

〔原 著〕

歯加振時の音響インテンシティ測定に関する研究
—実験用模型における打音の放射の検索について—

多田 浩二, 坂口 邦彦, 肥後 文章

北海道医療大学歯学部歯科補綴学第II講座

(主任: 坂口 邦彦)

Measurement of the intensity of sound generated by
impacts on teeth
—emission of percussion sound from an experimental model—

Koji TADA, Kunihiko SAKAGUCHI and Fumiaki HIGO

Department of Fixed Prosthodontics, School of Dentistry,
HEALTH SCIENCES UNIVERSITY OF HOKKAIDO

(Chief: Prof. Kunihiko SAKAGUCHI)

Abstract

Determination of the modality of transmission of the biting force exerted on teeth to the periodontal tissue is important in prosthesis design, to harmonize with the various functions of the jaw and oral region. The possibility of determining the modality of transmission of impacts on a tooth crown to the periodontal tissue via the tooth root by detecting emissions of percussion sounds was attempted.

An experimental model, in which an artificial left upper central incisor and a left lower first molar set in dental plaster was oscillated, and the resulting percussion sounds were measured by the sound-intensity measurement method. The following results were obtained:

1. Application of the sound-intensity measurement method allowed a 3-dimensional visualization of the percussion sounds emitted by the experimental model in the frequency bands 400~10KHz, 5000, 6300, and 8000Hz.
2. The choice of frequency band was considered important for the detection of percussion sound emissions from the experimental model by measurement of the sound intensity.

第90回日本補綴歯科学会学術大会 (1993年10月北九州), 第92回日本補綴歯科学会学術大会 (1994年11月鹿児島), 第94回日本補綴歯科学会学術大会 (1995年10月倉敷)

受付: 平成9年2月26日

3. In the 8000Hz band, percussion sound emissions were detected from the root region as well as from the tooth crown of the impact, enabling acoustic detection of the modality of transmission of the impact from the tooth crown to the root region. Different percussion sounds were observed from the root regions of the left upper central incisor and left lower first molar.

Key words : Sound Intensity, Percussion Sound

I 緒 言

顎口腔系での咀嚼運動などの機械的機能は、生理的均衡の上に成立し、特に歯とその支持組織は、咀嚼運動に対し互いに緊密な関係を有するとされる^{1~7)}。したがって、口腔内に装着される補綴装置には、顎機能運動時においても顎口腔系全体と調和しながらその機能を維持し、また、コントロールして行くことが求められる^{8~10)}。これらの要件を満たす補綴装置を設計するには、歯に加わった咬合力が周囲支持組織へ伝達する様相を知ることが重要である。

従来より、顎顔面部における咬合力伝達特性の解明の試みとして、赤外線応力画像法^{11~12)}、光弾性試験法^{13~21)}、有限要素法^{20,22~27)}、ホログラフィー干渉法^{28~30)}、ストレインゲージ法^{20,31~37)}など、種々の測定または解析方法が用いられてきた。しかし、これらの方法の多くは、シミュレーションでの使用に制限され、臨床への応用は極めて困難である。また一方では、シミュレートモデルと臨床で共通して測定可能な方法として、音響学的または振動学的手法を用いた検索も行われている^{38~41)}。しかし、従来歯科で用いられてきた音響または振動測定方法では、音や振動の伝達特性として重要な伝達量と伝達方向を同時に測定することが困難であった。

そこで著者らは、2マイクロホン法による音響インテンシティ（以下S I）測定法に着目した。S Iは、音場の一点を通過する音圧と粒子速度の積の時間平均と定義され、W/m²で表さ

れる⁴²⁾。本測定法は、構造物の振動によって放出される音をS I、すなわち量と方向性を持つベクトルとして、直接的に測定することが可能である^{43,44)}。さらに、得られたS Iデータを解析処理することで、構造物からの音の放射を可視化し、構造物の複数の音源を同定することが出来る。

本研究では、歯冠部に加えた衝撃が歯根周囲へ伝達する様相を音響学的見地から検索することが可能であるか、検討することを目的とした。そこで、歯加振時のS I測定の基礎的実験として、人工歯を植立した実験用模型を使用し、これらを加振して生じさせた打音を2マイクロホン法によるS I測定法を用いて測定し、解析を行った。

II 実験材料および実験方法

1. 実験用模型

実験用模型をFig. 1に示す。

実験用模型は、上顎左側中切歯と下顎左側第一大臼歯の形態を有するエポキシレジン製人工歯（B 3 - 500/ニッシン社製、京都）と、これらを植立するための歯科用超硬質石膏（NOR-ITAKE SUPER ROCK/ノリタケ社製、名古屋）製植立台で構成した。

植立台は、石膏を標準混水比で練和後、型枠に流して作成した。植立台の大きさは、下顎長および下顎体厚^{45~47)}を参考に100mm×25mm×15mmの寸法とした。人工歯は、Parallelometerを利用して植立台の中心部に歯軸方向に植立した。

実験には、植立台のみの模型（以下ブロッ

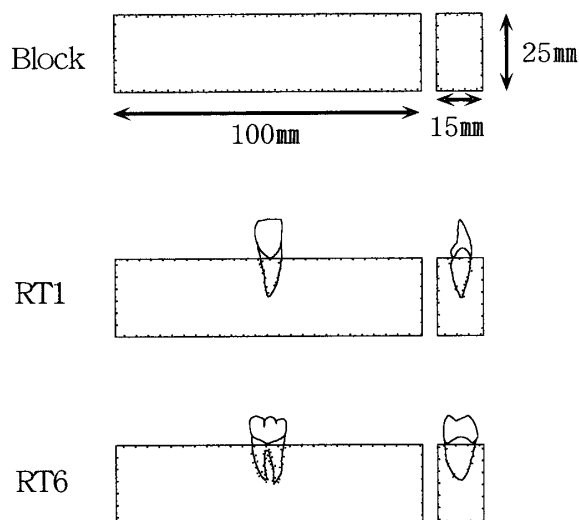


Fig. 1 Experimental model

ク、×1個)と、上顎左側中切歯または下顎左側第一大臼歯を植立した模型(各々以下RT1, RT6, 各×1個)の3種類の実験用模型を使用した。

2. SI測定システム

SI測定システムのブロックダイアグラムをFig. 2に示す。

本システムは、加振系、受信部と分析器からなる測定系、解析処理系で構成される。実験では、加振系と受信部を防音室内(暗騒音レベル: 400Hz~10KHz帯域14dB以下)に設置し、以下の方法でSI測定を行った。

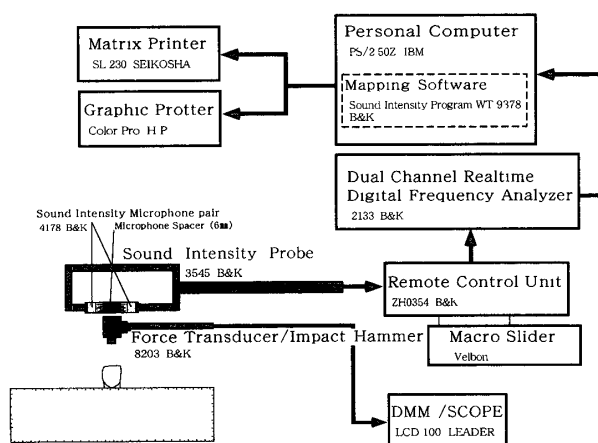


Fig. 2 Block diagram of sound intensity measurement system

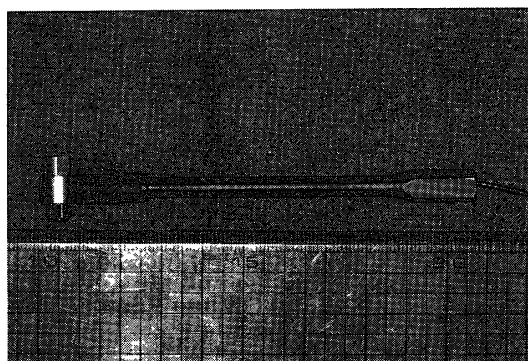


Fig. 3 Force Transducer/Impact Hammer

(1) 加振系

加振は、実験用模型を直径0.5mmのナイロン製糸(SUNLINE社製, 東京)で釣り下げ固定⁴⁸⁾した状態で、Force Transducer/Impact Hammer (8203/Brüel&Kjær社製, Denmark, 以下ハンマー, Fig. 3)を用いて行った。加振条件は、加振力: 約14N, 加振サイクル: 10回/4秒, 加振部位: ブロックはブロック上面中心部, RT1は切縁中央部, RT6は遠心頬側咬頭頂, 加振方向: ブロックは上面に垂直方向, RT1とRT6は歯軸方向とした。なお加振力は、ハンマーをDMM/Scope (LCD100/LEADER社製, 神奈川)に接続し、Force Transducerからの出力をDMM/Scope上のピーク電圧(100mV±10%)でモニタリングすることで一定となるようにした。

(2) 測定系

上記の方法で実験用模型を加振して生じさせた打音は、以下の方法で受信と分析を行い、400Hz~10KHz帯域のSIデータに変換した。

①受信部

打音の受信は、Sound Intensity Microphone pair (4178/Brüel&Kjær)をMicrophone Spacer(6mm)で対面配置とした、Sound Intensity Probe (3545/Brüel&Kjær, 以下SIプローブ, Fig. 4)を用いて行った。このSIプローブは、2個の近接した音圧型マイクロホンの中心を結ぶ線に沿った音圧と音圧勾配成分を

