

2cc カプラ内音圧レベルへの閾値変換による
聴覚障害乳幼児の補聴器特性検証法の開発に関する研究

筑波大学審査学位論文（博士）

2015

富澤晃文

筑波大学大学院 人間総合科学研究科

目次

第 I 部 乳幼児への補聴に関する研究の動向と本研究の目的

第 1 章 乳幼児への補聴に関する研究の動向と本研究の目的

第 1 節 乳幼児難聴の発見と補聴	2
第 2 節 乳幼児の純音聴力測定法	10
第 3 節 補聴器適合の原理と手順	21
第 4 節 本研究の目的と論文の構成	40
第 5 節 用語の定義	44
第 6 節 倫理的配慮	48

第 II 部 視覚強化聴力検査 (VRA) による聴覚障害乳幼児の 純音聴力閾値測定に関する研究

第 2 章 インサートイヤホンの基準等価閾値音圧レベルへの較正法の構築

第 1 節 目的	50
第 2 節 方法	50
第 3 節 結果	55
第 4 節 考察	61

第 3 章 聴覚障害乳幼児に対するインサートイヤホン装着下の VRA における 測定可能率の検討

第 1 節 目的	67
----------	----

第2節 方法	67
第3節 結果	73
第4節 考察	77
第4章 聴覚障害乳児のVRAにおける測定可能率と聴力要因の検討		
第1節 目的	83
第2節 方法	84
第3節 結果	85
第4節 考察	88
第5章 聴覚障害乳児のVRAにおける条件付け形成の月齢要因の検討		
第1節 目的	93
第2節 方法	94
第3節 結果	96
第4節 考察	100
第6章 VRAによる聴覚障害乳児の骨導聴力推定法の検討		
第1節 目的	104
第2節 方法	105
第3節 結果	107
第4節 考察	111

第Ⅲ部 2cc SPL フィッティングによる聴覚障害乳幼児の
補聴器特性評価法に関する研究

第7章 補聴器装用乳幼児の外耳道容積と RECD 測定 of 検討	
第1節 目的	115
第2節 方法	116
第3節 結果	118
第4節 考察	120
第8章 インサートイヤホンによる SPL フィッティングのためのデシベル換算 原理の検証	
第1節 目的	123
第2節 方法	124
第3節 結果	126
第4節 考察	132
第9章 聴覚障害乳幼児におけるノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性評価法 の検討	
第1節 目的	136
第2節 方法	137
第3節 結果	139
第4節 考察	143

第IV部 0歳児への2cc SPL フィッティングの適用と
きこえの発達に関する研究

第10章 0歳児への2cc SPL フィッティングの適用に関する臨床的検討	
第1節 目的	148
第2節 方法	149
第3節 結果	151
第4節 考察	158

第11章 EASD 質問紙による補聴器装用乳幼児のきこえの発達評価	
第1節 目的	164
第2節 方法	165
第3節 結果	169
第4節 考察	171

第V部 研究概要と総合考察

第12章 研究概要と総合考察	
第1節 研究概要	176
第2節 総合考察	182
第3節 本研究の結論	188
第4節 本研究の提言と課題	190

引用文献	194
参考論文	212
図表一覧	213
謝辞	217

第 I 部 乳幼児への補聴に関する研究の動向と本研究の目的

第1章 乳幼児への補聴に関する研究の動向と本研究の目的

本研究は、聴覚障害乳幼児に対して、妥当性の高い補聴器適合を施す方法の開発を主題とする。特に、乳幼児の聴覚閾値と実耳特性に対応し、かつ補聴器による閾値上の増幅特性を評価しうる方法の適用と意義について、基礎データを収集しながら早期の聴能発達へ及ぼす効果を含めて実証的に明らかにする。

本章では、国内外の先行報告を概観してわが国の早期補聴をめぐる現状の問題を整理し、研究の目的を明示する。第1節では、わが国の難聴の早期発見と補聴をめぐる現状を述べ、乳幼児の補聴器フィッティングに関する基本的な問題提起を行う。第2節では、乳幼児の純音聴力測定法に関して、第3節では、乳幼児の実耳特性に対応した補聴器適合のためのフィッティング手順に関して各論を述べ、検討すべき課題を示す。第4節では、研究的課題に対して本研究の目的を明示することとする。

第1節 乳幼児難聴の発見と補聴

1. 難聴の早期発見と聴覚ハビリテーション

子どもの教育において五感を育てることほど基本的なことはなく、聴覚はその最も重要な感覚の1つである（鳥越，1997）。オーディオロジー（Audiology：聴覚学、聴覚補償学）は20世紀後半の発展の中で、成人の聴覚リハビリテーションのみならず、3歳未満の聴覚障害児への早期からの聴覚ハビリテーションにも深く関与するようになった。近年、わが国においても手話言語を尊重する教育的立場がみられるが、殊に1990年代半ば以降の聴覚医学、デジタル補聴器・人工内耳といった聴覚補償テクノロジーの進歩は著しく、乳幼児期から耳への音入力を確保することは、聴覚・音声言語をベースとした教育の可能性を高め、さらには人格形成と社会参加を促すための重要な土台として認識されるに至っている。

近年、聴覚医学の発展により新生児スクリーニングへの他覚的聴覚検査の導入が可能となり、その普及は聴覚障害児の早期ハビリテーションに対して変革とも言うべき大きなインパクトを与えることとなった。先天性両側難聴の発生率は、疫学的には1000人あたり1～2人といわれ、すでに新生児マススクリーニングが行われている他の先天性代謝疾患に比べても高い発生率を示す（多田，2000）。現在、日本を含めた先進諸国では、自動化された聴性脳幹反応（AABR：automated auditory brainstem response）・

耳音響放射（OAE：otoacoustic emissions）を利用した新生児聴覚スクリーニング検査がすでに取り入れられている。スクリーニング導入前は多くの乳幼児が1～2歳以降に難聴を発見されていたのに対し、導入後の現在、先天性難聴の診断年齢は、聴力レベルの程度を問わず0歳代にまで急速に低年齢化することとなった。

聴覚医学的諸検査によって両側難聴が診断された後には、補聴器などの聴覚補償テクノロジーを活用した聴覚ハビリテーションを開始できる。米国は、スクリーニングと早期介入の法制化を先進的に進めてきた。同国の JCIH（Joint Committee on Infant Hearing）のガイドライン（JCIH, 2000；2007）は、各州での EHDI（Early Hearing Detection and Intervention：早期発見と介入）のシステム構築を目指し、保護者によるコミュニケーション方法の選択の権利を重要な前提とした上で（Centers for Disease Control and Prevention, 2010）、生後1ヵ月までに新生児聴覚スクリーニングを実施し、3ヵ月までに難聴診断を行い、6ヵ月までに補聴器装用下でハビリテーションを開始する、いわゆる「1-3-6ルール」の指針を示している。米国の早期介入の先駆的実践を行ってきたコロラド州では、Yoshinaga-Itano, Sedey, Coulter and Mehl(1998)がミネソタ式乳幼児発達質問紙（Minnesota Child Development Inventory）を用い、6ヵ月前に難聴を発見された群の方がそれ以降に発見された群に比べて言語面の発達指数が有意に高かったこと、また13ヵ月以降から幼児期において正常発達の下限内に発達指数が保持され続けたことを報告した（Yoshinaga-Itano, 2000）。これらの報告は、この当時、米国の各州で法制化され始めていた新生児聴覚スクリーニングの意義を明確化することとなった（大沼, 2000）。

米国では2006年に、全州で受検率95%以上の全新生児聴覚スクリーニング（UNHS：Universal Newborn Hearing Screening）に至った（White, 2008）。また、乳幼児・幼児の補聴にオーディオロジスト（Audiologist）が適切に対応できるよう、専門家による作業班やASHA（American Speech-Language-Hearing Association）、AAA（American Academy of Audiology）のオーディオロジーに関連する学術団体が聴覚検査や補聴器適合手順に関するガイドラインを作成し、その後も新たな手法・技術・課題に応じるための改訂作業を重ねてきた（the pediatric working group conference on amplification for young children with auditory deficits, 1996；AAA, 2003；ASHA, 2004；AAA, 2013）。このように米国では各州で聴覚スクリーニング、診断、早期介入の対応が円滑になされるよう、学術団体によるガイドライン作成も含め

て組織的な取り組みがなされてきた。

2. 日本における新生児聴覚スクリーニングの導入と早期補聴の現状

わが国においては 1998 年の厚生省（現厚生労働省）科学研究班の発足をきっかけに（子ども家庭総合研究事業，1999）、新生児聴覚スクリーニング検査が実施されはじめた。その後、国レベルの公的なスクリーニングの制度化へ向けた動きは順調に進んだとは言えず、新生児聴覚検査モデル事業の試みは 2005 年に終了し、引き続き行われた母子保健医療対策等総合事業も 2008 年に対策事業から除外された。新生児聴覚スクリーニングの実施率に関する日本産婦人科医会による全国調査は、分娩取扱施設のうち新生児聴覚スクリーニングを実施している施設の割合について、2002 年時点では 32%、2006 年時点では 60%、2014 年時点（有効回答数 1744 施設，回収率 66.1%）では 88%と報告した（日本産婦人科医会，2014）。数値上、実施施設数の割合は確かに上昇してきた。しかし、日本では公的な全新生児聴覚スクリーニング、すなわち公費負担で全例を対象に実施するスクリーニングが一般的に行われているわけではなく、スクリーニング検査にかかる費用が自己負担で任意受検の場合も多い。2014 年の同調査報告では、出生児全例実施の分娩取扱施設は半数に満たない（44%）というデータも示されており、実際の新生児聴覚スクリーニング検査の受検児数の割合は、88%よりも低い数値（同調査報告による推定では全国出生数のおよそ 62%）と見込まれるという。同調査報告は、スクリーニング検査に対して公費補助がなされない状況は、適切な介入の遅れのみならず、自治体間の地域格差を生じさせると問題を指摘している。

1990 年代半ば以降、米国や EU 諸国では新生児聴覚スクリーニングの組織的導入・法制化が図られてきたが、上述のような経緯で広まった日本の新生児聴覚スクリーニング検査は、一方で、難聴発見年齢の二分化、地域格差、小児耳鼻科医・オーディオロジストの人材育成および教育・療育体制の未整備という、わが国の社会的問題を浮き彫りにすることとなった（加我，2005a；2012；加我・新正・関口・内山・坂田，2013）。しかし加我らの指摘するこの複雑な問題を孕みながらも、新生児聴覚スクリーニングの普及は、結果的に 0 歳児の難聴診断と補聴ハビリテーションの開始を急速に本格化させる強力な導因となったことは確かである。日本耳鼻咽喉科学会の福祉医療・乳幼児委員会（2010）による精査機関 175 施設を対象とした調査では、2008 年の紹介児総数は 3309 名であり、前回の 2006 年度調査（2745 名）よりも増したことが報告されている。

岡田・姫野・新井・小室・阿瀬・高橋（2010）は、1979～2008年の30年間における自施設で診断した6歳未満の393例を対象として補聴器装用開始年齢を分析し、地域内の新生児聴覚スクリーニング検査の導入期（2003年）以降、高度・重度難聴のみならず、軽度・中等度難聴も0歳代から補聴が開始されるようになった顕著な変化を報告している。

とはいえ、0歳からの早期の補聴器装用に際して、補聴器のフィッティングが適切になされなければ、せつかくの早期発見も徒労となってしまふ。この急激な乳幼児への補聴と療育・教育の早期化に関して、廣田（2013）は、わが国で1歳未満からの療育・教育を担当する人材配置が遅れていること、また乳幼児期固有の補聴器調整や補聴指導には困難さを伴い、早期適合が円滑に進まない状況が少なくないことから担当者の専門的対応の在り方が問われていることを指摘している。中市・廣田・綿貫・成沢（2014）は、全国の乳幼児の補聴担当者への調査（有効回答施設163施設、有効回答の回収率51.3%）を行い、乳幼児における補聴器の装用および機能設定の状況を報告している。この調査では補聴担当者による「改善や開発に関する要望」の意識調査（全15項目）も実施されているが、要望項目の最上位は「早期難聴診断や補聴・支援に関する社会的啓発」であったのに対し、最下位は「乳幼児に適した補聴器適合法の導入」であった。日本では0歳からの補聴手順が確立されていないにも関わらず、多くの補聴担当者が「乳幼児に適した補聴器適合法の導入」という基本的事項を最下位と回答した理由について中市ら（2014）は考察を行っていないが、米国のような高い専門性と学位を要するオーディオロジストに及ぶ人材育成制度もなく、乳幼児への早期介入の法制化や療育・教育体制も未整備であるわが国において、多くの現場担当者が乳幼児に対する補聴器適合上の問題に気付かずに、改善のための具体的手立てへ高い関心を向けようもない問題の深刻さの一端が表れていると考えられる。

新生児聴覚スクリーニングの普及に伴う0歳からの早期補聴の本格化は、難聴発見年齢が主に1～2歳代であったスクリーニング導入前に比べて、乳幼児期の補聴器装用期間が長くなることを意味する。乳幼児期の補聴器適合の適否は、早期からの聴覚ハビリテーションの効果を左右する主要因の1つであることは間違いないことである。廣田（1996）は、乳幼児期に補聴器の不適合が見過ごされたまま漫然と装用が続けられ、幼児期以降に言語発達が伸びなかった原因が補聴器不適合にあったことに気付かれる危険性があることを指摘している。また近年では、人工内耳の適応判断・手術が1歳代

になされる場合も増えており（日本耳鼻咽喉科学会 福祉医療・乳幼児委員会，2010；2014）、術前の適切な補聴と装用効果の評価・判断が求められる。これらを考えると、早期の補聴器フィッティングに関わる事柄は、聴覚ハビリテーションにおいて提供される諸支援の中でもプライオリティ（優先度）が高く、速やかに適切な補聴に至らせることが望まれる。補聴器適合においては、個々の聴覚の感覚特性に、補聴器の電気音響的特性を合わせるためのフィッティング手順が必要となる。自覚的応答を得られない乳幼児に対する補聴は、高度な専門性と技術的習熟を要するもので決して容易なこととはいえない。乳幼児に対する妥当性のある補聴器適合法の開発と導入は挑戦的課題ではあるが、わが国の早期の聴覚ハビリテーションにおいて早急に解決されるべき最重要課題の1つと位置づけられる。

3. 乳幼児の補聴器フィッティングにおける固有の問題

ここで、乳幼児の補聴器フィッティングにおける固有の問題を整理しておく。初期の補聴器装用においては、わが子の障害に直面した両親への心理・情緒面へ配慮した対応もさることながら（Lutterman, 2004）、装用に関わる事柄として、補聴器の形状選択、装用位置、耳から外れやすい、ハウリング（音響フィードバック）、子ども自身が補聴器を耳から外して口に入れてしまうといった行動など、諸々の装用に関わる固有の問題があり、中市ら（2014）、清水・立入（2006）はこれらの装用自体に関わる状況についてまとめている。一方でこれらの装用上の問題とは別に、乳幼児の聴覚特性に応じて補聴器の電気音響的特性を設定するためのフィッティング手順に関わる問題も考慮すべきである。このフィッティングに関わる固有の問題を、カナダのウエスタンオンタリオ大学の Seewald（1995）の論考に補足を加えて、以下の4点に整理しておく。

(1) 第1の問題は、乳幼児は成人とは異なり、自分で補聴器からの音の良し悪しを自覚的に訴えることはなく、補聴器の音量やプログラム等の設定も乳幼児自身がコントロールできないという点である。その結果として、乳幼児は専門家によって固定された設定（あるいはデジタル補聴器の自動環境認識モード）で補聴器を使用するしかないことになる。このため乳幼児に対しては、成人の場合に比べてより精緻な増幅特性の設定が求められる。特に、補聴器により与えられる増幅（リニア増幅、ノンリニア増幅を問わず）が個々の耳に対して会話音声の可聴性を適切に確保させているか、検証する手順

を組み入れることが重要となる。また、乳幼児の耳に補聴器を装着した際に生じる固有の音響的変数があるならば、これを明らかにした上でフィッティング手順に組み入れ、増幅上、起きうるミスを回避することは重要と考えられる。

(2) 第2の問題は、乳幼児は単に外界の音・他者の音声を聴取するというよりは、音声言語および音声交信によるコミュニケーション様式そのものを獲得するために補聴器を使用するという、教育デバイスとしての考え方が求められる点である。乳幼児の補聴器には、養育者・関わり手の発する会話音声を快適かつ明瞭に聴取する役割に加え、自声を聴取する役割が期待される。また、乳幼児-養育者間の相互音声コミュニケーションによる交信様式の獲得に関しては、身体・運動・情動・認知面の全体的発達その他、生活・行動様式、話者との距離、生活環境の音声対雑音のレベルなど発達状況の変化も含めて、補聴器装用による乳幼児の聴性行動・音声行動の発達的变化を詳細に把握しながら対応を行うことが求められる。

(3) 第3の問題は、乳幼児の補聴は、聴力や聴覚的心理特性についてのアセスメント情報が限られた中で行わざるを得ないという点である。多くの補聴の専門家は、補聴器の増幅特性処方のために純音オーディオグラム（気導・骨導）を必要とする。仮に他覚的検査による反応閾値の検査結果があったとしても、行動観察的手順に基づく各耳の周波数別の聴力データを得る手法がなく、耳科学的諸検査とのクロスチェックを欠く状況は、補聴器の特性処方を誤る重大な原因となりうる。実際、乳幼児から得られる閾値情報は限られており、閾値上の聴覚心理特性（快適レベル、不快レベル、ラウドネス特性など）も測定できず、不詳である。また乳幼児の気導聴力測定においては、成人と同じ耳載せ形受話器を使用できない。日本では乳幼児聴力検査法として COR（conditioned orientation response audiometry：条件詮索反応聴力検査）が広く使用されてきたが（進藤, 2000 など）、この検査法は音場検査用スピーカをトランスデューサに使用する。成人と異なる聴力検査用トランスデューサを用いれば音響的伝達特性も変わるため、成人の補聴器特性処方方式をそのまま参照できないという問題も生じる。また骨導聴力が測定されない状況は、得られたオーディオグラムから伝音／感音系の障害部位の鑑別がなされないままに、補聴器特性処方が行われるという問題を招く。

(4) 第4の問題は、乳幼児における外耳道の音響的特性に関わることである。乳幼児の外耳道長は短いため、外耳道の共鳴周波数が成人よりも高くなる。先行研究 (Kruger, 1987) によれば、成人では 3000Hz 付近であるのに対し、新生児では 6000Hz 付近に

基音の周波数があるという。またイヤモールド装着下の外耳道容積が成人よりも小さくなるため、鼓膜面の音圧レベルは成人よりも高周波数で増す特性を示す (Moodie, Sinclair, Fisk & Seewald, 2000 ; Bagatto, Scollie, Seewald, Moodie & Hoover, 2002 ; Bagatto, Seewald, Scollie & Tharpe, 2006 など)。このイヤモールド装着下の実耳特性は、第3節で後述するように RECD (real-ear-to-coupler difference : 実耳-カプラ差) と関連づけて論じられてきた。乳幼児の補聴器特性処方においては、これらの乳幼児固有の実耳特性に関する音響的変数を算入する必要がある、成人と同一の処方方式を参照することができない。

なお、(1) に関して補足すべき事柄を追加する。Seewald (1995) によって4つの問題が指摘された後、ノンリニア増幅を採用したデジタル補聴器が一般的に使用されるようになった (Dillon, 1999; Dillon, 2000; Byrne, Dillon, Ching, Kattsch & Keiser, 2001 ; Venema, 2006)。ノンリニア補聴器は感音難聴のラウドネス特性へ対応するために非線形による圧縮増幅を行う点が、1990年代まで主流であった従来のリニア補聴器と異なる。このノンリニア補聴器に関わる事柄として、補聴器装用下の閾値測定による評価法の問題がある。音場検査用スピーカによる補聴器装用下の閾値測定の結果は、圧縮増幅によるニーポイント (圧縮開始点) の影響を受けており、さらに非線形増幅と閾値上レベルの対応関係を把握することができないため、原理的にノンリニア補聴器の利得の検証法として用いる上での妥当性に関して疑問が指摘されている (Kuk & Ludvigsen, 2003)。したがって、ノンリニア補聴器に対しては閾値上の圧縮増幅特性を把握しうる評価法の導入が必要と考えられる。

以上の4点を参照しながら、わが国における乳幼児の補聴器フィッティングの現状の問題を整理する。第2～3節でも後述するように、わが国の基本的手順はCORによる反応閾値 (音場検査用スピーカによる両耳下での裸耳の反応閾値、補聴器装用下の閾値による) に行動観察を加える方法に依存している (廣田, 1996 ; 福田, 2005 など)。この方法においては左右耳別の聴覚閾値データ (気導聴力) は不詳のままであり、骨導聴力は考慮されず、実耳特性に関わる音響的変数および閾値上の増幅特性も把握されない。またCORが用いる音場検査用スピーカによる測定法は誤差が生じやすく、成人例の場合においても測定上の信頼性が不十分なことが指摘されている。先行報告では (Humes & Kirn, 1990)、test-retestによるレベル差の標準偏差は1000Hz以上の周

波数で ± 5 dB を超えており、乳幼児においてはさらに誤差が増すと予測される。すなわち、わが国で用いられる現状の方法には、設定した補聴器の閾値上の増幅特性が妥当であるか否かを検証するための測定上の精度を欠くという決定的問題があり、その結果、補聴器の微細な再調整のための具体的数値目標（たとえば、どの周波数帯の利得や圧縮比をどの程度上げる／下げるなど）の指針が明確に得られず、適切な補聴を施す上での問題が大きいことを指摘できる。

0歳からの早期補聴が急速に本格化しながらも、補聴器増幅特性の適否の検証に関して妥当性が明らかでないフィッティング手順を用いたままの状況は改善が求められる。したがって、上記の4つの問題提起を起点に具体的な改善策を課題化し、補聴器適合手順に反映させるための研究が必要と考えられる。特に（2）の発達の観点からの対応、（3）の妥当性の高い純音聴力測定法、（4）の外耳道内音響特性を体系的に組み入れた補聴器フィッティング手順を構築することは、（1）に述べた適切なりニア／ノンリニア増幅を乳幼児に提供するという目的を達する上で重要と思われる。

第2節 乳幼児の純音聴力測定法

本節では行動観察による乳幼児聴力検査法について述べ、研究上の課題を示す。

1. 乳幼児に使用される聴覚診断のための検査バッテリー

一般に補聴器特性処方の際には、各耳における周波数別のオージオグラムが必要となる。乳幼児の聴力測定に関して、他覚的な聴覚医学的検査としては ABR (auditory brainstem response : 聴性脳幹反応) や ASSR (auditory steady-state response : 聴性定常反応) による誘発反応を用いた測定法が利用されるが、得られた検査結果の信頼性を確かめた上で補聴器適合を施すためには、他覚的検査と行動観察的聴力検査による諸結果間のクロスチェックが推奨される (Gravel, 2000 ; ASHA, 2004 ; AAA, 2003 ; 2013)。表 1-1 に、乳幼児に使用される聴覚診断のための検査バッテリーを示した (Gravel, 2000)。

これまでわが国では、3歳未満児に対する行動観察による気導聴力検査法として COR が他覚的検査である ABR と組み合わせられて広く利用されてきた (進藤, 2000 ; 安達, 2012 など)。一方で欧米では、行動観察による聴力測定法に関して、COR に代わって VRA (visual reinforcement audiometry : 視覚強化聴力検査) とよばれる改良法が用いられ、さらにインサートイヤホン (insert earphones : 挿入形イヤホン) という聴力検査用小型イヤホンも組み合わせて利用されている (Gravel, 2000 ; Nozza, 2001 など)。COR では音場検査用スピーカを使用するために左右耳別の純音聴力を測定することができない欠点があるが、インサートイヤホンと VRA を組み合わせて乳幼児聴力検査に利用すると、乳幼児期から左右耳別の気導オージオグラムを測定できるという利点がある。インサートイヤホンと VRA を用いる欧米の手法はわが国の手法に比べて得られる閾値情報の質が高く、正確度も高い状況といえる。

わが国では COR が主流として用いられてきたが、日本の乳幼児聴力検査へのインサートイヤホンを使用した VRA の導入は、筆者らの報告がきっかけとなった (富澤・加藤・宮川・木下・中川, 1999 ; 富澤・加藤, 2003 ; 富澤, 2004)。現在では VRA、インサートイヤホン (挿入形イヤホン) の名称は日本聴覚医学会の用語集 (2013) にも記載されているものの、その具体的内容・使用手順の詳細までは述べられておらず、広く普及するまでには至っていない。そこで、まず VRA、インサートイヤホンの特徴を次項以降で述べることにする。

表 1-1 乳幼児に使用される聴覚診断のための検査バッテリー

月齢 1～4 ヶ月	月齢 5～24 ヶ月
養育者による気づき・観察	養育者による気づき・観察
OAE (otoacoustic emissions test : 耳音響放射検査)	OAE
インピーダンス・オージオメトリー (高周波数ティンパノメトリーと音響性耳小骨筋反射検査〔660Hz〕)	インピーダンス・オージオメトリー (ティンパノメトリーと音響性耳小骨筋反射検査〔226Hz〕)
ABR (auditory brainstem response audiometry : 聴性脳幹反応聴力検査) ASSR (auditory steady-state response audiometry : 聴性定常反応聴力検査)	ABR ASSR
BOA (behavioral observation audiometry : 聴性行動反応聴力検査)	VRA (visual reinforcement audiometry : 視覚強化聴力検査)

Gravel (2000) を元に一部を改変して示した。ASSRについて、原文には「周波数特異性のある聴性脳幹反応 (frequency-specific ABR)」と記載されていたが、ASSRの検査法が開発中であった時代的背景を考慮して、本表ではASSRと記した。

なお難聴の鑑別に関して、ASHA (2004) による「0～5歳児の聴覚検査ガイドライン」では、気導聴力に異常があった場合は、必要に応じて骨導聴力の推定を行うよう記している。さらに近年では、CT、MRIによる画像診断 (内藤, 1997)、難聴遺伝子検査 (宇佐美, 2011)、先天性サイトメガロウイルス感染に関する医学的検査 (小川, 2009; 坂田・富澤・大石, 2009) も、難聴原因検索・病態鑑別に有用な情報を提供する方法として重視されることも付記する。

2. VRA (visual reinforcement audiometry : 視覚強化聴力検査) の特徴

VRA は、COR を原法として改良を加えられた検査法である。COR は、1960 年に信州大学医学部耳鼻咽喉科学教室の鈴木が、日本耳鼻咽喉科学会の宿題報告として報告した世界初の 3 歳未満児のための気導純音聴力検査法であった (鈴木, 1960 ; 荻場, 1961 ; 武居, 1962 ; 鈴木, 1999)。COR は、対象児の左右にスピーカ音源と視覚報酬を配置して、音刺激に対する視覚報酬への振り向き反応を行動指標に、周波数別の定量的な純音聴力測定を行う。被検児の音刺激に対する振り向き反応を、視覚報酬によって強化する条件付けが利用される。乳幼児は成人用の耳載せ形気導受話器の装着が困難であるため、音場検査用スピーカを使用する。このため、両耳下の (左右耳別の聴力レベルにこだわらずに) 反応閾値を測定するのが同検査法の基本手順となっている。

COR 開発が報告された後、スウェーデンの Liden and Kankkunen (1969) は乳幼児・幼児聴力検査のための総合型オージオメータ (visual reinforcement audiometer) を独自に作製し、その報告において visual reinforcement audiometry という用語が初めて使われた。また 1970~80 年代にかけて、COR を元にした条件詮索反応による乳幼児聴力測定に関する一連の研究が米国のワシントン大学でなされた (Moore, Thompson & Thompson, 1975 ; Moore, Wilson & Thompson, 1977, Primus & Thompson, 1985 など)。これらの研究では、視覚報酬を一方向のみに設置する改良法が採用されており、この検査法が VRA という名称で定着していった。

COR と VRA を比較すると (表 1-2)、VRA では、被検児が検査音を聴取したときに振り向く方向が一方向のみに限られている点に特徴がある。COR が被検児に対して検査音の検知と同時に音源の方向定位という 2 つのタスクを求めるのに対し、VRA では音源の方向定位が省かれ、求めるタスクは 1 つのみとなる。つまり、VRA は被検児に音の検知のみを求める点でシンプルな手法といえる。この利点として、聴力に左右差がある聴覚障害乳幼児の場合に、正反応を導きやすくなることが挙げられる。さらに音源の方向定位を省かれたために、音源の設置位置が制限されないこと、使用できる検査用トランスデューサ (変換器) が限定されないことも利点である。表 1-2 のようにインサートイヤホンを使用すれば左右耳別の気導聴力測定が可能となり、骨導端子を使用すれば骨導聴力推定が可能となる (ASHA, 2004 ; British Society of Audiology, 2014)。このように VRA は、聴覚障害乳幼児を対象とした純音聴力測定法としてより適した手法と考えられる。

表 1-2 CORとVRAの比較

	COR : conditioned orientation response audiometry (条件詮索反応聴力検査)	VRA : visual reinforcement audiometry (視覚強化聴力検査)
音源の設置	左右の2方向 (視覚報酬と同方向)	視覚報酬と無関係でよい
視覚報酬の設置	左右の2方向 (音源と同方向)	1方向
トランスデューサ	スピーカのみ	スピーカ、インサートイヤホン、骨導端子
条件付けのタスク	条件付けは2方向。被検児は、左右のいずれかの検査音が聞こえた方向の視覚報酬の方へ振り向く。つまりタスク上、被検児に検査音の検知と音源方向定位の2つを求めることになる。	条件付けは1方向のみ。すなわち、被検児は検査音が聞こえたとき、一方向に設置された視覚報酬の方へ振り向く。つまりタスク上は、被検児に検査音の検知は求めるが、音源方向定位は求めている。
開発およびその後の経緯	鈴木・荻場らが視覚報酬とスピーカを内蔵したオーディオメータを作製し、3歳未満児への適用成果を1960年に報告した。当初はCOR-test (conditioned orientation reflex audiometry : 条件詮索反射聴力検査) という名称であった。現在はreflex (反射) という用語は、response (反応) に置き換えられている。	Liden and Kankkunen (1969) はCORを含めた幼児聴力検査用の総合オーディオメータを作製し、これをvisual reinforcement audiometerと名付けた。1970年代にMoore, Thompson et al.はCORを元にした一方向のみの条件付け手順を報告し、この手法がVRA (visual reinforcement audiometry) という用語で定着していった。

本表は、筆者のまとめによる。

VRA と COR は音刺激に対する条件詮索反応を利用する点で共通しているため、両者を厳密に区別しない立場もあるが (Northern & Downs, 2002)、Gravel (2000) は VRA が振り向き反応の定位が 90°一方向であること、トランスデューサを音場検査用スピーカのみ限定しないことを利点として強調し、両者を明確に区別すべきことを指摘している。

3. VRA の条件付け形成、測定可能率、反応閾値

VRA の条件付け形成に関連して、0 歳代の健聴乳幼児を対象にした聴性行動反応を月齢段階ごとに調べた先行報告として、Moore et al. (1975)、Moore et al. (1977)、Muir, Clifton and Clarkson (1989) などがある。これらの報告を BOA から VRA の条件付け形成への移行という観点から見直すと、新生児反射の消失後、月齢 3 ヶ月以降から音への詮索反応が増し始め、月齢 5 ヶ月で VRA の条件付け形成が始まるとまとめられる。この月齢以降の VRA の条件付けによる音への振り向き反応の生起回数は、月齢 4～11 ヶ月にかけて増加し、さらに条件付けを加えた場合、11 ヶ月時点での生起回数は 25 回 (平均) を超えると報告されている (Moore et al., 1977)。

VRA の測定可能率に関して、Gravel (2001) は、健聴乳幼児を対象とした 3 つの VRA の報告 (Widen, 1990; Gravel & Wallace, 2000; Widen, Folsom, Cone-Wesson, Carty, Dunnell, Koebell, Levi, Mancl, Ohlrich, Trouba, Gorga, Sininger, Vohr & Norton, 2000) を文献的にレビューし、VRA の測定可能率は月齢 7～8 ヶ月以降では 85% を超え、月齢 8～14 ヶ月の間では 95～96% に達すると述べた。このように、1 歳前後の健聴乳幼児における VRA 測定可能率は、いずれも高い数値が報告されている。

では、VRA によってどの程度、信頼性の高い反応閾値が得られるのだろうか。健聴乳幼児を対象にしたいくつかの報告 (Nozza, 2001; Parry, Hacking, Bamford & Day, 2003) は、VRA の反応閾値は生後 6 ヶ月前後になると発達に伴って下降し始め、月齢 8 ヶ月以降では主要周波数の反応閾値の平均値は 20dBHL (オーディオメータのダイヤルレベル) 以内に達することを報告している。表 1-3 に、VRA (インサートイヤホン使用) の先行報告による健聴乳幼児の反応閾値 (平均値と標準偏差) をまとめた。

表 1-3 VRA の先行報告による健聴乳幼児の反応閾値
(インサートイヤホン使用による)

	500Hz	1000Hz	2000Hz	4000Hz
Nozza (1995)	14.1dB			
Nozza & Henson (1999)	17.2dB		6.8dB	
Parry et al. (2003)	16.4dB (5.9dB)	13.3dB (6.1dB)	7.1dB (5.5dB)	6.4dB (6.2dB)

インサートイヤホン装着下のVRAによるMRL (minimum response levels : 反応閾値) の平均値を示す。これらの反応閾値は、オーディオメータのダイヤルレベルを記録したもので、RECD補正による聴力レベルへの換算は行われていない。対象児の検査月齢は、Nozza et al. (1995 ; 1999) では6～11ヵ月、Parry et al. (2003) では8～11ヵ月である。Parry et al. (2003) の括弧内の数値は標準偏差を示す。本表は、英国オーディオロジー学会 (British Society of Audiology) によるVRAのガイドライン (BSA, 2014) の記載を元に一部、修正を加えた。

VRA による反応閾値の継時的変化に関しては、月齢 18 ヶ月頃までには一旦、プラトーに達することを示す報告が多い。Thompson and Weber (1974) の健聴乳幼児計 289 名を対象とした横断的研究によると、反応閾値は月齢 18 ヶ月まで下降するが、それ以降の月齢では横這いとなる結果が報告されている。反応生起回数については、Primus et al. (1985) の報告で、2 歳群 (22～26 ヶ月) の反応生起回数は 1 歳群 (11～13 ヶ月) に比べて微減したことを示している。Gravel (2001) の先行研究レビューにおいても、18～24 ヶ月の月齢では測定可能率は 90% まで低下しており、月齢 18 ヶ月頃を超えると反応閾値測定可能率と測定精度はプラトーに達するか、やや低下する傾向が示されている。

このように健聴乳幼児を対象とした VRA では、一定レベルの信頼性の高い測定が可能であることが示されてきた。その一方、聴覚障害乳幼児を対象に VRA を行う場合に、どの程度の測定可能率であるかなど、実用性については明らかでない点も多い。実際、聴覚障害乳幼児群において条件付け形成の困難例が含まれることは、初期報告の時点から指摘されてきた (荻場, 1961)。福田・問田・福島・片岡・西崎 (2005) も、0 歳

の聴覚障害乳幼児の聴性行動の発達的变化を検討し、重度難聴例の場合には聴力推定が難しくなることを報告している。

このような困難性が指摘されてきたとはいえ、聴覚障害乳幼児への VRA の適用は、補聴器フィッティングの際の基本情報となる閾値データの質と正確度を高めることにつながるため、臨床適用の意義は大きいと予想される。聴覚障害乳幼児を対象とした VRA に関する報告として、Talbot (1987) は聴覚障害乳幼児群を対象にした VRA による聴力追跡の結果から、聴覚障害乳幼児においても VRA による反応閾値が一定の信頼性を持つことを報告しているが、Widen (2011) の海外報告レビューをみても事例的報告あるいは調査的手法による報告にとどまっており (Widen et al., 2000 など)、縦断的視点あるいは補聴器フィッティングの観点から詳細に検討した報告は少ない状況にある。つまり、乳幼児に補聴器適合を施す前提となるオーディオグラムを提供する VRA について、対象児の保有する聴力レベルや検査月齢の要因が測定可能率にどう影響を与えるのかについてはまだ明らかではない。したがって、聴覚障害乳幼児を対象とした VRA の測定可能率について、保有する聴力および条件付け形成月齢の要因との関連を含め、その実用性を明らかにすることは重要な課題と考えられる。

4. インサートイヤホンの特徴

インサートイヤホン (insert earphones : 挿入形イヤホン) は、1980 年代に米国の Killion らによって開発された、聴力検査用の気導受話器との互換性を考慮された小型・軽量のトランスデューサである (Killion, 1984 ; Wilber, 2002)。現在、3A と 5A の 2 タイプがあるが (図 1-1)、この規格は国際標準化機構 (International Organization for Standardization) による ISO 389-2 (1994)、米国国家規格協会 (American National Standards Institute) による ANSI S3.6 (1996) で定められている (Jiang, 1998)。

インサートイヤホンの周波数特性については、Killion (1984) が初期型のインサートイヤホン (ER-1, ER-2 earphone) に関する報告で、ツヴィスロッキー・カプラによる特性データを示している。耳載せ形気導受話器とインサートイヤホンの周波数特性の直接的対比は、測定カプラの容積・結合方法が異なるために行うことができないが、気導受話器との基準等価閾値音圧レベルの比較に関するデータは Wilber, Kruger and Killion (1988) の報告に含まれており、その特性差が示されている。Frank and Richards (1991) はインサートイヤホン出力レベルの再現性の評価測定を行い、同一カプラであれば、出力レベルの test-retest による誤差は $\pm 0.2\text{dB}$ 以内の高い再現性が示されたこと、DB-0138 カプラは比較した他の同容積カプラ (2ccHA-2 カプラ) よりも 3000~8000Hz で僅かにレベルが高かったことを報告している。

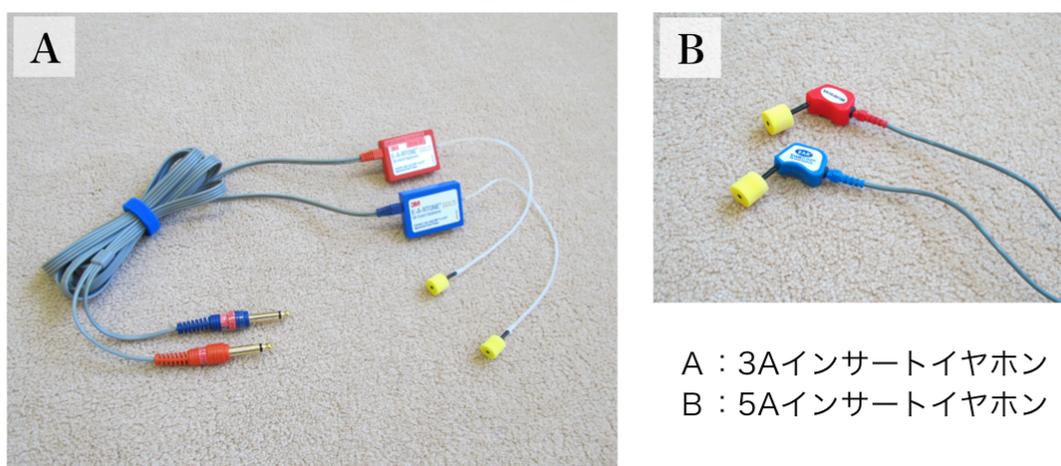


図 1-1 2 タイプのインサートイヤホン

表 1-4 インサートイヤホンの特徴

気導受話器（耳載せ形・耳覆い形）との比較から	(1) 小型・軽量であるため、低年齢児に装着しやすい。
	(2) 両耳間移行減衰量が大きい。
	(3) 室内騒音の最大許容音圧レベルが高い。
音場検査用スピーカ（CORの手法）との比較から	(4) 左右耳別に検査音を提示できる。
	(5) オーディオメータから 100dB（ダイヤルレベル）以上の高出力音を提示できる。
	(6) 音源からの距離・角度，頭部の動き，周辺物の影響によって提示音のレベルが影響されない。
補聴器適合との関連から	(7) イヤモードと結合することにより，イヤモード装着下の実耳特性が加味された聴覚閾値，すなわち EDT（earmold-derived threshold）が得られる。補聴器装用時と聴覚検査時の実耳特性が同一の音響条件に整う。

本表は、筆者のまとめによる。(2) について、両耳にフォーム材イヤチップを深く挿入した条件 (full insertion) の両耳間移行減衰量は、500Hzでは110dB、1000Hzでは95dB、2000Hzでは75dB、4000Hzでは95dBを越える。(3) について、同じくfull insertion条件での聴力検査室の室内最大許容音圧レベルは、500Hz以下および8000Hzでは50dB SPLを越え、1000～4000Hzの間は47～50dB SPLにまで達する。(5) の最大レベルについては、第2章で詳しく述べる。

乳幼児聴覚検査において同イヤホンに期待される利点を、表 1-4 にまとめた。まず耳載せ形気導受話器との比較の上では、(1) 小型・軽量のため低年齢児においても装着しやすい (Day, Bamford, Parry, Shepherd & Quigley, 2000)、(2) 両耳間移行減衰量が大きいため陰影聴取が生じにくい (Sklare & Denenberg, 1987; Wright & Frank, 1992)、(3) 室内騒音の最大許容音圧レベルが高く、室内の背景雑音の影響を受けにくいこと (Frank & Williams, 1993) が挙げられる。

音場検査用スピーカを用いる COR との比較の点では、(4) 左右の耳に別々に検査音を提示できる、(5) オーディオメータのダイヤルレベルで 100dB 以上の高出力音を提示可能である、(6) 音源からの距離・角度、頭部の動き、周辺物が提示音のレベルに与える誤差を解消される利点を指摘できる。

補聴器適合との関連からは、インサートイヤホンをイヤモールド(耳かけ形補聴器用)と結合したときには、(7) 補聴器装用時と聴覚検査時の実耳特性を同一の音響条件に整えられることも利点として挙げられる。このイヤモールド装着下で得られた閾値は、EDT (earmold-derived threshold) と呼ばれる (Gravel, 2000)。

以上の内容をみると、インサートイヤホンを VRA と組み合わせる手法は、聴覚障害乳幼児のための左右耳別の気導純音聴力測定法としての利用が期待される。米国 ASHA による 2004 年版の「0～5 歳児の聴覚検査ガイドライン」は、1993 年の前版に比べると、新生児聴覚スクリーニング後の精査・聴力確定・難聴鑑別のための各種聴覚検査の具体的な流れと詳細を述べる内容に大幅に改訂されている (ASHA, 1993 ; 2004)。同ガイドラインには、乳幼児期からの他覚的な誘発反応検査と行動観察的検査によるクロスチェックの原則に基づいた聴覚診断手順についての記載があり、0 歳 5～6 ヶ月以降の発達レベルに達した乳児のための行動観察的聴覚検査法として、インサートイヤホン装着下の VRA を推奨している。また、気導聴力に異常があった場合は VRA による骨導値推定も行うよう記している。英国オーディオロジー学会 (BSA, 2014) も、インサートイヤホン装着下の気導 VRA と骨導 VRA の具体的手順に関するガイドラインを制定している。

表 1-2 と表 1-4 を参照して、わが国で普及している COR の問題を再度見直すと、音場検査用スピーカを用いるために左右耳別に反応閾値を測定できない、頭部の位置や周辺物の影響によって測定誤差が生じやすい、重度の聴覚障害乳幼児の検査に必要な 100dBHL 以上の高出力音を提示できないことその他、トランスデューサがスピーカに限られているために骨導聴力測定によって気骨導差を把握できず、難聴の障害部位を鑑別できないことが挙げられる。これらの問題は、インサートイヤホン装着下の気導 VRA、さらには骨導 VRA (富澤・遠藤・坂田, 2014) の導入によって解決されると期待されるため、重点的に取り組むべき課題の一つと考えられる。

また COR は、スピーカから刺激音を呈示するという点から、乳幼児の補聴器装用下の反応閾値測定にも利用されてきた (古賀・福田・大和田, 2001)。同様に VRA も乳幼児の補聴器装用下の反応閾値測定への応用できると見込まれる。ただし、米国の学術団体のガイドライン (AAA, 2013) は測定上の信頼性と、ノンリニア補聴器による測定結果の解釈について注意を促しており、その利用価値についてあらためて見直すべきところと思われる。

5. インサートイヤホンの較正

今後、わが国の聴力検査においても、特に気導受話器が装着困難な低年齢児へのインサートイヤホンの適用が期待される場所である。ただし気導純音聴力検査にインサートイヤホンを導入するためには、まず使用に先立って日本工業規格（JIS：Japanese Industrial Standard）の示す基準レベル等の規格を満たすよう、接続するオーディオメータの電気音響的較正を行うことが必要となる。この較正作業による適合を経なければ、オーディオメータのダイヤル表示値が聴力レベル（dBHL：dB Hearing Level）に規格内で適合したといえないからである。

改訂前のオーディオメータの旧 JIS（T1201-1：2000）には「挿入形イヤホン又は耳覆い形イヤホンを装備してもよいが、必要な校正技術及び基準等価域値音圧レベルは、今のところ標準化されていない（p.15）」と記載されていた。インサートイヤホンの使用は禁じられていなかったものの、較正に必要な技術と手順が明示・標準化されていなかったことになる。その後、数年にわたる国際規格制定の動向への対応を検討する関連学会と団体の協議を経て、2011年にJISの改訂に至った（松平，2009）。改訂後の新 JIS（T1201-1：2011）では、3A インサートイヤホンに関する基準レベル（ISO 389-2 による）が転載された。

しかしながら、海外製品を標準とした国際規格を翻訳・転載したという経緯から、実際に較正で使用する機器の選択や、わが国で多く使用されているインサートイヤホン非想定国内製オーディオメータへの対応方法などは明らかでない。したがって、具体的な較正手順を構築して明示することも研究上、必要と考えられる。

第3節 補聴器適合の原理と手順

本節では補聴器適合の原理と手順について中心的に述べながら、研究上の課題を示す。聴覚障害児の聴覚補償手段として、最初に選ばれるのは補聴器の装用である。しかし補聴器を装用する前提として、個々の聴覚特性に応じた適切な増幅を与えるためには、科学的根拠に基づいた適合理論と妥当性の高いフィッティング手順が必要である。特に本節では、乳幼児への補聴器適合に関わって、実耳特性への対応および補聴器の閾値上の増幅特性評価のために、音圧レベル上に聴覚閾値を変換する方法の必要性を述べる。

1. 補聴器適合の原理と手順

一般に補聴器適合においては、感音難聴という内耳の生理学的病変によって感度のみならず音の情報分析能も低下した聴覚の心理・感覚的特性に合うように、補聴器の電気音響的な各パラメータを設定していく点に特有の難しさがある (Van Tasell, 1993 ; Schweitzer, 1997)。

補聴の原理から考えると、増幅された会話音声聴野の最適な聴取レベルに達するように、補聴器の電気音響的特性を設定するほかない。しかし、この音声可聴性を確保する理論的見地からは、会話音声レベルと最適な聴取レベルとの差に基づいた特性処方と適すると考えられたとしても、蝸牛の聴覚フィルタの劣化が増幅によって修復されるわけではなく、これ以外にも快適性、許容性、慣れ (学習性)、環境条件といった他の混交要因を考慮しなければならず、これらを直接的／包括的に扱う実用的な補聴器の規定選択法は、現在に至っても開発されていない。現在までに開発された規定選択法は成人例を想定したものが多く、大半は純音オージオグラム (すなわち、聴覚閾値) を利用して補聴器特性処方を行う代替的手段に依存しており、多くの専門家はこれに装用試行的手順と適合評価に基づく再調整を加えるフィッティング手順を用いている。

第1節の第3項では、問題提起の (4) として実耳特性への対応の必要性について述べたところである。これに関連して、まず成人の補聴器フィッティングに実耳特性が重視されるようになった経緯をみると、1981年に米国のヴァンダービルト大学で行われた専門家による討議会のレポート (Vanderbilt hearing-aid report, 1982) は史料として重要である。同レポートは当時の補聴に関する主要なテーマを幅広く扱っているが、中西 (1986) による訳書によると、Studebaker (1982) は、成人に対する閾値測定と語音聴取評価による補聴器適合検査が果たして妥当な結果を導きえたのか疑問視し、実

鼓膜面の音響特性を明らかにした上で、科学的根拠に基づく方法へ転換する必要性を指摘した。また McCandless (1982) は外耳道内音響特性を検討し、リニア補聴器装用下でプローブチューブ挿入により測定されたインサージョンゲイン (実耳挿入利得) とファンクショナルゲインが一致することを明らかにした。Bess (1982) は、全報告を概括した上で、補聴器選択の分野における研究の優先順位を挙げ、「現存の補聴器選択方法の妥当性の検証」が最重要課題であるとまとめた。

このヴァンダービルト・レポートの成果は、成人難聴例に対する科学的かつ妥当性のある補聴器適合法を追究する方向性の明確化にあったと考えられる。実際に 1980 年代以降、補聴器研究において幾つもの規定選択法の開発・検証が続いた。POGO 法 (McCandless & Lyregaard, 1983)、Berger の方法 (Berger, Hagberg & Rane, 1989)、Libby の方法 (Libby, 1986)、NAL-R 法 (Byrne & Dillon, 1986)、高度・重度難聴向けの NAL 法 (Byrne, Parkinson & Newall, 1990) は、いずれも聴覚閾値ベースによる算出法を用いるもので、同時に実耳での目標利得が示されており、以降の成人の補聴器の初期処方において広く使用されたものである。一方で、ヴァンダービルト・レポートの当時、乳幼児・幼児向けの妥当性のある適合法を開発する方向性については全く論じられておらず、その後の研究開発を待たなければならなかった。

2. 補聴器の増幅量を検証する方法

成人、乳幼児を問わず、補聴器適合の妥当性を高めるためには、増幅効果の検証手順を含めることが不可欠である。この増幅効果の測定・検証において最も重要なことは、前項のヴァンダービルト・レポートで論じられたように、実耳における増幅量の適否を聴覚閾値 (またはラウドネス) に比して判断することである。

図 1-2 に、増幅量の適否を検証する方法の分類をまとめた。A の「測定した補聴器の利得 (出力レベルと入力レベルの差: dB) を聴覚閾値 (dB HL) と参照する方法」と、B の「補聴器の出力レベル (dB SPL) と聴覚閾値 (dB SPL) を同一のデシベル尺度上で比較する方法」の 2 つに大別して説明する。

大沼 (1996, 1997) は、A の「測定した補聴器の利得を聴覚閾値と参照する方法」について解説し、リニア補聴器の増幅量を知る方法として音響カプラ (2cc カプラ、擬似耳) による測定の他に、実耳によるインサージョンゲイン測定とファンクショナルゲイン算出による 2 つの測定法があることを整理して述べた。インサージョンゲイン測定

はプローブチューブマイクロホンを鼓膜面に挿入して補聴器装用下／非装用下の音圧レベル差を測定する電気音響的測定法であるのに対し、ファンクショナルゲイン算出は補聴器装用下／非装用下の閾値差から増幅量を算出する心理学的な測定法に基づく。厳密な測定下では、両ゲイン（利得）は一致することが報告されている（MacCandles, 1982）。

