ホログラフィ干涉法による骨導補聴器振動板の 振動解析の実験的研究

岡山大学医学部耳鼻咽喉科学教室（主任：小倉義郎教授）

渡 辺 周 一

EXPERIMENTAL STUDY OF THE VIBRATION ANALYSIS OF THE RECEIVERS OF THE BONE CONDUCTION HEARING AIDS BY HOLOGRAPHIC INTERFEROMETRY

SCHUICHI WATANABE, M. D.

Department of Otolaryngology, Okayama University Medical School, Okayama

A bone conduction hearing aid is considered to be useful in aiding the patients with conductive hearing loss or partially mixed hearing loss. However, the bone conduction hearing aid is inferior to a air conduction hearing aid in sound characteristics. The standard for calibrating these hearing aids has not yet established. Little is known about the standard.

The vibratory mode of the receiver of the bone conduction hearing aid was analyzed by holographic interferometry.

The technique used was time averaged holography with the light source of an argon laser, the wave length of which was $5145 \text{ \AA}$.

In the present study, 6 types of bone conduction hearing aid were used. The input voltage of each receiver was 0.5 to 2.5V. The frequency was 250 to 8,000Hz. The vibration of the receiver was recorded and reproduced. Further, the vibration was gained and recorded in a free sound field of sound pressure of 80 to 105dB SPL and frequency of 250 to 2,000Hz and following results were obtained.

- 1) The frequency of the bone conduction hearing aid was characterized by the peak around 1,000Hz and a rapid reduction in the region of high frequency.
- 2) In the region of low frequency of 250Hz or 500Hz, an increase in the output will lead to improvement in the properties of the hearing aid to some extent. However, improvement in the region of high frequency around 8,000Hz seemed to be difficult.
- 3) In respect to the vibration pattern of the bone conduction hearing aid, two patterns (hinge-like movement and distortion movement) were observed according to the type of the hearing aid. However, the difference in the pressure on the skull seemed practically insignificant among the hearing aids.

I 緒 言

骨導補聴器は伝音性難聴、一部混合性難聴に対する補聴装具として有用とされている。しかし骨導補聴器は、気導補聴器に比べ音響学的特性が悪くこれを校正する基準も確立されておらず骨導補聴器の適応範囲が限られていることなどからその研究は少ない。

現在、骨導補聴器の音響学的特性の測定には人工マストイドというヒト乳様突起部に機械的インピーダンスが似た測定器（写真 1）が一般的に用いられている。松平¹⁾は、この測定器械を使い骨導補聴器の音響学的特性の測定を行い気導補聴器に比べその特性が劣ることを報告した。町田²⁾は、同様な測定を行った後、臨床的に使用しその適応範囲について考察した。

写真 1 30型人工マストイド
(Type 4930 Artificial Mastoid)

著者は、レーザ光の干渉現象を応用した写真技術であるホログラフィの一法である精密振動計測法、ホログラフィ干渉法を用い骨導受話器の振動板の振動状態を記録、再生し観察し、受話器の振動状態について分析を行った。

II 研究材料および方法

1) 材料

骨導補聴器には受話器をヘッドバンドで乳突部に圧抵装着する「箱型」と、めがねのフレームに増幅器、受話器をとりつけた「めがね型」の2種類が市販されている。実験材料には、このうち6器種の箱型骨導受話器を使用した。それぞれの商品名は、オーチコン P11P (器種①)、シーメンス 42AGC (器種②)、フィリップス HP 8146 (器種③)、オムニトン 115F (器種④)、ゼニスダイナミックレンジ (器種⑤)、ゼニスボカライザーⅢ (器種⑥) である。

写真 2 3点支持した骨導受話器の固定

2) 方法

受話器の固定は、鉄わくを作製しボルトによる三点支持を行い（写真 2）、マグネットスタンドで定盤に固定した。受話器振動面、すなわち頭部に圧着される面に拡散反射をよくする目的で白色のポスターカラーを塗った。

