社製, Vibro Pet 用増幅器 (Model PET-0A) を用いて増幅し, その出力で同社製の加振器 Vibro Pet (Model PET-01) を駆動した。打振器の打振軸は加速度型振動 Pick up (Rion 社製, PV-09) を直接使用し, synchroscope 上で打振軸の動きを監視できるようにした。計測に際しては, ここから得られた加速度波形の波高値 (あるいは撃力) が一定になるように印加電圧を調節した。

また打振軸の先端には, 円錐状の duralumin を介して木製 tip を装置し歯を打振した時に生ずる高域周波数の発生を減少させると共に打振部位を明らかにできるように配慮した (図3)。打振器の調節台は, 打振器の三次元的移動が可能で歯牙唇面の任意の点で歯を打振することができるように設計した。

(2) 振動検出記録装置

打振された被験体の振動検出は, 加速度型振動 pick up (Rion 社製 PV-11A) を歯に接着し, 加速度に比例した出力電圧として検出し同社製振動計 (VM-02) にて増幅した。data は, synchroscope (岩崎通信社製, SS 5157M), および data recorder (Sony Magnescale 社製, FR-3215) に接続し記録した。

(3) 周波数分析装置

data recorder に記録された data は, 周波数分析器 (タケダ理研社製, Model 440B) にて周波数分析を行った。この周波数分析器は, transient memory 機能を有し, 過渡現象を捕捉して monitor することができると同時に, digital sampling によつて捕捉波形の周波数分析を行うことができる。本装置の周波数 range は, 1, 2, 5, 10, 20, 50, 100, 200, 500 Hz, 1, 2, 5, 10, 20, 50, 100 kHz の 16 range であり, 周波数分解能は周波数 range の $1/400$, 分析速度は最大 143 msec, realtime

図1 Block diagram of measuring equipment

図2 測定装置

図3 Tip of driver

分析可能範囲は最大 2 kHz range である。本研究では、2 kHz および 5 kHz の range を用いた。

3) 測定方法

歯牙植立模型を固定台に固着し、加速度型振動 pick up を舌面に cyanoacrylate 系接着剤(東亜合成社製, Aron Alpha)を用いて接着し、各種測定条件において単一 pulse を歯の唇面から印加した。この際、打振軸は歯面と直角になるようにした。

打振力の大きさによる影響の調査では、打振軸から得られる加速度波形の波高値を基準に印加電圧を調節し打振した。打振時の歯面との接触関係は、打振時に、打振軸として用いた加速度型 pick up から検出される波形の乱れを synchroscope のブラウン管上から写真撮影して観察した。打振部位による影響は、打振力を一定とし唇面の切縁側、中央部、歯頸側の3ヵ所を打振しそれぞれの振動を測定した。歯の植立状態による影響は、異った状態に植立した2種の歯牙植立模型の唇面の切縁側 2 mm のところで、近遠心的中央部を打振点とし、一定の打振力で打振することにより測定した。隣在歯との接触による影響は、3本の歯を並べた歯牙植立模型の接触圧調節ネジを調節することにより接触強さを変化させた。この際、接触強さは 50 μ の Contact gage を用いて規定し、振動 pick up を接着した中央の歯の唇面を打振した。pick up の接着部位による影響は、歯牙植立模型の舌面の切縁側、中央部、歯頸側のそれぞれについて調べた。pick up は少量の impression paste で接着し、打振力、打振部位を一定にし接着部位を変えながら唇面より打振した。なお、この pick up は振動方向に対し指向性を有するため、歯に無作為に取り付けるのではなく、できるだけ振動方向に水平になるようにした。

実験 2. 歯牙自体の屈曲について

1) 測定試料

測定試料は、天然抜去歯牙で抜去・後湿潤状態で保存

図4 Block diagram of measuring equipment

図5 測定状況

された上下顎前歯のうち、実質欠損がなく正常な解剖学的形態を備えていると見做すことのできるもの10本を任意に選んで使用した。

抜去歯牙の根尖側 1/3 までを石膏で包埋固定した歯牙植立模型、および抜去歯牙の歯根に sheet wax を圧接し歯頸部直下まで石膏で包埋し、流蠟後 silicone 印象材を注入して人工歯根膜とした歯牙植立模型の2種を用いた。

2) 測定装置

本測定に用いた装置は、試料の固定台、打振装置、歯の歪の検出装置、および記録装置により構成した。図4に測定装置の block diagram を示す。

打振装置は、前述の打振器を用い一定の打振力で単一 pulse を印加した(図5)。歪の検出には strain gage (共和電業社製, KFR-02-C1 型: 抵抗値 120 Ω , gage 長 0.2 mm, base 長×幅 2.5×2 mm) を同社製 gage 用接着剤(CC-15A)で接着し、同社製の動ひずみ測定器(DPN-1N)に接続し、歪量に比例した出力電圧として検出した。これを synchroscope に接続しブラウン管上の歪量を撮影記録した。

3) 測定方法

根尖側 1/3 まで包埋した模型では, strain gage を歯冠部, 歯頸部, 歯根部の 3 ヲ所のそれぞれ唇側面に接着した。人工歯根膜を有する歯牙植立模型では, 歯根部に strain gage を接着することができないため, 人工歯根膜に接触しないように歯頸部に接着した。打振部位は切縁より 2 mm のところで近遠心的中央部とし, 歯軸に対し直角の方向から打振するようにした。打振力は synchroscope のブラウン管上の打振加速度波形を監視して一定になるようにし, 5 本の歯牙につきそれぞれ 5 回の測定を行った。

実験 3. 生体における計測

1) 被験者

被験者は, 年齢 26~32 歳までの男性で未処置歯を有せず, X線診査により臨床的に正常と思われる歯周組織を有する者 15 人である。被験歯は, 上下顎第 2 大臼歯は解剖学的理由により打振することが困難なため 6|~6, 6|~6 を測定対象とし, 上下顎につきそれぞれ 10 例ずつ測定を行った。

2) 測定装置

測定装置は, 前述の歯牙植立模型での測定に用いたものと同じ構成であるが, 生体における計測では打振器による打振が不可能な部位がある。これらの部位については考案した打振具(図 6)を用いて打振した。このため打振器による打振と打振具による打振との差異の有無を調べるために頭部固定装置を加えた。これは金属 frame, cement を用いて作製した安頭台に ear rod, 前頭部固定器, および bitefork で構成されている。

3) 測定方法

(1) 頭部固定装置を利用した打振器による機械的打振被験者をベッドに仰臥させ頭部の動きは頭部固定装置

で規制した。さらに軟化した impression tray compound を bitefork に付け被験歯が対合歯と接触せず安定を保つように咬ませ頭部固定装置の支持棒に bitefork を固定した。加速度型振動 pick up は被験歯の舌面中央部に cyanoacrylate 系接着剤を用いて接着し, その後, 打振器調節台の送り装置を動かし打振器の位置と傾きを調節した。この際, 打振軸を歯面と直角になるようにし, 打振点は唇面の切縁から歯頸側へ 2 mm のところで近遠心的中央部とした。

(2) 打振具による測定

打振器による測定の場合と同様, 被験者をベッドに仰臥させ, 加速度型振動 pick up を歯の舌面に接着し, 唇面の同一点を打診具を用いて手で打振した。この際, 後に述べる弾道振子を用いて打振器による打振力とほぼ同じ力で打振できることを確認した。