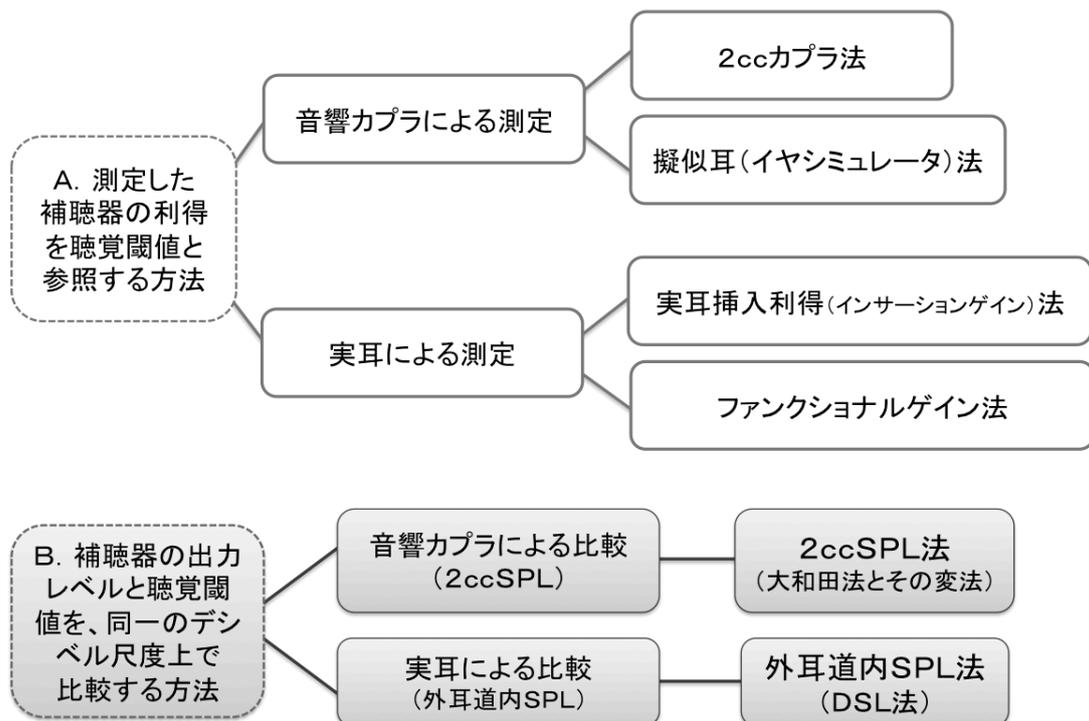


図 1-2 補聴器の増幅量を検証する方法の分類

Aの「測定した補聴器の利得と聴覚閾値を参照する方法」は大沼（1997）の作図による。本図には、Bの「補聴器の出力レベルと聴覚閾値を、同一のデシベル尺度上で比較する方法」を加えて、大和田の方法（2cc SPLによる）とDSL法（外耳道内SPLによる）を併記した。本研究では、Bの同一のデシベル尺度で比較する方法をSPLフィッティングと総称する。

わが国では、大沼（1984）が米国の CID の Pascoe（1978）の変法として、気導受話器による裸耳の閾値と音場における補聴器装用下の閾値の差からファンクショナルゲインを推定する方法を報告した。Pascoe の原法は、リニア補聴器における目標とするファンクショナルゲインが、入力される音声スペクトル（長時間音声スペクトルの平均レベル）と快適なラウドネスレベル（MCL：Most Comfortable Level）の差に一致するという原理に基づくものであり（Pascoe, 1988）、現在のわが国では大沼（1984, 1997）による変法が聴覚障害児・者の補聴器の増幅効果評価法の主流として広く用いられている。

一方で、Bの「補聴器の出力レベルと聴覚閾値を、同一のデシベル尺度上で比較する方法」は、音圧レベル（dB SPL：sound pressure level）を縦軸に用いる。閾値上のラウドネス、あるいは感覚レベル（dB sensation level）と補聴器の出力レベルが同じ図上に示される点においてAと異なる特徴をもつ。本研究では、Bに挙げた2通りの方法を SPL フィッティングと総称するが、特にこれまで乳幼児を対象に検討されてこなかった 2cc SPL 法に着目する必要があると考える。SPL フィッティングは、リニア／ノンリニア増幅を問わず、補聴器の閾値上の出力レベルを把握できる利点のみならず、乳幼児の実耳特性への対応上も利点があるからである。次の第3項で実耳特性に関して説明した後に、第4項で外耳道内 SPL 法とのデシベル尺度間との関連について述べた上で、2cc SPL 法に関する研究の必要性を示すこととする。

3. 乳幼児の実耳特性

本項では、乳幼児において重要な音響的変数となる実耳特性について述べる。

成人と乳幼児では、外耳道の長さ・容積の差に伴って音響的特性が異なる。これまで海外では、乳幼児の実耳特性について RECD (real-ear-to-coupler difference : 実耳-カプラ差) と関連づけた検討がなされてきた (Moodie, Seewald & Sinclair, 1994)。RECD とは、音響カプラとイヤモード装着下の実耳のレベル差のことをいう。外耳道容積は低年齢になるほど小さくなるため、これに伴ってイヤモード装着下の鼓膜面音圧レベルは増し、RECD 値も周波数が増すにつれて高いレベルとなる。RECD 値は低年齢児における鼓膜面レベルの増加に関わる音響的変数と考えられ、図 1-3 に示すように、以下の 2 点への影響を考慮すべきである (Moodie et al., 2000 ; Scollie & Seewald, 2002)。

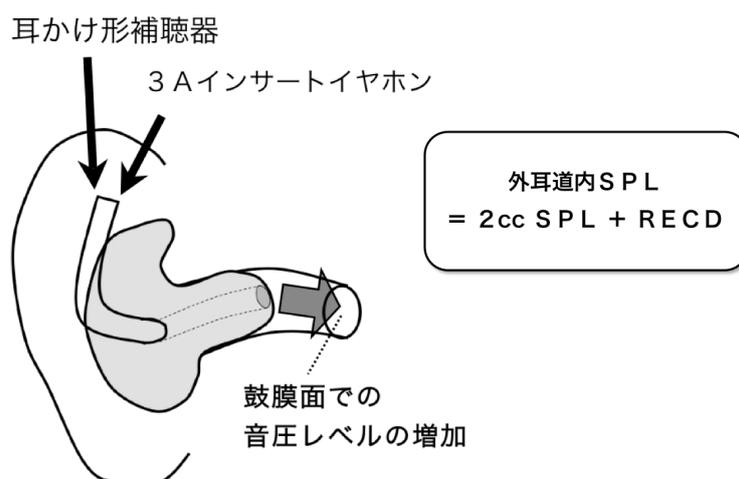


図 1-3 実耳特性の影響による音圧レベルの増加

補聴器装用時およびインサートイヤホン装着時には、実耳特性の影響により鼓膜面の音圧レベルは増加する。この増加分は RECD (real-ear-to-coupler difference : 実耳-カプラ差) 値であり、「外耳道内音圧レベル=2cc カプラ内音圧レベル+RECD」で表される。補聴器装用時のインサートイヤホン装着時では、同一のイヤモードを耳に装着するため RECD 値は等しい。低年齢児においては外耳道容積が小さいため RECD 値は増し、外耳の成長に伴って低くなるが、同月齢集団においてばらつきが大きいことも報告されている (Bagatto et al. 2002)。本図は、筆者の作成による。

1点目は、インサートイヤホン・オーディオメトリーへの影響である。着目すべきは、実際の検査において、インサートイヤホンがイヤモールド（もしくはフォーム材イヤチップ）に結合されて外耳道に挿入される点である。つまりインサートイヤホン・オーディオメトリーにおいてはイヤモールド結合下の EDT が測定されることになる。この場合、検査音のレベルには個々の RECD 値の差分が加わって鼓膜に到達するため、検査音の鼓膜面音圧レベルが上昇し、反応閾値が下降するよう作用することになる。この結果、得られた反応閾値は聴力レベル（dB Hearing Level）と整合しなくなってしまう。

2点目は、補聴器の外耳道内での出力レベルへの影響である。2cc カプラ内で処方された補聴器の出力レベルは、実鼓膜面では RECD の差分、増加する。例えば、2cc カプラ内の出力レベルが 125dB SPL で RECD 値が 10dB の場合、鼓膜面音圧レベルは 135dB SPL に達してしまう。つまり、補聴器の増幅特性の設定においては、個々の RECD 値による増加分を考慮しなければ過大出力となる恐れがある（Seewald, 1995）。

RECD のレベル特性については、すでに乳幼児・幼児を対象にした検討がなされている（Bagatto et al., 2002 ; 2006）。Bagatto et al. (2002) によれば、例えば、12 ヶ月児における 3000Hz の RECD 値は 10~15dB に及ぶ。この RECD 値は外耳の成長に伴って月齢 50 ヶ月までに 10dB ほど減少するが、同月齢集団においてばらつきが大きいことも報告されている。

わが国の RECD に関する研究報告には、萩原・松平・佐野・鈴木・原・岡本・三田・岡本（2003）による成人例による基礎的検討があるが、低年齢児を対象とした実際例の報告は筆者らの報告（富澤・坂田, 2012）の他にはみあたらない。わが国においては、まだ RECD への対応法に関する十分な知見・技術がない状況にあり、乳幼児に適用するための基礎的検討が必要と思われる。

4. SPL フィットティングとデシベル換算手順

実耳特性に対応した補聴器適合法の1つとして、聴力検査値を換算によって音圧レベル (Sound Pressure Level : SPL) 上に表示する手法がある (Revit, 2002)。図 1-2 の分類では、B の「補聴器の出力レベルと聴覚閾値を、同一のデシベル尺度上で比較する方法」がこの手法にあたる。この SPL フィットティングにおいては、聴覚閾値、閾値上の検査 (ラウドネスあるいは感覚レベル [dB sensation level]) と補聴器の出力レベルは、同一の音圧レベルの図上で比較される (図 1-4)。したがって、補聴器の閾値上の出力レベルの評価が可能となる。図 1-4 には、ノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性の評価例が示されている。

インサートイヤホンによる SPL フィットティングの標準的な手続きとしては、まずオージオメータにインサートイヤホンを接続し、イヤモールド (もしくはフォーム材イヤチップ) を検査耳に装着して純音聴力検査を実施する。続いて、得られた聴力レベル (dBHL : Hearing Level) を音圧レベルに変換し、補聴器の出力特性と聴力検査値を同一の音圧レベル尺度上で比較するという手順を踏む。この手法で用いられる音圧レベルには、2cc SPL (2cc coupler SPL)、外耳道内 SPL (ear canal SPL) の2通りがあるが (図 1-4)、これらは聴力レベルとの間で換算値の加減算により相互にデシベル尺度間の変換が可能となる (図 1-5)。Revit (2002) は、この図を「デシベルの輪」 (circle of Decibels) と呼んでいる。

これらのデシベル尺度間の換算には RECD の他に、CDD (2cc coupler-to-dial difference : カプラ-ダイヤル差)、REDD (real-ear-to-dial difference : 実耳-ダイヤル差) が利用される。RECD、CDD、REDD には使用するイヤホンや音響カプラの種類による固有の特性差が影響するため、これらの特性差を算入することも必要である。図 1-5 の「デシベルの輪」による換算値間の関係、デシベル尺度間の換算は以下の式で与えられる。

$$\text{CDD} + \text{RECD} = \text{REDD} \quad \dots\dots\dots [\text{式 1-1}]$$

$$\text{ダイヤルレベル (dBHL)} + \text{CDD} = \text{2cc SPL} \quad \dots\dots\dots [\text{式 1-2}]$$

$$\text{ダイヤルレベル (dBHL)} + \text{REDD} = \text{外耳道内 SPL} \quad \dots\dots\dots [\text{式 1-3}]$$

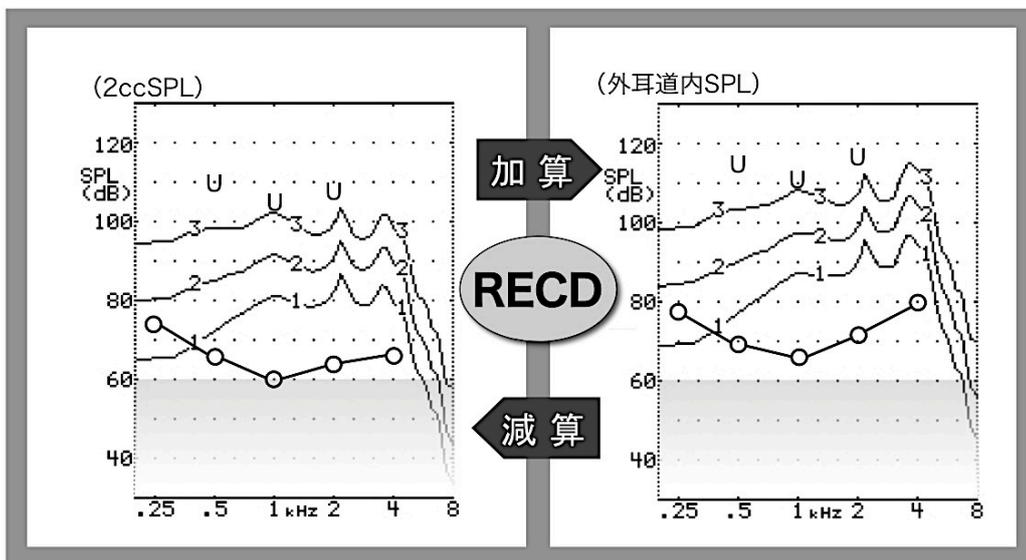
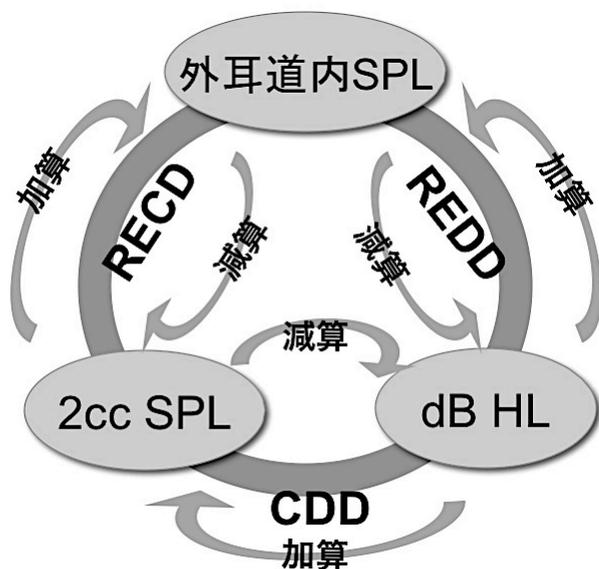


図 1-4 インサートイヤホンによる SPL フィッティングの解説

SPL フィッティングでは、聴力検査値と補聴器の出力レベルを同一の音圧レベル尺度上で比較する。左図が 2cc SPL による方法、右図が外耳道内 SPL による方法で、○印はオージオメータにインサートイヤホンを接続して、ダイヤルレベルで 60dBHL フラットの聴覚閾値が得られたときの例を示す。U印は、不快レベル（いずれも 105dBHL）の例を示す。補聴器の出力特性曲線は 1=50dB SPL, 2=70dB SPL, 3=90dB SPL のフラット特性の純音入力によるもので、図上で聴覚閾値・不快レベルとノンリニア補聴器の増幅特性を音圧レベル上で比較することが可能となっている。すなわち、ノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性評価がなされている。なお RECD は、インサートイヤホンによる聴力検査値、補聴器の出力レベルの双方に対して影響するため、右図は左図に比べて RECD の分、数値が増している。本図は、筆者の作成による。



CDD (カプラーダイヤル差) : 2cc coupler-to-dial difference

RECD (実耳-カプラー差) : real-ear-to-coupler difference

REDD (実耳-ダイヤル差) : real-ear-to-dial difference

図 1-5 デシベルの輪

聴力レベル (dBHL), 2cc SPL, 外耳道内 SPL の3つのデシベル尺度は, 換算値の加減算によって相互に変換が可能となる. 2cc SPL と外耳道内 SPL による2通りの SPL フィッティング法の関係も, この図上でとらえることができる. 本図は Revit (2002) を参考に作成した.

図 1-4 に示したように、SPL フィッティング法には 2 通りの方法があるが、このうち 2cc SPL による方法は、以前からわが国で一部の補聴の専門家が使用してきたもので、古くは 1972 年に十時が日本聾話学校中学部生徒 16 名に対して行った報告がある（十時，1972）。十時は「小型イヤホンで閾値を測れば、その値は、2cc カプラ内の音圧（dB SPL）で表わされる」とその原理を簡潔に述べている。1976 年に大和田は SPL ヒアリングメータ（SPL Hearing Meter）を試作し、測定された聴覚閾値を補聴器特性図と重ね合わせる方法を報告したが、この方法は十時による原理に基づく。大和田（1984）は「SPL Hearing Meter で得られた最小可聴値は SPL であるから、補聴器の特性を記載する用紙に記入する。この用紙に補聴器の出力曲線を重ねれば、最小可聴値との関係を直接知ることができる」こと、「イヤホンを通しての聴力測定は、耳せんやイヤモールドをつけて実施できるので、検査結果と、補聴器使用時が同条件となる。したがって外耳道効果を考慮に入れる必要はなく補聴器での閾値上の音圧をきめることができる」ことを述べている。

2cc SPL フィッティングの利点の一つとして、RECD を測定しなくとも、2cc SPL のデシベル尺度上で、聴覚閾値と補聴器の出力レベルを直接、比較しうることを指摘できる。個人用イヤモールドを結合したインサートイヤホン・オージオメトリーによる聴覚閾値（EDT）に CDD 値を加算すれば、聴覚閾値（dB HL）は 2cc SPL に変換される。しかしながら、2cc SPL 法を乳幼児の補聴器適合への適用した報告は少なく、インサートイヤホンによる EDT を 2cc SPL 上に表示する手法に関しては、筆者らの報告（富澤・木下・富澤・加藤，2007；富澤・加藤，2008）があるのみである。

一方で、もう 1 つの SPL フィッティング法である外耳道内 SPL を用いた DSL 法（Desired Sensation Level method）の特徴については第 5 項で述べるが、これらの SPL フィッティング法が、図 1-4 のようにノンリニア補聴器を含め閾値上の出力レベルを評価できる点のみならず、原理上、実耳特性にも対応しうる点は重要である。しかし 2cc SPL 法では RECD 値は算入されないのに対し、DSL 法では外耳道内レベルを基にするために RECD 値の算入を必要とするという手順上の違いがある。両方法の関係は一見分かりにくいだが、「デシベルの輪」に基づく明解な音響学的説明が可能であり（富澤・坂田，2011）、この関係を明確化した上で、乳幼児の実耳特性に対応した補聴器の閾値上の増幅特性評価法としての意義を明らかにする必要がある。

5. 海外における乳幼児のための補聴器適合法

海外における乳幼児・幼児のための最も代表的な補聴器適合法として、Seewald の研究グループが開発した DSL 法がある (Seewald, 1995 ; Seewald et al., 2005)。この方法は SPL フィッティング法の 1 つで、乳幼児・幼児に対応するためのいくつかの特徴をもつ。最も特徴的な点は、聴覚閾値と補聴器の出力レベルを、外耳道内 SPL による同一のデシベル尺度上に表示して、両者を比較することである。実耳特性に対応するために、インサートイヤホン・オージオメトリーによる EDT、さらには RECD 測定も取り入れられた。外耳道内 SPL と RECD の採用により、乳幼児の実耳特性への対応を図った方法といえる (Bagatto, Moodie, Scollie, Seewald, Moodie, Pumford & Rachel, 2005)。図 1-6 に示したように、DSL 法は外耳道内 SPL 上で、閾値上における補聴器の増幅特性の評価を可能にしている。

DSL 法は増幅特性選択のための独自の処方計算式をもち、(a) 増幅スピーチに対する望まれる閾値上の感覚レベル (desired sensation level)、(b) 目標とする REAR (real-ear-aided response) と RESR (real-ear-saturation response) が示され、(c) 目標値の諸計算をコンピュータ (初期版は手書きのワークシート) 上で算出可能である。図 1-6 には、DSL 法の増幅の基本的考え方の解説図の一部を示した。

また Seewald (1995) は DSL 法の開発過程で、乳幼児・幼児の補聴器フィッティング手順の体系化について重要な言及を行った。乳幼児・幼児の補聴器適合手順は、「聴覚特性のアセスメント (audiometric assessment) – 補聴器の電気音響的選択 (hearing aid selection) – 増幅効果の検証 (verification) – 補聴下のきこえの発達的到達度の評価 (evaluation of aided auditory performance)」の 4 段階に分けてまとめるという内容である。図 1-7 に、Seewald が提唱した 4 段階による流れを日本語化して示した。なお 3 段階目と「増幅効果の検証」と 4 段階目の「補聴下のきこえの発達評価」について、わが国では「評価」という用語で一括りにされることも多いが、これらは内容が異なり、かつ順序立っているため、それぞれ別の段階として区別することが重要である。

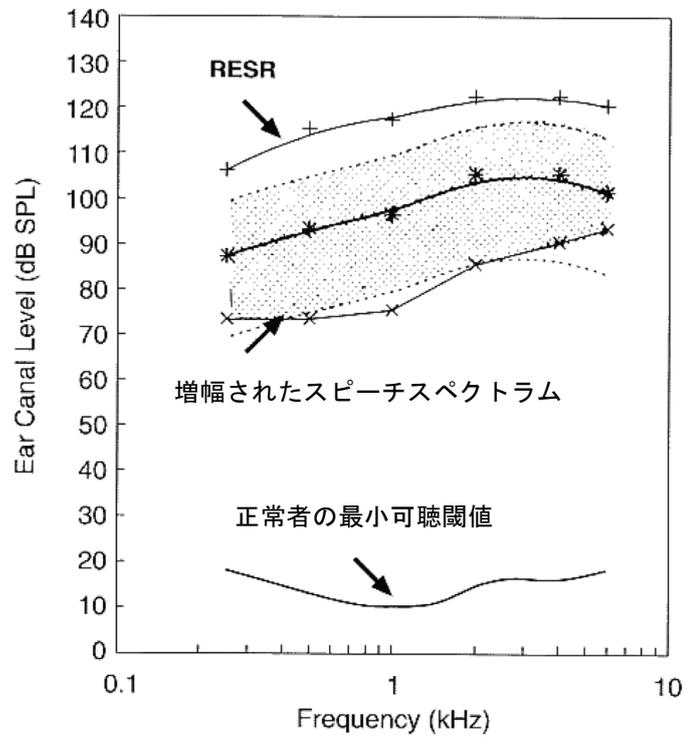


図 1-6 DSL 法の説明図

DSL 法では、縦軸に外耳道内音圧レベル (ear canal SPL) による SPL-O-gram を採用する点に特徴がある。増幅された音声スペクトルが聴野 (聴覚閾値・不快レベルの間) に達していることを示す。補聴器の RESR (real-ear saturation response) が不快レベル (外耳道内 SPL) を超えないように設定を行う。本図は、Seewald (1995) より引用した。

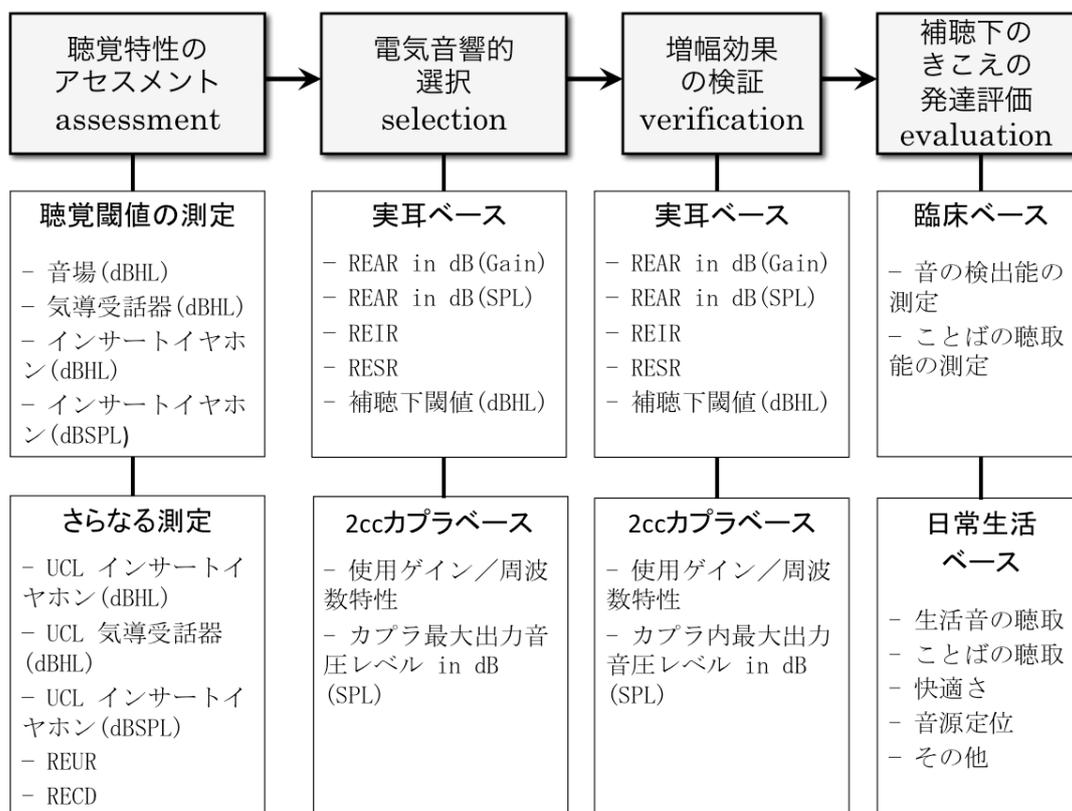


図 1-7 Seewald (1995) による乳幼児・幼児の補聴器適合手順の 4 段階

本図は、Seewald (1995) を元に筆者が日本語化したものである。「聴覚特性のアセスメント」「(補聴器の) 電気音響的選択」「増幅効果の検証」「補聴下のきこえの発達評価」の 4 段階による流れにまとめられている。わが国の補聴においては、「増幅効果の検証」と「補聴下のきこえの発達評価」が「評価」という用語で一括りにされることもあるが、これらは内容が異なり、かつ順序立っているため、それぞれ別の段階として区別する必要がある。

この 4 段階による適合手順の過程は、後の学術団体によるガイドライン作成・改訂時に修正・加筆が施されていった。第 4 段階にあたる評価 (evaluation) は、1996 年の作業班 (the pediatric working group conference on amplification for young children with auditory deficits) のガイドラインでは、補聴下のきこえの確証 (validation of aided auditory function) という用語に変更され、2003 年、2013 年の AAA (American Academy of Audiology) のガイドラインへと引き継がれた。現在の AAA の最新版ガイドライン (2013) では、④の段階はアウトカム評価 (outcome assessment) という用語に置き換えられた。

6. 乳幼児における補聴器フィッティング手順の体系化

1990年代半ば以降、米国では乳幼児の補聴器フィッティング手順のガイドライン化が進められた。その際、Seewald（1995）の提言による4段階による乳幼児・幼児の補聴器フィッティング手順（図1-7）は、ガイドライン作成のための原型となった。1994年、米国のヴァンダービルト大学で小児の補聴器フィッティングのためのオーディオロジストによる会議が開かれたが、この会議に関連して1996年に乳幼児・幼児の補聴器適合に関する作業班（the pediatric working group conference on amplification for young children with auditory deficits）による報告がなされた。この作業班は図1-7を土台に修正を行い、世界初の乳幼児・幼児のための補聴器フィッティング手順のガイドラインを作成した。

同作業班（1996）は乳幼児・幼児に妥当性のある補聴器フィッティングを提供することを目的に、「①聴覚特性のアセスメント（assessment）－②電気音響的選択（selection）－③増幅効果の検証（verification）－④補聴下のきこえの発達評価・確認（validation）」の4段階から構成されるガイドラインを提案した。以下に各段階の概要を述べる。

①聴覚特性のアセスメント（assessment）： ABRによる他覚的検査と行動観察的検査による気導／骨導聴力のクロスチェックの原則が示された。行動観察的検査には音場による閾値測定その他、インサートイヤホンの使用が推奨された。インサートイヤホンは、左右耳別の検査音提示に利用できることに加え、イヤモードと結合することにより RECD を組み入れた聴覚閾値を測定できる利点があるため有用なトランスデューサと考えられる。

②電気音響的選択（selection）、③増幅効果の検証（verification）： 早期から耳かけ形補聴器の両耳装用が基本とされ、ハウリングが抑えられない場合はポケット形（箱形）補聴器ないし FM システムの利用もありうるとした。デジタル補聴器の新技术（ノイズ抑制や指向性）の利用についても記された。最大出力音圧レベルの設定については、RECD の影響を加味すべきことが明記された。一方で、（わが国の COR で用いられる）音場における補聴器装用下の閾値測定による評価法に対しては批判的であった。（a）被検児に必要以上の協力を求めていること、（b）被検児の総検査時間が長くなること、（c）連続周波数で測定できず、周波数精度が粗いこと、（d）音場での補聴器装用下における

装用閾値測定は再現性が低く、十分な信頼性をもたないことが、その理由である。さらにノンリニア補聴器が使用された場合、圧縮増幅による利得／周波数特性との関係を正しく解釈できないことも理由として加えられる。

かわって同ガイドラインでは、プローブチューブマイクロホンによる実耳測定、またはカプラ測定+RECD測定による手法を推奨している。また、ノンリニア補聴器の測定のために純音またはスピーチスペクトルの周波数減衰特性をもつノイズ音源 (speech weight noise) を入力音に用いながら、複数の入力音レベルで出力曲線を得る必要があることを述べている。

④補聴下のきこえの発達評価・確証：補聴下のきこえの発達評価・確証は、補聴器装用と同時に開始される。この評価・確証の段階は、補聴下の聴能が日常の音声コミュニケーションにおいてどう機能しうるまで発達したのか（あるいは困難があるのか）を把握する上で重要といえる。この段階は、聴覚ハビリテーションの場で得られる観察情報と評価ツールを組み合わせで行われる。米国作業班のガイドライン（1996）には、評価ツールとしてMAIS (Meaningful Auditory Integration Scale : Robins, Renshaw & Berry, 1991)、SIFTER (Screening Instrument For Targeting Educational Risk : Anderson, 1989)、Pre-school SIFTER (Screening Instrument For Targeting Educational Risk : Anderson and Matkin, 1997) が掲載された。ただし、これらは幼児期以降を想定したツールであり、当時、実際に乳幼児に適用することは困難であった。

この作業班によるガイドラインは、2003年版のAAAの「Pediatric Amplification Protocol」に引き継がれた。2003年の改訂では、乳幼児の補聴を担うオーディオロジストの責任と資格要件、補聴器の主要部品の階級、信号処理回路、イヤモールド、デジタル補聴器の技術への対応などの新項目が加えられた。また乳幼児の純音聴力検査法としてVRAの名称が明記され、補聴のための聴覚特性のアセスメント手段としてのVRAの位置づけはより明確になった。2013年版のAAAによる改訂ガイドライン「Pediatric Amplification 臨床実践ガイドライン」では、さらなる変更が加えられた。2013年版では、様々な音響環境下におけるデジタル補聴器の測定方法や人工内耳への対応が加えられた他、各機能の効果を検証した引用文献のエビデンスレベルも記載された。

なお④に関して、2003年版まで確証 (validation) という用語が用いられていたが、

2013年版ではアウトカム評価 (outcome assessment) に変更され、1996年・2003年版に比べて内容の追加がなされた。特にアウトカム評価のためのツールの選択肢が増えており、3歳未満児については DIAL (Developmental Index of Audition and Listening : Palmer & Mormer, 1999)、FAP (Functional Auditory Performance Indicators : Stredler-Brown & Johnson, 2003)、IT-MAIS (Infant-Toddler Meaningful Auditory Integration Scale : Zimmerman-Phillips & Osberger, 1997)、Littlears (Kuhn-Inacker & Weichbold, 2003)、PEACH (Parents' Evaluation of Aural/oral Performance of Children : Ching & Hill, 2007)、TEACH (Teachers' Evaluation of Aural/oral Performance of Children : Ching, Hill & Dillon, 2008) といった新たに開発された方法が掲載された。幼児・学齢児の段階に対しても、語音を用いた聴能評価、質問紙 (両親、教師、本人による) などが年齢段階別に示された。最初の作業班によるガイドライン (1996) を原型として、以降に開発された評価ツールを取り入れながら次第に内容を充実させていった経緯がうかがえる。現在、DSL 法を開発したカナダのウエスタンオンタリオ大学の研究グループは、0歳児からの聴覚障害乳幼児のきこえの発達の評価ツールの利用に向けた検討をすでに開始している (Moodie, Bagatto, Miller, Kothari, Seewald & Scollie, 2011 ; Bagatto, Moodie, Malandrino, Richert, Clench & Scollie, 2011 ; Bagatto, Moodie, Seewald, Bartlett & Scollie, 2011)。

上記以外の補聴下のきこえの発達評価・確証のツールには、田中・進藤式の聴覚発達リスト (田中・小林・進藤・加我, 1978)、乳幼児 (0~24 ヶ月) コミュニケーション発達質問紙 (進藤, 2012)、COW (Williams, 2005)、ELF (Anderson, 2007) が挙げられる。また質問紙や日記による記録を、補聴下の行動観察をベースにした発達評価に加えた報告もある (福田, 2005 ; 庄司・四日市, 2006)。齋藤 (1988) は0~3歳児の計97名を対象に、武井・荻野 (1983) の作成した「子どものことばの調査」による横断的調査を行っている。この調査が行われた1980年代当時、0歳児は症例数が限られており補聴器装用による聴性行動への効果も質問紙上は明確でなかったが、2歳以降では装用効果が明確に表れたことが報告されている。

一方で、米国の Educational Audiology Handbook (Johnson, Benson & Seaton, 1997) には、乳幼児期の聴能発達段階表 (EASD : early auditory skill development for special populations) が掲載されている。この発達段階表の原著者は不明であるが、0~2歳代の日常の聴性・音声行動発達に関するマイルストーン (全39項目) を指標に

5つの発達段階別にまとめられている。この EASD の発達段階表は、乳幼児の補聴下の聴能発達を知る上で適した特徴を有するため、他の代表的な質問紙と比較してその特徴を述べておく。発達全般をみる精神運動発達質問紙の聴覚障害乳幼児への適用上の限界については内山（2005）がまとめているところであるが、田中・小林ら（1978）による聴覚発達チェックリストは、健聴児の BOA による聴性行動の特徴を月齢別（0～15 ヶ月）に示している。これに対し、EASD は発達月齢に関する詳細さは欠いてはいるものの、補聴器装用乳幼児も対象に含めている点に特徴がある。また5段階の発達順序性のモデル（0～2歳代）を想定しており、単なる音に対する反射・聴性行動反応という側面のみならず、運動・知覚・認知（言語を含む）面と協応的に発達する聴能（音の認知能）的側面も組み入れた評価項目で構成されている。IT-MAIS は、人工内耳装用児への適用を想定したために0歳児向けの項目が少ないのに対し、EASD は0歳代の項目数が多いため前言語期からの聴能発達評価に適した特徴をもつ。また IT-MAIS や Littlears が、同一の評価項目による定量的得点変化を追跡する手続きをとるため、その時点での発達段階が把握されず、次なる発達課題を予測しにくいのに対し、EASD は発達段階別の把握ができることも特徴である。このような観点からみると、EASD は乳幼児期の養育場面における補聴下の定性的発達変化を把握する上で適した面をもつ評価ツールと考えられる。

以上のように、2000年前後を境に聴覚障害乳幼児のきこえの発達を評価するツールの選択肢が増えたことから、0歳からの早期補聴の発達の効果を研究・臨床的に把握しうる段階にようやく達しつつあると考えられる。わが国においても、新生児聴覚スクリーニング後の早期介入の有効性に関して、幼児期・就学時時点での事例的報告（内山・徳光，2004；福田・問田・福島・片岡・西崎，2007）や幼児期・就学後の大規模調査（感覚器障害戦略研究，2012）が報告されているものの、これらは乳幼児期の聴力測定や補聴器適合の状況との直接的関連を明らかにしたものではなく、早期補聴による0歳からの発達の様相の実態は諸外国の報告を含めても、まだ不詳である。1～2歳代での人工内耳適用も進む現在、今後は0歳代からの補聴下の聴能発達過程について評価ツールを用いながら、早期補聴の効果と課題を明確化する必要があると思われる。

表1-5 日本聴覚医学会による補聴器適合検査の指針 (2010)

-
- (1) 語音明瞭度曲線または語音明瞭度の測定
 - (2) 環境騒音の許容を指標とした適合評価
 - (3) 実耳挿入利得の測定 (鼓膜面音圧の測定)
 - (4) 挿入形イヤホンを用いた音圧レベル (SPL) での聴覚閾値・不快レベルの測定
 - (5) 音場での補聴器装用閾値の測定 (ファンクショナルゲインの測定)
 - (6) 補聴器特性図とオーディオグラムを用いた利得・装用閾値の算出
 - (7) 雑音を負荷したときの語音明瞭度の測定
 - (8) 質問紙による適合評価
-

7. 日本における補聴器適合法の現状と課題

わが国の補聴器適合に関しては、2010年に日本聴覚医学会から「補聴器適合検査の指針」が示された。この指針では、種々の方法で調整された補聴器が、難聴者(成人)に有効であるかどうかを評価するための適合検査法として8項目が挙げられている(表1-5)。ただし、これらの検査項目は、成人例のように各耳の正確なオーディオグラムが得られた上で補聴器の仮特性処方なしを行うことを前提としており、乳幼児への直接的適用は困難と思われる。

わが国には乳幼児の補聴器適合に関する指針・ガイドラインはなく、フィッティング手順に着目した詳細な先行研究も少ない。廣田・工藤・北・田中(1995)、廣田(1996)、田中(1996)、庄司(2005)、福田(2005)の解説では、いずれも乳幼児においてはABRとCORによる閾値評価をベースに行動観察を加える方法を基本形として説明している。インサートイヤホンの使用についてはふれられておらず、乳幼児のRECDへの対応を含めて述べたものも廣田(2013)のみに限られている。すでに述べたようにCORに基づく方法は音場検査用スピーカを用いるため、左右耳別の純音オーディオグラムを得ることができない、高出力音を提示できない、測定誤差が大きい、骨導聴力を測定できないという問題があり、補聴器の増幅特性の適否を検証するための測定精度を欠いている。田中(1996)、福田(2005)、庄司ら(2008)の報告は、生活場面におけるきこえの定性的発達の行動観察に関しては詳細な内容を含むが、その一方で、補聴器の

増幅特性や適合面での検討という観点から見直すと、十分な資料が提示されたものではない。

第2～3節で述べたように、わが国ではVRAによる純音聴力測定、実耳特性に対応した補聴器選択・検証、きこえの発達評価・確認までを含めた一連の手順が、補聴器フィッティング法として体系化されるまでには至っておらず、米国のガイドラインに比べて甚だ遅れた状況と言わざるを得ない。したがって、乳幼児に対して妥当性の高い補聴器適合を施すための方法、すなわち、各耳の聴覚閾値と実耳特性に対応し、かつノンリニア補聴器を含めて閾値上の増幅特性を評価しうる方法を開発すること、さらに、この体系化された方法に基づく早期補聴が0歳からの聴能発達に与える効果を研究的に明らかにした上で手順として導入することは、きわめて重要な課題と考えられる。

第4節 本研究の目的と論文の構成

1. 本研究の課題

ここで第2～3節で述べた内容から、本研究の課題を以下の3点に整理する。

(1) 補聴器特性処方が純音オーディオグラムによる算出をベースになされることを考えれば、できる限り正確度を高く、各耳の純音聴力測定を行うことが求められる。わが国で広く使用されるCORの問題点として挙げられる、左右耳別の気導聴力を測定できない、高出力音を提示できない、測定誤差が大きい、骨導聴力を把握できないという点を解決するためには、行動観察的検査法としてVRAを導入し、インサートイヤホンによる左右耳別の気導および骨導（良側）の純音聴力測定を行い、耳科学的諸検査とのクロスチェックを実施することが望まれる。特に新生児聴覚スクリーニングの普及が進む現在、聴覚障害乳幼児に対するVRAの実用性評価は重要である。したがって、聴覚障害乳幼児におけるVRAの測定可能率を、聴力要因および条件付け形成の月齢要因の2点の影響を含めて検討することを、第1の研究的課題とする。またVRAの実施に先立って必要となる、インサートイヤホンを接続する聴力測定機器システムの較正法の構築も、この研究的課題の一部に含めることとする。

(2) 補聴器の特性処方・検証においては、補聴器の微細な特性設定に反映させるに十分な測定精度を有する方法を用いることが求められる。従来のCORによる裸耳／補聴器下の反応閾値測定に基づく方法は、設定した補聴器の増幅特性が妥当であるか否かを検証しうるだけの測定精度を欠くという問題があった。さらに乳幼児の実耳特性が考慮されておらず、ノンリニア補聴器における閾値上の増幅特性の評価も行うこともできないという問題もある。

これらの錯雑とした問題を包括的に解決するためには、SPLフィッティングの利用が適すと考えられる。2cc SPLフィッティングでは、インサートイヤホンによって得られた聴覚閾値(EDT)にCDD値を加算して、2ccカプラ内音圧レベルへ変換することによって補聴器の出力レベルと直接的な比較を可能にする。この方法は2cc SPLにデシベル尺度を統一して用いるため、RECD値の算入を不要としながらも、実耳特性に対応させる特徴をもつ。したがって、まず2cc SPLフィッティングがデシベル尺度間の換算原理に基づく妥当な方法であるのか、乳幼児の実耳特性およびデシベル換算に関連する基礎データを収集しながら、明確化することが求められる。続いて、ノンリニア補

聴器の閾値上の増幅特性が評価法として利用できることを示し、臨床適用上の意義を明らかにする。これらを第2の研究的課題とする。

(3) 補聴下のきこえの発達評価・確認においては、養育場面における補聴下の聴性・音声行動の継時的な発達の変化を追跡する必要がある。これまで早期補聴による乳幼児期の発達の効果を扱った報告は少なく、その様相は明らかではなかった。聴能発達上の確認を得ることによって補聴がその目的を達すること、さらに人工内耳選択が乳幼児期になされる現状を考えれば、補聴下の乳幼児のきこえの継時的発達を描出しようとする実用的な評価ツールの導入が必要である。特に EASD の発達段階表は0歳からの聴性・音声行動発達の継時的評価に適した特徴を有することから、評価ツールとして導入することにより、2cc SPL フィッティングによる補聴がいかなる聴能発達上の効果を与えるのか、その様相を明らかにすることを第3の研究的課題とする。

2. 研究の目的

本研究では、前項の3つの研究的課題を受けて、聴覚障害乳幼児に対して妥当性の高い補聴器適合を施すために、インサートイヤホン装着下の VRA から得られた聴覚閾値を音圧レベルへ変換して、補聴器の出力レベルと同一の 2cc SPL のデシベル尺度上で比較する方法の構築を目指し、これについて基礎データの収集および臨床適用の点から検討する。

本研究の第1の目的は、VRA の実用性について聴力および月齢要因との関連から測定可能率を検討することにより、聴覚障害乳幼児の純音聴力測定法としての実用性と意義を明らかにすることである。第2の目的は、2cc SPL フィッティングがデシベル尺度間の換算原理に基づく妥当な方法であるのか、乳幼児の実耳特性およびデシベル換算に関連する基礎データを収集しながら明確化すること、およびノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性評価法としての利用意義を明らかにすることである。第3の目的は、2cc SPL フィッティングによる早期補聴が聴覚障害乳幼児の聴性・音声行動発達にどのような効果を及ぼすのか、質問紙による継時的評価から検討することである。

本研究では、これらの3つの検討を通して、聴覚障害乳幼児に対する 2cc SPL フィッティングによる補聴器特性検証法の臨床的意義を明らかにすることとした。

3. 論文の構成

以下に、本章（第 I 部）以降の章構成を述べる。

第 II 部では、本節の第 1 項の (1) で示した研究的課題を受けて、聴覚障害乳幼児の VRA による純音聴力測定を主題とした検討を行う。聴覚障害乳幼児に対して、より正確度の高い純音聴力測定を実施するために、聴力測定機器システムの電気音響的較正を施した上で、インサートイヤホン装着下の気導 VRA、骨導 VRA を導入し、測定可能率と影響する要因の検討から実用性を評価する。具体的には、インサートイヤホンの基準等価閾値音圧レベルへの電気音響的較正法の構築（第 2 章）、聴覚障害乳幼児の VRA 測定可能率と聴力要因の検討（第 3 章、第 4 章）、VRA の条件付け形成における月齢要因の検討（第 5 章）、気導／骨導 VRA と耳科学的諸検査のクロスチェックによる難聴鑑別（第 6 章）について論じる。

第 III 部では、前項の (2) で示した研究的課題を受けて、補聴器の増幅効果の検証を主題とした検討を行う。まず乳幼児の外耳道内容積と音響的特性の特徴を RECD 測定により明らかにし、さらに 2cc SPL フィットティングで用いる CDD 加算による閾値換算手順が、「デシベルの輪」による換算原理に基づく妥当な方法として成立するのかを音響学的に検証する。続いて、聴覚障害乳幼児の使用するノンリニア補聴器の増幅特性の評価に適用し、補聴器の閾値上の増幅特性評価を行いうるかを明らかにする。具体的には、RECD と外耳道容積の測定（第 7 章）、「デシベルの輪」による換算原理の音響学的検証（第 8 章）、2cc SPL フィットティングの臨床適用による補聴器の増幅特性評価（第 9 章）について論じる。

第 IV 部では、前項の (3) で示した研究的課題を受けて、0 歳児への 2cc SPL フィットティングの適用、さらに早期補聴による乳幼児期の聴性・音声行動発達の評価を主題とした検討を行う。まず 0 歳児への 2cc SPL フィットティングの適用に関する臨床上的の利点と課題を検討する。さらに EASD の発達段階表を利用して、早期補聴が乳幼児期の聴性・音声行動に与える発達の効果の様相を明らかにする。具体的には、2cc SPL フィットティングによる早期補聴の具体的留意点と、質問紙化した EASD による 0 歳期段階における聴性・音声行動発達の評価による検討（第 10 章）、さらに同質問紙の評価による乳幼児期における聴性・音声行動の継時的発達から、同法による早期補聴の臨床的効果に関する考察を行う（第 11 章）。

第V部では、総合考察を行う。聴覚障害乳幼児へのVRAによる純音聴力測定と、各耳の聴覚閾値と実耳特性に対応した2cc SPL フィッティングによる増幅特性評価法の適用に関する臨床的意義を明らかにし、結論を述べる(第12章)。また0歳児への早期補聴の具体的手順に関する提言と課題をまとめる。

第5節 用語の定義

EDT (earmold-derived threshold)

個人用イヤモード装着下で測定された各耳の聴覚閾値のことを示す。EDT という用語表記は、Gravel (2000) による。

イヤホン

耳載せ形受話器は日本語では「ヘッドホン」とも呼ばれることもあるが、英語圏では耳載せ形、挿入形、耳覆い形のいずれも「イヤホン」と一括りで呼ばれる。本研究では、耳載せ形の検査用トランスデューサ（変換器）は「受話器」という和名で統一したが、「TDH39P イヤホン」などの受話器という和名が適さない場合にはイヤホンという用語を用いた。

インサートイヤホン

Killion によって、1980年代に開発された小型軽量の聴力測定用イヤホンのこと。この規格はISO 389-2 (1994) と ANSI S3.6 (1996) によって定められている。日本工業規格 (JIS) および日本聴覚医学会の用語集 (2011) では、「挿入形イヤホン」という名称で記載されているが、本研究は海外文献の参照が多いこと、3A または 5A を付す場合は英名が適すること、SPL ヒアリングメータ (大和田, 1984, 1995, 1996, 2004) の小型イヤホンとの用語上の混同を避けたいこと、国内の専門書や学術論文においてもすでにインサートイヤホンという用語が定着している状況を考え、JIS などの一部の日本語文献の引用箇所を除き、インサートイヤホンという用語で統一することとした。同様にインサートイヤホンの各部位にあたる名称も、原語をカタカナ表記で記した (例：ニップル部など)。

SPL フィッティング

聴覚閾値をオーディオグラム上ではなく、縦軸を音圧レベル (SPL : sound pressure level) にとったグラフ上に周波数別に表示し、同音圧レベル上の補聴器の出力レベルと比較する方法を、本研究は SPL フィッティングと総称する。海外で広く用いられている DSL 法 (Seewald, 1995 ; Seewald et al., 2005) が外耳道内 SPL を縦軸にとる

のに対し、日本では大和田 (1984, 1995, 1996, 2004) が 2cc SPL を縦軸にとる SPL ヒアリングメータによる方法を考案した。筆者が考案した 2cc SPL フィッティングは、大和田の原理を応用したもので、インサートイヤホンで測定した聴覚閾値を 2cc SPL 上に表示する手順をとる (富澤・木下・富澤・加藤, 2007; 富澤・加藤, 2008)。筆者の方法は、後に日本聴覚医学会が補聴器適合検査の指針 (2010) で示した「挿入形イヤホンを用いた音圧レベル (SPL) での聴覚閾値・不快レベルの測定」と同じ原理に基づくものである。

実耳 (real-ear)

実際のヒトの耳のこと。実耳特性とは、鼓膜面で (もしくは外耳道内で) 測定された音響的特性のことを示す。

実耳測定・デシベル尺度間の換算に関わる用語

本論文では、「デシベルの輪」による換算のために CDD (2cc coupler-to-dial difference: 実耳-ダイヤル差)、RECD (real-ear-to-coupler difference: 実耳-カップラ差)、REDD (real-ear-to-dial difference: 実耳-ダイヤル差) を用いる。

また実耳測定用語として、REAR (real-ear-aided response)、REUR (real-ear-unaided response)、REIR (real-ear-insertion response)、RESR (real-ear-saturation response) などが用いられる。これらの用語は日本聴覚医学会の用語集に記載のないものが大半であり、英名を基本として (一部に和名を併記) 用いることにした。なお difference はレベル差 (dB)、response は利得 (dB) ではなく出力レベル (dB SPL)、aided は補聴器装用下、unaided は補聴器非装用下 (裸耳)、insertion は挿入、saturation は出力音の飽和を示す。

デシベル尺度

本研究では、複数のデシベル尺度が用いられる。聴力レベル dB HL (dB Hearing Level)、感覚レベル dB SL (dB Sensation Level)、クリック刺激による ABR における dB nHL (dB normative Hearing Level) などである。ASSR による推定オージオグラムの縦軸については、使用機器名を用いて Master dB HL などと記した。

音圧レベル dB SPL (dB Sound Pressure Level) に関しては、音圧レベルは音源パ

ワーが等しくても測定音場条件によって値が変わるため、外耳道内 SPL であるのか、2cc SPL であるのか等、その都度、測定条件を明記した。なお本研究では補聴器の特性測定やイヤホンの出力レベル測定は全て 2cc カプラで行っており、例えば、補聴器の最大出力音圧レベル 120dB SPL という表記は、2cc カプラでの音圧レベルによる測定値であることを示す。

なお純音オーディオグラムに乳幼児の反応閾値を記載するにあたっては、乳幼児の外耳道内音響特性は成人のものと異なるため、成人の耳を基準に 0 dB を規定した聴力レベル (dB HL) を乳幼児に適用できないという問題がある。このため、本研究ではオーディオグラムの縦軸に使用オーディオメータによる「ダイヤルレベル」という表記を用いることとした。

難聴の程度分類

日本聴覚医学会の難聴対策委員会報告 (2014) にしたがって、軽度難聴 (聴力レベル 25dB 以上 40dB 未満)、中等度難聴 (40dB 以上 70dB 未満)、高度難聴 (70dB 以上 90dB 未満)、重度難聴 (90dB 以上) による新基準を用いた。先行研究において高度難聴と記載されたものは、高度・重度難聴と置き換えた。

