

研究概要報告書

(1/4)

研究題目	骨導超音波補聴器の音質改善に向けた頭部内波動伝搬モデル構築に関する研究	報告書作成者	藤坂洋一
研究従事者	藤坂洋一		
研究目的	<p>可聴帯域内では一般に、感音性難聴者は骨導聴力が低くなることが知られているが、20kHz 以上の周波数を骨導(以下、骨導超音波と呼ぶ)で与えた場合、高度感音性難聴者においても音を知覚できること(Lenhardtら: Science, 253, pp.82-85 1991)が報告されたことから、我々は重度難聴者のための補聴器(骨導超音波補聴器)の実用化を目指している。</p> <p>現段階において我々が開発、実用化を目指す骨導超音波補聴器の音声の明瞭性は十分とは言い難く(中川ら: 日本音響学会誌 59 巻 8 号, pp.464-467 2003)改善が望まれている。これまでの心理学・生理学的アプローチでは、現象自体は把握できるものの骨導超音波の知覚メカニズム(以下、知覚メカニズムと呼ぶ)の解明には至っておらず、改善手法が見い出せていない。</p> <p>本研究は、新たなアプローチである数値シミュレーションの視点から、知覚メカニズムの解明を試みるために、頭部内音響波動伝搬モデルの構築を行うことを目的とした。生体組織の特徴に即したモデル構築によって、実測困難な蝸牛付近における波動伝搬過程を定量的に評価することが可能となる。</p>		

研究内容	<p>(1)粘弾性数値計算モデルの妥当性評価 粘性体中の音波の伝搬過程を実測実験,および粘弾性/弾性方程式による数値計算によって推定した.それぞれの結果を比較検討し,粘弾性方程式の必要性・信頼性について検討を行った.</p> <p>(2)粘弾性数値計算モデルと頭部模型による実測との比較 これまでに我々は,2.5mm 間隔のグリッドサイズの頭部データに対して,線形音響方程式を用いて頭部内波動伝搬モデルを構築してきた.このモデルと今回の粘弾性方程式モデルによって求めた伝達関数,さらに光造形によって作成された頭部模型を用い実測から得られた伝達特性の三者を比較することによって粘弾性数値計算モデルの評価を行った.</p>
------	---

研究概要報告書

(3/4)

<p>研究のポイント</p>	<p>これまで超音波帯域の骨導音(骨導超音波)に関して、心理・生理学的に研究が進められ、骨導超音波の知覚メカニズムの幾つかの仮説が提案された。最近の我々の研究によって解明されつつあるものの、未だ完全解明には至っていないため、実用化を目指している骨導超音波補聴器の音質改善に向けてどのような処理を施せば良いのかわからないのが現状である。</p> <p>本研究ではこれを打破する為に、新たなアプローチである工学的手法を用いて、実測困難な頭部内音場をシミュレートすることによって、これまで得られなかった知見を導きだそうとするものである。これによって音質改善の為に呈示前音声信号処理手法の開発に直接的に貢献できる可能性を秘めている。</p>
<p>研究結果</p>	<p>単純な条件での各構成方程式の信頼性評価では、実測実験と比較した結果、弾性方程式に比べ粘弾性方程式の方が媒質の減衰特性を考慮できる可能性が示唆された。</p> <p>不均質頭部モデル(グリッドデータ)に対して粘弾性方程式および線形音響方程式を用いた数値実験と、頭部模型を用いた実測実験との振幅周波数特性を比較した。実測に対して相関が高いのは、粘弾性方程式であることが明らかとなった。</p>
<p>今後の課題</p>	<p>超音波生体組織を模擬した粘弾性方程式数値計算モデル(以下 viscoelastic モデル)の構築及び妥当性評価に終始した結果となったため、心理的知覚と物理的現象との対応関係や、呈示前信号処理手法の開発に関して今後行う必要がある。</p> <p>具体的には、viscoelastic モデルに音声で振幅変調された超音波を入力し、蝸牛付近で音声にどのような影響が現れるのかを MTF (Modulation Transfer Function) の原理から探求する。</p>