III. 装置の特性, 精度および較正

1. 振動の検出記録装置について

本研究に用いた加速度型振動 pick up (Rion 社製, PV-11A) は, ジルコン酸チタン酸鉛磁器の圧電効果を利用した pick up で大きさは, $\phi 6 \times 8$ mm, 重量 1 g である。この pick up の振動加速度に対する感度は 1.5 mV/G 以上, 周波数範囲 2~20,000 Hz である。打振軸に加速度型振動 pick up (PV-11A) を cyanoacrylate 系接着剤で接着し, Vibro Pet 用増幅器を用いて, 50~5,000 Hz までの周波数を掃引発振させた。その結果, 図 7 に示すように打振軸に用いた monitor 用加速度型振動 pick up (PV-09) と共に 50~5,000 Hz までの振動を歪なく検出でき各周波数における出力は一定であつた。なお, PV-11A と PV-09 の位相のずれは,

図 6 打振具

図 7 Frequency range of the pick up

PV-09 を synchroscope に直接接続したのに対し、PV-11A は振動計を通して増幅させたことによる。data の記録に用いた data recorder の周波数特性が、DC～5,000 Hz であるため、振動検出用 pick up から記録に至る総合周波数特性は 2～5,000 Hz である。

2. Strain gage の直線性について

歯牙自体の屈曲の測定に用いた strain gage は polyimid の基盤に、特殊合金箔を抵抗素子としたもので抵抗値 120 Ω である。較正として、鋼板の試験片を固定台に固定し、strain gage を接着して 500 g までの荷重を加えた場合の歪を調べた。その結果荷重に対する歪量は、相関係数 0.998 と高い直線性を示した。

3. 周波数分析装置および測定系の機械的共振

周波数分析装置の周波数分解能は測定 range の 1/400 である。本研究に用いた range は上限周波数 2,000 Hz および 5,000 Hz に設定したため、周波数分解能は 5 Hz および 12.5 Hz であった。図 8 は、本研究に用いた機械系の共振を測定したものである。共振の peak は、200 Hz および 10,750 Hz にみることができる。これは特徴のある尖鋭な peak をみせるため周波数分析装置上での測定系のもつ固有振動数が発現したとしても判別は

図 8 機械系の共振

図 9 打振力の測定

容易である。

4. 打振力の大きさの検定

歯に単一 pulse を印加するに際し、その打振力の大きさを知る必要がある。そこで弾道振子を用いた撃力試験を行つた(図 9)。5.4 g の鉄球を長さ 20 cm の糸につるし、打振力を生体における測定時と同じにして打振軸から得られる加速度波形の乱れ(打振時の鉄球との接触)が最小となる状態で打振した。 $Ft = M \cdot d \cdot (2\pi/T)$ $T = 2\pi \sqrt{l/g}$ の公式により瞬間撃力を計測したところ、37.8 dyn·sec であった。本研究における打振時の歯面との接触時間は、写真上の計測から約 8.54×10^{-4} sec であった。したがって、打振力は約 44.3 g に相当するものである。

IV. 結 果

実験 1. 歯牙植立模型上の計測

1) 打振力の大きさによる影響

打振力の変化による影響を調べるため人工歯根膜を有する歯牙植立模型を用いて歯を打振した。その結果、図 10 に示すような減衰振動波形が導出された。いずれも 5 回の測定を重ね合せたものである。

図 10 a は、打振力を一定(重力加速度にして約 1.9G)

図 10 打振力の大きさによる影響

にしたもので波形は全く一致しきわめて良好な再現性を示した。

図 10 b は、打振力を順次増加させたものである。図からも明らかなように減衰振動波形の振幅は増加に伴って大きくなっており、位相のずれもみられる。しかし、周期の変化および波形の歪は観察されず減衰様相も一致している。

これに対して過度な打診力に対しては波形は歪み異った様相を呈した。したがって、この計測に用いた模型で得られた同一周期、無歪の波形は、約 $1.9\text{ G} \sim 2.6\text{ G}$ の範囲の打振力によるもので、ある程度の許容性のあることを確認した。

2) 打振時の歯面との接触

歯牙植立模型を用いて、単一 pulse 印加時の歯面との接触について調べた。

図 11 a の上に歯牙植立模型による減衰振動波形、下に impulse の波形を示した。矢印 1 において打振器の駆動が始まり、矢印 2 においてわずかに波形が乱れている。矢印 2 は打振軸と歯面との接触を示すもので、矢印 2 と

図 11 打振時の歯面との接触

矢印 3 は時間的に一致し、その時点で減衰振動が始まっている。これは掃引時間 10 msec/cm で撮影したもので、矢印 2 のわずかな波形の乱れ、すなわち接触時間はきわめて短い。写真上の計測では約 $8.54 \times 10^{-4}\text{ sec}$ であった。

また打振時、打振軸と歯面との接触が長時間に及ぶと波形は大きく乱れ、図 11 b のように歪んだものが導出された。

3) 打振部位による影響

単一 pulse 印加に際し、打振部位による減衰振動周波数の変化を調べるため、唇面の異った 3 点を打振した。図 12 は、打振力の大きさを測定した実験において歪んだ波形の得られる範囲内の一定打振力によって導出された加速度波形と周波数分析結果である。このことから切縁側、唇面中央、歯頸側のいずれの部位における打振に対しても、周波数の移動はみることができなかった。

図 12 打振部位による影響

図 13 接触強さによる影響

4) 隣在歯の接触による影響

図 1 に示した歯牙植立模型を用いて 50μ の接触強さの有無と、その振動周波数の比較を行った。その結果、図 13b に示すように 50μ の Contact gage が挿入できる接触強さにおいては周波数成分に変化はみられなかった。しかし、強固に接触した場合は、高い周波数成分がみられるようになった。

5) 歯の植立状態による影響

図 14 は異った歯周状態を想定した歯牙植立模型による減衰振動波形、および分析周波数である。図 14 の a に比べ、植立支持を $1/2$ にした b では同一打振力に対し、波高値は減少し振動周期は長くなった。さらに植立支持を $1/3$ にした c では波高値、振動周期共に減少した。

図 15 は、歯牙植立模型の人工歯根膜の厚さを変えたときの応答波形を示したものである。a は、b に比べ人工歯根膜を 2 倍の厚さにしたものであり、振動周期に差がみられ周波数は低下しているが包絡線の形状、加速度波形全体の形状には大きな変化はみられなかった。

この模型実験から、生体においても歯槽骨の吸収程度、歯根膜の厚さなど歯周状態の変化に伴い応答周波数が異なってくる事が予想される。

実験 2. 歯牙自体の屈曲

1) 根尖側 $1/3$ 包埋模型

根尖側 $1/3$ までを石膏で包埋固定した歯牙植立模型による結果を図 16 に示す。単一 pulse 印加に対し歯冠部ではほとんど歪は認められず、歯頸部から歯根部に至って若干の歪が検出された。また、各部位について打振力を増加させながら測定したところ、歯根部において歪の増加度が最も大きかった。いずれの歪波形も荷重が除去されると直ちに基線にもどっている。したがって、本研究に用いた打振力による単一 pulse 印加に対し歯の変形はきわめて瞬間的に復帰するものであり、また歯が屈曲し易いと思われる歯根部においても歪は約 3.7×10^{-6} strain と小さいことが判った。

なお、切縁部を包埋し歯根部と歯冠部に strain gage を接着して、根端部を同様に打振してみた。この測定においても歪量は歯根部の方が大きく、前述の歯根部において最も歪の増加度が大きいという結果が、単に Cantilever としての不均一な応力分布により起った測定結果でないことを確認した。

2) 人工歯根膜を有する歯牙の屈曲

人工歯根膜を有する歯牙植立模型についても同様の測定を行った。根尖を包埋固定した前述の測定において、歯根部で若干の歪が出ることが判ったが、人工歯根膜を有する模型では歯根部に strain gage を接着することが

