

令和元年5月24日現在

機関番号：13301

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2016～2018

課題番号：16K06153

研究課題名(和文) 蝸牛の音識別原理に基づく新規人工聴覚器用周波数分析器の基礎研究

研究課題名(英文) Basic Study on Frequency Analyzer for Artificial Hearing Organ Based on Sound Discrimination Principle

研究代表者

岩田 佳雄 (IWATA, Yoshio)

金沢大学・フロンティア工学系・教授

研究者番号：90115212

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,400,000円

研究成果の概要(和文)：人間の音の識別は、耳から伝えられた音によって蝸牛管のリンパ液内の基底膜が振動し、その周波数に依存して移動する基底膜上の最大変位点の位置を感知することによって行われる。本研究では簡単な構造体でこの原理を再現した。まず、直線的な基底膜の形をした周辺固定の板状粘弾性体の空気中の振動が基底膜と同じ振動特性を示すことをシミュレーションで確認し、つぎにシリコンゴムを膜材とした振動実験によってそれを実証した。

研究成果の学術的意義や社会的意義

リンパ液内での基底膜の振動現象を簡単に再現するため、シリコンゴム製の膜を粘弾性体として使用し、その空気中における振動を利用することによってそれを可能としたことは学術的意義が大きい。より薄いゴムの使用によって膜寸法を小さくすることができ、それに適当な減衰を付加することができれば、膜振動の簡便な測定方法を考案することにより、周波数分析器となる小型センサーの開発、さらに将来的には人工聴覚器の開発に繋がることが期待できる。

研究成果の概要(英文)：A membrane in lymph fluid of a cochlea is vibrated by sound transmitted from an ear. Human's discrimination for the sound is performed by detecting a location of maximum displacement which moves on the membrane in dependence on the frequency. In this study, its principle is reproduced by using a simple viscoelastic structure. First of all, vibration of fixed straight membrane made of viscoelastic plate in the air is simulated and it is confirmed that the vibrational property is same to that of biological membrane. Next, it is demonstrated by the vibrational experiment in which silicon rubber is used in the viscoelastic membrane.

研究分野：機械力学

キーワード：振動 固有モード 粘弾性 基底膜 周波数分析

様式 C - 19、F - 19 - 1、Z - 19、CK - 19 (共通)

1. 研究開始当初の背景

音を識別する人間の蝸牛は直径 15mm 弱、高さ約 5mm、2 回転と 3/4 回転した巻き貝状の器官であり、20Hz ~ 20kHz の音を識別することができる。鼓膜からの振動があぶみ骨を介して蝸牛内のリンパ液に伝わり、これによってリンパ液内の長さ 35mm ほどの基底膜が振動する。このとき周波数に依存して基底膜の振動の到達位置が変わり、周波数が低くなるにつれて到達位置が蝸牛先端方向に移動する。到達位置の少し手前で膜の振幅が最大になり、この最大地点を基底膜上の有毛細胞が検知するという進行波説を 1942 年に Georg von Békésy が唱えた。グリセリンの液中に設置された直線的基底膜モデル (長さ 200mm、左端が 1mm、右端が 5mm のテーパ状の薄いゴム製膜) の実験において確認した結果である。最近のシミュレーションでは小池氏は基底膜の有限要素モデルを作成し、流体系と膜系の連成解析によって基底膜の振動挙動を求め、進行波説を確認している。いずれも基底膜が流体中にあることが重要な要素となっている。

この基底膜の振動挙動を周波数分析器として利用することを目的とする。この挙動を再現するには流体中に膜を設置する必要があるが、流体を封入した中での膜の設置は構造が複雑になり、製作が困難である。以前に研究代表者は材料表面のヤング率を推定するために弾性表面波を利用したことがある。この経験を基に、基底膜上を伝播する膜の曲げ波動の代わりに弾性体の表面を伝播する弾性表面波を利用すれば、流体を使用せずとも空気中において基底膜と同じ振動挙動を作り出せ、簡単な構造物によって基底膜の振動を再現できると考えた。

2. 研究の目的

本研究では、蝸牛内基底膜のようにリンパ液を必要とせず、空気中において基底膜と同等の振動特性を備えた簡単な構造の基底膜モデルの製作を試みる。すなわち、リンパ液中で振動する膜の代わりに粘弾性体の振動を利用して基底膜の音識別原理を再現し、周波数分析器となるセンサー開発の可能性、さらに人工聴覚器への発展の可能性を考察する。具体的には、粘弾性体の形状寸法や弾性係数と減衰係数、粘弾性体への振動の入力方法などの条件をシミュレーションで明らかにし、さらにこれを製作して実験によって所望の振動挙動を再現する。つぎに小型化を目指して粘弾性体の弾性係数、減衰係数、形状寸法などの解決すべき問題を明らかにし、小型化された周波数分析器を実際に製作して人工聴覚器への適用の可能性を検討する。