2cc カプラ

補聴器やイヤホンなどの音響トランスデューサの音響測定を行う際に、測定用マイクロホンに結合される 2cc の容積をもつ金属製の音響カプラのこと。国際単位系 (SI: International System of Units) を参照すれば、「2 cm³カプラ」と表記すべきところである。しかし、海外の学術論文や学会ガイドラインにおいても 2cc という用語が広く用いられており、「2cc SPL」などの本領域独自の記載もみとめられている。本研究で示すフィッティング法の起源である、十時 (1972) や大和田 (1984, 1995, 1996, 2004) の手法も 2cc カプラという用語を用いてきたため、本研究においても 2cc カプラという表記で統一することとした。

乳児と乳幼児

本研究の実施期間中に、新生児聴覚スクリーニングの普及が急速に進んだことから、本論文はスクリーニング導入前と導入後の研究が混在する章構成となっている。スクリ

ーニング導入前後で、対象児の難聴発見年齢と補聴器装用開始年齢が大きく異なるため、0歳代については「乳児」とし、0～2歳代については「乳幼児」と呼び分けることにした。特に「乳幼児群」を対象とした3章、4章においては、対象児の具体的な年齢分布を方法の欄に記載した。

反応閾値、聴覚閾値、閾値

聴覚心理学研究において「閾値」と言う場合には、最小感度を表す最小可聴閾値（聴覚閾値）の他にも弁別閾値の場合もありうるが、本研究における「閾値」という用語は、聴覚閾値（最小可聴閾値）または反応閾値の省略語として用いている。

VRA、COR、BOA

VRAとCORについては、表1-2(11頁)を参照のこと。BOA(behavioral observation audiometry：聴性行動反応聴力検査)は行動観察的検査法の一つで、検査音、楽音、肉声などの音刺激に対する対象児の定性的な聴性行動反応を指標に、聴取反応がみられたか否かを検査者が判定する。0歳児から適用可能であるが、定量的な反応閾値を測定しうる方法ではない。

フォーム材イヤチップ (foam-ear tip)

インサートイヤホンに結合できる多孔質の発泡素材による既成耳せんのこと。3A、3B、3Cの3サイズがある。

リニア補聴器、ノンリニア補聴器

リニア補聴器とは、入力音に対する出力音とのレベル差(利得)が一定である従来型の線形的増幅を施すアンプを搭載した(アナログ)補聴器のことを指す。これに対し、ノンリニア補聴器とは、利得が入力音レベルに対して一定でなく、非線形的増幅を行うアンプを搭載した補聴器のことを指す。現在のほとんどのデジタル補聴器は、ノンリニア増幅による圧縮(もしくは伸張)増幅を行う機能を有している。

第6節 倫理的配慮

本研究で行われた聴力測定、補聴器適合および装用訓練およびこれらに関わる助言・指導は、教育・療育施設においては、施設長の管理下で教育・療育活動の一環として行われた。また医療施設においては、医師の指示下による医療行為（言語聴覚士法施行規則第22条に定める診療補助行為）の一環として行われた。

個人情報の保護に関しては、個人が特定されないよう匿名化した。教育・療育機関において収集された資料やデータは、施設長の管理下で厳重に保管された。医療機関において収集された資料やデータは、すべてカルテ（診療録）に収納され院内のカルテ庫に厳重に保管された。後方視的研究においてカルテ記録を参照するにあたっては、個人の匿名化、プライバシーの保護を条件に、研究発表などに使用される可能性があることを院内の入り口に掲示・公表して同意を得た。また万一、対象者に過大な心理的支障が生じた場合には、主治医から、他医療機関、臨床心理士ないし心療内科へ紹介する用意があった。

難聴の原因検索にあたって、遺伝子検査、先天性サイトメガロウイルス感染の検査などを行う際、これらに関する主治医からの説明と保護者からの同意書を得た上で適切に実施された。また研究者と、メーカー・企業等との間に利益相反に該当する事項はない。さらに本論文の主旨は、手話言語を主体とした教育的立場を否定するものではないこと、聴覚障害児の医療・教育界においてバリアフリー・コンフリクトが生じている社会的状況に鑑み（現代思想編集部，2000；大沼，2012）、聴能教育と手話教育は互いに尊重されるべき関係にあることを記す。

第Ⅱ部 視覚強化聴力検査（VRA）による聴覚障害乳幼児の
純音聴力閾値測定に関する研究

第2章 インサートイヤホンの基準等価閾値音圧レベルへの適合法の構築

第1節 目的

第II部は、VRA (visual reinforcement audiometry: 視覚強化聴力検査) による聴覚障害乳幼児の純音聴力測定を主題とするが、まず本章では、気導純音聴力検査にインサートイヤホン (insert earphones: 挿入形イヤホン) を使用する際の前提となるオーディオメータの較正技術・手順について検討を行う。具体的には、ISO389-2 (1994)、ANSI S3.6 (1996) の国際規格による基準等価閾値音圧レベルを参照しながらその較正・測定法を構築し、出力レベルの較正值への適合およびレベル直線性評価のための一手順を明示することを目的とした。

第2節 方法

1. 使用したオーディオメータ

海外/国内製の診断用オーディオメータ、2機種を使用して検討することとした。海外/国内製の2機種を用いた理由は、現在のところ、インサートイヤホンへの対応の可否に関して後述するようなオーディオメータの性能差がみられるためである。海外製オーディオメータにはデンマークの Interacoustics 社 AD229e を、国内製オーディオメータにはリオン社 AA-76 を使用した。これらのオーディオメータにインサートイヤホンを接続して、出力レベルを測定することとした。以下に、オーディオメータ2機種の概要について述べる。

2機種の基本性能を、表 2-1 に示した。AD229e は JIS 適用規格タイプ2、2チャンネル型オーディオメータで、気導受話器・インサートイヤホンのいずれにも対応していた。出力端子に標準モノジャックを左右別に備えており、TDH タイプの気導受話器とインサートイヤホン (いずれも標準モノプラグを接続端子に採用) を正面パネルのスイッチで切り換えて使用可能であった。較正に関しても、両トランスデューサ別にそれぞれ独立に較正值を設定することができた。本研究で使用した AD229e は、気導受話器 (Telephonics 社 TDH 39P イヤホン) 用と 3A インサートイヤホン用の2つの較正を施したものである。

表 2-1 使用したオーディオメータの基本性能

型番	メーカー (製造国)	JIS 適用 規格	チャン ネル数	入力端子	出力端子	インサート イヤホン
AD229e	Interacous tics 社 (デ ンマーク)	タイプ 2	2 チャン ネル型	2 系統	気導受話器 / イン サートイヤホン 骨導受話器 外部出力 (2 系統)	対応
AA-76	リオン社 (日本)	タイプ 3	1 チャン ネル型	1 系統	気導受話器 骨導受話器 外部出力 (1 系統)	非対応

AA-76 はインサートイヤホンに非対応であり同イヤホンを接続できないため、本研究では変換ケーブル (図 2-1) を介して接続することとした。

一方で、AA-76 は JIS 適用規格タイプ 3、1 チャンネル型オーディオメータであった。本機は国内製の乳幼児・幼児聴力検査用オーディオメータとして、現在わが国で広く使用される代表的機種の一つであるが、インサートイヤホンには非対応であった。そもそも接続のための出力端子に DIN コネクタ (5 pin) を採用しており、インサートイヤホンのプラグと形状が異なるため接続ができなかった。さらに気導受話器とインサートイヤホンの較正を別々に設定する機能もなく、一旦、オーディオメータを気導受話器用に較正してしまえば、仮にインサートイヤホンを接続できたとしても同イヤホンのための較正を追加的に設定できなかった。

AA-76 にはこのような使用上の難点が見られたが、本研究ではこれを解決するために、試験的に同機種にインサートイヤホンを接続するための変換ケーブル (DIN コネクタ→左右別の標準モノジャック) を特注で用意して、まず接続ができるようにした。図 2-1 に、変換ケーブルを用いて AA-76 にインサートイヤホンを接続した様子を示した。ただし、使用した AA-76 は、気導受話器 (Rion 社 AD-06B イヤホン) 用の較正が施されていた。言い換えると、このように接続しただけではインサートイヤホンは較正值を参照したことにはならず、ダイヤルレベルは聴力レベルに適合したとはいえない。そこで本研究では、第 3 項で後述するように、この接続状態で出力レベルを測定して較正值とのレベル差を把握することにした。

2. インサートイヤホンと測定機器の結合

3A インサートイヤホンの出力レベル測定用の音響カプラとして、1994 年の ISO 389-2 では 2 種類 (IEC 126 カプラ, IEC 711 カプラ) が規定されたが、1996 年の ANSI S3.6 では 2cc HA-1 カプラが追加された。これらの規格では、基準等価閾値音圧レベルが 0.5dB で丸められて 125~8000Hz の帯域内の周波数 (全 23 周波数) 別に記載されている。現行のインサートイヤホンの取扱説明書には、これらの 2 つの規格を元に 3 つの音響カプラによるそれぞれ異なる較正值が、オーディオメータの測定周波数 (11 周波数) 別に記載されている。記載された音響カプラは、IEC126 に準拠した音響カプラとして Brüel & Kjær 社の DB-0138 カプラ (現在は製造中止で、後継タイプは 4946 カプラ)、IEC711 カプラ (密閉型擬似耳)、2cc HA-1 カプラの 3 種類である。なお、較正值と基準等価閾値音圧レベルの関係は、次の式で表される。

$$\text{較正值 (dBSPL)} = \text{基準等価閾値音圧レベル (dBSPL)} + 70\text{dB} \quad \dots\dots [\text{式 2-1}]$$

本研究では、インサートイヤホンの出力レベルと ISO と ANSI に基づく較正值を比較するために、オーディオメータ 2 機種 (AD229e, AA-76) に 3A インサートイヤホン (E-A-R TONE, 3A insert earphones, インピーダンス=10Ω) を接続して、カプラ内出力レベルを測定することとした。音響カプラは、米国 Frye Electronics 社の 2cc HA-1 カプラを用いた。測定機器には積分型普通騒音計 (Aco 社 Type6226) を使い、騒音計のコンデンサマイクロホンに同カプラを結合した。3A インサートイヤホンの先端部 (ニップル部) にはフォーム材イヤチップ (E-A-R LINK 3A) を結合し、同チップとカプラを粘着材で固定した。なおカプラとマイクロホンの結合に関して、一般の騒音計のマイクロホン径は 12.7mm ($\phi = 1/2\text{in}$) あるいは 25.4mm ($\phi = 1\text{in}$) であり、2cc HA-1 カプラの内径 (14.0mm) と合わなかった。このため、本研究では径が適合するようにマイクロホン径を 14.0mm に改造した特注の騒音計を使用した。



図 2-1 AA-76 へのインサートイヤホンの接続

3A インサートイヤホンのプラグを、変換ケーブルを介してオーディオメータ（リオン社 AA-76）の気導受話器用出力端子（Din コネクタ）に接続した。

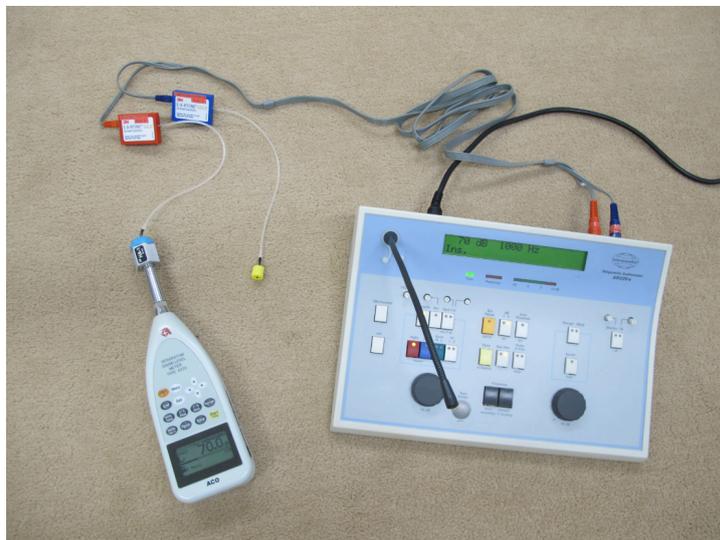


図 2-2 AD229e とインサートイヤホン、音響カプラ、騒音計の接続・結合

3A インサートイヤホンを騒音計（Aco 社 Type6226）に結合した。騒音計のコンデンサマイクrohホン（径を 14mm に改造）に 2cc HA-1 カプラを結合し、粘着材で同イヤホンのフォーム材イヤチップを固定した。本図はオーディオメータ（Interacoustics 社 AD229e）による。

3. インサートイヤホンの出力レベル測定

3A インサートイヤホンをオーディオメータに接続し、純音の出力レベルを測定して、較正值との差を比較した。〔A〕はインサートイヤホン用に較正したオーディオメータ（較正值は ISO と ANSI に基づく）を、〔B〕は耳載せ形の気導受話器用に較正したオーディオメータ（較正值は JIS に基づく）を使用した。〔B〕の測定を行うのは、現在のわが国ではインサートイヤホン非対応のオーディオメータが多く使用されており、これらの機種への対応も考慮しなければならないからである。

〔A〕はオーディオメータ AD229e を使用し、〔B〕はオーディオメータ 2 機種（AD229e、AA-76）を使用した。〔B-1〕AD229e は気導受話器（TDH 39P イヤホン）で較正され、〔B-2〕AA-76 は気導受話器（AD-06B イヤホン）で較正されたものであった。このように〔B〕を 2 条件で行うのは、受話器イヤホン・耳あてゴム材固有の音響的特性差（日本耳鼻咽喉科学会 JIS 改訂委員会，1986）が測定結果に影響する可能性を考慮したためである。3つの接続条件〔A〕、〔B-1〕、〔B-2〕について、オーディオメータにインサートイヤホンを接続し、ダイヤルレベルを 70dB に合わせたときの純音の出力レベルを HA-1 カプラ内音圧レベルで測定し、同カプラによる較正值〔式 2-1〕と比較した。オーディオメータの JIS の「レベル精度」の項には、125～4000Hz では±3 dB、6000～8000Hz では±5 dB を超えて表示値と異なってはならないと記載されているため、出力レベルと較正值の差がこの規格値の範囲にあるかどうか調べた。

測定周波数は、オーディオメータ（タイプ 2 以上）から出力される 11 周波数（125Hz、250Hz、500Hz、750Hz、1000Hz、1500Hz、2000Hz、3000Hz、4000Hz、6000Hz、8000Hz）とした。なお今回、測定機器として用いた騒音計（Type6226）は JIS のクラス 2 であったが、同機種の性能表によると測定周波数範囲は 20～10000Hz であった。したがって FLAT 特性のモードに設定することにより、対象とする全 11 周波数を計測可能と考えられた。本騒音計による測定周波数範囲は、標準的な補聴器特性測定装置による 200～8000Hz の分析帯域（JIS C5512：2000 補聴器による）よりも広く、今回の測定要件を十分に満たすものだった。

さらに、レベル上昇に伴うレベル直線性も評価した。ダイヤルレベルを 70dB から 5 dB ステップで最大レベルまで（あるいは飽和が生じるまで）上げていき、どのレベルまで出力レベルが線形的に上昇するかを調べた。検査において、出力の上限値となるダイヤルレベルを知るためである。オーディオメータの JIS の「調整器の精度」の項には、

1 dB を超える誤差があつてはならないと記載されているため、ダイヤルレベルの上昇（5dB ステップ）に伴う出力レベルの上昇が 4.0dB を下回った時点で、飽和が生じたと判定した。

なお測定時の温度と湿度は、オーディオメータの JIS および騒音計（サウンドレベルメータ）の JIS（C1509-1：2005）に記載される条件を満たしていた。

第3節 結果

1. インサートイヤホンの出力レベルと較正值の比較

測定したインサートイヤホンの出力レベルを、表 2-2、2-3、2-4 に示した。〔A〕インサートイヤホン用に AD229e 較正した場合、〔B-1〕気導受話器（TDH39P イヤホン）用に較正した AD229e にインサートイヤホンを接続した場合、〔B-2〕気導受話器（AD-06B イヤホン）用に較正した AA-76 にインサートイヤホンを接続した場合における出力レベルと較正值とのレベル差を示す。いずれも、同一の音響カプラ（HA-1 カプラ）を用いた値である。

表 2-2、2-3、2-4 の出力レベルと較正值の比較をみると、〔A〕のインサートイヤホン用に AD229e を較正した場合、右／左用とも、レベル差は全ての周波数で ± 0.3 dB 以内のきわめて僅差にとどまった。一方、〔B-1〕〔B-2〕の気導受話器用にオーディオメータを較正した場合、AD229e、AA-76 の両機器間の差は、125～4000Hz では ± 3 dB 以内、6000～8000Hz では ± 6 dB 以内であり、出力レベルの傾向は概ね近似した。出力レベルと較正值のレベル差を比較すると、両機種とも 125Hz で+15dB、250Hz で+5dB を超える高い値を示し、6000Hz で-10dB、8000Hz で-5 dB よりも低い値を示した。500～4000Hz の 7 周波数では、較正值との差は ± 5 dB 以内に収まっていたものの、一部に JIS の規格値である ± 3 dB を超えるレベル差がみられた周波数もあった。

表 2-2 インサートイヤホンの出力レベルと較正值の比較

[A] インサートイヤホン用にオーディオメータ AD229e を較正した場合

周波数 (Hz)	①較正值 (dB SPL)	② カプラ内出力 レベル (dB SPL)		② - ① の レベル差 (dB)	
		右	左	右	左
125	96.5	96.4	96.3	-0.1	-0.2
250	84.5	84.3	84.7	-0.2	0.2
500	76.0	76.2	76.0	0.2	0.0
750	72.0	71.9	72.2	-0.1	0.2
1000	70.0	70.0	69.9	0.0	-0.1
1500	70.0	70.1	70.0	0.1	0.0
2000	72.5	72.6	72.5	0.1	0.0
3000	72.5	72.5	72.4	0.0	-0.1
4000	70.0	70.2	70.3	0.2	0.3
6000	67.5	67.5	67.5	0.0	0.0
8000	66.5	66.5	66.2	0.0	-0.3

3A インサートイヤホン用に AD229e を較正した場合での、同イヤホンのカプラ内出力レベル (HA-1 カプラ) 周波数別に示した、カプラ内出力レベルと較正值とのレベル差 (= ②-①) は、全て±0.3dB 以内の僅差となった。

表 2-3 インサートイヤホンの出力レベルと較正值の比較
 [B-1] 気導受話器用にオーディオメータ AD229e を較正した場合

周波数 (Hz)	①較正值 (dB SPL)	② カプラ内出力 レベル (dB SPL)		② - ① の レベル差 (dB)	
		右	左	右	左
125	96.5	114.8	114.4	18.3	17.9
250	84.5	90.7	90.5	6.2	6.0
500	76.0	76.1	75.7	0.1	-0.3
750	72.0	71.6	71.1	-0.4	-0.9
1000	70.0	72.6	72.1	2.6	2.1
1500	70.0	73.1	72.7	3.1	2.7
2000	72.5	76.2	76.0	3.7	3.5
3000	72.5	72.6	72.2	0.1	-0.3
4000	70.0	72.4	72.1	2.4	2.1
6000	67.5	51.2	52.7	-16.3	-14.8
8000	66.5	57.1	57.2	-9.4	-9.3

気導受話器 (TDH39P イヤホン) 用に AD229e を較正した場合での、3A インサートイヤホンのカプラ内出力レベル (HA-1 カプラ) 周波数別に示した。カプラ内出力レベルと較正值とのレベル差 (=②-①) について、125~4000Hz では±3 dB (JIS の規格値) を超えた箇所、6000~8000Hz では±5 dB (同規格値) を超えた箇所には網掛けをした。

表 2-4 インサートイヤホンの出力レベルと較正值の比較
 [B-2] 気導受話器用にオーディオメータ AA-76 を較正した場合

周波数 (Hz)	①較正值 (dBSPL)	② カプラ内出力 レベル (dBSPL)		② - ① の レベル差 (dB)	
		右	左	右	左
125	96.5	116.4	115.3	19.9	18.8
250	84.5	90.1	90.3	5.6	6.8
500	76.0	75.7	75.1	-0.3	-0.9
750	72.0	70.2	68.6	-1.8	-3.4
1000	70.0	70.4	69.3	0.4	-0.7
1500	70.0	72.7	72.5	2.7	2.5
2000	72.5	74.8	74.8	2.3	2.3
3000	72.5	74.0	74.9	1.5	2.4
4000	70.0	69.8	70.0	-0.2	0.0
6000	67.5	57.2	55.1	-10.3	-12.4
8000	66.5	58.3	58.6	-8.2	-7.9

気導受話器 (AD-06B イヤホン) 用に AA-76 を較正した場合での、3A インサートイヤホンのカプラ内出力レベル (HA-1 カプラ) を周波数別に示した。カプラ内出力レベルと較正值とのレベル差 (=②-①) について、125~4000Hz では±3 dB (JIS の規格値) を超えた箇所、6000~8000Hz では±5 dB (同規格値) を超えた箇所には網掛けをした。

2. インサートイヤホンのレベル直線性の評価

インサートイヤホンのレベル直線性の評価について、表 2-5 に〔A〕〔B-1〕〔B-2〕の各条件で、飽和せずに出力可能であった上限のダイヤルレベル（上限値）を示した。オーディオメータの機種によって最大のダイヤルレベル（最大値）が異なるため、この値も併記した。つまり、上限レベルに達するまではレベル直線性が維持されたことになる。

レベル直線性について接続条件別にみると、〔A〕AD229e の場合、オーディオメータのダイヤルレベルを 5dB ステップで最大値まで上昇させていっても、出力特性のレベル直線性は維持され続け、飽和は生じなかった。一方で〔B-1〕〔B-2〕の気導受話器用に較正されたオーディオメータを使用した場合、ダイヤルレベルが上昇するとレベル直線性が保たれない周波数があることが確認された。〔B-1〕の AD229e では 125～500Hz の 3 周波数において、〔B-2〕の AA-76 では 125～3000Hz の 8 周波数において飽和が生じていた。

表 2-5 インサートイヤホン接続時のダイヤルレベル（最大値と上限値）

オーディオ メータ	AD229e				AA-76	
	〔A〕		〔B-1〕		〔B-2〕	
周波数 (Hz)	ダイヤルレベル					
	最大値	上限値	最大値	上限値	最大値	上限値
125	90	90	90	80	90	80
250	105	105	110	105	110	100
500	110	110	120	115	125	115
750	115	115	120	120	130	120
1000	120	120	120	120	130	125
1500	120	120	120	120	130	125
2000	120	120	120	120	130	125
3000	120	120	120	120	130	125
4000	115	115	120	120	125	125
6000	100	100	115	115	115	115
8000	95	95	110	110	110	110

インサートイヤホンのダイヤルレベル（最大値と上限値）について、〔A〕のインサートイヤホン用に AD229e を較正した場合、〔B-1〕の気導受話器（TDH39P イヤホン）用に AD229e を較正した場合、〔B-2〕の気導受話器（AD-06B イヤホン）用に AA-76 を較正した場合の、3つの接続条件について記した。最大値は、オーディオメータが表示可能な最大のダイヤルレベルを示す。上限値は、飽和なしに出力可能な上限のダイヤルレベルを示す。最大値に達する前に、上限値となった箇所には網掛けをした。

第4節 考察

本研究では、気導純音聴力検査へのインサートイヤホン適用の前提として必要となる同イヤホンの較正手順について、改定 JIS (2011) の元となった ISO と ANSI に基づく較正值への適合とレベル直線性の評価の点から検討した。

1. インサートイヤホンの出力レベルと較正值の比較

〔A〕のインサートイヤホン用にオーディオメータ (AD229e) を較正した場合、同イヤホンの出力レベルは較正值に ± 0.3 dB 以内のごく僅差で適合していた。オーディオメータのレベル精度に関して、JIS は 125~4000Hz (ANSI では 125~5000Hz) 間は ± 3 dB、6000~8000Hz 間は ± 5 dB を超えて表示値と異なってはならないと記載している。AD229e はインサートイヤホンに対応した性能をもつが、本研究で用いた手順により基準等価閾値音圧レベルに対して、きわめて高いレベル精度で適合していたことが明らかとなった。本研究の結果からインサートイヤホンの出力レベル測定自体の信頼性は高く、規定の音響カプラを用いれば出力レベルを較正值に適正に適合できることが分かる。

一方で、〔B-1〕〔B-2〕の気導受話器用に較正したオーディオメータを使用した場合、AD229e、AA-76 とも、出力レベルと較正值間にレベル差がみられた。較正值とのレベル差は、500~4000Hz の 7 周波数の帯域では ± 5 dB 以内に収まっていたものの、一部に ± 3 dB の規格値を超えた周波数もみられた。また 125Hz~250Hz の低周波数帯、6000~8000Hz の高周波数帯では規格値の範囲を大きく超えるレベル差がみられた。JIS と ANSI のレベル精度の点からみると、出力レベルは較正值に適合したとはいえなかったことになる。もともと気導受話器用に較正されたオーディオメータにインサートイヤホンを接続したのであるから、規格値を超えるレベル差が生じたのは当然の結果と思われる。

このレベル差が生じた原因について若干、考察を加える。気導受話器の周波数特性差について、小川(1984)の報告によると、AD-06 イヤホンと TDH-39 イヤホンの NBS-9A カプラ内の周波数特性差は、6000Hz を除き、最大で ± 4 dB 以内で収まっていた。また日本耳鼻咽喉科学会 JIS 改訂委員会 (1986) の報告によると、8 種類の耳載せ形気導受話器の基準等価閾値音圧レベルは 125~4000Hz の範囲では ± 5 dB 以内の差で、6000~8000Hz においては ± 7 dB 以内の差であった。本研究の〔B-1〕と〔B-2〕の両者の出力レベルの差は 125~4000Hz の範囲では ± 3 dB 以内、6000~8000Hz の範囲では \pm

6 dB 以内の差であり、今回使用した2つの気導受話器は先行報告と矛盾しない数値の範囲で近似した特性と思われた。したがって〔A〕と〔B〕の出力レベルの差には、インサートイヤホンと耳載せ形イヤホン固有の周波数特性差が反映したと考えるのが適当と思われる。

2. インサートイヤホンのレベル直線性の評価

インサートイヤホンのレベル直線性の評価の結果をみると、3つの接続条件によってオーディオメータの上限のダイヤルレベルが異なっていた。〔A〕のインサートイヤホン用に較正された AD229e を使用した場合は、レベル直線性も維持され、飽和が生じた周波数は見あたらなかった。

一方で〔B-1〕〔B-2〕の気導受話器用に較正されたオーディオメータを使用した場合は、ダイヤルレベルを上昇させると、レベル直線性が維持されずに、飽和が生じた周波数がみられた。AD229e と AA-76 は最大ダイヤルレベルが同じではないため単純に比較できないが、両オーディオメータともに飽和した周波数がみられ、特に 500Hz 以下の低周波数帯では顕著に生じていた。表 2-3、2-4 の結果に照らしてみると、低周波数帯において較正值よりも出力レベルが高いことの影響と思われる。

インサートイヤホンの最大出力レベルについては、米国 Etymotic Research 社による製品の性能表 (ER-3A, ER-5A) に周波数別の記載があるが、本研究では、気導受話器用に較正されたオーディオメータで使用すると飽和が生じる周波数があることが分かった。このためインサートイヤホンを気導受話器用に較正されたオーディオメータで使用する場合には、どの周波数で、どのダイヤルレベルを超えるとレベル直線性が崩れ始めるのか、上限値を予め実測して把握することが必要と考えられた。上限値以下のダイヤルレベルの範囲であれば、適正なレベル直線性を保ちながらダイヤルレベルの上昇／下降ができるからである。

3. 気導受話器用に較正されたオーディオメータ使用時の対応

気導受話器用に較正されたオーディオメータを使用する場合、較正值とのレベル差がレベル精度の規格値を超えた周波数においては、このレベル差に基づいて換算を行うのが適切と考えられる。Ballad, Clemis and Killion (1986) は、インサートイヤホンの開発初期の報告において、すでに換算値を得る手順を含めて論じている。

換算のための計算手順を、以下に示す。換算が必要な周波数においては、以下の式によってカプラ内出力レベル（オーディオメータのダイヤルレベル 70dB にて）と較正值とのレベル差から換算値を得ることができる [式 2-2]。

$$\text{換算値} = \text{カプラ内出力レベル (dB SPL)} - \text{較正值 (dB SPL)} \quad \dots\dots\dots [\text{式 2-2}]$$

$$\text{ダイヤルレベル} + \text{換算値} = \text{聴力レベル (dB HL)} \quad \dots\dots\dots [\text{式 2-3}]$$

得られた換算値をダイヤルレベルに加算すれば、基準等価閾値音圧レベルに対応したデシベル尺度（すなわち、聴力レベル）へ変換させることができる [式 2-3]。この換算値は、表 2-3、2-4 のレベル差 (②-①) が相当するが、これらの数値を Ballad et al. (1986) が報告した 125~8000Hz の 7 周波数による結果と比べたところ、±4 dB 以内の範囲の差で近似していた。

ここまでの内容をオーディオメータの較正の手順として、インサートイヤホンへの対応／非対応に分けて、図 2-3 にまとめた。同図によれば、インサートイヤホン対応（較正可能）のオーディオメータの場合は、ISO と ANSI を参照して較正を施し、検査周波数のレベル直線性を調べてダイヤルレベルの上限値を確認すればよい。また、インサートイヤホン非対応（気導受話器用に較正）のオーディオメータの場合は、ISO と ANSI に基づく較正值とのレベル差を利用して換算を行い、続けて検査周波数のレベル直線性を調べてダイヤルレベルの上限値を確認すればよい。本手順を踏めば、インサートイヤホンを基準等価閾値音圧レベルに対応させて、気導純音聴力検査に適用できると考えられる。

4. 気導純音聴力検査へのインサートイヤホン適用に関して

本研究は、気導純音聴力検査へインサートイヤホンを適用する際の前提となる検査用純音のレベル較正に関して、インサートイヤホン非対応のオーディオメータも含めて検討したものである。本研究の最も重要な点は、インサートイヤホンの出力レベルを ISO

と ANSI の基準等価閾値音圧レベルに対応させるための一手順を具体的に示したことにあろう。今回、周波数精度、高調波歪み、マスキングノイズ、妨害音などを含めて検討できたわけではないが、手順上の詳細として、インサートイヤホンのオーディオメータへの接続方法、規定された音響カプラの選択、音響カプラと測定用コンデンサマイクロホンの結合、測定機器の測定周波数範囲、較正值とのレベル差の把握、レベル直線性の評価に関する留意事項を示すことができた。計測には Brüel & Kjær 社の精巧な測定システムと音響カプラを使用するのが最も適切であろうが、前述の留意事項に対応がなされていれば、規定の音響カプラを結合できるマイクロホンを用いた測定システム（騒音計または補聴器特性測定装置）によって、インサートイヤホンの較正（あるいは測定）作業が可能となる。本研究はその具体的手順を例示したことになるが、この作業を経れば、オーディオグラムの縦軸である聴力レベル（dBHL）に準拠したデシベル尺度を適用できることになる。

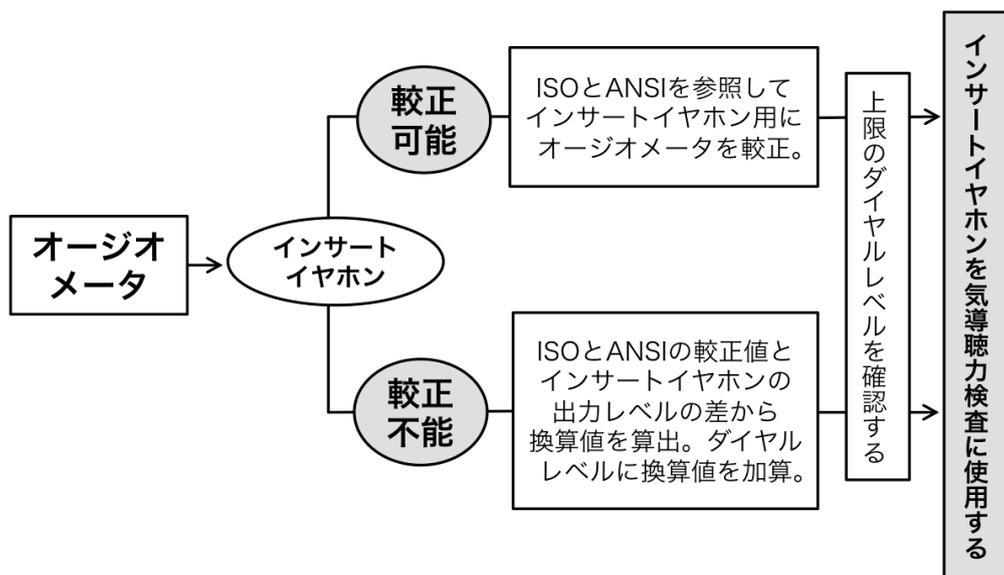


図 2-3 インサートイヤホンの較正とレベル直線性の評価までの手順

オーディオメータのインサートイヤホン対応の可否から、較正可能／較正不能に分けて示した。気導受話器に較正され、インサートイヤホン用に較正不能のオーディオメータの場合は、換算値（＝2 cc カプラ内出力レベル－較正值）を加算することによって聴力レベル尺度へ対応させる。あわせて、ダイヤルレベルの上昇によってレベル直線性が維持されるか評価し、飽和が生じた場合は上限のダイヤルレベルを予め確認しておく必要がある。

現在わが国においては、2011年のオーディオメータのJIS改訂によりインサートイヤホンに関する国際規格への対応がなされたところであり、今後、成人の純音聴力検査はもとより、特に乳幼児聴力検査においてインサートイヤホンの使用が期待されると思われる。近年、わが国の補聴臨床においてもインサートイヤホンを利用した試みが報告されており（福元，杉原，友森，竹内，2001；富澤，加藤，2003）、日本聴覚医学会（2010）の「補聴器適合評価の指針」の項目にも、挿入形イヤホンという名称で利用法が記載されている。ただし、基準等価閾値音圧レベルへの適合を行ったとしても、元々、聴力レベル尺度は、耳科学的に正常な被験者（JISでは18～30歳の成人男女）を基に規定されている。これに対し Feign, Kopun, Stelmachowics and Gorga (1989)、Moodie et al. (2000)、Bagatto et al. (2002) など多くの研究者が、低年齢児の外耳道音響特性は成人と異なることを指摘してきた。つまり、成人と外耳道の音響条件が異なる乳幼児に対して、聴力レベル尺度を適用するのが妥当であるとの確証はないことになる。本論文ではこの課題への対策を第Ⅲ部で論じながら、乳幼児の聴力測定と補聴への包括的な対応法について述べることにしたい。

5. 本章のまとめ

インサートイヤホンを気導純音聴力検査に適用する前提として、オーディオメータからの出力純音の較正手順が必要となる。本章では、インサートイヤホンをオーディオメータ2機種（AD229e、AA-76）に接続し、ISOとANSIに基づく較正值への適合手順を明示することを目的に検討を行った。本研究で採用した手順を通して得られた知見は、次の2点にまとめられる。

- 1) インサートイヤホン対応のオーディオメータ（AD229e）では、較正值に規格内で適合させることが可能であった。ダイヤルレベルを最大値まで上昇させても、レベル直線性は維持されたままで飽和は生じなかった。
- 2) 気導受話器（TDH39P イヤホン、AD-06B イヤホン）用に較正されたオーディオメータ（AD229e、AA-76）では、インサートイヤホンの較正值に適合しない周波数が複数みられた。規格内で適合しない周波数においては、較正值とのレベル差を換算値として利用して基準等価閾値音圧レベルに対応させる手順が必要となっ

た。また、ダイヤルレベルを上昇させるとレベル直線性が保たれない周波数がみられたため、使用上、ダイヤルレベルの上限値を把握する必要があった。

2011年のオーディオメータのJIS改訂により、今後、わが国においてもインサートイヤホンは普及すると思われる。本研究はインサートイヤホン非対応の国内製オーディオメータを含め、基準等価閾値音圧レベルに対応させるための一手順を構築して明示した。今後、特に乳幼児聴力検査へのインサートイヤホンの適用が期待される。

第3章 聴覚障害乳幼児に対するインサートイヤホン装着下のVRA における測定可能率の検討

第1節 目的

本章ではわが国における従来の手法と異なる試みとして、聴覚障害乳幼児に対してVRA（visual reinforcement audiometry：視覚強化聴力検査）による純音聴力測定を行う。特に、VRAによるインサートイヤホン装着下の気導純音聴力測定、補聴器装用下の閾値測定の測定可能率を検討する。

これまでわが国では、乳幼児を対象とした行動観察による気導純音聴力測定法としてCOR（conditioned orientation response audiometry：条件詮索反応聴力検査）が広く用いられてきたが、CORの改良法であるVRAを用いれば、より正確度の高い周波数別の閾値情報を左右耳別に得られることが期待される。本論文ではすでに前章において、インサートイヤホンの基準等価閾値音圧レベルへの適合手順に関する検討を行ったところであり、引き続き聴覚障害乳幼児に対するインサートイヤホン装着下のVRAの適用について、その有用性を明らかにすることは重要と思われる。そこで本章では、3歳未満の聴覚障害乳幼児を対象に、VRAによる気導純音聴力測定を行い、測定結果と測定可能率から同手法の実用性の評価を行うことを目的とした。また補聴器装用下／非装用下のVRAの組み合わせから、リニア補聴器の増幅効果を推定する手法の意義についても考察することとした。

第2節 方法

1. 対象児

都内のA難聴幼児通園施設（現児童発達支援センター）を利用する2歳6ヵ月以下の聴覚障害乳幼児のうち、明らかな重複障害を伴わない37名74耳（男児18名、女児19名）を対象とした。本研究は1998年9月～2002年7月までの検査記録を元にまとめたもので、同地域の対象児に新生児聴覚スクリーニングの受検者は含まれていなかった。VRAによる初回検査時年齢は0歳10ヵ月～2歳5ヵ月（平均＝1歳8ヵ月、SD＝6.3ヵ月）まで分布しており、初回検査の時点ですでに23名が補聴器装用を開始していた。表3-1に、初回VRA検査時における対象児の月齢分布を示した。

表 3-1 初回 VRA 検査時における対象児の月齢分布

月齢	9～11	12～14	15～17	18～20	21～23	24～26	27～29	(ヵ月)
人数	5	5	6	5	3	6	7	(名)

初回 VRA 検査時の対象児 (計 37 名) の月齢を 3 ヶ月段階に分けて、人数を示した。

対象児の聴力レベルについて、37 名のうち 36 名は診断医療機関で聴力レベル 70dB 以上の高度または重度難聴を疑われていた。1 名は、高音急墜型難聴を疑われた。なお本研究期間中に対象児が使用していた補聴器は、すべてリニア増幅タイプ (非圧縮の線形増幅) の耳かけ形補聴器であった。

2. VRAの検査手順

検査用オーディオメータには、Interacoustics社 AC30を使用した。検査周波数は、初期の聴力評価において重要となる 5 周波数 (250Hz, 500Hz, 1000Hz, 2000Hz, 4000Hz) とした。AC30に3Aインサートイヤホン (E-A-RTONE 3A insert earphones, インピーダンス=10Ω) を接続し、同イヤホンのニップル部にイヤモールド (耳かけ形補聴器用) もしくは、フォーム材イヤチップ (E-A-R LINK 3Bタイプ) を結合して被検児の外耳道に装着した。図3-1の写真は、乳幼児がインサートイヤホンを装着した様子を示す。図3-2の写真は、インサートイヤホンとイヤモールドを結合した様子を示す。なお、対象児の一部に気導受話器の装着を試みた者も含まれた。



図 3-1 3Aインサートイヤホンを装着した乳幼児

インサートイヤホンの装着により、オージオメータからの検査音を左右耳別に提示することが可能となる。本図では、E-A-R LINK 3Bフォーム材イヤチップを耳に挿入した。

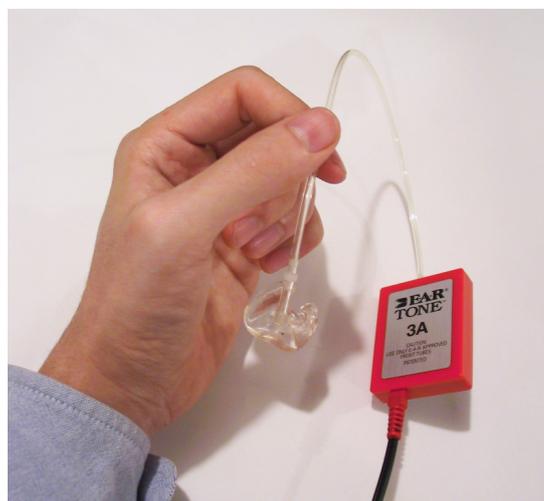


図 3-2 3Aインサートイヤホンとイヤモールドの結合

イヤモールド（耳かけ形補聴器用）との結合により、補聴器装用下と同一の実耳特性を反映した反応閾値（EDT：earmold-derived threshold）の測定を行うことができる。

表 3-2 AC30によるインサートイヤホンの出力レベルと較正值の比較

周波数 (Hz)	①較正值 (dBSPL)	②カプラ内出力レ ベル (dBSPL)		換算値 (dB)		上限値の ダイヤルレベル
		右	左	右	左	
125	96.5	110.7	109.8	15	15	85
250	84.5	89.4	88.0	5	5	105
500	76.0	74.3	73.2	0	0	115
1000	70.0	72.8	71.1	0	0	125
2000	72.5	74.5	75.5	0	0	120
4000	70.0	72.7	73.2	0	5	120
8000	66.5	65.3	62.4	0	0	85

較正值は、ISO389-2 1994とANSI S3.6-1996 の基準等価閾値音圧レベルに基づくもので、2ccHA-1カプラによる較正值を示す。気導受話器で較正されたオーディオメータ（Interacoustics社 AC30）にインサートイヤホンを接続し、各周波数の出力レベル（ダイヤルレベル70dB時）をFONIX-6500CXにて2ccHA-1カプラで測定した。較正值と出力レベルに差があった場合（JISとANSIのレベル精度に関する規格にしたがって、125～4000Hzでは3 dBを超えた場合、8000Hzでは5 dBを超えた場合）、換算値による補正を行う。換算値（=②-①）を5 dBで丸めたところ、125Hzは+15dB、250Hzは+5dB、4000Hz（左のみ）は+5 dBの値となった。

オーディオメータAC30は、気導受話器／インサートイヤホン用の出力端子（標準モノジャック）が共用のタイプであった。両トランスデューサはプラグを差し替えて使用可能であるが、各々の較正值を設定できなかった。そこで第2章の換算法（図2-3）を採用して、ISOとANSIに基づく較正值に対応させることにした。気導受話器により較正されたAC30にインサートイヤホンを接続し、同イヤホンの周波数別の純音の出力レベルを、予め補聴器特性測定装置（Frye Electronics社 FONIX 6500-CX）によって2cc HA-1カプラ内で測定して、[式2-2]にしたがって較正值とのレベル差を確認した（表3-2）。[式2-3]により、このレベル差を補正すれば、被検児の反応閾値を表すオーディオメータのダイヤルレベルを、便宜的にオーディオグラム上に記録できることになる。

ただし、本研究ではオーディオグラムの縦軸尺度を「聴力レベル」ではなく「ダイヤルレベル」と表記することとした。この理由には、乳幼児から得られる聴力の値はあくまで反応閾値（MRL：minimum response levels）であって、可聴限を表す聴覚閾値を

意味しないという指摘 (ASHA, 1993) の他にも、次の理由が加わっている。JISの「聴力レベル」は耳科学的に正常な被験者 (18~30歳の成人男女) の最小可聴閾値の最頻値を基準レベル (0 dB) とする尺度であり、Moodie et al. (2000) が指摘するように成人と外耳道の音響特性の異なる乳幼児の耳に対して妥当な尺度であるとの確証がないからである。

VRAによる検査は、防音室内で母親同室の下で検査者2名 (測定者1名, 測定補助者1名) にて行った。母親には、インサートイヤホン装着した被検児をひざの上に抱っこしてもらった。視覚報酬 (光刺激は3パターン) は既製品を元に改造を施したもので、これを被検児の右90度の一方向に設置した。視覚報酬のオン/オフは、ペダル式フットスイッチで測定者が足でコントロールできるようにした。



図 3-3 インサートイヤホン装着下のVRAの様子

被検児の耳にはインサートイヤホンを装着し、母親のひざの上に抱っこしてもらった。視覚報酬は、被検児の右90度の一方向に設置した。測定者はオージオメータと視覚報酬を操作し、被検児の音刺激に対する視覚報酬への振り向き反応を指標に、反応閾値を判定した。測定補助者は音を立てないおもちゃ等で被検児の注意を引き、検査音が提示されていない間、被検児が視覚報酬の方向を見続けないように統制した。予備測定の段階で、被検児の〈音→光〉の条件付け形成を行った後、本測定を行った。聴取可能な検査音が提示されると、被検児は視覚報酬 (点灯とともに、クマの電動玩具が笛を吹いてタイコを叩く) の方へさっと振り向いた。

測定者はオーディオメータと視覚報酬を操作し、被検児の音刺激に対する視覚報酬への振り向き反応を指標に、反応閾値を判定した。測定補助者（主に指導担当者）は音を立てないおもちゃ等で被検児の注意を引き、検査音が提示されていない間、被検児が視覚報酬の方向を見続けないようにした。

なお初回の検査開始前には、測定補助者が被検児と別室で15分ほどあそび、ラポートの形成に努めた。また耳垢、中耳炎などによる伝音障害の有無を把握するため、耳鏡検査とティンパノメトリー（GSI社 Auto Tympanometry GSI-37による）を実施した。図3-3に、インサートイヤホン装着下のVRAの検査場面の様子を示した。

被検児に対し、VRAを1～3ヵ月を目処に施行を繰り返した。なお、同施設にはVRAの測定を担当できる者が2名おり、検査結果の再現性を測定者間で比較参照できる体制であった。

補聴器装用下のVRAについては、1.0m前方に設置したスピーカから各周波数の振音を呈示して反応閾値を測定した。スピーカからの出力レベルの較正は、研究期間当時の国際規格であったISO226(1987)にしたがって行った。同規格には、1956年のRobinson-Dadson曲線による音場における両耳下の最小可聴閾値（MAF：Minimum Audible Field）の基準曲線が等ラウドネス曲線とともに記されている。片耳補聴器装用下の反応閾値測定の場合は3 dB（両耳加算効果分）の減算補正を行うこととした。

3. 分析項目

分析項目について、インサートイヤホンの装着可能率、測定可能率、反応閾値の経時的变化の3つを検討した。

インサートイヤホンの装着可能率については、測定終了まで被検児が同イヤホンを嫌がらずに装着できた場合を「装着可能」とした。

測定可能率については、初回から＜音→光＞の条件付けが成立し、安定した反応閾値を片耳あたり3周波数以上測定できた者を「成立群」に、安定した反応／不安定な反応が混在した者を「準成立群」に分類した。VRAの検査回数の積み重ねによっても条件付けが成立せず、測定困難であった者を「不成立群」に分類した。測定可能率は、インサートイヤホン装着下、補聴器装用下の2つについて調べた。

第3節 結果

1. インサートイヤホンの装着可能率とVRAの測定可能率

インサートイヤホンの装着可能率を、図3-4に示した。「装着可能」が25名（68%）、「(当初は嫌がったが) 検査継続によって装着可能」が10名（27%）、「当初から気導受話器が装着可能」が1名（3%）であった。「検査継続によって装着可能」は3ヵ月以内に装着可能となった。「装着不可（嫌がる）」は2歳児1名（3%）のみが該当した。

インサートイヤホン装着下のVRAの測定可能率を、＜音→光＞の振り向き反応の条件付けの状況別に「成立群」「準成立群」「不成立群」の3群に分けて、図3-5に示した。

「成立群」18名（50%）は、振り向き反応が保持し、安定した反応閾値の測定が可能であった。「成立群」のうち、本手法によって得られたオーディオグラムの例を図3-6に示した。なお「成立群」のうち、高音急墜型1名を除いた18名のVRAによる推定聴力レベルは、70～110dB台（平均=90.6dB、SD=9.7dB）に分布した。

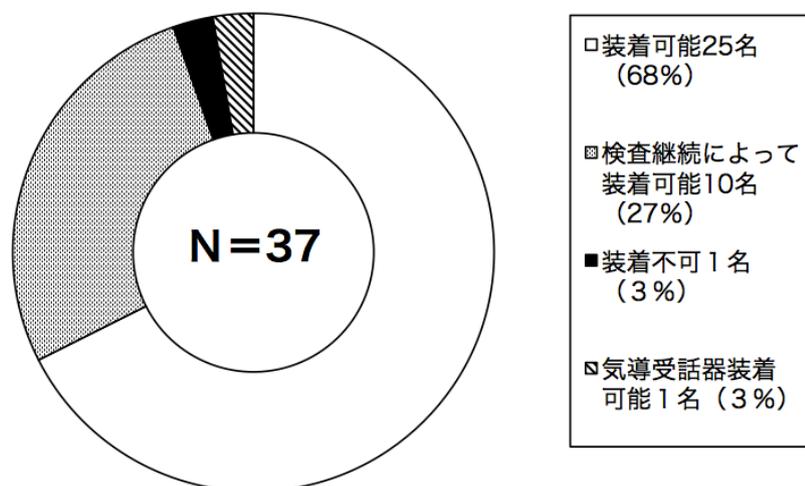


図 3-4 インサートイヤホンの装着可能率

インサートイヤホンは、初回から全体の2/3の乳幼児が装着可能であり、検査回数の積み重ねによって装着可能な者が増していった。

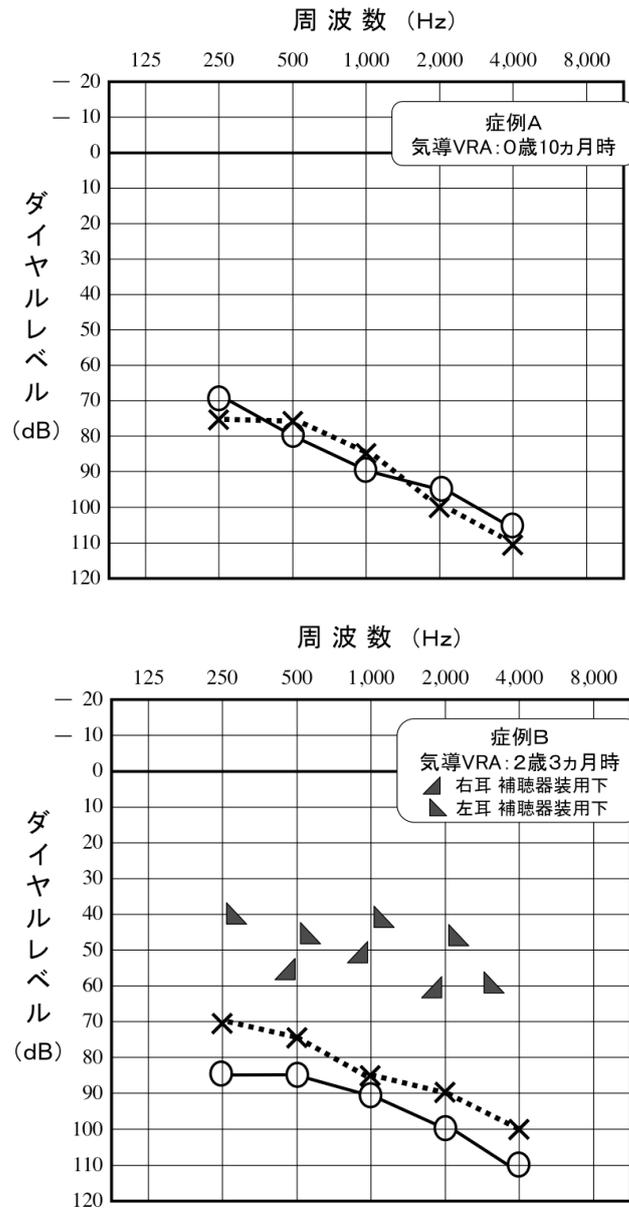


図 3-5 得られたオージオグラムの例

3Aインサートイヤホン装着下のVRAによって、乳幼児から得られた気導オージオグラムの例を示す。両症例とも耳鏡検査では所見がなく、ティンパノグラムも正常型（A型）を示していた。上図の症例A（0歳10ヵ月）は高度難聴を示し、聴力に左右差はみられなかった。下図の症例B（2歳3ヵ月）も高度難聴（左耳）を示したが、聴力には左右差がみとめられた。同検査法とCORと比べると、左右耳別の気導オージオグラムが得られた点に有用性がみとめられる。