図 14 植立状態による影響

できないため歯頸部における歪を測定した。図 17 に測定結果を示す。本研究に用いた打振力の単一 pulse 印加に対し人工歯根膜を有するものでは歪はほとんど検出されなかった。

実験 3. 生体計測結果

生体において、打振器による機械的打振と打振具による打振との比較を行った。図 18 は、頭部を固定した一被験者の 1 の打振器による測定と打振具による測定とを比較したものである。共に 5 回の測定を重ね合わせたものであり、加速度波形は持続時間の短い減衰振動を呈した。歯牙植立模型による同一打振力での測定では、加速度波形は全く一致しきわめて良好な再現性を示したが生体においては波高値に若干の差が認められた。これは打振器による測定では、呼吸、嚥下などによる被験者の動きや、歯の搏動性動揺³⁷⁾との重なり合いなどによるものと思われる。これに比べ、打振具による打振では、打振力自体の不安定さが加わるために、打振器による測定波形より波高値の差が大きい。しかし、打振器、打振具ど

ちらの測定においても分析周波数の平均値は 277.5 Hz および 275.0 Hz と周波数分析器の分解能の範囲内の差であり、打振具を用いた場合でも測定に際しては十分な再現性のあることが確認できた。

したがって本研究では 5 回の測定を行い、その平均値を測定結果とした。

男性 15 人を被験者とし、上顎 6|~6、下顎 6|~6 につき、それぞれ 10 例ずつ計 238 歯（欠損歯 2）に単一 pulse を印加し、その振動を測定分析した。

1) 上顎歯牙

図 19 は上顎の一被験者の 5 回の測定を重ね合わせた加速度波形、および周波数の分析波形を示したものである。加速度波形は、いずれの歯牙においても減衰振動波形を呈しておおよそ良好な再現性を示しており、周波数分析波形においても多くの複雑な成分が分析されているものの peak は、ほぼ同じ値を示している。歯種別に個々の測定結果をみても周波数分析波形からも判るように測定結果の変動は比較的少ない。実測値で最大 520.8 Hz (3|), 最小 324.8 Hz (1|) でほとんどの歯牙で

図 15 歯根膜の厚さによる影響

12.5~137.5 Hz の幅を有しており、標準偏差は 38.1~72.2 Hz を示した。

左右側同名歯間の平均値の比較では、6|6 が 41.7 Hz で最も大きく、4|4 が 3.8 Hz で最小であった。他の歯種でも、5|5 で 31.8 Hz、3|3 で 26.1 Hz、2|2 で 23.2 Hz、1|1 で 6.9 Hz の差が認められたが、いずれも t-test を行つたところ左右側同名歯間では有意性は認められなかった。

歯種別測定結果を、表 1 に示した。測定 6 歯種中 1 が平均 331.7 Hz で最も低く、次いで 4, 5, 2, 6 の順で高い値を示し 3 が平均 507.8 Hz で最も高い周波数を示した。次に周波数の歯種間における有意性の検定を行った。表 2 に、その結果を示す。測定 6 歯種の間では危険率 5% で 1 と 6, 5 と 6, 危険率 1% で、3 と他のすべての歯種との間に有意性が認められた。

次いで前歯部について、周波数と歯槽内の歯根の長さとの関係を調べた。X線撮影を行いトレースした後、近遠心歯槽縁を結んだ中点と根尖との距離を歯槽内根長とした。

図 20 は、その関係をグラフにしたものである。図中の三角形の印は大きな充填物、あるいは補綴物を有している歯牙を示しており、これらは計測対象から省いた。

図 16 歯冠部、歯頸部、歯根部、におけるひずみ

相関係数は、0.99~0.81 で強い相関を示し歯槽内根長の長いもの、すなわち植立支持が強固なもの程、高い周波数を示した。

被験者D、Eにみられるように補綴物、充填物を有する歯牙は、回帰直線から離れたところに位置し異った値を示した。

2) 下顎歯牙

図 17 人工歯根膜を有する模型の歯頸部におけるひずみ

図 21 は、下顎の一被験者の 5 回の測定を重ね合わせた加速度波形、および周波数の分析波形を示したものである。上顎の場合と同様に、いずれの歯種においても加速度波形は良好な再現性を示し、周波数分析波形の peak もほぼ一致している。個々の歯牙の測定結果をみ

図 18 打振の比較

図 19 上顎各歯牙の加速度波形および周波数分析波形

表 1 上顎歯種別測定結果

測定歯牙 被験者	1	2	3	4	5	6
A	262.5	374.6	513.9	388.5	327.5	390.0
B	272.9	348.8	560.0	317.5	332.5	322.5
C	354.6	361.5	436.3	291.3	358.2	368.8
D	394.1	322.4	535.0	332.3	454.8	-----
E	361.3	415.0	519.2	355.4	401.2	353.8
F	253.8	306.5	404.9	267.7	258.9	362.9
G	354.2	416.3	483.9	348.4	331.7	416.7
H	336.3	332.5	493.2	298.8	299.6	428.0
I	360.0	356.0	530.1	376.3	320.0	375.0
J	367.5	395.0	601.3	405.0	344.4	313.4
Mean	331.7	362.9	507.8	338.1	342.9	370.1
S. D.	47.1	35.7	54.2	42.5	51.7	36.1

図 20 上顎の周波数と歯槽内根長との関係

△印: 充填物, 補綴物を有する歯牙

表 2 上顎周波数の有意差検定 (t-test)

歯種	6	5	4	3	2
1	2.2343*	0.4817	0.3026	7.3546**	1.6152
2	0.0599	1.0111	1.3795	6.4946**	
3	5.6923**	6.6440**	7.3939**		
4	1.5429	0.2150			
5	2.1774*				

** : 1%, * : 5%

ると, 実測値で最大 755.6 Hz (Ⅵ), 最小 225.4 Hz (Ⅰ) で, ほとんどの歯牙で 12.5~112.5 Hz の幅を有しており, 標準偏差は 24.4~84.7 Hz を示した. 左右側同名歯間の比較では, ⅢⅢが 32.8 Hz で最も大きく, ⅥⅥ, ⅠⅠ, ⅤⅤ, ⅡⅡの順でⅣⅣが 10.1 Hz で最小であった. t-test の結果, 左右側同名歯間ではいずれも有意性は認められなかった. 歯種別測定結果を, 表 3 に示した.

測定 6 歯種中, Ⅰが平均 234.8 Hz で最も低く Ⅱはこれとほぼ同じ値を示し, Ⅴ, Ⅳ, Ⅲはこれよりも高く, Ⅵが平均 751.8 Hz で最も高い周波数を示した. 表 4 に, 周波数の歯種間における有意性の検定の結果を示した. 測定 6 歯種間では危険率 5% で Ⅴと Ⅵ, Ⅴと Ⅲ, また, Ⅰと Ⅱはそれぞれ他のすべての歯種との間に危険率 1% で有意性を示した.

図 21 下顎各歯牙の加速度波形および周波数分析波形

Ⅴ~Ⅵについては周波数と歯槽内根長との関係調べた. 上顎の場合と同様に, X線撮影を行いトレースをした後計測を行った. 図 22 にその結果を示した. 相関係数は, 0.96~0.83 と高い値を示し, 下顎においても歯槽内根長の長いもの程, 高い周波数を示した.

