

補聴器は今： 母子コミュニケーション場面におけるノンリニア補聴器の設定

愛媛大学

立入 哉

新生児聴力スクリーニングが一般化されたことで、聴覚障害乳幼児の早期発見、早期補聴、早期教育が可能になってきた。中瀬(2009)によれば、2008年度は教育相談児の半数は満1歳以下で聾学校を訪れているとのデータが示す通り、以前から目標であった「喃語期までに補聴器を」との目標は、達成されつつあることがわかる。

1. 喃語期に重要な自声フィードバックの確保

さて、「喃語期までに補聴器を」との目標は、同じ出生後の聴覚障害、例えば髄膜炎によって失聴した児の場合、経験的に「意識した声が出てくる前に失聴した聴覚障害児と、声が出るようになってからの失聴した児では、後者の方が声の出し方が良い」と言われることが多く、そうした基礎的な発声力＝[vocalization]の面から考えられた目標と
思っている。

聴耳の場合、基本的なvocalizationを、クーイングの発声を積み重ね、その聴取によって強化し、獲得していく過程を踏んで、結果として基準喃語に移行していく。もし、この時期、聴覚障害乳児が補聴器によって、クーイングの発声、つまり自分の声[自声]によって強化されないと、クーイングは次第に減少し、vocalizationの獲得と共に、基準喃語の

獲得が困難になるのではないかとと思われる。

つまり、乳児期、もちろん養育者の声を聴取することによる精神的あるいは心理的安定も考えられようが、それよりも、この時期については、自声を自分の耳で聴くこと＝[自声フィードバック]を行なうことで、vocalizationの強化を図ることが重要ではないかと思っている。

乳児期に補聴器を装用する意義は、敢えて強調すると、養育者の音声聴取よりも、自声のフィードバックによる発声行動と、それに同時に起こる聴覚刺激の同期という感覚の連合による精神的あるいは心理的安定を考えれば良いのではないか。言い換えれば、「アー」と言ったら(運動したら)、「アー」と聞こえる(返ってくる)という繰り返しのよって、自らの運動によって、自らに刺激を与えることに意義があるのではないか。こうした、自分の行動で自分を刺激すること、そして、その連合が快であるという経験を積むことで、他の感覚の発達も自ら発達していく手法として、獲得するのではないかと想ってしまうことがある。極言すれば、「アー」と言ったら、「アー」と聞こえることが乳児期の補聴器の大きな役割と言っても良いのではないか。

2. 自声と他声

さて、聴者はいかに自分の声を聞いている

のであろうか。聴者の場合は、気導経由の自声と骨導経由の自声とが混じった声を聞いている。口から発声された声を外耳道→中耳→内耳で聴く気導ルートと、発声器官、発声部位から生じた振動が骨を伝わって内耳に届く骨導ルートの音とが混じった音で自声を聴いている。自分の声を録音し、それを再生し、自分で聴くと、自分の声と違う声であることに気付く。実は、周囲の人たちは、この録音された声こそ、「あの人の声」として記憶されている声であり、空气中に放射されている声は、まさに、この録音された声なのである。しかし、それが自分の声とは違っているように聞こえる理由は、ライブで（生で）話しているときには、気導経由の声以外に、骨導経由の音がミックスされて自声を聞くことになるからである。

このとき、自声は口元から10cmほどの耳に届くので、音圧が強く、かつ骨導経由音がミックスされることで、さらに音圧が強くなる。音声会話の場面（図1）では、話し相手の声を聞く。例えば、1m離れた話し相手の声（他声）が相手の口元で80dBとして、聞き手に70dBで到達したと考えよう。話し

手に応答する自声は同じく口元で80dBとして、耳との距離が10cmなので、ほとんど減衰が生じず、80dBで届くと仮定し、これに骨導経由音がミックスされ、音圧は $80\text{dB} + \alpha$ となる。その結果、他声と自声の音圧差は $10\text{dB} + \alpha$ となる。しかし、聴者の場合（正確には伝音難聴者も含む）、 $10\text{dB} + \alpha$ の音圧差がラウドネスに与える影響が大きくなり、会話の進行に支障を来さない。