骨導補聴器受話器の加振は、まず受話器への入力電圧を 0.5V とし周波数 250, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 Hz で器種①～⑥をそれぞれ加振し、さらに入力電圧を 1.0V に増加し 0.5V 入力電圧による加振と同様な周波数で加振、ホログラムを記録した。受話器の加振装置は、Function generator FG 121, サンスイアンプリファイア BA-100 にて、作製したインプット用受話器接続装置に、それぞれ器種①から⑥までの受話器を接続し加振した。

ホログラフィ記録装置の光路図は図 1 に示すごとくで、光源には波長 5145Å アルゴンガスレーザを用いた。レーザ光源の光束は B. S. (beam splitter) で2分され、一方（図中の実線）は信号光 (object beam) として骨導受話器の振動面にあたり乾板 H (holographic plate) に反射し、他方（図中の破線）は、参照光 (reference beam) として鏡 M で反射し直接乾板 H にあたる。この2つの光束が互いに干渉し合うことにより受話器振動面の振動状態をあらわす干渉縞が乾板 H に記録される。

つぎに、受話器の加振方法を、直接受話器に電圧を加

図 1 ホログラフィ光路図
(受話器へ直接入力加振した場合)

図 2 ホログラフィ光路図
(スピーカにより自由音場で加振した場合)

え加振する方法から、補聴器本体に受話器を接続した実際に使用する状態とし、補聴器集音器に音圧を加え加振する方法にかえホログラムを記録した。使用した補聴器は、シーメンス 42AGC (器種②) でボリュームを2にセットした。音響加振装置は、Function generator FG 121, サンスイアンプリファイヤ BA-100 を使い、スピーカには Fostex FE-103 を使い、補聴器集音器と約 10cm はなしてセットし音圧を加えた。補聴器に加える音圧の測定には、リオン社製騒音計 NA-09型の C 特性

でモニターし同時に補聴器と受話器の接続部よりピックアップし、それぞれの音圧における受話器への入力電圧を測定した。加振音圧は、80～105dB SPL にわたり 5dB 間隔で変化させ、それぞれ周波数 250, 500, 1000, 2000 Hz において加振し記録した。ホログラフィ記録装置は図 2 のとおりである。

以上の方法で骨導受話器振動板の振動状態をホログラフィ干渉法の一法である時間平均法でホログラムを撮影し写真記録を行った。

Ⅲ 実験結果

写真 3, 4 は器種①～⑥の、受話器への入力電圧 0.5 V, 1.0V 加振時の各周波数における振動の状態を記録再生したものである。入力電圧 0.5V 加振で器種⑥を除くすべての器種に干渉縞が観察された。この入力電圧では、周波数 250Hz, 4000Hz, 8000Hz には干渉縞はみられず 500Hz, 1000Hz では全器種に、2000Hz では器種②, ③ に縞目が観察された。入力電圧を 1.0V に増大し加振すると器種①, ② で周波数 250Hz に、器種④, ⑤ で 2000Hz に干渉縞があらたにあらわれた。しかし周波数 4000, 8000Hz には入力電圧 0.5, 1.0V のいずれにも干渉縞はみられなかった。また器種①～⑤において入力電圧 0.5V 加振により干渉縞の観察される周波数音域では、入力電圧 1.0V 加振によりその振動は、振動様式を変えることなく一様にその縞目を増加、すなわち振動振幅が増大することが分かった。

さらに器種②を用い高周波音域での振動状態を観察する目的で入力電圧を 1.5～2.5V に増大し加振した結果 (写真 5) 周波数 3000Hz, 4000Hz では、入力電圧 2.0 V で干渉縞が観察されたが 8000Hz の高周波数には入力電圧 2.5V にも干渉縞はみられなかった。

ホログラフィで得られる各干渉縞の示す振幅は、零次の Bessel 関数より計算され波長 $5145\text{\AA}$ アルゴンガスレーザの場合は表 1 のようになる。従って器種②の入力電圧 1.0V 周波数 1000Hz (写真 4) における振幅値は $11.255 \times 10^{-5}\text{cm}$ となる。

