

## — 綜 説 —

## 人体における音響振動と咬合分析

石 岡 靖

新潟大学歯学部歯科補綴学第一教室

(昭和49年12月19日受付)

Acoustics-Vibration in Human Body and Occlusal Analysis

Kiyoshi ISHIOKA

Department of 1st Prosthetic Dentistry, Niigata University School of Dentistry

(Director: Prof. Kiyoshi Ishioka)

## I ま え が き

生体機能の活動に伴って生ずる種々の生体現象に対して、医学は、それぞれの立場、方法によって対応してきているが、その内容は基礎医学的なものから、臨床検査的なものに至るまで、非常に多岐にわたっている。

顎口腔領域における音響、振動の代表的なものとして音声をあげるべきであるが、音声の研究は耳鼻、咽喉領域においても、又歯科医学においては、口腔生理学、歯科矯正学、歯科補綴学などにおいて、さらに治療は各科の協力のもとに、音語治療室が中心となって行われている。しかし、音声の問題は医学だけの問題にとどまらず、物理学、音響学の立場から、非常にさかんな研究がなされているのが現状である<sup>1)</sup>。これは本論文の主旨とは異なるので、触れないことにした。

生体現象を音として取上げ、診断に役立てる。すなわち、聴診は古くから内科学において診断法として確立されているが、歯科医学においても、Ireland<sup>2)</sup> が顎関節音、Stewart<sup>3)</sup> らが咬合音を診断として有効なものであることを提案して以来、研究がすすめられている。又、歯の生理的動揺に着目して、歯の振動測定から歯周組織の診断に結びつけた研究がある。

しかし、これら顎口腔における音響、振動を診断要素として取上げて研究する立場から考慮しなければならないことは、顎口腔において生ずる音響、振動を、我々が情報として入手する時、どのような経路を通り、どのように変化してきたのかを知ることが大切である。その結果から、発生源の情報を推察して、機能の解明や診断とすることが出来る。そこで、筆者は、このような観点から、顎口腔における音響、振動の伝導系の検討をすすめてみたところ、若干の論文の整理が出来たので、その内容をここに紹介する。

## II 顎口腔の音響振動からみた性質

人体に対する音響振動の影響は、医学又は理工学がそれぞれの立場で行う研究と、両者が密接したいわゆる医用生体工学の研究がなされている。

医用生体工学者には2つのタイプがあるといわれている。その1は、工学的生物学の研究グループで、生物現象の理解を助けるために、工業技術を必要とするものである。たとえば、血圧を一定に保つ機構のような生体制御システムを研究するにあたって、サーボシステムとして工業用機械で使われている制御システムと、生体システムとの比較を試みて、その比較を最大限に生かして、

生体システムの数学モデルとか，具体的な機械模型を作り，モデルを使用して生体で実施しようとしている実験を模型上で実施し，予想結果と実験結果の相違からモデルを修正し，そこから生体のシステムを理解するものである。もう1つのタイプは，生物学と医学領域の研究や，医療面で役立つ新しい機械や装置を設計することを目的とした研究グループである。この第2のグループはさらに，2つのカテゴリーに区別することが出来る。すなわち，生物医学における現象を，理工学的条件で測定して問題の解決を計るタイプと，さらに，将来に向けて問題を提起するタイプがある<sup>43)</sup>。

このように生物学を理工学的に観察，解決する方向が示されている現状において，私共は生物学，医学に深い関連をもつ理工学の進歩に関心を示す必要がある。

1. 人体の機械的，物理的特性

人体の機械的，物理的特性の研究は，軍事関係，交通航空関係，音響関係および基礎・臨床医学において広く行われている(表1)<sup>4)5)</sup>。この表のうち，頭部・脳損傷をおこすような強力な衝撃を頭蓋骨に与える実験には，人体の大きさ，形，重量などが近似したダミーが使用されることは当然である。

このような人体組織の受動的機械応答から得た

表 1 人体の機械的特性と適用

研究されてきた動的機械量	適用分野
頭蓋の共振と脳組織の粘性 頭蓋および乳様突起のインピーダンス  頭蓋および脳組織の超音波伝播 頭蓋および組織の音波伝播 外耳，中耳，内耳の機械的特性 口腔，鼻腔，咽頭腔の共振 下顎の共振 口腔―胸腔系の共振 心圧の伝播 心音 心臓の支持構造  胸―腹部系の応答 振動台上の立位，座位，横臥位の人体のインピーダンス 人体表面のインピーダンス，表面波の速度，組織内の音速，人体表面での吸収数  組織の超音波吸収	頭部損傷：骨伝導聴覚 骨伝導聴覚：トランスジューサーの整合と校正：聴器保護 脳腫瘍診断：超音波照射による中枢神経系の改変 骨伝導聴覚 聴覚理論：難聴の矯正 発声理論：言語障害の矯正：酸素マスクの設計 骨伝導聴覚 爆風の損傷：レスピレーター 循環系生理学：血液動力学 心臓生理学：診断 バリストカーディオグラフィ：はげしい振動，衝撃による損傷 はげしい振動，衝撃による損傷：衝突の防護 振動および短時間の加速度に対する防振と防護：バリストカーディオグラフィ 組織内のエネルギー伝播，減衰理論：組織の弾性率，粘性率，圧縮率の決定：人体への音響および振動エネルギー伝播特性の決定，防振法：振動測定用ピックアップの設計：内部器官，感覚器官への振動エネルギーの伝達 細胞に対するエネルギー伝達の理論，超音波治療における照射量の決定

データーは組織内の振動エネルギーの伝達と消散の量的算出，振動，振巾・身体の異なる部位における圧力の評価，防護手段の効果判定などに対して有効な資料を提供している。

人体は線形で受動的機械系であると物理的特性を仮定しているが，実際に傷害を生ずるのは，さらに低振巾の非線型反応を呈することが多いとされている。物理的特性のうち，密度，ヤング率な

表 2 人体組織の物理的性質

	柔 組 織	密度の大きい骨	
		新 鮮 骨	防腐保存骨, 乾燥骨
密度 (gm/cm <sup>3</sup> )	1~1.2	1.93~1.98	1.87
ヤング率 (dyne/cm <sup>2</sup> )	$7.5 \times 10^4$	$2.26 \times 10^{11}$	$1.84 \times 10^{11}$
体積弾性係数* (dyne/cm <sup>2</sup> )	$2.6 \times 10^{10}$	—	$1.3 \times 10^{11}$
剪断弾性係数* (dyne/cm <sup>2</sup> )	$2.5 \times 10^4$	—	$7.1 \times 10^{10}$
剪断粘性係数* (dyne-sec/cm <sup>2</sup> )	$1.5 \times 10^2$	—	—
音速 (cm/sec)	$1.5 \sim 1.6 \times 10^5$	$3.36 \times 10^5$	—
音響インピーダンス (dyne-sec/cm <sup>2</sup> )	$1.7 \times 10^5$	$6 \times 10^5$	$6 \times 10^5$
引張り強度 (dyne/cm <sup>2</sup> )	—	$9.75 \times 10^8$	$1.05 \times 10^9$
剪断強度 (dyne/cm <sup>2</sup> ) 平行	—	$4.9 \times 10^8$	—
剪断強度 (dyne/cm <sup>2</sup> ) 垂直	—	$1.16 \times 10^9$	$5.55 \times 10^8$

\*Lameの 弾性常数

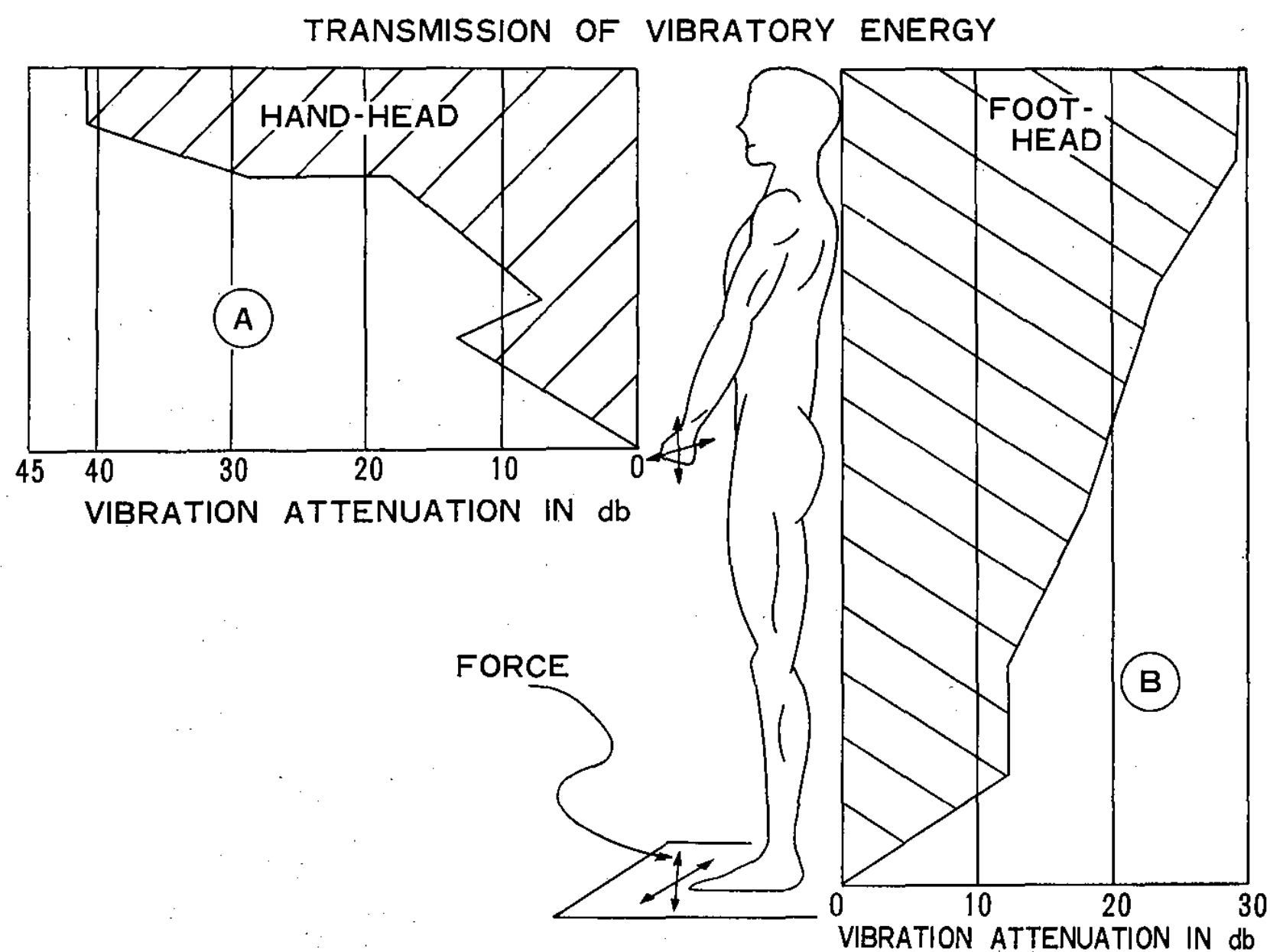


図 1. Attenuation of vibrations of 50 cps along the body. Vibration generator, consisting of an unbalanced motor, was, A, exciting the subject's hand or, B, exciting the platform on which he was standing (After von Békésy.<sup>6)</sup>).