ここで、図2を説明しよう。ラウドネス指標「やっと聞こえる」、つまり最小可聴閾値は、聴者の場合0dB、ある感音難聴者の最小可聴閾値を80dBとする。次に不快閾値をグラフに書き込む。聴者の不快閾値と感音難聴者の不快閾値はそれほど変わらないことが多い。聴者、感音難聴者それぞれの最小可聴閾値と不快閾値を線でつなぎ、その線の上にラウドネス（音の強さに関する感覚）があるとすると、同じ10dBの音圧差が、ラウドネスに与える影響度（音の大きさへの影響度）に違いがあることがわかる。この音圧差による鋭敏度、つまり、音圧が変わったときに、ラウドネス＝音の強さの感覚に与える影響が大きい場合を、「ラウドネスの異常がある」と

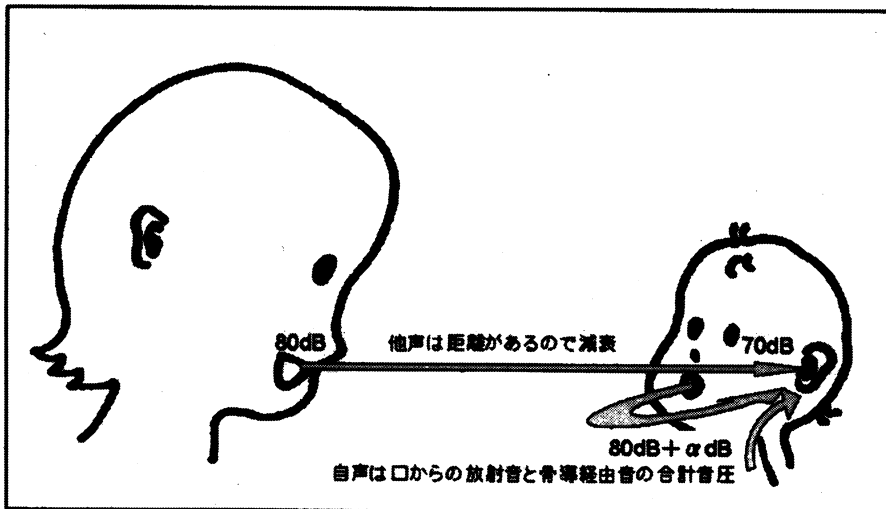
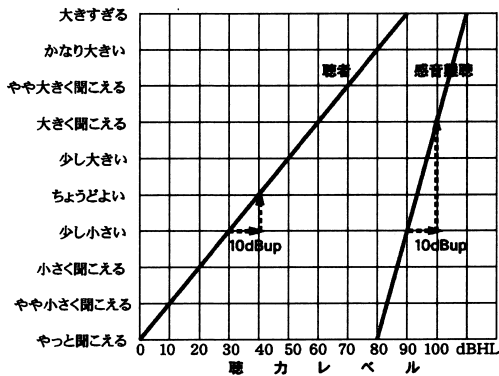


図1 母子間コミュニケーションの音声レベル

か、「リクルートメント現象がある」と表現する。閾値上検査として有名な SISI 検査は、閾値上の提示音が 1 dB 上昇した場合、それに気づくことができた回数を割合で示し、60% 以上の場合に、リクルートメント現象があるという判断を行なうように、このラウドネスの異常は感音難聴に特有の症状である。



0 dB で聞こえ始め 90 dB で不快に達する聴者と、80 dB で聞こえ始め 110 dB で不快に達する感音難聴例を示した。この時、10 dB の音の増幅を聴者は「少し小さい」→「ちょうど良い」と感じるが、感音難聴例では「少し小さい」→「大きく聞こえる」と感じる。

