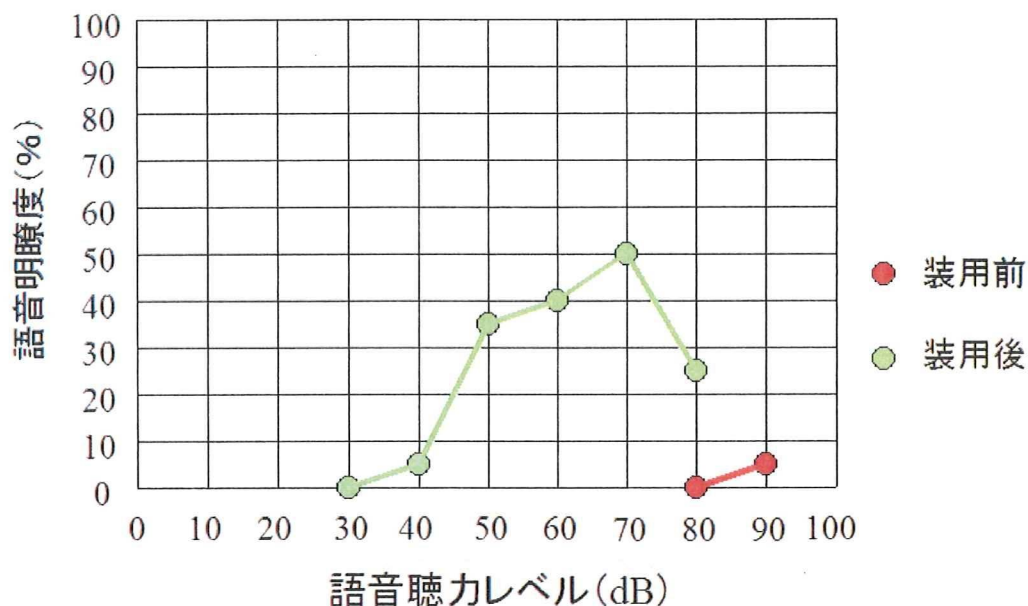


ており、両耳が聞き取れず通常の補聴器が使用できない現時点では、生活に必要不可欠なものとなっている。このためこの症例では長期間の貸し出しを行っている。現在約4ヶ月経過するが特に装用による問題点は認めていない。

図2. 症例1の語音聴力検査



・症例2 (73歳男性)

症例は耐性菌による慢性中耳炎のため、常に大量の耳漏がでるため補聴器の装用が不可能な例である。この例に対して左耳に軟骨導補聴器の適合を行った。

音場で実施した装用時と非装用時の聴取閾値の結果では会話周波数帯域については十分なファンクショナルゲインが得られた。語音聴力検査でも、十分な明瞭度の改善が得られ、補聴効果があると判断された。

補聴器は装用することで会話には役に立つとのことであった。しかし貸し出しを行った機種がポケット型であり、持ち運びが不自由であるためあまり使用しなかったとのことであった。

・症例3 (65歳女性)

症例は慢性中耳炎のため、常に耳漏がでるため補聴器の装用が不可能な例である。この例に対して左耳に軟骨導補聴器の適合を行った。

音場で実施した装用時と非装用時の聴取閾値の結果では会話周波数帯域については十分なファンクショナルゲインが得られた。語音聴力検査でも、十分な明瞭度の改善が得られ、補聴効果があると判断された。

この症例では補聴器の貸し出しを行ったが、貸し出し後、耳以外の疾患が原因で他院に入院され、使用機会がなかったとのこと返却となった。

D. 考察

今回の検討では、検査室での検討では、軟骨導を用いても十分な補聴効果が得られることが分かった。しかしながら装用感や外観上の点を考慮する必要があることが判明した。また現在の補聴器は通常さまざまな信号処理を行い、より効果が得られるようになっていいる。軟骨導補聴器についてはデータに乏しく、どのような信号処理を行えば高い効果が得られるかは不明である。反対にいえばまだまだ改良の余地はあるとも言え、今後データを蓄積することでより効果のある調整方法が判明してくるものと思われる。

E. 結論

軟骨導を用いた補聴器が実際に有効であることが難聴者でも確認された。改良することで臨床での効果が期待できる。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表

1. 論文発表

Akinori Yamashita, Tadashi Nishimura, Yoshiki Nagatani, Tadao Okayasu, Toshizo Koizumi, Takefumi Sakaguchi, Hiroshi Hosoi, Comparison between bone-conducted ultrasound and audible sound in speech recognition, *Acta Otolaryngol suppl* 562, 34-39, (2009)

Toshizo Koizumi, Tadashi Nishimura, Takefumi Sakaguchi, Masanori Okamoto, Hiroshi Hosoi, Estimation of factors influencing the results of tinnitus retraining therapy, *Acta Otolaryngol suppl* 562, 40-45, (2009)

Tadashi Nishimura, Seiji Nakagawa, Akinori Yamashita, Takefumi Sakaguchi, Hiroshi Hosoi, N1m amplitude growth function for bone-conducted ultrasound, *Acta Otolaryngol suppl* 562, 28-33, (2009)

Akinori Yamashita, Tadashi Nishimura, Yoshiki Nagatani, Takefumi Sakaguchi, Tadao Okayasu, Shuichi Yanai, Hiroshi Hosoi, The effect of visual information in speech signals by bone-conducted ultrasound, *NeuroReport* 21, 119-122, (2010)

赤坂咲恵, 西村忠己, 岡安唯, 細井裕司 難聴者における 57—S 語表の単音節別正答率の検討 *Audiology Japan*, 53, 69-75 (2010)

2. 学会発表

齋藤修, 西村忠己, 吉田悠加, 福田英美, 柳井修一, 細井裕司, きこえについての質問紙 2002」(装用前)と 67-S 語表、57-S 語表を用いた語音明瞭度検査, 第 54 回日本聴覚医学学会学術講演会、横浜プリンスホテル、横浜市 (2009)

赤坂咲恵, 西村忠己, 岡安唯, 細井裕司, 受聴単音節からみた異聴に関する検討, 第 54 回日本聴覚医学学会学術講演会、横浜プリンスホテル、横浜市 (2009)

山下哲範, 西村忠己, 長谷芳樹, 岡安唯, 阪口剛史, 柳井修一, 細井裕司, 骨導超音波の母音弁別能, 第 54 回日本聴覚医学会学術講演会、横浜プリンスホテル、横浜市 (2009)

岡安唯, 西村忠己, 山下哲範, 柳井修一, 中川誠司, 吉田悠加, 長谷芳樹, 細井裕司, 骨導超音波語音の母音の長さに対する脳磁界反応, 第 54 回日本聴覚医学会学術講演会、横浜プリンスホテル、横浜市 (2009)