(1) 粘弾性数値計算モデルの妥当性評価

実測実験

実験系を Figure 1.1 に示す。音波の送波器、受波器として PVDF 圧電膜を用いた円型トランスデューサ (送受波面半径 4 mm) を使用した。2 本のトランスデューサを音波が受波面で垂直に受波できるように、脱気水中に 30mm 間隔で向かい合わせに設置した。またトランスデューサ間に送受波器の音軸に対して垂直となるよう試料を設置した。試料には、頭部内の硬組織、軟組織にアクリル、シリコンゴムを想定し、高さ 60mm、幅 60mm、厚み 5mm のアクリル樹脂板、シリコンゴム板を用いた。発信機より周波数 2, 3, 4, 5MHz、5Vpp の正弦波 1 周期のバースト波を出力し、パワーアンプで 20dB 増幅後、送波側トランスデューサに印加した。受波側トランスデューサで受波した音波はプリアンプで 34dB 増幅された後、オシロスコープ上で観測し、4096 回の加算平均を施した。

数値計算

トランスデューサ間距離、試料の厚み、幅などが実測実験系と等しくなるように、二次元モデルを構築した。音源は送波面における点音源の一樣振動とし、トランスデューサの振動面に対する垂直応力に Hanning 窓を乗じた正弦波 1 周期のバースト波とした。受波器による音波の受波については、受波面に相当する点における平均垂直応力の総和とした。セル数 1500 × 1650、空間、時間刻みはそれぞれ 20 μm、4 ns とした。使用した各音響定数を Table 1.1 に示す。