写真 6 は、器種②を用い補聴器のボリュームを2にセットし自由音場で音圧 80～105dB SPL 周波数 250, 500, 1000, 2000Hz で加振し記録再生したものである。また同時にそれぞれの加振時における受話器への入力電圧をピックアップし測定した。自由音場における各周波数と受話器への入力電圧の関係を図 3 に示した。周波数 250Hz, 2000Hz においてはピックアップした入力電圧、

渡 辺 論 文 付 図 (1)

写真 3 骨導受話器の振動縞 (入力電圧 0.5V)

入力電圧 0.5V, 周波数 250Hz~8000Hz 加振における器種①~⑥の骨導受話器の振動縞

写真 4 骨導受話器の振動縞 (入力電圧 1.0V)

入力電圧 1.0V, 周波数 250Hz~8000Hz 加振における器種①~⑥の骨導受話器の振動縞

渡 辺 論 文 付 図 (2)

写真 5 器種②における高周波数音域における振動縞（入力電圧1.5～2.5 V加振）

写真 6 器種②の自由音場における受話器の振動縞と受話器への入力電圧

図 5 器種①～⑥の入力電圧1.0 V, 加振周波数1 kHzにおける振動様式と最大振幅値

表 1 アルゴンガスレーザ光源における干渉縞各順位の示す振幅

干渉縞	振 幅
No. 1B	0.0
1D	$0.985 \times 10^{-5} \text{cm}$
2B	1.568
2D	2.259
3B	2.872
3D	3.541
4B	4.173
4D	4.826
5B	5.455
5D	6.112
6B	6.699
6D	7.397
7B	8.031
7D	8.683
8B	9.317
8D	9.968
9B	10.602
9D	11.255
10B	11.892
10D	12.541

音圧の増加に伴う振動振幅の増大はみられなかったが周波数 500, 1000Hz では、その音圧の増加 および入力電圧の増加に伴いほぼ比例した振幅の増大することが観察された。また加振音圧 100dB SPL における加振周波数とその振幅の関係は、周波数 1000Hz をピーク（振幅値 $16.401 \times 10^{-5} \text{cm}$ ）にして、低、高周波音域で低下することが分かった（図 4）。

物体の振動様式は、ホログラフィ干渉法では干渉縞の形で定性的にあらわされる。受話器振動板の振動様式には 2つの様式があることが分かった。1つは器種①, ②, ③にみられる蝶番運動であり、1つは器種④, ⑤にみられるひずみ運動である。器種①の振動様式は（写真 3, 4）250Hz, 500Hz では受話器中央よりやや前方で、受話器長軸にはほぼ直角な直線を回転軸とした蝶番運動であり、1000Hz ではその回転軸が長軸に対して約 15度傾いた蝶番運動を行っている。器種②, ③は器種①と同様な蝶番運動ではあるが、その軸の振動面に対する傾きが異なっていた。器種④, ⑤では周波数により蝶番運動とひずみ

図 3 自由音場における周波数と受話器への入力電圧の関係（器種 ②）

図 4 音圧 100dB SPL における加振周波数と振幅の関係（器種 ②）

運動の 2種類の振動様式が観察された。すなわち周波数 500Hz では器種①, ②, ③に似た蝶番運動であったが、1000Hz, 2000Hz では受話器振動面のほぼ中央に最大振幅点をもつひずみ運動を行うことが観察された。

図 5 は、器種①～⑥の周波数 1000Hz, 入力電圧 1.0V 加振における振動様式と最大振幅値を示したものである。器種③の振動を解析すると、干渉縞が 4本観察され一番明るい縞目の部分が振幅零点であり、回転軸はこの縞目に一致しこの軸を中心とした蝶番運動を行っている。その最大振幅値は 3 本目の干渉縞より $3.541 \times 10^{-5} \text{cm}$ と計算される。一方器種⑤の振動状態は、等高線状の干渉縞より一番明るい縞目の部分を零点とし振動面のほぼ中央が最大ひずみ点となるひずみ運動であり、その最大振幅値は $4.173 \times 10^{-5} \text{cm}$ となる。