福田英美, 西村忠己, 吉田悠加, 齋藤修, 柳井修一, 細井裕司, MCL・語音明瞭度と補聴器装用下の聞こえ, 第 54 回日本聴覚医学会学術講演会、横浜プリンスホテル、横浜市 (2009)

西村忠己, 吉田悠加, 福田英美, 齋藤修, 細井裕司, 難聴者の聞こえに対する自己評価と家族評価の差と補聴器購入の有無, 第 54 回日本聴覚医学会学術講演会、横浜プリンスホテル、横浜市 (2009)

細井裕司, 山中敏彰, 西村忠己, 山下哲範, 森本千裕, 阪口剛史, 軟素材による外耳道再建型鼓室形成術(第 13 報) 本法における外耳道入口部拡大法, 第 19 回日本耳科学会学術講演会、京王プラザホテル、東京 (2009)

Tadashi Nishimura, Hiroshi Hosoi, A Case of Intracochlear Schwannoma with Progressive Hearing Loss, ARO 33rd MidWinter Meeting, Disney land hotel, Anaheim (2010)

Tadao Okayasu, Tadashi Nishimura, Akinori Yamashita, Yanai Shuichi, Seiji Nakagawa, Yuka Uratani, Yoshiki Nagatani, Hiroshi Hosoi, Temporal-Integration Mechanism of Bone-Conducted Ultrasonic Speech Sound, ARO 33rd MidWinter Meeting, Disney land hotel, Anaheim (2010)

Akinori Yamashita, Tadashi Nishimura, Yoshiki Nagatani, Takefumi Sakaguchi, Tadao Okayasu, Hiroshi Hosoi, Speech Recognition for Bone-Conducted Ultrasound, ARO 33rd MidWinter Meeting, Disney land hotel, Anaheim (2010)

H. 知的財産権の出願・登録状況

(予定を含む。)

1. 特許取得

なし

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

厚生労働科学研究費補助金（感覚器障害研究事業）
分担研究報告書

圧電式軟骨伝導スピーカの開発

研究分担者 吉野 和巳 NECトーキン株式会社 マネージャー

研究要旨

骨伝導は健康福祉面で聴覚補助、視覚障害者のための音声ガイドらの場で有効に活用できることが期待されている。特に伝音性の難聴者にとっては骨伝導式の補聴器は重要な聴覚補助手段と考えられている。

今回、圧電バイモルフを弾性体で被覆した圧電式軟骨伝導スピーカの、性能を向上させる試作を行った。軟骨伝導スピーカの圧電バイモルフ構成を変更したことにより、簡易な構造で変更前以上の特性を得られることを確認した。

本試作により、既存の気導音、骨導音とは異なる軟骨導音と呼べる音声の伝搬形態を用いた、より実用的な聴覚補助装置開発への糸口を見いだすことができた。

性能向上試作の圧電式軟骨伝導スピーカの主な特性を以下に示す。

	項目	特性値
1	重量	1.7g
2	静電容量	850nF
3	最大駆動電圧	7.5Vrms
4	動作温度範囲	0°C~+40°C
5	保存温度範囲	-20°C~+60°C

1. 圧電式軟骨伝導スピーカの内部構成

圧電バイモルフは、図1のような薄い圧電セラミック二枚の間に薄い金属板等の弾性材料を挟みサンドイッチ状に貼り合わせた素子であり、素子の屈曲振動による発生力で軟骨伝導スピーカとして動作する。圧電セラミックは駆動電圧を実用レベルまで低くするため、数枚を積層した構成を取っている。

また、圧電バイモルフは機械的な共振点を持つが、本圧電式軟骨伝導スピーカでは、図2のように圧電バイモルフを弾性体である有機物で被覆することで機械的な共振Qを低く抑え、スピーカとしての使用周波数帯域を広くすることを実現している。

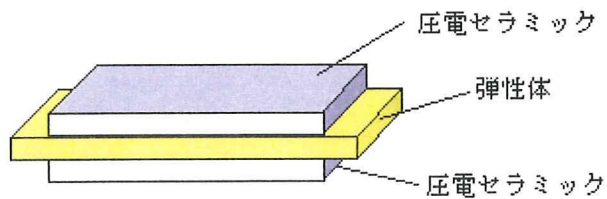


図1 圧電バイモルフの基本構成

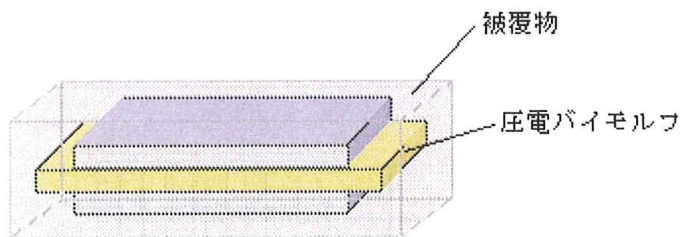


図2 圧電式骨伝導スピーカの基本構成

2 圧電バイモルフ 2 枚構成型

最初に試作した圧電式軟骨伝導スピーカの寸法は $35L \times 5W \times 4.5t$ であり、内部構成を図3に示す。軟骨伝導スピーカとしての発生力を高めるため、圧電バイモルフを2枚使用して同位相で屈曲振動させている。圧電セラミックの寸法は $30L \times 4W \times 0.2t$ であり、本スピーカでは4枚使用している。また、一枚当たり積層数は4である。



図3 圧電バイモルフ 2 枚構成型 (側面図)

しかし、本構成では、2枚の圧電バイモルフのバラツキによる発生力の低下や、構造の複雑さに起因する製造上の困難さという実用上の問題があり、解決が必要であった。

3 圧電バイモルフ 1 枚構成型

今回試作した圧電式軟骨伝導スピーカ内部構成を図4に示す。寸法は前回試作と同一である。

圧電バイモルフは1枚のみ使用とし、前述の問題点の解決を図った。圧電セラミックの寸法は $30L \times 4W \times 0.4t$ であり、一枚当たりの積層数は8である。積層数を増やすことにより素子の高い組立て精度が必要となるが、製造技術上の改善により実現可能とした。