3. 研究の方法

まずはシミュレーションによって基底膜と同等の振動挙動の発生を確認する。当初の予定通り、図 1 のようにテーパ状の形をした弾性体モデルを作成し、その下面を固定した状態でその固有振動数と固有モードを求めた。弾性体上面が振動する固有モード形状を調べた結果、弾性体の諸寸法を変えても長さ方向の中央付近の振幅が常に最も大きくなり、振動の最大地点が周波数に依存して移動することが再現されず、さらに境界条件を周辺固定としてもこの傾向は変わらなかった。結局、粘弾性体の表面波を利用することを断念し、予備の計画であった膜状の粘弾性体の振動を利用することに変更した。

図 2 のような人間の基底膜より大きな直線型基底膜モデルについてシミュレーションを行った。その厚さを 3mm、境界条件を周辺固定とし、固有値解析により固有振動数と固有モードを求めた結果、所望の振動特性が得られた。つぎに、基底膜モデルに減衰を考慮して粘弾性体としたときの強制振動解析を行った。強制外力は膜全体に作用する分布外力とした。実際の基底膜にはリンパ液からの分布外力が働くと考えた結果である。この解析により強制振動における膜の最大変位点と加振周波数の関係を調べた。

シミュレーションにおいて確認された基底膜モデルの振動特性を実験によって確認した。振動モードの形状を測定するため、2次元レーザー変位計を用いた。この周波数特性を考慮すると、実験に用いる基底膜の複数個の固有振動数が 200Hz 以下になるように基底膜を作成する必要がある。図 2 のモデルでは固有振動数が高過ぎるので、固有振動数を下げることが目的に、図 2 の基底膜とは違い、幅の広い基底膜モデルを作成した。図 3 のような 120mm × 40mm の ABS 樹脂製の枠を製作してこれにゲルの薄板を貼り付け、15mm ~ 30mm のテーパを持った長さ 100mm の基底膜モデルを製作して実験を行うこととした。加振実験では枠全体を加振機に乗せて加振し、基底膜全体が加振される状態にした。ゲルの薄板のヤング率がわからないものが多く、種々のものを準備して実験に適するものを試行錯誤的に探した結果、ゲルではなく、シリコンゴム製の基底膜において所望の振動特性が現れることがわかり、これについて固有モード形状と応答曲線を測定した。固有モードについてはシミュレーションとの比較も行った。