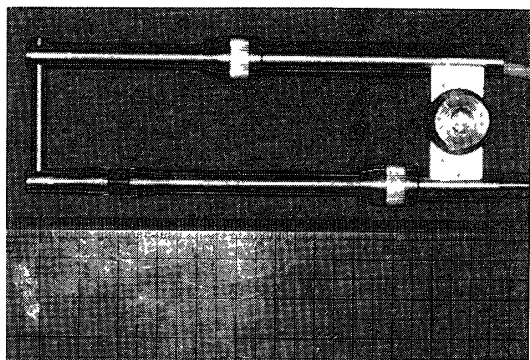


Fig. 4 Sound Intensity Probe

受信し、音の大きさと方向性を測定可能とする⁴²⁾。S I プローブの周波数応答特性は、250Hz～12.5KHzで ± 1 dB、また、S I プローブと分析器のTotal Phase Mismatchは、400Hz～10 KHzで最大 $\pm 0.3^\circ$ である。

打音受信時のS I プローブの移動範囲を測定平面と呼ぶ (Fig. 5)。実験用模型の植立台平面と平行に設定した測定平面上の縦軸上の点を下から順番にRow 1, 2, 3…と、横軸上の点を左から順番にColumn 1, 2, 3…と称す。また、

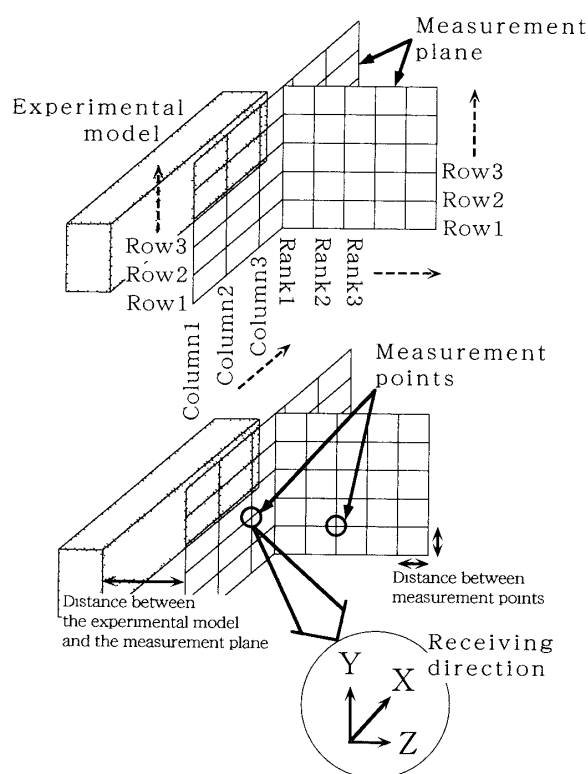


Fig. 5 Measurement plane and a name of each part

実験用模型の植立台平面と垂直に設定した測定平面上の縦軸上の点を下から順番にRow 1, 2, 3…と、垂直軸上の点を実験用模型側から順番にRank 1, 2, 3…と称す。各測定平面上のRowとColumnまたはRankの交点を測定点と称す。受信は、各測定点で行った。受信方向は、実験用模型に対して、横方向を以下X方向と、縦方向を以下Y方向と、垂直方向を以下Z方向と称す。また、測定平面と実験用模型との間の距離を以下測定間距離、測定点と測定点の間の距離を以下測定点間距離と称す。

S I プローブで受信した打音は、Macro Slider (Velbon 社製、東京) 上に設置した Remote Control Unit (ZH0354/Brüel & Kjær) を介して分析器に入力した。

②分析器

打音の分析は、Dual Channel Realtime Digital Frequency Analyzer (2133/Brüel & Kjær, 以下Analyzer) を用いて行った。このAnalyzerのダイナミックレンジは、80dBである。分析条件は、周波数帯域：400Hz～10KHz, Averagine time: 4sec., Weight: Lin., 1/3oct. band, re.: $1\text{pW}/\text{m}^2$, RMS. で行った。

(3) 解析処理系

S I データは、Mapping Software (Sound Intensity Program WT 9378/Brüel & Kjær) でコンピュータ (Personal system2 Model50Z/IBM社製, New York U. S. A.) 解析処理を行った。Mapping Softwareは、入力されたSIデータをもとに、400Hz～10KHz帯域で選択した中心周波数 (1/3oct. band) における各測定点のS I レベルの算出を行う。さらに得られた算出結果をもとに、各受信方向でのS I レベルと方向成分を表すContour map (以下C-map) と、各受信方向のC-mapを合成したVector map (以下V-map) を作製し、実験用模型からの打音の放射を可視化する。C-map上のContour line (以下C-line) は、S I レベルを表す。また、赤のC-line

は、受信方向に対する打音のPositive方向成分、青のC-lineは、Negative方向成分を示す。V-map上の赤と青の線は、打音の二次元的または三次元的方向を表し、赤は、Z方向に対するPositive方向成分、青は、Negative方向成分を示す。

解析処理を行い作製した各mapは、Matrix Printer (SL230/SEIKOSHA社製、東京) またはGraphic Protter (Color Pro/HEWLETT PACKARD社製、神奈川) で求めた。

実験1 測定平面の設定条件の検討

各実験用模型でS I測定を行うのに先立ち、測定間距離、測定平面の範囲、測定点間距離を検討する目的で、以下の実験を行った。

(1) 測定点間距離の検索

RT1の人工歯植立部の植立台平面と垂直に120mm×180mmの測定平面を設定した (Fig. 6)。この測定平面は、植立台にS Iプローブが可及

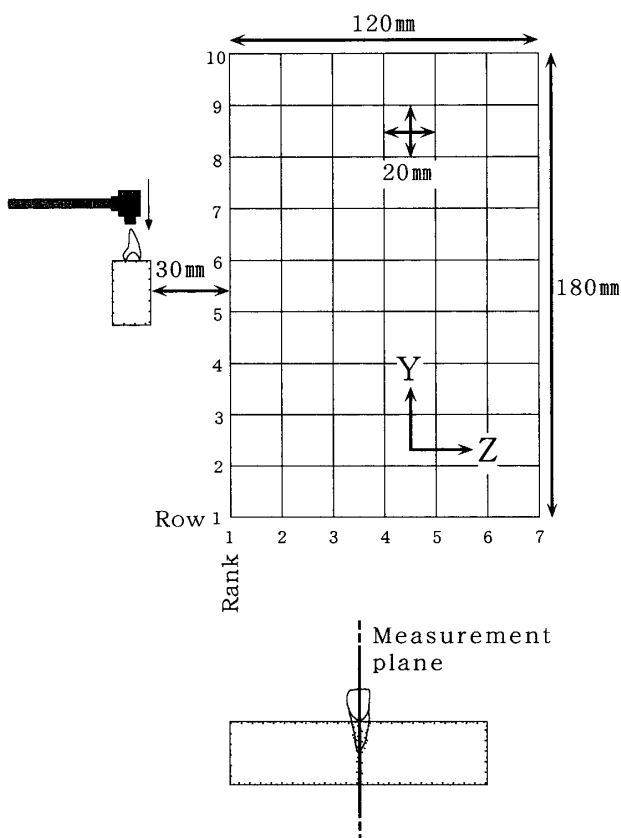


Fig. 6 Experiment 1-(1); Determination of the distance between the experimental model and the measurement plane

的に接近可能な30mmの距離に設定した。測定点間距離は、先ず予備実験の結果⁴⁸⁾などを参考に20mmとした。測定点の数は、Row10×Rank7の合計70点となる。受信は、Y方向とZ方向で行った。

(2) 測定平面の範囲の検索

RT1の植立台平面と平行に測定間距離50mmで、人工歯植立部から植立台の外側までを含む100mm×60mmの測定平面を設定した (Fig. 7)。測定点間距離は、実験1-(1)と同じ20mmとした。測定点の数は、Row4×Column6の合計24点となる。受信は、X方向、Y方向、Z方向で行った。

(3) 測定点間距離の検索

同じ測定平面の範囲内で、測定点間距離を変えて測定を行った。測定平面は、RT1の植立台平面と平行に測定間距離50mmで、人工歯植立部を囲む60mm×60mmの範囲とした (Fig. 8)。測定点間距離は、各々60mm, 30mm, 20mm, 15mm, 10mmした。測定点の数は、Row2～7×Column2～7の各々4点, 9点, 16点, 25点, 49点となる。受信は、X方向、Y方向、Z方向で行った。