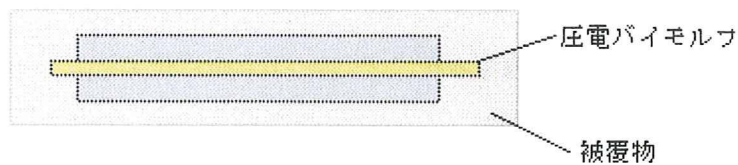


図4 圧電バイモルフ1枚構成型（側面図）

4 圧電式軟骨伝導スピーカの特徴

前回および今回試作した圧電式軟骨伝導スピーカの周波数－発生力特性を図5に示す。測定はB & K社の人工マストイドを用いて行った。

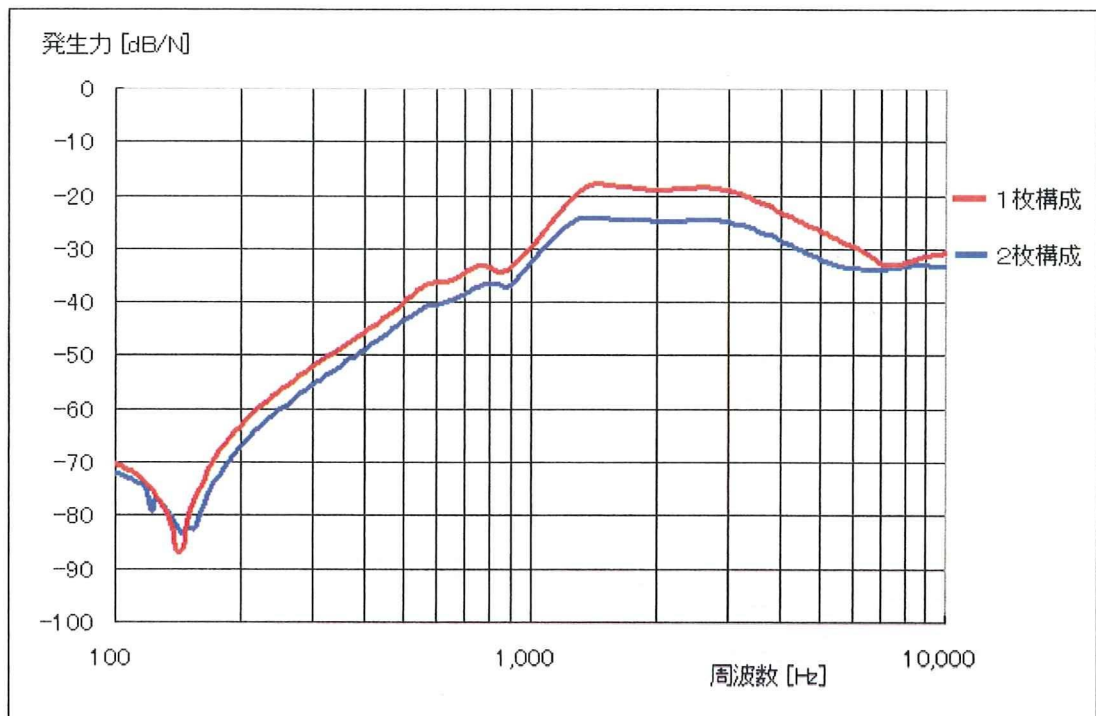


図5 圧電式軟骨伝導スピーカの周波数－発生力特性

今回試作した圧電式軟骨伝導スピーカは、当初の目的通りほぼ全周波数範囲において発生力の向上が確認できた。発生力の向上の要因としては以下の点が上げられる。

- ・圧電バイモルフ2枚のバラツキによる発生力の低下が無くなった
- ・被覆物が厚くなり、軟骨伝導スピーカと人体との音響的マッチングが向上した

また、他の各種特性項目について図6および図7に、本試作品の写真を図8に示す。

	項目	特性値
1	重量	1.7g
2	静電容量	850nF
3	インピーダンス	図7参照
4	最大駆動電圧	7.5Vrms
5	音響出力	図5参照
6	動作温度範囲	0°C~+40°C
7	保存温度範囲	-20°C~+60°C

図6 圧電式軟骨伝導スピーカの各種特性

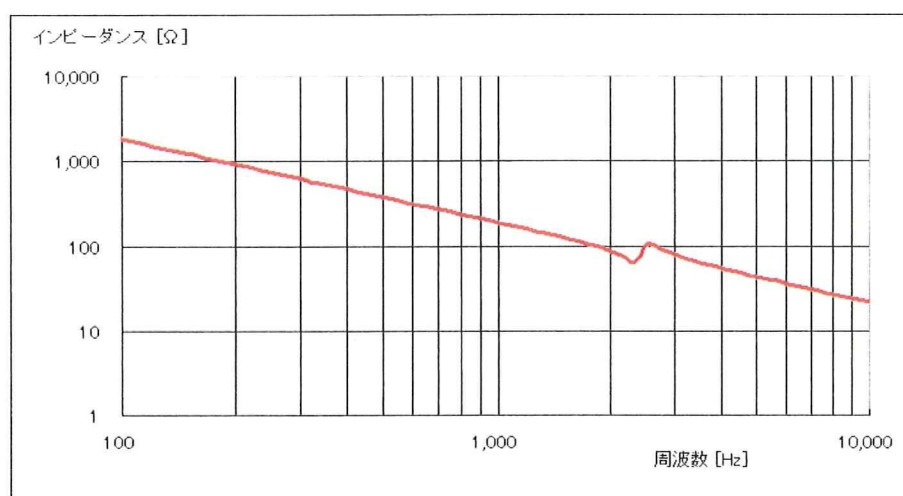


図7 圧電式軟骨伝導スピーカの周波数－インピーダンス特性

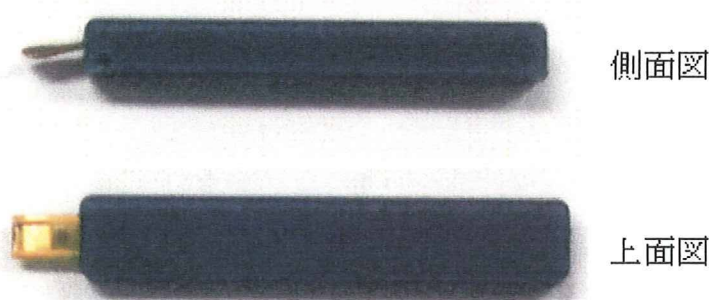


図8 圧電式軟骨伝導スピーカの写真

E 結論

今回、圧電式軟骨伝導スピーカの性能向上および製造上の問題を解決したことにより、実用面での各種の応用展開が可能となった。

この圧電式軟骨伝導スピーカは、健聴者にとっては産業分野、アミューズメント分野での活用が考えられ、健康福祉面では聴覚補助、視覚障害者のための音声ガイドらの場で有

効に活用できるも考えられる。特に伝音性の難聴者にとっては骨伝導式の補聴器は重要な聴覚補助手段として期待できる。

G. 研究発表

1. 論文発表

未発表

2. 学会発表

未発表

H. 知的財産権の出願・登録状況

(予定を含む。)