V. 考 察

1. 研究方法について

歯を支持している歯周組織の状態は, 歯の営む機能と

表 3 下顎歯種別測定結果

測定歯牙 被験者	1	2	3	4	5	6
A	215.0	240.0	690.0	682.5	726.3	753.8
B	273.8	211.9	747.5	670.0	602.5	837.5
C	233.7	227.5	691.9	677.8	660.0	720.3
D	201.3	242.9	688.8	796.3	740.0	741.9
E	285.0	210.0	761.6	879.1	718.8	718.6
F	208.8	275.0	709.4	743.8	626.5	767.6
G	271.3	288.8	775.0	600.0	673.3	754.4
H	185.0	215.0	770.0	733.1	701.4	-----
I	215.0	220.0	720.0	663.1	684.0	692.5
J	258.8	257.5	743.8	736.3	717.5	780.0
Mean	234.8	238.9	729.8	718.2	685.0	751.8
S. D.	33.2	26.0	32.2	74.5	42.7	39.6

表 4 下顎周波数の有意差検定 (t-test)

歯種	6	5	4	3	2
1	29.0215**	24.9962**	17.7921**	32.0984**	0.2909
2	30.4263**	26.7870**	18.2321**	35.5416**	
3	1.4929	2.5122*	0.4289		
4	1.1379	1.1598			
5	3.2555*				

** : 1%, * : 5%

密接な関係がある。このため、咬合圧やその他の外力に対する歯周組織の反応を調査することは、咀嚼機能の回復を目的とする歯科医学においてきわめて重要である。歯周組織を機能的に評価するものとして、歯の動揺度の測定が古くから行われ、数多くの装置、方法が研究開発されてきた。

ダイヤルゲージを応用した装置を用いて、Mühlemann⁴⁾、石橋^{2,3)}らが荷重に対する歯の変位量を測定している。その後、電気的な測定方法が利用されるようになり、抵抗線歪計を応用した装置を用いて Picton⁷⁾、梶井⁹⁾、後藤¹⁰⁾らが、差動トランスを応用した装置で Parfitt⁶⁾、倉島⁸⁾、Hoffmann³⁵⁾らが、そして、菅野¹¹⁾、横田¹²⁾らが電気マイクロメーターを応用した装置を用いて研究を行った。これらのほとんどは、荷重一変位曲線を測定することにより、荷重時、および荷重除去後の歯の動揺様相について分析したものであり、歯周組織が粘弾性体として挙動することを明らかにしたものである。その後、粘弾性体としての歯周組織を調査するため、従来の静的測定法に対し動的測定法として Beyeler³⁶⁾、Manly¹³⁾らが電氣的に振動を歯に加えて、歯周組織の性状を客観的に評価しようと試みた。その後、倉島⁸⁾は周期的な振動を歯に加えて、その応答によっても歯周組

織に共振現象が存在するを見出し、歯の動き易さを表わす速度 *mobility* によつて歯の動揺度を表現することを提案した。そして、Noyes^{14,15)}、加藤¹⁶⁾、八島¹⁷⁾、三嶋¹⁸⁾、永田¹⁹⁾は歯周組織の共振周波数の測定を行い、弾性定数、粘性定数を定量し共振周波数が歯周組織の性状と密接な関係があることを報告している。

その他に、歯自体の屈曲振動から歯周組織の維持力、粘性抵抗を推論できるとした報告³²⁾、歯の打診音を音響學的に分析し歯周組織の診断に応用しようとした報告^{24~27)}、歯の搏動性の動揺の測定^{37~39)}、歯根膜の血流状態を測定することにより歯周組織の状態を調査しようとした報告^{40,41)}、などがあり数多くの成果がみられる。しかし、いずれも利欠点を有しており機能的に歯周組織を評価するための有効な方法はいまだ確立されていない。

本研究は、歯根膜を介して齒槽骨に懸架されている歯を瞬間的に打振し、強制的に過渡状態におき、生じてくる一連の振動を超小型加速度型振動 *pick up* を使用して加速度波形として導出解析したものである。この方法の特徴は、衝撃的な外力が加えられた時、その系のもつ固有振動をすべて含んだ波形が得られるという振動學的基礎に立脚するものである。したがって、従来研究されていた周期的振動による強制振動と異なり、複雑な加振のための機械系を付着することなく単純な系となるため、測定の精度が向上できる。また、測定解析に要する時間が短縮できる利点を有するため臨床的応用の実用性が高い。このため、本研究では、歯牙植立模型上で、1) 各種打振条件、歯牙・歯根膜系の各種条件による影響、2) 歯牙自体の屈曲振動、などの基礎的項目に始まり、3) 生体における計測に至る一連の研究を行い、その臨床的

図 22 下顎の周波数と歯槽内根長との関係

応用の可能性について検討を加えることを目的とした。

打振条件の規定，歯牙植立条件および植立環境による歯の挙動の影響を調べるため人工歯根膜を有する歯牙植立模型を用いた。歯根膜の構造の特殊性から現在のところ生体における基本的性質をすべて具備する人工歯根膜の製作は困難である。このため本実験に用いた人工歯根膜は，形態および弾性定数を近似させるに止まつた。しかし，打振条件の規定など生体を損傷しない範囲内で行わなければならない前提条件に拘束される実験の目的にかなうものと判断した。

模型計測に用いた衝撃 pulse は単一鋸歯状波を打振器に入力した。これは打振器の機械的特性から距形波入力に充分応答できないためである。最終的に打振器の軸に取り付けた monitor 用 pick up から誘導された加速度波形は鋭い立ち上りをみせる単一 pulse 波形となり，加速度波形開始点より約 10 msec 後に 1 回衝突させることにより衝撃印加時間を短くすることができた。

衝撃波形の比較には，衝撃の最大値，衝撃時間，衝撃持続時間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な場合が多い。このため，波形の解析には主に衝撃波形の振動 spectrum として周波数解析を行った。この方法によれば波形の形態にとらわれず歯牙-歯根膜系の衝撃 power spectrum として解析することができるためである。

本研究の測定対象は単一歯牙の振動であるため歯に取り付ける pick up はできるだけ小型のもので測定歯牙に対する負荷を最小限に抑える必要がある。振動 pick up 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 は外形寸法が通常大きく歯に取り付けた場合，歯の振動挙動に影響を及ぼす。そこで，本研究においては超小型加速度型振動 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^{19,57)}。

測定器機については、振動 pick up の振動検出能力、strain gage の歪検出能力の較正、data recorder の記録能力、周波数分析器の分析能力を確認し、本研究における測定に対し問題ないと判定した。

2. 結果について

1) 打振力の大きさ

打振力は打振時の速度、可動部の質量などを知ることが困難であるため弾道振子を用いて力積として算出した。便宜的に記録写真上から打振時の歯面との接触時間を計測代入すると打振力は約 44.3 g であった。これは、Mühlemann の、歯槽骨に変形が及ぶ下限値が 100 g であるという報告⁴⁾に比べると小荷重である。また、打診時の歯の移動量をその変位に応答できる変位計で測定したところ約 20 μ であり、歯槽縁における歯根膜の厚さ約 160 μ ⁴²⁾と比較すると、はるかに小変位である。生体において打振器で打振できない部位については、作製した打振具を用いたが、この実用性は両者による測定周波数に移動のないことから確認できた。図 23 は、打振具を用いて一被験者の上顎中切歯を小荷重および大荷重（瞬間撃力 100 g 以内）で打振したものである。小荷重

に比べ大荷重で打振したものは、加速度波形では減衰時間の増加、波形の歪がみられ、周波数分析波形においても他の成分が分析されている。しかし、芦沢の打診音の測定²⁶⁾と同様、周波数分析波形の peak は同位置で同じ周波数を示した。歯牙植立模型上では打振力の増加にかかわらず減衰振動波形の周期、減衰様相に変化はなかったが、生体においては移動がみられた。これは生体における歯周組織の特殊性を反映しているものと思われる。また、歯を打振した際、顎骨への振動伝達はかなり抑えられており、歯根膜による振動の吸収能が発揮できているものと考えられる。