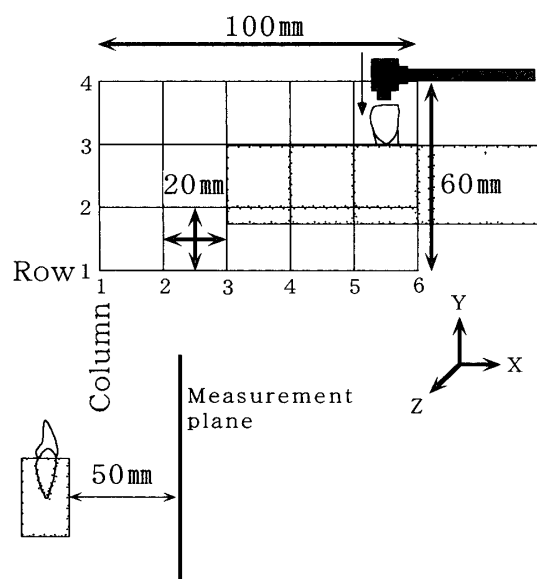


Fig. 7 Experiment 1-(2); Determination of the extent of the measurement plane

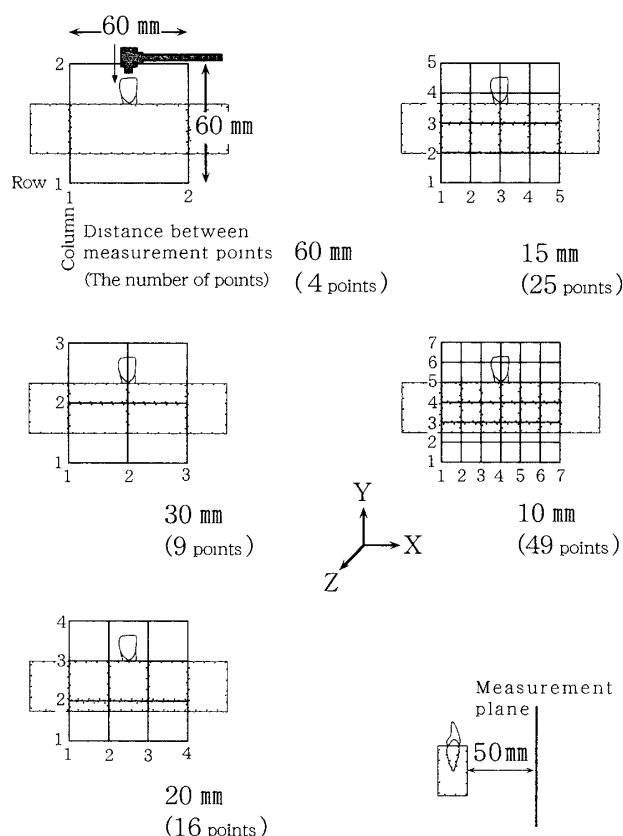


Fig. 8 Experiment 1-(3); Determination of the distance between measurement points

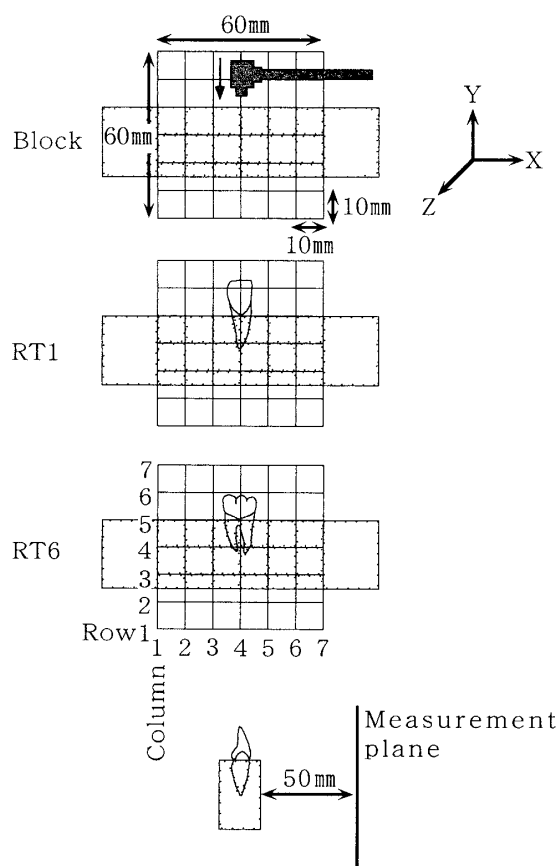


Fig. 9 Setting for measurement plane in experiment 2

実験2 ブロック, RT1, RT6 加振時のS I 測定

ブロック, RT1, RT6の打音の放射について検索を行った。測定平面は, ブロックの平面またはRT1, RT6の植立台平面と平行に測定間距離50mmで, ブロックの中心部またはRT1, RT6の人工歯植立部を囲む60mm×60mmの範囲とした (Fig. 9)。測定点間距離は10mmとした。測定点の数は, Row 7×Column 7の合計49点となる。受信は, X方向, Y方向, Z方向で行った。なおS Iデータの解析処理は, 400Hz～10KHz帯域の他, 予備実験として各実験用模型および人工歯のみをハンマーで加振 (加振力: 約14N) した際の打音のピーク周波数帯域についても行った。

III 実験結果

1. 測定平面の設定条件の検討

(1) 測定間距離について

RT1の人工歯植立部における打音の放射を400Hz～10KHz帯域のC-map (Base:OdB, Step:3dB, Interpolation Step:3) およびV-map (Interpolation Step:3) として, Fig. 10に示す。

Y方向C-map (Fig. 10-(1)) では, 植立台平面からの距離が70mm以上 (Rank 3～7) の音場で, Positive方向成分とNegative方向成分の反転が植立台部 (Row 5～6) から下方に大きく移動する様相を認めた。

Z方向C-map (Fig. 10-(2)) では, C-lineがRT1を波源とするPositive方向への波状を呈し, また, Row 4～7 Rank 1～2で植立台を中心にほぼ同心円状に認められた。

V-map (Fig. 10-(3)) では, Row 4～7 Rank 1～2で打音が植立台を中心に放射状に放射する様相を認めた。

(2) 測定平面の範囲について

RT1の人工歯植立部から植立台の外側にお

ける打音の放射を400Hz～10KHz帯域のC-map(Base:0dB, Interpolation Step:5)およびV-map(Interpolation Step:5)として, Fig. 11に示す。

X方向C-map(Step:3dB, Fig. 11-(1))では, Positive方向成分とNegative方向成分の反転を人工歯植立部(Row1-4 Column5-6)の他, 植立台の外側(Row1-4 Column1-2)と植立台の断端下部(Row1-2 Column2-4)に認めた。また, 植立台の断端上部(Row3 Column3)にNegative方向成分C-lineの中心を認めた。

Y方向C-map(Step:3dB, Fig. 11-(2))では, Positive方向成分とNegative方向成分の反転を植立台平面(Row2-3 Column3-6)に認めた。また, 植立台の外側(Column1-3)では, 反転部位の下方への移動を認めた。

Z方向C-map(Step:1dB, Fig. 11-(3))では, 植立台の外側(Row1-4 Column1-3)でC-lineの間隔が狭く, S Iレベルの変動が多く認められた。

V-map(Fig. 11-(4))では, 人工歯植立部(Row1-4 Column4-6)で打音が放射状に放射する様相を認めた。また, 植立台の外側(Row2-4 Column1-2)と植立台の断端下部(Row1-2 Column2-4)で放射方向の反転を認めた。

(3) 測定点間距離について

R T 1の人工歯植立部を中心に設定した同じ測定平面の範囲内で, 測定点間距離を変えて測定を行った際の打音の放射を400Hz～10KHz帯域のC-map(Base:0dB, Step:3dB, Interpolation Step:0)としてFig. 12～16に示す。

測定点間距離60mmのX方向, Y方向, Z方向C-map(Fig. 12-(1)～(3))では, C-lineが直線的に認められた。これに対して, 他の測定点間距離のX方向とY方向C-map(Fig. 13～16-(1)～(2))では, C-lineが左右または上下に屈折する様相を認めた。さらに同C-mapでは, 測定点間

距離が短くなるのに伴い, C-lineの屈折が複雑となり, その数も増加する傾向を示した。また, Z方向C-map(Fig. 12～16-(3))では, 測定点間距離が短くなるのに伴い, C-lineが測定平面の中心部に集束する傾向を示した。

2. ブロック, R T 1, R T 6 加振時の打音の放射について

予備実験の結果, ハンマーで加振した際の打音のスペクトルは, 各実験用模型が各々5000Hz帯域に, 人工歯が6300Hz帯域から8000Hz帯域にかけてレベルのピークを認めた(Table 1, Weight: Lin., 1/3oct. band, re.: 20.0 μ Pa, RMS.)。そこで, ブロック, R T 1, R T 6での打音の放射を400Hz～10KHz帯域の他, 5000, 6300, 8000Hz帯域のV-map(Interpolation Step:3)としてFig. 17～19に示した。

ブロックの400Hz～10KHz, 5000, 6300Hz帯域のV-map(Fig. 17-(1)～(3))では, 打音がブロックの中心部(Row3-5 Column3-5)を中心に放射状に放射する様相を認めた。また, Row3-5 Column1-3とRow3-5 Column5-7では, 中心部から水平方向へ向かう放射を認めた。8000Hz帯域のV-map(Fig. 17-(4))では, 加振部であるブロックの上面中心部(Row5 Column4)に打音の放射の中心を認めた。ブロック平面(Row3-5 Column1-7)とその下部(Row1-3 Column1-7)では, 下方や側方に向かう放射の様相を呈し, 放射の中心を認めなかった。