1. 特許取得

審査中 1 件 出願番号：特願 2004-332969

発明の名称：骨伝導スピーカ及び骨伝導受話装置

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

厚生労働科学研究費補助金（感覚器障害研究事業）
分担研究報告書

軟骨伝導補聴器の試作

研究分担者 舘野 誠 リオン株式会社 部長

研究要旨

前年度開発した箱型の軟骨導補聴器の小形化・装用性向上を目的に耳かけ型の軟骨伝導補聴器を試作した。リオンのデジタル補聴器を基本構造として用い、軟骨導スピーカを接続して使用する試作器HD-GX2を開発した。開発した軟骨伝導補聴器は、通常の耳かけ型補聴器と同様の構成であるが、3 V以上の電圧が必要であるため空気亜鉛電池3個を収納する電池ボックスを追加し、これを本体に結合した構造である。

仕様は、ボリウム可変幅約 12 dB、消費電流約 16 mA、使用電池は空気亜鉛電池 PR44P 3 個、フィードバックキャンセラ機能有りとした。質量は本体 12 g（電池込み）、骨伝導スピーカ 5 g である。

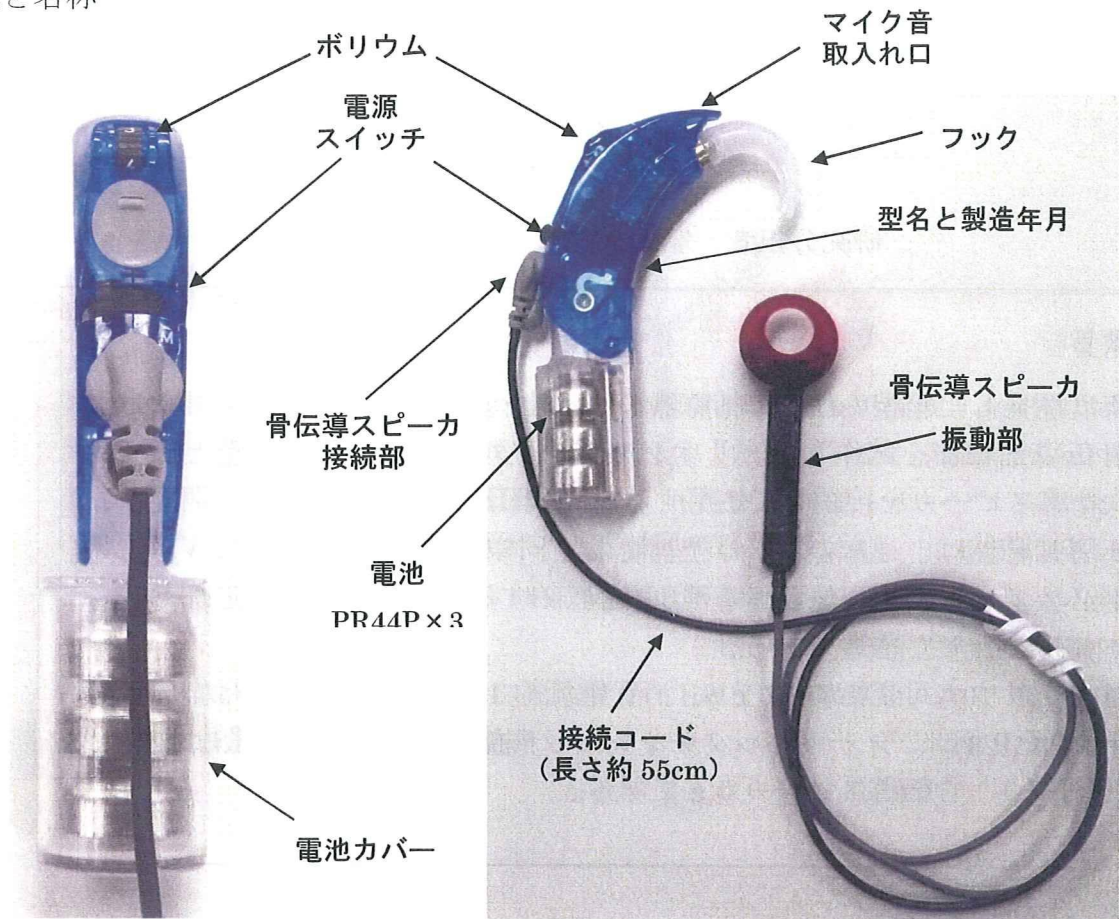
1. 骨導補聴器 HD-GX2 の概要

試作骨導補聴器 HD-GX2 は、ポケット型の前バージョン HD-GX とほとんど同じ電気回路と同じ骨伝導スピーカを使用した、その耳かけ型版です。したがって、出力特性等の性能は HD-GX とほぼ同等です。

電源に空気亜鉛電池 PR44P、3 個を使用し、小形化して、耳かけ本体部と一体化したため、電池の最大許容電流値が HD-GX より小さくなり、出力が大きいときに電池電圧低下の警告音（プー、プー）が鳴って一時的に出力が途切れます。このように最大許容電流値を超えて電流が流れる状況が頻繁に起こる場合には、電池寿命が極端に短くなってしまいます。試聴した結果の一例では、ボリウム 3.5 で電圧低下の警告音が度々鳴る状況で使用し続けた場合、約 3 時間で復帰しなくなりました。