ど10項目についての測定結果が発表されている (表2)<sup>4)</sup>。

骨はいくぶん固体の様相を示すが、筋肉、腱、結合組織はヤング率、S字状応力-歪の関係、大きな伸度の点からみると、弾性体に近似している。しかし、生体では軟組織が骨を被っているので、測定時に軟組織が仲介物となり仲々困難な問題がある<sup>16)</sup>。

Oestreicher は人体の機能振動に対する粘弾性仲介物の理論上の分析を行っている。すなわち、人体組織を連続性、均質性、等方性であると仮定して、筋組織の機械インピーダンスの近似値を算出する計算式を示している<sup>6)</sup>。又 Franke は人体表面の機械インピーダンスの測定値と計算値の比較を行い、生体における測定に対しての有意義な資料を提供している<sup>7)</sup>。

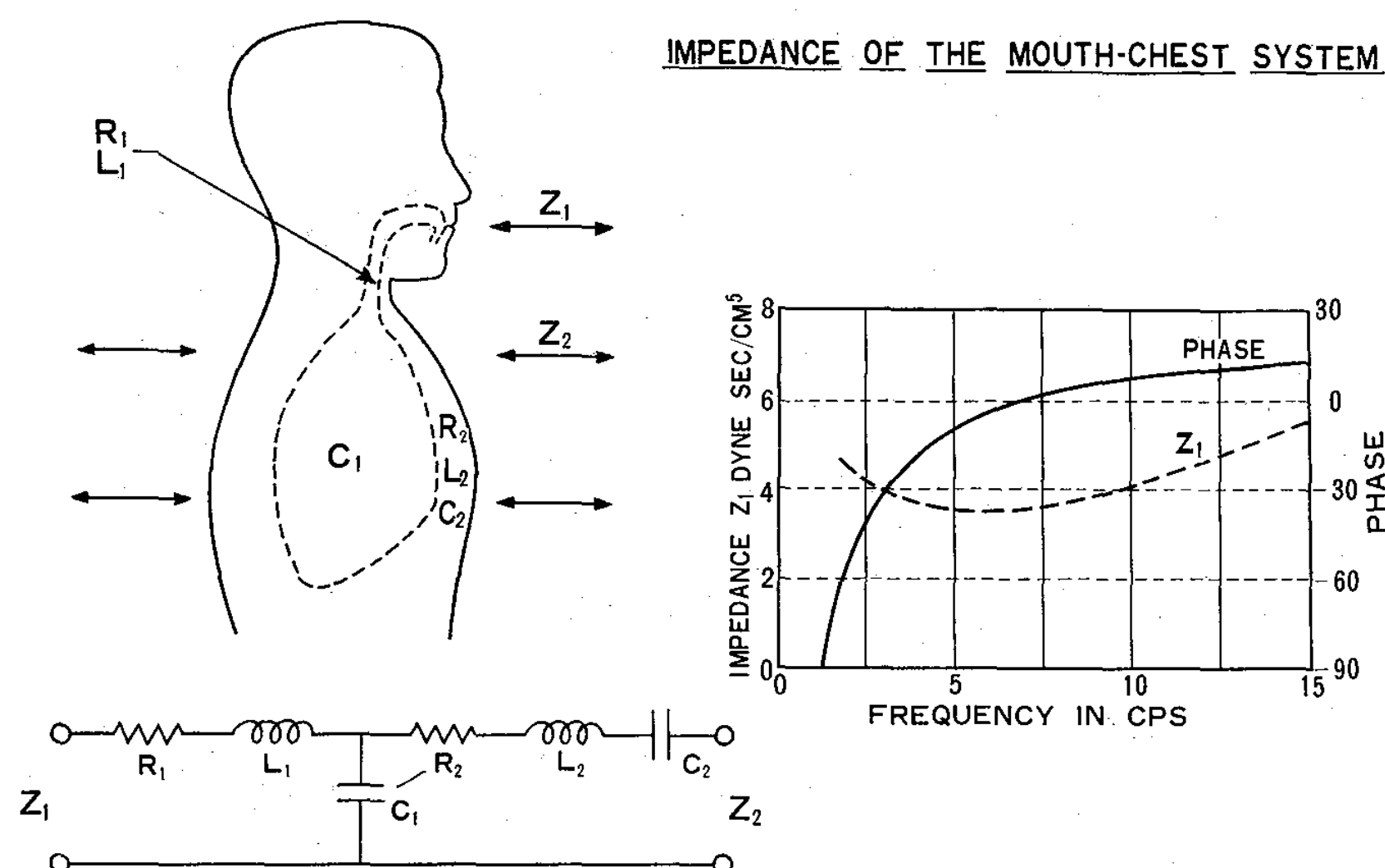


図 2. Mouth-chest system, its equivalent circuit and its impedance measured at the mouth. (Based on Dubois *et al.*<sup>10)</sup>

機械インピーダンスは外力/速度であらわされ、逆数の速度/外力はモビリティをあらわす。その他共振状態、振動パターン、モード、振動エネルギーの伝達特性などを求めることが出来る。

Bekesy (1939) は人体を 50 Hz で加振したときの、身体各部の減衰状況を図 1 に示し<sup>5)</sup>、Dubois (1956) は口腔—胸郭 (mouth-chest system) のインピーダンスを測定して報告している (図 2)<sup>5)</sup>。

## 2. 歯の機械的、物理的性質

歯に周期的な振動を加えて、その振動現象を測定した結果から、歯周組織にはある大きさの粘性が存在することが明らかにされた。

すなわち

$$m \frac{d^2x}{dt^2} + r \frac{dx}{dt} + kx = F \sin \omega t$$

- $m$ : 歯および歯周組織の等価質量
- $r$ : 歯および歯周組織の粘性定数
- $k$ : 歯および歯周組織の弾性定数
- $\omega$ : 駆動角振動数

から、振動速度は  $\frac{\sqrt{mk}}{r}$  に比例する。したがって、粘性定数が 0 であれば、速度は無限大となる。しかし、実験成績から、速度は無限大とはならず、一定値をとるので、歯周組織には、ある大きさの粘性が存在することが明らかになった。さらに共振現象を定量的に測定して、歯周組織の弾性および粘性を算出した。この弾性定数および粘性定数を用いて歯の振動速度を次のようにあらわした

$$V = \frac{F}{Zv} = \frac{F}{(k - m\omega^2) + j\omega r}$$

$Z$  であらわされる速度インピーダンスの逆数から速度モビリティ  $Yv$  をあらわすと、

$$Yv = \frac{V}{F} = \frac{1}{(k - m\omega^2) + j\omega r}$$

となる。パラメーターである歯および歯周組織の質量、弾性定数、および粘性定数は一定量であるから、速度モビリティも一定の数量となる。これには時間的要素も含まれているので、歯の動揺度を表現する適切なる物理量である<sup>8)</sup>。

このような物理学的な考え方を基礎において、診断という面から歯の共振振動数を検討すると、健全歯は上顎中切歯 414~464 Hz、側切歯 434~494 Hz である。歯周疾患の進行により共振振動数は低下する。とくに、歯周ポケットの深さ、骨の吸収の増加により、その傾向が強く認められた<sup>9)</sup>。

歯の振動減衰モードの変化は、歯根膜内の粘性抵抗に大きく関係するので、歯周組織の変化を即時にとらえることが出来ると報告されている<sup>10)</sup>。

全顎の歯の基本振動数の測定結果は示されていないが、上顎前歯は 400~500 Hz の範囲であるとされている。しかし、これらの振動数は頭蓋の共振振動数を示しているとも考えられる<sup>11)</sup>。このような強制加振による歯の振動測定で歯自体の振動を独立して得ることは困難でないのかという疑問



が残される。又歯周組織の細部との関係を追求するため、歯の拍動性振動の変位、速度、加速度波形および外頸動脈波形を同時に記録して、測定した結果、ほぼ定型的脈拍波形、とりわけ、弁閉鎖後、歯が指数函数的に原位置に復帰するクリープ回復の状態をとらえた報告もある<sup>12)</sup>。その他、歯の屈曲振動から歯周組織の維持力、粘性抵抗を推論出来るとしている報告がある<sup>10)</sup>。

### 3. 頭蓋骨の機械的、物理的性質

頭蓋骨の振動パターンは大体球形弾性殻 (spherical elastic shell) に似ている。節線 (nodal line) の観察から判断すると、基本周波数は300~400 Hz と考えられ、さらに高い600~900 Hz に共振があると思われる<sup>5)</sup>。球形体の基本および共振の周波数比の理論値は1.5であるが、頭蓋では1.7であるとされ、Bekesy の共振振動数1800 Hz とほぼ一致している<sup>13)</sup>。

下顎骨は simple mass-spring system で、共振振動数は100~200 Hz である<sup>4)</sup>。

頭蓋骨の弾性は、ヤング率が $1.4 \times 10^{10}$  dynes/cm<sup>2</sup> で、乾燥頭蓋骨での静的テスト値と一致している<sup>4)</sup>。又前頭部の機械インピーダンスは Corliss らが報告している<sup>14)</sup>。

このような頭蓋骨の振動数の測定は、強制加振したものをピックアップしたものである。歯の衝撃を振動源として骨伝導を測定した報告として、Bekesy が聴覚の研究のため<sup>12)</sup>、骨伝導について行った実験である。すなわち、前歯を click させると、頭蓋骨は impulsive movement をおこすが、この場合、皮膚の存在は周波数を大きく減少させ、又頭蓋骨壁の振動の伝導を悪くすることが判った。このような impulsive method によって前頭部皮膚の弾性と摩擦の定量的測定法を開発し、測定時の測定器具の皮膚に対する加圧は、皮膚の機械抵抗を変化させると述べている。

さらに、前頭部と後頭部に pick-up を置いて、前歯を click させると、両者間には波形上明らかな時間差、周波数の相違が認められ、頭蓋壁の厚いほど振動の伝導速度は早くなるとし、伝導速度は570 m/sec と報告している<sup>13)</sup>。又 Watt<sup>22)</sup> は新

鮮緻密骨では3360 m/sec、軟組織では1500~1600 m/sec、筆者<sup>15)27)</sup>らの顔面における測定では137~375 m/sec であり、測定者により条件が異なるため、測定値にもかなりの相違がある。

筆者らも骨伝導の機構を確める目的で、左右眼窩上、下4カ所にマイクロフォンをつけて、右側犬歯の衝撃音を収録したところ、部位により明らかな時間差があることが判明した。又周波数、パワースペクトル、ゲイン特性、位相特性などの分析結果から、衝撃側の眼窩下部とそれ以外の部位では、それぞれ独自の骨伝導を有することが推察された<sup>15)</sup>。

Franke は頭蓋頂部に衝撃を加え、その振動の骨伝導を内耳の音圧で測定した。その結果開口時の音圧は閉口時の音圧の2.5倍であるが、200 Hz で特徴あるピークを示したと報告している<sup>11)</sup>。又外耳道の内圧変化による顎運動分析もある<sup>39)</sup>。