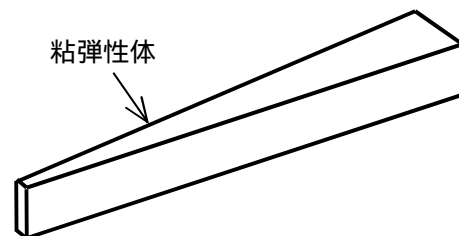


図 1 基底膜の粘弾性体モデル

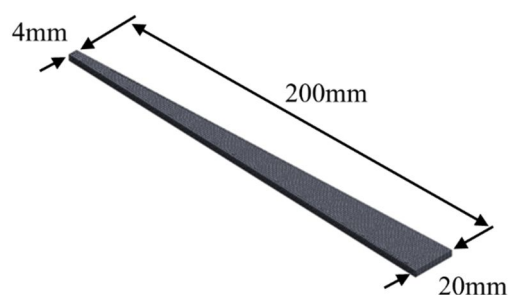


図 2 直線状基底膜モデル

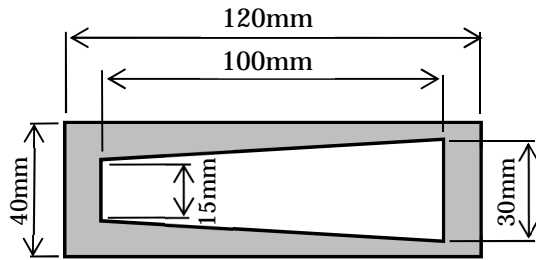


図3 基底膜モデル固定枠（正面図）

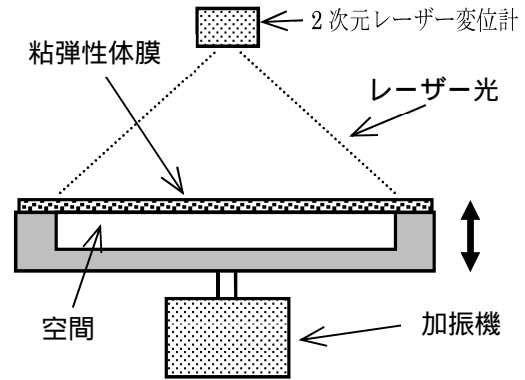


図4 基底膜モデルの振動実験（側面図）

4. 研究成果

図2の基底膜モデルの固有振動数と固有モードの一例を図5に示す。図中に示す長さは基底膜左端から固有モードの最大変位点までの距離であり、固有モードの次数が大きくなるとその距離は小さくなる。1次から40次までの固有振動数と最大変位点までの距離をプロットしたものを図6に示す。固有振動数は対数軸で表されているが、固有振動数の対数值と最大変位点までの距離の関係はほぼ直線的になり、最大変位点の位置によって膜の振動数を推定できることがわかる。この振動数の範囲は膜の寸法と材質によって調整できるので、このことによって膜の小型化が可能である。

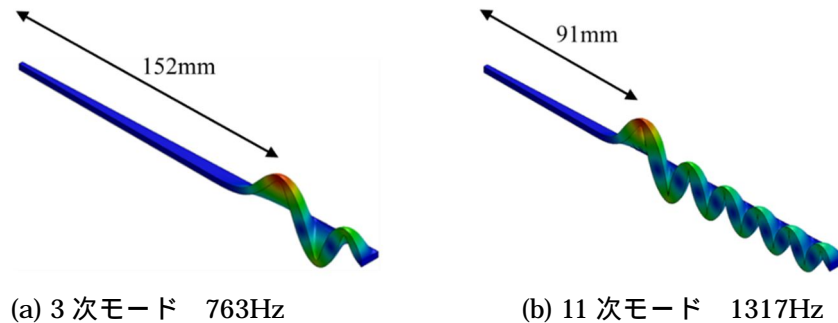


図5 基底膜モデルの固有値解析結果

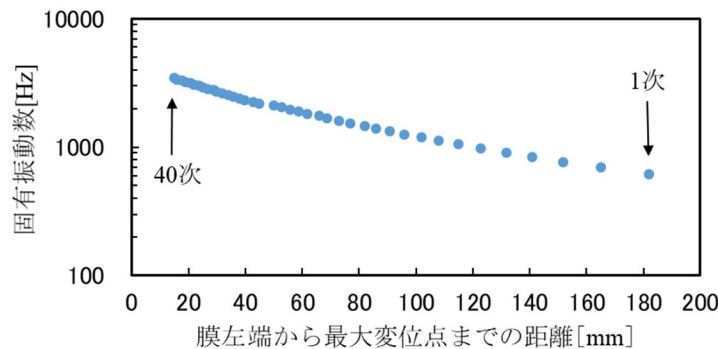


図6 固有振動数と最大変位点の位置の関係

この膜を測定対象物に取り付けて振動センサーとして利用するとき、測定対象物によって膜は強制加振される。強制加振による共振時の最大変位点の位置は固有モードの最大変位点の位置とほぼ一致するので、その位置を検出することによって測定対象物の周波数、膜の振動変位の大きさから測定対象物の振動の大きさを測定することが可能である。しかし、測定対象物の振動に2つの周波数が混在している場合、例えば図5(b)の膜左端から152mmの位置は763Hzと1317Hzの両方において振動するため2つの周波数を区別することができない。このように固有モードには複数の振動の腹が存在するので、任意の位置における応答曲線ではすべての共振周波数付近においてピークが発生する可能性があり、複数の周波数が入り混じった振動では周波数の区別が不可能になる。図5の固有モードの最大変位点以外の振動の腹を消すため、基底膜モデルの材料を粘弾性体とし、減衰を付加することによって余分な振動の腹を消すことを試みた。モード減衰比を変えてシミュレーションした結果、0.1において応答曲線の余分なピークが消えた。それを図7に示す。図7は基底膜モデル左端から20mm間隔の位置で算出した応答曲線であり、それぞれの振幅の最大値で除した振幅比と加振周波数の関係を示す。それぞれの位置

における応答曲線では1つのピークだけが現れ、このピーク値の位置から周波数を推定することが可能、かつ複数の周波数成分を持つ加振においてもその成分毎のピークが現れてそれぞれの加振周波数を得ることが可能であることがわかる。したがって基底膜モデル上に現れる振幅のピーク位置を知ることによって周波数分析が可能となる。