電池収納部が厚く（約 14 mm）なったため、長時間耳にかけて使用すると、この部分が当たる側頭部が少し痛くなります。今回は試作につき、ご容赦願います。

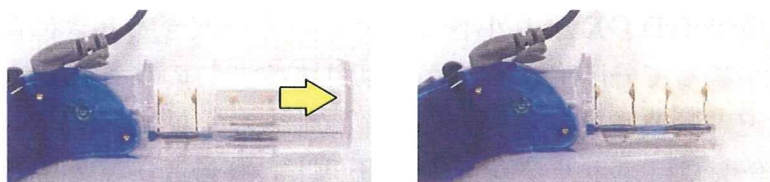
2. 構成と名称



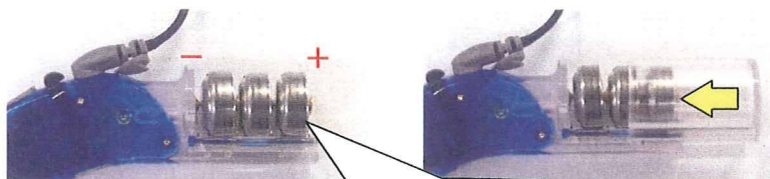
3. 使い方

3-1 電池の入れ方

(1) 円筒形の電池カバーを下図の矢印方向に引き抜き、外します。

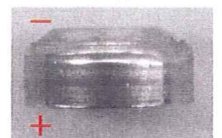


(2) 電池の+、-に注意して電池を入れ、電池カバーを下図の矢印の方向にスライドさせ、最後少し強く押して、もとに戻します。



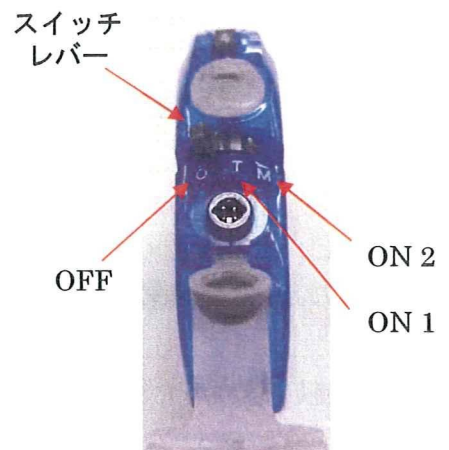
3本ともこちら側が+側

PR44P 電池



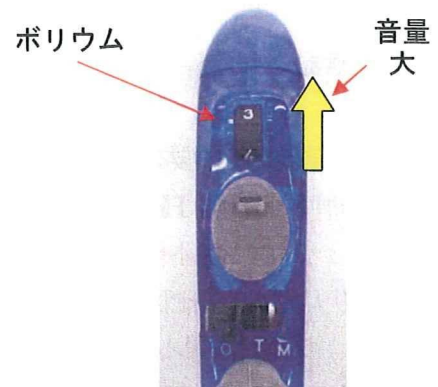
3-2 電源の ON-OFF

電源スイッチは、レバーの位置を切換えることにより、電源の入り ON、切り OFF を行います。右図のように、左から OFF (O の位置)、ON 1 (T の位置)、ON 2 (M の位置) のように切り換えます。ON 1 と ON 2 にはそれぞれ別の設定を、リオネットセレクトを使って、割り当てることができます (4 の補聴器の調整を参照)。



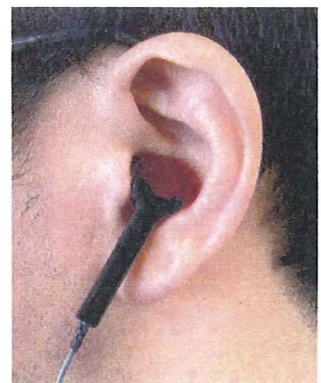
3-3 ボリウムの操作方法

右図の矢印の方向にボリュームを回すと、音がおおきくなります。



3-4 補聴器の使い方

- (1) 骨伝導スピーカのコネクタを本体に接続します。
- (2) 電源スイッチを OFF にして、電池を入れます。
- (3) ボリューム位置を確認して、いつもの使用位置に設定します。初めてのときは「3」程度にしてください。
- (4) 補聴器本体を装用する側の耳にかけます。
- (5) 骨伝導スピーカのリングの部分を目の耳甲介部に引っ掛けます。



(5) 電源スイッチを“入”(ON)にします。

(6) 音が小さいときは、ボリュームを大きくします。ボリュームを聴きやすい位置に調整します。

(7) ピーピーとハウリングし易い場合は、骨伝導スピーカを聴力の良い側の耳にかけ、反対側の耳に補聴器本体をかけて使用することをお薦めします。

(8) 使い終わったら、電源スイッチを“切”(OFF)にします。

4. 補聴器の調整

4-1 調整に必要な機器とその接続

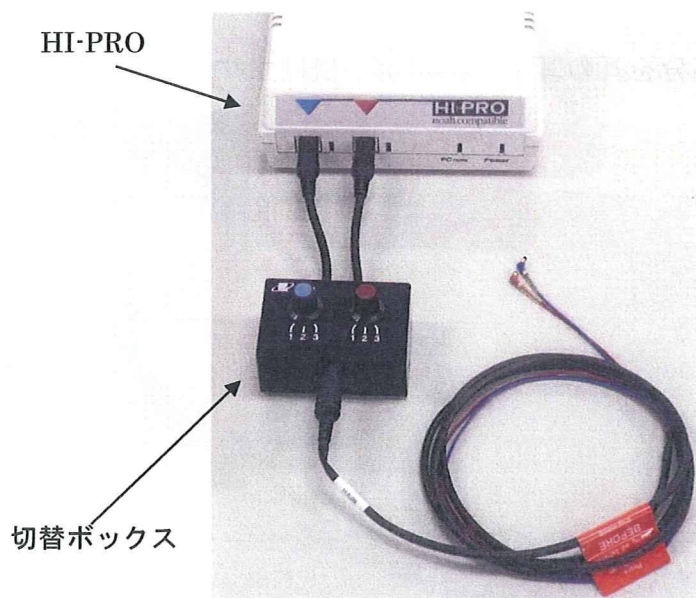
試作骨導補聴器 HD-GX2 を調整するためには以下の機器が必要です。

- (1) リオネットセレクトがインストールされたパソコン
(リオネットセレクトのバージョンは 4.30 以降なら、OK。)
- (2) 補聴器インターフェース HI-PRO または HI-PRO USB
(パソコンと RS232C または USB で接続)
- (3) 切替ボックス
- (4) 試作骨導補聴器 HD-GX2

パソコンと HI-PRO の接続は通常の補聴器をフィッティングする場合と同じですので、ここでは説明を省略します(下図も参照)。

補聴器 HD-GX2 の電源を切ってから切替ボックスに接続されたコードの赤コネクタ(右耳用)または青コネクタ(左耳用)のどちらかを補聴器 HD-GX2 の通信コネクタに接続します(下図参照)。