R T 1の400Hz～10KHz, 5000, 6300Hz帯域のV-map(Fig. 18-(1)～(3))では, ブロックとほぼ同様の打音の放射を認めた。8000Hz帯域のV-map(Fig. 18-(4))では, 植立台の上面中心部(Row5 Column4)と人工歯根尖遠心部付近(Row3-4 Column3-4)の2ヶ所に打音の放射の中心を認めた。

R T 6の400Hz～10KHz, 5000, 6300Hz帯域のV-map(Fig. 19-(1)～(3))では, ブロックおよびR T 1とほぼ同様の打音の放射を認めた。

Table 1 Results of frequency analysis of percussion sounds

Cent freq. (Hz)	Experimental model			Artificial tooth	
	Block	R T 1	R T 6	Central incisor	First molar
400	27	29	29	34	32
500	26	26	27	34	32
630	26	26	26	35	33
800	26	26	26	34	32
1000	25	26	26	35	31
1250	26	27	27	34	32
1600	28	29	28	36	36
2000	31	30	30	39	39
2500	35	32	32	42	43
3150	38	34	34	45	47
4000	43	38	39	46	50
5000	67	60	60	47	50
6300	60	50	49	51	53
8000	43	33	31	51	53
10000	32	38	31	47	49

Unit : dB

8000Hz帯域のV-map (Fig. 19-(4)) では、植立台の上面中心部 (Row5 Column4) と人工歯根尖部 (Row3-4 Column3-5) の2ヶ所に打音の放射の中心を認めた。

IV 考 察

従来より歯科では、歯に加わった咬合力の周囲組織への伝達特性を検索する目的で、種々の測定または解析方法が応用されてきた。岡野ら¹¹⁾、小林ら¹²⁾らは、歯に荷重を加えた際の下顎骨表面での応力の分布について、赤外線応力画像法を用いた検索を行っている。この測定法は、赤外線カメラによって、試料に生じた応力をその表面の温度変化として捉えるものである。Zak¹³⁾、水川^{14,15)}、黒崎ら¹⁶⁾、Staudleeら¹⁷⁾、Monginiら¹⁸⁾、西園¹⁹⁾、遠藤²⁰⁾、伊藤²¹⁾らは光弾性試験法を、また、宮川²²⁾、鬼頭ら²³⁾、新井²⁴⁾、遠藤ら^{20,25)}、沖本ら²⁶⁾、川崎²⁷⁾らは有限要素法を用いて、歯や補綴装置を介した力の維持歯周囲や顎顔面頭蓋への分布について検索を行っている。これらの測定または解析方法は、構造物の内部に生じた応力の分布を二次元的または三次元的に観察することが可能である。Fuchsら²⁸⁾、

杉村²⁹⁾、南³⁰⁾らは、歯に加えた荷重によって生じる顎顔面頭蓋の形状の変化について、ホログラフィー干渉法を用いた検索を行っている。この測定法は、骨などの形状の変化を非接触状態で三次元的に観察することが可能である。その他、目的は異なるが、Evansら⁴⁹⁻⁵²⁾、岡⁵³⁾、Huelke⁵⁴⁾らは、下顎骨骨折の発生機転の力学的解明に応力塗料法を用いた検索を行っている。しかし、以上で述べた方法は、その測定または解析条件などから、いずれも実験対象がシミュレーションに限定される。一方、天野³⁷⁾は、生きた動物(家兎、イヌ)やヒトを実験対象として、歯および顎骨にストレインゲージを貼付し、咀嚼運動で同部に生じた歪みを測定している。しかし、この実験で用いられた手法では、生体に与える侵襲が大きく、これを一般的な測定方法として臨床へ導入するのは困難と考えられる。以上のような理由から、従来より歯科で応用されてきた上記の測定または解析方法を用いた実験では、生体と可及的に近似した条件のもとでシミュレーションを構成する必要がある。しかし現状では、シミュレーションで生体での諸条件、すなわち各組織の物理的ならびに解剖学的要素な

どを全て充たすことは極めて困難である。そこで、シミュレートモデルと生体での共通した測定方法として、音響学的または振動学的手法を応用した研究も行われてきた。浜田³⁹⁾は、歯に加えた振動の頭部ならびに上半身への伝達を伝達量と周波数特性で求めている。澤田⁴⁰⁾は、歯に加えた振動の頭部各部への伝達を時間差で求めている。近藤⁴¹⁾は、タッピング時の衝撃を歯および前頭部で、周波数と伝達時間を同時に測定し求めている。しかし、従来歯科で用いられてきた音響または振動測定方法では、音や振動の伝達特性として重要な伝達量と伝達方向を同時に測定することが困難であった。

そこで著者らは、音の伝達量と伝達方向を同時に測定可能な方法として、2マイクロホン法によるS I測定法に着目した。一般に音は、構造物中を伝達する振動エネルギーが、その一部を周囲の媒質である空気に波動として伝えることで生じる⁵⁵⁾。さらに、歯に加わった衝撃は、その多くが骨を媒体として頭部各部に伝達し、音や振動として測定が可能と考えられる^{56~60)}。このことから、歯を加振して生じた打音をS I測定し、さらに解析することで、衝撃が歯根を介して周囲支持組織に伝達する様相を検索することが可能と思われた。

S I測定法は、自動車騒音の音響パワー評価や音源別寄与度分析⁶¹⁾、建築音響分野での遮音や吸音特性の分析^{62,63)}など、構造物からの音響放射の測定法として、近年主に産業分野で広く応用されるようになった。しかし、顎顔面頭蓋を測定対象にS I測定法を応用した報告は少なく⁶⁴⁾、さらに、本研究のように歯を測定対象とした報告例はない。そこで実験では、人工歯を植立した実験用模型を使用し、ブロックを対照とした人工歯の有無ならびに歯種の違いを、これらを加振して生じた打音の放射の変化から比較可能か検討した。このため、被験側の因子を可及的に少なくする目的で、人工歯と植立台のみ

で実験用模型を作製した。また、歯種には、著者らが先に行った実験の結果⁶⁵⁾、根尖部での振動の伝達に単根歯と複根歯による差異が認められた、上顎左側中切歯と下顎左側第一大臼歯を使用した。

実験用模型の固定は、著者らが先に行った実験の結果⁴⁸⁾、実験用模型加振時の打音の放射が固定台によって生じる吸音や反射などの影響を受け難い、釣り下げ固定法で行った。

加振方法は、矢野ら⁶²⁾の報告を参考に、手用によるインパクトハンマー法とした。本加振法によれば、加振装置から生じる音の影響を受け難い。また、本研究に使用したハンマーは小型で、口腔内でも使用可能である⁶⁵⁾。打凸部であるハンマーチップ部の材質は、大倉⁶⁶⁾の報告を参考に硬質プラスチックとした。加振条件は、加振力を被験者加振時に不快感や疼痛を認めない約14Nとし、加振サイクルを加振力が最も安定する4秒間に10回とした⁶⁷⁾。この結果、測定周波数内で十分な打音のスペクトルが検出できた (Table 1)。以上のことから、インパクトハンマー法は、本実験において有効な加振方法と考えられた。

打音の測定周波数は、今後S I測定法を臨床に応用する上で、顎顔面部の振動や打音、咬合音などの共振周波数を可及的に含むことが必要と考えた。抜去上顎中切歯の振動共振周波数はKörberら⁶⁸⁾が2430Hz、永田⁶⁹⁾が3460~4446Hz、大倉⁶⁶⁾が2255.4Hz、白沢⁷⁰⁾が1833.6~2227.2Hzと報告している。歯周組織を含めた上顎中切歯の振動共振周波数は、倉島⁷¹⁾が420~430Hz、加藤⁷²⁾が414~462Hz、八島⁷³⁾が497~563Hz、三嶋⁷⁴⁾が486~526Hz、大倉⁶⁶⁾が375~650Hzと報告している。顔面頭蓋部の振動共振周波数は浜田³⁹⁾が前頭部で1318Hz、頬骨部で816Hz、上顎で612Hz、下顎で499Hzと報告している。顔面頭蓋骨の振動共振周波数は、小森⁷⁵⁾が頭蓋骨で2000~4000Hz、下顎骨で1000~2000Hzと報告

している。松尾ら⁷⁶⁾は、牛大腿骨の緻密骨で8000 Hz、海綿骨で2000Hz、骨体で4000Hzに振動共振周波数を認めたと報告している。打音は、芦澤⁵⁷⁾が歯の打音の基本周波数1250Hz以下にあると報告している。咬合音は、石岡⁵⁶⁾が中心咬合位において500Hz, 700Hz, 2400Hzに大きなピークを認めたと報告している。そこで実験では、上記の報告を参考に、実験用模型と人工歯の打音のピーク周波数帯域 (Table 1) を含む、400Hz~10Hz帯域を測定周波数帯域とした。さらに各実験用模型の打音の放射を比較するにあたっては、これら打音のピーク周波数帯域は実験用模型各構成要素の材質、構造の音響振動の特徴を表すものと考え⁴⁸⁾、400Hz~10KHz帯域の他、5000, 6300, 8000Hz帯域の3帯域についても解析処理を行った。