2) 打振時の歯面との接触

歯を打振するに際しては、打振軸先端が歯面と接する状態が問題となる。歯を打振した場合、導出される加速度波形は単一のものではなく、歯の歯槽内での動揺によるもの、打振器、打振具自体の振動の伝播によるものなど他の多くの成分が含まれたものである。さらに歯面との接触が長時間に及ぶ場合には打振軸先端の歯面における滑りによる滑走成分、あるいは二重打振がおり周波数の異なる多くの単げん振動が合成された波形となる。また各周波数成分の時間おくれは一樣でないため記録された波形が原波形に対して歪む波形歪みが発生する⁴⁴⁾。本研究においても、打振軸先端に木製チップの装置による高域周波数成分の発生防止、単一 pulse の立ち上りを鋭くすることによる接触の短時間化など配慮してあるが、やはり波形歪みの生じているものもある。このことから、歯を打振して導出された加速度波形より振動周期を計測計算し周波数を得ることは極めて危険であることが理解できる。

3) 打振部位

生体においても、異なった打振部位に対する応答を調べるため歯牙植立模型で打振した部位と同様の部位を打振してみた。従来、共振周波数の測定において加振部位の違いによる周波数の差が報告されている¹⁹⁾が、本研究においては、いずれの部位においても周波数に移動はみられなかった。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っているものではなく荷重による物体変形の緩和時間と観測時間との相対的關係による。すなわち、緩和時間よりもはるかに短い時間だけ荷重を加えれば、物体は完全弾性固体として挙動し、緩和時間に比べてはるかに長い時間にわたって荷重を持続すれば物体は純粘性液体として挙動し、緩和時間と同程度の荷重時間であれば物体は粘弾性体ようになる⁴³⁾。

図 23 生体における打振力の大きさによる影響

Bien⁴⁰⁾ の報告にみられるように、歯根膜が準閉鎖系である歯根膜腔に存在する含水成分に富んだ組織であるとする、歯周組織を rheology の立場から観察することができ、歯を打振した場合、流体成分によつて系内に pascal の法則が成立し歯根膜全体に等圧の荷重が加わる。しかも本研究では打振時間が短く、rheology の論理からも弾性体のような挙動を呈したため、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考える。また、菅野¹⁰⁾ は、歯に荷重を加え除重後の復帰様相について早期復帰型が若年者に多いと報告している。本研究においても、被験者は比較的若年者層が多く歯根膜の粘性的性質が少ないことが考えられる。

4) 隣在歯との接触関係

一般に潤滑のない乾燥した、しゅう動面には、しゅう動速度に無関係で法線方向の圧力に比例する大きさの固体摩擦が発生する。固体摩擦は、加速度波形の特性に、重大な影響を及ぼし、記録される波形がかなり歪むことがある⁴⁴⁾。そこで、歯牙打振時の隣在歯との接触関係について調べた。先に述べた植立模型による接触強さが周波数に与える影響を調べた実験と同様に、一被験者において接触強さを変えて測定した。その結果、生体においても 50 μ の contact gage が入る接触強さでは周波数に変化はなかった。Mühlemann は、接触点を除去する前後で 100 g 以下の荷重に対する初期動揺量には変化がないと報告しており⁴⁵⁾ 梶井は下顎小白歯における研究で、歯冠接触点の有無および接触状態の相違による変化量には差が認められないと報告している⁹⁾。また、生体においては接触点は、唾液、浸出液などで常に湿潤した状態にあるため、乾燥した状態よりも摩擦の発生は少ないものと考えられる。したがって、強固な接触でなく普通の接触強さを有する歯は小荷重でも容易に変位し歯牙打振時の周波数に影響を与えないものと思われる。

5) 歯の植立状態による影響

歯槽骨の吸収したような病的歯周組織を想定し、歯根の包埋程度を変えた歯牙植立模型により、歯牙の振動を計測した。その結果、歯根の包埋程度が少なくなるにつれ周波数は低くなった。これは、歯根に付着する人工歯根膜の減少に伴う維持力の低下によるものであると共に、打振部位から打振時の歯の回転中心までの距離の増加によるものと考えられる。このような周波数の低下は後述の対照として測定した歯槽骨の吸収した被験者の結果にもみられた。

また、人工歯根膜の厚さの増加によつても周波数は低下した。これは、人工歯根膜の単位面積あたりの弾性定

数は一定であるが、厚さが増加することにより打振に対する変位は増加し、その結果、相対的な弾性定数が低下したことによるものと考えられる。

6) 歯牙自体の曲がり

咬合、咀嚼に際しては軟組織だけでなく、歯、歯槽骨、顎骨を含む硬組織にまで歪が生ずることが報告されており^{28,29)}、歯周組織の力学的性状を研究するにあたっては、これら硬組織の歪を考慮する必要がある。本研究においては、先に述べたように打振力を、歯槽骨に変形が及ぶ下限値が 100 g であるという Mühlemann の data より小さく抑えることができたため、歯槽骨、顎骨の歪については特別に考慮しなかつた。しかし、咬合、咀嚼時に第 1 に衝撃を受け歯根膜を介して歯槽骨や顎骨にその衝撃を伝播する作用をもつ歯に関しては、光弾性実験³⁰⁾、歪測定³¹⁾などが行われており、その結果が報告されている。咬合力やその他の外力は歯根膜、歯槽骨など、いわゆる歯周組織により緩和されるが、歯牙植立模型における歯牙自体の曲がりの実験でもみられたように、わずかではあるが荷重に対して歯は歪み、歯牙自体による緩和作用があることも確かである。Körber は荷重除去後の歯の復帰様相について歯周組織内の脈管系の流体力学的挙動によるクリープの他に、弾性的に変形した歯が復帰して屈曲振動をおこすと報告し²⁰⁾、屈曲振動の様相の変化を歯周組織の生物物理学的状態と結びつけている。Fritz も、荷重除去後の歯牙の復次様相には Mühlemann のいう三相性の他に歯牙自体の相があることを報告している⁴⁷⁾。そこで歯の屈曲振動、すなわち歯牙自体の固有振動数を測定した。任意に選んだ天然抜去歯牙 5 本を使用し、それぞれ歯根端を固定し舌面に加速度型振動 pick up を接着した。歯冠部を打振することにより屈曲振動を起振し、周波数分析器により周波数を測定した。5 本の測定値の平均は、3,410.0 Hz であり本研究における打振に対するどの歯種の周波数よりもはるかに高い値を示した。図 24 は、屈曲振動の加速度波形、および、分析波形の 1 例である。3,175.0 Hz のところで最大の peak があり屈曲振動数を示している。機械系やその他の共振らしきものが認められるが小さく、屈曲振動の測定に際しては無視できる。Körber は歯根端を固定した植立模型を用いて、鉄球を落下命中させることにより屈曲振動を起振し 2,340 Hz を測定している。さらに、5 g の重りを付加することにより 1,650 Hz に低下することから歯牙自体の曲がりを強調し、歯根の固定状態、すなわち歯周組織の状態により屈曲振動が変化すると報告している²²⁾。しかし、これは歯根が強固に固定や

図 24 歯の屈曲振動の周波数分析

れている場合であり、歯牙自体の質量よりも大きな荷重が付加されたことによる弾性体としての歯の振動数の低下にほかならない。生体においては、歯は歯槽内に歯周組織によって懸架されており、Cantilever としての固定源は考えられない。