HI-PRO と切替ボックス

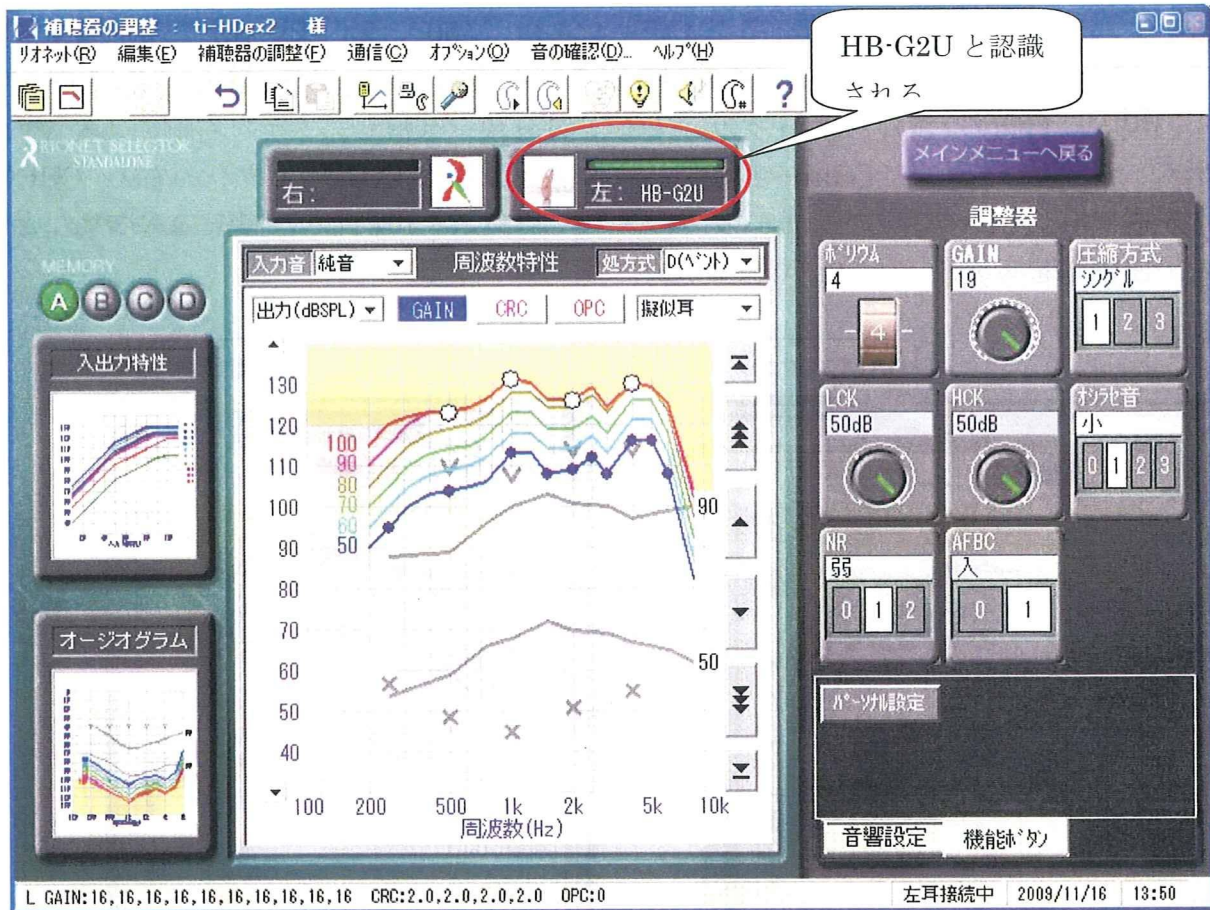


HD-GX2 との接続



4-2 調整方法

正しく接続されていれば、リオネットセクタの“補聴器の調整”画面は下図のように表示されます（HI-PRO の Left に接続した場合）。リオネットセクタで補聴器を選択する場合は、HB-G2U を選択してください。



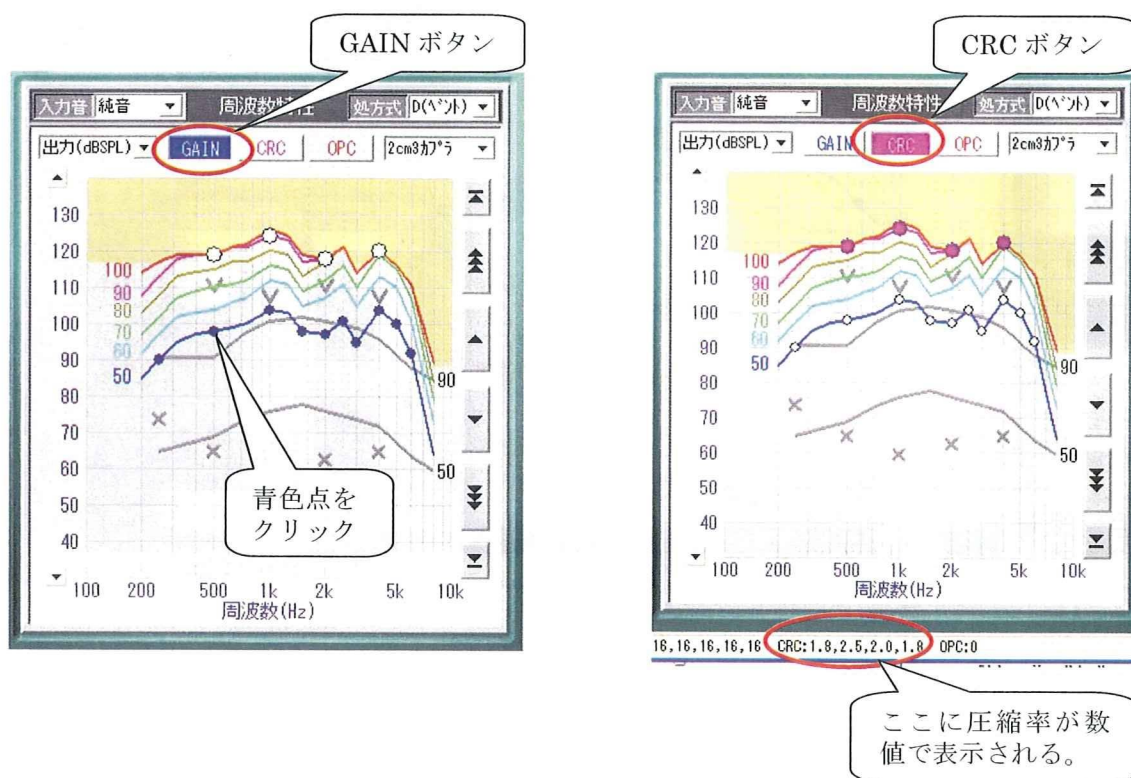
本試作器 HD-GX2 の調整は、図に示されているように、HB-G2U の調整画面を流用して行います。このため、表示される周波数特性は HD-GX2 のものとはまったく異なります。HD-GX2 の周波数特性は本取説の 5 の性能を参考にしてください。出荷時設定の状態の周波数特性が載っています。出荷時の設定値は、後で戻せるようにするため、保存しておくことをお勧めします。出荷時設定値は、Gain が最大になっていますので、これ以上 Gain を上げることはできません。下げる方の調整は可能です。

上図右の調整器の設定方法を簡単に説明します。

- (1) ボリュームは、最大の 4 に固定してください（調整には関係ありません）。
- (2) Gain は、全帯域の増幅度を一様に 1dB ステップで可変します。左クリックで減、右クリックで増。
- (3) LCX は、低周波数域の 2 つのチャンネルの圧縮を適用する入力音圧レベル（ニーポイント）を 5dB ステップで可変します。左クリックで減、右クリックで増。
- (4) HCX は、高周波数域の 2 つのチャンネルの圧縮を適用する入力音圧レベル（ニーポイント）を 5dB ステップで可変します。左クリックで減、右クリックで増。

- (5) NR は、騒音低減機能の強さを可変します。0：切、1：弱、2：強。
- (6) AFBC は、ハウリング抑制機能を入り (1)、切り (0) します。
- (7) その他、HB-G2U (U シリーズ補聴器) の調整方法を参考にしてください。