著者らはまず、各々の実験用模型から生じた打音の放射を比較するのに適した測定平面の設定条件を検討する必要があると考えた。そこで、測定間距離と測定平面の範囲を検討する目的で、RT1を使用し打音の放射と伝搬経路についての検索を行った。この際用いた測定点間距離は、著者ら^{48,64,77~79)}の予備実験の結果、各実験において模型からの打音の放射が検索可能であった20mmとした。

まず、測定距離についての検討を行った。実験の結果、Y方向C-map (Fig. 10-(1)) のPositive方向成分とNegative方向成分の反転部位やZ方向C-map (Fig. 10-(2)) のC-lineの中心、さらにV-map (Fig. 10-(3)) の放射の中心から、RT1加振時の打音の放射は、植立台を中心に生じていることが確認された。また、測定間距離が70mm以上の音場では、Y方向の打音の変化が大きく、放射の中心の同定が困難と考えられた。以上の結果から、実験用模型加振時のSI測定は、測定間距離70mm以下で行う必要があると考えた。そこで実験では、SI測定を臨床で行う際の歯とSIプローブ間に介在する頬部軟

組織などの厚みを考慮し、以下の測定間距離を50mmとした。

次いで、測定間距離を50mmとした場合の測定平面の範囲についての検討を行った。実験の結果、X方向C-map (Fig. 11-(1)) とY方向C-map (Fig. 11-(2)) のPositive方向成分とNegative方向成分の反転部位やV-map (Fig. 11-(4)) の放射の中心から、RT1加振時の打音の放射は、主に人工歯植立部の植立台平面中心部から生じていることが確認された。また、植立台の断端部付近やその外側では、植立台中心部から生じた打音が断端部によって、回折や反射などの影響を受けたと推察される伝搬経路の変化を認めた。このことから、人工歯植立部を測定対象とする際の測定平面は、植立台の断端部付近を含まない範囲が望ましいと考えられた。そこで実験では、実験用模型の人工歯植立部を中心に60mm×60mmの範囲を以下の測定平面とした。

上記で決定した測定間距離、測定平面の範囲で、さらに測定点間距離を変えて比較を行った。実験の結果、X方向C-mapとY方向C-map (Fig. 12~16-(1)~(2)) では、測定点間距離が短くなるのに伴いC-lineの屈折の様相が複雑になり、また、その数も増加する傾向を示した。これは、各々の測定点の間でも、打音のSIレベルや方向が複雑に変化することを示している。以上の結果から、同じ測定平面の範囲内で測定を行う場合、測定点間距離を短くすることで、打音の変化をさらに詳細に捉えられることが確認された。また、Z方向C-map (Fig. 12~16-(3)) からは、測定点間距離を短くすることで、放射の中心の同定がさらに容易になると考えられた。そこで実験では、SI測定システムの解析処理能力や測定点の設定の容易さ、さらに測定に要する時間を考慮した結果、可及的に測定点間距離を短くすることが可能な10mmを以下の測定点間距離とした。

以上の検討の結果決定した測定平面の設定条

件で、各実験用模型のS I測定を行った。実験の結果、400Hz～10KHz、5000、6300Hz帯域 (Fig. 17～19-(1)～(3)) では、ブロックとRT 1、RT 6の間で、打音の放射に人工歯の有無による差を殆ど認めなかった。また、各実験用模型ともに、周波数帯域間での差も認めなかった。これらのRT 1、RT 6の打音の放射は、いずれもブロックとほぼ同じであり、植立台の中心部を中心として植立台平面全体から打音が放射している。このことから、RT 1、RT 6の打音のスペクトルのピークである5000Hz帯域での打音の放射は、植立台固有のものと考えられる。また、400Hz～10KHz帯域と人工歯の打音のスペクトルのピークである6300Hz帯域での打音の放射も、植立台の影響を強く受けていることが確認された。したがって、実験用模型からの打音をS I測定法で測定し、その放射の検索を行う場合には、周波数帯域の選択が重要であると考えられた。8000Hz帯域 (Fig. 17～19-(4)) では、各実験用模型で、各々異なった打音の放射を認めた。ブロックでは、加振部以外に打音の放射の中心を認めなかった。これに対して、RT 1では、加振部以外に人工歯根尖遠心部付近にも、また、RT 6では、人工歯根尖部にも打音の放射の中心を認めた。陳⁸⁰⁾は、人工歯を用いたシミュレートモデルにおいて、下顎第一大臼歯の歯冠部に歯軸方向に加わった衝撃は、歯軸方向に多く伝達すると報告している。松尾⁶⁰⁾は、イヌ下顎骨を使用した実験から、歯軸に一致した垂直加振を行い、垂直方向で受けた減衰量と水平方向で受けた減衰量を根尖および歯冠部で測定した結果、垂直方向の衝撃は殆ど歯軸方向に伝達すると報告している。本実験の結果からも、上記のRT 1とRT 6の歯根部周囲からの打音の放射は、人工歯の歯冠部に加えた歯軸方向の衝撃が振動として歯根を介し同部に伝達して生じたものと推察された。また、RT 1とRT 6の歯根部周囲で各々異なった打

音の放射を認めたことは、人工歯の材質、植立台の材質と形状が両実験用模型間で各々同じであることから、歯種による歯根形態の差異が影響していると考えられる。

以上、本実験の結果から、歯に加わった衝撃が歯根周囲に伝達する様相をS I測定法を応用することで、打音の放射として捉え得る可能性が示唆された。しかし、生体頭部では、音や振動の伝達に顎顔面骨や付属管腔、軟組織などによる共振や減衰が関与し、打音の発生過程に様々な解剖学的ならびに物理的因子が影響すると考えられる^{48,56～58,81～83)}。したがって、S I測定法の歯科臨床的応用には、これら諸因子との関係について、さらに詳細な検討を行う必要がある。

V 結 論

今回、上顎左側中切歯および下顎左側第一大臼歯の人工歯を石膏製植立台に植立した実験用模型を使用し、これらを加振して生じさせた打音を2マイクロホン法による音響インテンシティ測定法を用いて測定し、解析を行った結果、以下の結論を得た。

1. 音響インテンシティ測定法を応用することで、400Hz～10KHz、5000、6300、8000Hz帯域で、実験用模型から生じた打音の放射を三次元的に捉え、可視化することが可能であった。
2. 音響インテンシティ測定法で実験用模型からの打音を測定し、その放射の検索を行う場合は、周波数帯域の選択が重要であると考えられた。
3. 8000Hz帯域で、人工歯を植立した実験用模型で、加振部である歯冠部以外に歯根部周囲からの打音の放射が認められ、歯冠部に加えた衝撃が歯根周囲に伝達する様相を音響学的見地から検索することが可能であった。また、上顎左側中切歯と下顎左側第一大臼歯の歯根