以上のように顎口腔を含めて、頭蓋骨の振動の伝導を測定する場合には、軟組織の介在、収録する方法などが大きく影響を及ぼすことが明らかにされている。したがって、基礎的には、乾燥頭蓋骨による測定も行われているが、生体とは相違点が多く問題である。

### III 咬合音について

歯科医学における咬合の重要性は、今さら論ずる必要もないことであるが、しかし咬合のとりえ方はいろいろと異っている。近年の咬合論は顎運動の分析にもとづいた理論の展開と、一方機械的方法により解決を計ろうとする方向が強くすすめられ、いささか問題を難しくしている傾向がある。とくに後者に対して批判的な意見もある<sup>17)</sup>。

日常的な診療において取扱う咬合異常は、顎口腔機能に対して、多くの影響を及ぼすものであるため、広く研究がなされているが、しかし咬合論が種々論議されているように、症例に対する対応策にも、いろいろと異った意見が出ている。

歯の早期接触の発見方法は、印記法 (咬合紙、テープなど)、聴診法、触診法および患者の反応に対する評価などが挙げられているが<sup>3)</sup>、その他

咬合器による分析もさかんに行われている。この聴診法は音による分析であり、触診法は振動による分析である。Stewartによると、咬合音は補助的手段とし使用すべき性質のもので、他の方法の併用が必要であるとしているが<sup>3)</sup>、その後、Thompson (1954)<sup>18)</sup>、Ingle (1957)、Brenman (1958)<sup>19)</sup>、Schwalz (1959)<sup>20)</sup>などは有効な手段であると評価している。

咬合音測定に関する問題と、その効果について項目別に述べる。

### 1) 測定方法

筆者が咬合音と称しているものは、上下顎歯の衝撃又は滑走によって生じた振動を骨伝導を介して、音として収録するか、直接に音として口腔外で収録するかの何れかの方法で得られたものである。前者の場合が多い。

Laennec (1816) は片耳用聴診器、又 Williams (1829) は両耳用聴診器を使用して、胸の2カ所を同時に聴いて、両者の音の調和性、連続性などから診断を行った。その後 differential stethophone (Alison)<sup>21)</sup>、stereo stethoscope (Nicolai)<sup>22)</sup> が考案され、Nicolai は顎関節音の診断に利用した。

Watt はこれを咬合音の臨床診断に使用して、視覚的に発見出来ない僅少の接触異常を正確に指摘することが出来たと報告している<sup>22)</sup>。

両耳で2つの音源の位置を区別するにはその音の強度差、時間差および位相差が相互に関連していることが必要であるが、Newman, Rosenzweig (1949) は30~40  $\mu$ sec の時間差があれば、音の方向を判別することが出来ると述べている<sup>23)</sup>。非常に僅少な偏心咬合があって、早い閉口運動を行ったときに発生する咬合音の時間差は、200  $\mu$ sec であるから理論的には判別することが出来る<sup>22)</sup>。診断時の開閉インターバルは遅い方がよい。一般に0.5~1.0秒で行われている。

Silverman (1962) も聴診器を使用しているが、cone type (Ford model) よりも、large flat (Bowles model) の方が有効であるとしている<sup>24)</sup>。

Watt (1963) は音の収録をさらに有効にするため、聴診器にクリスタルマイクを内臓したものを使用している。クリスタルマイクの使用によって収録する音の範囲を300~3000 Hz としたため、皮膚表面の摩擦音を除き、又衝撃音を単純化して、比較を容易にした<sup>3)</sup>。

所謂普通の聴診器であれば、骨伝導による音の性質の変化から、咬合の異常接触の有無を区別するだけであるが、stereo stethoscope は位置を推定することが出来る利点がある。

Laennec (1816) 以来、音を聴覚による判断のみで行ってきたが、Brenman (1959) は視覚的表示を行い、これを occlusogram<sup>19)</sup> といい、Watt (1966) は occlusonic trace<sup>25)</sup> と称している。このように音を電気的に変換して記録にとどめたため、分析は正確になった。

本邦では、聴診器による研究論文はなく、マイククロフオンによる測定であるため、全て記録方式を採用している。

### 2) 分析法と臨床における効用

測定法に対応して聴診法、波形記録法、波形分析法などが行われている。

#### 1) 聴診法

異常咬合を歯の接触音によって発見するという発想は、耳で聴いて正常、異常の区別が可能であるということである。

理想的な均衡のとれた咬合の tapping 音は、鋭い staccato 音で、2つの木片を tapping させた音に似ている。それに対して、悪い咬合の tapping 音は、鈍い、切れ味の悪い音、軟い組織を打つ音、何かで被った中からの音に似ているため正常、異常の区別は可能である<sup>24)</sup>。

又歯の接触が安定しているときの衝撃音は clear-cut で短い、不安定のは muffled sound で、長いことを明らかにしている。さらに muscle activity との関係について、不均衡な muscle activity は閉口時に偏心するため、咬合が不安定に終り muffled sound となる。しかしこれが習慣となると、偏心位において安定した咬合に歯が維持されて、その音は crisp 音で短く

## GNATHOSONICS—A STUDY OF SOUNDS

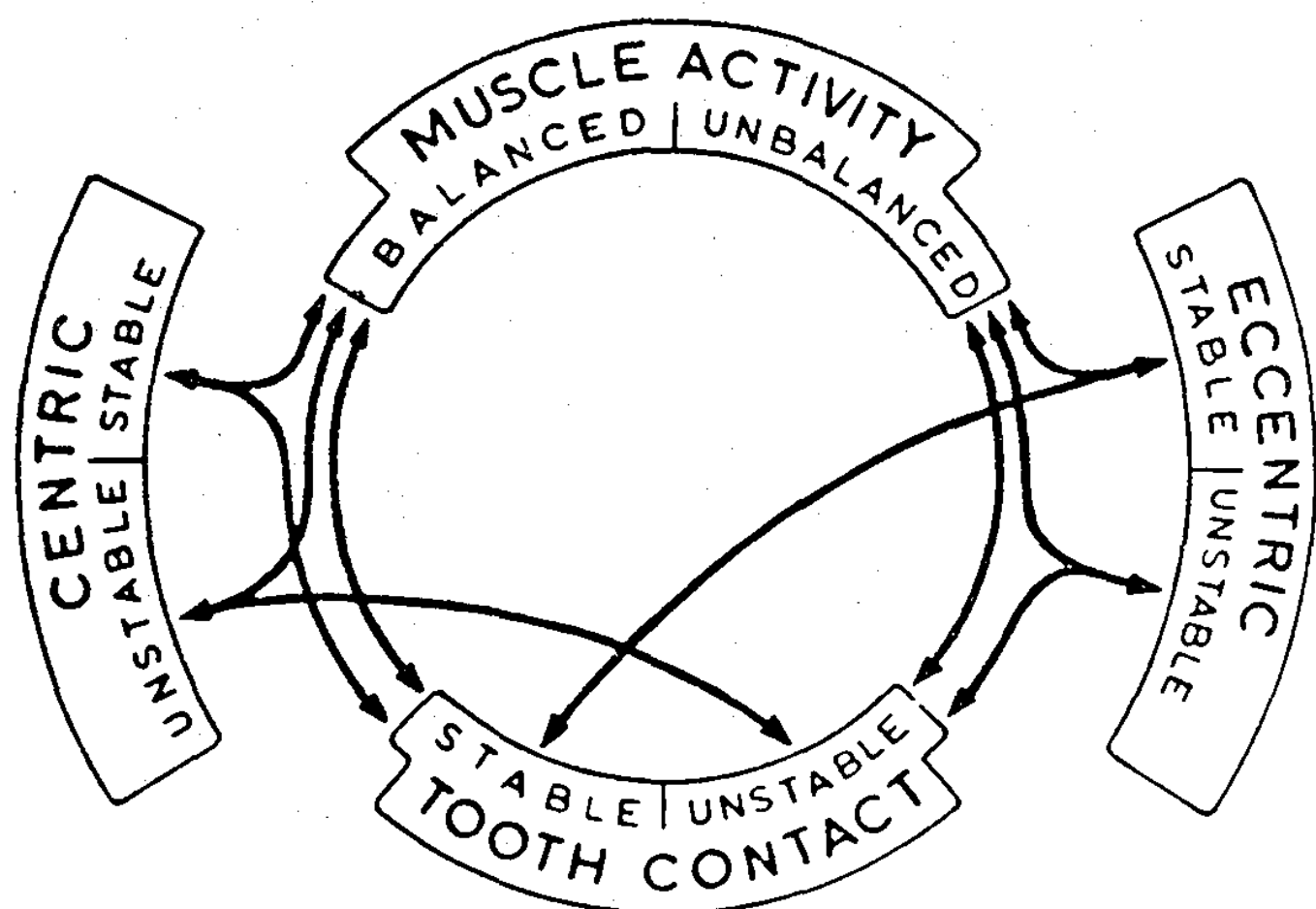


図 3. A diagrammatic chart illustrates the relationships between the quality of muscle activity, the quality of tooth contact, and the type of occlusion<sup>25)</sup>.

なる。又均衡のとれた muscle activity が異常な咬合と組合うと muffled sound を出すので、muffled sound を出しても、muscle activity に関する咬合異常か、単独に咬合接触自体の異常なのかを区別するためには既往歴、およびこれらの要素を十分に考慮して判断する必要がある (図 3, 図 4)<sup>25)</sup>。