Gain の周波数特性を 10 バンド (250、500、750、1k、1.5k、2k、3k、4k、6k、8k Hz) の帯域毎に細かく可変したり、圧縮率を 4 チャンネル (500、1k、2k、4k) の帯域毎に可変することができます。Gain は、周波数特性グラフを表示させ、グラフ上の“GAIN” ボタンを選択し、青色の点のどれかをクリックして周波数を選択し、グラフ右側の▲や▼などのボタンをクリックして、Gain を可変できます。圧縮率は“GAIN” ボタンの右の“CRC” ボタンを選択し、ピンク点のどれかをクリックして周波数を選択し、同様に▲や▼などのボタンで圧縮率を可変することができます。



4-3 2つのメモリーへの設定

HD-GU2 では、2種類の調整値を2つのメモリーに設定して、電源スイッチの ON 1 と ON 2 で切換えて使用することができます (3-2 参照)。スイッチ位置 ON 1 と ON 2 に割り当てられた設定値は、それぞれリオネットセクタのメモリーA とメモリーB の設定値に対応しています。リオネットセクタの調整画面でメモリーの“A”と“B”ボタンを選択して、それぞれで設定し、補聴器に書込むことにより使用することができます。

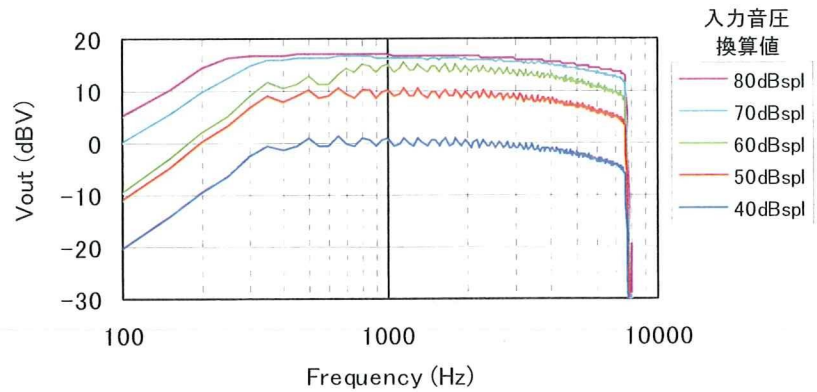
出荷時の設定は、スイッチ位置 ON 1：全帯域で入力音圧 50dB 以上で圧縮率 2.0 の音圧圧縮、騒音低減機能 NR が 1 (弱)、ハウリング抑制機能 AFBC が 1 (入り)、スイッチ位置 ON 2：音圧圧縮なし、NR が 0 (切)、AFBC が 1 (入り)、となっています。

5. 性能

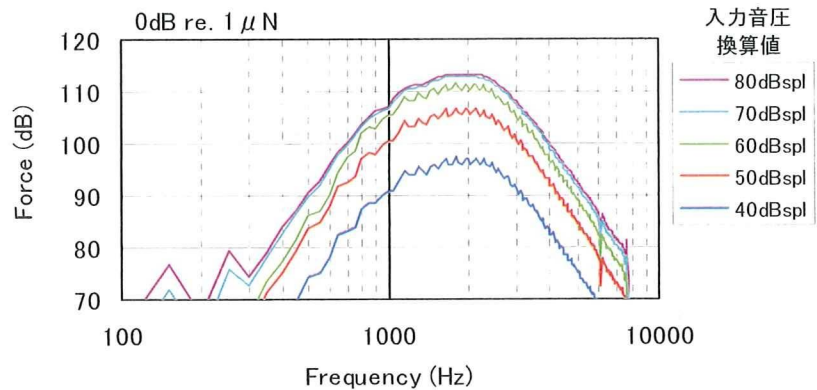
本器はデジタル補聴器用の IC 出力を圧電デバイス駆動用 IC を使用してさらに増幅して、骨伝導スピーカを駆動しています。骨伝導スピーカを耳に装着して使用した場合、振動による骨伝導音だけではなく、骨伝導スピーカの振動によって音も同時に発生します。

以下の特性は、骨伝導音のみの出力特性で、40dB~80dB の入力音圧（マイクロホンの感度を-52dB で換算した値、マイクロホン感度 0dB : 1 V/0.1Pa）に対する出力特性です。

各入力音圧に対する本器の出力電圧特性（ボリウム最大時）

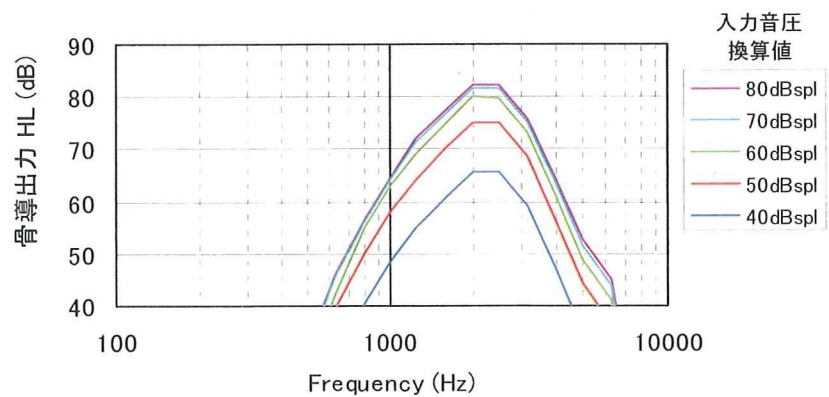


各入力音圧に対する骨伝導スピーカのフォース（力出力）レベル（ボリウム最大時）（IEC 60373 に規定のメカニカルカップラを使用して求めたフォースレベル）



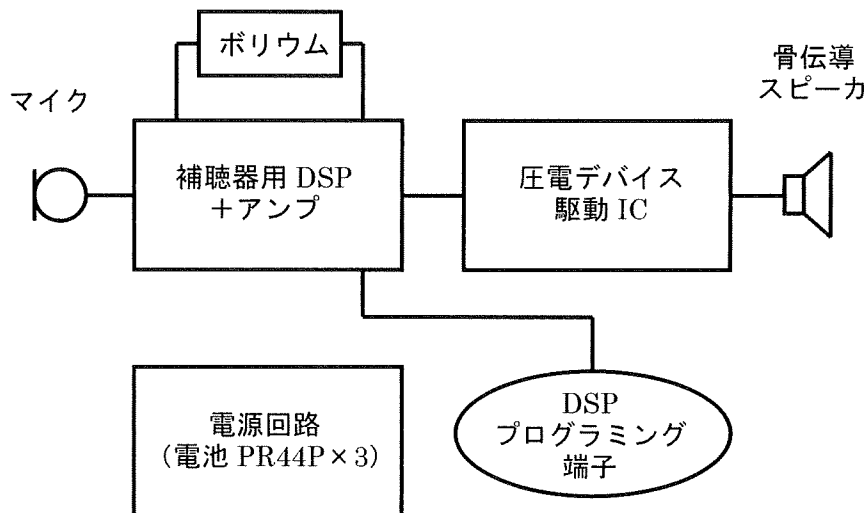
各入力音圧に対する骨伝導スピーカの出力の聴力レベル HL 換算値（ボリウム最大時）