症例Bでは、各耳の気導（裸耳）とリニア補聴器（Widex社 L32T）装着下の反応閾値が得られたため、左右耳別のファンクショナルゲインの推定が可能となった。

「準成立群」13名（36%）の内訳を示すと、検査回数の積み重ねによって次第に条件付けが成立するようになった者が7名、振り向き反応が数回しか保持しなかった者が4名、偽反応と思われる振り向き反応が過度に多く、反応閾値の判定が困難であった者が2名みられた。「不成立群」5名（14%）は、全例が100dBHL以上の聴力レベルと推定され、3歳以降の遊戯聴力検査でそのことが確認された。このうち2名は乳幼児期から中耳炎を併発していた。また、視覚報酬を怖がったために検査が成立しなかった者も1名みられた。

以上をみると、全体のおよそ半数の被検児は、初回から安定した反応閾値の測定が可能であり、さらに検査回数の積み重ねによって測定可能となる者が増していくことが示された。「成立群」と「準成立群」を合わせると、31名（86%）の者がVRAによって左右耳別の気導オーディオグラムを得られたことになる。

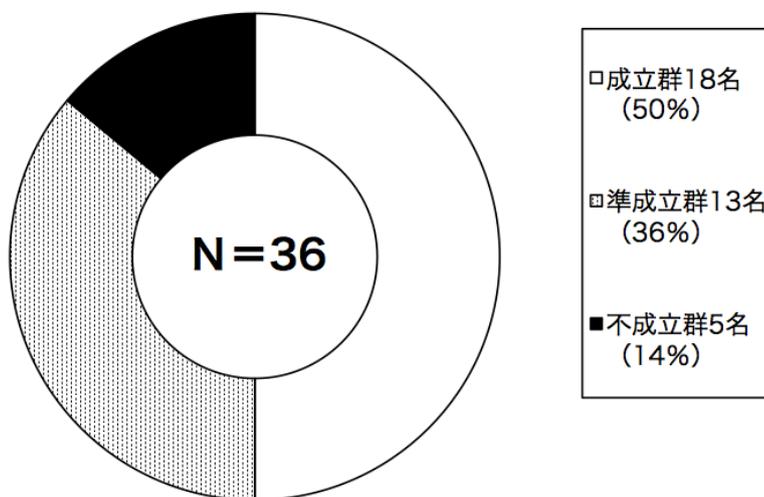


図3-6 インサートイヤホン装着下のVRAの測定可能率

インサートイヤホン装着下のVRAの条件付けの成立／不成立を示した。インサートイヤホンが装着不可だった1名を除いたため、36名の結果を示す。なお装着不可だった1名は、スピーカによるVRAでは条件付けが成立していた。

2. 補聴器装用下のVRAの測定可能率

補聴器装用下のVRAについては、補聴器装用下のVRAによって得られた反応閾値の例を、図3-4に併せて示した。VRAによって補聴器装用下の反応閾値を測定可能であり、インサートイヤホン装着下の反応閾値との差を推定できることが示された。補聴器装用下のVRAにおける測定可能率を図3-6に示した。インサートイヤホン装着下において条件付けが良好に形成された者は、補聴器装用下においても安定した測定が可能であった。成立群は15名（41%）であったが、遊戯聴力検査による補聴器装用下の閾値測定を始めた3名を合わせると18名（49%）になる。一方、インサートイヤホン装着下のVRAにおいて条件付けが不成立だった5名は、補聴器装用下においても同様に不成立であった。

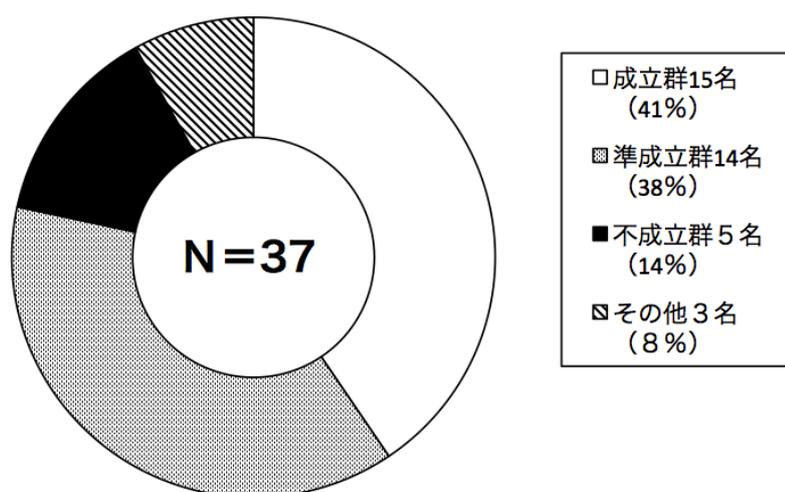


図3-7 補聴器装用下のVRAの測定可能率

補聴器装用下のVRAの条件付けの成立／不成立を示した。「その他」には、遊戯聴力検査による閾値測定の練習を始めた2歳児3名が該当した。

第4節 考察

1. インサートイヤホン装着下のVRAの意義

インサートイヤホンの装着可能率の結果（図3-4）をみると、全体の約70%の被検児が初回からイヤホンを装着可能であり、その後、検査回数の積み重ねにしたがって、3ヵ月以内に装着可能となる者が増していくことが示された。検査回数を重ねてもイヤホンを嫌がり続け、装着不可だったのは2歳児1名のみであった。聴覚障害乳幼児においては、概ねインサートイヤホンの装着は容易であると考えられる。この装着可能率の高さの背景要因には、今回の対象児37名のうち23名はインサートイヤホンによる初回検査時にはすでに補聴器装用を開始していたこと、さらにこれ以外の者もその後速やかに重点的な補聴器装用指導を受け始めたことが貢献したと思われる。つまり、補聴器・イヤモード装着が日常的に習慣化されれば、インサートイヤホンの装着可能率も高まると推察される。

続いて、VRAの測定可能率について考察する。インサートイヤホン装着下の結果（図3-5）では、全体の半数にあたる「成立群」18名（50%）が、初回検査時から安定した反応閾値の測定が可能であった。「準成立群」13名（36%）のうち7名も検査回数の積み重ねにより測定可能となった。この7名については、検査者・検査環境への慣れと補聴器装用による聴能発達が<音→光>の条件付け形成に相乗的に貢献した可能性がある。乳幼児を対象としたインサートイヤホンによる検査は、教育・療育活動をベースとした補聴器装用指導と組み合わせて、回数をかけて行うのがよいと思われる。なお、本結果の「成立群」と「準成立群」を合わせると全体（36名中）の31名（86%）において、条件付けが形成可能だったことになる。Gravel（2001）のレビューは、健聴乳幼児のVRAの測定可能率は月齢8～12ヵ月を過ぎると90%を超えると述べている。聴覚障害乳幼児を対象とした本研究では、これらに比べてやや低い測定可能率だったとみるべきと思われる。

インサートイヤホン装着によって得られたオージオグラム（図3-6）は、従来の音場検査用スピーカによるCORでは得ることが困難であった、乳幼児の周波数別の気導純音聴力を左右耳別に示すものであった。聴力の左右差のある乳幼児からも左右耳別のオージオグラムが得られたが、この結果もCORによる両耳下の測定手順からは得ることができないものであった。また音場検査用スピーカによるCORでは100dBHL以上の高出力音は提示困難であったが、インサートイヤホンでは提示可能であり、100dBを越え

る反応閾値も測定できた。以上のように、聴覚障害乳幼児に対するインサートイヤホン装着下のVRAの基本的な有用性が示された。

一方で「不成立群」が5名みられたが、この5名がいずれも100dBHL以上の推定聴力レベルであったこと、補聴器装着下のVRAにおいても条件付けが不成立だったことには留意すべきと思われる。原因として、100dBHL以上の聴覚障害の場合、聴力測定用イヤホンから提示された検査音が十分なラウドネスに達しないこともありうるが、仮に閾値上のレベル提示であったとしても検査音へ適切に注意が向けられなかった可能性もある。さらに日常生活において補聴器装着下で受容できる音の情報量が少なく、聴能発達が十分に促進されなかった状況も予想される。これらは相乗的に条件付け形成に対して不利に働くと考えられる。

2. VRAの条件付け成否の要因について

本研究では条件付けが成立した者と成立しなかった者に分かれたが、VRAの条件付けの成否はどのように決まるのだろうか。音の認知発達の視点も含めて条件付けの形成過程について考察を加える。荻場（1961）はCORの詮索反応について、驚愕反射聴力測定法（startle response audiometry）が条件反応化したものとpeep-show testの動作の簡易化したものと、2面から解釈を行い、さらに当時の心理学用語に基づいて条件付け・汎化・消去について説明した。

条件付けに関してはCORもVRAも原理的に同じであり、予備測定で被検児に閾値上のレベルで検査音（条件刺激）が提示された直後（1～2秒後）に、視覚報酬（強化刺激）が点灯し、これが数回繰り返されると、被検児の視覚報酬への振り向きの条件付けが形成されるという一連の流れがある。この流れでは、単に音の検出（detection）のみでは条件付けは成立しないことになる。なぜなら、被検児は条件・強化刺激の繰り返し提示によって、＜音→光＞の関連づけのパターンを記憶し、提示された検査音に注意を向け、検査音によって視覚報酬の点灯を予測して振り向くという、一連の認知-行動パターンを学習するよう求められているからである。Werner, Parrish and Holmer（2009）は、健聴乳児（月齢7～10ヵ月）98名を対象として、聴覚心理学的観点から音刺激の繰り返し提示による予測が聴性行動に与える促進効果について言及している。条件付けの成立には、音の検出のみならず、パターン記憶に基づいた予測といった音の認知能に関わる学習・発達が関与していることを指摘できる。言い換えると、インサー

トイヤホン使用によって100dB以上のダイヤルレベルの高出力音を提示可能になっても、検査手技や機器上の工夫のみによって被検児から正反応を引き出し得るとは言えず、被検児における音の認知能の発達の側面も、条件付けのための形成要因として考慮することが重要と思われる。

3. 聴覚障害乳幼児の補聴器適合におけるVRAの応用

補聴の観点からVRAの意義を考えると、インサートイヤホン使用による左右耳別の気導純音オーディオグラムは、補聴器の特性処方を行う上で有用といえる。本研究の対象児においても、VRAによる補聴器装用下／非装用下の反応閾値の差によるファンクショナルゲイン推定が可能だった。ただし、目標とするファンクショナルゲインが、増幅された音声スペクトル（入力音声レベル）と快適なラウドネス（快適レベル）の差に基づくというPascoeの原理（1988）は、元々リニア補聴器を想定したものであった。また、米国の作業班・学会のガイドラインは、測定誤差を含めて測定上の信頼性の問題があり、別の方法を用いるよう指摘してきた（the pediatric working group conference on amplification for young children with auditory deficits, 1996；AAA, 2003；ASHA, 2004；AAA, 2013）。昨今の補聴器テクノロジーの進歩とともにノンリニア増幅による補聴器の装用が乳幼児に広まった状況を考えれば、WDRC（wide dynamic range compression）などによる閾値上の圧縮増幅特性を考慮しなければならず（Dillon, 2000；Seewald et al., 2005）、ファンクショナルゲインの解釈と利用意義については再考が必要となろう。増幅効果の検証法については、第Ⅲ部においてあらためて論じることとしたい。

4. 聴覚障害乳幼児に対するVRAの有用性と今後の課題

本研究は、聴覚障害乳幼児を対象とした純音聴力測定を主題に、VRAの有用性を検討したものである。従来のCORでは、スピーカを用いた音場での測定法により両耳下で気導純音聴力測定を行っていたのに対し、VRAではインサートイヤホンを使用することにより、左右の耳ごとに気導オーディオグラムを得ることが可能になった。インサートイヤホンの使用は、頭部の位置や周辺物の影響による測定誤差、100dB以上の高出力音を提示できないといった測定上の問題を解決し、聴力測定の正確度を大きく向上させた。インサートイヤホンの装着可能率も高く、測定可能率も「成立群」と「準成立群」

を合わせると被検児全体の86%に達した。これらのことから、インサートイヤホン装着下、補聴器装着下とも、VRAは3歳未満の聴覚障害乳幼児のための周波数別の純音聴力測定法として十分な実用性を持つと考えられた。

このように本研究は、聴覚障害乳幼児に対するVRAの実用性に関する基本的事柄を示したものの、時宜に応じた論考を行う上では何点かの課題を残した。1点目は、対象児に新生児聴覚スクリーニング検査の受検児が含まれず、0歳児の症例数が少なかったことである。これは、本研究が新生児聴覚スクリーニング検査の本格的な導入前に実施されたためである。VRAの検査月齢に関して、Olsho et al. (1988)、Moore et al. (1977)、Thompson et al. (1974) は、健聴乳児の反応閾値は月齢0歳4～6ヵ月から振り向き反応が生じ始めることを報告している。本研究の対象児37名のうち32名は1～2歳代であったが、新生児聴覚スクリーニング検査の普及により難聴診断の低年齢化が進む社会的状況を鑑みると、0歳代のVRAの条件付け形成を主題として、月齢要因に着目した検討が必要と思われる。第5章において論じることとしたい。

2点目は、聴力レベルの程度と条件付けの結果の関連である。本研究では、条件付けの「成立群」18名については70～110dB台の推定聴力が示された一方で、「不成立群」5名は100dBHL以上の推定聴力とみこまれた。乳幼児の条件付けの成否に対して、保有する聴力レベルが影響する可能性が示唆されたことになる。健聴乳幼児を対象としたVRAの先行報告では、概ね良好な反応閾値測定が可能であったと報告される一方 (Olsho et al., 1988 ; Thompson et al., 1974)、難聴乳幼児を対象とした場合には、条件付け困難例が含まれることはCORの初期の検討から指摘されてきた (荻場, 1961)。福田ら (2005) は聴覚障害乳幼児 (0歳児) の15名の聴性行動の変化を検討し、その評価の難しさを報告している。これまで聴力レベルの重症度と条件付けの成否を論じた先行報告は少なく、今後、聴力レベルとの関連からみたさらなる検討が必要と思われる。特にインサートイヤホンを利用すれば100dBHL以上の高出力音が提示可能であるため、重度難聴に対するVRAの測定可能率について検討する必要がある。このことは、より適切な聴力評価に基づいた補聴はもちろんのこと、3歳未満での人工内耳の適応判断、さらには教育や指導上の選択のための基本情報を得ることにもつながる。条件付け形成の成否と聴力レベルの要因との関連については、第4章で論じることとしたい。

3点目は、乳幼児における実耳特性の影響値が明らかでないことである。第1章の第3節で述べたように、乳幼児の外耳道容積は小さく、鼓膜面音圧レベルが成人に比べて

高まることが報告されている。インサートイヤホンにイヤモールドを結合して得た閾値はEDT (earmold-derived threshold) と呼ばれるが (Gravel, 2000)、成人と異なる外耳道条件を有する乳幼児の聴力測定、さらには実耳特性に応じた補聴のための検討が必要であろう。第Ⅲ部で論じることとしたい。

4点目は、ABRなどの誘発反応による他覚的検査や難聴原因検査を組み合わせた耳科学的検討を欠いていることである。本来、行動観察に基づく聴力検査結果は、他覚的検査とのクロスチェック (ASHA, 2004) の上で総合的解釈を行うべきものと思われる。本研究は旧難聴幼児通園施設で行われたもので、診断医療機関によるABRの検査結果との比較参照が、当時は十分ではなかった。また近年の画像診断、先天性サイトメガロウイルス感染、難聴遺伝子検査など、難聴の病態・原因解明のために取り入れられた耳科学的診断結果とどのように照合させて活用していくかも重要な課題となろう (加我, 2012)。この課題については、後章 (第5～6章、第10章) で論じることとしたい。

5. 本章のまとめ

本研究は、3歳未満の聴覚障害乳幼児37名を対象としてインサートイヤホン装着下のVRAによる気導純音聴力測定法、さらに補聴器装着下のVRAを試み、測定可能率を検討した。本研究が得た知見は、次の3点にまとめられる。

- 1) インサートイヤホンは、気導受話器が装着困難な3歳未満の聴覚障害乳幼児においても、被検児の検査者・検査環境への慣れに従って装着が可能となった。インサートイヤホン装着下のVRAによって、被検児の振り向き反応が保持されれば、各周波数における反応閾値 (気導値) を左右の耳ごとに測定できることが明らかとなった。100dBHL以上の高出力音提示も可能となり、従来のスピーカを使用した音場での測定法に伴う距離・頭位・周辺物の影響による誤差も解消され、検査法としての正確度は向上した。本手法による左右耳別の気導オーディオグラムは、補聴器特性処方にも有用と考えられた。
- 2) 補聴器装着下／非装着下のVRAの反応閾値の差から、被検児が使用するリニア補聴器によるファンクショナルゲイン推定が可能であった。
- 3) インサートイヤホン装着下のVRAは、初回から被検児全体の半数にあたる18名 (50%) において施行が可能であった。さらに検査回数の積み重ねによって、

＜音→光＞の条件付けが形成された人数が増し、全体の31名（86％）の左右耳別の反応閾値測定が可能となった。一方、インサートイヤホン装着下、補聴器装用下において条件付け形成に困難を示した者が5名（14％）みられたが、この者は全例100dBHL以上の聴力レベルと推定された。

インサートイヤホン装着下のVRAは、従来のCORでは困難であった左右耳別の気導純音聴力測定を可能にし、検査結果の正確度も向上させた。本手法は、測定可能率が80％台に達したことから、一定の実用性の高さを有すると評価できる。実耳特性の加味、条件付け形成に影響する要因などの検討事項を残すものの、同手法により得られた反応閾値は、耳科学的諸検査とのクロスチェックを行うことで信頼性を高めうると思われる。以上から、わが国の乳幼児聴力測定法にVRAを導入することの意義は大きいと考えられる。

第4章 聴覚障害乳幼児の VRA における測定可能率と聴力要因の検討

第1節 目的

本章では前章に引き続いて、聴覚障害乳幼児を対象とした VRA に関する検討を行う。第3章では VRA の基本的有用性について検討し、インサートイヤホンの使用によって3歳未満の聴覚障害乳幼児から左右耳別の気導純音聴力を測定できることを明らかにした。しかし検討課題の1つに、対象児に条件付けの成立／不成立が混在した結果に対して、被検児の保有する聴力レベルとの関連を加味した検討がなされなかったことが挙げられた。そこで本研究は、聴覚障害乳幼児の VRA の条件付け形成について、聴力レベルとの関連から明らかにすることを第1の目的とした。

これまでも重度難聴に COR 測定困難例が増えることが報告されているが（福田ら；2005）、その理由の1つとして、COR 機器のスピーカの性能的限界が関与している可能性がある。スピーカの能率を考えれば 100dBHL を超える高出力音は提示困難であり、被検児に対し検査音を十分な閾値上のレベルで提示できないからである。この点について第2章の表 2-5 によれば、インサートイヤホンの上限レベルは 1000Hz では 120dBHL まで達し、重度難聴の聴覚障害乳幼児の反応閾値測定に必要となる 100dBHL 以上の高出力音を提示可能である。つまり、インサートイヤホンを使用すれば適用聴力の範囲を広げられることになる。ABR で反応閾値がスケールアウトの場合でも、低音域の聴力残存例や乖離例があることを考えると（沖津・栗田口・堀，1984；福田 1996；泰地・守本・飯ヶ谷・川城，2007）、インサートイヤホン装着下の VRA によって、より重度の聴力レベルを含めて周波数別の反応閾値を測定しうるか否かが判明すれば、それは重要な知見といえる。そこで本研究は、重度難聴例に対するインサートイヤホン装着下の VRA の測定可能率を検討することを第2の目的とした。

第2節 方法

1. 対象児と聴力レベル

本研究は、2006年時点で以下の対象児から収集されたデータを元に検討を行った。対象児は、都内の私立聾学校幼稚部に在籍する聴覚障害児のうち、乳幼児期に同校併設の難聴幼児通園施設（現児童発達支援センター）内にてインサートイヤホン装着下のVRAを行い、幼児期の遊戯聴力検査による聴力確定時まで継時的に聴力を追跡できた者とした。なお第3章と同様、明らかな重複障害のある者は対象から除外した。

本研究では、幼児期の確定時聴力を元に、乳幼児期のVRAの条件付け成否との関連を後方視的に検討する手続きを採用した。聴力の確定は、気導受話器装着下の遊戯聴力検査によって気導聴力レベル（dBHL）が測定できた場合と定義した。幼児期の確定時聴力を基準として、これと乳幼児期の結果を比較する分析法を用いたのは、幼児期の確定時聴力は乳幼児期の推定聴力に比べて信頼性が高いためである。しかし、乳幼児期から幼児期にかけて聴力変動が生じた場合には、同一の聴力像ではないことも考えられる。そこで対象児選定にあたって、20dB以上を聴力変動の有無を基準に乳幼児期から幼児期までの検査結果を調べ、20dB以上の変動があった者のデータは除外することにした。その結果、収集データの中に、20dB以上の聴力改善例はみられなかった。一方で、乳幼児期以降に20dB以上の明らかな聴力低下が疑われた者がみられたため、この聴力低下例を除外して43名を対象児とした。

43名の確定時聴力は、遊戯聴力検査による良聴耳の確定時聴力（4分法による平均聴力レベル）は、66dB～130dBHLスケールアウト（平均=102.0dBHL, SD=14.4dB）まで分布した。この43名のVRAによる初回検査時年齢は、0歳8ヵ月～2歳5ヵ月（平均=1歳6ヵ月, SD=6.9ヵ月）まで分布した。対象児のVRA検査時における月齢分布を、表4-1に示した。

表 4-1 VRA 検査時における対象児の月齢分布

月齢	8	9～ 11	12～ 14	15～ 17	18～ 20	21～ 23	24～ 26	27～ 29	(ヵ月)
人数	1	9	7	3	9	4	2	8	(名)

VRA 検査時（初回）の対象児・計 42 名の月齢を 3 ヶ月段階に分けて、人数を示した。

2. VRA の検査手順

インサートイヤホン装着下の VRA の検査手順は、第 3 章で述べた方法と同じであった。インサートイヤホンの出力の上限値は、オーディオメータのダイヤルレベルで、250Hz は 105dB、500 Hz は 115dB、1000 Hz は 125dB、2000 Hz と 4000 Hz は 120dB であった。なお、＜音→光＞の条件付けが形成されない場合には、被検児の手に骨導振動子を握らせ、250Hz ないし 500Hz による振動刺激にて＜振動→光＞の条件付けの練習を行った。

3. 分析項目

インサートイヤホン装着下の VRA の条件付け形成の成否について、「成立群」「準成立群」「不成立群」の 3 群に分けた。初回検査時から 3 ヶ月以内に片耳あたり 3 周波数以上の反応閾値を測定できた者を「成立群」とした。偽反応が多く反応閾値の判定が困難であった例、もしくは条件付け形成に 4 ヶ月以上を要した者を「準成立群」とした。気導受話器装着下の遊戯聴力検査が可能となるまで反応閾値が測定困難であった者を「不成立群」とした。これらの 3 群別に、幼児期の良聴耳の確定時聴力（4 分法による平均聴力レベル）の分布を調べた。

第3節 結果

各群における聴力レベルの分布を、図 4-1 に示した。「成立群」は 26 名 (61%) であった。「準成立群」の 9 名 (21%) は、安定した反応閾値が得られるようになるまで、4～13 ヶ月 (平均=7.7 ヶ月, SD=2.8 ヶ月) を要した。また「不成立群」が 8 名 (19%) みられたが、内 5 名は骨導振動子による振動刺激では条件付けが形成された。

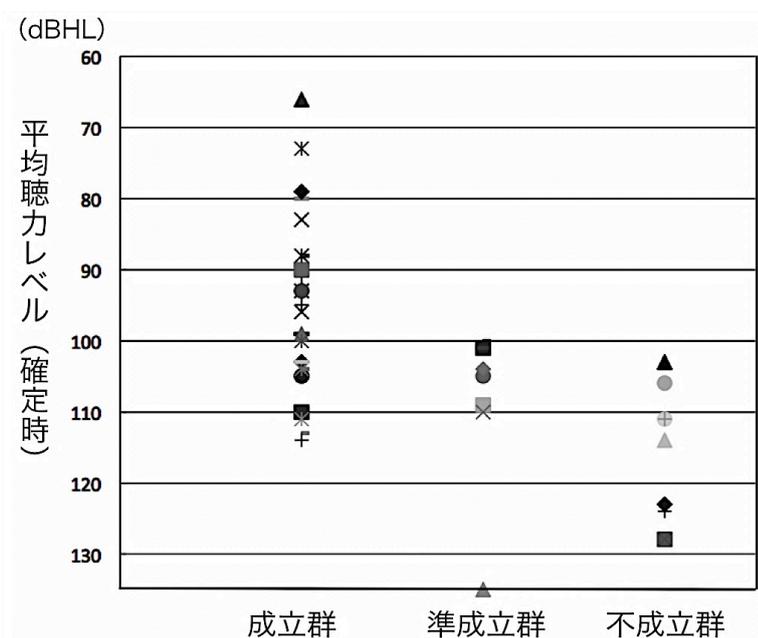


図 4-1 平均聴力レベルと VRA 条件付け形成の成否

3～4 歳の確定時の平均聴力レベル (dBHL) と乳幼児期の条件付け形成の成否の分布を示した。100dBHL 未満/以上かで、条件付け形成の様相は大きく異なった。

表 4-2 100dBHL 未満／以上の聴力群における測定可能率の比較

聴力レベル	成立群	準成立群	不成立群	測定可能率
100dBHL 未満(16名)	16 名	0 名	0 名	100 (100) %
100dBHL 以上(27名)	10 名	9 名	8 名	70 (37) %
全聴力レベル (43 名)	26 名	9 名	8 名	81 (61) %

測定可能率は、「成立群」+「準成立群」の値によるパーセンテージを示した。括弧内の数値は「成立群」のみによる測定可能率である。 χ^2 検定では、聴力レベルと条件付け形成の成否の間に有意差がみとめられた (χ^2 値=16.7, $p < .01$)。

確定時の平均聴力レベルとの関連からみると、100dBHL を境に条件付け形成の成否が大きく変わっていた。聴力が 100dBHL 未満の者 16 名は「成立群」に集中していた。100dBHL を超えた者は 27 名であったが、条件付け形成の成否は 3 群にばらついた。「成立群」のうち 10 名は聴力レベル 100～110dBHL 台に、「準成立群」9 名は 100～130dB スケールアウトに、「不成立群」8 名は 100～120dBHL 台に分布した。なお「準成立群」に確定時聴力が 130dB スケールアウトの者が 1 名含まれたが、この者は中耳炎反復による聴力変動例であった。

表 4-2 に、100dBHL 未満と 100dBHL 以上の聴力群に分けて測定可能率を示した。聴力レベル 100dBHL 未満の群では測定可能率が 100%だったのに対し、100dBHL 以上の群では条件付け形成の成否は 3 群にばらつき、「成立群」(10 名)、「準成立群」(9 名)、「不成立群」(8 名) の 3 群に分かれた。測定可能率は「成立群」単独では 37%まで、「準成立群」と合わせた場合でも 70%まで低下した。 χ^2 検定では、聴力レベルと条件付け形成の成否の間に危険率 1%で有意差がみとめられ、聴力レベルが 100dBHL 未満／以上であるかが、条件付け形成の成否に強い関連があることが示された (χ^2 値 =16.7, $p < .01$)。

第4節 考察

本研究の結果において最も特徴的だったことは、「準成立群」と「不成立群」の全例が100dBHL以上の聴力群に分布しており、100dBHLを境に測定可能率の様相が大きく変わっていた点である。したがって、100dBHL未満／以上の聴力群に分けて考察する。

1. 聴力レベル100dB未満の群について

100dBHL未満の聴力レベル群に限って考察すると、16例全例(100%)にVRAの条件付けの形成がなされていた。この測定可能率は、健聴乳幼児を対象としたVRAの先行研究(Widen, 1993; Gravel, 2001)に比肩する以上の高さであった。このように良好な成績が得られた背景について、まず聴力レベルの点から考察する。90dB台までの聴力レベルであれば、補聴器装用前の裸耳であっても強大音であれば僅かながらも音を聴取でき、何かしらの音受容の経験がなされていた可能性が考えられる。また100dB以上の聴力群に比べると補聴器装用下の音受容も有利と思われることから、聴能発達が促進されやすい状況と考えられる。これらことはVRAの条件付け形成に有利に影響すると思われる。

この他に、VRAの強化刺激の質が貢献した可能性がある。VRAの強化刺激の質に関する先行研究として、Moore et al. (1975)による報告がある。Mooreらは、月齢12～18ヵ月の健聴乳幼児48名を対象に強化刺激の質の検討を行っており、視覚報酬のみならず社会的褒賞(大人が子どもをほめること)が強化刺激として組み合わせられた条件下で、振り向き反応の生起回数が最も増すことを報告している。本研究で実際になされたVRAは、測定者と測定補助者がペアを組んで行ったため、視覚強化(visual reinforcement)のみならず、被検児の前の測定補助者(主に指導担当者)による対人的な社会的強化(social reinforcement)も加わっていた。測定補助者による社会的強化は、振り向き反応の促進と保持、馴化の抑制に働いたと考えられる。さらに聴力測定に関わる環境的要因として、母子で通園する教育活動の場をベースとして定期的に聴力測定が繰り返されたことも挙げられる。このことは、被検児が不安感を抱かずに検査用防音室に入室して聴力測定に臨む上で好ましい影響を与え、測定可能率を高めた可能性がある。

2. 聴力レベル 100dBHL 以上の群について

聴力レベル 100dB 以上の群では、条件付け形成の成否は 3 群にばらついた。測定可能率は「成立群」単独では 37% まで、「準成立群」と合わせた場合でも 70% まで低下した。

本研究のように、聴覚障害乳幼児の反応閾値を幼児期まで追跡した先行報告は少ないが、同様の方法で検討を行ったものに青木・小林 (1987) の COR の追跡調査に関する報告がある。同報告では感音難聴の乳幼児 59 例を対象に、主に 1～2 歳児の COR の反応閾値と 3 歳以降の play audiometry (遊戯聴力検査) による確定時の聴力の相関を検討している。この報告は、条件付けの不成立例 (スケールアウト例を含む) は対象児から除外していた。また実際に COR に使用したスピーカの能率を考えると、100dBHL を超える検査音提示は困難だったのではないかと推測される。青木らの報告と本結果を比較すると、インサートイヤホン装着下の VRA によって聴力 100dBHL 以上の乳幼児から左右耳別の気導オージオグラムが得られたこと、さらに「準成立群」においても数ヵ月間にわたる検査回数の積み重ねと補聴器装用下の聴覚活用によって、条件付け形成が一定程度、促進されたことは重要な知見といえる。

一方で、インサートイヤホンによって 100dBHL を超える高出力音が提示可能となったにも関わらず、聴力レベル 100dBHL 以上の群に「不成立群」の者がみられたことには留意すべきである。「不成立群」8 名の聴力レベルは 100～120dBHL 台に分布していた。このうち骨導振動子で条件付けが形成された 5 名は、〈振動→光〉による異刺激間の条件付けのルール自体は理解できたが、〈音→光〉の場合には困難だった。残りの 3 名は、〈振動→光〉による異刺激間の条件付けのルール自体の理解が困難だったと推察される。〈振動→光〉では条件付けが形成された 5 名の結果から、検査音により十分なラウドネスが得られなければ、もしくは検査音と視覚報酬を関連づけられるまでに聴能発達が至らなければ、条件付けは形成されないことが示唆された。

図 4-1 の 100dBHL 以上の群において、条件付け形成の成否がばらついた結果をみると、単純に保有する聴力レベルの要因だけでは条件付けの成否を説明できないことになる。「準成立群」が数ヵ月をかけて条件付けが形成されたことから、条件付け形成には音の認知能の発達が関与している可能性を指摘できる。本結果には、乳幼児期に緩やかに生じ始めていた聴能発達の個人差の影響が表れたと推察される。

3. 聴覚障害乳幼児の反応閾値の信頼性について

ここで、乳幼児の反応閾値の信頼性に関して考察を加えたい。先の青木ら（1987）の報告では、COR の反応閾値と確定時聴力の $\pm 15\text{dB}$ 以内の一致率は80.0%であり、両者の差は僅差であったことから、聴覚障害乳幼児のCORの反応閾値は一定の信頼性の高さをもつと述べられている。言い換えると、聴覚障害乳幼児の反応閾値は継時的にはあまり改善（下降）せず、もし聴力変動が生じなければ、反応閾値から確定時聴力（真の閾値）を一定の誤差範囲内で予測できることとなる。本研究の検討も、20dB以上の明らかな聴力低下を疑われた例を除外して行われたが、元の収集データに20dB以上の聴力改善例がいなかったことを考え合わせると、反応閾値と確定時聴力の差は $\pm 15\text{dB}$ の範囲内となり、青木らの報告と同様の結果と考えられた。

健聴乳幼児から得られる反応閾値の信頼性について、VRAの先行研究では20dB以内の反応閾値が得られることが示されており（表1-3）、一般的には反応閾値は発達に伴って下降すると考えられてきた。健聴乳幼児を対象とした他の先行研究（加我・田中,1978；荻場,1961）も、子どもの発達に伴って反応閾値が下降することを記している。これらを参照すると聴覚障害乳幼児においても、反応閾値は発達的に下降すると予想されるが、本研究・青木らの報告では明らかな反応閾値の下降は示されなかった。

聴覚障害乳幼児の反応閾値が発達的に下降しないという結果が得られたのはなぜか。その理由として、青木らは対象児群に15dB以下の潜在的な聴力低下例が含まれたために、発達的な閾値下降と相殺された可能性を指摘しており、この可能性は本研究においても否定できるものではない。ただし他の理由として、内耳性難聴によるダイナミック・レンジの狭小化の影響も考えられる。正常耳と感音難聴耳では、刺激音の提示レベルが等しい感覚レベル（dBSL：dB Sensation Level）であってもラウドネスが異なる（Moore,1989）。つまり、難聴耳では提示レベルが弱い感覚レベルであっても高いラウドネスが得られやすい。この聴感上の特性から、感音難聴の乳幼児においては、健聴児の場合に比べてより真の閾値に近い反応閾値が得られやすいと考えられる。

もう一点、考慮すべき事柄として、インサートイヤホン使用下においては、低年齢児の外耳道容積は成人に比べて小さく、検査音の鼓膜面レベルが影響した可能性が挙げられる。オーディオグラムの縦軸にあたる聴力レベル（dBHL）は、耳載せ形の気導受話器によって測定した耳科学的に正常な成人男女の最小可聴閾値の最頻値を基準としている。インサートイヤホンは、成人の外耳道内に装着した場合に聴力レベル尺度と互換を

持つよう較正值が定められている。第1章の第3節で述べたように、外耳道容積の小さい低年齢児の外耳道内にインサートイヤホンを挿入して検査音を提示した場合、鼓膜面に到達したときの音圧レベルは成人の耳の場合に比べて強まるため、反応閾値は下降すると考えられる (Moodie et al., 2000 ; Baggato et al., 2002)。乳幼児の実耳特性については第7章で検討するが、本章の結果が主に1～2歳児と3～4歳児の比較から導かれたことを考えると、実耳特性の差はおそらく軽微な影響を与えたと推測される。

4. 本研究の課題

本研究には、対象児の月齢要因がVRAの条件付け形成に与える影響についての検討が含まれていない。特に新生児聴覚スクリーニング後に難聴診断をなされた聴覚障害乳幼児が、どの月齢で条件付けが形成されるかを第5章で明らかにした上での考察が必要である。

5. 本章のまとめ

本研究では、聴覚障害児 43 名の乳幼児期のインサートイヤホン装着下の VRA の条件付け形成の成否について、幼児期の確定時聴力との関連から後方視的に検討した。その結果、被検児の聴力レベルが 100dBHL 未満の群と 100dBHL 以上の群では、測定可能率が大きく異なることが明らかとなった。得られた知見は、以下にまとめられる。

- 1) 確定時の平均聴力レベルが 100dBHL 未満だった 16 名においては、全例 (100%) において初期から VRA の条件付けが形成された。
- 2) 確定時の聴力レベルが 100dBHL 以上だった 27 名においては、インサートイヤホンによって高出力音が提示可能となったものの、VRA による反応閾値を測定できた者とできなかった者に分かれた。条件付け形成の成否は「成立群」(10 名)、「準成立群」(9 名)、「不成立群」(8 名) の 3 群に分かれ、測定可能率は「成立群」と「準成立群」を合わせても 70% まで低下した。

従来の COR のスピーカによる検査法では高出力音は提示困難であったが、インサートイヤホンによって 100dBHL を超える高出力音が提示可能となった。しかし高出力音提示にも関わらず、聴力レベル 100dBHL 以上の重度難聴乳幼児の群に「不成立群」の者がみられたことには留意すべきである。VRA による測定結果は、VRA の測定結果は適切な補聴器フィッティングのみならず、人工内耳への移行判断の上で重要となる純音聴力閾値に関する情報を提供しうるため、重点的な活用が望まれる。

第5章 聴覚障害乳児のVRAにおける条件付け形成の月齢要因の検討

第1節 目的

近年の新生児聴覚スクリーニングの普及に伴い、わが国においても難聴診断の低年齢化が進みつつある。米国のASHAは、2004年に0～5歳児の聴覚診断ガイドラインを作成し、他覚的な誘発反応検査と行動観察的検査の双方からのクロスチェック方式による乳幼児・幼児の聴力診断手順を示している。同ガイドラインでは、生後5～6ヵ月以降の発達レベルに達した乳児に対する行動観察的検査としてVRAを推奨している。

BOAからVRAへ移行するにあたっては、＜音→光＞の条件付け形成が必要となる。第1章の第2節で述べたように、健聴乳児を対象にした0歳児の振り向き反応を月齢段階ごとに調べた先行研究には、Moore et al. (1975)、Moore et al. (1977)、Muir et al. (1989)などがあり、新生児反射の消失後、月齢3ヵ月以降から音への詮索反応が増すこと、月齢5ヵ月で条件付けの成立が始まることを報告している。一方で、音の受容・聴能発達が不利な条件下にある聴覚障害幼児において、条件付けがどの月齢から形成可能となるのか検討した文献は少ない。そこで本研究は、聴覚障害乳児のVRAの条件付け形成月齢を明らかにすることを第1の目的とした。

また一方で、感音難聴例を対象にVRAを実施する場合、聴力障害の要因のみならず、内耳障害による平衡覚障害も考慮しなければならない。先天性の感音難聴例では、定頸・座位・歩行が遅れる者がみられることも指摘されており（加我，2005b）、運動発達の遅れがVRAの振り向き反応（head-turn response）の形成に影響することも危惧される。そこで本研究では、聴覚障害乳児におけるVRAの条件付けの形成月齢について聴力および運動発達との関連から検討することを第2の目的とした。また、第3の目的として、ABRによる誘発反応とVRAの行動観察による両検査間のクロスチェックの観点から考察を行うこととした。

第2節 方法

本研究は、新生児聴覚スクリーニング後の精査医療機関である私立大学附属の耳鼻咽喉科クリニックにて、2013年時点までに収集されたデータを元にまとめたものである。したがって、第3～4章と異なり、医学的な他覚的検査結果との比較・参照が可能であった。

1. 対象児

対象児は、新生児聴覚スクリーニング後の精査によって両側感音難聴と診断され、0歳6ヵ月までに補聴器装用を始めた乳児12名（症例A～L）とした。

2. VRAの測定手順

VRAは母親のひざの上に対象児を座らせる、あるいは床（カーペット敷き）に座らせる姿勢で実施した。測定者は1名で、オーディオメータには Interacoustics 社 AD229e を使用した。インサートイヤホン（E-A-RTONE 3A insert earphones, インピーダンス=10Ω）使用にあたっては、ISO389-2 と ANSI S3.6 の聴力レベル（dBHL）の基準等価閾値音圧レベル（HA-1 カプラ）に従って、予めオーディオメータの電気音響的較正を施した。ただし、低年齢児の外耳道内音響特性は成人のものと異なり聴力レベルの基準に従わないため、オーディオグラムの縦軸尺度は、聴力レベルではなくダイヤルレベルと表記した。

測定周波数は250、500、1000、2000、4000Hzの5周波数とし、オーディオメータから振音を提示した。左右耳別の気導聴力測定のために、3Aインサートイヤホンを使用した。インサートイヤホンにはイヤモールド（耳かけ形補聴器用）を結合して被検児の耳に装着した。視覚報酬には、組み立て式家具（高さ120×横40×奥行き40cm）を筐体にして、電動玩具（笛を吹きタイコを叩くクマとパンダのぬいぐるみ）と照明を仕込み、3種類の光パターンによる報酬を自作した。スイッチ部はペダル式フットスイッチで、測定者が足でオン／オフをコントロールできるようにした。これを被検児の右90°一方向に設置し、被検児の音刺激に対する視覚報酬への振り向き反応から反応閾値を判定した。検査はほぼ1ヵ月ごとに実施した。図5-1の写真は、VRAの視覚報酬と検査場面の様子を示す。

3. 分析項目

BOA から<音→光>の条件付けによる VRA への移行が可能となった月齢を調べた。運動発達については定額、座位（支えなし）、独歩が可能となった月齢を調べた。

これらと推定聴力（良聴耳の気導聴力レベル）との関連を検討することとした。また推定聴力の信頼性を知るため、インサートイヤホン装着下の VRA の反応閾値と ABR の V 波閾値を比較参照した。また内耳奇形、先天性サイトメガロウイルス、難聴遺伝子に関する検査も保護者の同意が得られた場合には実施し、結果を参照した。

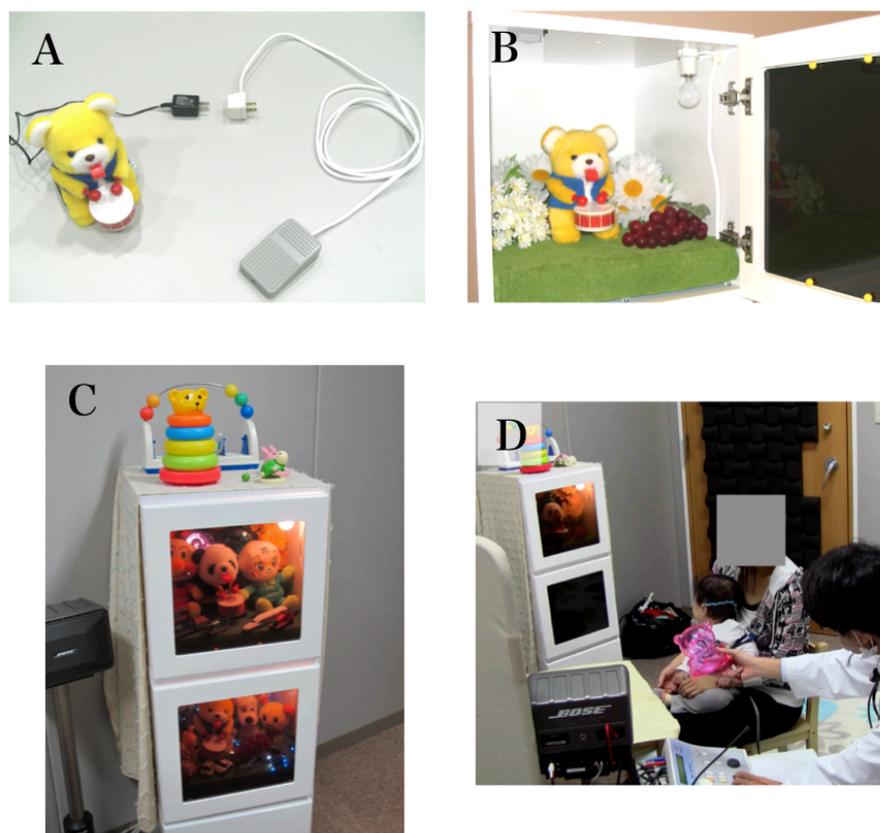


図 5-1 作製した視覚報酬ボックスとインサートイヤホン装着下の VRA の様子

A：クマの電動玩具（3V の AC アダプタ付）とフットスイッチ， B：作製中の写真， スモーク色のアクリル板をはめこんだ筐体ボックスに電動玩具と電球を組み入れる， C：上下の 2 つの視覚報酬を同時に作動させた様子， D：実際のインサートイヤホン装着下の VRA の様子。

第3節 結果

1. 対象児の推定聴力および難聴原因検査

対象児 12 名の在胎週数は 37～41 週、出生時体重は 2600～3600g、補聴器の装用開始月齢は 0 歳 3～6 ヶ月（中央値＝5 ヶ月）に分布した。

表 5-1 に、対象児の ABR と VRA による推定聴力および難聴原因検査（基礎疾患・内耳奇形の有無）の結果を示した。ABR について、0 歳代に 2 回以上実施した場合は検査月齢の高い値を記した。ABR の V 波閾値と VRA による推定聴力とは、概ね 10dB の範囲内で一致していた。症例 C, F は、ABR 閾値の方が 20dB 以上良かったが、VRA では低音障害型（症例 C）、谷型（症例 F）であったことから、高音域の聴力とは一致していたと考えられた。

VRA による良聴耳の推定聴力は、70～100dBHL（平均＝88.3dBHL, SD＝11.9dB）まで分布した。難聴の原因検索の結果は、内耳奇形が 5 名、Auditory Neuropathy Spectrum Disorder（加我, 2011）が 1 名であった。ANSD の 1 名は画像検査で蝸牛神経管狭窄が指摘された。また遺伝的背景のある者が 5 名（*GJB2* 遺伝子変異 1 名、Waardenburg 症候群 2 名、ダウン症候群 1 名、家族性難聴〔難聴遺伝子は特定されず〕2 名）、原因不明が 2 名であった。先天性のサイトメガロウイルス感染者はいなかった。

2. 運動発達および VRA の条件付け形成月齢について

運動発達の各対象児の到達月齢（図 5-2）をみると、定頸について標準発達の到達月齢 3 ヶ月に対し 5 ヶ月で可能になった者が 3 名（25%）みられた。座位については標準発達の到達月齢 6 ヶ月に対し 8 ヶ月以降に可能になった者が 5 名（42%）みられた。独歩が 18 ヶ月以降になった者は 4 名（33%）みられた。この 4 名は推定聴力レベル 100dBHL であり、うち 1 名のダウン症児は 29 ヶ月まで遅れた。全体的にみると運動発達に遅れのある者が、20%を超える高率でみられたことになった。

図 5-3 に VRA の条件付けが形成された月齢を聴力レベル別に、累積度数曲線で示した。ダウン症候群の 1 名（100dB）が 17 ヶ月まで遅れたが、この 1 名を除く 11 名は 0 歳 7～10 ヶ月の月齢期にかけて条件付けが形成されていた。聴力が悪くなるほど条件付けの形成月齢が遅くなる傾向が示された。全体的には 0 歳 6 ヶ月の時点で 0 名（0%）であったが、0 歳 8 ヶ月の時点で 9 名（75%）、0 歳 10 ヶ月の時点で 11 名（92%）に条件付けが成立した結果となった。

表 5-1 対象児の ABR、VRA の反応閾値（左右耳別）と基礎疾患

	ABR (V 波閾値:nHL)		VRA による推定聴力 (dBHL)		基礎疾患・内耳奇形
	右耳 / 左耳	右耳 / 左耳	右耳 / 左耳	右耳 / 左耳	
症例 A	80 / 80	70 / 70	両側高音漸傾型		<i>GJB2</i> 遺伝子変異
症例 B	75 / 70	70 / 70	両側高音漸傾型		家族性難聴（母親が重度難聴）
症例 C	60 / NR	80 / 90	右耳は低音障害型		内耳奇形（蝸牛・前庭拡大・半規管低形成；Incomplete partition type II）
症例 D	90 / 95	80 / 80	両側水平型		原因不明
症例 E	NR / 90	90 / 80	左耳は低音障害型		Waardenburg 症候群，内耳奇形（半規管低形成）
症例 F	70 / 60	110 / 90	両側谷型		内耳奇形（蝸牛低形成）
症例 G	NR / NR	90 / 90	両側高音漸傾型		家族性難聴（両親が重度難聴），※内耳奇形・難聴遺伝子精査せず
症例 H	90 / 90	100 / 100	両側低音障害型		原因不明
症例 I	NR / 90	100 / 100	両側高音漸傾型		Waardenburg 症候群
症例 J	NR / NR	100 / 120	右耳は高音漸傾型		内耳奇形（common cavity）
症例 K	95 / 95	100 / 100	両側高音漸傾型		Auditory Neuropathy Spectrum Disorder，蝸牛神経管狭窄
症例 L	100 / 100	110 / 100	両側高音漸傾型		ダウン症候群，内耳奇形（蝸牛・半規管低形成）

症例 A～L は，VRA による推定聴力の順による。ABR は，クリック音刺激による V 波閾値を示す。NR は，ABR100dB または 105dB にて無反応だったことを示す。VRA については聴力型も記した。VRA と ABR の結果のクロスチェックについて，症例 C の右耳（低音障害型），症例 F の両耳（谷型）については 20dB 以上の乖離がみられたが，他は概ね 20dB 未満の差で整合した結果であった。

ダウン症候群 1 名を除く、被検児 11 名の推定聴力と条件付け形成月齢について、スピアマンの順位相関係数を求めたところ $r=0.53$ であり、やや強い相関がみとめられた ($p<.05$)。聴力レベルが増すと、条件付け形成がやや遅れる傾向が示されたことになる。一方で、運動発達と条件付け形成月齢との相関係数は、定額月齢 ($r=0.09$)、座位月齢 ($r=0.23$) であり、いずれも相関は低かった。独歩月齢については、18 ヶ月以降になった者が 3 名 (推定聴力レベル=100dBHL) みられたが、これも条件付け形成月齢との相関は低かった ($r=0.35$)。