なお、以下の 2 条件で計算を行った。

弾性方程式条件

弾性方程式のみを使用した。

粘弾性方程式条件

計算時間短縮のため解析領域における試料部分のみ粘弾性方程式を使用し、それ以外では弾性方程式を使用した。

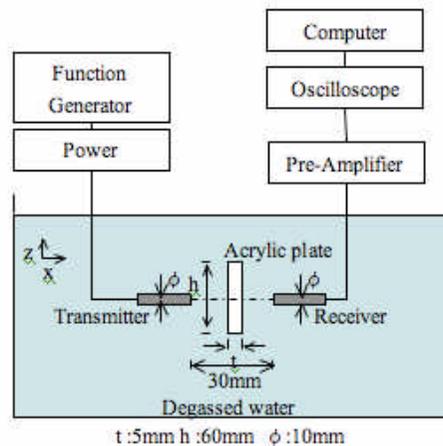


Figure 1.1 Experimental setup for the observation of the transmitted wave

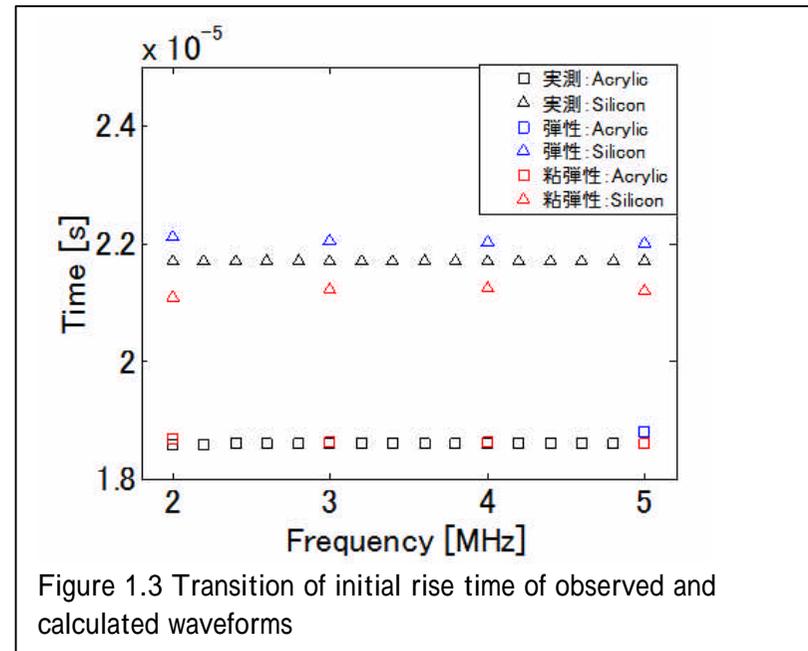
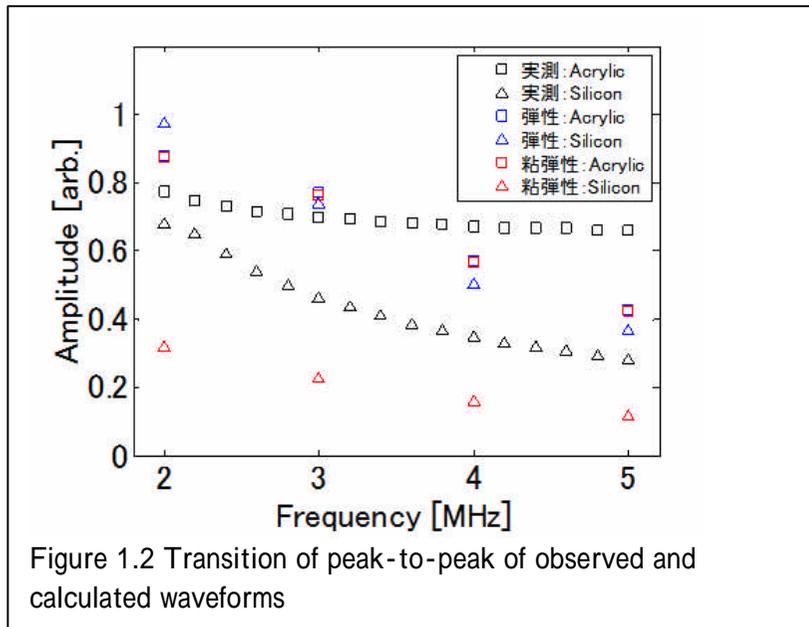
	Water	Acrylic	Silicon rubber
密度 [kg/m^3]	1000	1180	1176
縦波音速 [m/s]	1488	2729	947
横波音速 [m/s]	-	1429	548
Quality factor Q	-	1000	10

Table 1.1 Acoustic constant

実測 , 計算波形の比較および考察

Figure 1.2(3.13)は実測 , 実験値の peak-to-peak 値をまとめたものである . 実測 , 粘弾性方程式条件では試料の種類による差異が観察されるが , 弾性方程式条件では認められなかった . 粘弾性方程式条件においても実測との相対的な関係は表現出来ていないが , これは Q 値を最適化することによって調整可能である . また , 粘弾性方程式条件において受波波形の到達時間の短縮が確認された . そこで各条件における受波波形の到達時間を定量的に示すため , 各波形の極値から受波波形到達時間を求め Figure 1.3 (3.14)にまとめた . この図からシリコンゴムを使用した場合のみ受波波形到達時間が実測 , 計算値において一致しないことが確認できた . 原因として数値計算 , 実測におけるシリコンゴムの音速値の不一致に加え Q 値に小さい値を用いたことにより何らかの影響が出たことが考えられる .

各構成方程式の信頼性の確認を行うため数値計算 , 実測実験結果の比較を行った . 実測 , 数値計算より , 弾性方程式に比べ粘弾性方程式は媒質の減衰特性を考慮できる可能性が示唆され , 粘弾性方程式の必要性を確認した .