Ⅳ 考 按

骨導補聴器は、従来気導補聴器に比べ音響学的特性が悪いと言われ、周波数特性についても 2000～2500Hz で急激にその出力が低下すると言われてきた。骨導補聴器

が気導補聴器に比べ不利な点は2つ考えられるが、ひとつはその受話器の構造であり、今ひとつは装用条件である。骨導受話器の構造は箱型の一部が stiff plate の振動体となっているため、固い振動板を加振するには気導受話器に比べより強力な出力が必要である。さらに、側頭部に圧着せられた受話器が側頭部の軟部組織を介してその振動を骨に伝播するという、気導補聴器に比べ比較にならない程の悪条件下に使用される点である。以上の点で骨導補聴器の適応には限界があり Watson と Tolan³⁾ は、骨導補聴器の適応は骨導閾値が 1024～2896Hz において気導閾値より少なくとも 30dB 以上よい場合、または気導受話器が化膿性中耳炎などで使用出来ない場合であると報告した。また Hughson⁴⁾ は、気導補聴器が使用可能であれば骨導補聴器はそれ以上の効果はないと述べ、永浜⁵⁾ は、骨導閾値のいかに問わず気導補聴器を用いるべきと報告している。恩地⁶⁾ は、骨導補聴器でよい補聴効果を得ているのは補聴器使用者の約10%であると報告している。このように従来より骨導受話器は気導受話器に比べその構造、装用条件などのためその適応は少なく、そのため本格的な骨導補聴器に関する研究報告がなされなかったと思われる。しかし近年 Niemyer⁷⁾ は、高性能骨導補聴器について psychoacoustic response curve を測定し、はじめて骨導補聴器の音響特性を表示しその適応について報告した。

骨導補聴器の音響学的特性を測定するには気導補聴器のような音圧測定法と異なり、受話器よりの出力を振動として測定する必要がある。現在では、一般的にその出力振動を「人工マストイド」と呼ばれる測定器を用いて計測されている。しかし、いまだその測定法には国際的に確立された基準がないのが現状である。

1) 研究方法について

人工マストイドは、ヒト側頭骨乳様突起部と近似のインピーダンスを有する測定器械であり骨導受話器の振動でこの測定器を加振し受話器からの出力を振動（加速度 g ）として計測する器械である。この人工マストイドを用いた研究報告は、近年散見されるが、松平ら¹⁾ は、骨導補聴器の周波数特性は気導補聴器に比べ増幅する周波数範囲が狭く、低周波音域での出力低下が顕著であると評価した。町田ら²⁾ は、同様に人工マストイドを用い、箱型、めがね型の骨導補聴器の周波数特性の測定を行い、さらに骨導補聴器の出力は振動であるため気導補聴器と同等に比較する目的で骨導音と気導音の大きさを等価音圧として測定し、その dB 差で振動—音圧聴感補正

を行い骨導補聴器と気導補聴器を同等に評価する方法を報告した。しかし骨導補聴器に関する研究報告は少なくその振動状態についての研究がなされていないことから著者は、受話器の微細な運動を観察し、その振動状態を分析し今後の研究に資する目的で、新し光学技術であるホログラフィ干渉法を採用した。

ホログラフィの原理は、1948年 英国の Gabor⁸⁾ により発表された。1960年 レーザが開発されることにより 1962年 Leith ら⁹⁾ がレーザを用いこの技術を飛躍的に発展させることになった。ホログラフィの原理は、物体光すなわち物体を照明し、物体を照明し、物体によりその振幅と位相の変調を受けた光とともに参照光、すなわち同じ光源から物体を照射せずに直接ホログラム用感光材料に到達する光、この両者により形成される干渉縞の強度分布を記録し得られたホログラムを現像したのちホログラム記録の際に用いた参照光と同等の光（再生照明光）を照明することにより、もとの物体の位置に物体の影像を三次元的に再生するものである。