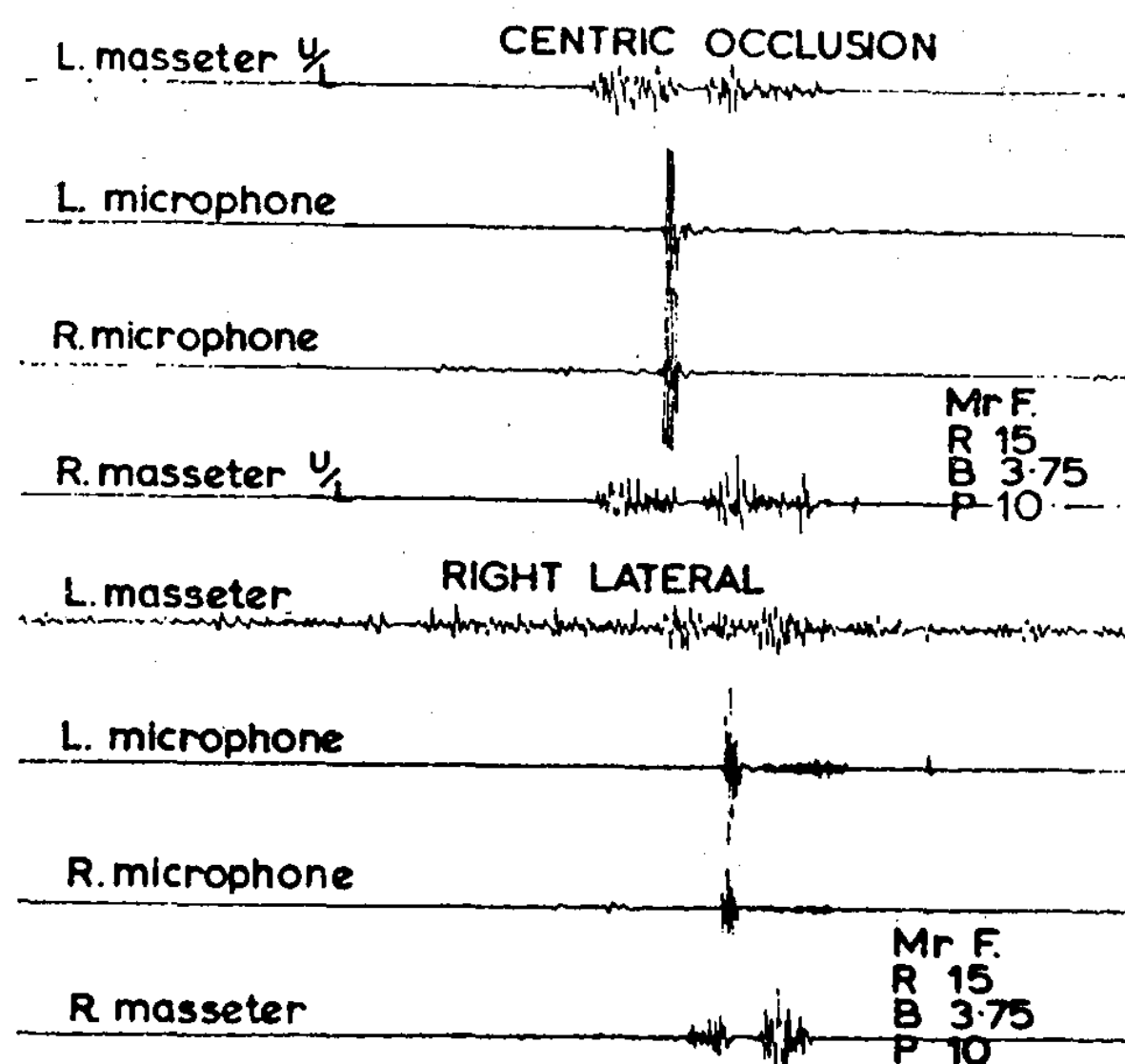


図 4. Synchronous electromyographic and gnathosonic records of closure of the jaws in centric and right lateral occlusions. In centric there is a balanced activity of right and left masseters and the short duration of the occlusal sound indicates a stable tooth contact. It is of interest to note that muscle activity ceases in centric occlusion at the time of delay of the sound. In right lateral occlusion the muscle activity is unbalanced and the prolonged low amplitude sounds on the gnathosonic traces (second and third from bottom) indicate that tooth contact is unstable<sup>31)</sup>.

表 3 Observations with stereostethoscope<sup>22)</sup>

Observations with occlusal wax	Correct	Undecided	Incorrect	Totals
Unilateral perforations	4	—	1	5
Bilateral perforations	14	3	3	20
Totals	18	3	4	25

この聴診法は術者の経験が問題になると考えられるので、stereo stethoscopeを使用した blind test の結果を表 3 に示す。この実験ではワックスを咬合面においたために音が消されて正確な判断をやや誤っている (表 3)。

第 2 の実験として、1 人の被験者に左側又は右側で自由に咬合させ、経験ある術者 1 名、未経験者 8 名によりテストした結果、経験者は 45 回のうち誤りなし、未経験者は 304 回 (各自 38 回) のうち誤りは 5 回 (2 名) であった。この結果は歯の接触側は比較的容易に判定することが出来ることを示している。

第 3 の実験は、歯の接触状態を tapping と sliding をランダムに 224 回行った結果、全員が誤りなく判定した。

第 4 の実験は、さらに組合せを複雑にして、右—安定、右—不安定、左—安定、左—不安定を各 58 回についてテストした結果、誤りは 2 名の未経験者にあった<sup>22)</sup>。

stereo stethoscope は従来の聴診器より優れており、咬合異常を十分に診断することが出来るものと推察される。

## 2) 波形記録法

ペンオッシログラフに直接記録する方法と、デ



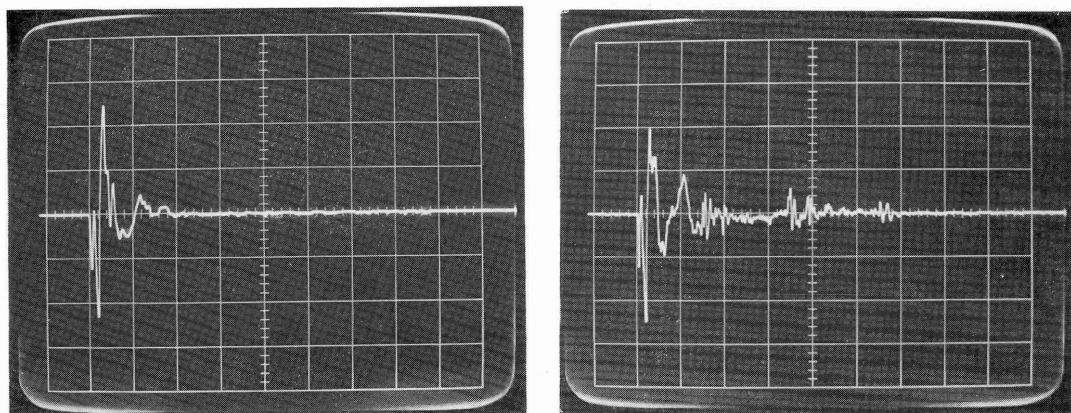


図5 咬合音波形

左側：中心咬合衝撃音 右側：偏心咬合滑走音 (4 msec/cm)

ーターレコーダーに収録し、速度変換を行ってペンオシログラフ又はブラウン管オシロスコープに映して、これを写真撮影する方法などが採用されている(図5)。

咬合音に対する解釈も聴診法に比較すると、広い範囲にわたって分析され、臨床的意味づけも確実性が増加される。

#### i) 持続時間 (duration) と波形

聴診法においては主として clear, dull という音の性質と、音の到着時間差から咬合の異常を判

別していたが、これらの点も記録紙上の計測によって正確なデーターが得られる。

持続時間を 1) short duration (30 msec 以下), 2) short and prelong duration, 3) prelong duration (30 msec 以上) に大別し、歯の接触関係は 1) は impact sound で咬合は stable contact, 2) は stable と unstable の combination, 3) は slide sound で unstable contact である<sup>32)33)</sup>。

正常者の中心咬合 tapping 時の咬合音の持続

表4 <sup>32)</sup>

Duration of impact sounds from centric occlusal contacts

Assessment of occlusion	Number of contacts	Duration of sound in milliseconds		
		Min.	Max.	$\bar{x}$
Good	44	10	34	$24 \pm 0.88$
Moderate	42	20	52	$37 \pm 1.49$
Poor	56	45	100	$75 \pm 1.86$

Duration of impact sounds from different types of occlusal contact

Type of Contact	Number of Contact	Duration of Sound in Milliseconds		
		Min.	Max.	$\bar{x}$
Incisal edge contacts	101	10	50	$22 \pm 1.01$
Centric occlusion	142	10	100	$48 \pm 1.95$
Eccentric slide	118	40	450	$136 \pm 6.81$

時間は平均 36.5 msec (23.0~54.0 msec) という報告からみて<sup>30)</sup>, 30 msec をリミットとした分類にはやや難点がある。筆者らの測定値は中心咬合 tapping 時で 5~9 msec, 側方滑走時で 13~35 msec であり(図7), Watt, 雨宮らの測定値に比して非常に短い。筆者らは $\frac{1}{2}$ 速度変換を行い、記録紙上の測定値を実時間に換算しているが、測定器具の

周波数特性, 波形分析時の分解能, データーの読み方の規準のとり方などによる相違と考えられる。

tapping の強い場合は波形は三角形となり、持続時間は短く、振巾は増加するが、弱い場合は菱形となり、持続時間は長く、振巾は減少する<sup>25)30)31)</sup>。