（ISO 389-3 に規定の骨導域値を使用）



6. 仕様

6-1 ブロック構成図



6-2 出力特性： 5 の性能参照
(IEC 60373 メカニカルカプラで出力評価した場合)

6-3 フィードバックキャンセラ機能： 有

6-4 ボリウム可変幅： 約 12dB

6-5 消費電流： 約 16 mA (ボリウム 1、静音時)

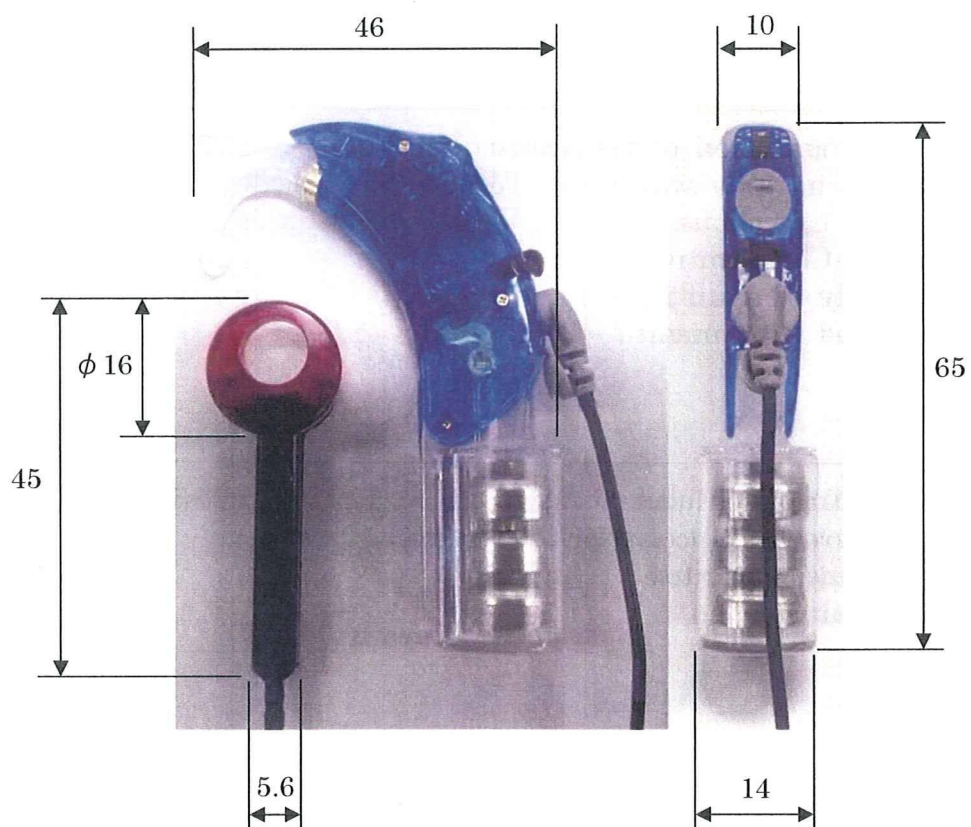
電池寿命は使用状況によって大きく異なります。ボリウムを上げて (3~4)、出力を大きくすると、電池の最大許容電流値を超える電流が時々流れ、電池電圧低下の警告音 (プー、プー) が鳴って一時的に出力が途切れます。このような状況が頻繁に起こる場合には、電池寿命は極端に短くなります。

(参考値ですが、初期設定のスイッチ位置 ON 1 の状態でボリウム 3 で使用した場合、時々途切れるが電池寿命は約 30 時間、ボリウム 3.5 の位置で連続使用した場合、約 3 時間。)

6-6 使用電池： 空気亜鉛電池 PR44P、3 個

6-7 質量： 本体 約 12.1 g (電池込み)
骨伝導スピーカ 約 5.4 g

6-8 外形寸法 (本体): 下図参照 (単位 mm)。



G. 研究発表

1. 論文発表
未発表

2. 学会発表
未発表

H. 知的財産権の出願・登録状況 (予定を含む。)

1. 特許取得
なし

2. 実用新案登録
なし

3. その他
なし

III. 研究成果の刊行に関する一覧表

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
Nagatani Yoshiki, Mizuno Katsunori, Sasaki Takashi, Matsukawa Mami, Sakaguchi Takefumi, Hosoi Hiroshi	Propagation of fast and slow waves in cancellous bone: Comparative study of simulation and experiment	Acoust. Sci. & Tech.	30(4)	257-264	2009
Nishimura Tadashi, Nakagawa Seiji, Yamashita Akinori, Sakaguchi Takefumi, Hosoi Hiroshi	11m amplitude growth function for bone-conducted ultrasound	Acta Otolaryngol Suppl	129	28-33	2009
Akinori Yamashita, Tadashi Nishimura, Yoshiki Nagatani, Tadao Okayasu, Toshizo Koizumi, Takefumi Sakaguchi, Hiroshi Hosoi	Comparison between bone-conducted ultrasound and audible sound in speech recognition	Acta Otolaryngol Suppl	129	34-39	2009
Toshizo Koizumi, Tadashi Nishimura, Takefumi Sakaguchi, Masanori Okamoto, Hiroshi Hosoi	Estimation of factors influencing the results of tinnitus retraining therapy	Acta Otolaryngol Suppl	129	40-45	2009

Akinori Yamashita, Tadashi Nishimura, Yoshiki Nagatani, Takefumi Sakagushi, Tadao Okayasu, Shuichi Yanai, Hiroshi Hosoi	The effect of visual information in speech signals by bone-conducted ultrasound	NeuroReport	21	119-122	2010
細井裕司	軟素材による外耳道再建型鼓室形成術－20年間の経験と本法における外耳道入口部拡大法－	頭頸部外科	19	25-31	2009
細井裕司	語音聴力検査－最近の動向－	Audiology Japan	52	563-570	2009
柳井修一・阪口剛史・細井裕司・鈴木直人	住宅内透過騒音の因子構造の検討	行動科学	48	115-122	2010
赤坂咲恵, 西村忠己, 岡安唯, 細井裕司	難聴者における57-S語表の単音別正答率の検討	Audiology Japan	53	69-75	2010

IV. 研究成果の刊行物・別刷