(2)粘弾性数値計算モデルと頭部模型による実測との比較
粘弾性数値計算モデル

$$\frac{\partial \sigma_{ii}}{\partial t} = \left\{ (\lambda + 2\mu) \left[1 - \sum_{l=1}^L \left(1 - \frac{\tau_{el}^P}{\tau_{\sigma l}} \right) \right] - 2\mu \left[1 - \sum_{l=1}^L \left(1 - \frac{\tau_{el}^S}{\tau_{\sigma l}} \right) \right] \right\} \nabla \cdot \mathbf{v} + 2\mu \left[1 - \sum_{l=1}^L \left(1 - \frac{\tau_{el}^S}{\tau_{\sigma l}} \right) \right] \frac{\partial v_i}{\partial i} + \sum_{l=1}^L R_{iil} \quad (1)$$

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial t} = \left\{ \mu \left[1 - \sum_{l=1}^L \left(1 - \frac{\tau_{el}^S}{\tau_{\sigma l}} \right) \right] \right\} \left(\frac{\partial v_j}{\partial i} + \frac{\partial v_i}{\partial j} \right) + \sum_{l=1}^L R_{ijl} \quad (2)$$

$$\frac{\partial R_{iil}}{\partial t} = \frac{1}{\tau_{\sigma l}} \left\{ (\lambda + 2\mu) \left(1 - \frac{\tau_{el}^P}{\tau_{\sigma l}} \right) - R_{iil} - 2\mu \left(1 - \frac{\tau_{el}^S}{\tau_{\sigma l}} \right) \right\} \nabla \cdot \mathbf{v} + \frac{1}{\tau_{\sigma l}} 2\mu \left(1 - \frac{\tau_{el}^S}{\tau_{\sigma l}} \right) \frac{\partial v_i}{\partial i} \quad (3)$$

$$\frac{\partial R_{ijl}}{\partial t} = \frac{1}{\tau_{\sigma l}} \left\{ \mu \left(1 - \frac{\tau_{el}^S}{\tau_{\sigma l}} \right) - R_{ijl} \right\} \left(\frac{\partial v_i}{\partial j} + \frac{\partial v_j}{\partial i} \right) \quad (4)$$

数値計算モデルにおいて,上記に示す粘弾性方程式を構成方程式として用いることで,生体組織内で一般的に見られる高周波成分の減衰や分散性媒質に関する詳細な定義が可能となる。

頭部模型と物理パラメタ

CT スキャンデータから得られた人体頭部の実形状 3 次元モデルは,格子幅 2mm として格子数 134 × 134 × 142 で構成される。この頭部モデルの正中断面を Figure2.1 に示す。構成媒質は,Air, Bone, Soft-tissues から成る。数値計算に用いた媒質の物理パラメータを Table2.1 に示す。式に示した $c_s = \sqrt{c_p^2 + c_s^2}$ 及び $\mu = c_s^2$ は Lamé の定数である。c_p を弾性体中の縦波音速としたとき,横波音速は $c_s = 0.5 c_p$ と近似した。Air に関しては, $c_s = 0$ とした。また, $Q_p, Q_s = 0.7$ Q_p は縦波,横波の粘弾性体の特徴を表す quality factor を示す。

ABL は吸収境界層を示す

media	density ρ (kg/m ³)	sound speed c_p m/s	Q_p
Air	1,225	340	2
Bone	1,700	2,425	100
Soft-tissues	1,030	1558	40
ABL	any	any	10