筆者らは中心咬合、滑走運動を切歯点において



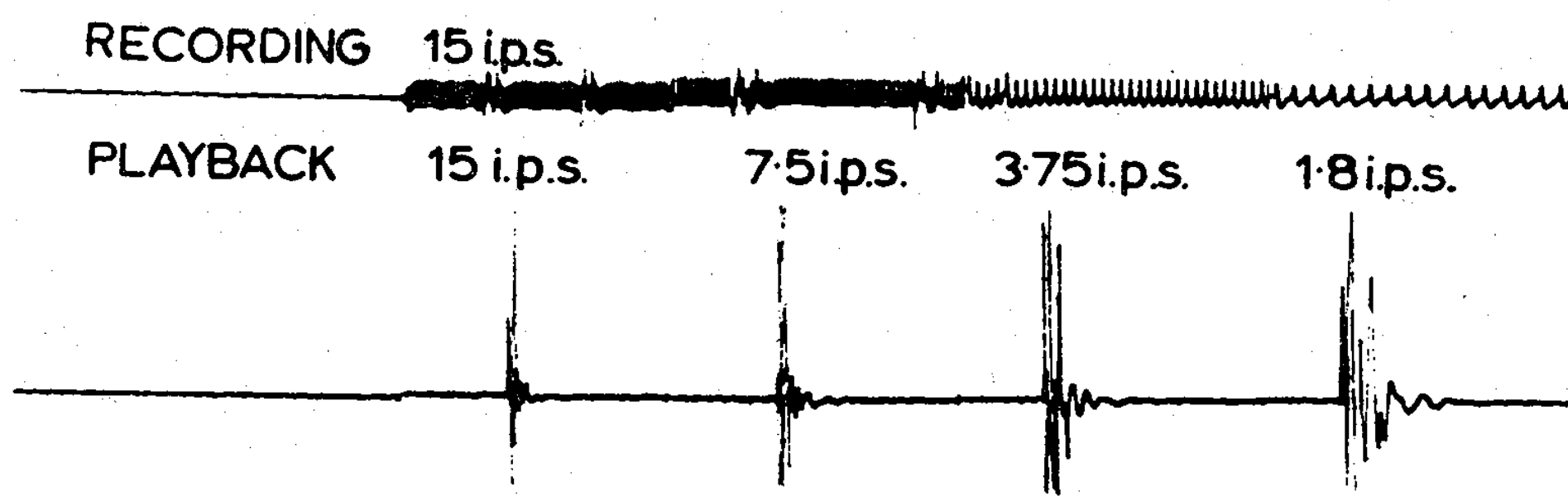
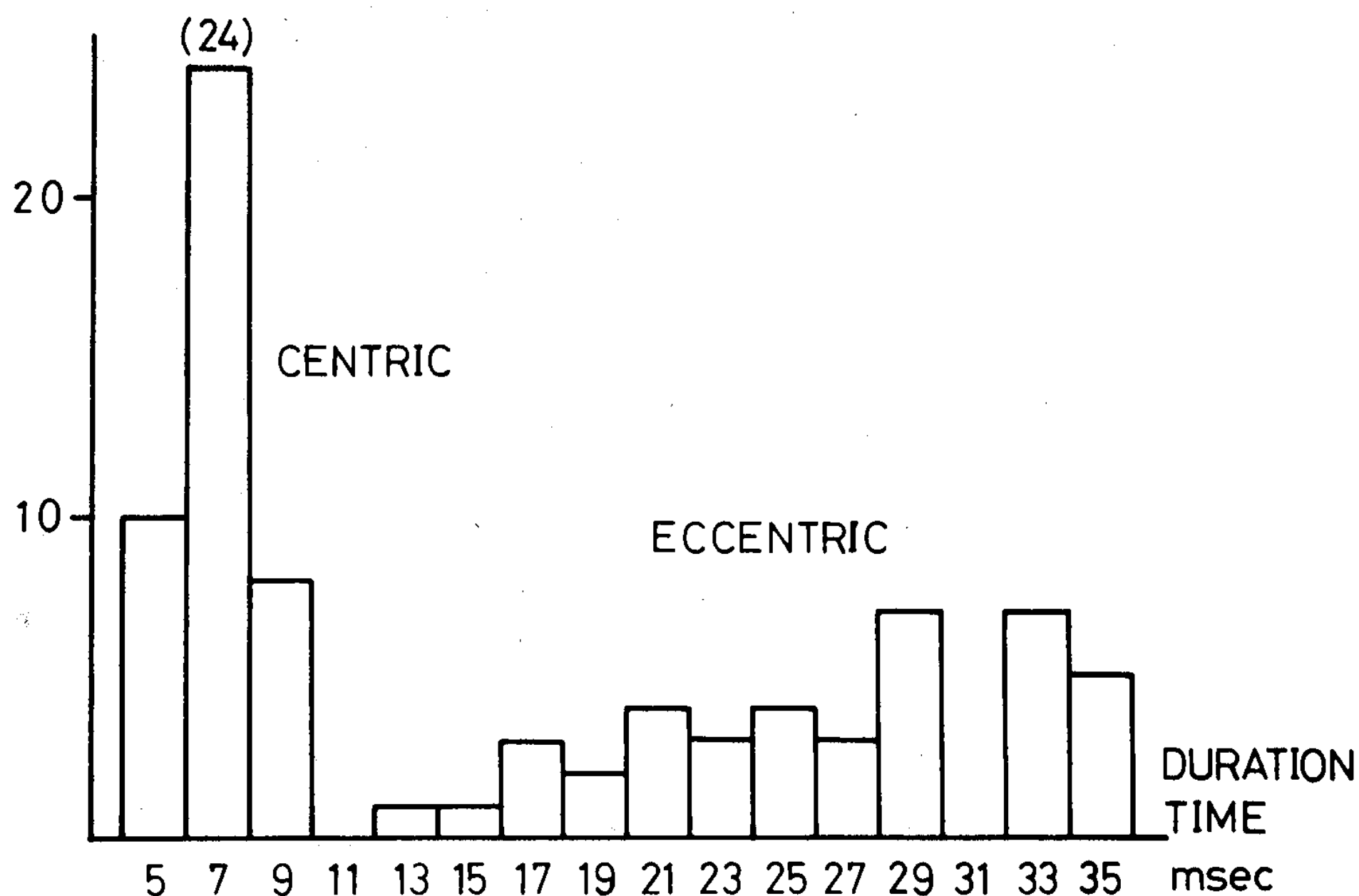
図 6 咬合音の録音と再生の速度変換による波形の変化<sup>31)</sup>

図 7 中心咬合と偏心咬合による duration の変化

描記し，その時の咬合音と対比して，咬合関係と波形の関係を明確にした<sup>34)</sup>。

Silverman (1962) はタイプ用テープで発見出事なかった僅かな早期接触，偏心咬合を咬合音で判別し，さらに削合効果を音で判定して治療効果をあげることが出来たと報告している<sup>24)</sup>。

その他にも臨床成績は多く発表され，その内容も多方面にわたっている。異常接触の咬合調整<sup>4)</sup>，修復物の咬合調整<sup>30)35)</sup>，バイトプレート装着による治療例<sup>32)</sup>，抜歯1年後の残存歯位置異常による咬合異常の調整<sup>35)</sup>，矯正治療<sup>35)</sup>などがあげられる。

このように持続時間と波形の分析は，咬合異常の発見，治療効果の判定に有効なる手段であることが明らかにされたが，測定条件（咬合の速さ，強さ，頭部の固定位置など），咬合状態（安定，

不安定）および個人差などによって変化するものであるから，データーの比較検討には仲々難しい問題も残されている<sup>26)27)31)</sup>。

#### ii) 到着時間差

時間差の測定は聴診法において重要な課題であるが，記録法においてはさらに確実なデーターを提供するものである。

左側下顎小白歯に0.06 mm の metal foil をセメント合着して咬合音を測定すると，波形上で第一接触と第二接触の間に明らかな時間が認められ，早期接触の存在を時間差から判断出来ると報告している<sup>33)</sup>。

筆者らは左側上顎第1小白歯に1.0mm の metal casp をセメント合着して，この咬合音を両側眼窩下部で同時に測定した結果を，metal casp 装着側（左側）と非装着側（右側）について比較した

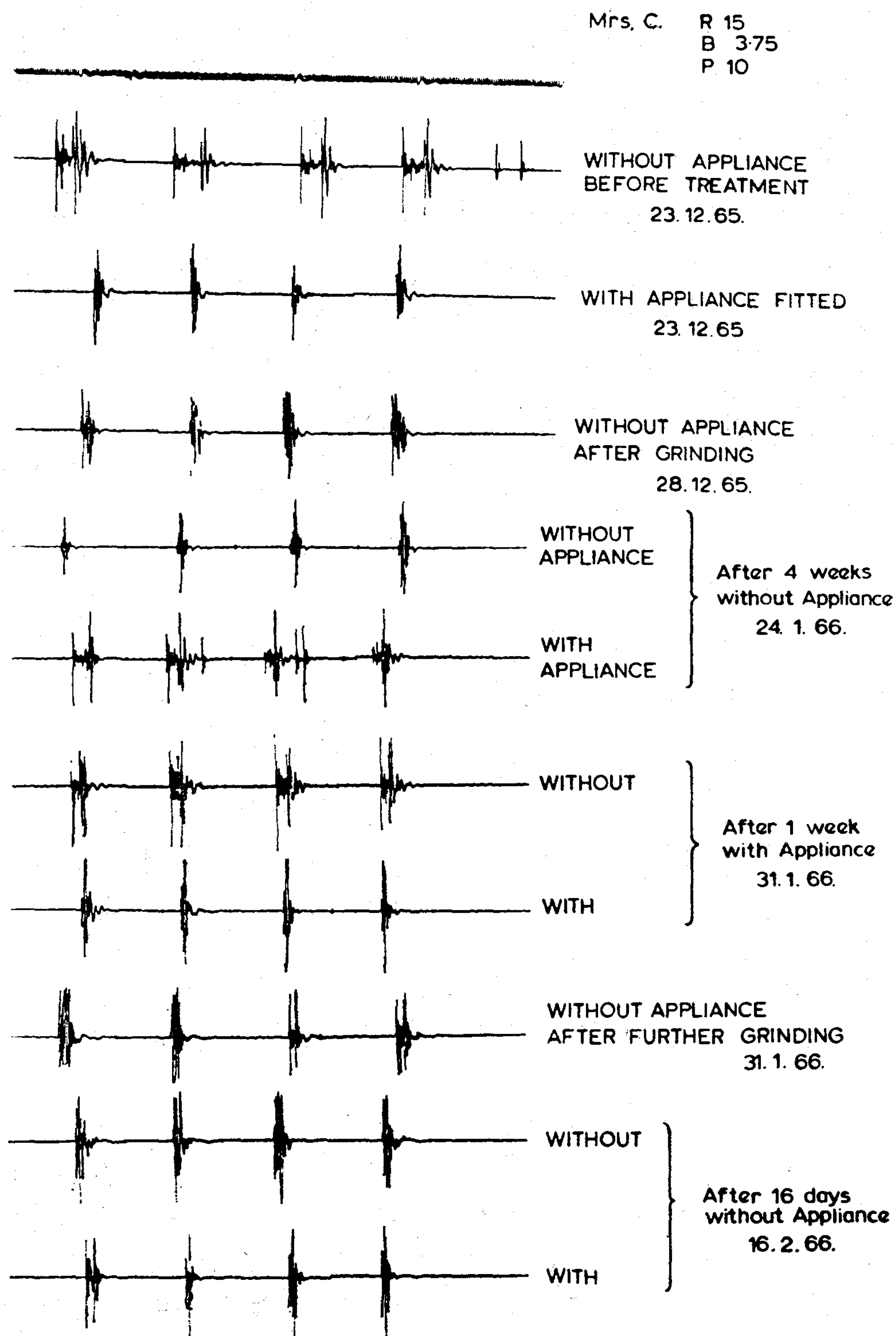


図 8. Gnathosonic records made during the course of treatment of a patient with a gnathic dysfunction<sup>32)</sup>.

ところ、右側に  $50\sim 60\mu\text{sec}^*$  の時間遅れが認められた。第1大臼歯で同一実験を試みた結果は、同様に  $70\sim 80\mu\text{sec}^*$  の時間遅れであった。

これらの結果は早期接触の該当側の検出が可能であることを示し、今後咬合音の臨床的効用を論ずる場合の有力な資料となる。

\*相互相関の計算値から算出した。

### iii) 波形の重ね合せ

muscle activity の均衡が保たれ、咬合が安定している咬合音の再現性は非常によいとされている。したがって、これを利用して咬合の安定、不安定を診断する方法である<sup>33)</sup>。(図 9)

### 3) 波形分析法

咬合音をブラウン管オシロスコープで観察す

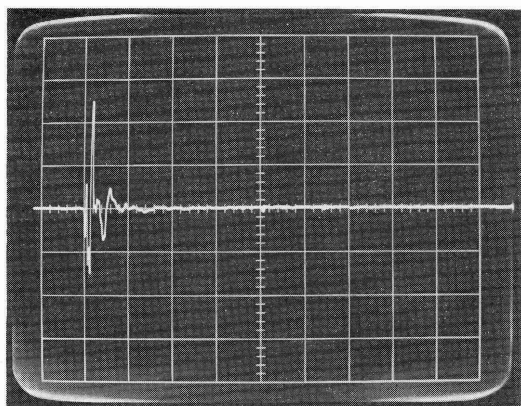


図 9-1 上: 中心咬合の衝撃音(impact sound)  
下: 15回重ね合せたもの  
(2 msec/cm)