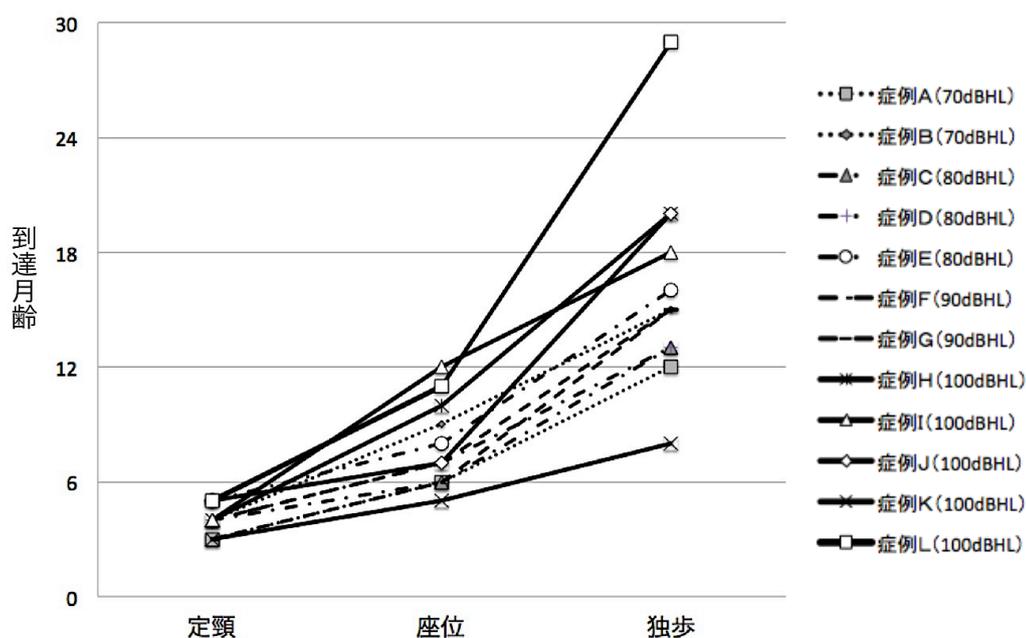


図 5-2 対象児の定額、座位、独歩の獲得月齢

定額については標準発達の到達月齢 3 ヶ月に対し 5 ヶ月で可能になった者が 3 名、座位については標準発達の到達月齢 6 ヶ月に対し 8 ヶ月以降に可能になった者が 5 名、独歩については 18 ヶ月以降に可能になった者が 4 名みられた。本図においては、推定聴力に応じて線種を変えて記した。

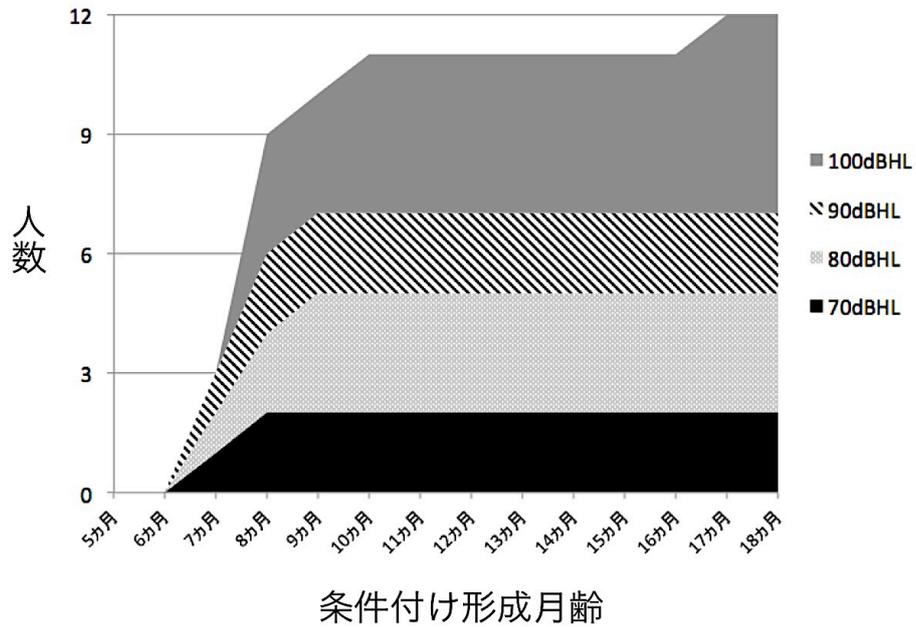


図 5-3 VRA の条件付け形成月齢

VRA の条件付け形成が可能となった月齢を、累積度数曲線で示した。ダウン症候群の 1 名 (100dB) が 17 ヶ月まで遅れたが、この 1 名を除く 11 名は 0 歳 7~10 ヶ月の月齢期にかけて条件付けが形成されていた。全体的には 0 歳 6 ヶ月の時点で 0 名 (0%) であったが、0 歳 8 ヶ月の時点で 9 名 (75%)、0 歳 10 ヶ月の時点で 11 名 (92%) に条件付けが成立した結果となった。

第4節 考察

1. 条件付け形成月齢と聴力レベル・運動発達の間連について

本研究では、生後6ヵ月前に補聴を開始した聴覚障害乳児を対象に、VRAの条件付け形成の月齢を検討した。対象児では、0歳7ヵ月以降に振り向き反応による条件付けが形成され始めていた。健聴乳児のVRAの条件付け形成月齢について、Moore et al. (1977)は5～6ヵ月で条件付けが形成され始めたことを報告している。Gravel (2001)はVRAの測定可能率を3つの報告からまとめており、月齢5ヵ月では40～70%台、6ヵ月を超えると80%以上、8～12ヵ月を超えると90%以上の測定可能率に達すると述べている。本研究の対象児数は12名であり多くはないが、6ヵ月以前に条件付けが形成された例はなく、聴覚障害乳児の条件付け形成月齢は、健聴乳児に比べて2ヵ月程度遅れた結果であった。聴力レベルが増すと、条件付け形成に遅れが生じたという本研究の結果を考え合わせると、聴力レベルの程度は条件付け形成を遅らせる要因の一つとなる可能性がある。

運動発達面については何らかの遅れを示した者が、20%を超える高率でみとめられた。加我 (2005b)は、内耳障害による迷路性反射・筋緊張の低下のために頭部の固定、体幹の支持が遅れ、歩行開始月齢にも影響が生じることを指摘している。今回の結果でも、このような定頸・座位・独歩の発達の遅れを示した者が含まれていたと考えられる。推定聴力100dBHLであった4名は独歩が月齢18ヵ月以降に遅れていた。しかし、運動発達の遅れはVRAの条件付け形成の月齢との間に有意な相関をみとめなかった。振り向き反応の形成には最低限、定頸の完成は必要と思われるが、定頸は全例5ヵ月には完成されていた。つまり、振り向きに必要となる定頸と頭部の回旋運動が獲得されていれば、運動発達の遅れ自体は振り向き反応形成に大きな影響を及ぼさないと考えられる。

また、本対象児にはダウン症候群の1名が含まれていた。Greenberg, Wilson, Moore, Thompson (1978)は、ダウン症児においてVRAが81%で施行可能であったことを報告しており、わが国でもCOR・ピープショウテストによる行動観察的な聴力評価を含めた報告がなされている(鷲尾, 1997)。今回の1名の条件付け形成月齢が、他児に比べて大きく遅れたことを考えると、音・光への注意機能、〈音→光〉のパターンの記憶、音刺激に対する予測といった音の認知能の発達の遅れが条件付け形成に影響した可能性が示唆された。

本研究を総じてみると、VRAによって0歳後半(月齢7～10ヵ月)の月齢で聴覚障

害乳児から左右耳別の気導オーディオグラムが得られることが示された。新生児聴覚スクリーニングの普及によって、難聴診断・補聴器装用開始が低年齢化している状況を考えると、0歳後半でオーディオグラムが得られることを示した本研究の結果は重要な意味を持つと思われる。

本結果では、運動発達面と条件付け形成月齢の相関は低かった。つまり、聴力レベルおよび聴能発達という聴覚面の要因の方が、条件付け形成月齢に大きく影響すると推察される。第3～4章において、100dBHL以上の聴力レベルの者に条件付けが形成困難だった症例がみられたが、本章（第5章）では全例、条件付けが形成された。これらの研究間において対象児の月齢は等質ではなく、本章の対象児には推定聴力が100dBHLを越える症例が含まれていないという条件上の違いはあるが、生後6ヵ月までの早期からの補聴器装用により聴能発達が促進されたことは、0歳代の条件付け形成に貢献した可能性がある。いずれにせよ、今回の対象児の多くが7～10ヵ月の月齢で条件付けが形成された結果をみると、保有する聴力レベルが条件付けの形成月齢に軽微な影響を及ぼす可能性はあるものの、条件付け形成を著しく遅らせる要因とは考えにくかった。むしろ、ダウン症1名の条件付け形成が18ヵ月まで遅れたことを考えると、聴力レベルの要因のみならず、音刺激に対する聴能発達も含めた聴覚的要因が条件付けに影響すると考えた方が適切であろう。

2. ABR とのクロスチェックによる VRA の妥当性の検討

本研究における対象児の VRA による推定聴力は、全例 70dB 以上であった。表 5-1 をクロスチェックの観点からみると、一部の症例を除き概ね整合しており、VRA による行動観察的検査法との誘発反応による他覚的検査法とのクロスチェックは、左右耳別の聴力像を的確に把握する上で有用と思われた。VRA と ABR のクロスチェックにおいて 20dB 以上の差がみられた C 児、F 児においては、VRA による周波数別の聴力型（低音障害型、谷型）が得られたことにより、整合性が確認された。また内耳奇形、難聴遺伝子、先天性サイトメガロウイルス感染に関する難聴原因検査の参照も、病態把握の上で有用であろう。

クリック音刺激による ABR の V 波閾値は、各波の潜時を含めて他覚的に乳幼児の聴力評価を行う上で有用である。しかし V 波閾値は 2000～4000Hz との純音聴力との相関が高い反面、低周波数帯聴力の予測は困難である（安達，2012 など）。VRA は行動

観察的手法であり、被検児の状態や検査者の技量に左右されやすい反面、周波数別の反応閾値が得られる利点があり、さらに短時間で実施でき、かつ繰り返しの検査実施を容易に行うことができる利点もある。今回、ASSR との参照は行わなかったが、同検査法は周波数特異性が高い。一般的に言えば、ABR、ASSR、VRA はそれぞれ特徴が異なるため、全検査の比較・参照が行えれば、より信頼性の高い聴力評価を行えることになる。しかし、睡眠導入剤を用いる誘発反応による検査を頻回に行うことは現実的ではないため、VRA を繰り返し実施して再現性評価による信頼性を確認しながら他覚的諸検査とのクロスチェックを行い、聴力推定の確度を高めるのが臨床上は効率的と思われる。

3. 本章のまとめ

本研究では、新生児聴覚スクリーニング後の精査を経て、0歳6ヵ月までに補聴器を装着した聴覚障害乳幼児12名を対象として、VRAの条件付け形成月齢について聴力レベル・運動発達との関連から検討した。

- 1) 対象児のうち11名は月齢7～10ヵ月の間に、VRAの条件付けが成立した。聴力レベルが増すと、条件付け形成月齢がやや遅れる傾向がみとめられた。
- 2) 運動発達面について何かしらの遅れを示した者が、20%を超える高率でみとめられた。しかし、定頸・座位・独歩のいずれもVRAの条件付け形成の月齢との間に有意な相関をみとめなかった。振り向き反応に運動的に必要となる定頸が獲得されていれば、運動発達の遅れは振り向き反応形成に大きな影響を及ぼすものではないと考えられた。
- 3) VRAとABRの反応閾値を比較したところ、低音障害型、谷型聴力を示した2名を除き、10名は20dB未満の差で整合し、VRAによる反応閾値の妥当性が示された。

VRAにおいて、ダウン症候群1名は運動発達、条件付け形成月齢ともに遅れたことから、聴力レベルと同時に被検児の聴能発達状況を考慮すべきと思われた。補聴のために必要となる左右耳別の気導オージオグラムを早期から得る上では、0歳後半の月齢期に、重点的にインサートイヤホンを使用したVRAを繰り返し実施し、聴覚医学的な他覚的検査とのクロスチェックを行うことが有用と思われた。

第6章 VRAによる聴覚障害乳幼児の骨導聴力推定法の検討

第1節 目的

近年の新生児聴覚スクリーニングの普及により、0歳代に難聴を診断される乳幼児が増加している。一方で、乳幼児・幼児の難聴においては、早期から純音聴力レベルの把握と合わせて伝音／感音系の障害部位の鑑別が望まれる。

2004年の米国のASHAによる0～5歳までの聴覚アセスメントのガイドラインは、気導聴力に異常がみられた場合には骨導聴力も推定（estimate）するよう記している（ASHA, 2004）。同ガイドラインでは、生後5～6ヵ月以降の発達レベルの乳幼児に対する行動観察的手法による純音聴力測定としてVRAを推奨し、トランスデューサに骨導振動子を用いる骨導VRAについて記載している。乳幼児の骨導聴力測定に関して、わが国においてはABR、ASSRの誘発反応検査による報告はみられるが（山根, 小寺, 山田, 1978；大西, 1985；白石, 曾田, 加藤；1985, 阿瀬, 原, 草刈, 1989；青柳, 2009；工, 宇佐美, 2009）、VRAおよびCORによる報告はない。

そこで本研究では、VRAによる骨導聴力推定について検討する。聴覚障害乳幼児の気骨導差を把握することを目的に、VRAの行動観察的手法による気導／骨導聴力測定を実施した症例について、耳科学的諸検査とのクロスチェックから考察することとした。

第2節 方法

本研究は、新生児聴覚スクリーニング後の精査医療機関である私立大学附属の耳鼻咽喉科クリニックにて、2013年時点で収集されたデータを元にまとめたものである。

VRAによる気導／骨導聴力測定（以下、それぞれを気導VRA、骨導VRAとする）を実施した聴覚障害乳幼児例について、他の検査結果との整合性の観点から検討を行った。対象児は、先天性両側難聴と診断された0～2歳代の乳幼児6名（症例A～F）で、いずれも補聴器を装着していた。各症例に対し、耳鏡検査・ティンパノメトリー、DPOAE（歪成分耳音響放射）、ABR、ASSR（一部のみ）、CT・MRI、難聴遺伝子・先天性サイトメガロウイルス感染に関する検査を実施した。なお、骨導ASSRを施行したのは2例（症例BとD）のみであった。



図6-1 骨導VRAの様子

A：骨導振動子をヘッドバンドから外す。B：骨導振動子をソフトバンドで側頭部に固定する。その際、外耳道入口をソフトバンドで閉鎖しないようにする。C：骨導刺激にてVRAを実施する。

続いて、VRAの測定手順について述べる。基本的手順は、第5章と同じであった。オーディオメータは、Interacoustics社 AD229eを使用した。気導VRAには、音場用スピーカ（BOSE社 101VM, アンプには同社1705 IIを使用：ISO389-7で較正）または3Aインサートイヤホン（E-A-RTONE 3A insert earphones, インピーダンス=10Ω）を使用した。

骨導VRAには、骨導振動子（Radioear B-71）の端子部分を金属製ヘッドバンドから外して使用した。被検児の頭部にソフトバンド（Ear Band-It®）を巻いて、骨導端子を側頭部に固定して実施した（図6-1）。被検児がソフトバンド装着を嫌がった場合は、検査者が骨導端子を手で被検児の前額部に押し当てて実施した。この場合、被検児が振り向いた後に、再度、振動子を前額部に当て直すことになる。

使用オーディオメータによる骨導の最大提示レベル(dBHL)は、250Hzで45dB、500Hzで65dB、1000Hzで70dB、2000Hzで75dB、4000Hzで80dBであった。なお今回の骨導VRAは乳幼児を対象とするため、対側耳にマスキング用ノイズを提示しなかった。したがって、左右耳別の骨導値は測定できないことになる。骨導検査の両耳間移行減衰量は小さいため、今回の検査法は左右耳どちらかの良側骨導値（もしくは骨導刺激による両耳聴の骨導値）を測定するものと考えられる。また乳幼児における骨導測定の0dBの基準レベルについて、Hulecki（2011）は乳幼児における1000Hz以下の反応レベルは一定せず、基準レベルの見解は定まっていないことを述べている。このためオーディオグラム縦軸は、気導同様にダイヤルレベルと表記することとした。

表 6-1 対象児の耳科学的諸検査の結果

	鼓膜所見・ティンパノグラム	ABR 反応閾値 (nHL) 〔ABR 施行月齢〕	側頭骨・頭部 CT ／MRI	基礎疾患
症例 A 1 歳 6 ヶ月	両側外耳道狭窄	右 60dB、左 50dB 〔1 歳 2 ヶ月〕	両側外耳道狭窄・ 中耳奇形	Treacher-Collins 症候群
症例 B 0 歳 8 ヶ月	両側鼓膜発赤、 B 型	右 65dB、左 70dB 〔0 歳 6 ヶ月〕	所見なし	0 歳 7 ヶ月時から、 両側中耳炎を併発
症例 C 2 歳 3 ヶ月	正常	右 100dB 無反応、左 20dB 〔0 歳 10 ヶ月〕	大脳白質の一部に 石灰化の所見あり	先天性サイトメガロ ウイルス感染症
症例 D 1 歳 2 ヶ月	正常	右 80dB、左 80dB 〔0 歳 3 ヶ月〕	所見なし	<i>GJB2</i> 遺伝子変異
症例 E 1 歳 8 ヶ月	正常	右 90dB、左 95dB 〔0 歳 11 ヶ月〕	所見なし	特になし
症例 F 1 歳 4 ヶ月	正常	両側とも 105dB で無反応 〔1 歳 1 ヶ月〕	所見なし	特になし

各対象児の年齢（最左段）は、骨導 VRA 測定時のものを示す。鼓膜所見・ティンパノグラムは、骨導 VRA 測定時の状況を記した。ABR はクリック刺激による気導の反応閾値 (dB nHL) を示すが、VRA の測定時年齢とは同一ではない。症例 B の ABR は、中耳炎罹患前の反応閾値である。症例 C は、2 歳 2 ヶ月時の気導 ASSR (MASTER 使用) にて良側 (左耳) の中低音域に中等度難聴が示された。DPOAE では、左耳の一部の周波数 (3000,4000Hz) のみ反応がみられた他は無反応であった。症例 B, D, E, F の DPOAE 測定結果は両側とも無反応であった。

第 3 節 結果

1. 対象児の耳科学的諸検査の結果

6 症例の耳科学的諸検査の結果を、表 6-1 に示した。症例 A は、Treacher-Collins 症候群であった。頭部 CT では両側外耳道に著明な狭窄がみられ、鼓室は軟部組織が充満し含気はわずかで乳突洞ともつながっていなかった。右耳は鼓膜を確認できず、ツチ骨柄とアブミ骨らしきものの一部が確認された。左耳の鼓膜は肥厚し、ツチ骨柄とアブミ骨の一部は確認されたが正常な連結はなかった。一方で、両側の半規管、前庭、蝸牛、蝸牛神経管、内耳道に形態的異常はみられなかった。ABR の反応閾値 (V 波) は、右耳 60dBnHL、左耳 50dBnHL であった。ABR の潜時は、80dBnHL による I 波は右耳 2.8msec、左耳 2.4msec で延長がみられ、伝音難聴を示唆する所見であった。

症例 B は、新生児聴覚スクリーニング検査後の精査により両側中等度感音難聴と診断された後、生後 7 ヶ月時に中耳炎を併発したため一時的に混合性難聴となった乳児であった。症例 B の中耳炎罹患前（生後 6 ヶ月時）の ABR 反応閾値は右耳 65dBnHL、左耳 70dBnHL であった。I 波（90dBnHL）は右耳 1.5msec、左耳 1.4msec で潜時延長はなく、検査時は感音難聴であったと推定された。

症例 C は、先天性サイトメガロウイルス（CMV）感染児であった。他機関での ABR などによる聴力経過観察にて右耳のみの一側性難聴を疑われていたが、発達の遅れもあったため、満 2 歳を過ぎた時点で当院に精査目的で紹介された症例であった。他機関での ABR は、右耳 100dBnHL で無反応、左耳 20dBnHL であった。当院への紹介後、2 歳 2 ヶ月時に ASSR を実施したところ、鼓膜・ティンパノグラムの所見は正常であったが、左耳に中低音域の難聴が指摘された。

症例 D、E、F は、両側性の高度・重度感音難聴と推定された。ABR 反応閾値は、症例 D は右耳 90dBnHL、左耳 80dBnHL、症例 E は右耳 90dBnHL、左耳 95dBnHL、症例 F は両側とも 105dBnHL で無反応であった。I 波の潜時延長はみられなかった。症例 D は難聴遺伝子検査にて *GJB2* 遺伝子変異が確認されたが、症例 E、F の難聴原因は特定できなかった。

2. 対象児の気導／骨導 VRA の結果

以上 6 例の気導／骨導 VRA の結果を、図 2 のオーディオグラムに示した。症例別にみると、症例 A (Treacher-Collins 症候群) の反応閾値は気導 VRA (音場用スピーカ) が 60dB (HL) であったのに対して骨導 VRA では 20dB であり、オーディオグラム上に伝音障害を示唆する 40dB の気骨導差が示された。症例 B は、両側中耳炎 (貯留液あり) 罹患中に VRA を施行した。気導値は 250Hz において 80dB まで上昇し、250、500Hz に軽微ではあるが気骨導差が示された。また骨導 ASSR では、およそ 60dB (MASTER dBHL) で反応が得られた。

症例 C (先天性 CMV 感染児) は、気導 VRA (インサートイヤホン使用) でも気導 ABR、ASSR 同様に聴力の左右差をみとめた。気導／骨導 VRA にて良聴耳 (左耳) に気骨導差がなかったことから、中低音の障害を示す中等度感音難聴と解釈された。症例 D は *GJB2* 遺伝子変異による感音難聴症例と推定されたが、気導／骨導 VRA ともに 60~70dB で気

骨導差はみられなかった。症例Dの骨導ASSRもおよそ60dB (MASTER dBHL) で反応が得られた。

症例 E~F の気導 VRA (インサートイヤホン使用) による反応閾値は、両側とも 70dB 以上の高度・重度難聴を示した。骨導 VRA で、250~500Hz の一部の低周波数において振動覚と思われる偽反応が得られたものの、1000Hz 以上では最大提示レベルでも反応が得られずスケールアウトの結果であった。

まとめると、伝音障害の所見があった症例 A (Treacher-Collins 症候群) と症例 B (中耳炎併発例) においては VRA による気骨導差がみられ、伝音障害の所見がなかった症例 C~D において気骨導差はみられなかったことになる。症例 E~F (高度・重度難聴) は骨導 VRA の反応閾値がスケールアウトとなったものの、以上の 6 症例においては、いずれも諸検査間に概ね整合性があると解釈できた。

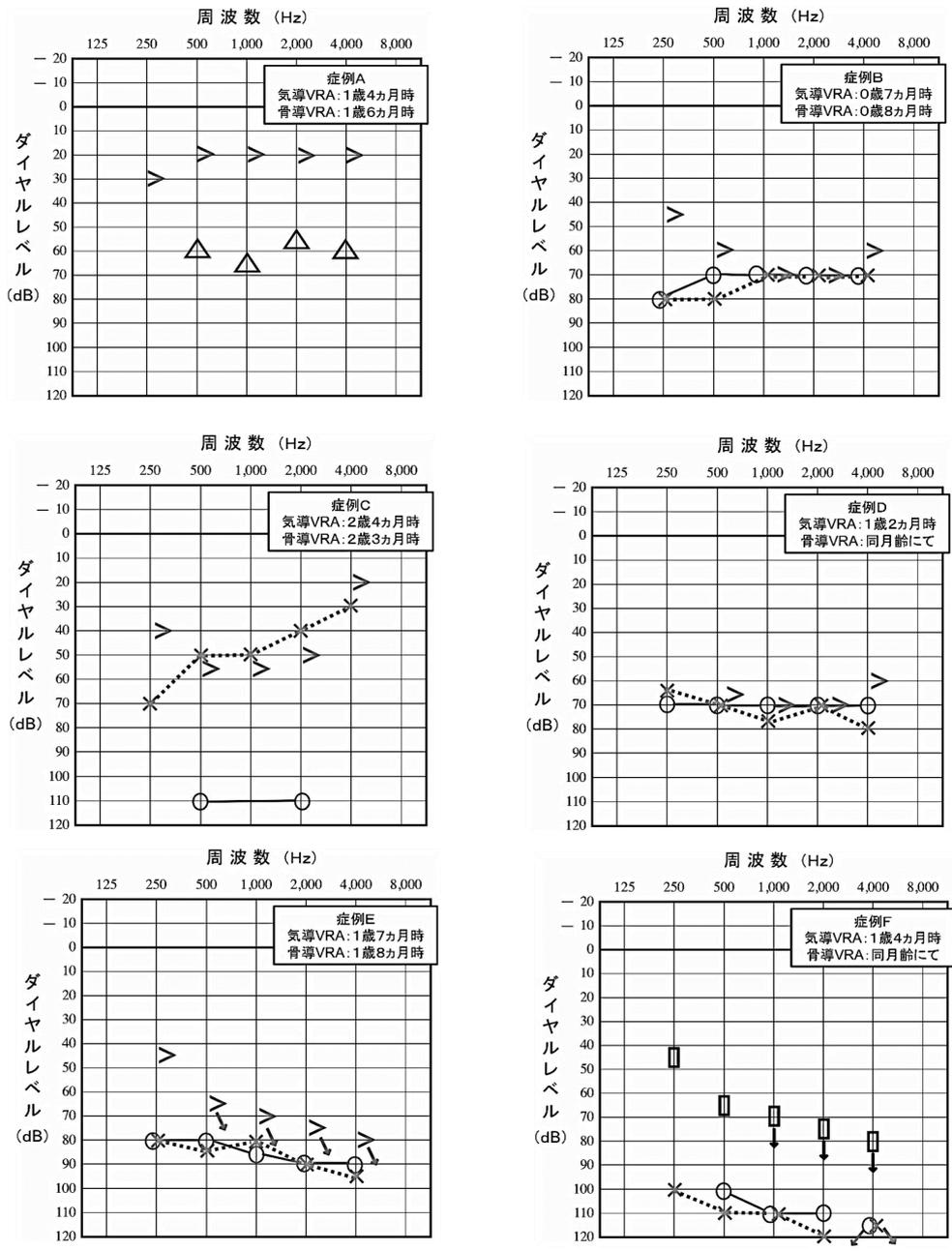


図 6-2 気導／骨導 VRA によるオージオグラム (症例 A~F)

気導 VRA について、△は音場用スピーカによる気導値 (反応閾値) を、○と×は 3A インサートイヤホンによる左右耳別の気導値を示す。症例 C の気導値 (マスキング非施行) に 60dB 以上の左右差が生じたのは、同イヤホンの両耳間移行減衰量が大きいためである。骨導 VRA について、>は左側頭部にソフトバンドで骨導端子を固定して測定した骨導値を示す。□は前額部に骨導端子を手で押さえて測定した骨導値を示す。低音域の一定レベル以上の骨導値は、振動覚による偽反応の可能性がある。

第4節 考察

1. 気導／骨導 VRA と耳科学的諸検査のクロスチェックについて

本研究の主旨は、VRA によって得た周波数別の気導／骨導聴力が、聴覚障害乳幼児の気骨導差の推定に利用しうるか検討することにあつた。骨導 VRA に関する先行報告は少ないが、Hulecki (2009) は生後 7 ヶ月以降の聴力正常乳幼児群を検討し、500、1000、2000、4000Hz の 4 周波数の反応域値が 10～20dBHL 台 (90 パーセンタイル値) であつたことを報告している。本研究は聴覚障害群を対象とした点が異なるため、妥当な測定結果が得られたといえるか、耳科学的諸検査とのクロスチェックによる整合性の観点から考察する。

まず症例 A (Treacher-Collins 症候群) においては、VRA から伝音障害を示唆する気骨導差がみられた。症例 B (中耳炎併発例) においても気骨導差がみられたが、これは中耳炎による伝音障害の程度が反映されたものと考えられる。ただし、骨導値の提示レベルからみると振動覚による偽反応の可能性は否定しきれない。

これに対し、感音難聴と推定された症例 C (先天性 CMV 感染) と症例 D (*GJB2* 遺伝子変異) の VRA においては気骨導値がみられず、感音障害のみを示唆する他の検査所見と矛盾しなかつた。このことから気導／骨導 VRA の組み合わせは、伝音障害の有無とその程度の推定に利用しうると思われた。特に症例 A の骨導聴力が、少なくとも一側は正常であると推定できたことは重要であつた。また症例 C は、良聴耳が中低音域の障害を示す中等度難聴であり伝音／感音系の障害部位の鑑別に注意を要する例であつたが、本検査法がこの鑑別に利用できたことも重要であろう。高度・重度難聴例 (症例 E～F) は別として、軽度～中等度難聴例において伝音難聴の有無をより明確に判断する上で VRA による骨導値は有用と思われた。

一方で、症例 E～F は高度・重度感音難聴と推定され、伝音系の障害を示唆する所見はなかつた。この 2 症例の骨導 VRA においては、250、500Hz で振動覚と思われる偽反応がみられた他は、1000Hz 以上では 70～80dB でスケールアウトであつた。1000Hz 以上では、骨導 VRA は偽反応なくスケールアウトの結果を導くことが可能であつたといえる。ただし骨導振動子の最大提示レベルには上限があり、高度・重度感音難聴例の真の骨導聴力にまでは達しないという問題は、VRA においてもやはり解決されなかつたことになる。

2. 骨導VRAと骨導ASSRとの比較から

次に骨導VRAと骨導ASSRの比較から考察する。両検査とも周波数別に骨導聴力を測定するため、結果は一致することが期待される。症例Bと症例Dにおいて、両検査による骨導値は10dBの差で近似していた。ただし、両症例の骨導ASSRの反応レベルは60dBに達していた。坂田（2005）は、骨導端子に近接する電極へのアーチファクト混入の問題を挙げている。青柳（2012）も骨導ASSRでは60dBのレベルでアーチファクトが誘発電位に混入することを指摘しており、今回この影響は否定しきれない。両検査の相関については、より軽度の骨導聴力例を対象に検討した上で再考すべきと思われる。

3. 骨導VRAの有用性と問題点について

ここで、骨導VRAの問題点と利点について整理したい。第1の問題点として、骨導端子の頭部への装着法が挙げられる。Huleckiの報告（2009）では、対象児に応じて3つの装着法（金属製ヘッドバンド、伸縮布材、手で押し当てる）を試みている。VRAは被検児の頭部の振り向き運動を反応指標にする。検査実施上の難点の一つは、頭部の骨導端子装着をいかに安定させるかという点にあらう。本研究のようにソフトバンドで骨導端子を固定する方法は解決策の一つであるが、そもそも本来の規定された圧抵方法ではなく、また被検児がバンド装着を嫌がることも十分にありうるため、今後も工夫が必要と思われる。骨導端子を手で前額部に押し当てる方法についても、このことにより振り向き反応は抑制されないが、刺激エネルギーの手への吸収を考えるとあまりよい方法とはいえない。第2に、VRA自体、検査者の高い技量的習熟を要すること、第3に骨導振動子の最大提示レベルに上限があること、第4に、対側耳へのマスキングを施行しないため良側の骨導測定しかできないことが挙げられる。

これらの一方で、骨導VRAの利点として、覚醒下で数分の短時間で測定しうることが重要である。骨導VRAは検査時間が短く済むため、骨導ABR／ASSRに先だつて骨導VRAの結果を得ておくと効率的と思われる。また骨導VRAは、症例E～Fのように、低音域で一定レベルを越えると振動覚による偽反応を引き起こす可能性があるが、その反面、1000Hz以上では誘発反応検査で問題となる電磁的アーチファクトに煩わされずに、適正にスケールアウトの結果を導き出せたことは重要と思われる。

4. 本章のまとめ

聴覚障害乳幼児における聴力診断と伝音／感音障害の鑑別において、米国のガイドライン（the pediatric working group conference on amplification for young children with auditory deficits, 1996；ASHA, 2004）が示す他覚的な誘発反応検査と行動観察的検査によるクロスチェックは、基本原則と考えられる。結論的には、6症例の諸検査間に整合性があると解釈できたことから、一側でも骨導聴力が一定レベルまで残存していれば、骨導 VRA は気骨導差の推定に利用でき、行動観察的手法によって良側の骨導オーディオグラムを得る意義が示されたといえる。ただし骨導 ASSR との比較を行えたのは2例のみであり、整合性の検討はまだ十分ではない。本研究が得た知見は、以下にまとめられる。

- 1) 骨導 VRA によって、伝音難聴例（症例 A）、中耳炎併発例（症例 B）、中等度難聴例（症例 C）、高度難聴（症例 D：70dB）における良側の骨導反応閾値を測定できた。一側でも骨導聴力が一定レベルまで残存していれば、気導／骨導 VRA の組み合わせによって気骨導差の程度を推定可能であることが示された。
- 2) 高度・重度感音難聴例（症例 E～F：80dB 以上）の骨導 VRA においては、250、500Hz で振動覚と思われる偽反応がみられた他は、1000Hz 以上では 70～80dB でスケールアウトとなった。1000Hz 以上では、骨導 VRA は偽反応なくスケールアウトの結果を導くことが可能であった。
- 3) 6症例における外耳・鼓膜所見、ティンパノメトリー、ABR、ASSR、DPOAE、画像検査（CT、MRI）、難聴遺伝子検査、先天性 CMV 感染に関する検査と、気導／骨導 VRA のクロスチェックの結果は、概ね整合性があると考えられた。

骨導 VRA は検査者と検査設備の条件が整えば、簡便に実施できる。誘発反応による骨導聴力測定や画像診断技術と合わせ、骨導 VRA を伝音障害の有無とその程度を推定するための一検査法として乳幼児期から活用することは、耳科学的治療や補聴器適合の上で重要であろう。新生児聴覚スクリーニング検査の普及により軽度・中等度難聴も早期に診断されるようになった現状を考えると、今後、乖離例を含め、様々な病態の伝音／感音系の障害を呈する乳幼児を想定した、さらなる検討が必要と思われる。

第Ⅲ部 2cc SPL フィッティングによる聴覚障害乳幼児の
補聴器特性評価法に関する研究

第7章 補聴器装用乳幼児の外耳道容積と RECD 測定の検討

第Ⅲ部では、2cc SPL フィッティングによる補聴を主題として、聴覚障害乳幼児の実耳特性への対応および補聴器の閾値上の増幅特性評価の観点から検討する。まず第7章では、乳幼児の鼓膜面音圧レベルに影響を与える音響的変数となる RECD を実測し、その特性を明らかにする。本章で扱う RECD 測定は、2cc SPL フィッティングに基づくデシベル換算原理の妥当性に関する音響学的検証（第8章）、同フィッティング法の臨床的検討（第9章）に先だって検討すべき内容と位置づけられる。

第1節 目的

低年齢児への補聴においては、外耳道容積が小さいために、イヤモールド装着下の鼓膜面音圧レベルが成人に比べて増すことが知られている。RECD (real-ear-to-coupler difference) とは、音響カプラ内とイヤモールド装着下の外耳道内のレベル差のことをいう。RECD は、第Ⅱ部で検討したインサートイヤホン・オージオメトリーによる EDT (earmold-derived threshold) に影響し、さらに補聴器の外耳道内出力レベルにも影響する共通した音響的変数と説明されている (Moodie et al., 2000)。

実際の RECD 測定は、①音響カプラ内でのレベル測定、②実耳でのレベル測定という2段階の手順を踏む。①には、2cc HA-2 カプラ (Moodie et al., 1994)、または 2cc HA-1 カプラ (Revit, 2002 ほか) を用いる2つの方法がある (図 7-1)。乳幼児が耳かけ形補聴器を使用する場合、耳かけ形補聴器の特性測定用と同じ HA-2 カプラを RECD 測定に用いるのが適切と考えられる。しかし HA-2 カプラの場合は、①のカプラ測定と②の実耳測定ではプローブチューブと刺激音の入射角度が 180°逆方向になっており、誤差を生む原因と考えられる。また RECD には外耳道容積が影響することが指摘され、PVT (physical volume test) 値を参照する方法も記されているが (Northern & Downs, 2002)、RECD と外耳道容積の関連を詳細に検討した報告は少ない。そこで本研究では、乳幼児の外耳道容積と RECD 測定について、プローブチューブの挿入方向による補正值を含めて検討することを目的とした。

第2節 方法

対象児は、新生児聴覚スクリーニング後の精査によって両側感音難聴を疑われ、0歳6ヵ月までに補聴器装用を始めた乳幼児とした。体重が正常範囲にあること、外耳奇形や外耳道の著しい狭窄のないこと、外耳道・中耳に異常所見がないことを条件に7名13耳の RECD 曲線、外耳道容積 (PVT : physical volume test 値) を測定した。

RECD 測定は覚醒下でも実施可能と報告されているが (Bagatto & Scollie, 2011)、今回の測定は全例とも自然入眠下で、母親に横抱きで抱かれた状態で実施した (図 7-2)。

RECD 測定機器には Frye Electronics 社 FONIX FP-35 を使用し、Seewald (1995) の方法に従って HA-2 カプラでレベル較正を施して基準レベルを得てから実耳内でのレベル測定を行った。シングル型の 3A インサートイヤホン (E-A-RTONE 3Ainsert earphones, インピーダンス=50Ω) とプローブチューブマイクロホンを使用した。測定信号にはフラット特性の composite noise を用いた。対象児のイヤモールドは全て閉塞型のソフトアクリル素材のもので、プローブチューブをイヤモールドに這わせて外耳道前壁部の隙間から挿入した。

プローブチューブの挿入方向による補正值を得るため、3A フォーム材イヤチップを粘着材で結合した HA-1 カプラ内にプローブチューブを挿入して入射角度 0°と 180°のレベル差を測定した。180°条件時は、フォーム材イヤチップに切り込みを入れてプローブチューブをカプラ入音孔から挿入した。

外耳道容積は、PVT 値をインピーダンス・オージオメータ GSI-37 AUTO TYMP を使用して付属イヤチップにて測定した。測定用純音の周波数は 226Hz であった。対照群として、5~6歳の補聴器装用児 14 耳 (幼児群) についても PVT 値を測定した。

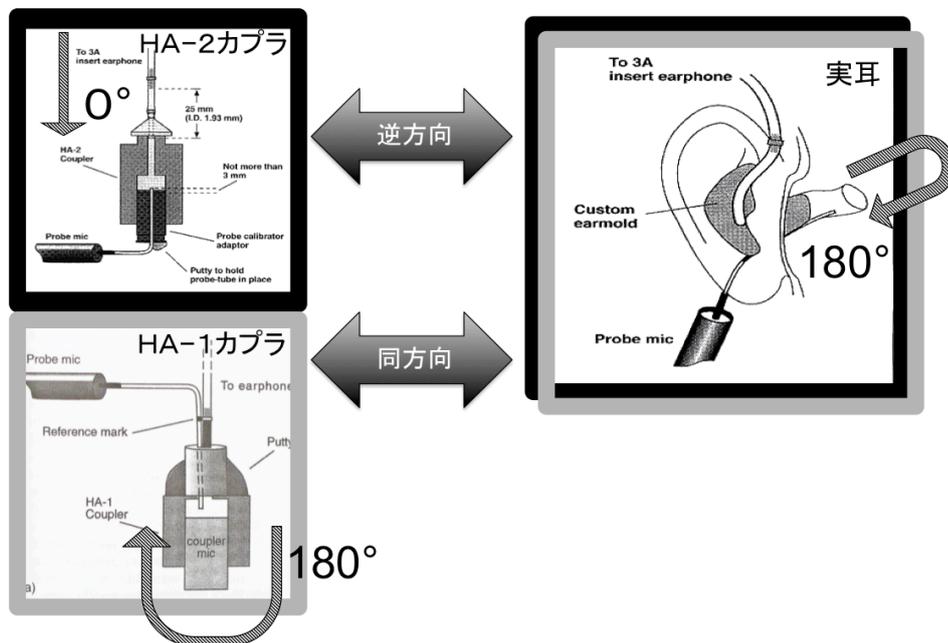


図 7-1 HA-1、HA-2 カプラによる RECD の測定手順

2 cc カプラでプローブチューブによるレベル測定を行った後、実耳でレベル測定を行う。HA-1 と HA-2 カプラでは、プローブチューブとインサートイヤホンからの音源入射角度が 180° 逆向きになる。

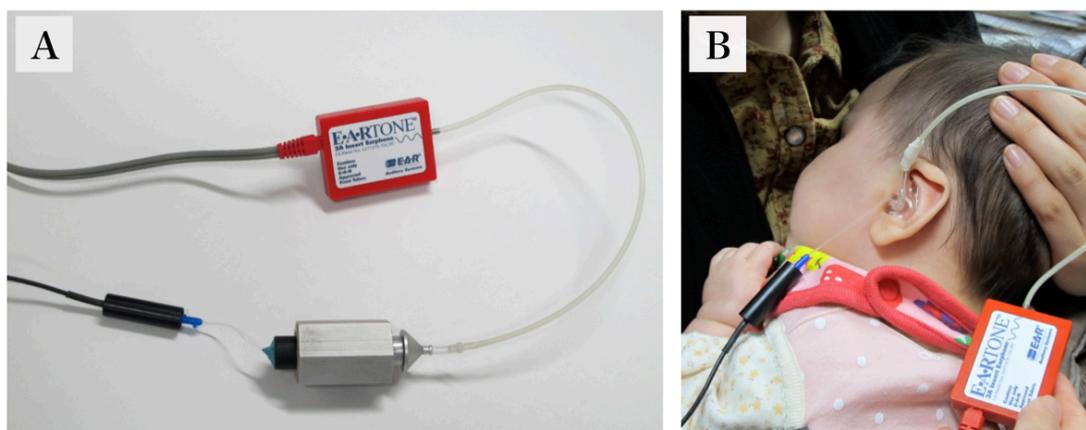


図 7-2 RECD 測定の様子

A: プローブチューブを HA-2 カプラに挿入して、基準レベルを測定する。B: プローブチューブを実耳に挿入して、外耳道内レベルを測定する。RECD 測定用のトランスデューサには、シングル型 (インピーダンス=50Ω) のインサートイヤホンを用いた。

第3節 結果

対象児の測定月齢は、0歳5ヵ月～1歳4ヵ月(中央値=0歳7ヵ月)まで分布した。図7-3のRECD曲線(実耳-HA-2カプラ)の例のように、周波数が増すとRECDは増加した。4000Hz付近にディップがみられたが、図7-4のプローブチューブの挿入方向によるレベル差をみると4000Hz以上で5dBほどのレベル上昇がみられ、レベル較正と実耳レベル測定時のプローブチューブの挿入方向が180°逆方向であったことが4000Hz以上に影響を与えたと考えられた。図7-5は、プローブチューブ挿入方向によるレベル差を補正したRECD特性の重ね書きしたものである。1000Hz付近で10dBほど、3000Hz以上の周波数帯域で15dB近いレベル差が生じていた。

外耳道容積について、PVT値は乳幼児群13耳で0.4～0.6cc(平均=0.50cc, SD=0.06cc)、幼児群14耳で0.5～1.0cc(平均=0.71cc, SD=0.14cc)であった。両群間の平均値の差についてウェルチの検定を行ったところ、乳幼児群は幼児群に比べてPVT値が有意に低い結果であった($t=5.2$, $p<.01$)。

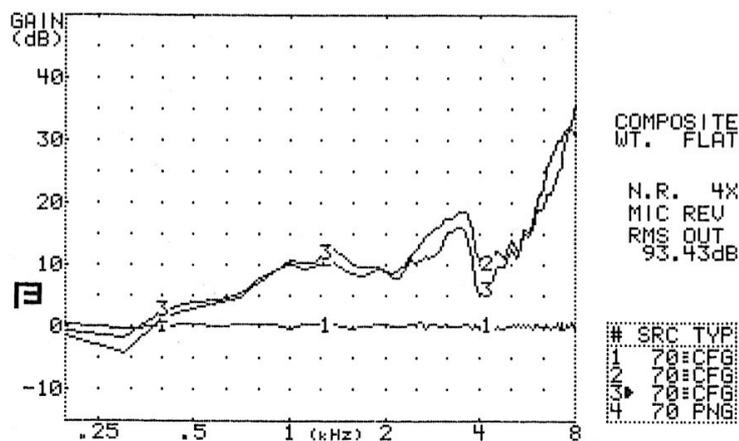


図7-3 実測されたRECDの例(0歳8ヵ月児)

1はHA-2カプラによる基準レベル, 2と3は、右耳と左耳の外耳道内レベルを示す, 2と3の特性曲線と基準レベルとの差がRECDを表す。

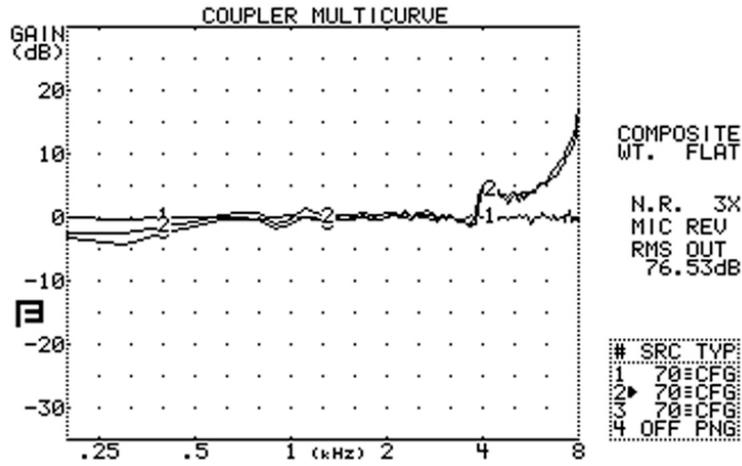


図 7-4 プローブチューブの挿入方向によるレベル差

3A フォーム材イヤチップを粘着材で結合した HA-1 カプラ内に、プローブチューブを挿入して入射角度 0° (1 の基準レベル) と 180° (2, 3 のレベル曲線) のレベル差を測定した。 180° 条件時は、フォーム材イヤチップに切り込みを入れてプローブチューブをカプラ入音孔から挿入した。

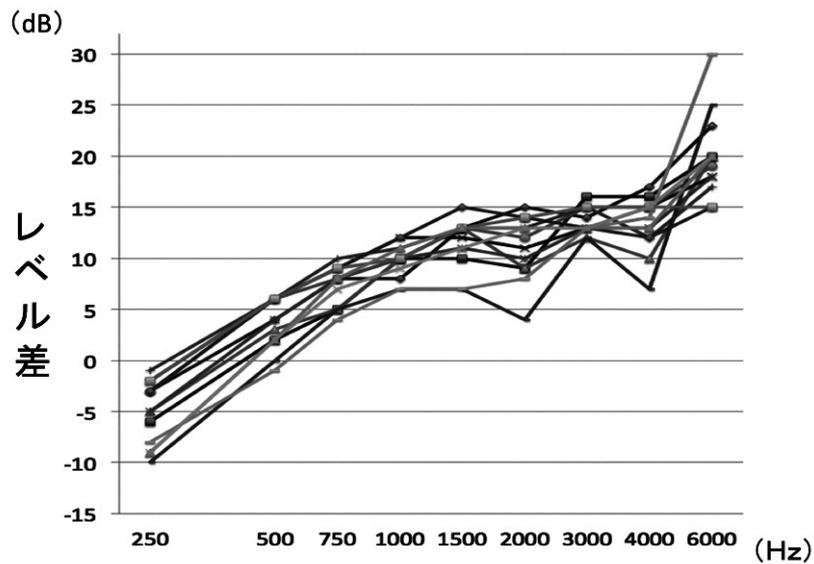


図 7-5 補正後の RECD の重ね書き

乳幼児 13 耳の RECD の測定結果を重ね書きした。個々の RECD (カプラは HA-2 を使用) にプローブチューブの挿入方向によるレベル差を補正值として加算した。

第4節 考察

1. 測定システムと RECD 曲線について

本研究は、プローブチューブの挿入方向によるレベル補正を施した RECD 特性を示した。本研究では HA-2 カプラを用いたが、RECD 測定にはいくつかの測定法・測定システムが考案されているため、測定結果の記載にあたっては測定システム、使用したカプラ、測定手順を明記する必要がある (Munro & Toal, 2005)。

本研究が得た RECD 値は高音域で増し、1000~4000Hz においては 10~15dB に達した。Seewald (1995) や Bagatto et al. (2006) は、0 歳児の RECD 特性の平均値を示している。これらと比較すると、本結果は先行報告と近似したレベル曲線であり、成人と比べて高い値を示すという同様の結果が得られたことになる。250Hz において 0 dB 以下のレベルを示したが、Bagatto et al. (2002) は 250Hz の RECD 値はばらつきが大きく、外耳道へのプローブチューブ挿入による間隙から低音域のベンティレーション (音漏れ) が生じやすいことを述べている。本研究の対象児のイヤモールドにはプローブチューブ挿入用のベント加工はなかったため、乳幼児の小さな外耳道へのプローブチューブ挿入の際にイヤモールドと外耳道壁に隙間が生じ、密閉性が低下した可能性がある。

2. 外耳道容積の RECD への影響について

これまで RECD は、外耳道容積の大きさによって影響を受けると説明されてきた。外耳道容積から RECD をどの程度正しく予測しうるか、両者の関係はまだ明らかではないが、Bagatto et al. (2002 ; 2006) の示した RECD 特性の個人差を考慮すれば、乳幼児の補聴器フィッティングにおいては、外耳道狭窄例への対応も含めて外耳道容積を知る何らかの定量的な指標を利用できるとよいと思われる。

この点について、Bingham, Jenstad and Shahnaz (2009) は、生後 1 ヶ月以内の乳児 14 名の PVT 値と RECD 測定を検討し、この月齢期においては、月齢、静的コンプライアンス、外耳道容積のいずれからも RECD の予測が困難であったと述べている。本研究は、より高い月齢の補聴器装用乳幼児を対象にインピーダンス・オージオメータによる PVT 値測定を行ったもので測定条件が異なるが、対象児に外耳道狭窄例またはイヤモールドの音孔が極端に細い乳幼児が含まれなかったことを考えると、本結果は PVT 値 0.5cc 前後の外耳道容積を示す乳幼児の RECD 特性の個人差を描出したものと解釈でき

る。本研究が得たPVT値は検査用イヤチップによるもので、実際のイヤモールド装着下の外耳道容積とは異なるものの、乳幼児群の外耳道容積が幼児群と比較すると有意に小さかったことを考え合わせると、この容積の小ささがRECDの高さに影響したということは推察できる。ただし、本研究では幼児群のRECDのデータがなく乳幼児群との直接的なRECDの比較を行えたわけではないことから、PVT値とRECD特性の直接的関係をまだ明らかに証明できたとはまではいえない。本研究における13耳のRECDの特性には、PVT値が近似していたにも関わらず、ばらつきがみられた。このばらつきが生じた結果を考慮すると、PVT値による外耳道容積からRECDをどの程度正確に予測しうるかについては、外耳道・鼓膜インピーダンスやイヤモールドなどの他要因による音響的影響を加えた上で、今後、検討すべきところと思われる。

3. RECD測定の意味

RECDは、第II部で検討したインサートイヤホン・オーディオメトリーにおける鼓膜面音圧レベル、さらに補聴器装用下の鼓膜面音圧レベルに対して共通して影響する音響的変数である。インサートイヤホン較正時、補聴器特性測定時の双方とも音響カプラ内で出力レベルが測定されるが、重要な原理は、この音響カプラ内での出力レベルにRECDを加算することによって鼓膜面音圧レベルを算出できるという点である。つまり、インサートイヤホンの出力レベル、補聴器の出力レベルの双方の外耳道内SPLをRECDの加算（検査用イヤホンの場合はダイヤルレベルにREDDを加算する）によって知ることができることになる。

RECDは実耳-カプラ間のレベル差を知るための音響的変数であるが、第II部のインサートイヤホンによるEDT測定においてこの影響値は明らかではなかった。また、補聴においても鼓膜面音圧レベルにRECDが影響するという原理は重要である。各周波数におけるRECDの数値利用については年齢・月齢別の平均換算値（Seewald, 1995など）を参照する方法もあるが、本結果においてPVT値が0.4~0.6ccの一定範囲内に統制されていたにも関わらずRECD特性に一定程度のばらつきがみられたことから考えても、やはり個々の鼓膜面音圧レベルへ影響を個別的に考慮すべきといえる。ただしRECD測定によってその影響値を具体的数値として明らかにすべきか否かという点については、DSL法のように、各耳の鼓膜面音圧レベル（外耳道内SPL）による補聴を行う場合は実測すべきということになる。