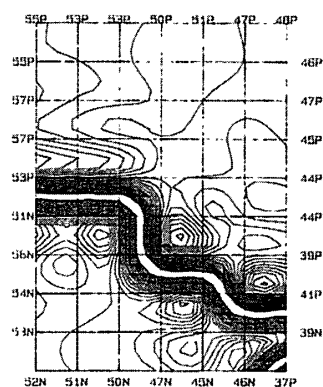
部周囲では、各々異なった打音の放射が観察された。

VI 参考文献

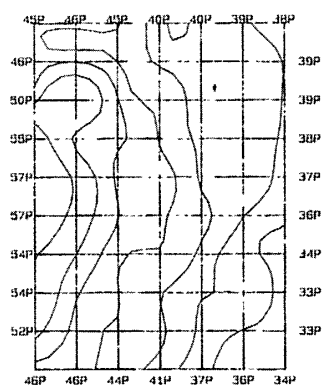
- 1) 前原 潔, 加藤常一, 松井利行: Dental Distress Syndrome (D. D. S) と Quadrant Theorem—口腔と全身症状のかかわりから—, 歯界展望, 57(7): 1245-1253, 1981.
- 2) Körber K. H.; 田端恒雄訳: ケルバーの補綴学, 第一巻, 東京クインテッセンス出版, 東京: 1982.
- 3) 河村洋次郎: 口腔生理学, 158-163, 永末書店, 東京, 1982.
- 4) 西原克成: 顎口腔疾患とバイオメカニクス—その1—現代の歯科口腔科のための臨床バイオメカニクス, the Quintessence, 13(1): 123-134, 1994.
- 5) 西原克成: 顎口腔疾患とバイオメカニクス—その2—機械臓器の概念と機能的治療法, the Quintessence, 13(2): 369-380, 1994.
- 6) 西原克成: 顎口腔疾患とバイオメカニクス—その3—臨床生体力学と機能外科療法バイオメカニクス, the Quintessence, 13(3): 595-608, 1994.
- 7) 筒井照子, 筒井昌秀, 顎口腔系における力の概念とそのコントロール—機能と形態のかかわりのなかで—(1), 歯界展望, 85(3): 546-570, 1995.
- 8) Singer F., Schon F.: Die partielle Prothese, 11-19, Die Quintessenz, Berlin und Chicago, 1974.
- 9) Caputo A. A, 伊藤秀美, 斎木好太郎: 歯科技工におけるバイオメカニクスの応用, Quintessence of Dental Technology, 20: 1504-1513, 1995.
- 10) Caputo A. A, 菅野博康, 宮地建夫, 伊藤秀美: バイオメカニクスの視点からパーシャル・デンチャーの臨床を検討する, the Quintessence, 14(11): 2590-2619, 1995.
- 11) 岡野雅一, 小林喜平, 城野利盛, 藺田一成, 林 幸男, 村上 洋, 中村一郎, 加藤吉昭, 尾崎 公, 立石哲也, 兵藤行志: 赤外線応力画像法による下顎骨の力学的対応に関する基礎的研究—第1報—ストレインゲージ法との比較による赤外線応力画像法の有効性—, 補綴誌, 37(5): 887-895, 1993.
- 12) 小林喜平, 岡野雅一, 林 幸男, 藺田一成, 木本統, 中村一郎, 加藤吉昭, 尾崎 公, 立石哲也, 兵藤行志: 赤外線応力画像法による下顎骨の力学的対応に関する基礎的研究—第2報—咀嚼筋合成ベクトルの大きさが下顎骨の力学的対応に及ぼす影響について—, 補綴誌, 37(5): 896-904, 1993.
- 13) Zak B.: Photoelastische Analyse in der orthodontischen Mechanik, Z. Stomat., 33: 22-37, 1935.
- 14) 水川一広: 鉤歯, その槽窩骨および床支持歯槽堤骨にあらわれる咬合荷重の三次元的弾性研究(その1), 補綴誌, 9(2): 183-202, 1965.
- 15) 水川一広: 鉤歯, その槽窩骨および床支持歯槽堤骨にあらわれる咬合荷重の三次元的弾性研究(その2), 補綴誌, 10(1): 26-35, 1966.
- 16) 黒崎公絵, 右近晋一, 自見 忠, 平安亮造, 福田重久: 荷重下における歯牙および支持組織の応力分布について(第1報) 二次元弾性実験, 補綴誌, 17: 104-109, 1973.
- 17) Standlee J. P., Caputo A. A., Ralph J. P.: Stress trajectories within the mandible under occlusal loads, J. Dent. Res., 56(11): 1297-1302, 1977.
- 18) Mongini F., Calderale P. M., Barberi G.: Relationship between structure and the stress pattern in the human mandible, J. Dent. Res., 58(12): 2334-2337, 1979.
- 19) 西園直幸: 半固定性ブリッジの荷重下における支台歯および支持組織の三次元弾性実験による応力解析, 補綴誌, 32(4): 887-901, 1988.
- 20) 遠藤万里: 咀嚼機械としての顔面頭蓋の構造力学, 歯界展望, 76(1): 51-63, 1990.
- 21) 伊藤秀美, 弾性実験による鉤歯とその支持組織の内部応力の検討, 一歯槽骨欠損および隣接接触の影響, the Quintessence, 13(6): 1145-1153, 1994.
- 22) 宮川 修: 橋義歯の有限要素法による力学的研究(第1報)—橋脚歯モデル—, 歯理工誌, 17(40): 269-277, 1976.
- 23) 鬼頭政勝, 近藤 晃, 水上 深, 末次恒夫, 村上敬宣: 有限要素法による咬合力と歯, 歯根膜および下顎骨の力学挙動に関する基礎的研究(第1報) 弾性学的にみた歯根膜の力学特性と歯根膜, 下顎骨への応力分布, 補綴誌, 19(4): 693-707, 1976.
- 24) 新井 泉: 咬合力の歯牙・歯周組織に及ぼす応力に関する力学的研究, 補綴誌, 22(4): 865-874, 1978.
- 25) Endo B., Adachi K.: Biomechanical simulation study on the forms of the frontal bone and facial bones of the recent human facial skeleton by using a two dimensional frame model with stepwise variable cross section members, Okajimas Fol. anat. jap., 64(6): 335-350, 1988.
- 26) 沖本公檜, 宮武幸輔, 日永田裕子, 村山宏治, 平安亮造: 臼歯部ブリッジの力学的検討—歯槽骨の吸

- 収を伴う支台歯の場合 第1報-(有限要素法), 補綴誌, 32(5):1067-1081, 1988.
- 27) 川崎貴生, 山田 亨, 高山芳幸, 船岡元子, ブリッジかパーシャルデンチャーか—その選択基準について—日本歯科評論, 623:74-88, 1994.
- 28) Fuchs P., Schott D.: Holografische interferometrie zur Darstellung von Verformungen des menschlichen Gesichtschadels, Schweiz Monatsschr Zahnmed, 83:1468-1482, 1973.
- 29) 杉村忠敬:咬合力に対する歯および下顎骨の力学的反応機構に関する実験的研究, 補綴誌, 23:512-536, 1979.
- 30) 南 暢彦:側方荷重に対する歯および下顎骨の力学的反応について, 補綴誌, 24:702-715, 1980.
- 31) 保田岩夫:骨と振動, 日新医学, 43(3):132-146, 1956.
- 32) 須貝幸弘:線抵抗線による脛骨の力学的研究, 米子医誌, 15(6):409-424, 1964.
- 33) 永井睦悌:骨の動力学的研究, 米子医誌, 15(6):437-451, 1964.
- 34) Kashima T.: Morphological significance of human skull based upon masticatory stress distribution—Especially on the relation between the stress distribution and arrangement of the Spalt-linie, Bulletin of Tokyo Dental College, 6(2):43-67, 1965.
- 35) 鹿島隆雄:咀嚼によって顔面頭蓋に生ずる応力分布から見た人顔面頭蓋の形態学的研究(第一編)顔面頭蓋に生ずる応力の特色及び主応力方向とSpalt-linieとの関連性について, 歯科学報, 66(8):693-714, 1966.
- 36) Endo B.:A biomechanical study of the human facial skeleton by means of strain-sensitive lacquer, Okajimas Fol. anat. jap., 42:205-217, 1966.
- 37) 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, 12:52-57, 1970.
- 38) 中村正幸:歯に加わった衝撃の伝導特性, 歯科ジャーナル, 17(5):543-549, 1983.
- 39) 浜田静樹:歯に加えた衝撃の頭部ならびに上半身における振動特性について, 神奈川歯学, 20(1):38-57, 1985.
- 40) 澤田教彰:頭部の振動伝達時間に関する研究, 神奈川歯学, 20(2):192-215, 1985.
- 41) 近藤 永:タッピング衝撃に対する歯および頭部の振動応答特性, 神奈川歯学, 21(2):213-231, 1986.
- 42) Gade S.: Technical review-sound intensity theory NO.3-1982, 3-23, Brüel & Kjær, Denmark, 1982.
- 43) 子安 勝:音響インテンシティ法による音響パワーレベル測定方法, 音響学会誌, 43(12):960-965, 1987.
- 44) 矢野博夫, 橘 秀樹:音響インテンシティ計測法の応用, 音響学会誌, 49(2):129-135, 1993.
- 45) 福島秀策:北支那人下顎骨の研究, 東京歯科大学解剖学教室業績集, 4:1-11, 1957.
- 46) 増田多可夫:下顎骨の構造並に力学的研究—1. 内部構造について—, 歯科学報, 14:127-135, 1960.
- 47) 仲谷純三:幼, 小児下顎骨の解剖学的研究—1. 下顎骨の発育について—, 歯科学報, 71(1):239-251, 1971.
- 48) 多田浩二, 澤田教彰, 坂口邦彦, 伊藤 仁, 肥後文章, 高島成悟:歯科補綴領域における打音の音響インテンシティ測定に関する基礎的研究—固定台材質と固定方法の影響—, 東日本歯学誌, 14(1):77-86, 1995.
- 49) Evans F. G., Lissner H. R.: “Stresscoat” deformation studies of the femur under static vertical loading, Anat. Rec., 100:159-190, 1948.
- 50) Evans F. G., Lebow M.: Regional differences in some of the physical properties of the human femur, J. Appl. Physiol., 3:563-572, 1951.
- 51) Evans F. G.: Stress and strain in the long bones of the lower extremity, Amer. Acad. Orthop. Surg., 9:264-271, 1952.
- 52) Evans F. G. Studies in human biomechanics Ann. N. Y. Acad. Sci., 6:586-615, 1955.
- 53) 岡 達:静的および動的荷重による人下顎骨表面の歪について, 口科誌, 6:74-91, 1957.
- 54) Huelke D. F.: Mechanics in the production of mandibular fractures—A study with the “Stresscoat” technique I Symphyseal impacts, J. Dent. Res., 40:1042-1056, 1961.
- 55) 藤原邦男:振動と波動, 78-85, サイエンス社, 東京, 1986.
- 56) 石岡 靖:人体における音響振動と咬合分析, 新潟歯学, 4(2):51-65, 1975.
- 57) 芦澤千洋:歯の打診音の測定についての基礎的研究, 日歯周誌, 18(1):42-49, 1976.
- 58) 高宮紳一郎:咬合音の骨伝導に関する研究, 歯科学報, 79(7):1317-1359, 1979.
- 59) 豊田 實:歯に加わる衝撃の伝達経路と減衰に関する研究, 神奈川歯学, 14(1):10-51, 1979.