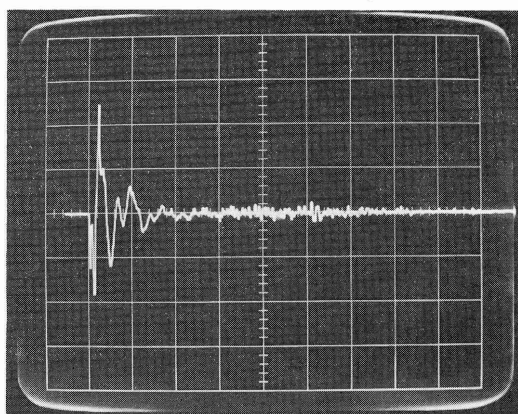
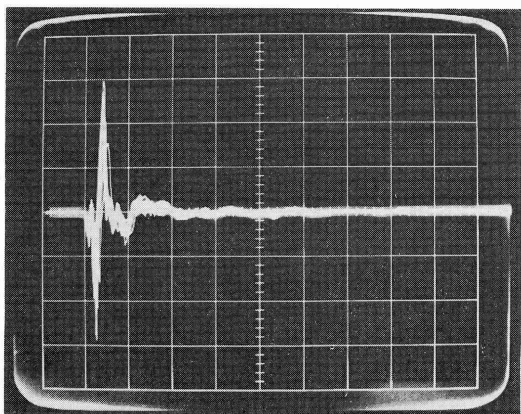
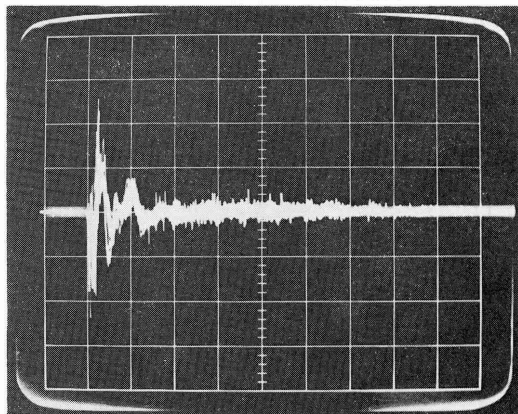


図 9-2 上: 偏心咬合から中心咬合への滑走音  
(slide sound)  
下: 15回重ね合せたもの  
(2 msec/cm)



ると、時間の推移に従って確率的に変動する不規則信号であることが推定される。

一般に生体現象は時間の関数としてあらわすことが出来るが、それぞれは能動要素の集合であり、雑音を含む不規則現象である。

顎口腔における音響振動も同様で、これらを解析するには、N. Wiener の一般調和解析論を適用する必要がある。

時間  $t$  の経過に応じて、不規則に変動する関数を  $x(t)$  とすると、エルゴード仮説により定常確率過程  $\{x(t)\}$  の自己相関関数は

$$\varphi_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x(t)x(t+\tau)dt$$

で定義される。これは  $x(t)$  に含まれる信号検出に効果があり、その特性を時間領域で見るものである。

一般には  $\varphi_{xx}(\tau)$  を周波数領域へ写像して特性を検討すると理解しやすい。 $\varphi_{xx}(\tau)$  のもつ情報を失わず、周波数領域に写像するには Wiener-Khinchine の定理による。すなわち、 $\varphi_{xx}(\tau)$  のフーリエ変換

$$\Phi_{xx}(f) = \int_{-\infty}^{\infty} \varphi_{xx}(\tau) \exp(-j2\pi f\tau) d\tau$$

は、パワースペクトル密度関数といわれ、周波数成分のパワー分布を周波数軸上に表示する。

不規則関係が2つの場合も同様の手法が適用で

きる。これらを  $x(t)$ ,  $y(t)$  とすると

$$\varphi_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x(t)y(t+\tau)dt$$

(相互相関関数)

Wiener-Khintchine 定理により

$$\Phi_{xy}(f) = \int_{-\infty}^{\infty} \varphi_{xy}(\tau) \exp(-j2\pi f\tau) d\tau$$

(クロススペクトル密度関数)

これより位相特性  $\theta_{xy}(f)$  は

$$\theta_{xy}(f) = \frac{\text{Imag} \Phi_{xy}(f)}{\text{Real} \Phi_{xy}(f)}$$

Real: 実数部分

Imag: 虚数部分

ゲイン特性は

$$H(f) = \frac{\Phi_{xy}(f)}{\Phi_{xx}(f)}$$

であらわされる。

$H(f)$ ,  $\theta_{xy}(f)$  とともに用いられる重要な関数としてコヒーレンス関数がある。

$$r^2(f) = \frac{|\Phi_{xy}(f)|^2}{\Phi_{xx}(f)\Phi_{yy}(f)} \quad (0 \leq r^2(f) \leq 1)$$

これは周波数領域における2つの関数間の相関係数とみることにもできる。両者の線形性やゲイン特性の精度の妥当性を検討するのに用いられる。以上は筆者の教室において行っている分析の考え方である<sup>4)</sup>。