4. 本章のまとめ

本研究では乳幼児 13 耳を対象に、プローブチューブの挿入方向による補正値を算入して HA-2 カプラと実耳のレベル差を測定した。得られた知見は、以下にまとめられる。

- 1) 乳幼児の RECD 特性は高音域で増し、1000～4000Hz においては 10～15dB に達した。250Hz ではレベル低下が生じたが、プローブチューブ挿入に伴うベンティレーションの影響を受けた可能性がある。
- 2) 外耳道容積を示す PVT 値は乳幼児群では約 0.5cc であり、幼児群に比べて有意に低い値を示した。外耳道容積の小ささが RECD を高めたと推察された。

インサートイヤホンによる EDT および補聴器装用下での鼓膜面音圧レベルには個々の実耳特性が影響するが、特に外耳道容積の小さい乳幼児においてはその特性を加味すべきである。本研究は各耳の RECD を実測し、その音響的特性の特徴を具体的数値によって明らかにしたものである。

第8章 インサートイヤホンによる SPL フィッティングのための デシベル換算原理の検証

第1節 目的

第1章の第3節で述べたように、実耳特性に対応した補聴器適合法として、インサートイヤホンによる SPL フィッティングがある (図 1-4)。同手法では、聴力検査値は音圧レベル (Sound Pressure Level : SPL) 上に表示される。この手法で用いられる音圧レベルには、2cc SPL (2cc coupler SPL)、外耳道内 SPL (ear canal SPL) の2通りがあり、これらは聴力レベルとの間で換算値の加減算により相互にデシベル尺度間の変換が可能となる (図 1-5)。換算値には第7章で検討した RECD の他に、CDD (2cc coupler-to-dial difference : カプラ-ダイヤル差)、REDD (real-ear-to-dial difference : 実耳-ダイヤル差) が利用されるが、さらに使用するイヤホンや音響カプラの種類による固有の特性差を算入する必要がある。

本研究は、インサートイヤホンによる SPL フィッティングに必要なデシベル換算値を各イヤホン、カプラごとに測定して、音圧レベルへの換算原理の妥当性を音響学的に検討することを目的とした。

第2節 方法

CDD に影響する音響的要因になりうる、(1)インサートイヤホンの特性差、(2) 2cc カプラの特性差を測定した。また (3)RECD、(4)REDD を測定し、実測した REDD が CDD+RECD の和と一致するか検証した。(1)~(4)の測定には、補聴器特性測定装置 (Frye electronics 社 FONIX FP-35) を使用し、測定周波数は 200~8000Hz とした。音響カプらは全て FONIX 用の製品を用い、入力信号にはフラット特性のコンポジットノイズ信号 (70dB SPL) を使用した。なお、今回の一連の測定は、耳かけ形補聴器への適用を想定している。

(1) イヤホンの特性差：3A と 5A の 2 種のインサートイヤホン (いずれもインピーダンス=10Ω) の出力特性のレベル差を比較した。各イヤホンの標準プラグをミニプラグに変換し、FONIX FP-35 のスピーカ用出力端子に接続した。イヤホン先端のニップル部には E-A-R LINK 3A フォーム材イヤチップを結合し、2cc HA-1 カプラに粘着剤で固定した。測定には、FONIX FP-35 の測定用コンデンサマイクロホンを使用した。

(2) 2cc カプラの特性差：インサートイヤホンをオーディオメータに接続して使用する場合、聴力レベル用に機器の較正を行わなければならない。ISO 389-2 と ANSI S3.6 によると、較正に用いる音響カプラには、Brüel & Kjær 社の DB-0138 (後継型は 4946 カプラ)、IEC-711 (擬似耳)、2cc HA-1 の 3 つがあり、それぞれの較正值が検査周波数別に定められている。本研究で使用するオーディオメータ (Interacoustics 社 AD229e) は、2cc HA-1 カプラにより 3A インサートイヤホン用の較正を実施したものであるが、HA-1 カプラでオーディオメータの較正を行っても、耳かけ形補聴器の特性測定には HA-2 カプラが使用される。両カプらは同容積とはいえ、特性差があるとすればその差は CDD に算入すべきである。このため、HA-1、HA-2 の各カプラの特性差を測ることとした。FONIX FP-35 に 3A インサートイヤホンを HA-1 (3A フォーム材イヤチップをカプラ入音孔に粘着剤で固定)、HA-2 (カプラのチューブ部とイヤホンのニップル部を結合) の各カプラに接続し、測定用コンデンサマイクロホンでレベル差を測定した。

(3) RECD：外耳・中耳に異常のない健常成人 1 名 1 耳に、音孔径のみを変えて作製した 2 種のイヤモールド (耳かけ形補聴器用) を装着し、2 条件の外耳道内の音響特性下で RECD 測定を行った。イヤモールド A は音孔にホーン加工 ($\phi=3.0\text{mm}$) を施し、B は音孔を狭く ($\phi=1.5\text{mm}$) した。両イヤモールドともプローブチューブ挿入用の平行ベントを開け、音孔径が異なる以外は、材質 (硬質アクリル製)・外形ともに同じに

なるよう作製したものである。測定には 3A インサートイヤホンを用いて、まず HA-2 カプラ内で基準レベルを測定した後に、同イヤホンに各イヤモールドを結合して、外耳道内でのレベル差を比較した。(3) の測定には、すべて FONIX FP-35 のプローブチューブマイクロホンを使用した。

(4) REDD：オーディオメータ (AD229e) に 3A インサートイヤホンを接続し、(3)と同様に、イヤモールド A・B を耳に装着して、FONIX FP-35 のプローブチューブマイクロホンで外耳道内レベルを測定した。オーディオメータのダイヤルレベルを 70dB に設定し、提示された純音の外耳道内音圧レベルを検査周波数ごとに測定した後に、得られた測定値からダイヤルレベル分の 70 を減じて REDD を算出した。

第3節 結果

(1) イヤホンの特性差：インサートイヤホンの特性差を、図 8-1 に示した。同図は、3A を基準レベル (0dB) として測定したときの 5A の特性曲線を、左右の各イヤホンごとに示したものである。3A、5A は、左イヤホン、右イヤホンで同特性を示していた。5A と 3A のレベル差はほぼ 5dB 以内に収まっていたが、3A に比べて 5A の方が 500Hz 以下の低音域のレベルが 5dB ほど低かった。また 6000Hz 以上の高音域では、10dB 以上のレベル差が生じていた。

(2) 2cc カプラの特性差：HA-1 カプラを基準レベル (0dB) としたときの HA-2 カプラの特性を、図 8-2 に示した。HA-1 カプラによる平坦な基準特性に対し、HA-2 カプラは 1000~4000Hz 間で最大 5dB ほど、6000Hz 付近では+8dB ほどレベルが増していた。オーディオメータの較正に用いた HA-1 カプラと、耳かけ形補聴器の特性測定に用いる HA-2 カプラではレベル差があることが示された。

(3) RECD：イヤモールド A・B 装着下の RECD の特性を、HA-2 カプラの特性を基準レベル (0dB) として示したものを図 8-3 に示した。A と B による RECD の差は、2000Hz より高い周波数域において増していた。イヤモールド A と B の音孔の大きさによる音響効果が実耳でレベル差となって表れたことになる。

(4) REDD：イヤモールド A・B 装着下の各検査周波数における REDD を、表 8-1 に示した。(3)と同様のイヤモールド A・B によるレベル差が、2000Hz より高い周波数域に生じていた。

以上の (1) から (4) を基に、 $CDD + RECD = REDD$ の式が成り立つかどうか、各測定値を加算して検証した (表 8-2)。CDD+RECD の和と REDD の差は、イヤモールド A・B ともに 4000Hz 以下の周波数域においては、3dB 以内(レンジ:-0.8~+2.2dB) の僅差に収まっていたが、6000Hz と 8000Hz において差は 4~8dB まで増していた。

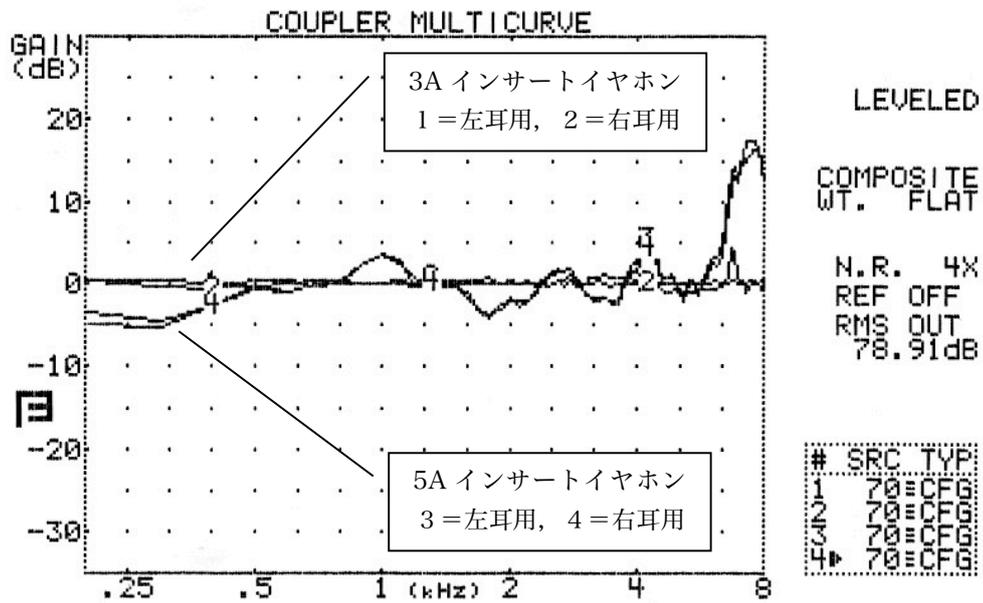


図 8-1 3A と 5A のインサートイヤホンの特性比較

3A を基準レベル (0dB) として, 5A の出力特性を 2cc HA-1 カプラで測定用コンデンサマイクロホンにて測定した. 両イヤホンとも, 左耳用と右耳用の 2 つのイヤホンを測定した.

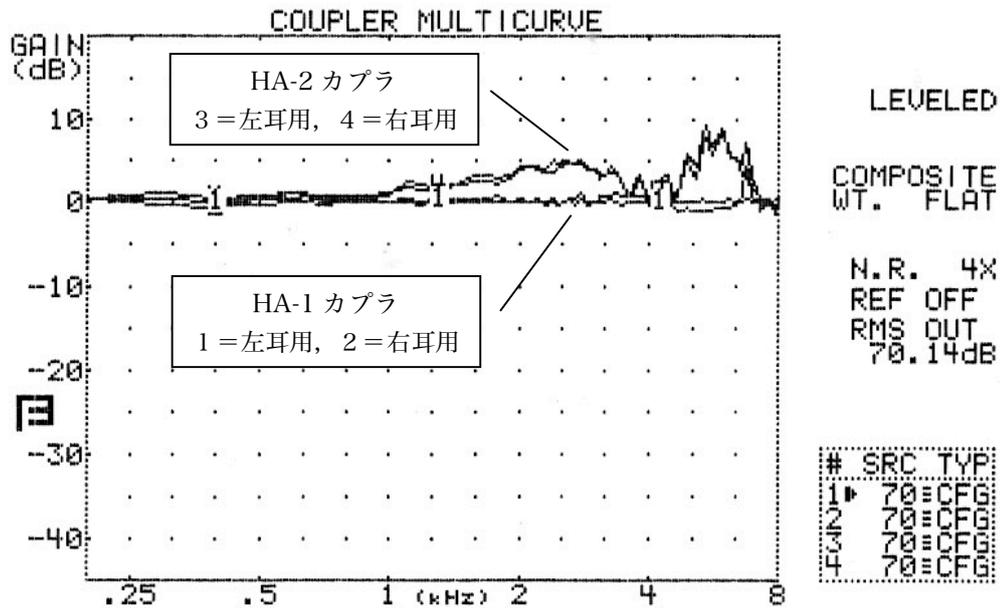


図 8-2 HA-1 と HA-2 の 2cc カプラの特性比較

HA-1 カプラを基準レベル (0dB) として, HA-2 カプラの出力特性を測定した. 3A インサートイヤホン (左耳用と右耳用) を HA-1 (3A フォーム材イヤチップをカプラ入音孔に粘着剤で固定), HA-2 (カプラのチューブ部とイヤホンのニップル部を結合) の各カプラに接続し, 測定用コンデンサマイクロホンでレベル差を得た.

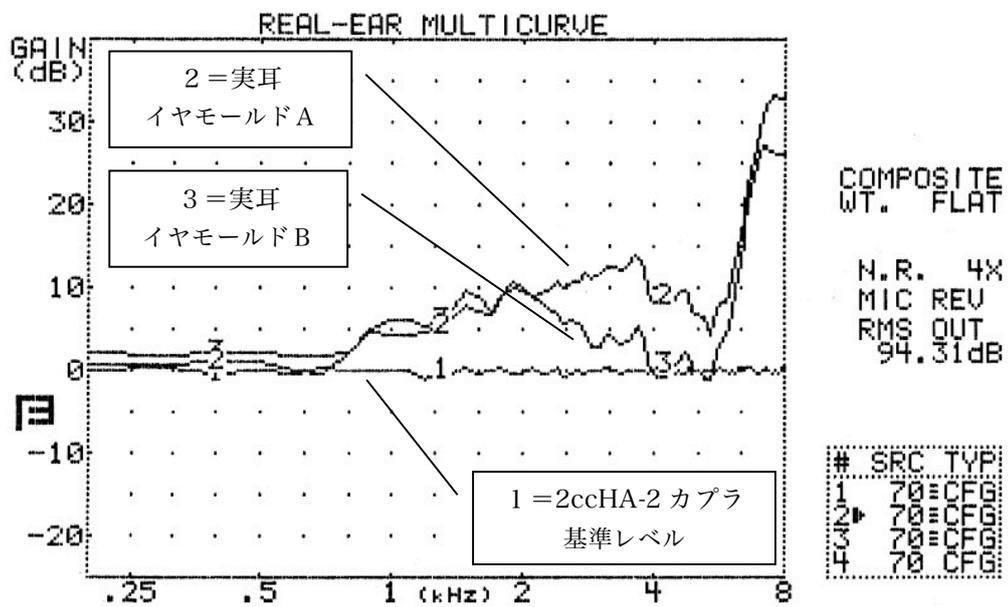


図 8-3 HA-2 カプラと実耳（イヤモードA、B装着下）の特性比較

HA-2 カプラを基準レベル (0dB) として、イヤモードA・B装着下の実耳特性を測定した。基準レベルと実耳特性との差が RECD を表す。3A インサートイヤホンとプローブチューブマイククロホンを用いて測定した。

表 8-1 イヤモード A、B 装着下の REDD

	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000	8000	(Hz)
実耳 イヤ モード A	17.7	8.7	3.5	6.9	10.6	16.2	17.3	9.6	9.5	18.9	(dB)
実耳 イヤ モード B	18.4	9.8	4.4	8.7	13.4	17.2	8.3	0.8	5.4	12.6	〃

ISO 389-2 により、3A インサートイヤホン用に較正されたオーディオメータ (AD 229e) を使用し、プローブチューブマイクロホン (FONIX FP-35) にて測定した。オーディオメータのダイヤルレベル 70dB 時の、イヤモード A・B 装着下の外耳道内出力レベルを測定して、70 を差し引いて REDD を算出した。

表 8-2 CDD+RECD による和と REDD との差

		250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000	8000	(Hz)
2cc カ プ ラ	RETSPL (HA-2 DB-0138)	14.0	5.5	2.0	0.0	2.0	3.0	3.5	5.5	2.0	0.0	(dB)
	RETSPL (HA-1)	14.5	6.0	2.0	0.0	2.5	2.5	2.5	0.0	-2.5	-3.5	"
	① CDD (HA-2)	16.2	7.0	2.9	1.5	2.8	6.8	6.3	-0.7	2.9	-5.9	"
実 耳 イ ヤ モ ー ル ド A	② RECD	0.8	1.0	0.9	4.3	7.8	9.5	11.8	8.1	11.3	33.1	"
	③ CDD+RECD (①+②)	17.0	8.0	3.8	5.8	10.6	16.3	18.1	7.4	14.2	27.2	"
	④ REDD	17.7	8.7	3.5	6.9	10.6	16.2	17.3	9.6	9.5	18.9	"
	④ - ③ の差	0.7	0.7	-0.3	1.1	0.0	-0.1	-0.8	2.2	-4.7	-8.3	"
実 耳 イ ヤ モ ー ル ド B	⑤ RECD	1.9	2.1	1.8	5.9	9.7	10.0	2.8	-0.5	7.6	26.1	"
	⑥ CDD+RECD (①+⑤)	18.1	9.1	4.7	6.4	12.5	16.8	9.1	-1.2	10.5	20.2	"
	⑦ REDD	18.4	9.8	4.4	8.7	13.4	17.2	8.3	0.8	5.4	12.6	"
	⑦ - ⑥ の差	0.3	0.7	-0.3	1.3	0.9	0.4	-0.8	2.0	-5.1	-7.6	"

2cc カプラ (DB-0138 HA-2, HA-1) の基準等価閾値音圧レベル (reference equivalent threshold SPL : RETSPL), および使用オーディオメータ (AD229e) から得た CDD (FONIX HA-2 カプラによる), 実耳測定で得た RECD, REDD をイヤモールド別に示した。推定 REDD (=CDD+RECD) と実測された REDD の差は, 4000Hz 以下の周波数域では-0.8~+2.2dB 以内の僅差であった。これらは 3A インサートイヤホンによる測定から得られた。

第4節 考察

本研究の主旨は、インサートイヤホンによる SPL フィットtingが用いるデシベル換算手順の妥当性を、イヤホン、カプラの特性差を含めて検討することにあつた。

1. CDD、RECD、REDD について

まず CDD について述べる。CDD の値は、使用オーディオメータからのイヤホンの出力レベルと 2cc カプラの特性によって決まる。(1) における 3A と 5A の 2 種のインサートイヤホンの特性比較の結果では、250~4000Hz の周波数帯においてほぼ平坦な特性であつた。しかし、両イヤホン間には最大で±5dB ほどのレベル差がみられ、6000Hz 以上の周波数域ではレベル差が 10dB 以上も増していたことから、3A・5A のイヤホン別にオーディオメータの較正を実施するのが適切と考えられた。また、(2) における 2cc カプラ間の特性比較の結果も特性差がみられ、1000Hz 以上の周波数域において HA-2 カプラの方が最大で 8dB ほどレベルが増していた。HA-1 と HA-2 の両カプラは同容積であるが、形状と結合法の違いからレベル差が生じたものと考えられる (Munro & Davis, 2003)。このようにイヤホン、カプラともに同一特性でなかつたことから、CDD は検査・測定に使用するイヤホン、カプラを用いて測定すべきといえる。

次に RECD、REDD について述べる。RECD に影響する要因として、外耳道容積が主に挙げられているが (Scollie & Seewald, 2002)、本研究ではイヤモールドの音孔加工により RECD を変化させた。RECD に影響する音響的変数として容積のみならず、イヤモールド、外耳道・鼓膜インピーダンス、測定システムといった複数の伝達特性による要因を考慮すべきと思われる。表 8-2 をみると、4000Hz 以下において、2 種のイヤモールドの条件下で CDD+RECD の和が REDD と 3dB 以内の僅差で一致したことから、主要周波数帯における RECD の測定上の信頼性は高いことが示唆された。一方で 6000Hz 以上において差が増していたが、Revit (2002) はプローブチューブマイクロホンの挿入深度による測定誤差は高周波数になるほど増すことを述べており、今回の測定結果もプローブチューブに関わる誤差が混入したと思われる。また、HA-2 カプラで RECD を測定する場合、プローブチューブの挿入の向きが誤差を混入させるとも考えられた。4000Hz 以下において僅差となった理由として、例えば実耳測定法の 1 つである REAR (real-ear-aided response) 測定にはスピーカから検査音を提示する音場測定の手順が含まれるが、RECD、REDD 測定には音場測定が全く含まれないため、純粹

にプローブチューブ使用に伴う測定誤差のみしか影響しなかったことが考えられる。プローブチューブによる高音域の誤差には留意すべきではあるが、Munro and Buttfild (2005) は RECD の測定上の信頼性が高いことを報告しており、音場測定の手順を含まない RECD、REDD は、いくつかある実耳測定手順の中でも特に安定した測定法といえる。

2. 「デシベルの輪」による換算の利用意義について

ここで実耳特性を考慮したデシベル換算法の意義について考察する。表 7-2 の結果は、4000Hz 以下では、いずれのイヤモード条件下においても CDD+RECD の和が実測された REDD と一致することを示しており、Revit (2002) による「デシベルの輪」の妥当性が支持されたといえる。聴力レベルの音圧レベルへの換算手順を具体的数値例によって図示すると、図 8-4 のようになる。

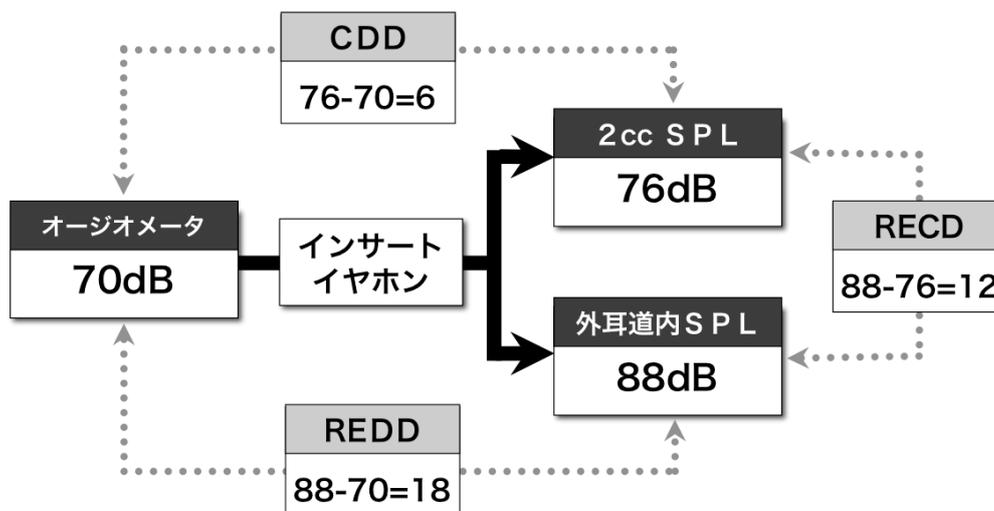


図 8-4 聴覚閾値の音圧レベル（2cc SPL、外耳道内 SPL）への換算手順

CDD は、検査・測定で使用するオーディオメータ、イヤホン、音響カプラから測定して得る。RECD は補聴器特性測定用の音響カプラと実耳のレベル差から、REDD は検査に用いるオーディオメータ、イヤホンによる実耳レベルから得る。本図の例では、オーディオメータによる聴覚閾値（70dBHL）に CDD（6dB）を加算すると 2cc SPL（76dB SPL）へ変換される、オーディオメータによる聴覚閾値（70dBHL）に CDD+RECD（6+12=18dB）、もしくは REDD（18dB）を加算すると、外耳道内 SPL（88dB SPL）へ変換される、このように、換算値の利用によってインサートイヤホンによるダイヤルレベル（dBHL）を 2つの音圧レベルのいずれかに導くことができる。本図は、Munro and Davis (2003) を参考に作成した。

本換算法の原理は、一度、適正な測定法で使用機器の CDD を得ておけば、インサートイヤホンによる聴力検査値を基に 2cc SPL によるフィッティング法を適用でき、さらに各耳の RECD も個別に得られれば、外耳道内 SPL によるフィッティング法を適用できることを示している。すなわち、換算値の加算により、聴力検査値を 2cc SPL か、外耳道内 SPL のいずれかの音圧レベルに推定値として導くことができ、同一のデシベル尺度上にある補聴器の出力レベルと比較できることになる。応用例の一つとして、Mueller and Hornsby (2002) は、不快レベルをインサートイヤホンで測定する手法について解説しているが、これは補聴器の最大出力音圧レベルの処方の際に、不快レベルの音圧レベルへの換算を利用したものである。

3. SPL フィッティングによる 2 通りの方法の相違について

乳幼児の聴覚閾値を音圧レベルへ換算すべき理由について、考察を追加する。成人の耳を基準とした聴力レベル尺度は、外耳道容積が小さく、成人との RECD の差が大きい低年齢児には適さないという問題が挙げられる。音圧レベルは音波の圧力 $20 \mu\text{Pa}$ を基準音 (0 dB) にした物理的尺度であるが、音波が伝播する音場条件によってレベルが変わる。すなわち音源のパワーが等しくても、2cc カプラ内と外耳道内では音圧レベルは異なる値を示す。小さな外耳道容積においては高周波数になるほど鼓膜面音圧が増すため (Bagatto et al., 2002)、オーディオメータの 0 dB が正常耳の最小可聴閾値の基準レベルを表さない。このため、乳幼児においては音圧レベルへ換算した SPL フィッティングが適していると考えられる。

SPL フィッティング法は、2cc SPL 法と外耳道内 SPL 法を用いた DSL 法がある。これらの SPL フィッティング法は実耳特性への対応がなされた点に特徴があるが、2cc SPL による方法では RECD は算入されないが、DSL 法では外耳道内レベルを基にするために個々の RECD の算入が必要となるという手順上の違いがある。本研究は、なぜ 2cc SPL 法では RECD 算入が不要で、なぜ DSL 法では RECD 算入が必要となるのか、「デシベルの輪」の実験的な数値データによる検証を通じて、その原理を証明したことになる。

4. 本章のまとめ

本研究では「デジベルの輪」の計算原理である $CDD + RECD = REDD$ が成り立つか、2種のイヤモード装着下で実耳測定を行い、妥当性を検証した。得られた知見は、以下にまとめられる。

- 1) 3A、5A のインサートイヤホンの特性差、HA-1、HA-2 の 2cc カプラの特性差、さらにプローブチューブマイクロホンを使用して RECD と REDD を測定した。4000Hz 以下の周波数域において、両インサートイヤホン間、両カプラ間には 5dB ほどの差がみられ、CDD に影響すると考えられた。
- 2) $CDD + RECD$ の和は、両イヤモード条件下とも REDD と 3dB 以内の僅差で一致しており、適正な CDD と各耳の RECD の測定により、SPL への閾値変換が可能であることが示された。

本研究の換算手順は成人にも適用可能であるが、補聴臨床上の有用性が最も高いと考えられるのは、外耳道が小さく RECD が大きい乳幼児の聴力測定、補聴器特性処方に対してであろう。わが国では、インサートイヤホン・オージオメトリー、実耳測定ともに試行的段階にあると思われるが、同イヤホンがイヤモードとの結合によって実耳特性を反映し、かつ第 II 部で述べたように乳幼児の左右耳別の純音聴力測定法においても利用しうることを考え合わせると、今後、低年齢児に対するインサートイヤホンによる 2通りの SPL フィッティング法の臨床的意義についてさらなる検討が求められるところと思われる。

第9章 聴覚障害乳幼児におけるノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性 評価法の検討

第1節 目的

聴覚障害乳幼児に対する補聴器適合においては、音声を閾値上の最適な聴取レベルに増幅することが目標となる (Pascoe, 1988)。つまり補聴効果の検証においては、増幅された音声の閾値上のどのレベルに達したかを知ることが重要である。一方で、近年、広く使用される圧縮増幅機能を持つノンリニア補聴器は、利得/周波数特性が入力レベルに依存する (Dillon, 2000; Palmer & Lindley IV, 2002; Venema, 2006 など)。このためノンリニア補聴器のフィッティングにおいては、閾値上の圧縮増幅特性の評価を組み入れることが特に重要となろう (Seewald et al., 2005)。インサージョングイン (実耳挿入利得) およびファンクショナルゲインの測定法は、原理的に閾値上の圧縮増幅特性を知ることはできない。したがって、乳幼児にも対応しうるノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性を評価する方法の開発と導入が必要と考える。

一方で、乳幼児の補聴器フィッティングにおいては、RECD も考慮する必要がある (Bagatto et al., 2002; Bagatto et al., 2005; Bagatto et al., 2006)。第1章、第7章、第8章で論じたように、RECD はインサートイヤホン装着下および補聴器装着下の鼓膜面レベルの双方に影響するものである。

以上から考えると、乳幼児の補聴器フィッティングにおいては、ノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性、乳幼児の実耳特性 (インサートイヤホン・オージオメトリーおよび補聴器装着下の RECD) の2点への対策が必要といえる。本研究では、これらの2点に対して包括的に対応しうる補聴器の増幅特性評価法の導入を試みる。具体的には、第8章で論じたインサートイヤホンによる 2cc SPL フィッティング法を適用する。この方法では RECD 値の算入を省きながらも、2cc SPL の同一デシベル尺度上で聴覚閾値と補聴器の出力レベルを比較できる。すなわち、ノンリニア補聴器の出力レベル曲線と閾値上のレベルを比較できることが期待される。本研究は、2cc SPL フィッティング法を用いて、乳幼児の使用するノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性を評価し、補聴器適合評価法としての利用意義を考察することを目的とした。

2. 方法

本研究は、2008年に都内の難聴幼児通園施設（現児童発達支援センター）の通園児データを元にまとめたものである。

ノンリニア補聴器を装用する聴覚障害乳幼児のうち、3A インサートイヤホン（E-A-RTONE 3A insert earphones）装着下のVRAにより反応閾値を得られた23名45耳を対象とした。オーディオメータには Interacoustics 社 AC30 を使用し、第3～4章に述べた手順で行った。被検児の検査時月齢は13～30ヵ月（平均=19.7ヵ月、SD=4.4ヵ月）であった。被検児の外耳道容積を示唆するPVT（physical volume test）値をインピーダンス・オーディオメータ（GSI-37 AUTO TYMP）で測定したところ、0.4～0.9cc（平均=0.57cc, SD=0.12cc）に分布した。

被検児の装用する補聴器はいずれもノンリニア増幅タイプで、全てWDRC（wide dynamic range compression）方式による圧縮増幅機能を持つ耳かけ形のデジタル補聴器であった。装用器種は計10種類（3メーカー）だった。補聴器のフィッティングは、難聴幼児通園施設における乳幼児教育をベースに、定期的に施行される聴力測定の結果と聴性行動の発達的变化を参照しながら行った。補聴器の利得／周波数特性処方、反応閾値を基に増幅された音声聴取可能となるよう、各周波数50～65dB SPLの入力音が閾値上のレベルに達することを目標にした。

反応閾値を2ccカプラ内音圧レベルへ換算する手順を、以下の(1)～(3)に述べる。

(1) 3A インサートイヤホンにイヤモールドを結合してVRAを施行し、被検児の各周波数の反応閾値を左右耳別に測定した。得られた反応閾値は、第3章と同じく、オーディオグラム縦軸をダイヤルレベルと表記して記載した。反応閾値はイヤモールドを用いて得られたため、すでに個々の実耳によるRECDの影響が加わっており、聴力レベル尺度の基準に整合した数値とはいえないためである。

表 9-1 AC30 による 3A インサートイヤホンの CDD 値

周波数	250	500	1000	2000	4000	Hz
CDD 値 (右)	19.4	4.3	3.8	8.5	2.7	dB
CDD 値 (左)	18.8	3.2	2.1	9.5	3.2	〃

JIS の気導受話器で較正されたオージオメータ (Interacoustics 社 AC30) のダイヤルレベル 70dB 時における 3A インサートイヤホンの出力レベルを, Frye Electronics 社 FONIX 6500-CX を用いて 2cc カプラ (HA-2) で測定した。得られた出力レベルから 70 を引いて, CDD (2cc coupler-to-dial difference : カプラ-ダイヤル差) 値を算出した (CDD 値=出力レベル-70)。

(2) 各周波数の反応閾値 (オージオメータ Interacoustics 社 AC30 のダイヤルレベル) を 2cc カプラ内音圧レベル (2cc SPL) へ換算するために、反応閾値に CDD (2cc coupler-to-dial difference : カプラ-ダイヤル差) 値を加算した。CDD 値の測定には補聴器特性検査装置 (Frye Electronics 社, FONIX 6500-CX) を使い、使用オージオメータのダイヤル値 70dB 時のインサートイヤホンの出力レベルを 2cc カプラ (HA-2) で実測し 70dB を引いて算出した (表 9-1)。

(3) 換算された閾値を、被検児の使用するノンリニア補聴器の 2cc カプラ (HA-2) による周波数特性図 (聴力測定後に補聴器の調整変更を行った場合は、調整後のもの) に重ね合わせた。補聴器特性測定装置には Frye Electronics 社の FONIX 6500-CX または FONIX 7000 を使用した。補聴器への入力信号はフラット特性の純音とし、50dB, 65dB, 80dB, 95dB SPL の 4 レベルで周波数掃引を行った。

結果の分析は、「2cc SPL に換算された反応閾値」と「補聴器の出力レベル」を基に行った。各被検児の反応閾値は、各耳 3 周波数以上の振り向き反応が安定して得られ、2～4 ヶ月ごとに行われる検査結果を参照し、差が概ね 15dB 以内であったものを採用した。換算された反応閾値と、入力レベル 50dB, 65dB, 80dB SPL による補聴器のカプラ内出力レベルを 500Hz, 1000Hz, 2000Hz, 4000Hz の 4 周波数において比較した。なお 250Hz の反応閾値はばらつきが大きかったため、今回の分析対象には含めなかった。

3. 結果

図 9-1 に、インサートイヤホンによって得られた左右耳別の反応閾値の例を示した。図 9-2 は、図 9-1 の反応閾値に CDD 値を加算して、補聴器の周波数特性図上に重ね合わせたものである。反応閾値より上の領域が可聴域を示す。図 9-2 において、反応閾値と補聴器の各入力レベルによる出力特性曲線が、同一のデシベル尺度上に図示されたことになる。

図 9-3 に「換算された反応閾値」と「補聴器の出力レベル」の関係を周波数別に示した。「換算された反応閾値」が重度になるにしたがい、各入力レベルにおける「補聴器の出力レベル」が増す傾向が示された。500Hz, 1000Hz, 2000Hz においては強い正の相関 ($r=0.92\sim 0.86$) がみとめられた ($p < .01$)。4000Hz においては強い相関、またはやや強い相関 ($r=0.77\sim 0.55$) であった。

図 9-3 における対角線（破線）は、反応閾値と補聴器の出力レベルが一致するラインを示す。この対角線を手がかりに、ノンリニア補聴器の出力レベルと反応閾値との差を知ることができる。各入力レベルの回帰直線と対角線の関係をみると、500Hz, 1000Hz, 2000Hz においては「換算された反応閾値」が上昇するほど「反応閾値上の出力レベル」が下降する傾向が明らかとなった。反応閾値 90dB SPL 以下では、ほぼ全例の被検児において入力レベル 50dB SPL 以上の音が可聴域に増幅されていた一方、反応閾値が 90dB SPL を超えた時点で入力レベル 50dB SPL の音が反応閾値まで増幅されていない者が増していた。4000Hz においては、反応閾値 90~100dB SPL を超えると、入力レベル 50dB, 65dB SPL の音が反応閾値に達しない者が大半を占めた。

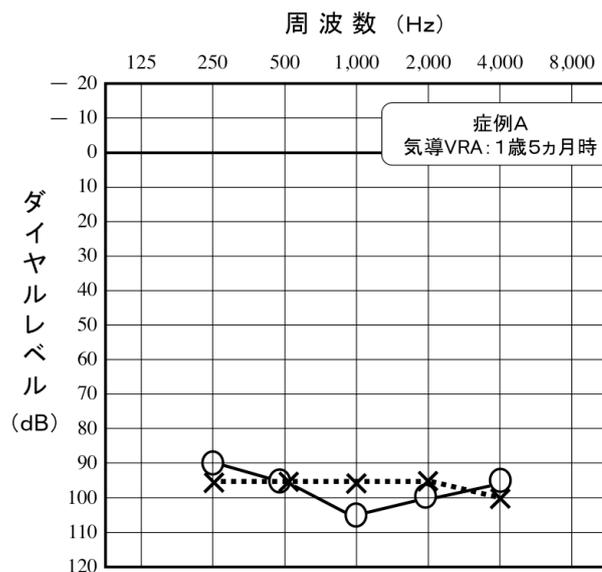
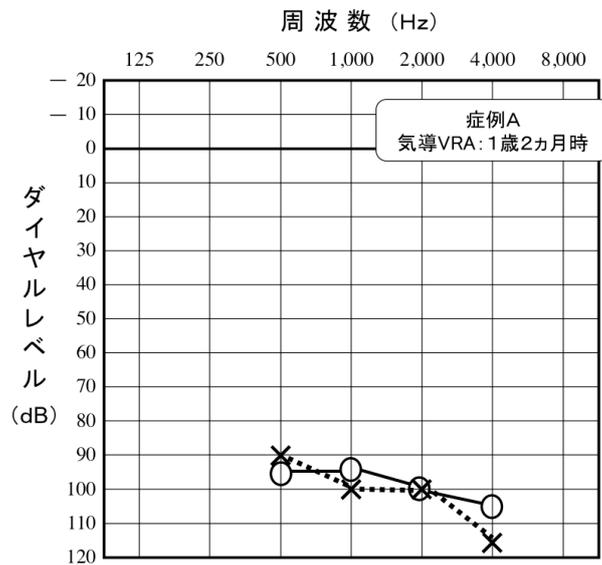


図 9-1 得られた反応閾値の例 (症例 A)

被検児 1 例について、1 歳 2 ヶ月時、1 歳 5 ヶ月時にインサートイヤホン装着下の VRA によって得た左右耳別の反応閾値 (気導) をオーディオグラム上に記した。両検査時におけるティンパノグラムは、両側とも A 型であった。なお、縦軸はオーディオメータのダイヤルレベルを示す。縦軸をダイヤルレベルと表記した理由は、成人と外耳道音響特性が異なる乳幼児においては、聴力レベル (dBHL) の基準等価閾値音圧レベルが 0dB と整合しないからである。

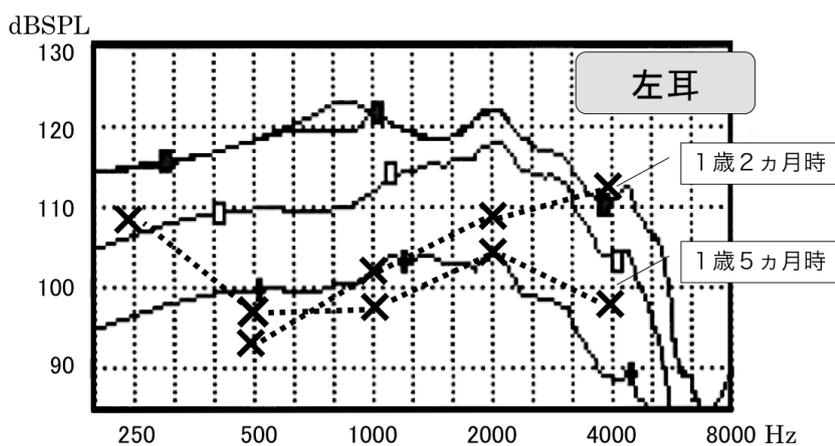
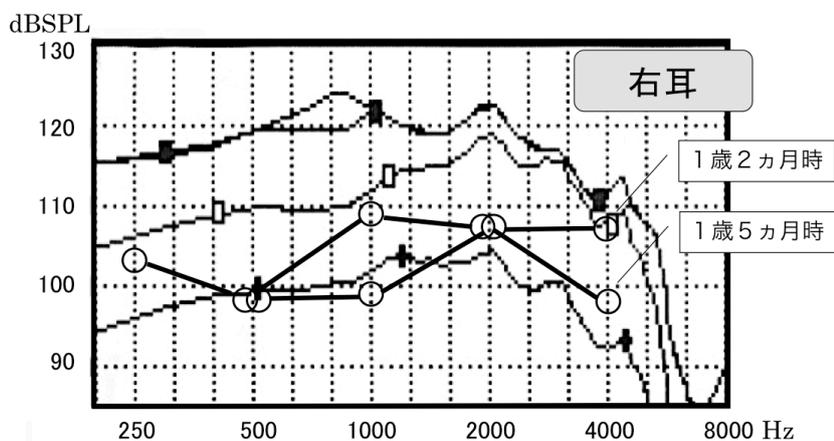


図 9-2 補聴器の周波数特性図と反応閾値の比較 (症例 A)

図 9-1 に示した症例 A の反応閾値 (ダイヤルレベル) に CDD 値を加算して 2cc SPL 上に換算し, 使用補聴器 (Siemens 社 TRIANO SP) の周波数特性図と重ね合わせた. 補聴器の各出力曲線は, 入力レベル 50dB, 65dB, 80dB, 95dB SPL の純音掃引により 2cc カプラ (HA-2) 内で得た. 本補聴器は, 圧縮比=約 1.5 で特性を処方した. 500, 1000, 2000Hz においては, 入力レベル 50dB SPL 時の増幅音が反応閾値に近接していることが分かる. また入力レベル 65dB, 80dB, 95dB SPL (80dB の出力曲線と近接) の増幅音が, 反応閾値上のどの感覚レベルに達したかを知ることができる.

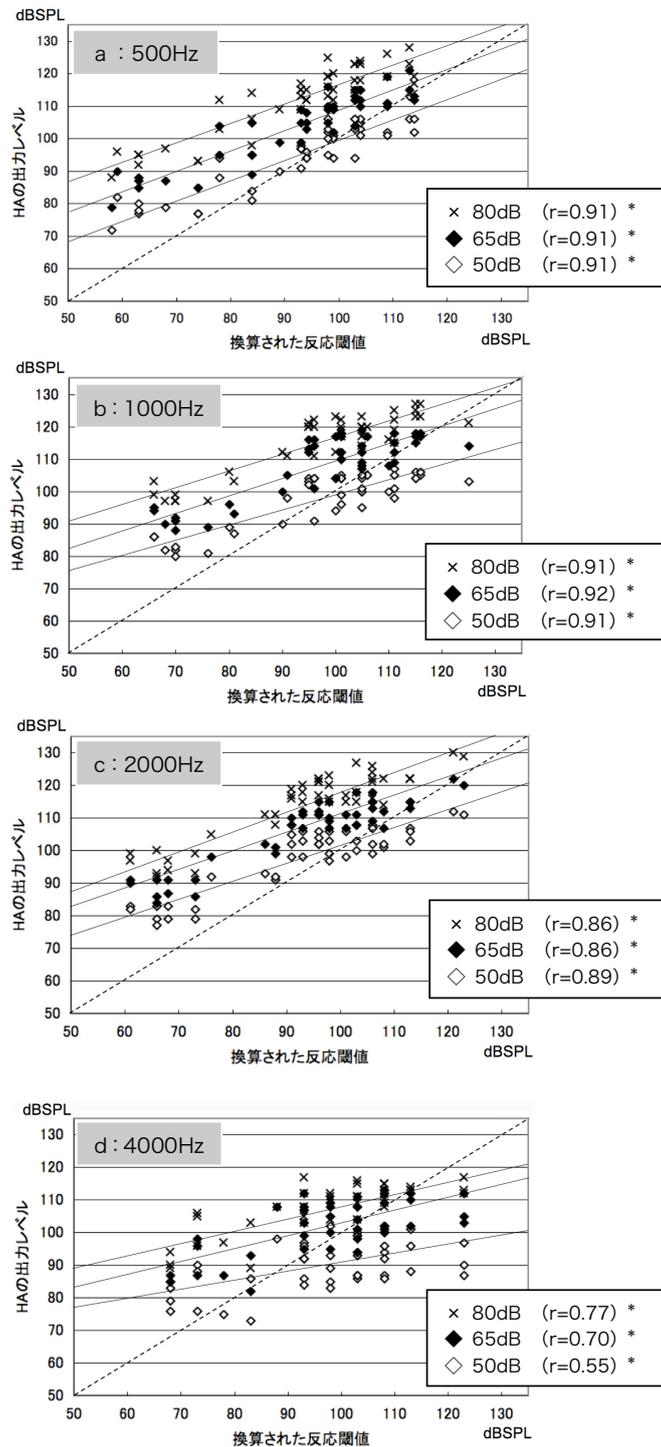


図 9-3 2cc SPL での反応閾値と補聴器 (HA) の出力レベルの関係

各入力レベルによる散布図と回帰直線 (実線) を周波数別に示した。対角線 (破線) は、反応閾値と補聴器の出力レベルが一致するラインを表す。凡例は入力レベルを示す (ピアソンの相関係数による * $p < .01$)。各入力レベルの HA の出力レベル差が近接するほど、圧縮比は高い。

4. 考察

1. 換算された反応閾値とノンリニア補聴器の出力レベルの比較

本研究が用いた手法は、CDDにより反応閾値を2cc SPLに換算し、補聴器の周波数特性図に重ね合わせるものである。この手法は図9-2のように、可聴域と周波数特性図の関係を視覚的にとらえることを第一のねらいとする。この図示により、反応閾値上のレベル（感覚レベル）と補聴器の出力レベルを直接的に比較できる。つまり、ノンリニア補聴器による閾値上の増幅特性の評価がなされたことになる。さらに連続周波数によって測定された補聴器の出力特性曲線により、ピークやディップも見ながら評価できることも利点である。

Pascoe (1988) は、スピーチを快適レベル (MCL: Most Comfortable Level) に増幅する視点から、補聴器の利得/周波数特性処方論じている。しかし乳幼児の場合に、成人のようにMCLを測定することは困難である。一方で、行動観察的検査と他覚的検査のクロスチェックにより聴覚閾値を適切に推定することができれば、閾値上のどの感覚レベル (dB SL) に増幅音が達したかまでは把握することができる。つまり、2cc SPL上への聴覚閾値の換算は、MCLとの直接比較は無理であったとしても、閾値上の感覚レベルと出力レベルの関係を比較する方法としては実際的と思われる。この点は、補聴器装用下の閾値測定からは読みとれない内容であり、ノンリニア補聴器の圧縮増幅特性の評価法としての有用性を示すものと思われる。

2. 各被検児の反応閾値と補聴器の出力レベルの関係

図9-3の各周波数別における「換算された反応閾値」と「補聴器の出力レベル」の関係をみると、500Hz, 1000Hz, 2000Hzにおいては両者間に強い相関がみとめられ、「換算された反応閾値」が重度になるほど、各入力レベルにおける「補聴器の出力レベル」が増すことが示された。当然のことではあるが、聴力が悪くなるほど利得が上がったことになる。反応閾値90dB SPL以下の被検児においては、入力レベル50dB SPLの音が可聴域に増幅されていることが確認された。一方で、反応閾値が90dB SPLを超え出した時点で、入力レベル50dB SPL, 65dB SPLの音が反応閾値上に増幅されていない者が増していた。補聴器の増幅の上限周波数である4000Hzにおいては、必要な利得が確保されにくいことも分かった。

全体的な傾向として、重度難聴の乳幼児の補聴においては、十分な利得の確保に苦慮

する状況が示されたことになる。この状況の背景には、補聴器の性能上の制限の他に、外耳の成長が早い乳幼児においては音響フィードバック（いわゆるハウリング）が起きやすいという問題があり、低入力レベル時の利得を高く設定しにくいことが挙げられる。本手法の補聴器適合評価法として最も重要な意義は、反応閾値と補聴器の出力レベルを同一のデシベル尺度上で比較することにより、どの周波数帯域の利得を何デシベル変更すれば可聴性を高めうるのか、再調整の具体的な目標数値を可聴域と関連付けて示しうることであろう。増幅不足と推定される対象児については、イヤモールドの状態、ハウリング抑制のテクノロジー利用も含め、増幅特性を設定し直すことが聴能教育を行う上で必要と思われる。

3. 閾値と補聴器の出力レベルの比較原理について

音圧レベル上で閾値と補聴器の出力レベルを比較する原理について、他の手法との違いを示しながら考察する。現在、閾値を音圧レベル尺度上に表示するフィッティング法には、外耳道内 SPL と 2cc SPL による 2 通りの手法がある（図 1-4、図 1-5）。

前者は Seewald ら（1995；2005）による手法で、乳幼児を対象とした場合には、インサートイヤホン・オージオメトリーによって得た各耳の反応閾値と補聴器の出力レベルの双方を、外耳道内 SPL 上で比較する手順が推奨されている。外耳道内 SPL の適用には、RECD 値の加算が必要である。補聴において鼓膜面での音響特性が最も重要な情報であることを考えれば、外耳道内 SPL 上で聴覚閾値と補聴器の出力レベルを比較する手法は、理論的に適切と考えられる。

後者の 2cc SPL を用いる手法として、わが国では大和田による SPL ヒアリングメータを用いるものが知られている（大和田，1984，1995，1996，2004）。SPL ヒアリングメータのダイヤル値は 2cc SPL の値として直読できるため、測定された聴覚閾値を補聴器のカプラ内特性にそのまま重ね合わせることができる。大和田法においてこの重ね合わせが成立するのは「閾値測定時と補聴器装用時の実耳条件は同一である」という原理に基づく（大和田，1984）。大和田法では RECD 値を特定しないため実耳特性の影響値は不明のままであるが、RECD 値を算入せずに聴覚閾値と補聴器の出力レベルの比較を同一のデシベル尺度上で成り立たせる点は重要である。

以上のように Seewald と大和田の手法は実耳特性の影響値への何らかの対処がなされているため、特に乳幼児の補聴において優れた方略といえる。本研究ではインサート

イヤホンによって得た閾値を 2cc SPL へ換算し、大和田による原理に帰着させる方略を提案した。この CDD による閾値変換は、インサートイヤホンが 2cc カプラで較正されることを利用したもので、大和田法と同じく RECD 値の算入なしに閾値と出力レベルを直接比較できる。ただし本研究の手法では、SPL ヒアリングメータ用イヤホン（ポケット形補聴器用）の場合と異なり、インサートイヤホンに耳かけ形補聴器用のイヤモールドと結合する手続きをとる。インサートイヤホンにイヤモールドを結合して得た閾値（EDT： earmold-derived threshold）は RECD 値を直に反映するため、耳かけ形補聴器の特性処方に適している。

4. 乳幼児における補聴器の増幅特性評価法としての意義

本手法に関して、音圧レベルへの閾値換算を用いる意義について、特に乳幼児に関わる意義を 2 点ほど付け加えたい。

1 点目は、聴力レベル尺度（dBHL）に関わる問題である。前述のように、成人の耳と乳幼児の耳では外耳の音響的伝達特性に差があるため、厳密には成人の耳を基準とする聴力レベル尺度を乳幼児の耳に適用すべきではないと考えられる。被検児の外耳道容積について、PVT 値は 0.4~0.9cc の小さな値を示した。このような外耳道容積の小ささは鼓膜面での音圧レベルを増加させる要因と思われる。RECD 値が大きい乳幼児へのインサートイヤホン・オージオメトリーの適用においては、オージオメータのダイヤル値が聴力レベルと整合しない点を考慮すべきである。この実耳特性の変数混入による聴力レベル尺度との不整合に対処する上でも、音圧レベル尺度は利用すべきと考えられる。

2 点目は、インサーションゲインおよびファンクショナルゲインの測定で行われるスピーカを使用した音場での測定に伴う誤差の問題である。乳幼児を対象とする音場での測定、特に補聴器装用下での閾値を知ることの臨床上の意義は大きいだが、この方法には被検児の頭部位置（音源からの距離と角度）の固定が難しい、さらに検査室内の人・物体の音響的影響が加わり提示音圧レベルを容易に統制できないといった測定上の問題がある（AAA, 2013）。

Seewald et al. (2005)、大和田 (1984, 1995, 1996, 2004) および筆者による音圧レベル尺度に聴覚閾値を表示する手法は、いずれも閾値測定においてはイヤホンを外耳に挿入し、さらに補聴器のカプラ内での周波数特性図上に（Seewald の方法では外耳道内 SPL に換算された周波数特性図上に）、聴覚閾値を表示する点が共通している。さ