図2 聴覚障害とラウドネス

3. 自声と他声、それとラウドネス異常

先ほど、自声と他声には $10\text{dB} + \alpha$ の音圧差があることを説明した。しかし、私たちが主に担当することが多い感音難聴児は骨導値もスケールアウトであることが多く、骨導経路の自声フィードバックを無視することができる。つまり、感音難聴児の自声と他声の音圧差（自他声差）は、気導経路の音のみについて考えれば良く、「 $+\alpha$ 」の存在を考慮しなくても良い。

「 $+\alpha$ 」の加算がないにしても、感音難聴児の自他声差 10dB は、ラウドネスの異常を抱える感音難聴児にとっては、ラウドネスの

大きな違いとして認識されることは理解できよう。

最近では少なくなったが、以前、リニア補聴器（入力音が変わろうと常に同じゲインを維持する補聴器）が全盛の頃、成人の聴覚障害者に補聴器のフィッティングを行ない、「このくらいのボリュームがちょうどいいと思いますよ」と言って、補聴器を装着した後、その聴覚障害者本人が「アアア」と言いながら、補聴器のボリュームを操作し、ちょうど良いボリュームに変えてしまう場面を良く経験した。そのときに補聴器のボリュームを見ると、思っていたボリュームより、小さい位置になっていた。つまり、音圧が強い自声音が快適レベル（MCL）になるようボリュームをセットすると、そのときの補聴器のゲインは他声聴取には不十分なゲインになってしまふことが良くあった。

4. デジタル時代の適用を考える

今から15年ほど前、アナログ補聴器の器種のなかに K-Amp（ケー・アンプ）と呼ばれる増幅回路が誕生した。この増幅回路は TILL（Treble Increase at Low Level）増幅、つまり入力音が小さいときに高音部をより増幅させると言う回路。低周波数帯はリニア増幅をするが、高周波数帯ではダイナミックレンジコンプレッション回路（最小可聴閾値と不快閾値の幅全体に圧縮回路を利用する回路）を持ったアンプ構成を持っている。静かな場所だと、高周波数帯のゲインが大きくなり、一方で周囲の音圧が上がるとゲインが下がっていく。TILL 回路を持つ補聴器は、高音部を持ち上げることで了解度をあげることができる中等度～準重度ぐらいが適応範囲になっていた。

その後の補聴器のデジタル化により、PILL

(Programable Increase at Low Level) 増幅が当たり前になった。つまり、分割された周波数帯域（チャンネル）ごとに、入力音が弱いときの増幅特性をコンピュータでプログラムできるようになり、このことにより、周波数帯域ごとにニーポイント（KP：増幅特性が切り替わる入力音圧）と圧縮比（CR）が設定できることが当たり前になった（一部の補聴器にはKPが操作できない器種がある）。

図3は、ノンリニア増幅回路の典型的な入出力特性表（IO特性表）である。従来から良く用いられている周波数特性表の特定の周波数帯域（チャンネル）を取り出し、入力音圧に応じた出力音圧を示すことで、その周波数の増幅特性を表わしている。補聴器に入力された音は決められたチャンネルに分割され、それぞれのチャンネルごとのIO特性に従っ