先に著者らは抜去歯牙を用いて荷重に対する変位量を測定し、1 kg に対して約 $15 \sim 20 \mu$ であることを報告した³²⁾。従来より、初期、中期、終期の三相性の歯の動揺様相が報告されているが、Mühlemann の報告⁴⁾より終期動揺の荷重と変位量との関係を調べると 1 kg に対して約 $11 \sim 18 \mu$ であり著者らの報告とほぼ一致した値を示し、いわゆる終期動揺は主として歯の歪によるものであると考えられる。そして、梶井らの報告⁹⁾による歯根膜変形に由来するといわれている初期動揺量が 50 g に対し約 20μ であることを考え合わせると、歯根膜を有する歯が小荷重の打振に対してきわめて歪み難いことは明らかである。Savdir³³⁾ とも、抜去歯牙を用いた動揺度の測定に際して、歯自体の変形はきわめてわずかであるとしている。以上のことから、本研究に用いた打振力の場合、振動 pick up から検出される振動は歯牙自体の屈曲振動と考えることは困難であり、主成分は歯周組織の振動系から検出されたものとするのが妥当であろう。

なお、人工歯根膜を有する歯牙植立模型に加速度型振動 pick up および strain gage を接着して単一 pulse を印加したところ、strain gage の lead 線の固定が不十分で動揺したり、strain gage が人工歯根膜によって圧迫されているような場合は、本来の歪が検出できず加速度波形と一致した波形になる恐れがある。したがっ

て、strain gage の操作には注意する必要がある。

7) 生体計測結果

歯の単一 pulse 印加に対する反応の研究は数少なく²⁴⁻²⁷⁾、ほとんどのものが microphone を用いて打診音として分析したものである。健康歯の打診音の周波数について、佐々木は microphone による測定から 300 c/s 前後であるとし²⁴⁾大山は同様の方法によつて 1,000 c/s 近辺であると報告している²⁵⁾。また、芦沢も打診器を考案し打診音を録音、1/3 オクターブ分析器による周波数分析を行い、1,250 c/s を中心とした peak がみられることを報告している²⁶⁾。しかし、これら歯を叩打し microphone を介して測定記録する方法は、叩打する道具から発生する過渡音の分離、叩打の際の力の大きさ、方向、位置、および microphone の方向、距離などは明らかにされていない。これらの問題、および測定器系の特性に関連して、これらの報告の周波数にも差違があらわれたものと思われる。

その他、全歯について単一パルス印加に対する周波数測定を行つた報告は今までになく、共振周波数の測定においても、永田が $\bar{6}$ 、 $\bar{3}$ 、 $\bar{1}$ について調査したもののみである¹⁹⁾。この報告とは、上顎において $\bar{3}$ 、 $\bar{6}$ の周波数が高いことで一致しているが、測定方法が異なっているため本測定による場合と異なつた振動系の反応が検出されるものと思われ、本測定結果と直接比較することはできない。

本研究においては、打振器および打振具を用いて $\bar{6}$ 、 $\bar{1}$ 、 $\bar{6}$ 、 $\bar{6}$ 、 $\bar{1}$ の全歯について単一 pulse を印加し、その振動を測定分析した。

上顎では、 $\bar{3}$ が平均 507.8 Hz と最も高く、他のいずれの歯種に対して危険率 1% で有意差を示した。 $\bar{3}$ は単根歯の中で最も長く、健康歯周組織においては、当然歯槽内に嵌入している歯根の長さも他に比べて大となる。本測定においても、 $\bar{3}$ の歯槽内根長は X 線写真の測定より平均 2.06 cm と単根歯種のうち最も長く、羽賀らの報告⁴⁷⁾にもみられるように歯根表面積も最大となる。したがって、歯根膜線維による維持力は強固になり、このような高い周波数を示したものと思われる。前歯部については、図 20 に示したように同一個体内で歯槽内根長と周波数とは強い相関関係を示し、歯槽内根長の長いもの程、高い周波数を呈している。これは、図 14 の歯牙植立模型における結果と一致している。しかし、上顎について羽賀らの歯根表面積の報告では、 $\bar{6}$ が最大の面積で続いて $\bar{7}$ 、 $\bar{3}$ 、 $\bar{4}$ 、 $\bar{5}$ 、 $\bar{1}$ 、 $\bar{2}$ の順であると述べているが、本研究結果では $\bar{3}$ が最高の周波数を示し、続いて $\bar{6}$ 、 $\bar{2}$ 、

5, 4, 1 となつた。3, 6 については広い面積に対して高い周波数を示すことで一致しているが他の歯種については一致しない。中でも 2 は歯根表面積が最小であるにもかかわらず高い周波数を示している。このことは、上顎では単一 pulse 印加に対する歯牙・歯周組織の反応というものが、歯および歯周組織の個々の因子、すなわち歯の形状、質量、歯槽骨の組成、上顎洞、副鼻腔の大きさ、歯根膜の状態など多くの因子を含んだ反応であるため、単に歯根膜面積を周波数と比較できないことを示している。一般に減衰振動は

$$\frac{d^2x}{dt^2} + \frac{cdx}{mdt} + \frac{k}{m}x = 0$$

なる方程式で表わされ $\omega = \sqrt{k/m}$ となる。これからも、多くの因子のうちの一つでも変化すれば周波数が異なってくる。

特に臼歯部においては、複根歯となるため単一 pulse 印加に対する歯の挙動も単根歯の場合と異なり、単に歯根回転中心を軸とした回転運動だけではない。3 以後の歯種では、表 1 にみられるようにそれぞれが 1 S.D. の範囲内にあり、1 と 6, 5 と 6 の間に危険率 5% で有意差を示しているだけである。

下顎では、6 が 751.8 Hz で最高の周波数を示し続いて 3, 4, 5, 2, 1 の順であつた。下顎で特徴的なことは、表 3 に示されるように 1, 2 の周波数が他の歯種に比べてはるかに低いことである。表 4 にみられるように、3 と 5, 6 と 5 の間に危険率 5% で有意差がみられるだけであり、1, 2 以外の歯種は高い周波数域でそれぞれの 1 S.D. の範囲内に入っている。このように 1, 2 が低い周波数を示した理由として、他歯種に比べて歯槽内根長が短く歯周組織維持力の弱いこと、および Pick up を接着した場合の歯冠部質量の増加による周波数の低下が考えられる。1, 2 は歯の中で最小であり重量も約 0.6 g 程度で 3 に比べると半分程度である。このように歯根膜線維によつて歯槽内に懸架されている軽量の歯牙に約 1 g とは言えど pick up を接着することは、人間の歯の感覚閾値が 10 μ 程度であるという報告^{48, 49)}、歯に圧刺激を加えた場合の神経反応の閾値が 0.47~10.0 g、変位量にして 0.75~20.0 μ であるという報告⁵⁰⁾からも、歯周組織に対する影響は少なくないと思われる。したがつて、より精密な振動を検出するためには、より小さい pick up による測定、さらに非接触型の測定法の確立が必要であると思われる。

下顎においても 5~15 について X 線写真の計測から、歯槽内根長と周波数との関係を調べた。上顎と同様に強

い相関関係を示し、歯槽内根長の長いもの程高い周波数を示した。羽賀らの歯根表面積の報告と比較すると、6 を最大として、7, 3, 5, 4, 2, 1 の順であり、周波数も 6 を最高として、3, 4, 5, 2, 1 の順でほぼ一致している。これは上顎のように上顎洞、副鼻腔がないため、これら空洞における振動の共鳴がなく歯周組織に支持された歯の振動がそのまま検出されたものと思われる。