らに 2cc SPL の手法は、スピーカを使用した音場での測定を一切行わずに、閾値測定から補聴器の増幅特性検証に至るまでの一連の手順を成立させうるため、音場での測定に伴う誤差が混入しない。本手法のようにイヤホンで測定した閾値をカプラ内音圧レベルに変換する手法は測定法としても安定していることから、乳幼児における補聴器の特性評価の一手順として有用と思われる。

5. 本章のまとめ

本研究では、1～2歳代の聴覚障害乳幼児 23 名から得た左右耳別の反応閾値(気導)を 2cc SPL に換算し、同カプラ内での補聴器の出力レベルと比較することにより、ノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性の評価を試みた。本手法の意義は、以下にまとめられる。

- 1) 補聴器装着時とインサートイヤホン装着時のイヤモードによる実耳特性は、同一である。CDD による閾値換算は、乳幼児の RECD 値の大小に関わらず、反応閾値と補聴器の出力特性を 2cc SPL の尺度上で比較することを可能にした。
- 2) ノンリニア補聴器の出力特性を 2cc カプラ内で入力レベル別に測定し、換算された反応閾値と比較することにより、連続周波数による補聴器の出力特性曲線が反応閾値上のどの感覚レベルに達しているか、圧縮増幅特性を含めた評価が可能となった。

以上のように、インサートイヤホンによる 2cc SPL フィッティングは、ノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性および乳幼児の実耳特性の 2 点に対して包括的に対応しうることが示された。本手法は、聴覚障害乳幼児の使用するノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性を検証する一手順としての利用が期待される。

第IV部 0歳児への2cc SPL フィッティングの適用と
きこえの発達に関する研究

第10章 0歳児への2cc SPL フィッティングの適用に関する臨床的検討

第1節 目的

本章では、第Ⅱ～Ⅲ部で検討した補聴手順を0歳の聴覚障害乳児に適用し、臨床的検討を行う。

本研究の第1の目的は、第Ⅱ～Ⅲ部で検討された一連の手法、すなわち VRA、RECD 測定と 2cc SPL フィッティングが、新生児聴覚スクリーニング後に精査・診断を受けた0歳児への補聴に対して、具体的にどのような改善をもたらすのか、またどのような留意点や課題を残すのかを臨床適用の観点から明確化することとした。第Ⅰ部の第1節で述べたように、乳児の補聴においては装用上の問題（清水・立入，2006；中市・廣田ら，2014）や、補聴器適合上のフィッティング手順に関わるいくつかの問題（Seewald, 1995）が指摘されているが、これらの補聴上の問題に対して本補聴手順がもたらす改善点と課題について実際の症例を通して考察する。

また、本研究の第2の目的は、補聴器装用下の0歳児がどのようなきこえの発達をたどるのか未だ明らかでないことから、質問紙を用いた聴性・音声行動発達の継時的評価を行うこととした。具体的には、第Ⅰ部の第3節で述べた EASD（early auditory skill development for special populations）の発達段階表を質問紙化し（付表 11-1）、上記の補聴手順を施した症例の発達経過から、早期補聴の臨床的意義を考察する。

第2節 方法

本研究では、0歳児3症例における乳児期の補聴器装用経過について、(1)補聴器形の選択、(2)VRA、(3)RECD測定と2cc SPLフィッティング、(4)補聴下のきこえの発達評価の4つの観点から検討する。

対象児は、出生した産科での新生児聴覚スクリーニング検査後、精査医療機関である私立大学附属の耳鼻咽喉科クリニックにて両側高度難聴（または両側重度難聴）の診断を2011年までに受けて、補聴器装用を開始した乳児のうち3名とした。表10-1のように、3名ともABR（クリック刺激）にて両側にV波閾値上昇がみとめられ、DPOAEは両側無反応であった。難聴の原因疾患として、症例Aは原因不明、症例Bは*GJB2*遺伝子変異、症例Cは両側内耳奇形（common cavity型）が指摘された。全例とも、先天性サイトメガロウイルス感染に関する検査は陰性であった。補聴器装用開始月齢は、3名とも0歳5ヵ月であった。対象児の両親には、言語聴覚士を中心に補聴器の適合・装用指導および子どもへの関わり方に関する初期指導が継続的になされ、発達状況に応じて教育機関（特別支援学校〔旧聾学校〕、児童発達支援センター〔旧難聴幼児通園施設〕）へ紹介がなされた。

(1)補聴器形の選択については、症例Aにはベビー形の両耳装用を始めた後に耳かけ形へ移行させた。ベビー形補聴器は、耳かけ形補聴器のフック部に長さ12cmのビニールチューブをつないでイヤモールドを耳に装着させ、補聴器本体を胸部に装着させる方式をとった。この長めのチューブを使用すると低域ピークが生じるため、これを抑えるよう補聴器本体の周波数特性を設定した。症例B、Cには当初から耳かけ形を両耳に装用させた。3名の補聴器装用経過から、補聴器形の選択について検討した。

(2)と(3)については、第II～III部で論じた手法（インサートイヤホン装着下のVRA、RECD測定と2cc SPLフィッティング）を適用した。これらの手法の詳細は、前章までに述べたところである。3名とも、初期からノンリニア増幅によるデジタル補聴器を使用し、装用試行的手順を経ながら補聴器の微調整を加えていった。なお、全例に対してデジタル信号処理によるハウリング抑制機能を利用した。

(4)補聴下のきこえの発達評価については、EASDを参考に日本語による質問紙を試案し、日常におけるきこえの経時的発達の追跡を行った。EASDの原版は健常児の0歳～2歳代レベルの聴性・音声行動の発達に関する5段階（全39項目）で構成され、補聴器装用児や他障害を有する子どもへの適用も想定している点が特徴である。日本語化

にあたっては、12名の乳幼児の保護者に問診を実施してワーディングを検討した。「オムツが濡れると養育者を声でよぶ」という箇所（項目3-6）は、現代の紙オムツ使用下では不適切と判断されたため削除し、回答者に分かりにくかった箇所は文言の修正・補筆を行った。日本語化された EASD 質問紙は言語聴覚士が保護者に問診によって実施し、○（すでにできる）、△（できつつある）、×（まだできない）の3段階にて評定した。なお、この EASD 質問紙については、第11章においても引き続き検討する。

表 10-1 対象児の耳科学的諸検査の結果

	ABR	DPOAE	内耳奇形	難聴遺伝子変異	サイトメガロウイルス感染	その他
症例 A	右 80dB 左 80dB	両側 無反応	なし	所見なし	陰性	0 歳 10 ヶ月時より両側中耳炎・外耳炎に罹患
症例 B	右 80dB 左 80dB	両側 無反応	なし	<i>GJB2</i> 遺伝子変異	陰性	特になし
症例 C	右 100dB 無反応 左 100dB 無反応	両側 無反応	両側 common cavity	所見なし	陰性	特になし

3名は2009～2011年に出生した。出生時体重は2800～3400g、在胎週数は38～41週であった。自動ABRによる新生児聴覚スクリーニング検査では両側referであった。ABR（気導）はクリック音刺激によるもので、診断時の値（nHL）を記載した。ASSR（気導）は症例Aのみ実施されたが、推定オージオグラムは両側とも80dB（MASTER dBHL）であった。

第3節 結果

(1) 補聴器形の選択：補聴器の形状について、症例Aは当初はベビー形補聴器を両耳に装着させた。ハウリングの頻度は少なかったが、チューブ部を自分で引っ張り補聴器を外す行動が頻繁にみられ、耳への装着自体が安定しなかった。このため0歳6ヵ月の時点で耳かけ形に移行させたところ、補聴器を引っ張って外す行動は少なくなった。しかし、同症例は月齢10ヵ月時より外耳炎・中耳炎を併発し、耳の搔痒感と増幅効果の不安定さのためか、補聴器の継続的装用が一定期間、困難となった。

症例B、Cは、当初から耳かけ形補聴器を両耳に装着させた。症例B（高度難聴）ではハウリングの問題は頻繁には生じなかった。症例C（重度難聴）では、弱いハウリング（正しくは、ハウリング抑制時に生じる制御音の音漏れも含まれる）が頻繁に生じたままで、イヤモールド再作製によっても完全には解消されなかった。耳かけ形補聴器を装着したこの2名においては、乳児自身が補聴器を外す行動は著しくは生じなかった。

(2) VRA：3名ともVRAの条件付けが形成されると、インサートイヤホンによって

各周波数における反応閾値が左右耳別に測定可能となった（図 10-1）。条件付けが成立して気導オーディオグラムが得られ始めた月齢は、症例 A は 0 歳 10 ヶ月、症例 B は 0 歳 7 ヶ月、症例 C は 0 歳 8 ヶ月であった。VRA によって、補聴器装用下の反応閾値も測定可能であった。

（3）RECD 測定と 2cc SPL フィッティング：RECD について、外耳・中耳疾患のなかった症例 B（8 ヶ月時）、症例 C（8 ヶ月時）の実測結果を図 10-2 に示した。これらの結果から、2cc カプラの基準レベルに対して 200～4000Hz の範囲で、周波数が高くなるにしたがって外耳道内のレベルが増すことが示された。その差は 2000Hz 以上で、症例 B では概ね 10dB 以上に、症例 C では概ね 15dB 近くに達していた。

2cc SPL フィッティングの適用について、外耳・中耳罹患がなく、反応閾値が安定していた症例 B、C の 2cc SPL への閾値換算による補聴器周波数特性処方をも、図 10-3 に示した。この 2 名に対する特性処方は、当初、2.0～3.0 の高い圧縮比で設定し、月齢に伴って圧縮比を低くしながら最大出力音圧レベルと高音域の利得・出力レベルを高めるように変更していった。図 10-3 は、これらのノンリニア補聴器の圧縮増幅特性と VRA による反応閾値上の感覚レベル（dBSL）との関係を示したものである。

（4）質問紙によるきこえの発達評価：EASD 質問紙による症例 B、C の月齢 5～12 ヶ月の間の経時的変化の例を表 10-2 に示した。高度難聴の症例 B は、0 歳 5 ヶ月時にも発達段階 1～2 での聴性行動が確認されたが、補聴器装用後には通過項目が増し、月齢 12 ヶ月時には発達段階 4 まで進んだ。症例 C は common cavity 型の内耳奇形がみられた重度難聴例であった。0 歳 5 ヶ月時には発達段階 1 の項目において聴性行動はほとんど確認されなかったが、重度の内耳奇形であったにも関わらず、症例 B と同様に、補聴器装用後に前言語期の聴能発達を経ていく過程が質問紙上に示された。

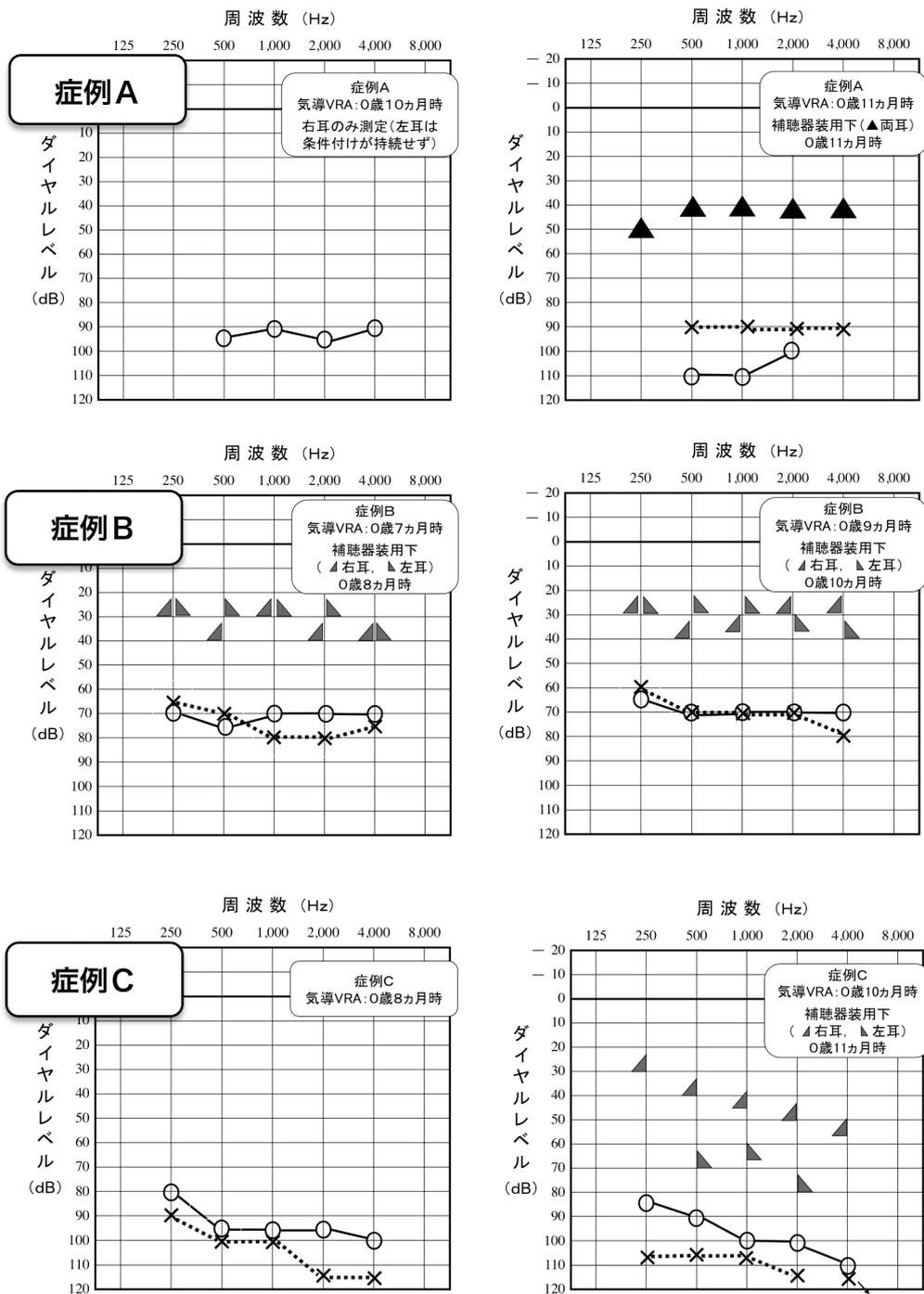


図 10-1 VRA によって得られた 0 歳児のオーディオグラム

気導聴力は 3A インサートイヤホンによる。図中の黒の三角印は補聴器装用下の反応閾値を表す。症例 A は、月齢 10 ヶ月時より両側中耳炎・外耳炎に罹患したため、11 ヶ月時に左耳に（翌月に右耳に）鼓膜チューブによる処置がなされた。なお、症例 B は第 6 章の症例 D と同一児であり、図 6-2 に骨導 VRA の結果（気骨導差なし）が記載されている。

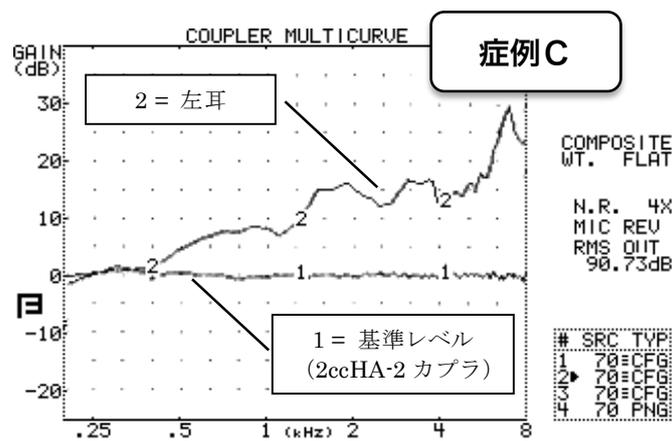
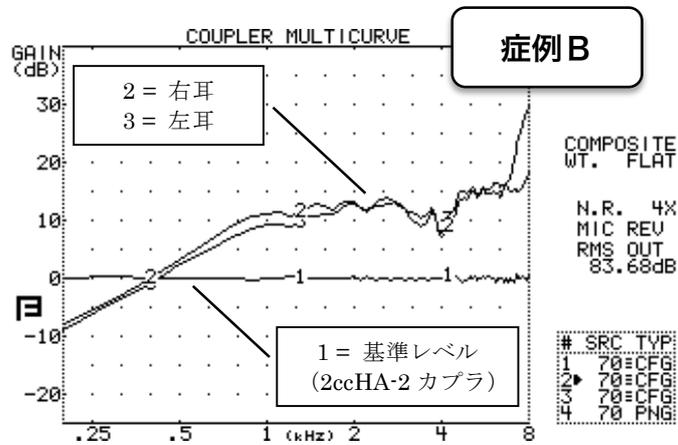


図 10-2 RECD の測定例

Frye electronics 社 FONIX FP-35 のプローブチューブマイクロホンによる実耳測定システムと 3A インサートイヤホンを組み合わせて測定した。上図は症例 B (0 歳 8 ヶ月時) の RECD 特性 (右耳・左耳), 下図は症例 C (0 歳 8 ヶ月時) の RECD 特性 (左耳) を示す。図中の 2 と 3 は, イヤモールド装着時の特性を示し, 2ccHA-2 カプラによる基準レベル=1 と 2, 3 のレベル差が RECD を表す。症例 C の右耳の RECD は, 測定途中で対象児が目覚めたために行えなかった。なお本図では, プローブチューブマイクロホンの挿入方向による補正 (第 7 章を参照) は行っていない。

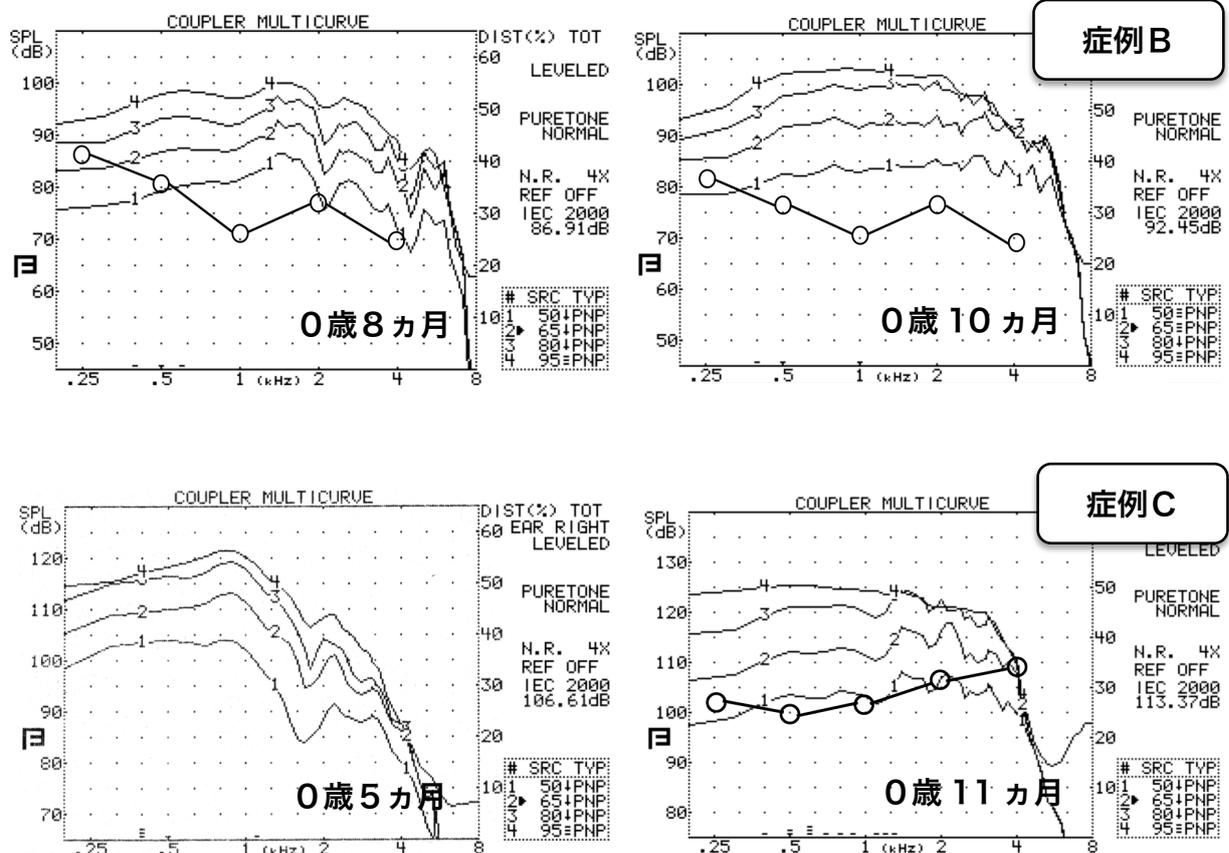


図 10-3 2cc SPL 上での反応閾値と補聴器の出力レベルの比較

本図は、2cc HA-2 カプラにおける出力レベルと反応閾値の比較を示す。補聴器特性測定には、Frye electronics 社 FONIX FP-35 を用いた。入力信号はフラット特性の純音、入力レベルは、50, 65, 80, 95dB SPL による。

症例 B：左図は 0 歳 8 ヶ月時、右図は 0 歳 10 ヶ月時のインサートイヤホンによる反応閾値（右耳）を 2cc SPL に変換し、使用補聴器（左図：Phonak 社 Naida I SP, 右図：Phonak 社 Naida S V SP）のカプラ内出力特性に重ね合わせた。

症例 C：左図は 0 歳 5 ヶ月時、右図は 0 歳 11 ヶ月時の使用補聴器（左図：Oticon 社 700SP, 右図：Phonak 社 Naida V UP）のカプラ内出力特性（右耳）を示す。0 歳 5 ヶ月の時点ではインサートイヤホンによる反応閾値は測定不能であったが、0 歳 11 ヶ月の時点では反応閾値との重ね合わせが可能であった。2 症例とも、初期の特性処方では圧縮比をかなり高めに、高音域利得・最大出力音圧レベルを弱めに設定し、月齢が上がるにしたがって次第に圧縮比を緩めた。また高音域利得・最大出力音圧レベルも、次第に強めに変更する微調整を施した。

表 10-2a EASD 質問紙による補聴下のきこえの発達の評価例 (症例 B)

	できない	できつつある	すでにできる
発達段階 1. 音に気づく、音へ注意を向けはじめる;音と周囲の出来事を関連づけはじめる			
大きな音に対するはっきりとした反応 (驚く、動きをとめる、声を出す、目を大きく見開く、まばたきをする) がある。			
ふとした物音や、やや小さめの音に対してもはっきりとした反応 (前項を参照) がある。			
養育者の声に対するはっきりとした反応がある。			
音を出す物を注視することがある、養育者と目が合うことがある。			
発達段階 2. 音源をみつけようとする;音の意味を理解しはじめる;意図的に声を出しはじめる			
音を出す動く物や養育者を追視しようとする。			
音のする方向へ振り向いたり、手を伸ばしたりする。			
養育者の声かけに笑う。			
お着替え・だっこ・おむつ替えのときや、手足・体を動かすあそびの間に声出しが増す。			
語りかける声の調子 (あやす、大きな声を出す、普通に話すなど) を大きく変えると、表情や動きが変わる。			
声出しあそびをする (養育者の声かけによって声出しが増す)。			
気に入った物をみたときなど、その物に対して声を出す。			
歌や音楽が流れると声を出したり、ふと聞き入ったりする。			
発達段階 3. 音源をみつける、音源を追う;音の意味を理解する;意図的に声を出す			
音の出る物を意図的にさわったり、いじったり叩いたりする。			
ある一定の短い時間、声に聞き入る。			
もっとあそんでほしい、楽しいことを続けてほしいときに、養育者に声を発する。			
周囲の音の状況に変化があると、何が起きたのか気にする。			
機嫌の良いときと悪いときで、出す声 (泣き声ではなく) の調子が異なる。			
お腹がすいた、もっと食べたい、だっこしてほしい、それがほしい、誰かにかまってほしい (部屋に一人にしないでほしい) ときなどに、養育者を声 (泣き声ではなく) でよぶ。			
不意の見知らぬ音に驚いたり、不安になって泣いたりする。			
音あそび (拍手パチパチ、手をふる、おもちゃをたたく、簡単な声あそびなど) を繰り返して楽しむ。			
料理する音・水の出る音・声・動物の鳴き声・教室でいつも聞く歌・ドアの閉まる音・車の鍵の音といった音の手がかりから、これから起きる日常の事柄・身近な人の動きなどを予測することがある。			
身振りを交えた日常よく使うことば (バイバイ、だっこしましょね、いただきます、バンザイ、手あそび・指あそびの歌など) を理解できることがある。			
発達段階 4. 音/ことばの理解が増す;声をコミュニケーションのために使う			
バイバイ、どうも、おしまい、ダメなどの、日常よく使うことばを理解する。			
自分の名前を呼ばれると、振り返る、笑う、手を挙げる、声を出す。他の人の名前の場合には、そのように感じない。			
声まねあそびをする (違う声のパターンを聞かせると、声の出し方を変えようとする)。			
バイバイ、おはようなど、日常よく使うことばをそれらしく言う。			
何か言うとき、要求するとき、困ったとき、怒ったときなどでいろいろな声の出し方 (声の高さ、大きさ、長さ) をする。			
養育者や身近な人の名前らしきもの (あるいは物の名前) を言う (パパ、ママ、ナナなど)。			
複雑な音の出るおもちゃ (ボタンを押したり、握ると音が出る物) を楽しんで使う。			
嫌なときや「イエエ」を示すときに、首を横にふる。			
ある程度の長さの時間、話し手と関わるができる。			
音楽に合わせて体をゆする、踊る、ダンスをする。			
発達段階 5. 聴覚的な言語理解がはじまる;話しことばを使う;会話によるやりとりがはじまる			
身振りなしで、ことばによる簡単な指示を理解できる。			
身の回りのいろいろな物の名前やよく使う表現など、話せることばの数が増え続けている。			
ところどころに指さしや身振りなどを交えながら、文らしきことばを話す。			
言われたことが分からなかったとき、そのことを話し手に伝えたり、知らない物について、「ナニ？」と聞いたりする (質問行動の始まり)。			
目の前にない物について、その物の名前を挙げて話す。			
家族の名前、クラスの友達の名前、体のいくつかの部位の名前が分かる。			
周囲に他の音があったり、何かに気をとられているときでも、先生や友達がよぶ声・合図などが分かる。			

..... 5 ヵ月時

———— 8 ヵ月時

- - - - 12 ヵ月時

表 10-2b EASD 質問紙による補聴下のきこえの発達の評価例 (症例 C)

	でき ない	できつ つある	すでに できる
発達段階 1. 音に気づく、音へ注意を向けはじめ; 音と周囲の出来事に関連づけはじめ			
大きな音に対するはっきりとした反応 (驚く、動きをとめる、声を出す、目を大きく見開く、まばたきをする) がある。			
ふとした物音や、やや小さめの音に対してもはっきりとした反応 (前項を参照) がある。			
養育者の声に対するはっきりとした反応がある。			
音を出す物を注視することがある、養育者と目が合うことがある。			
発達段階 2. 音源をみつけようとする; 音の意味を理解しはじめ; 意図的に声を出しはじめ			
音を出す動く物や養育者を追視しようとする。			
音のする方向へ振り向いたり、手を伸ばしたりする。			
養育者の声かけに笑う。			
お着替え・だっこ・おむつ替えのときや、手足・体を動かすあそびの間に声出しが増す。			
語りかける声の調子 (あやす、大きな声を出す、普通に話すなど) を大きく変えると、表情や動きが変わる。			
声出しあそびをする (養育者の声かけによって声出しが増す)。			
気に入った物をみたときなど、その物に対して声を出す。			
歌や音楽が流れると声を出したり、ふと聞き入ったりする。			
発達段階 3. 音源をみつける、音源を追う; 音の意味を理解する; 意図的に声を出す			
音の出る物を意図的にさわったり、いじったり叩いたりする。			
ある一定の短い時間、声に聞き入る。			
もつとあそんでほしい、楽しいことを続けてほしいときに、養育者に声を発する。			
周囲の音の状況に変化があると、何が起きたのか気にする。			
機嫌の良いときと悪いときで、出す声 (泣き声ではなく) の調子が異なる。			
お腹がすいた、もつと食べたい、だっこしてほしい、それがほしい、誰かにかまってほしい (部屋に一人にしないでほしい) ときなどに、養育者を声 (泣き声ではなく) でよぶ。			
不意の見知らぬ音に驚いたり、不安になって泣いたりする。			
音あそび (拍手パチパチ、手をふる、おもちゃをたたく、簡単な声あそびなど) を繰り返し楽しむ。			
料理する音・水の出る音・声・動物の鳴き声・教室でいつも聞く歌・ドアの閉まる音・車の鍵の音といった音の手がかりから、これから起きる日常の事柄・身近な人の動きなどを予測することがある。			
身振りを交えた日常よく使うことば (パイパイ、だっこしましょね、いただきます、バンザイ、手あそび・指あそびの歌など) を理解できることがある。			
発達段階 4. 音/ことばの理解が増す; 声をコミュニケーションのために使う			
パイパイ、どうも、おしまい、ダメなどの、日常よく使うことばを理解する。			
自分の名前を呼ばれると、振り返る、笑う、手を挙げる、声を出す。他の人の名前の場合には、そのように応じない。			
声まねあそびをする (違う声のパターンを聞かせると、声の出し方を変えようとする)。			
パイパイ、おはようなど、日常よく使うことばをそれらしく言う。			
何か言うとき、要求するとき、困ったとき、怒ったときなどでいろいろな声の出し方 (声の高さ、大きさ、長さ) をする。			
養育者や身近な人の名前らしきもの (あるいは物の名前) を言う (パパ、ママ、ナナなど)。			
複雑な音の出るおもちゃ (ボタンを押したり、握ると音が出る物) を楽しんで使う。			
嫌なときや「イエエ」を示すときに、首を横にふる。			
ある程度の長さの時間、話し手と関わりあうことができる。			
音楽に合わせて体をゆする、踊る、ダンスをする。			
発達段階 5. 聴覚的な言語理解がはじまる; 話しことばを使う; 会話によるやりとりがはじまる			
身振りなしで、ことばによる簡単な指示を理解できる。			
身の回りのいろいろな物の名前やよく使う表現など、話せることばの数が増え続けている。	5 か月時	
ところどころに指さしや身振りなどを交えながら、文らしきことばを話す。	-----	7 か月時	
言われたことが分からなかったとき、そのことを話し手に伝えたり、知らない物について、「ナニ？」と聞いたりする (質問行動の始まり)。	————	9 か月時	
目の前にない物について、その物の名前を挙げて話す。	— · — · —	12 か月時	
家族の名前、クラスの友達の名前、体のいくつかの部位の名前が分かる。			
周囲に他の音があつたり、何かに気をとられているときでも、先生や友達がよぶ声・合図などが分かる。			

第4節 考察

1. 補聴器の形状選択について

まず乳児に対する補聴器の形状選択に関して、文献も含めて考察する。中市・廣田ら(2014)による全国調査では、1歳未満児の使用する補聴器のうち、耳かけ形の占める割合は70.9%、ベビー形は28.5%であったことが報告されている。米国における補聴に関するガイドライン(the pediatric working group conference on amplification for young children with auditory deficits, 1996; AAA, 2003)は、ハウリングが不可避なほどの最重度(WHO分類における profound)の難聴や運動発達上の問題がなければ、原則として早期からの耳かけ形補聴器の装用を推奨している。耳あな形よりも耳かけ形を推奨する理由として、耳あな形が外耳の成長期にある低年齢児には適しないことの他に、耳かけ形の方がテレコイルや外部入力端子(FM補聴援助システムなどのワイヤレステクノロジー機器用も含む)などの教育用オプション利用上の汎用性が高いこと、また耐久性が高いことを挙げている。乳児に選択する補聴器は、その後の教育環境の変化を見据えた中・長期的な使用を想定しなければならず、耳かけ形の有利性が指摘されている。

一方でベビー形は日本独自の装用様式であるため、米国のガイドラインには記されていない。ベビー形と耳かけ形の形状による比較については、立入・青木(2008)が集音機能を含めた検討を行っている。立入らは、耳かけ形のマイクロホンの方が自然な耳の位置に近く集音の上で有利なこと、また感音難聴にみられる聴感上のダイナミックレンジの狭小化に対しては、自声-他声間のレベル差が少ない耳かけ形の方が聴取上有利と考えられることから、乳児への耳かけ形使用を推奨している。本研究においてもベビー形と耳かけ形の両方を用いたが、症例Aではベビー形のチューブ部が装用上のトラブルの原因となっており、形状選択においてベビー形を積極的に推奨する特段の理由はみあたらなかった。

また本研究が行ったインサートイヤホン装着下のVRAでは、耳かけ形補聴器用イヤモールドが結合されてEDT(earmold-derived threshold)が測定された。EDTはSPLフィッティングへの利用の上で適している。ハウリング発生の問題は残ったものの、以上のことを総合的にみると、初期から耳かけ形補聴器を使用するメリットは大きいと思われる。

2. 補聴器の装用上の問題について

3 症例への補聴において解決できなかった補聴器の装用上の問題を、2つ挙げる。第1の問題は、耳かけ形補聴器ではハウリングが発生しやすいことである。症例C（重度難聴）は耳かけ形補聴器を高利得で使用しており、デジタル信号処理によるハウリング抑制機能を使用したにも関わらずハウリング発生を抑えきれなかった。乳幼児においてハウリングが発生しやすい原因として、外耳が柔らかいこと、外耳の成長が早くイヤモードがすぐに合わなくなることが、これまでも指摘されてきた（清水・立入, 2006）。これに対し、本研究は RECD 測定（第7章、図 10-2）の検討を経ていることから、乳児の外耳道内で高音域の補聴器の出力レベルが増すという音響的要因が、ハウリングの原因として加わっていることを明らかに指摘できる。この RECD にみられる高音域増強はハウリング誘因の一つであり、フィッティング上の対応が必要と思われる。

今回、デジタル補聴器のハウリング抑制機能を用いたにも関わらず、高出力補聴器ではハウリングを完全には抑えきれなかったという結果をふまえると、乳児への耳かけ形補聴器の効果的使用の上では、特にイヤモードの早急な作り直しを含めたハウリング対策はやはり重要と考えられる。今後、さらに高性能のハウリング抑制機能をもつデジタル補聴器を初期から試用・貸出できるようになれば、ハウリングのトラブルが低減されると期待される。当面、ハウリングに対しては、補聴器の増幅特性処方（特に高音域）上の対処を施すべきであり、これらを組み合わせる必要があるだろう。次項で、詳細を述べることとする。

第2の問題として、中耳炎・外耳炎に罹患した症例Aの経過にみるように、装用自体・装用効果を大きく左右するトラブルが乳児期に起こりうることが挙げられる。中耳炎は補聴器の装用効果を下げ、外耳炎は補聴器の装着自体を妨げる直接的原因となったと考えられる。症例Aは難聴以外に重複する先天性疾患・障害のない乳児であったが、低年齢児において罹患が稀でない耳疾患が、継続的な補聴器装着自体を妨げるまでの事態を招いたことになる。中市らの調査（2014）においても補聴器常用を妨げる原因に「かぶれなどのトラブル」が含まれているが、本症例にみるように外耳・中耳疾患が補聴器常用に影響が及ぶ危険性があることには留意すべきであり、定期的な耳鼻科的監察は補聴に関わるリスク管理の上でも重要と考えられる。

3. 本手法による増幅特性設定上の留意点について

本研究で用いた VRA と 2cc SPL フィッティングに基づく増幅特性の検証法は、補聴

器による閾値上の音声可聴性の確保を目的としている。図 10-3 をみると、VRA の反応閾値を 2cc SPL に変換して閾値上の可聴域と補聴器の出力レベルを比較することによって、ノンリニアによる圧縮増幅特性に再調整を施すべき検討点はないか、周波数別に確認することができることが分かる。すなわち、音声レベルに相応する入力レベルの純音が閾値上のどの感覚レベルに達しているかを確認しながら再調整を行えることになる。従来の COR に基づく補聴手順における増幅特性の検証精度の粗さという問題は、大きく改善されたといえる。

以下に、症例 B (高度難聴) と症例 C (重度難聴) の 2 名に対する補聴器特性設定 (図 10-3) に関して、具体的な留意点を 2 点にまとめて記す。

第 1 の留意点として、早期補聴においては音声可聴性の確保を目指す一方で、音響外傷を与えうる過大出力を避けることが挙げられる。これらの相反する事柄を両立させるために、症例 B、C (図 10-3) では、初期フィッティングにおいてノンリニア補聴器の圧縮比を高めに設定して一定の利得を確保しながらも、最大出力音圧レベルを弱める対処を用いた。症例 B (0 歳 5 ヶ月時)、症例 C (0 歳 8 ヶ月時) の特性処方では、両症例ともに高い圧縮比設定 (2.0~3.0) を施した。その後の装用試行的手順と再調整を行う過程で、症例 B (0 歳 10 ヶ月時)、症例 C (0 歳 11 ヶ月時) とも最大出力音圧レベルを高めて、圧縮比を低める特性に変更していった。この 2 症例のように圧縮比を高めに設定して次第に低くする手順は、初期から必要な利得を確保しながらも過大な最大出力音圧レベルを避けるための一手法として利用できると考えられる。

第 2 の留意点として、特に高音域の周波数特性への対処が挙げられる。前述したハウリングおよび RECD 特性 (図 10-2) への対処として、症例 B、C ともに初期には高音域の出力を弱めた設定を施した (図 10-3)。ハウリングへの対処には、イヤモールドの早めの再作製やデジタル信号処理によるハウリング抑制機能の他にも、このような高音域出力を弱める特性設定上の対応が必要と考えられる。

第 2 の留意点について補足する。本研究が採用した 2cc SPL フィッティングの手順は、従来の COR に基づく補聴手順と異なり、カプラ内で実測された入力レベル別の出力特性を参照する手順が必須であることから、閾値上の圧縮増幅特性を含めた細かな調整作業の上で適していると考えられる。2 症例に対しては、デジタル補聴器のマルチバンド型 (多周波数帯域に分割された方式) 調整機能を利用して、1000Hz 以上の高音域の利得・最大出力音圧レベルを低めに設定する、ノンリニア増幅に関しては低入力レベ

ルに対するニーポイント（圧縮開始点）のレベルを低く設定しすぎないことが必要であった。特にニーポイント設定に関しては図 10-3 の周波数特性図上では把握できないが、原理上、ノンリニア補聴器の低入力レベルに対するニーポイントのレベルを低く設定しすぎた場合、ハウリングの誘発原因となりうるため注意を要する。

今回の症例 B、C に対しては、外耳道内での高音域増強に対処するために補聴器側の高音域出力を弱める初期設定を施したが、その後の補聴器フィッティングの中期的方針として、外耳道の成長に合わせて徐々に高音域出力を上げていく再調整を行うことになる。図 10-3 によると、症例 B は月齢 10 ヶ月の時点で高音域の利得が上げられた。重度難聴の症例 C も、月齢 11 ヶ月の時点で高音域に再調整が施され、2000Hz 以下では 50dB SPL 以上の入力音が可聴域に達するようになった。この調整は、図 10-1 の補聴器装用下の反応閾値にも反映されている。

以上の 2 つの留意点をまとめると、本研究の 2 症例に対しては、初期には各調整パラメータの設定を複合的に組み合わせて、過大出力とハウリングに配慮して最大出力音圧レベルと高音域を低めに設定し、一方で 1000Hz 以下の中・低音域において圧縮比を強めに設定しながら必要利得を確保する処方が行われた。その後、最大出力音圧レベルと高音域に関して微調整を繰り返して、徐々に可聴性を高めていくことになる。言い換えると、特に初期においては中・低音域の可聴性の優先的確保を目指したともいえる。中・低音域には発声時の母音・有声音の音響エネルギーが多く含まれ、韻律（プロソディ）知覚への貢献度も高いことが報告されている（Grant & Walden, 1996）。中・低音域の補聴は、乳児と養育者間の韻律交信を主体とした情動的な音声コミュニケーションの成立と発達（中村, 2006）に貢献すると考えられる。

4. 本手法のフィッティング上の課題について

本手法のフィッティング上の臨床適用上の課題について整理する。2cc SPL フィッティングは、インサートイヤホン装着下の VRA によって左右耳別に周波数別の反応閾値が得られることを前提としている。VRA の適用月齢に関しては、本章および第 5 章において 0 歳後半の月齢で測定可能となることが示された。言い換えれば、VRA の条件付け形成前の 0 歳 6 ヶ月前の補聴器特性処方、ABR（および ASSR）による他覚的検査と BOA による限られた閾値推定の情報に頼って行わざるを得ない。つまり何らかの理由によって VRA による反応閾値の確定が遅れば、各耳の周波数別の閾値情報を欠

いたままとなり、依然として特性処方上の曖昧さを残すことになり、課題と考えられる。

また小児への補聴に関する米国のガイドライン（AAA；2013）には、デジタル信号処理によるノイズ抑制、指向性機能、周波数変換に関する記載がなされている。現時点で本研究が開発した手法が及ぶ範囲は、利得／周波数特性、圧縮比、最大出力音圧レベルという基本的な増幅特性の設定にとどまるものである。これらは特性処方上の最も基本的事項ではあるが、本研究の手法が近年のデジタル補聴器の諸機能の全般的設定・検証にまで至っていない点は、今後の課題といえる。

5. EASD 質問紙による補聴下のきこえの発達評価について

補聴下のきこえの発達評価のためには、生活・指導場面の行動観察に加え、質問紙などの何らかの評価ツールが必要と思われる。本研究では EASD 質問紙が使用され、2 症例の 0 歳 5 ヶ月～12 ヶ月までの補聴下のきこえの発達の变化的評価がなされた（表 10-2）。症例 B（高度難聴）において発達段階 1～3（前言語期）の順調な聴性・音声行動の発達が示された。また、症例 C は両側内耳奇形による重度難聴のために発達上の困難が予想されたものの、順調な発達が示された。本質問紙によって 0 歳代の継時的発達の様相が描出された点は重要であるが、この発達の結果は、0 歳 5 ヶ月からの重点的な補聴が乳児の聴能発達に及ぼす効果を反映したものと考えられる。

本研究は、0 歳後半の月齢において VRA に基づく 2cc SPL フィッティングによる補聴器の適合作業が臨床的に可能であることを示した。この結果は、0 歳後半の月齢で適切な補聴下で聴覚障害乳児に前言語期段階の聴覚的経験を積ませた上で、1 歳以降の言語期に導きうることを意味するものである。症例 A のように何らかの耳疾患の罹患により補聴器の装用自体が休止される事態も起こりうるが、症例 B、C の EASD 質問紙による評価結果をみると、2cc SPL フィッティングによる重点的な補聴は、前言語期の聴性行動発達に直接的に貢献したと考えられた。乳幼児に対する補聴の効果は、このような聴能発達上の確証まで含めた上でとらえることが重要であろう。

本研究における EASD 質問紙の適用は、まだ事例的実施の模索的段階にとどまるが、本質問紙のような初期からのきこえの発達に着目したツールは、1 歳以降の人工内耳への移行や教育上の選択を見定める上での一情報として活用できる可能性がある。次章においても検討を続けることとする。

6. 本章のまとめ

本研究は、新生児聴覚スクリーニング後の精査によって難聴を診断された0歳児3名を対象に、2cc SPL フィッティングに基づく補聴手順の適用について検討した。本研究が得た知見は、以下にまとめられる。

- 1) 2cc SPL フィッティングによる補聴器適合作業は、インサートイヤホン装着下の VRA による反応閾値が得られる0歳後半の月齢から実施であった。VRA が実施可能となれば、EDT を 2cc SPL に変換してノンリニア補聴器の増幅設定（利得／周波数特性、圧縮比、最大出力音圧レベルの設定）を行うことができた。
- 2) 補聴器の形状選択について、ベビー形に比べて耳かけ形の方が装用上のトラブルが少なかった。一方で、耳かけ形の高出力補聴器においては、ハウリング抑制機能を用いてもハウリングの問題は完全には解消されず、イヤモールドの再作製と特性設定上の対処が必要であった。RECD による高音域の外耳道内出力レベルの増加は、ハウリングの原因の1つと考えられた。また外耳・中耳疾患は、補聴器の効果的装用を妨げる原因となりうるため注意を要した。
- 3) EASD 質問紙を用いた継時的評価により、補聴器を装用した0歳児2名（高度難聴、重度難聴）における前言語期の聴性・音声行動の発達的变化が示された。この発達経過の結果は、2cc SPL フィッティングによる重点的な補聴が、乳児の前言語期における聴能発達に及ぼした直接的効果を反映したものと考えられた。

本研究の VRA、RECD 測定、2cc SPL フィッティングによる一連の体系化された補聴手順は、0歳後半の時点から適用可能であった。過大增幅やハウリングを避けるための増幅特性、イヤモールド、耳疾患に関わる留意点があるものの、各耳の聴覚閾値と実耳特性に対応したノンリニア補聴器の閾値上の増幅が与えられることは、前言語期からの乳児の聴能発達に大きく貢献することが EASD 質問紙の評価から示されたと考えられる。本手法は、0歳児への耳かけ形補聴器の精度の高い適合作業を可能にするもので、従来の COR に基づく補聴手順の検証精度の粗さを大きく改善しうることで、症例を通して明らかにされた。

第 11 章 EASD 質問紙による補聴器装用乳幼児のきこえの発達評価

第 1 節 目的

本章では、新生児聴覚スクリーニング検査後の精査によって両側難聴を診断され、0 歳代から補聴器を装用した乳幼児のきこえの発達の経時的評価を行う。特に 2cc SPL フィッティングによる早期補聴の効果を、聴能発達の観点から明らかにすることを目的とした。

0 歳児への適切な補聴は、音の認知能を含めてより自然なきこえの発達を促す効果が期待される。乳幼児期のきこえの発達評価に関しては、第 1 章で述べたように、海外では 2000 年頃から多様な形式の評価ツールが考案されつつあり、0 歳からの聴性・音声行動の発達評価を行える環境が整いつつあるところである。これらの評価ツールの 1 つに、Educational Audiology Handbook (Johnson et al. 1997) に掲載された early auditory skill development for special populations (EASD) の発達段階表がある。EASD の適用については、すでに第 10 章において 0 歳児への症例的検討による検討が始められたところである。本研究では、0 歳代から 2cc SPL フィッティングによる早期補聴を施された乳幼児群の聴性・音声行動の発達の様相について、質問紙化した EASD (付表 11-1) による経時的評価から考察することとした。

第2節 方法

対象児は、新生児聴覚スクリーニング後に私立大学附属の耳鼻咽喉科診療機関の精査で両側難聴の診断を受けて、0歳代から補聴器装用を開始した10名（男児7名、女児3名）とした（表11-1）。出生期間は2009年1月～2011年3月まで、調査時の最終生活年齢は1歳3ヵ月～3歳5ヵ月まで分布した。対象児の在胎週数および出生体重は正常範囲にあった。

聴力レベルの欄は ABR、ASSR の他覚的検査と VRA (visual reinforcement audiometry) の反応閾値から記載したもので、良聴耳は 50～100dBHL まで分布した。難聴の原因検索においては、内耳奇形が3名、家族性難聴を含めて遺伝的背景がある者が3名、ANSD (auditory neuropathy spectrum disorder) が1名、原因不明が3名であった。全例とも、先天性サイトメガロウイルス感染はみられなかった。なお、ANSD の1名（症例 I）については MRI で両側蝸牛神経管の狭小化が疑われたが、VRA により ABR とほぼ整合した反応閾値が安定して得られ、補聴器による増幅効果もみとめられた。ANSD 児への補聴器特性処方にあたっては、Duffy (2008) による ANSD の臨床的分類および補聴が有効な ANSD 例に対する対処法の解説を参考にした。

表 11-1 対象児のプロフィール

対象児 (性別)	推定聴力 レベル	難聴の原因	補聴開始	その他
症例 A (男児)	右 100dB 左 100dB	不明	0歳5ヵ月	
症例 B (女児)	右 90dB 左 50dB	不明	0歳10ヵ月	発達の遅れあり。
症例 C (女児)	右 100dB 左 110dB	Waardenburg 症候群 II 型	0歳3ヵ月	2歳3ヵ月より人工内耳装用。
症例 D (男児)	右 110dB 左 90dB	内耳奇形 (Incomplete Partition-II)	0歳6ヵ月	
症例 E (男児)	右 100dB 左 120dB	内耳奇形 (common cavity)	0歳5ヵ月	
症例 F (男児)	右 70dB 左 90dB	内耳奇形	0歳6ヵ月	
症例 G (男児)	右 80dB 左 80dB	不明	0歳5ヵ月	
症例 H (女児)	右 70dB 左 70dB	家族性難聴	0歳6ヵ月	母親、聴覚障害あり。本児、補聴器 の常時装用に至らず。
症例 I (男児)	右 100dB 左 100dB	ANSD	0歳5ヵ月	両側蝸牛神経管狭窄。
症例 J (男児)	右 70dB 左 70dB	GJB2 遺伝子変異	0歳5ヵ月	

症例 A～J は出生順に記した。対象児 10 名の出生時体重は 2800～3600g、在胎週数は 38～41 週に分布した。

補聴器装用は 9 名が月齢 3～6 ヶ月で開始し、軽度難聴を疑われた 1 名 (症例 B) のみ月齢 10 ヶ月から開始した。補聴器形については、2 名がベビー形を経て耳かけ形に移行した他は、8 名は当初から耳かけ形で装用を開始した。増幅特性の処方については、ABR、ASSR と BOA を参照して初期設定を行った後、0 歳後半ではインサートイヤホンを使用した VRA による左右耳別の各周波数の聴覚閾値に基づいた 2cc SPL フィッティングへと移行した。図 11-1 に、同フィッティングを施した症例 (症例 G) を例示した。症例 G の気導 VRA は 80dB のダイヤルレベルであった。一方、骨導 VRA はスケールアウトであり、鼓膜・画像所見、ティンパノグラムからも伝音障害を示唆する所見は確認されなかったため、感音性難聴と見込んで増幅特性を処方した。

対象児 10 名への両親指導については、個別指導を兼ねた補聴外来を月 1～2 回、音楽療法を主体とした親子グループ指導を月 2 回実施した。さらなる教育が必要な場合は

特別支援学校（旧聾学校）、児童発達支援センター（旧難聴幼児通園施設）などの教育・療育機関へ紹介を行った。

なお今回の対象児には、調査期間中に補聴器の長時間装用に至らなかった者が1名（症例H）、知的発達の遅れが明らかとなった者が1名（症例B）みられた。症例Bは3歳2ヵ月時の津守・稲毛式の乳幼児精神発達質問紙にて理解・言語、社会（特に相互交渉）の領域で1歳以上の遅れがみられた。人工内耳への移行例については、症例Cが2歳3ヵ月時に一側に人工内耳の装用を開始し、対側耳の補聴器との併用に至った。

調査方法については、対象児の聴性・音声行動発達の継時的評価のために、日本語化したEASD質問紙（付表1）を言語聴覚士が養育者に数ヵ月おきに問診にて実施した。同質問紙は、発達段階1（音に気づく、音へ注意を向けはじめる；音と周囲の出来事を関連づけはじめる）4項目、発達段階2（音源を見つけようとする；音の意味を理解しはじめる；意図的に声を出しはじめる）8項目、発達段階3（音源を見つける、音源を追う；音の意味を理解する；意図的に声を出す）10項目、発達段階4（音／ことばの理解が増す；声をコミュニケーションのために使う）10項目、発達段階5（聴覚的な言語理解がはじまる；話しことばを使う；会話によるやりとりがはじまる）7項目の全39項目で構成される。発達段階1～3までは前言語期に、発達段階4～5は言語期にあたる。EASDの原版は他障害を併せもつ子どもへの適用を想定していることから正常発達による到達月齢は記されていないが、デンバー式の正常発達月齢（90%到達月齢）を3ヵ月刻みで参照すると、第1段階は生後0ヵ月以降、第2段階は3ヵ月以降、第3段階は6ヵ月以降、第4段階は12ヵ月以降、第5段階は21ヵ月以降に相当するととらえるのが妥当と思われる。