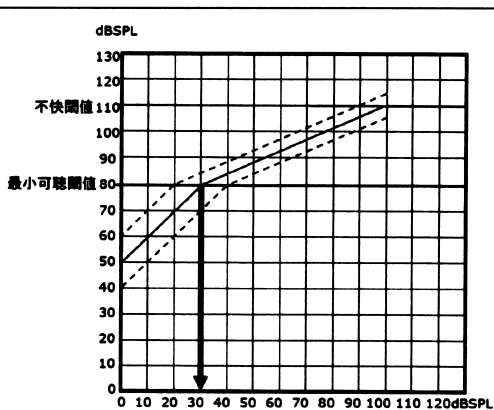


図3 入出力特性表

横軸が補聴器への入力音圧、縦軸が補聴器からの出力音圧

実線はKPが30dBでそこからCR2.3の圧縮をかけている増幅特性であると読み取れる。

入力30dB SPLに対して、50dBのゲインを確保している。従って80dB SPLの難聴であると、装用閾値は30dB SPLになることがわかる。

最小可聴閾値と不快閾値の幅＝ダイナミックレンジ全体に圧縮（コンプレッション）をかけるので、「ダイナミックレンジコンプレッション」と呼ぶ

て増幅され、最後に各チャンネルで処理された音が統合されてレシーバに出力される。このデジタル補聴器の増幅回路の構成をまずは理解し、補聴器調整に活かしていくことが求められる。

例えば、アナログ補聴器時代に、より弱い音を聞こうとしようとするときにはボリュームをあげていたが、KPをより小さい音圧に設定することによって、小さな入力音に対するゲインをあげることができ、アナログ補聴器時代に、強い音がやかましいというときには出力制限をかけていたが、デジタル補聴器では、CRの値を大きく設定し、圧縮をより深く掛けることで解決をすることができる。また、KP以下の入力音については、圧縮（コンプレッション）ではなく、伸張（エクспанション）することで、低レベルの増幅回路自体が持つノイズを抑えることを実現している。

5. KPを考えると面白い

さて、IO特性表（図3）には、縦軸に仮の最小可聴閾値と不快閾値をプロットしてある。この実線に対し、KPを左に（より弱いレベルに）動かすと、弱い入力音に対するゲインが上がるのがわかる（左点線）。KPを右に（より強いレベルに）動かすと、弱い入力音に対するゲインが下がるのがわかる（右点線）。そして、KPの位置が装用閾値になることがわかる [出力音圧（最小可聴閾値）－ゲイン＝入力音圧（装用閾値）]。また、KP以下ではエクспанション回路を持つ補聴器の場合、KPの位置でその補聴器の最大ゲインがでることを考えておくことも重要である。ノンリニア補聴器の評価の際、音場での装用閾値の結果を見るときには、常に、その装用閾値の音圧で補聴器がドライブされているこ

とを念頭においておく必要がある。

このように、KPの設定は、補聴器装用者の聴取可能な最小のレベルを決定する意味合いがある。

6. KPとCRを踏まえた母子コミュニケーション場面でのフィッティング

では、聴覚障害乳幼児のKPとCRはいかに設定されるべきか。私は以前、1乳児に対し、母子コミュニケーションの場面で、図4に示した補聴器の増幅回路を取り除いたマイクユニット(MU)を装用させ、補聴器のマイクからの音を録音し、分析したことがある。

このことによって、乳児の[自声]と、母親による[他声]がどのように補聴器に入力されているかを物理的に明らかにした(図5)。表1に、従来の研究による平均会話音声スペクトラムと、今回の実験によって得られた平均会話音声スペクトラムを表わした。表から、他声(=相手の声)については、従来の研究による1mの距離を保ったコミュニケーション場面に比べ、乳児と母親の距離が近いために、母親の音声がやや強くなっていることが推察できた。

つまり、成人のコミュニケーション場面に比べて、乳児期の母子コミュニケーション場面においては、母親と乳児との距離が短く、ゆえに補聴器に入力される母親の声は、今まで補聴