咬合音を顔面において収録すると、歯の振動と

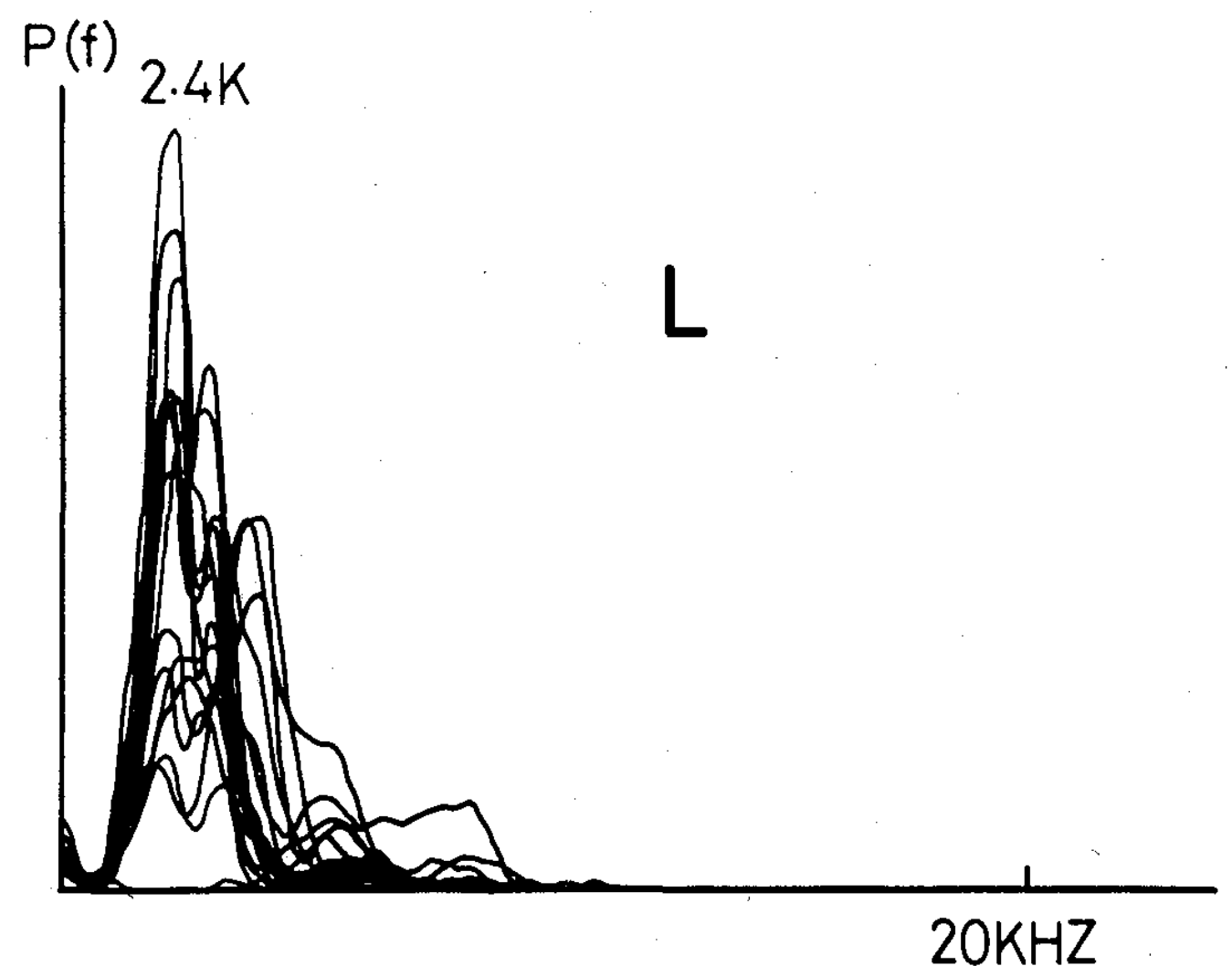
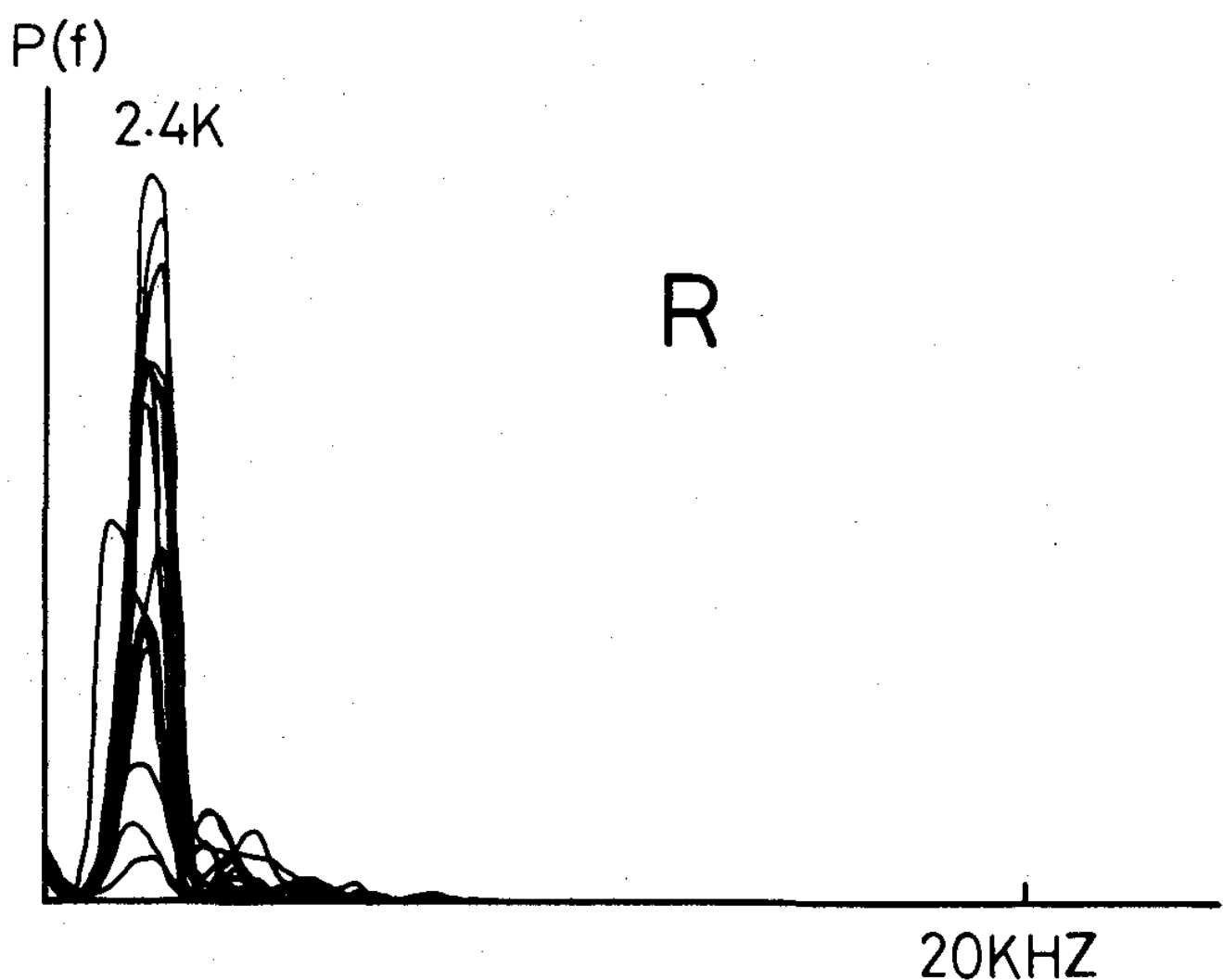
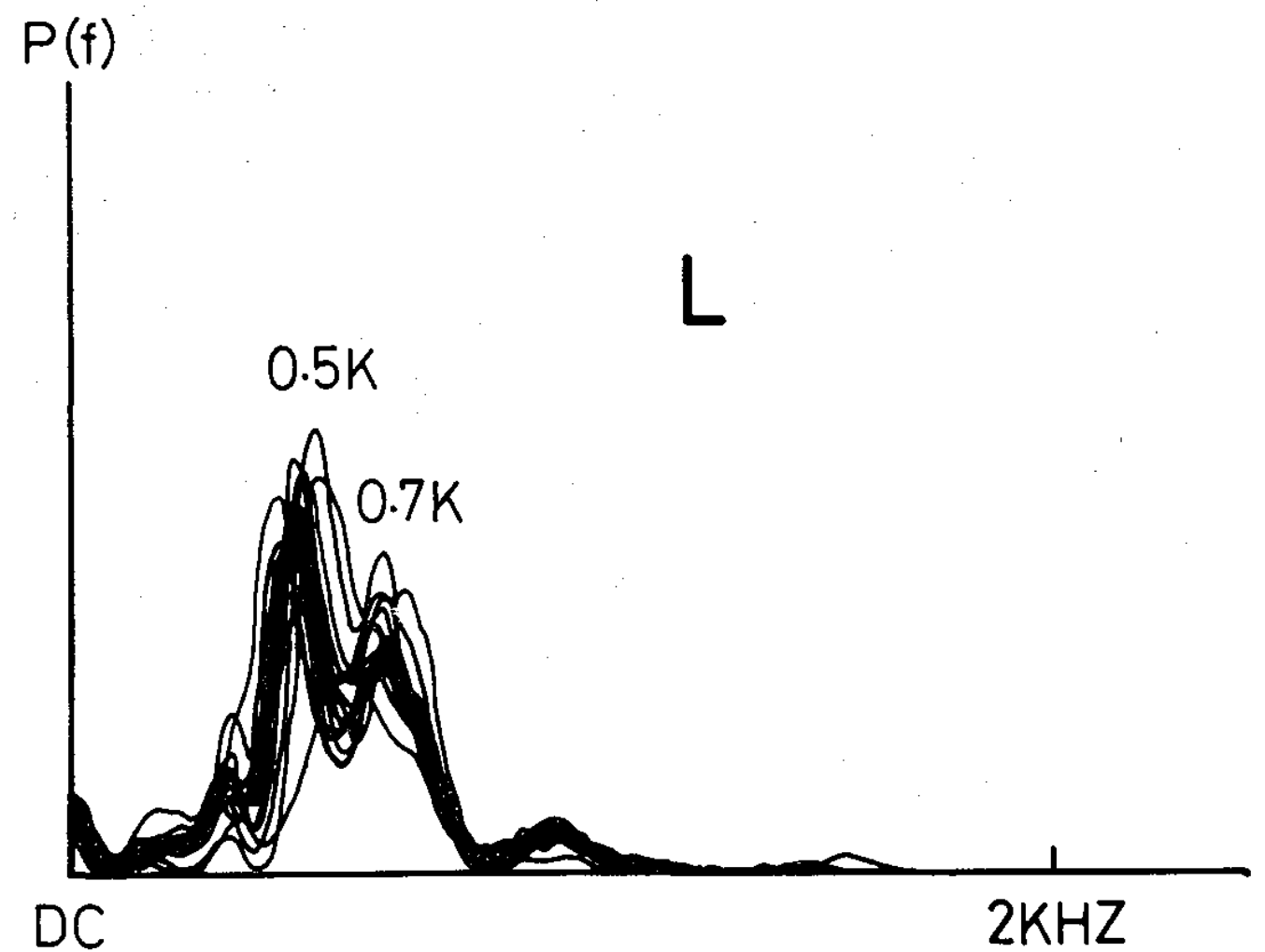
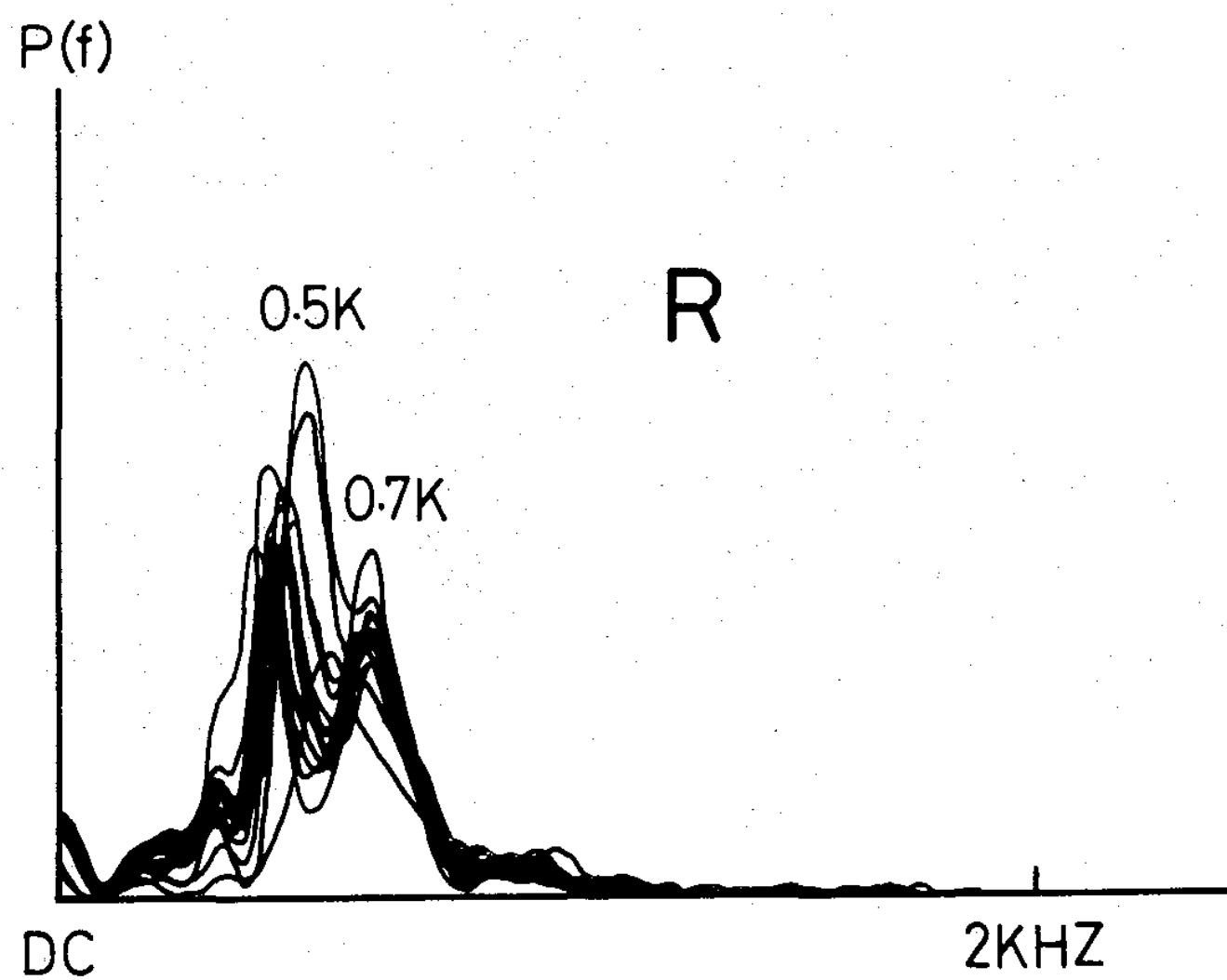