ホログラフィ干渉法の振動計測法としてその利点は、振動物体の形状を問わず粗面の振動を定性的定量的に記録、解析できることである。観察される変位は 10^{-5}cm 単位でありこれは光の波長のレベルに等しい。ホログラフィ干渉法には数種類の方法があるが、このうち時間平均法は、物体の振動周期に比べ十分長い露光時間をかけてホログラムに記録するものである。この時間平均法により得られる振動体の干渉縞は、一番明るい縞目が振動のない部分で、振動振幅が大きくなるに従い明暗を繰り返しながら明るさを減少していく。しかし高次の縞ほど像が暗くなるため縞を読みとることが困難となる欠点はある。この干渉縞の数から振動体の振幅を、形から振動様式を詳しく計測される。

現在、ホログラフィは、新しい光学技術として精密測定、情報処理、映像の立体化、記録等に応用されているが、医学領域での応用も試みられ内視鏡ホログラフィ、超音波ホログラフィ等医学診断装置として開発されつつある。またホログラフィ干渉法を用いた医学領域での研究は、1970年、1971年 Tonndorf と Khanna¹¹⁾¹²⁾ によるヒト鼓膜の振動解析、1976年 Gundersen¹³⁾ らによるツチ・キヌタ骨の振動解析の報告がなされている。本邦では、1979年より小倉ら¹⁴⁾¹⁵⁾¹⁶⁾ による一連の中耳伝音系の各部の振動様式の観察、分析の報告がみられる。また 1981年 柴田¹⁷⁾ は、アブミ骨の振動、回転軸の観察、分析の報告を行っている。

図 6 「箱型」骨導補聴器の周波数特性
(松平¹⁾)

図 7 「箱型」骨導補聴器の周波数特性
(町田²⁾)

2) 実験結果について

人工マストイドを用いた骨導補聴器の出力特性に関する松平¹⁾の実験によれば、その周波数特性は気導補聴器に比べ増幅する周波数範囲が狭く、周波数 750Hz をピークとして 500Hz 以下および 1500Hz 以上の周波数音域で急激にその出力が低下し、特に低音域での出力が低下すると評価している (図 6)。また町田²⁾が行った実験においてもヘッドバンドで装用する箱型骨導補聴器の特性は、周波数 600～1500Hz をピークとして急激に出力が低下する (図 7)。

著者らの実験によると、自由音場において音圧 100dB SPL で加振した時の骨導受話器の振幅値のピークは、周波数 1000Hz 付近にあり低、高周波数音域で急激に低下し (図 4)、人工マストイドを用いた骨導補聴器の周波数特性にほぼ近い結果であった。しかし、骨導補聴器の音響特性をホログラフィ干渉法を用いて行う方法と、人工マストイドを用いる方法の違いは、その振動をホログラフィでは振幅として計測され非連続的に各周波数における振動状態を観察せざるを得ないことであり、人工

図 8 骨導補聴器受話器の構造 (Watson³⁾)

マストイドによる計測では、その振動を連続的に計測しうる点でホログラフィ干渉法は不利である。またホログラフィ干渉法で干渉縞が記録されない時の振動の有無を考察することも困難である。アルゴンガスレーザを光源とする時間平均法では、ホログラムにその干渉縞が記録されるには振幅が $0.985 \times 10^{-5} \text{cm}$ 以上であることが必要だが、それ未満の振幅でも振動している可能性がある。実験では、入力電圧 0.5V 加振で干渉縞が観察されなかった周波数 250Hz、2000Hz で 1.0V 加振によりあらたに干渉縞が観察されたことは、加振電圧増大によりホログラムに記録されうる振幅が得られたものと考えられ、0.5V 入力電圧加振では振動が全くないわけではなく振幅が小さすぎホログラムに記録されなかったと考えることが妥当と思われた。また周波数 3000Hz、4000Hz において入力電圧がさらに大きい 1.5V で干渉縞が観察されることはこの周波数音域でも低い入力電圧で振動している可能性があると思われた。しかし周波数 8000Hz においては、入力電圧 2.5V というかなり大きな入力でも干渉縞は記録されず入力電圧 0.5～1.0V 加振では振動板に振動がないものと思われた。このように周波数 250Hz 辺りの低周波音域では補聴器の出力をあげるにより音響特性改善が可能と考えられたが、3000Hz～4000Hz 辺りの周波数音域ではさらに出力を増大する必要があり、8000Hz 辺りの高周波音域では実用以上の入力電圧にも振動がみられず出力改善により音響