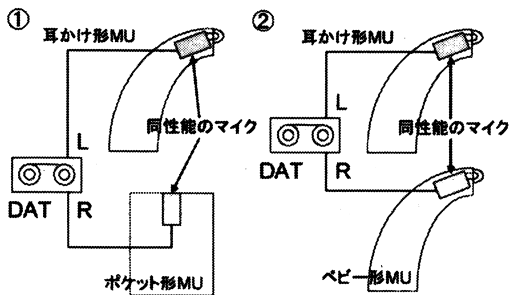


図4 実験に用いたマイクユニット

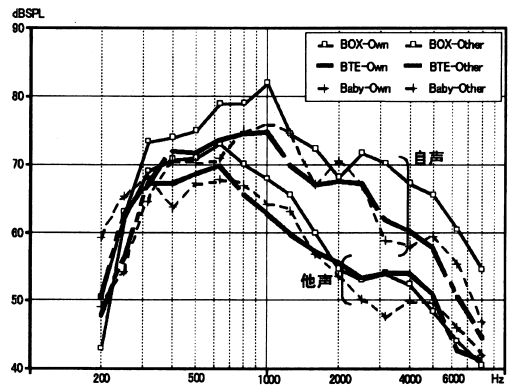


図5 各MUの1/3オクターブ平均音圧レベル

上の3本が3種のMUによる[自声]、下の3本が3種のMUによる[他声]

表1 各種の音声の長時間平均会話音声音圧レベル

周波数 (Hz)	音圧の単位はdB SPL								
	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
Pascoe(1978)	62	60	56	55	57	50	49	46	
Cox(1983)	60	66.5	62	55	57	57	51	49	47
Nakagawa&Ohnuma(1987)	57	58	53		50			44	
ポケット形MU (他声)	62.4	71.0	68.0		54.7			52.5	
耳かけ形MU (他声)	62.9	68.4	62.8		55.5			53.9	
ベビー形MU (他声)	65.4	67.3	64.2		53.6			49.9	

器フィッティング場面で用いられてきた音声範囲よりも音圧が強いことが示唆された。

乳児に装用させる補聴器では、推定裸耳聴力の数値自体、推定の域を超えない。そのため慎重なゲイン設定が必要になるが、補聴器に入力される母親の音声が、母子間の距離が近いがために音圧が強くなるということは、慎重なゲイン設定が許容される要因であるとも考えた。

一方で、自声は、口元と補聴器との距離が近いことから、母親の音声スペクトラムより、10dB程度強いことが明らかになった(図6)。前述の通り、[母親の口元と乳児の耳との距離と、乳児の口元と母親の口元の距離の差による10dBの差]が実験的にも証明されたということになる。この自声と(母親の声である)他声との音圧差(=「自他声差」)を感音

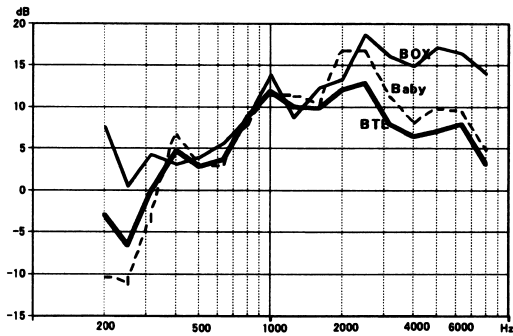


図6 各MUにおける自他声差(自声-他声)

難聴児に大きなラウドネスの差として認知されないようなノンリニア増幅の回路設計が必要となるのではないかと私は考えている。

音声の1/3オクターブ平均音圧レベルと音声幅にはついてはいくつかの研究がなされている。音声の範囲は、通常、平均音圧レベルより18dB弱い音圧から、平均音圧レベルより12dB強い音圧のなかの30dBのダイナミックレンジのなかに収まるとする研究がなされている。これらの研究から、500Hzを例に考察すると、自声については、自声の1/3オクターブ平均音圧レベルが72dB SPLであることから、自声の音声幅は72dB SPLより18dB弱い54dB SPLを下限として、また72dB SPLより12dB強い84dB SPLを上限とする54~84dB SPLのレンジであり、他声については、他声の1/3オクターブ平均音圧レベルが68dB SPLであることから、音声幅は68dB SPLより18dB弱い50dB SPLを下限として、また68dB SPLより12dB強い80dB SPLを上限とする50~80dB SPLのレンジであることがわかる。すなわち、500Hzの場合には、50dB SPLにニーポイントをもち、84dB SPLまでの間は圧縮を掛け、その後は出力制限がかかる入出力特性が推奨されることが示唆された(図7・表2)。