上下顎について比較してみると、中切歯、側切歯を除く他の歯種については、すべて上顎の方が低い周波数を示した。測定歯種においては、すべて上顎歯種の方が質量が大であり質量差によつて周波数が異なつたとも考えられる。しかし、歯槽内に懸架された歯の質量を考えた場合、その質量差はごく小さいものと思われ、むしろ骨の組成が問題になると考えられる。上顎では、歯槽骨の組成が粗であり⁵¹⁾、歯に加えられる打振力が小荷重とはいへど Wills⁵²⁾、Picton⁵³⁾ の報告にもみられるように、歯根膜から歯槽骨への振動の伝播、打振時の歯槽内圧上昇による歯槽骨の変形、そして上顎洞、副鼻腔における共鳴などが周波数に与える影響が大であると思われる。1, 2 のみが上顎同名歯に対して低い周波数を示しているが、これは先にも述べたように 1, 2 の歯周組織の維持力の弱いこと、および pick up による質量増加に起因するものと考えられる。

Schwickerath⁵⁴⁾ は歯の負担能力について歯根の形態、大きさ、植立程度などを挙げ、テーパ状の歯根よりシリンドラ状の歯根の方がより大きな咬合力を受けることができると報告しているが、前歯部と臼歯部の周波数の比較からもこのようなことがうかがえる。従来報告されている咬合圧⁵⁵⁾と本実験における周波数とを比較してみると、全体的には上顎で咬合圧の大きい順は 6, 7, 5, 4, 3, 2, 1, 下顎で 6, 7, 5, 4, 3, 1, 2 であり、それに対して上顎の周波数の大きい順は 3, 6, 2, 5, 4, 1, 下顎で 6, 3, 4, 5, 2, 1 である。全体的には順序は一致しないが、前歯部、臼歯部に分けてみるとその順序は、ほぼ一致し前歯部内、あるいは臼歯部内における周波数の比較により、その歯の負担能力を調査することも可能であると考えられる。

なお、歯槽内根長は Orthopantomogram より計測した。Talari ら⁵⁶⁾は Orthopantomography により付着歯肉の幅を計測しており、かなり精度のよいことを報告している。本研究においても中切歯、犬歯、大臼歯の 3 ヲ所に長さ 5 mm の鉛線を接着し、写真上での長さを測定してみた。その結果、各々同一個体内では 3 ヲ所のいずれの部位においても長さは変わらず、歯槽内根長の

表 5 病的歯周組織における周波数（ ）：充填物，補綴物を有する歯牙

	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6
Normal	393.3	358.8	336.2	520.8	371.2	324.8	331.7	348.0	494.7	340.0	327.0	351.6
Abnormal	250.0	(219.6)	280.0	395.0	350.0	267.5	(245.0)	322.5	277.5	288.6	347.6	262.5
S. D.	7.9	12.8	12.6	23.2	21.0	10.0	17.0	9.4	10.2	8.3	14.8	15.8

図 25 被験者KのX線写真

図 26 病的歯周組織における加速度波形と周波数分析波形

計測にあたり問題のないことを確認した。

表5は対照として測定した1例の被験者の上顎での測定結果である。X線写真(図25)による診査から全顎にわたって歯槽骨の吸収がみられた。図26に、その周波数分析波形を示した。図26の中の縦線は、健常歯の平均値を表わしており、5以外ではすべて正常平均値より左側、すなわち低い周波数域に peak が位置している。これは、図14の歯牙植立模型による実験結果、および石橋の歯槽骨の吸収に伴う歯槽内根長の減少により歯の動揺度が増加したという報告³⁾と一致している。5は歯槽骨の吸収程度が比較的少なく、健常歯の平均値と

ほぼ同じ周波数を示しており、2/2のみがかろうじて健常歯の平均値の1S.D.内に入るだけで他の歯種はすべて低い周波数を示している。特に3は、健常歯の平均値が494.7 Hzであるのに対し、277.5 Hzと217.2 Hzも低下している。歯槽内根長は3が1.46 cmにに対し、3は1.50 cmと大差はないが周波数の上では大きく異なり、3の歯槽骨吸収に伴う歯周状態の質的低下が推測される。5についても、5より歯槽骨の吸収が強く、しかも充填物による歯牙質量の増加により低い周波数を示した。

前歯部について、歯槽内根長と周波数との関係についてみると3の1.46 cm、3の1.50 cmにつづき、2の1.36 cm、2の1.40 cm、1の1.45 cm、1の1.36 cmと当然健常歯よりも短くなっている。しかし、健常歯にみられたような、歯槽内根長と周波数とが比例するという相関関係はなくなっている。したがって歯周病の診査や、補綴処置に先立つて歯の健康度などを診査するにあたっては、X線写真による平面的な診査のみに止まらず、歯周組織の機能を評価する意味で動的な診査を加えることが必要である。なお、病的歯牙については更に検討を加えてみたいと思っている。

VI. 結 論

本実験は、著者が考案した打振器、および打振具を用いて、歯に単一 pulse を印加し、その振動を加速度型振動 pick up を用いて電氣的に検出し分析した結果、次の結論を得た。

1. 本装置により歯に単一 pulse を印加した際の振動を加速度型振動 pick up を用いて再現性のある加速度波形として検出することができた。

2. 単一 pulse 印加による歯の打振においては、若干の打振力の差は周波数に影響を与えず、臨床においても容易に応用できることが確認できた。

3. 歯牙自体の屈曲は、きわめて小さく生体内での単一 pulse 印加に対しては無視できるものと思われる。

4. 臨床的に正常と思われる歯周組織における周波数は、1: 331.7 Hz, 2: 362.9 Hz, 3: 507.8 Hz, 4: 338.1 Hz, 5: 342.9 Hz, 6: 370.1 Hz, 1: 234.8 Hz, 2: 238.9

Hz, 3 : 729.8 Hz, 4 : 718.2 Hz, 5 : 685.0 Hz, 6 : 751.8 Hz であった。

5. 健康な単根歯種において、歯槽内根長の長いもの程高い周波数を呈し強い相関関係を示した。

6. 以上の結果より、単一 pulse 印加による歯周組織の健康度判定の可能性が確認できた。

稿を終えるに臨み、本研究に終始御懇篤なる御指導、御校閲を賜った竹花庄治教授に深甚なる謝意を表するとともに、研究に種々の御援助、御協力をいただきました補綴学教室諸先生ならびに被験者の方々に深謝致します。