Table2.1 Physical parameter of the bio-tissues and absorbing boundary layers

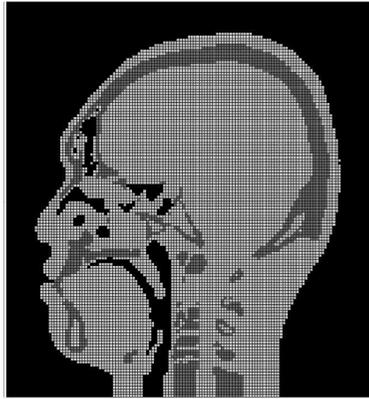


Figure 2.1 Head model

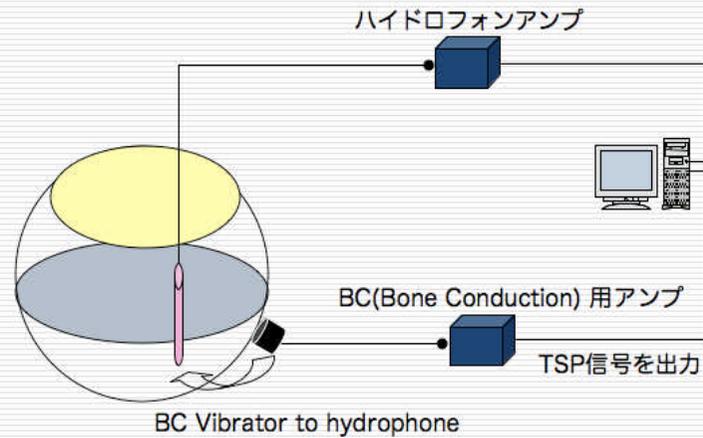


Figure 2.2 Experimental setup



Figure2.3 Scene of measurements

実測実験

実験系を Figure 2.2 に示す。模型内は純水で満たし、骨導振動子を乳様突起付近に粘土で固定した。TSP 信号を骨導振動子から出力し、およそ蝸牛位置に配置されたハイドロフォン(B & K Type 8103)によって計測(同期加算回数 50 回)を行った。A/D, D/A コンバータとして PXI-6120(NI)を使用し、サンプリング周波数は 800 kHz とした。なお、計測は無響室内において行った。実際の実験風景を Figure 2.3 に示す。ここに示した頭部模型は数値計算に用いた実形状頭部モデルの骨部のみを抽出したものを光硬化樹脂によって 3次元構成することで作成された。なお、模型作成における技術的理由や測定の簡単化のため、頭蓋底部や眼底部における構造は、数値計算モデルとはやや異っている。

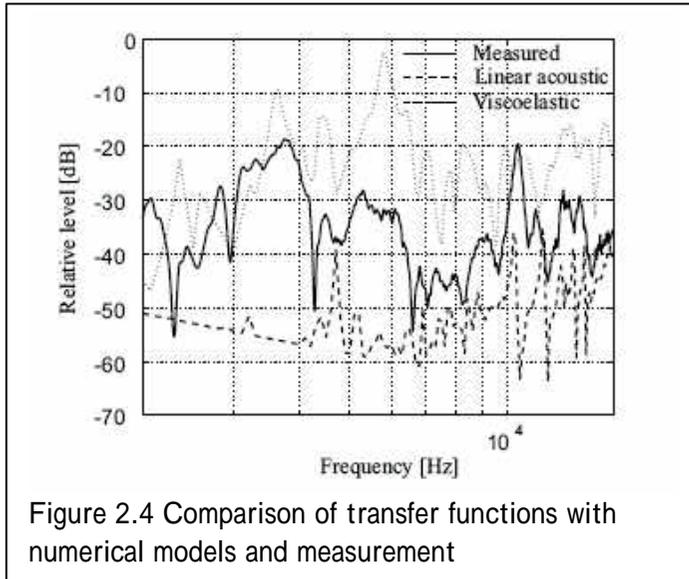
数値計算

比較のため粘弾性方程式及び線形音響方程式に関して数値計算を行った。励起信号は骨導超音波の最適聴取部位である乳様突起部(耳介後部)に呈示された。現実的な計算時間を得るために、励起信号は中心周波数 30kHz の Gaussian パルスとした。応答信号は 500 kHz サンプリングで収集し、4 ms までの解析データから伝達関数を推定した。

考察

Figure 2.4 に示した頭部模型による計測と数値計算によって求めた伝達関数を比較すると、3 kHz 付近や 10? 20 kHz 間の固有周波数の分布に類似した特徴が見られた。両者の結果は完全な一致を示したわけではないが、固有周波数の分布は概ね共通していると考えられる。伝達関数の違いの要因には、媒質パラメータや細部の形状の差異、更にはハイドロフォン挿入そのものによる音場の変化などが影響していると考えられる。

粘弾性、線形それぞれについて、各帯域に対して実測との相関を示したものを、Table 2.2 に示す。



	2 to 4 kHz	4 to 8 kHz	8 to 16 kHz
measured vs. linear acoustic	-0.74	0.1	0.3
measured vs. viscoelastic	0.42	0.42	0.48

Table 2.2 Cross-correlation between measured and numerical transfer functions