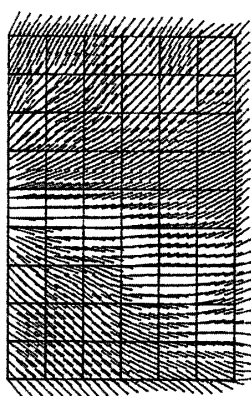
- 60) 松尾悦郎：咬合力はどのようにして身体各部に伝達されるのか，歯科ジャーナル，32(6)：503-515，1990.
- 61) 押野康夫：音響インテンシティ法の自動車騒音測定への適用例，音響学会誌，43(12)：975-982，1987.
- 62) 矢野博夫，橘 秀樹：建築音響における音響インテンシティ計測法の応用，音響学会誌，43(12)：966-974，1987.
- 63) 子安 勝：音響パワー計測および騒音関連国際規格の動向，1-5，松下インターテクノ株式会社 技術講習会資料，東京，1995.
- 64) 澤田教彰，坂口邦彦，肥後文章，伊藤 仁，伊藤法：補綴物と音響インテンシティ，補綴誌，36・87回特別号：80，1992.
- 65) 多田浩二，澤田教彰，坂口邦彦，伊藤 仁，肥後文章，歯冠に加わった衝撃の歯根周囲における伝達特性に関する研究，東日本歯学誌，14(2)：177-185，1995.
- 66) 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器による解析—，日歯周誌，24(1)：54-83，1982.
- 67) 澤田教彰，坂口邦彦，多田浩二，肥後文章，伊藤仁：実験用模型の歯根が打音の音響特性に及ぼす影響，補綴誌，37・90回特別号：137，1993.
- 68) Körber K. H., Körber E.: Biegeschwingungen menschlicher Zahne, Das Deutsche Zahnarz Teblatt (D. D Z), 16: 388-393, 1962.
- 69) 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)：375-392，1976.
- 70) 白沢勝沖：抜去歯のモーダル解析，神奈川歯学，19(4)：325-340，1985.
- 71) 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.
- 72) 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.
- 73) 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，38：556-578，1971.
- 74) 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(4)：367-388，1973.
- 75) 小森久弘：ヒト乾燥頭蓋骨のモーダル解析，神奈川歯学，23(1)：56-75，1988.
- 76) 松尾悦郎，浜田静樹，澤田教彰，米谷 明，金安英治：骨の構造差と振動特性に関する研究，神奈川歯学，19(2)：95-104，1984.
- 77) 澤田教彰，肥後文章，坂口邦彦，伊藤 仁，多田浩二：固定性ブリッジにおける打音の音響インテンシティ，補綴誌，36・88回特別号：51，1992.
- 78) 澤田教彰，伊藤 仁，坂口邦彦，多田浩二：可撤性部分床義歯における打音の音響特性，補綴誌，36・87回特別号：80，1992.
- 79) 澤田教彰，坂口邦彦，多田浩二，肥後文章，伊藤仁，広瀬琢也：音響学的手法による振動伝達特性解明の試み—補綴領域における可能性について—，東日本歯学誌，13：165，1994.
- 80) 陳 重成：歯に加わる衝撃の歯根配分特性について，神奈川歯学，22(1)：116-141，1987.
- 81) 羽賀通夫：音の伝わり方とその検出，補綴誌，27(2)：450-451，1983.
- 82) 元木邦俊，三木信弘，永井信夫：口腔内部の音圧分布特性について，日本音響学会講演論文集，平成2年度秋期：277-278，1990.
- 83) 多田浩二，澤田教彰，坂口邦彦，肥後文章，伊藤仁：抜去天然歯とエポキシレジン製人工歯の打音の音響特性の比較，補綴誌，39・94回特別号：140，1995.



(1)

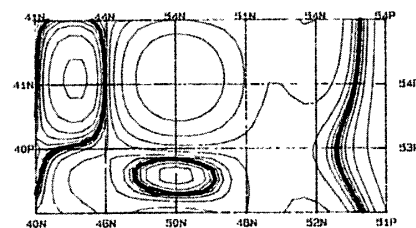


(2)

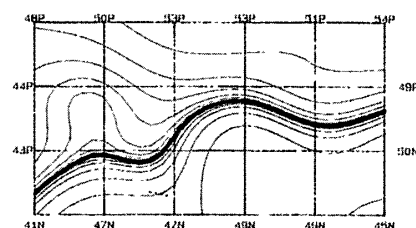


(3)

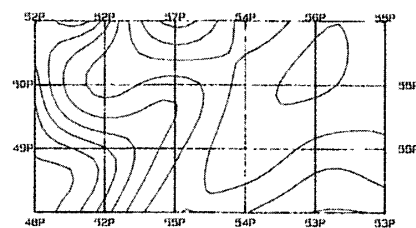
Fig. 10 Percussion sound emissions from the site at which the RT1 artificial tooth was set
 (1) : C-map in the Y direction (Unit ; dB, P ; Positive, N ; Negative)
 (2) : C-map in the Z direction (Unit ; dB, P ; Positive, N ; Negative)
 (3) : V-map



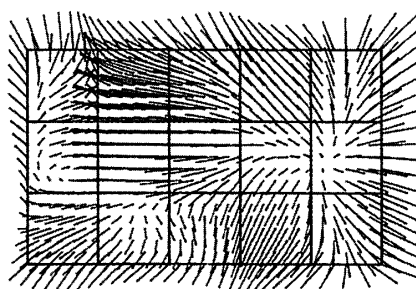
(1)



(2)

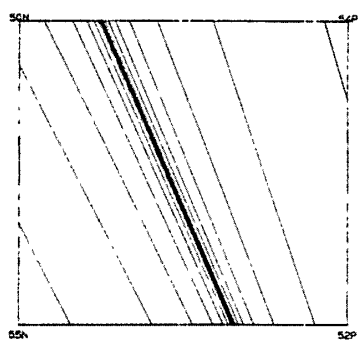


(3)

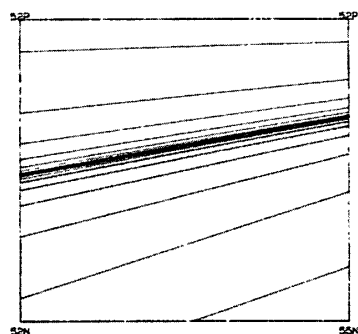


(4)

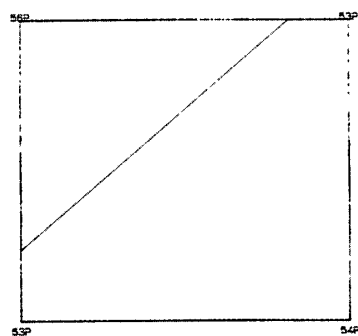
Fig. 11 Percussion sound emissions from the outside of the base on to which the RT1 artificial tooth was set
 (1) : C-map in the X direction (Unit ; dB, P ; Positive, N ; Negative)
 (2) : C-map in the Y direction (Unit ; dB, P ; Positive, N ; Negative)
 (3) : C-map in the Z direction (Unit ; dB, P ; Positive, N ; Negative)
 (4) : V-map



(1)

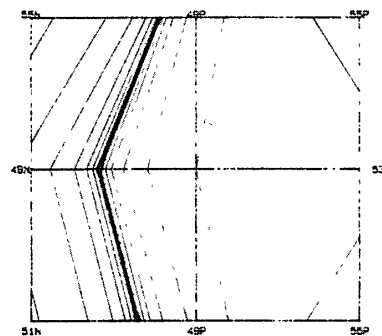


(2)

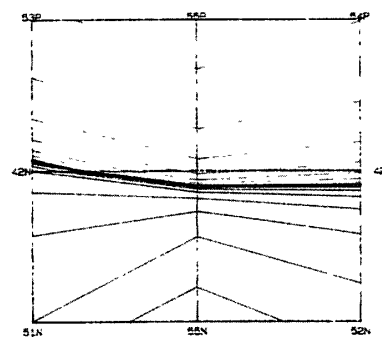


(3)

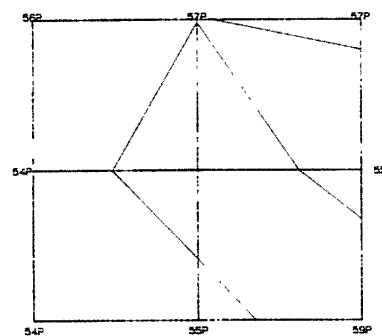
Fig. 12 C-map when the distance between measurement points is 60mm
(Unit ; dB, P ; Positive, N ; Negative)
(1) : C-map in the X direction
(2) : C-map in the Y direction
(3) : C-map in the Z direction



(1)



(2)



(3)

Fig. 13 C-map when the distance between measurement points is 30mm
(Unit;dB, P ; Positive, N ; Negative)
(1) : C-map in the X direction
(2) : C-map in the Y direction
(3) : C-map in the Z direction