図 10-1 中心咬合における衝撃音のパワースペクトル (15回重ね合せた)  
2つの周波数帯域において左・右側とも略々同じである



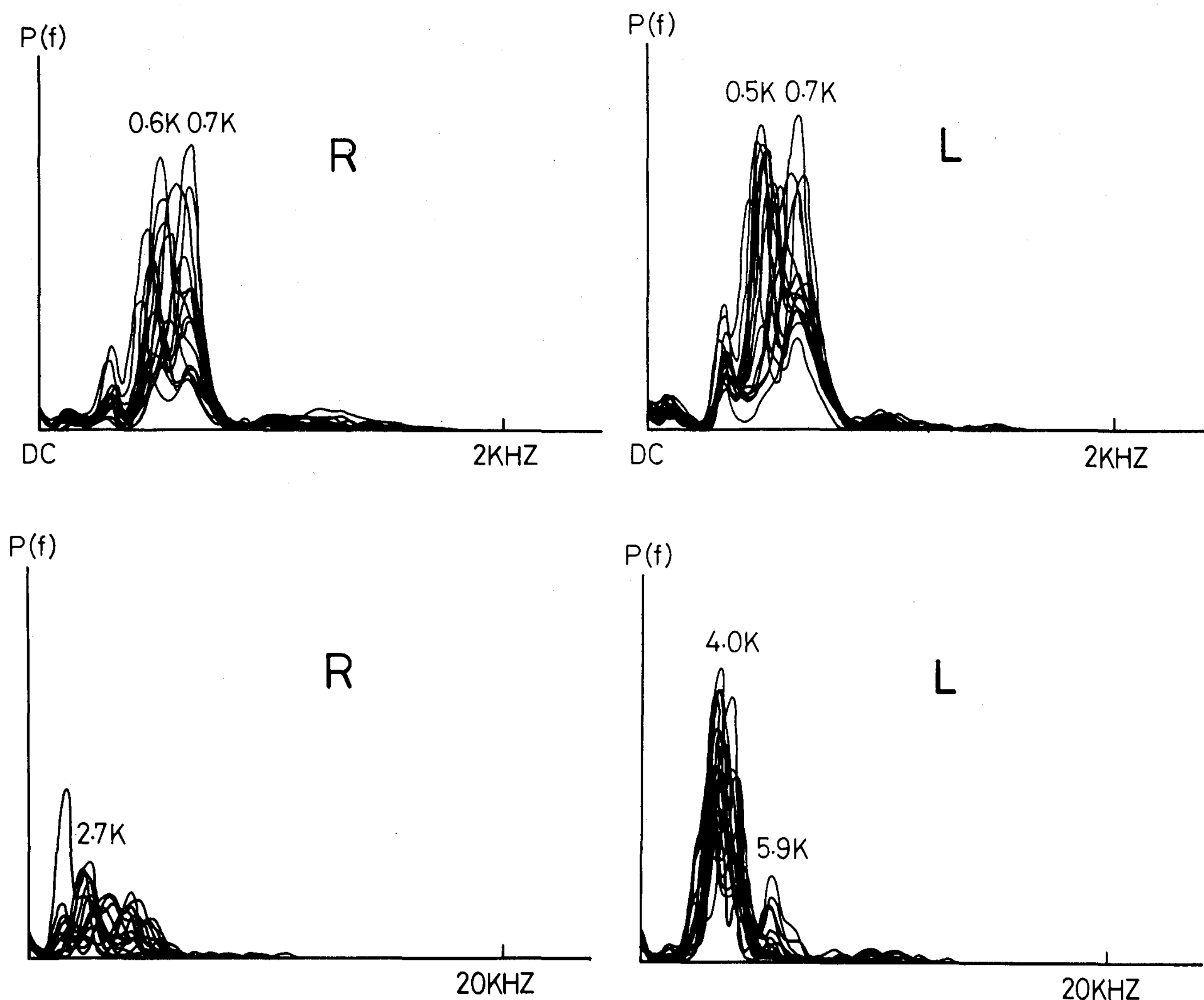


図 10-2 左側偏心咬合から中心咬合への滑走  
下段の周波数帯域では、滑走側と非滑走側で明らかな相違がみられる

骨伝導による頭蓋骨の振動を一緒に測っていることになる。Bekesy (1948), Harris, Crede (1961), Watt (1967) にも指摘している。

歯の基本周波数は400～500～800Hzであり<sup>9)38)</sup>、頭蓋骨の基本周波数は300～400Hzである<sup>4)</sup>。又頭蓋骨の共振周波数は理論的に1.7倍であるから、500～800～1800Hzとなる。したがって、これらは非常に近い周波数であるから分析することは困難である。

咬合音の論文のうち、周波数分析に関する報告は少いが、正常人の咬合衝撃音の周波数は50～150Hz, 0～3.5KHz, 50Hz～3KHz, 300～3KHzなどの結果が報告されている<sup>19)25)28)30)36)42)</sup>。

筆者らはバンドパスフィルターを使用して0～2KHz, 2KHz～20KHzの2つの帯域に分けて分析を行った。中心咬合における衝撃音は500Hz, 700Hz, 2.4KHzに大きなピークを示した。又側方咬合から中心咬合に滑走させると、0～2KHz帯域では、左右側とも中心咬合の場合とほぼ同じく500～700Hzであるが、2KHz～20KHz帯域では、滑走側は4.5～5.0KHzと高い周波数を示し、非滑走側は2.7KHzで中心咬合時とほぼ同一周波数であり、パワーは少なくなった。

0～2KHz帯域は歯・頭蓋骨の基本周波数領域であるため、咬合関係による大きい変化はないが、20KHz以上の帯域では、それぞれの咬合状

態による変化を示したものと推察される。

一般に異常咬合側を周波数分析によって推定することは困難であるとされていたが<sup>30)</sup>、筆者らの行った分離分析法によって推定を可能にすることが出来るのではないかと考えている (図 10)。

#### IV お わ り に

生体の一部を骨伝導の形で伝播した音響・振動は、それをピックアップした時点において、どのように変化してきたものなのか、何を現しているものなのかという難解な問題を含んでいる。音響・振動の解析は物理学においても大変なことであるから、これらの臨床的応用も簡単に出来るとは思われない。

咬合によって音が発生する、歯が振動するという現象を臨床診断に結びつけることは、他の咬合診断法との併用によって、一段と正確さを増加させるものであるから非常に価値の高いものであるが、単なる音響・振動の処理だけでは決して満足すべき結論に達することは出来ない。生体の音響・振動の伝導系を検討することは、筆者にとっては、相当に専門分野から離れていることではあるが、歯科医学に音響・振動の研究、臨床応用を考えるならば、やはり研究をしなければならない課題であると考え。

咬合音の研究には約20年の歴史があるし、聴診による音の変化の判断から、電算機による高度な分析まで発達してきた。しかし大多数の研究は記録紙上の視覚的分析にとどまっているのが現状である。又高速映画<sup>32)35)</sup>、筋電図<sup>40)</sup>との関連をもった研究は、より臨床的価値を高めるものであるので、分析方法の発展と相まって、さらにすすめる必要がある。

今回は紙面の都合上省略したが、骨伝導を利用した咀嚼力パターンの研究<sup>37)</sup>、歯ぎしりによる歯の動揺の研究<sup>42)</sup>、全部床義歯の粘膜との適合度試験<sup>26)29)36)</sup>などがあり、興味深い問題が提供されている。

稿を終るに臨み、文献整理に御協力を頂いた教室員各位に感謝の意を表します。

#### 文 献

- 1) 小橋 豊：音と音波，164頁，裳華房 東京 昭和44年2月
- 2) Ireland, V. E.: The problem of the clicking jaw. Proc. roy. Soc. Med., **44**: 363-372, 1951.
- 3) Stewart, T. M.: Correction of traumato-genic occlusion. J. Florida Dental Society, **24**: 4-9, 1953.
- 4) Goldman, D. E., Gierke, H. E., 中村円生 他訳：衝撃，振動の人体への影響，13頁-24頁。人間と技術社，東京，昭和43年2月
- 5) Gierke, H. E.: Transmission of vibratory energy through human tissue. Medical physics, **3**: 661-660, 1960.
- 6) Oestreicher, H. L.: Field and impedance of an oscillating sphere in a viscoelastic medium with an application to biophysics. J. Acous. Soc. America, **23**: 707-714, 1951.
- 7) Franke, E. K.: Mechanical impedance of the surface of the human body. J. Appl. Physiol, **3**: 582-590, 1951.
- 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**: 361-385, 昭和38年。
- 9) 加藤 熙：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**: 58-81, 昭和43年。
- 10) 井上 宏：歯の屈曲振動の解析，補綴誌，**16**: 423, 昭和48年。
- 11) Franke, E. K., Gierke, H. E., Grosman, F. M., Wittern, W. W.: The jaw motions relative to the skull and their influence on hearing by bone conduction. J. Acous. Soc. America, **24**: 142-146, 1952.
- 12) 古市克也：歯の拍動性動揺：補綴誌，**16**: 422, 昭和48年。
- 13) Bekesy, G. V.: Vibration of the head in a sound field and its role in hearing by bone conduction. J. Acous. Soc. America, **20**: 749-760, 1948.
- 14) Corliss, E. L., Koidan, W.: Mechanical im-

- pedance of the forehead and mastoid. J. Acous. Soc. America. **27**: 1164-1172, 1955.
- 15) 石岡靖 他: 顎・口腔における音響・振動の伝導系に関する研究(その1)新潟歯学会誌, **3**: 33, 昭和48年.
  - 16) Gierke, H. E., Oestreicher, H., Franke, E. K., Parrack, H. O., Wittern, W. W.: Physics of vibrations in living tissues. J. Appl. physiol, **4**: 886-900, 1952.
  - 17) Brenman, H. S.: Gnathosonics and Occlusion. Front. Oral Physiol., vol. 1, 238-256, Karger, Basel 1974.
  - 18) Thompson, J. B.: Concept regarding function of the stomatognathic system. J. Amer. dent. Ass., **48**: 626-637, 1954.
  - 19) Brenman, H. S., Millsap, J. S.: A sound approach to occlusion. Bulletin of Phila. Count. Dent. Ass. **24**: 2-6, 1959.
  - 20) Schwartz, L.: Disorder of the temporomandibular joint. 129-142, Saunders Co., Philadelphia, 1959.
  - 21) Alison, S. S.: On the Defferential Stethophone, and some new Phenomena observed by it. Proc. Roy. Soc., **9**: 196-209, 1858.
  - 22) Watt, D. M. Hedegard, B.: The stereostethoscope — An instrument for clinical gnathosonics. J. Pros. Dent., **18**: 458-464, 1967.
  - 23) 和田陽平他編集: 感覚と知覚, 719頁, 誠信書房, 東京, 昭和47年8月.
  - 24) Silverman, M. M.: Occlusion in prothodontics and in natural dentition., 215-220, Mutual Publ, Co. Washington, 1962.
  - 25) Watt, D. M.: Gnathosonics — A study of sound produced by the masticatory mechanism. J. Pros. Dent., **16**: 73-82, 1966.
  - 26) Watt, D. M.: A preliminary report on the auscultation of the masticatory mechanism. Dent. Practit., **14**: 27-30, 1963.
  - 27) 石岡 靖 他: 顎・口腔における音響・振動の伝導系に関する検討(その2)補綴誌, **17**: 365, 昭和48年.
  - 28) 杉崎 寿 他: 人工歯の咬音に関する研究(第1報)補綴誌, **4**: 216, 昭和35年.
  - 29) 杉崎 寿 他: 人工歯の咬音に関する研究. 補綴誌, **5**: 106, 昭和36年.
  - 30) 雨宮幸三: 咬合音に関する研究, 歯科医学, **35**: 625-656, 昭和47年.
  - 31) Watt, D. M.: A gnathosonic study of tooth impact. D. Pract. and D. Rec., **17**: 317-324, 1967.
  - 32) Watt, D. M.: Gnathosonics in occlusal evaluation. J. Pros. Dent., **19**: 133-143, 1968.
  - 33) Watt, D. M.: Use of sound in oral diagnosis. Proc. roy. soc. Med., **63**: 793-797, 1970.
  - 34) 石岡 靖, 永木修二 他: Gnathosonicsによる咬合分析. 新潟歯学会誌, **4**: 47, 昭和49年.
  - 35) Watt, D. M.: Clinical applications of gnathosonics. J. Pros. Dent., **16**: 83-95, 1966.
  - 36) 杉崎 寿 他: 咬音に関する研究(第3報), 補綴誌, **5**: 230, 昭和36年.
  - 37) Conant, J. R.: Sound transmission used for studying masticatory force distribution patterns. J. Periodont., **33**: 322-327, 1962.
  - 38) 織田篤憲: 咬合音の分析, 補綴誌, **17**: 364, 昭和48年.
  - 39) Brenman, H. S., Mackowiak, R. C., Friedman, M. H. F.: Condylar displacement recordings as an analog of mandibular movements. J. dent. Res., **47**: 599-602, 1968.
  - 40) Brenman, H. S., Hattler, A. B.: Myograms and Occlusograms. Dent. Prog., **3**: 253-261, 1963.
  - 41) 石岡 靖, 風間栄輔 他: 顎・口腔における音響・振動の解析システム, 新潟歯学会誌, **4**: 46, 昭和49年.
  - 42) Nevakari, K., Siirila, H. S.: Frequency analysis of tooth vibration during audible gnashing of teeth. Acta. Odont. Scand., **28**: 213-222, 1970,
  - 43) Woltt, H. S., 福井 洸, 宮原英夫訳: 医用生体工学, 10頁-15頁, 平凡社, 東京, 昭和48年1月.