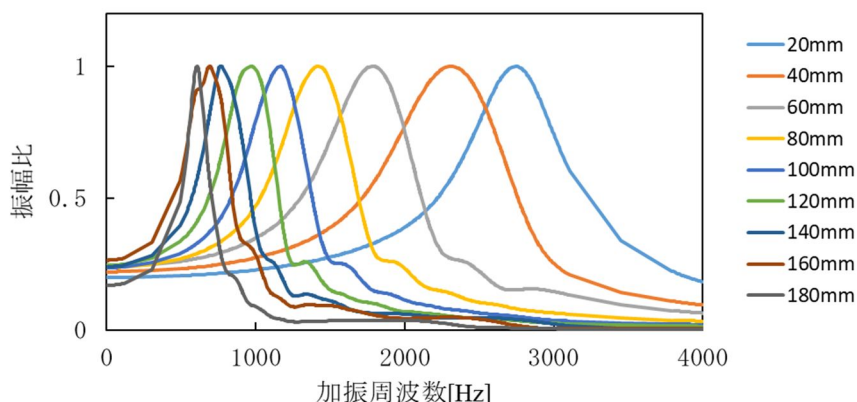


図7 強制振動解析における無次元振幅と加振振動数の関係 (モード減衰比 0.1)

図5の固有モードの形状を実際に確かめるため、様々な薄板ゲルから基底膜モデルを製作して図4の実験を繰り返した結果、市販の薄板ゲルでは減衰が大き過ぎて共振のピークが明確に現れないことがわかった。つぎにゴムの薄板をいろいろ試した結果、200Hz以下で共振を起こす材料として0.5mm厚のシリコンゴムが可能であることが判明した。2種類のシリコンゴムについて実験を行ったが、一方は透明なゴムだったため2次元レーザー変位計によってゴムの振動形状を測定することができなかつたので、残り1つの結果をつぎに示す。基底膜モデルの長さ方向10mm間隔に微小な反射テープを貼り付け、レーザードップラー振動計により変位の応答曲線を測定してそのピークの振動数を求めた。その結果を図8のオレンジ色のマークで示す。青色のマークはシミュレーションによる固有振動数と固有モードの最大変位点の関係である。シリコンゴムのヤング率は1次固有振動数が実験値と等しくなるように設定した。実験とシミュレーションはよく一致していることがわかる。透明なシリコンゴムについても同様の結果を得たので、図3の枠に貼り付けて製作したシリコンゴムの基底膜モデルが想定通りの振動挙動を示すことが実証された。

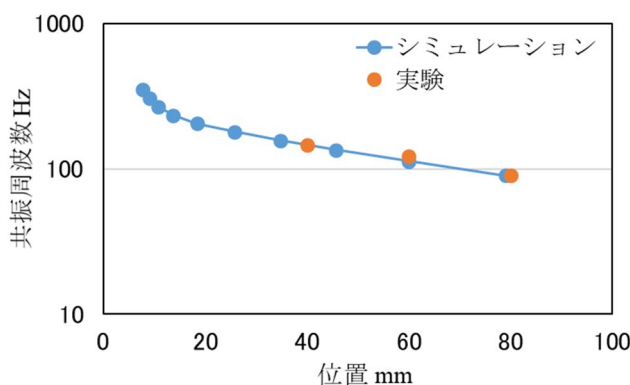


図8 実験によるシリコンゴム基底膜モデルの共振周波数と最大変位点の関係

図4のように2次元レーザー変位計を使用して基底膜モデルの共振時の振動形状を2kHzのサンプリング周波数で測定した。図9の(a)、(c)、(e)はそれぞれ1次、2次、3次の共振時における振動形状であり、基底膜モデルの時刻歴応答が最大となるたわみ形状から最小のものを差し引いて半分にしたものである。基底膜モデルとそれを固定する枠の位相がほぼ90度であったため、膜の最大変位時および最小変位時では枠の変位がほぼ等しくなり、最大変位から最小変位を引くことによって枠の振動変位の影響が削除された。図9では不減衰系のシミュレーションによる固有モード形状を合わせて載せたが、実験の振動形状と似ていることがわかる。このことから基底膜モデルの減衰が小さいことが推測される。実際、60mmの位置における応答曲線の測定結果では1次と2次の2つのピークが現れた。膜にゲル材を薄く塗装するなどして減衰を大きくできればピークが1つだけ現れるようになる。この基底膜モデルを振動測定の対象物に取り付けられれば、膜の振動変位の複数の極大点からこの周波数成分、それらの振幅から周波数成分の大きさを測定することができ、周波数分析器を兼ね備えた振動センサーの開発が可能となる。シリコンゴムをさらに薄くすることによってさらなる小型化が可能となり、将来的にはこれが人工聴覚器の開発に繋がる可能性がある。