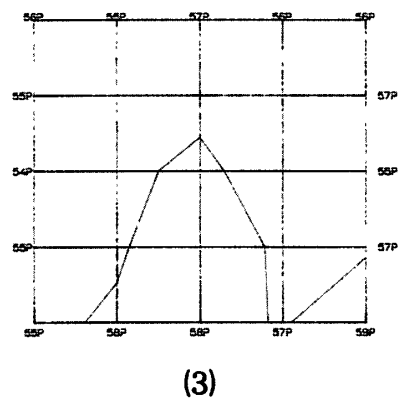
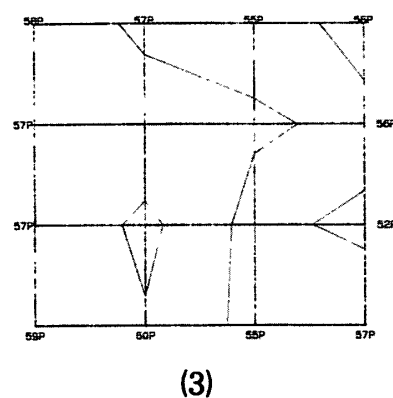
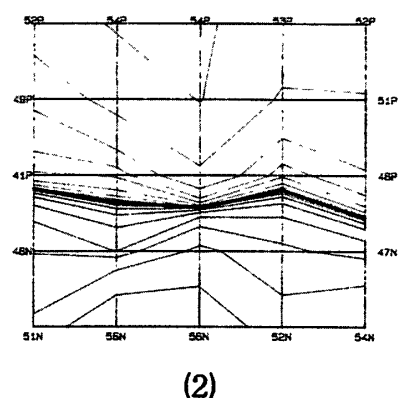
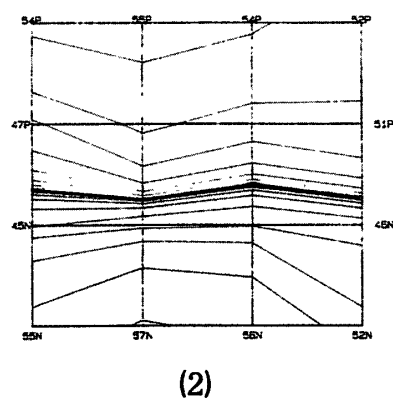
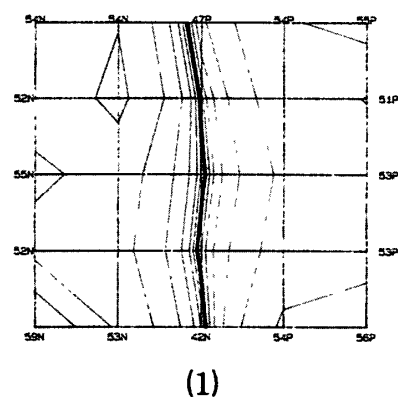
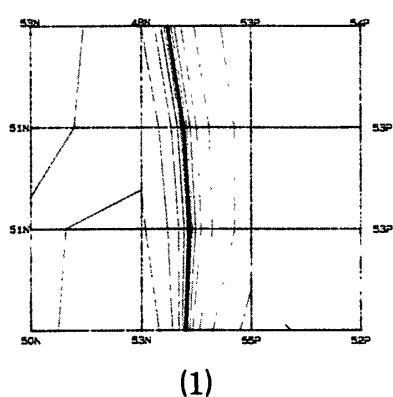
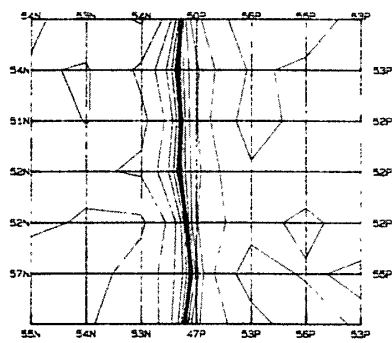
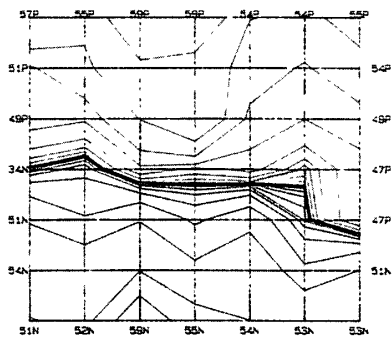


Fig. 14 C-map when the distance between measurement points is 20mm
(Unit ; dB, P ; Positive, N ; Negative)
(1) : C-map in the X direction
(2) : C-map in the Y direction
(3) : C-map in the Z direction

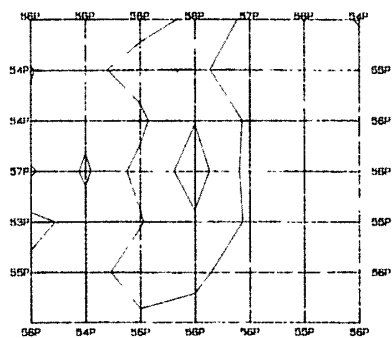
Fig. 15 C-map when the distance between measurement points is 15mm
(Unit ; dB, P ; Positive, N ; Negative)
(1) : C-map in the X direction
(2) : C-map in the Y direction
(3) : C-map in the Z direction



(1)



(2)



(3)

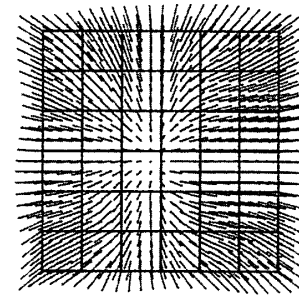
Fig. 16 C-map when the distance between measurement points is 10mm

(Unit ; dB, P ; Positive, N ; Negative)

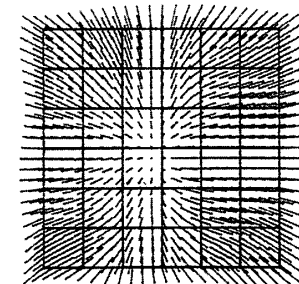
(1) : C-map in the X direction

(2) : C-map in the Y direction

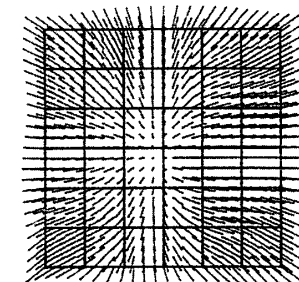
(3) : C-map in the Z direction



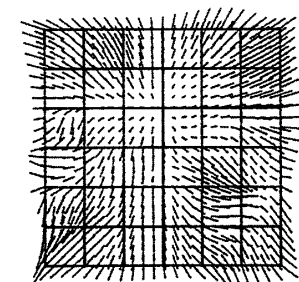
(1)



(2)



(3)



(4)

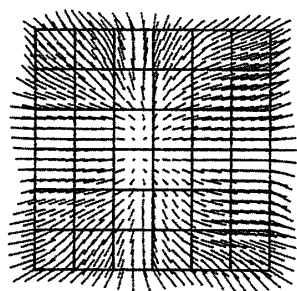
Fig. 17 Block V-map

(1) : frequency range of 400Hz-10KHz

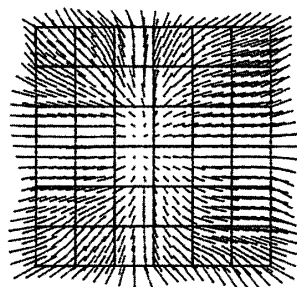
(2) : frequency range of 5000Hz

(3) : frequency range of 6300Hz

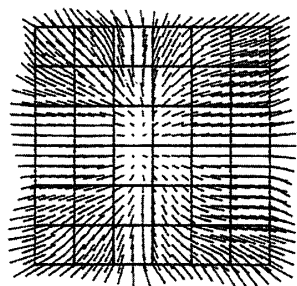
(4) : frequency range of 8000Hz



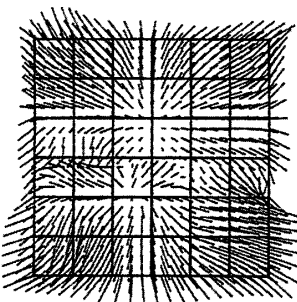
(1)



(2)



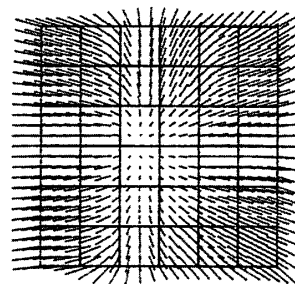
(3)



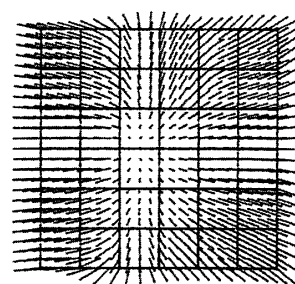
(4)

Fig. 18 RT1 V-map

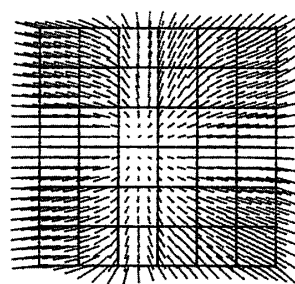
- (1) : frequency range of 400Hz-10KHz
- (2) : frequency range of 5000Hz
- (3) : frequency range of 6300Hz
- (4) : frequency range of 8000Hz



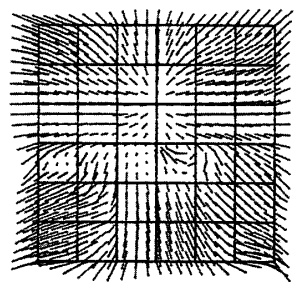
(1)



(2)



(3)



(4)

Fig. 19 RT6 V-map

- (1) : frequency range of 400Hz-10KHz
- (2) : frequency range of 5000Hz
- (3) : frequency range of 6300Hz
- (4) : frequency range of 8000Hz