文 献

- 1) 今川与曹, 石川 純 : 臨床歯周病学, 1968, 医歯薬出版, 東京.
- 2) 石橋真澄 : 歯の動揺に関する実験的研究, 第 1 報 (荷重と動揺との関係について) 口病誌, 20 : 3, 187~191, 1953.
- 3) 石橋真澄 : 歯の動揺に関する実験的研究, 第 2 報 (歯槽骨の吸収と動揺度との関係) 口病誌, 21 : 3, 108~117, 1954.
- 4) Mühlemann, H.R. : Periodontmetry, A Method for Measuring Tooth Mobility, Or. Surg. Or. Med., Or. Path., 4 : 1220~1233, 1951.
- 5) Parfitt, G.J. : Measurement of the physiological mobility of individual teeth in axial direction. J.D. Res., 39 : 608~618, 1960.
- 6) Parfitt, G.J. : The Development of an instrument of measure tooth mobility, J.D. Res., 37 : 64~65, 1958.
- 7) Picton, D.C.A. : A study of normal tooth mobility and the changes with periodontal disease, The Dental Practitioner., 12 : 167~173, 1962.
- 8) 倉島晃一 : 歯周組織の力学的性状に関する研究, 口病誌, 30 : 167~191, 1963.
- 9) 梶井 徹 : 新しい装置による歯の生理的動揺の大きさとその性質について, 補綴誌, 11 : 129~151, 1967.
- 10) 後藤建機 : 歯牙の生理的動揺に関する実験的研究, 歯科学報, 71 : 1415~1444, 1971.
- 11) 菅野博之 : 歯の動揺に関する研究 1, 日歯周誌, 17 : 238~244, 1975.
- 12) 横田 農 : 歯根膜及び歯槽骨の生物力学的性状に関する研究, 九州歯会誌, 28 : 485~510, 1975.
- 13) Manly, R.S., Yurkstas, A. and Reswick, J.B. : An instrument for measuring tooth mobility, J. Periodont., 22 : 148~155, 1951.
- 14) 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.
- 15) Noyes, D.H. and Solt, C.W. : Measurement of mechanical mobility of human incisors with sinusoidal forces, J. Biomechanics, 6 : 439~442, 1973.
- 16) 加藤 潤 : 正常および病的な歯周組織の共振振動数の測定, 口病誌, 35 : 58~181, 1968.
- 17) 八島輝明 : 歯の機械インピーダンスの測定, 口病誌, 38, 4 : 116~133, 1971.
- 18) 三嶋順一 : 歯周組織の粘性と弾性に関する臨床的研究, 口病誌, 40 : 367~388, 1973.
- 19) 永田一夫 : 歯周組織の周波数応答に関する研究, 補綴誌, 20, 3 : 81~98, 1976.
- 20) Körber, K.H. : Untersuchungen zur Biophysik des Parodontiums, D.Z.Z., 17 : 1585~1595, 1962.
- 21) Körber, K.H. : Die elastische Deformierung menschlicher Zähne, D.Z.Z., 17 : 691~698, 1962.
- 22) Körber, K.H. und Körber, E. : Biegeschwingungen menschlicher Zähne, D.Z.Z., 13 : 388~393, 1962.
- 23) Körber, K.H. : Untersuchungen über die Kaufunktionelle Beanspruchung des Zahnes, D.Z.Z., 18 : 576~584, 1963.
- 24) 佐々木達夫 : 歯牙打診音の音響学的研究, 第 1 報 (抄録), 日本口腔学会雑誌, 8 : 301, 1959. 第 2 報 (抄録), 医療, 14 (増刊) : 262~263, 1960.
- 25) 大山 肇, 倉島晃一 : 歯の打診音の分析, 第 1 報 (抄録), 口病誌, 36 : 59~60, 1969.
- 26) 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.
- 27) Gudat, H., Markl, karlsruhe. und Lukas, D., Schultr, W. : Analyse von Perkussionssignalen an Zähnen. D.Z.Z., 32 : 169~172, 1977.
- 28) Picton, D.C.A. : On the part played by the socket in tooth support, Arch. Oral. Biol., 10 : 945~955, 1965.
- 29) 天野仁一郎 : 咬合、咀嚼運動および嚥下運動時の顎骨のひずみについて, 歯基礎誌, 12 : 52~58, 1970.
- 30) 矢島忠夫 : 歯牙の光弾性実験, 第 2 報, (前歯部断面について), 歯科学報, 54, 4 : 121~130. 第 3 報 (臼歯部断面について) 54, 9 : 323~332. 第 4 報 (歯槽骨上縁の下降による歯牙の応力分布変化について) 54, 10 : 365~368, 1954.
- 31) 覚道幸男, 天野仁一郎, 和泉功一 : 咬合時および咀嚼時の歯のひずみ, 歯界展望, 33, 2 : 199~206, 1969.
- 32) 永田一夫, 池田康憲, 若林康郎, 竹花庄治 : 天然歯の屈曲について, 愛学院誌, 15, 1 : 1~8, 1977.
- 33) Savdir, S. und Rateitschk, K.H. : Zahnbewegli-

- chkeit und Zahn deformation. Parodontologie, 18 : 125, 1964.
- 34) 井上 宏 : 歯の屈曲振動の解析, 補綴誌, 16 : 423, 1973.
 - 35) Hofmann, M. : Ein gerät zur quantitativen und qualitativen Bestimmung der Bewegungsbahn des Zähnes. D.Z.Z. 17 : 721~731, 1947.
 - 36) Beyeler, K., Dreyfus, J. : Prinzip einer elektrodynamischen Apparatur zur Messung des Lockungsgrades der Zahne. Parodontologie. 1 : 113, 1947.
 - 37) 古市克也 : 歯の博動性動揺, 歯科医学, 36, 6 : 952, 1972.
 - 38) Körber, K.H. : Periodontal Pulsation, J. Periodont. 41 : 382~390, 1970.
 - 39) Hofmann, M., Diemer, R. : Die Plethysmographie der peripheren Strombahnen des Parodontiums, D.Z.Z. 17 : 698~703, 1963.
 - 40) Bien, S.M. : Hydrodynamic Damping of Tooth Movement. J.D. Res., 45 : 907~914, 1966.
 - 41) 近藤勝義 : インピーダンスプレシスモグラフィーによる歯根膜循環動態の研究, 口病誌, 36 : 20~42, 1969.
 - 42) 覚道幸男 : 歯と口腔の臨床生理, 永末書店, 京都, 1966.
 - 43) 中川鶴太郎, 神戸博太郎 : レオロジー, みすず書房, 東京, 1967.
 - 44) 古川英一 : 振動および衝撃測定, 誠文堂新光社 : 1~45, 1966.
 - 45) Mühlemann, H.R. : Tooth Mobility (II), The Role of Interdental Contact Point and Activation on Tooth Mobility. J. Periodont, 25 : 115, 1954.
 - 46) Fritz, J. : Die Zahnbeweglichkeit, D.Z.Z., 18 : 934~936, 1963.
 - 47) 羽賀通夫, 他 : 永久歯根膜表面積の研究 (第2報), 補綴誌, 18, 3 : 250~259, 1975.
 - 48) Hannu, S.S., Pentti, L. : The tactile sensibility of the Parodontium of slight axial loadings of the teeth. Acta. odont. Scand., 22 : 415~429, 1964.
 - 49) Gerd, T., Ove, F., Niels, B. : An Assessment of the tactile sensibility in human teeth, Acta. Odont. Scand., 20 : 233~256, 1962.
 - 50) 清水賢二 : 歯に圧刺激を加えた際の歯周組織の神経生理学的観察, 口病誌, 34 : 310~329, 1967.
 - 51) 秋吉正豊 : 歯周組織の構造と病理, 医歯薬出版, 東京, 1962.
 - 52) Wills, D.J., Picton, D.C.A. and Davies, W.I.R. : A study of the fluid system of the periodontium in Macaque Monkeys. Archs. Oral. Biol. 21 : 175~185, 1976.
 - 53) Picton, D.C.A., Davies, W.I.R. : Dimensional changes in the Periodontal membrane of Monkeys due to horizontal thrusts applied to the teeth, Archs. Oral. Biol., 12 : 1635~1643, 1967.
 - 54) Schwickerath, H. : Kaukraft-Kaudruck-Belastbarkeit. D.Z.Z., 31 : 870~873, 1976.
 - 55) 高見沢忠 : 健康永久歯の相対咬合力および個歯咬合力に関する研究, 補綴誌, 9 : 217~236, 1965.
 - 56) Talari, A. and Ainamo, J. : Orthopantomographic assessment of the width of attached gingiva., J. Periodontal. Res., 11 : 117~181, 1976.
 - 57) 若林康郎 : 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.