特性改善は困難であると考えられた。

骨導受話器の振動様式には蝶番運動とひずみ運動の2種の様式があることが分かったが、受話器の構造(図8)は、磁石の振動を受話器ケースの振動板に伝えるものであり、振動板の材質、形状、受話器内の磁石の大きさ、位置等の諸条件の相違によるものと思われた。しかし、振動様式の違いによって最大振幅値に大きな差はなく、各周波数における振幅にも大きな差はないことより、振動様式の違いによって頭蓋骨を振動させ音を伝播する性能上の優劣はないものと考えられた。

結 語

骨導補聴器の音響学的特性、骨導受話器の振動様式を研究する目的でホログラフィ干渉法を用いて受話器振動板の振動状態の観察、分析を行い次の結果を得た。

- 1) 骨導補聴器の周波数特性は、周波数 1000Hz 付近をピークにして低・高周波数音域で急激に低下した。
- 2) 周波数 250Hz, 500Hz 付近の低周波音域では出力を増大することによりある程度の特性改善が見込まれるが、8000Hz 付近の高周波音域での改善は困難と推測した。
- 3) 骨導受話器の振動様式には、器種により蝶番運動とひずみ運動の2種の様式が観察されたが、実用上頭蓋骨に与える圧力にほとんど差はないものと思われた。

参 考 文 献

- 1) 松本登志正 他: 骨導補聴器の音響特性の検討
Audiology Japan 21: 461-462, 1978.
- 2) 町田章一 他: 骨導補聴器の研究 — 混合難聴者の適応症例について —
Audiology Japan 26: 27-33, 1983.
- 3) Watson LA and Tolan T: Hearing tests and hearing instruments. 293: 393-395, The Williams & Wilkins Co. Baltimore, 1949.
- 4) Hughson et al: Hearing aids. Trans A. Acad O O Jan-Feb, 1949.
- 5) 永浜武彦: 補聴器の臨床 耳喉 29: 187-192, 1952.
- 6) 恩地 豊: 補聴器の臨床 耳喉 26: 601-606, 1954.

- 7) Neimyer W: Today's possibilities and applications of bone conduction hearing aids. International Audiology 6: 365-368, 1967.
- 8) Gabor D: A new microscopic Principle. Nature 161: 777-778, 1948.
- 9) Leith EN and Upatnieks J: Reconstructed wavefronts and communication theory. J Opt Soc Amer 52: 1123-1130, 1962.
- 10) 村田和美: ホログラフィ入門. 1-4, 160-163, 朝倉書店, 東京, 1976.
- 11) Tonndorf J and Khanna SM: The role of the tympanic membrane in middle ear transmission. Ann Otol 79: 743-753, 1970.
- 12) Tonndorf J and Khanna SM: The tympanic membrane as a part of the middle ear transducer. Acta Otolaryngol 71: 177-180, 1971.
- 13) Gundersen T and Hugmoen K: Holographic vibration analysis of the ossicular chain. Acta Otolaryngol 82: 16-25, 1976.
- 14) 小倉義郎 他: ホログラフィ干渉法による鼓膜振動の解析 耳喉 48: 83-88, 1974.
- 15) 小倉義郎 他: ホログラフィ干渉法の聴覚生理研究の応用 岡山医学 86: 215-219, 1974.
- 16) 小倉義郎 他: ホログラフィ干渉法による頭蓋骨振動様式の研究 Audiology Japan 19: 163-167, 1976.
- 17) 柴田四郎: ホログラフィ干渉法による聴覚生理の研究 — アブミ骨振動様式について — 日耳鼻 84: 359-367, 1981.

稿を終えるに臨み、御指導、御校閲を賜りました恩師小倉義郎教授に深く感謝いたします。

本論文の要旨は、第85回日本耳鼻咽喉科学会学術講演会において発表した。

(原稿受付 昭和 59. 10. 20日)

別刷請求先 〒760 高松市番町 5-4-16

香川県立中央病院耳鼻咽喉科 渡辺 周一