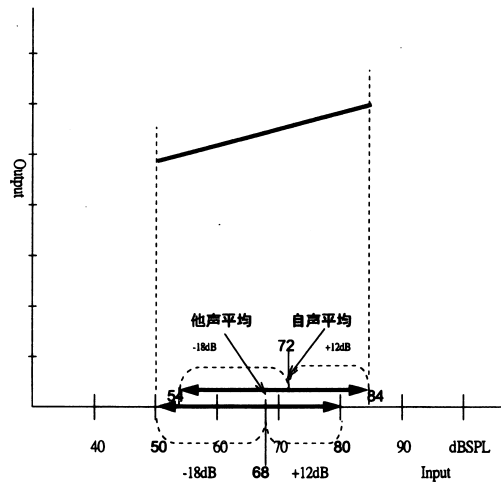


図7 補聴器のニーポイントの設定例(耳かけ形; 500Hzの例)

表2 自他声の音声範囲を考慮した音声範囲
音圧の単位はdB SPL

周波数 (Hz)	250	500	1000	2000	3150	4000	6300
最小音圧	38	50	45	38	36	36	25
他声平均値	63	68	63	56	54	54	43
自声平均値	56	72	75	68	62	60	51
最大音圧	75	84	87	80	74	72	63

7. 個と時に合わせた補聴器装用

例えば、母子コミュニケーションが先行する時期、聴覚障害児において、その補聴器を自分の声と母親の声の聴取さえ(とりあえず)できるようになれば良いとの調整を考えても良いと思っている。重度難聴の場合には、喃語期は、自声フィードバック、つまり、「自分の声が聞こえること」が達成できれば(とりあえず)良いのかも知れない。このように、乳幼児の補聴を考えるときには、どのような音声入力への補償が求められるのかを個と時を考えた柔軟な設定があって良いとは思っている。

8. まとめ

特に重度～最重度の子どもさんにとっては、話し相手の音声を聞き取るための補聴器ではなく、自分の声をフィードバックして自声を聞くことが重要視されるべきと考えている。なぜなら、記憶すべきことを、声を出して読むことによる発声の運動機能または筋肉運動感覚と、その自声を聞くことによる聴覚刺激といった様々な脳内の運動と刺激の連合が、何かを覚えるといったときには有用である（例えば、九九の表や百人一首を覚えるときに、声を出して読みながら覚えようとする、覚えやすくなる）との知見から、補聴器を「他人とのコミュニケーションのための器具」ではなく、自分のための器具であるとの認め直し、例えば、記憶を促進させるためのツール、または生活環境音の把握、さらにカラオケなど発声によるストレス解消運動を支援するための器具として、捉え直しがあっても良いと思っている。

相手の声を聴くための補聴器。それだけでは補聴器の価値は低い。最重度の難聴者は、手話という聴覚よりもっと有用なツールを持っている。それを最大限使用すればよい。しかし、多くの最重度と呼ばれる難聴者が補聴器

を使用している。それはなぜか。私は自声の聴取をするために装着していると考えている。80dB SPLの音圧を示す自声は聞こえる聴覚障害者が多いと思う。聞こえるから補聴器の装着を続けているはずだとは考え過ぎであろうか。

私たちは今まで60dB SPLの入力音に対する周波数レスポンスを考えてきすぎた。じつは自声に相当する80dB SPLに対するゲインを考え、「自分の声だけでも聞こえればいい」的補聴器の設定もあって良い。

さらに80dB SPL入力の音が聞こえるのであれば、それをどう圧縮回路で、聞こえるという幅を拡げていくか。KPを下げて、CRを小さくしているフィッティング、そんな「この子のためのフィッティング」がどこの聾学校でもできるような体制作りを希求したい。

中瀬浩一（2009）聴覚障害乳幼児教育相談の最近15年間の変化，ろう教育科学，51(3)，103-111.

立入哉・青木弘依（2008）乳児に適用される補聴器の形の選択と入出力特性の設定について，Audiology Japan，51(3)，235-240.