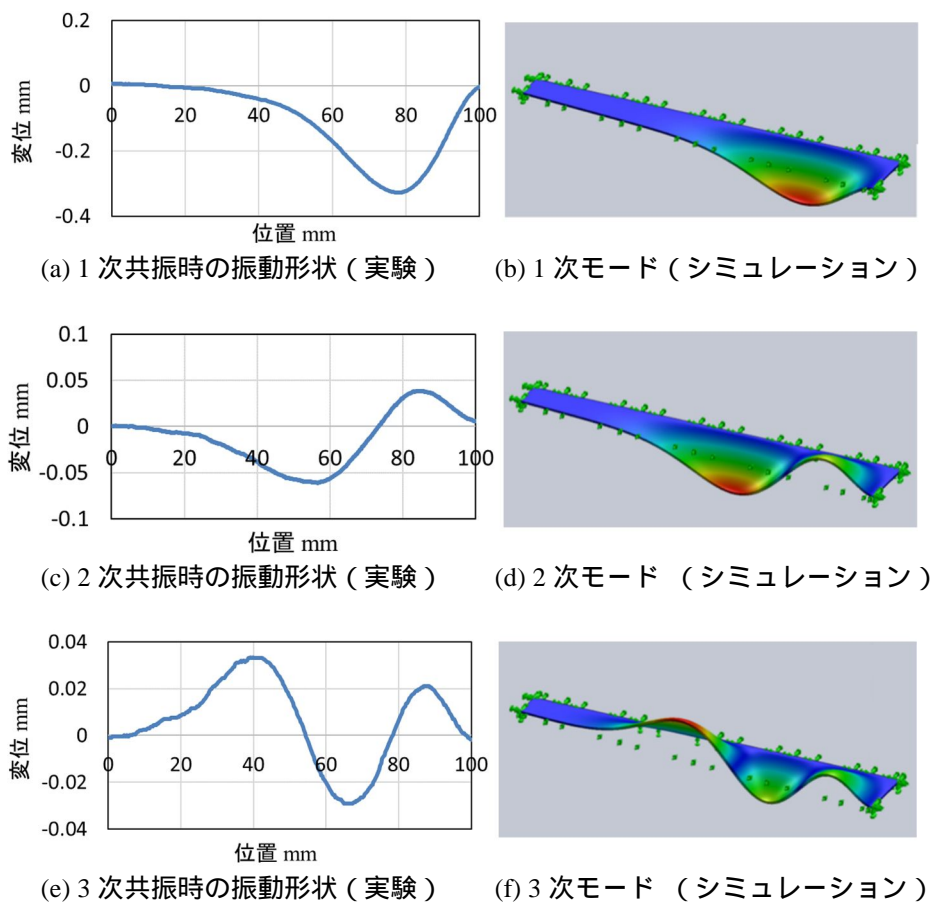


図9 モード形状の比較

以上の成果をまとめると以下ようになる。

- (1) くさび型の薄い弾性膜の固有振動数と最大変位点の位置の関係は基底膜のものに等しい。
- (2) これを粘弾性体とすることで共振時のピークを1つだけにすることが可能になる。
- (3) 上記(1)と(2)からくさび型の粘弾性体を用いることにより、周波数分析の可能な振動センサーの開発が可能になる。さらに小型化することによって人工聴覚器への発展も期待できる。

< 引用文献 >

Georg von Békésy, Experiments in hearing, McGraw-Hill, 1960.

小池卓二, ヒト蝸牛モデルによる基底膜および内耳液振動解析: 外リンパ瘻のシミュレーション, 日本耳科学会誌, 18(1), pp.33-38, 2008.

水上和弥, 岩田佳雄, 小松崎俊彦, 弾性表面波を利用した材料特性の推定, 日本機械学会北陸信越支部第47期総会・講演会講演論文集, 107(1), pp.207-208, 2010.

5. 主な発表論文等

[学会発表] (計1件)

奥山芳啓, 岩田佳雄, 小松崎俊彦, 浅沼春彦, 蝸牛基底膜の動特性を有する粘弾性体の振動, 日本機械学会北陸信越支部第55期総会・講演会, 2018.3.

6. 研究組織

(1) 研究分担者

研究分担者氏名: 小松崎 俊彦

ローマ字氏名: (KOMATSUZAKI Toshihiko)

所属研究機関名: 金沢大学

部局名: フロンティア工学系

職名: 教授

研究者番号(8桁): 80293372

科研費による研究は、研究者の自覚と責任において実施するものです。そのため、研究の実施や研究成果の公表等については、国の要請等に基づくものではなく、その研究成果に関する見解や責任は、研究者個人に帰属されます。