評定について、EASDは得点化を想定したものではない。このため本研究では、すでにできる＝○（2点）、できつつある＝△（1点）、まだできない＝×（0点）の3段階で記入し、到達度を数量化した。得点化は、到達した発達段階をS（その段階の得点が4点以上、かつ前段階のマイナス点が4点以下であることが今回の条件）、到達した発達段階における各項目合計得点をPとし、到達得点＝ $P / (S \text{の全項目数} \times 2) + S - 1$ の式で算出した。ただし尺度構成上、今回の3段階評定に順序性はあるが、3段階間の等間隔性は検証されていない。今回の得点化は順序尺度による便宜的なものである。

あわせて全体的発達に関して、運動発達面については定額、座位、独歩を、言語面については初語表出、語連鎖表出の月齢をカルテ（診療録）から調べた。

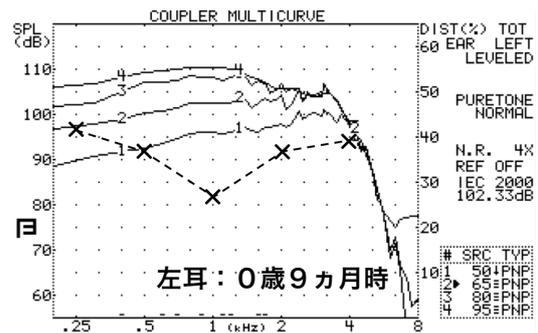
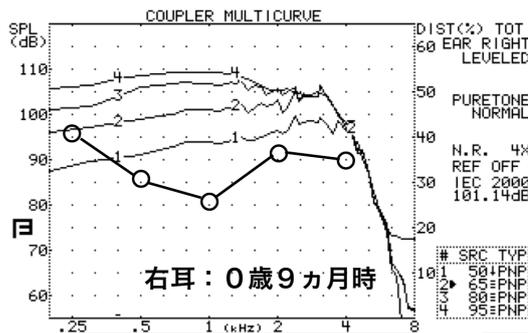
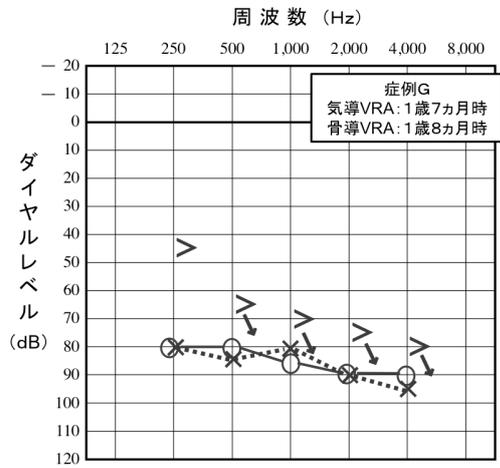
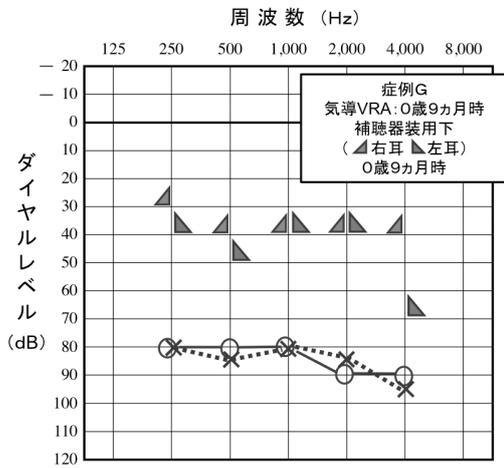


図 11-1 2cc SPL フィットティングを適用した例 (症例 G)

使用補聴器に対して 2cc SPL フィットティングを施した症例 G の例を示す。上段左のオーディオグラムには、インサートイヤホン装着下の気導 VRA (0 歳 9 ヶ月時) と同月齢での使用補聴器による装用下の反応閾値を記した。上段右のオーディオグラムは、気導/骨導 VRA (気導: 1 歳 7 ヶ月時, 骨導: 1 歳 8 ヶ月時) を示す。

使用補聴器の器種は、両耳とも Phonak 社 Naida VUP (耳かけ形) であった。下段の補聴器の周波数特性図 (左図は右耳, 右図は左耳) は、月齢 9 ヶ月時点での 2cc HA-2 カプラにおける出力レベルを示す。補聴器特性測定には、Frye electronics 社 FONIX FP-35 を用いた。入力信号はフラット特性の純音、入力レベルは、50, 65, 80, 95dB SPL による。聴覚閾値は上段左のオーディオグラムによるもので、2cc SPL へのデシベル変換を行って重ね書きした。

第3節 結果

図 11-2 に、対象児の運動面（定頸、座位、独歩）、言語面（初語表出、語連鎖表出）の獲得月齢分布を示した。定頸については9名が月齢3～4ヵ月で可能となったが、5ヵ月まで遅れた者も1名みられた。座位については月齢9ヵ月以降まで遅れた者が4名、独歩については月齢18ヵ月以降まで遅れた者が3名みられた。運動発達が正常範囲の者がいる一方で、遅れのある者がみられたことになる。言語面についてはまだ相応月齢に達しない者も含まれたが、初語表出については12～18ヵ月の間に可能になった者が5名、18ヵ月以降となった者が2名みられた（中央値=17ヵ月）。語連鎖表出については、30ヵ月未満で可能となった者が2名（症例E=27ヵ月、症例F=20ヵ月）、30ヵ月以降で可能となった者が2名であった。

図 11-3 に、10名のEASD得点の経時的変化を重ね書きして示した。全体的には右上がりの発達曲線が描出され、正常発達の下限内の発達をみせる者が少なからずみられた。発達段階1～3においては、全例が4～7ヵ月の月齢で発達段階2に到達し、12ヵ月未満の月齢で発達段階3に到達しており、補聴器装用後の発達の追い上げが示された。発達段階4～5においては、緩やかな発達曲線に転じて個人差も広がっていった。発達段階4に18ヵ月前に到達した者と18ヵ月以降に到達した者に分かれ、正常発達にほぼ追随する発達をみせる者と1歳ほど遅れながら緩やかな発達をみせる者に分かれた。図 11-3 を個人別にみると、症例E（100dB）は27ヵ月で、症例F（70dB）は、21ヵ月で発達段階5に達していた。聴力レベル100dBの3名（症例A、C、E）についてみると、症例Cは人工内耳に移行したが、補聴器装用を続ける症例A、Eは到達度が比較的良好であった。一方で、症例B（50dB）、症例H（70dB）の発達は緩やかであった。

図 11-4 の各項目別の平均到達月齢は、発達段階数が上がるほどデータ数が減るために十分ではないが、発達段階が上がるほどに到達月齢が高くなることが示された。また発達段階4では項目間のばらつきが増していた。

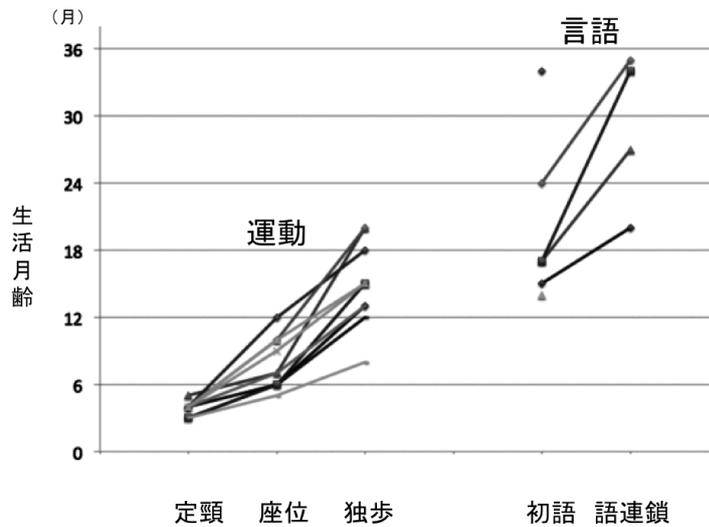


図 11-2 対象児における運動・言語面の獲得月齢

運動面（定頸，座位，独歩），言語面（初語，語連鎖の表出）の獲得月齢を示した。

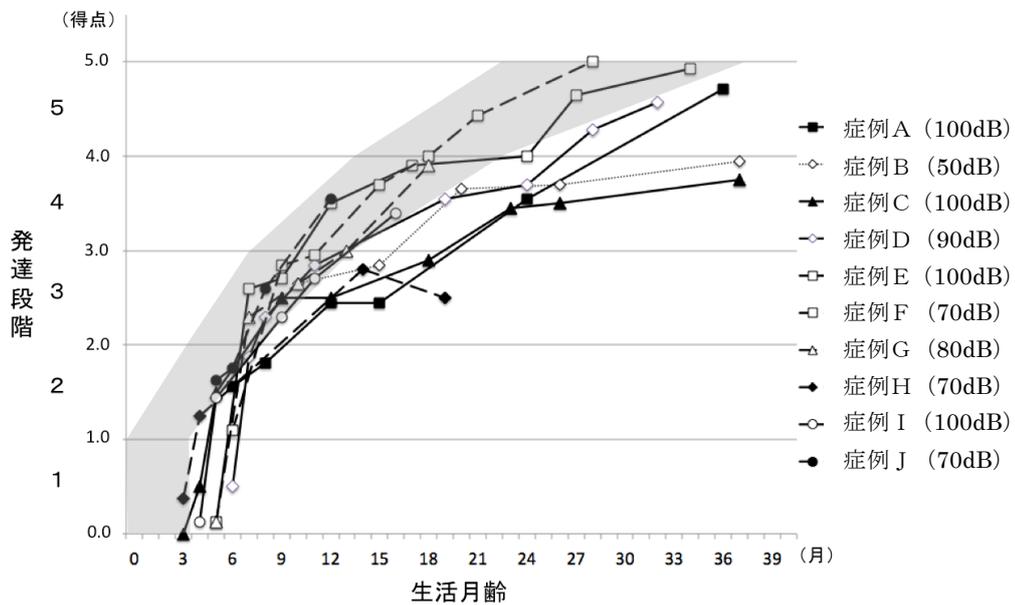


図 11-3 EASD 質問紙の得点の経時的変化

縦軸を質問紙の得点（発達段階），横軸を生活月齢とし，各対象児の経時的変化を重ね書きした。良聴耳聴力レベル 70dB 未満は細点線，70dB 以上～90dB 未満は太破線，90dB 以上は太実線で示した。グレー部分は正常発達領域を示す。

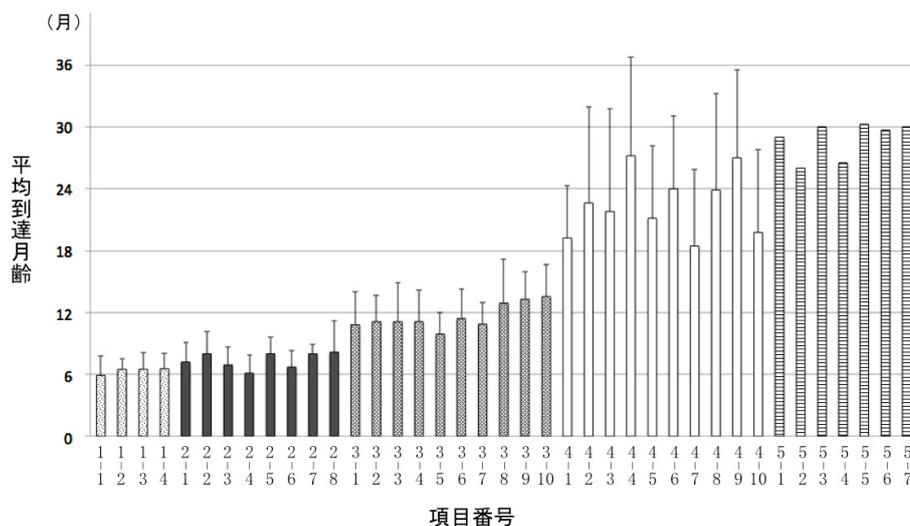


図 11-4 EASD 各項目の平均到達月齢

平均値と標準偏差 (1SD) を示す。発達段階 5 はサンプル数が少なかったため、平均値のみ記した。

第 4 節 考察

1. EASD 質問紙からみたきこえの継時的発達

本研究の主旨は、0 歳代から補聴を開始した乳幼児における日常のきこえの経時的発達を把握することにあつた。対象児 10 名は聴力レベル、原因疾患、個人的素因・環境的要因とも一様ではなかったが、EASD 質問紙により各々の聴性・音声行動の発達曲線が描出されたことになる。図 11-2 の運動発達面をみると、平衡覚障害によるものか、定頸、座位、独歩が遅れた者もいたが、図 11-3 の聴性・音声行動の全体的傾向としては正常発達範囲の下限内の到達度を示した対象児が少なからずみられたという結果であつた。

前言語期にあたる発達段階 1～3 に関して図 11-3 と図 11-4 をみると、全対象児が満 1 歳に達する時点では発達段階 3 に到達しており、補聴器装用による発達の追上げが示された。一連の項目をみると、聴性行動面の発達においては、音や声への気付き・注意、音-事象の関連づけ、空間的な音源詮索、音や声の能動的・情動的聴取、音や声による記憶・予測、特定場面での音や声の意味理解が段階的に習得されていくことが分

かる。さらに音声行動面の発達、すなわち自声フィードバック、発声行動の増加、能動的・情動的発声加わり、これらが母子間の共感・情動的な音声コミュニケーションをベースに発達していく様相がうかがえる。中村（2007）は乳幼児期の情動的な共有経験をベースとした聴覚活用の意義を述べているが、これを具体的に反映した結果と思われる。早期補聴の直接的効果を見出すという観点からは、このような0歳代の発達の變化が描出された点は重要であり、本質問紙の臨床的有用性が示唆されたと考えられる。

続く言語期にあたる発達段階4～5に関しては、図11-3の発達曲線は1歳前後で緩やかな上昇に変わり個人差が生じ始めていた。症例E、症例Fの例では発達段階4～5においても正常発達に比肩する到達度を示し、1歳代さらには2歳代の文レベルでの会話期においても年齢相応の発達が維持されていた。一方、症例B、症例C、症例Hの例のように緩やかな発達を示す者もいた。聴能発達のためには0歳代からの補聴器装用が継続された上で音声コミュニケーション環境が整えられることがまず前提となるが、言語期に入ると、聴覚ベースの音韻・意味・統語的処理も含めた一定レベルの言語的認知能の獲得が必要とされ、同時に構音技能、相互コミュニケーションによる語用論的技能の習熟も求められる。このように言語習得上の発達課題の難度が高まったことが、今回の到達度の個人差として表れたと考えられる。

2. 発達の個人差が生じた要因について

図11-3において、到達度に個人差が生じた要因について考察する。聴力レベルとの関連に関しては、今回の対象児の良聴耳聴力レベルは最も重い例で100dBであり、ANSD例を含めて補聴により一定の装用効果が見込まれる聴力であった。補聴についてはインサートイヤホン・オージオメトリーに基づき2cc SPL フィッティングによる適合を重点的に施したため、個人差はありながらも100dBの3名を含めて一定以上の発達が示されたと思われる。

むしろ留意すべきは聴力レベルが50dB、70dBであった症例Bと症例Hの到達度が低く、発達の遅れや補聴器装用が習慣化されなかったことが、1歳代に発達の個人差が広がり始める一因となったと考えられることである。この2名が今後キャッチアップする可能性が否定されたわけではないが、発達の遅れや補聴器の装用習慣といった発達に影響を及ぼす個人的／環境的要因は本質問紙からは把握されない。これらをいかに多面的に把握するかは、装用指導や教育方針の選択に影響する重要な事柄といえる。

総じてみると、本質問紙が得た発達曲線は指導や聴覚補償手段の見直しにつながるものであり、特に指導面において日常のきこえの行動の発達順序性を想定した項目構成は、聴能指導や養育者への助言の上では利点と考えられた。また聴覚補償手段においては補聴器適合状況の再確認はもちろんであるが、特に人工内耳適応判断について関係職種間で共有しやすい一情報を提供しうる可能性がある。本研究では人工内耳装用児の症例数が少ないため明確な結論は得がたいが、今後、EASDによる人工内耳候補児選択に関する臨床的検討が必要と思われる。

3. 本章のまとめ

以上のように、本研究は0歳代からの補聴による早期介入効果をEASD質問紙によるきこえの経時的発達の点から示した。対象児には2cc SPLフィッティングによる補聴が施され、本補聴手順による可聴性の確保が前言語期からの聴能発達を促進することが明らかとなった。本研究においては症例数が限られており、積極的な手話使用の場合や他障害を併せもつ乳幼児への適用など、今後明らかにすべき点を残す。また他の評価ツールとの統計学的な妥当性が検討されていない点、得点化に暫定的な方法を用いた点にも課題を残すが、本質問紙が早期補聴による聴性・音声行動発達の様相を描出した点は重要と思われる。今後、他の情報収集や評価ツールと組み合わせながら症例を集積し、人工内耳や教育上の選択も含めた視点から活用するための実践的検討が必要と思われる。本研究が得た主な知見は、以下の2点である。

- 1) EASD質問紙によって、0歳からの補聴器装用後のきこえの発達の経時的な評価を行った。全例に補聴器装用後に発達の追い上げがみられ、0歳代にかけて前言語期にあたる発達段階1～3に到達した。言語期にあたる発達段階4以降では、正常範囲内の発達を示す者もいた一方で、1歳半ば以降では発達の個人差が明確に生じ始めた。
- 2) 対象児には、重度難聴のため補聴器装用後に2歳代で人工内耳へ移行した者、発達の遅れがあった者、補聴器の常時装用が定着しなかった者が含まれた。EASD質問紙によって描出された緩やかな発達曲線は、これらの状況を反映したものと考えられる。

付表 11-1 EASD 質問紙の各項目

発達段階 1. 音に気づく、音へ注意を向けはじめる；音と周囲の出来事を関連づけはじめる	
1-1	大きな音に対するはっきりとした反応（驚く、動きをとめる、声を出す、目を大きく見開く、まばたきをする）がある。
1-2	ふとした物音や、やや小さめの音に対してもはっきりとした反応（前項を参照）がある。
1-3	養育者の声に対するはっきりとした反応がある。
1-4	音を出す物を注視することがある、養育者と目が合うことがある。
発達段階 2. 音源をみつけようとする；音の意味を理解しはじめる；意図的に声を出しはじめる	
2-1	音を出す動く物や養育者を追視しようとする。
2-2	音のする方向へ振り向いたり、手を伸ばしたりする。
2-3	養育者の声かけに笑う。
2-4	お着替え・だっこ・おむつ替えのときや、手足・体を動かすあそびの間に声出しが増す。
2-5	語りかける声の調子（あやす、大きな声を出す、普通に話すなど）を大きく変えると、表情や動きが変わる。
2-6	声出しあそびをする（養育者の声かけによって声出しが増す）。
2-7	気に入った物をみたときなど、その物に対して声を出す。
2-8	歌や音楽が流れると声を出したり、ふと聞き入ったりする。
発達段階 3. 音源をみつける、音源を追う；音の意味を理解する；意図的に声を出す	
3-1	音の出る物を意図的にさわったり、いじったり叩いたりする。
3-2	ある一定の短い時間、声に聞き入る。
3-3	もっとあそんでほしい、楽しいことを続けてほしいときに、養育者に声を発する。
3-4	周囲の音の状況に変化があると、何が起きたのか気にする。
3-5	機嫌の良いときと悪いときで、出す声（泣き声ではなく）の調子が異なる。
3-6	お腹がすいた、もっと食べたい、だっこしてほしい、それがほしい、誰かにかまってほしい（部屋に一人にしないでほしい）ときなどに、養育者を声（泣き声ではなく）でよぶ。
3-7	不意の見知らぬ音に驚いたり、不安になって泣いたりする。
3-8	音あそび（拍手パチパチ、手をふる、おもちゃをたたく、簡単な声あそびなど）を繰り返し楽しむ。
3-9	料理する音・水の出る音・声・動物の鳴き声・教室でいつも聞く歌・ドアの閉まる音・車の鍵の音といった音の手がかりから、これから起きる日常の事柄・身近な人の動きなどを予測することがある。
3-10	身振りを交えた日常よく使うことば（バイバイ、だっこしましょうね、いただきます、バンザイ、手あそび・指あそびの歌など）を理解できることがある。
発達段階 4. 音／ことばの理解が増す；声をコミュニケーションのために使う	
4-1	バイバイ、どうも、おしまい、ダメなどの、日常よく使うことばを理解する。
4-2	自分の名前を呼ばれると、振り返る、笑う、手を挙げる、声を出す。他の人の名前の場合には、そのように応じない。
4-3	声まねあそびをする（違う声のパターンを聞かせると、声の出し方を変えようとする）。
4-4	バイバイ、おはようなど、日常よく使うことばをそれらしく言う。
4-5	何か言うとき、要求するとき、困ったとき、怒ったときなどでいろいろな声の出し方（声の高さ、大きさ、長さ）をする。
4-6	養育者や身近な人の名前らしきもの（あるいは物の名前）を言う（パパ、ママ、ナナなど）。
4-7	複雑な音の出るおもちゃ（ボタンを押したり、握ると音が出る物）を楽しんで使う。
4-8	嫌なときや「イエエ」を示すときに、首を横にふる。
4-9	ある程度の長さの時間、話し手と関わることができる。
4-10	音楽に合わせて体をゆする、踊る、ダンスをする。
発達段階 5. 聴覚的な言語理解がはじまる；話しことばを使う；会話によるやりとりがはじまる	
5-1	身振りなしで、ことばによる簡単な指示を理解できる。
5-2	身の回りのいろいろな物の名前やよく使う表現など、話せることばの数が増え続けている。
5-3	ところどころに指さしや身振りなどを交えながら、文らしきことばを話す。
5-4	言われたことが分からなかったとき、そのことを話し手に伝えたり、知らない物について、「ナアニ？」と聞いたりする（質問行動の始まり）。
5-5	目の前にない物について、その物の名前を挙げて話す。
5-6	家族の名前、クラスの友達の名前、体のいくつかの部位の名前が分かる。
5-7	周囲に他の音があったり、何かに気をとられているときでも、先生や友達がよぶ声・合図などが分かる。

第V部 研究概要と総合考察

第12章 研究概要と総合考察

第1節 研究概要

現在、わが国は新生児聴覚スクリーニングの普及による難聴診断の低年齢化に伴い、0歳からの早期の補聴器適合法の開発が喫緊の課題となっている。本研究は、聴覚障害乳幼児に適用しうる妥当性のある補聴器適合のためのフィッティング手順の構築を目指し、各耳の聴覚閾値と実耳特性に対応し、かつ閾値上レベルで補聴器の増幅特性を評価しうる方法の開発を主題として、基礎データの収集および臨床的効果の確証を含めた検討を行ったものである。

本研究の第1章では3つの目的を挙げたが、これらの目的に応じるため具体的方策として、VRA、インサートイヤホン、RECD測定、2cc SPL フィッティングによる手順を体系的に組み合わせて導入した。これらの手順が、乳幼児の装用する補聴器の増幅特性の適否を、できる限り正確な純音聴力測定に基づき、実耳特性に対応した上で、各耳の閾値上の可聴性の観点から検証するための手法として適用しうるかを検討した。さらに本手順に基づいた早期補聴が及ぼす発達の効果について、EASD質問紙による0歳からのきこえの発達評価の点からも検討した。以下に研究概要を示す。

1. VRAによる聴覚障害乳幼児の純音聴力閾値測定に関する研究のまとめ

第II部では、聴覚特性のアセスメントを研究主題として検討を行った。これまでわが国で広く使用されてきたCORは音場検査用スピーカを用いるため、左右耳別のオーディオグラムを得ることができない、測定誤差が大きい、オーディオメータから100dB以上の高出力音を提示できない、骨導聴力を推定できないといった問題があり、補聴器特性処方に必要な正確度の高いオーディオグラムを得ることができなかった。そこで第II部ではこれらの問題を解決するために、行動観察的な聴力検査法であるVRA (visual reinforcement audiometry) を導入し、インサートイヤホンによる左右耳別の気導および(良側)骨導の純音聴力測定を試みた。VRAの有用性と課題について、使用する聴力測定機器の較正に関わる基礎的検討(第2章)、乳幼児聴力検査への臨床応用(第3～6章)の2点から実証的に検討した。

第2章では、まず検査機器システムの検討を行い、3Aインサートイヤホンの出力レベルを基準等価閾値音圧レベル(ISO389-2とANSI S3.6による)へ適合させる上で不

可欠となるオージオメータの電気音響的な較正手順を構築した。第3章では、インサートイヤホン装着下のVRAを、3歳未満の聴覚障害乳幼児37名に対して適用を試みた。同検査法を繰り返し実施することによって、大半の聴覚障害乳幼児（条件付け成立群＝50%、準成立群＝36%）から左右耳別の気導オージオグラムを得ることが可能であった。インサートイヤホン使用はCORで生じていた音場測定に伴う誤差を解消し、測定上の正確度を高める上で優れていた。さらにオージオメータから100dB以上の高出力音も提示可能であり、適用聴力の範囲をより重度の聴力レベルまで広げることができた点からも、重度の聴覚障害乳幼児までを対象に含めた純音聴力測定法としての有用性が示唆された。ただし第3章ではいくつかの課題が残され、VRAの測定可能率と聴力要因の関連（第4章）、VRAの条件付け形成における月齢要因の検討（第5章）、実耳特性への対応（第7～9章）、耳科学的諸検査とのクロスチェック（第5、6、10章）に関しては、後章で検討を行った。

第4章では、VRAの測定可能率に聴力レベルの要因が与える影響を明らかにすることを目的に、聴覚障害乳幼児43名を対象に検討を行った。3歳以降の確定時の聴力レベルが100dBHL未満だった16名における乳幼児期のVRAの測定可能率は100%であった。これに対し、100dBHL以上の聴力レベルの群では、VRAの測定可能率が有意に低下することが示された。VRAの条件付けには、被検児の保有する聴力レベルの程度が影響し、聴力レベルが100dB未満の場合は条件付け形成が良好に成立しうることが明らかとなったといえる。条件付け成立に影響する月齢要因との関連分析までは至らなかったが、100dB以上の聴力レベルの群に検査回数の繰り返しによって条件付けが成立した者がいたことから、保有する聴力レベルの要因のみならず、補聴器装用による聴能発達が条件付け形成に貢献することが示唆された。

第5章では、0歳代の聴覚障害乳児におけるVRA条件付け形成の月齢要因の影響を検討した。新生児聴覚スクリーニング後の精査によって両側難聴と診断された12名を対象に、耳科学的諸検査とのクロスチェックを経た上で条件付け形成月齢を検討した。聴覚障害乳児におけるVRAの条件付けは、0歳後半（月齢7ヵ月以降）に形成される結果が得られた。聴力レベルが悪くなると、VRAの条件付け形成月齢が有意に遅れる傾向があることが示された。その一方で、条件付け形成月齢と、定額・座位・独歩の各運動発達の間には有意な相関はみられず、第4章と同様に聴力レベルの要因が条件付け形成へ関与することが示唆される結果となった。なお、ダウン症候群の1名は1歳半ば

過ぎになって条件付けが形成されたことから、条件付け成立には聴能的な認知発達に影響することも示唆された。今回の対象児 12 名には聴力レベル 100dB を越える者は含まれなかったため、重度難聴の 0 歳症例への VRA 適用は今後検討すべき課題であるといえる。しかし、本研究から聴力レベル 100dB 以下で他に重複する障害がなければ、0 歳後半の月齢において左右耳別の気導オーディオグラムが高い測定可能率で得られることが明らかとなり、適用月齢に関する重要な知見が得られたと考えられる。

第 6 章は、VRA による骨導聴力の推定を主題とした。6 名の聴覚障害乳幼児を対象に骨導 VRA を試み、他覚的な耳科学的諸検査とのクロスチェックの観点から検討した。骨導 VRA は、良側骨導値（もしくは骨導刺激による両耳聴の骨導値）の反応閾値を測定するものであること、頭部への骨導振動子の固定法、オーディオメータの提示レベルに上限があるなどの検査法上の制限があるが、一定レベルまで骨導聴力が残存していれば骨導 VRA によって良側の骨導聴力推定が可能であり、気導／骨導 VRA と諸検査とのクロスチェックが乳幼児の伝音／感音系の障害部位・病態の鑑別に利用できることが示された。

第 2～6 章は、聴覚障害乳幼児から、より正確度の高い反応閾値を測定する純音聴力検査法である VRA を導入するための一連の検討を行ったものである。VRA の先行報告が主に健聴乳幼児を対象として検討を行ったのに対し、本研究は聴覚障害群を対象とした点に特徴があり、補聴に関連づけて臨床的実用性の高さを明らかにした点に独自性があると考えられる。

第 II 部の研究が得た最も重要な知見は、VRA の適用によって、従来の COR では得ることができなかった左右耳別の気導オーディオグラム、良側の骨導オーディオグラムを聴覚障害乳幼児から測定できることを明らかにした点にある。第 5 章においてインサートイヤホン装着下の VRA によって、0 歳後半の月齢で左右耳別の気導聴力測定が高い測定可能率で施行可能であることが示されたが、この結果は 0 歳児への対応上は特に重要な知見と思われる。つまり、この月齢期に VRA を重点的に実施することにより、重度難聴も含めて、COR に比べて正確度が高い周波数別の聴覚閾値（気導・骨導）を左右耳別に得ることができ、より正確な純音聴力に基づいた補聴器特性処方早期から施すことが可能になると考えられる。またインサートイヤホン・オーディオメトリーでは、イヤモールド（耳かけ形補聴器用）との結合により、耳かけ形補聴器装着下と同一条件の実

耳特性を反映した EDT (earmold-derived threshold) が得られる。EDT は、実耳特性への対応した耳かけ形補聴器のフィッティングの上では音響的に有利であることも重要である。

2. 2cc SPL フィッティングによる聴覚障害乳幼児の補聴器特性評価法に関する研究のまとめ

第Ⅲ部では、補聴器に関する電気音響的選択、補聴効果の検証を研究主題とした検討を行った。乳幼児の RECD を実証的に明らかにした上で、「デシベルの輪」による換算原理、ノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性評価法を検討した。これらの研究を行った背景には、乳幼児の外耳道容積が成人に比べて小さく、個々の乳幼児の実耳特性への対応が必要であることが挙げられる。また、従来の COR に基づく補聴器装用下の閾値測定ではノンリニア補聴器の圧縮増幅特性の適否を検証することができなかった。このため乳幼児の実耳特性に対応しつつ、閾値上の増幅特性を把握しうるフィッティング手順の開発が必要であった。

第7章では、補聴器を装用した乳幼児13耳の RECD を測定した。乳幼児群の外耳道容積 (0.4~0.6cc) は幼児群と比べて有意に小さく、RECD に影響する主たる物理的要因の1つと考えられた。乳幼児群の RECD の測定結果は、概ね 1000Hz 以上の高音域において 10dB 以上の大きなレベル差が生じていた。これらはインサートイヤホン・オージオメトリー、補聴器装用下の双方の外耳道内特性に影響する音響的変数を実数値として示したものである。

第8章では、CDD、RECD、REDD による「デシベルの輪」による換算原理に関して、実測データに基づいてデシベル換算原理の妥当性を実証的に示した。4000Hz 以下の周波数帯域では、CDD と RECD の和が REDD と ± 3 dB 以内の僅差で一致したことから、この換算手順によってオージオメータとインサートイヤホンで測定された聴覚閾値を、少ない誤差で音圧レベルへ変換できることが示された。

第9章では、インサートイヤホンによる反応閾値を 2cc SPL へ変換する 2cc SPL フィッティングの手順を、聴覚障害乳幼児 (23 名 45 耳) に適用した。乳幼児の装用するノンリニア補聴器のカプラ上の出力レベルと聴覚閾値を、2cc SPL による同一のデシベル尺度上で直接的に比較した。この手法によって、従来の音場における補聴器装用下の反応閾値測定からは把握不能であったノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性を把握で

きることを明らかにした。

第7～9章は、聴覚障害乳児に 2cc SPL フィッティングの導入に関する検討を行ったものである。

乳児において SPL フィッティングを導入する第1の理由は、個々の RECD へ対応する必要性によるものである。本研究が 2cc SPL を採用したのに対し、Seewald (1995) の DSL 法は外耳道内 SPL を採用している。第8章の音響的測定の結果は、両者が「デシベルの輪」の換算原理によって相互に変換可能であることを示すものである。2cc SPL フィッティングは、原理的には大和田の方法 (1984; 1995; 1996; 2004) の変法であり、同一のデシベル尺度上で、補聴器のカプラ上の出力レベルと聴覚閾値を直接比較できることが利点である。特に個々の RECD 算入を省きながらも、実耳特性に対応した点に特徴がある。

SPL フィッティングを導入する第2の理由は、ノンリニア補聴器の圧縮増幅特性を閾値上の可聴域との関連から把握する必要性によるものである。本手法によって、利得／周波数特性、最大出力音圧レベル、圧縮比という基本的な増幅特性の適否が、閾値上の可聴域との関連から判断できるようになった。2cc SPL フィッティングは実耳特性に対応しており VRA による純音聴力測定の結果を利用できることから、従来の COR に基づく補聴手順に比べて利点がみとめられ、特に低年齢児におけるノンリニア補聴器の閾値上の増幅特性評価法として検証精度の高い手法と考えられる。

3. 0歳児への 2cc SPL フィッティングの適用ときこえの発達に関する研究のまとめ

第IV部では、0歳から補聴器装用を開始した聴覚障害乳児に対して、第II～III部で述べた一連の手順を適用し、本手法の適用と留意点に関して症的検討を行った。また EASD 質問紙による0歳からの聴性・音声行動の継時的な発達評価を試み、2cc SPL フィッティングに基づく早期補聴の臨床的意義についても考察した。

第10章では、0歳児3名に対する補聴経過から、補聴器形の選択、インサートイヤホン装着下の VRA による気導聴力測定、RECD 測定と SPL フィッティング、EASD 質問紙による前言語期の継時的発達に関して検討を行った。乳児に対するノンリニア補聴器の圧縮増幅の設定のほか、特に高出力の耳かけ形補聴器を適用する場合に必要となる、過大出力とハウリングを回避するための特性設定上の留意点について、具体的症例を挙

げて示した。1名が外耳・中耳炎により補聴器装用が一定期間、困難となったが、EASD 質問紙により2名の補聴下のきこえの発達が継時的に評価され、早期補聴が前言語期の聴能発達に及ぼす効果が示された。

第11章では、聴覚障害乳幼児10名を対象に、EASD 質問紙による0歳代からの補聴による聴性・音声行動発達を評価した。0歳代の補聴器装用後に急峻な聴性行動の発達の变化が生じ前言語期の発達を遂げた後、1歳半の時点で発達の個人差が明確に生じ始める発達曲線が描出された。

第10～11章では、第II～III部で論じた一連の補聴手順の適用と発達の効果に関して検討がなされた。聴覚障害乳児への2cc SPL フィッティングは、VRA の条件付けが可能となる0歳後半の月齢から適用できることが示された。乳児においては高音域の出力レベルや圧縮比などの特性設定に留意すべき点はあるものの、同月齢から妥当な閾値上の増幅を与えることが可能であることが分かった。さらに0歳からの早期補聴による聴性・音声行動発達の様相が EASD 質問紙によって描出され、本手順に基づく補聴が前言語期・言語期初期における聴能発達へ与える効果、および個人差が示唆されたことになる。

表 12-1 本研究において導入された手法

① 聴覚特性のアセスメント
(1) VRA による純音聴力測定(インサートイヤホン装着による左右耳別の気導聴力測定〔EDT〕、良側の骨導聴力測定)
(2) VRA と耳科学的諸検査 (ABR, ASSR, OAE, 耳鏡検査・ティンパノメトリー, 画像検査, 難聴遺伝子検査, 先天性サイトメガロウイルス感染検査) とのクロスチェックによる聴力推定および病態鑑別

② 電気音響的選択, ③ 増幅効果の検証
(3) 「デシベルの輪」の換算原理による聴覚閾値の音圧レベルへの変換
(4) RECD 測定
(5) 2cc SPL フィッティングによるノンリニア補聴器における閾値上の増幅特性の検証法

④ 補聴下のきこえの発達評価・確証
(6) EASD 質問紙による乳幼児の聴性・音声行動の発達評価

表中の①～④の番号は、米国の the pediatric working group conference on amplification for young children with auditory deficits (1996) と AAA (2003) のガイドラインによる4段階を、内容を整理するために記した。本研究で行った手法(2cc SPL フィッティング, EASD 質問紙)は、米国のガイドラインが推奨する手法とは異なる独自の内容である。

第2節 総合考察

本研究の総合考察を進めるにあたり、米国の the pediatric working group conference on amplification for young children with auditory deficits (1996) と AAA (2003) のガイドラインを参考に、「①聴覚特性のアセスメント」「②電気音響的選択、③増幅効果の検証」「④補聴下のきこえの発達評価・確証」の3つに分けて以下に述べる。表 12-1 には、本研究が導入した手法を項目としてまとめた。

1. 聴覚特性のアセスメントについて

聴覚障害乳幼児に妥当な補聴器適合を施すためには、まずフィッティングにおいて必要となる、より正確な各耳の周波数別の聴力データを得る必要があった。本研究は、聴覚障害乳幼児を対象にインサートイヤホン装着下の VRA を行い、左右耳別に気導聴力の測定が可能であることを測定可能率の検討から明らかにした。インサートイヤホンと VRA による検査法は、従来の COR の欠点である、左右耳別に測定できない、音場検査用スピーカを用いることに伴う誤差、高出力音を提示できないといった問題を改善し、検査法としての正確度を大きく向上させた。

VRA による条件付け形成は、聴覚障害乳幼児においても全般的に良好であった。本研究においては条件付け形成に影響する要因の分析は、第 5 章の対象児数と聴力分布が限られているため必ずしも十分とはいえないが、第 4～5 章の結果を総合的にみると、条件付け形成と聴力レベルには関連がみられ、聴力レベルが増すと条件付け形成に不利に働く傾向が示唆されたと考えられる。第 3～5 章の結果から、VRA の検査回数を重ねることと補聴器装用による聴能発達が条件付け形成に相乗的に貢献することも示唆された。特に 0 歳後半の月齢期に重点的に VRA を繰り返し実施することは、乳幼児の補聴器特性処方の際に基本データとなる左右耳別のオーディオグラムを得る上で重要であろう。ただし、第 7 章で検討したように、乳幼児の外耳道音響特性は成人と異なるため、インサートイヤホン・オーディオメトリーにおいては実鼓膜面音圧レベルへの影響値を考慮すべきと考えられる。すなわち、成人の耳を基準としたオーディオグラムの聴力レベル (dBHL) 尺度を、乳幼児に適用することは妥当とはいえない。オーディオグラムの縦軸をダイヤルレベルと表記しながらも、音圧レベルへ閾値変換 (第 8～9 章) を行うなどの対応が必要となる。

このインサートイヤホンと VRA に関する報告は、国内では筆者らの報告が最初であった (富澤・加藤ら, 1999)。その後追試 (富澤・加藤 2003; 富澤, 2004) や他機関からの報告もあり (森田・伊藤, 2004)、同検査法はすでにわが国の一部の機関に導入され始めている。第 2 章で述べたように、インサートイヤホン使用にあたっては、現状の国内製のオーディオメータの多くが性能的に対応していないという問題もあるが、2011 年の JIS 改訂でインサートイヤホンの基準等価閾値音圧レベルが記載されたことをきっかけに、今後、国内製の検査システムの改良も含め、インサートイヤホンと VRA による乳幼児聴力測定システムの普及が望まれる。

また、第6章で検討した気導／骨導 VRA と耳科学的諸検査とのクロスチェックは、乳幼児の伝音／感音系の障害部位・病態の鑑別に利用できることが示された。特に近年の難聴遺伝子検査、画像検査の高精度化、先天性サイトメガロウイルス感染検査など、先天性難聴に対する聴覚医学的な診断技術が急速に進歩する中、VRA は難聴に関する最も基本的情報である各耳における周波数別の気導聴力と骨導聴力（良側）を提供する点において重要であろう。VRA の実施においては検査者の技量的習熟が必要ではあるが、VRA と他覚的諸検査とのクロスチェックの結果が概ね整合していたという本研究の結果は、VRA による聴力測定の妥当性の高さを示すものである。近年の医学的診断技術の発展を考えると、他覚的検査と VRA の行動観察的検査法による基礎的な聴力データとの整合性をクロスチェックの原則に基づいて確認することは、医療・聴覚補償・教育上の方針を立てる上において、今後、必要性が高まるものと思われる。

2. 電気音響的選択、増幅効果の検証について

インサートイヤホンによる 2cc SPL フィットティングに関しては、筆者らが乳幼児のノンリニア補聴器における増幅特性評価の観点から最初に報告をし（富澤・木下ら，2007；富澤・加藤，2008）、後に「デシベルの輪」による換算原理の妥当性について追加的検討を行ったものである（富澤・坂田，2011）。結果的には、この手順は 2010 年に日本聴覚医学会が成人難聴例を想定してまとめた「補聴器適合検査の指針」における「挿入形イヤホンを用いた音圧レベル（SPL）での聴覚閾値・不快レベルの測定」と原理的に同じものとなった。

この 2cc SPL フィットティングの第 1 の利点として、乳幼児の実耳特性への対応に関する点が挙げられる。第 7 章において、乳幼児の RECD は高音域になるほど増す結果が示された。2cc SPL フィットティング法はインサートイヤホンによる聴力測定値に基づいて行われるが、その特徴の一つに、イヤモード（耳かけ形補聴器用）との結合によって実耳特性を反映した EDT を利用することが挙げられる。EDT を 2cc カプラ内音圧レベルへ変換することにより、RECD 特性の如何に関わらず実耳特性に対応させる点は、2cc SPL フィットティングの「閾値と補聴器の出力レベルの直接比較」を成立させる原理において重要である。この原理を考案した大和田による 2cc SPL ヒアリングメータによる原法（1984，1995，1996，2004）と比較すると、大和田の方法がポケット形（箱形）補聴器用の小型イヤホンを用いたのに対し、本研究の手法では耳かけ形補聴器用の

イヤモードを用いた点に特徴がある。耳かけ形補聴器用イヤモードを結合して EDT を得る手法は、より正確に耳かけ形補聴器のフィッティングを実耳特性に対応させながら行う上で適していると考えられる。言い換えれば、乳幼児の実耳特性に対応した耳かけ形補聴器の適合を行う場合には、インサートイヤホン（とイヤモード）装着下の VRA と組み合わせて各耳の EDT を周波数別に測定し、耳かけ形補聴器に 2cc SPL フィッティングを適用すればよいと考えられる。補聴器の形状選択に関しては、第 10 章の症例的検討において、乳児への耳かけ形補聴器の適用上の課題と留意点が指摘されたものの、耳かけ形補聴器の使用自体を否定する見解は得られなかったことから、初期から耳かけ形を第 1 候補として選択してよいと思われる。なお、2cc SPL フィッティングは 2cc カプラ内音圧レベルを採用しており、外耳道内音圧レベルを採用した DSL 法（Seewald, 1995 ; Seewald et al., 2005）とは異なる手法である。2cc SPL フィッティングは、実耳特性に対応しながらも、RECD 測定を必須測定に含めない点に大きな特徴があり、その簡便さから別の方法として区別すべきものである。

2cc SPL フィッティングの第 2 の利点として、SPL への閾値換算によって、ノンリニア補聴器における閾値上の圧縮増幅特性を検証できることが挙げられる。従来、用いられてきた COR による裸耳／補聴器装用下の閾値測定による手法では、もともと左右耳別の閾値情報がなかったことに加え、増幅特性の評価に関しても周波数精度が粗い上、周波数特性上のピーク／ディップも見逃されるという欠点があった。さらに、どの周波数の利得・圧縮比・最大出力音圧レベルを、何 dB 上げる／下げるべきかといった具体的数値目標が不明瞭であり、検査結果から微細な再調整を行うための判断材料を得ることができなかった。インサートイヤホンによる SPL フィッティング法は、同一のデシベル尺度上に聴覚閾値と補聴器の出力レベルを表示し、入力レベル別に閾値上の周波数特性を検証できる点に特徴がある。現状では、乳幼児の補聴においてラウドネス評定を参照することは困難であるが、インサートイヤホンによる EDT が得られれば、各耳に対して増幅された純音が閾値上のどの感覚レベル (dB SL) に達したかという観点から、増幅の適否を評価できることになる。すなわち、本手法はノンリニア補聴器の増幅特性と閾値上の感覚レベルとの関係を可視化することにより、従来の COR による手法による精度の粗さの問題を解決したものといえる。デジタル補聴器が一般化し、乳幼児へのノンリニア補聴器の装用が広まった現状をみれば、個々の乳幼児の実耳特性への対応、さらに閾値上の増幅特性を検証しうる点において本手法の有用性がみとめられる。また、

骨導 VRA の導入による気骨導差に応じた補聴器選択や特性処方も可能である。

3. 補聴下のきこえの発達評価・確認について

本研究では、EASD 質問紙を用いて補聴器装用乳幼児の聴性・音声行動発達の継時的評価を行った。VRA と他覚的検査のクロスチェックによって乳幼児の聴覚閾値を推定できることが示されたとはいえ、低年齢児の聴覚補償が限られた聴覚アセスメント情報に基づいて行われること、さらに人工内耳の適応判断、他障害を併せもつ子どもが一定の割合でみられることを考えると、とりわけ play audiometry (遊戯聴力検査) が安定して実施可能となる3歳頃までは、日常のきこえの行動面における発達的变化を経時的に把握することは聴覚ハビリテーション上、重要と思われる。第11章では、0歳代の補聴器装用後に急峻な聴性行動の発達的变化が生じるという前言語期の過程を遂げた後、1歳半の時点では個人差が生じ始める発達曲線が描出された。1歳代には、多くの対象児が言語期初期に相当する発達段階4に達したことを考えると、0歳代からの早期補聴の有効性が示唆されたと考えられる。

このような0歳からの補聴下のきこえの発達評価は、米国学会の最新ガイドライン (AAA, 2013) ではアウトカム評価と関連づけて説明されている。本研究の結果は、わが国の早期補聴後の長期的な発達 (幼児期・就学期) への効果を調べた先行報告と異なり (内山・徳光, 2004; 福田・問田ら, 2007)、乳幼児期のその時点におけるアウトカムを示した点で意義があると考えられる。第11章の2cc SPL フィットティングを重点的に施した10名の結果 (図11-3) は、Yoshinaga-Itano (2000) の米国コロラド州の報告を参照しても、大きく矛盾しない結果と思われた。また、齋藤 (1988) による調査が行われた1980年代と現在の状況を比較すると、当時は0歳児に対する補聴器フィッティングはまだ模索期にあり、質問紙上の装用効果も明確ではなかったとみられる。この報告と比べると、本研究では対象乳幼児に対して妥当性の高い増幅特性の処方・検証がなされており、適切なフィッティングの過程を経ることが早期の聴能発達を促進しうることを明らかにした点において意義がみとめられる。本研究において0歳6ヵ月前から増幅を与えることが、前言語期からの養育者との音声コミュニケーションの発達に貢献しうることが示された点は重要な知見といえよう。今後、乳児における補聴下の音声情報 (声質・韻律・音韻) の知覚と共感・情動的コミュニケーションをベースとした発達の質的变化とその関連について検討も必要と思われる。

このような乳幼児を対象とした補聴下のきこえの発達評価・確認のためのツールの開発と適用は、海外においても、対象児の聴性行動の発達質問紙である Littlears、養育者への問診によって評価する PEACH など、実際に評価ツールとして利用する取り組みが始められたところである (Bagatto et al., 2011 ; Moodie et al., 2011)。各評価ツールにはそれぞれの特徴があり、例えば IT-MAIS や Littlears は同一項目における定量的変化を継時的に評価する手続きをとるため、到達得点の量的変化をとらえることはできるが、その時点における乳幼児の発達の段階や次なる発達課題を予測しがたいという難点がある。また田中・進藤式の聴覚発達リスト (田中・小林ら, 1978) は、健聴乳幼児の BOA による聴性行動の詳細を月齢別に示しているが、運動・知覚・認知面と協応的に発達する聴能的側面を十分に汲んだ項目構成とはいえない。EASD 質問紙を含め、0 歳児からの評価ツールの開発と適用はまだ試行的段階というべきであろうが、本質問紙は乳幼児期のきこえの発達段階を想定した点、さらに聴能・音声能の発達に着目した点に特徴がある。現在、聴覚医学的諸検査と VRA のクロスチェックによって、より正確に閾値情報を把握できるようになった状況を考えると、音に対する反射・反応面といった音の検出 (detection) に関する行動的評価を行うよりも、例えば本研究で用いた EASD 質問紙のように、聴能・音声能の発達の観点を組み入れた評価を行うことの重要性は増すと思われる。すなわち、従来の聴覚ハビリテーションをベースとしながらも、まず適切な補聴を重点的に施して増幅効果の検証を行った上で、前言語期から日常生活における音の認知能と対人場面での音声コミュニケーション能力の発達の变化をみながら、養育者への助言を含めて、聴覚補償および聴能教育プログラムの立案と実施に役立てていく方向へのシフトが必要と思われる。

0 歳代から補聴下のきこえの継時的発達を追跡する目的は、補聴器装用による発達の効果の評価のみにとどまらない。乳幼児期に、人工内耳への移行が検討される場合や、他障害が顕在化してくる場合もありうる。また、教育の方法や場の選択も必要となることも関係する。聴覚障害乳幼児の養育者と専門家が協働的に方針を選択していくためには、従来の医療／教育・療育による聴覚ハビリテーションの流れに、継時的な聴能発達に関する評価データの活用を加える必要がある。今後、多くの症例の臨床的知見の集積が求められるところであり、このような評価ツールの妥当性・信頼性の検討、さらに発達の変容に関する質的分析も含めた上での精錬が必要と思われる。

第3節 本研究の結論

本研究は聴覚障害乳幼児に対する早期補聴を主題として、妥当性のある補聴器特性検証法の開発と臨床適用について実証的に検討したものである。本研究が得た主たる知見は、以下の3点にまとめられる。

- 1) 行動観察的聴力測定法である VRA の適用によって、0 歳後半の月齢期（月齢 7 ヶ月以降）において、聴覚障害乳幼児の左右耳別の気導聴力、良側の骨導聴力を周波数別に測定できることが明らかとなった。インサートイヤホンの使用は、オーディオメータからの 100dB 以上の高出力音の提示、従来の COR の音場測定に伴う誤差の解消、実耳特性への対応において利点がみとめられ、聴覚障害乳幼児における純音聴力測定の正確度を大きく高めた。また骨導 VRA によって、良側骨導聴力を測定することにより気骨導差を推定することも可能であった。VRA と他覚的諸検査とのクロスチェックの結果は概ね整合しており、VRA による純音聴力測定から妥当性の高い結果が得られることが示された。
- 2) 補聴器の増幅特性を検証するための方法として、2cc SPL フィットティングを考案した。本手法は、インサートイヤホン装着下の VRA から得られた EDT を 2cc SPL に変換する手順を踏む。本手法は、従来の COR による補聴器装用閾値の評価では困難であった、ノンリニア補聴器の閾値上の圧縮増幅特性を把握できること、さらに RECD 算入を行わずとも乳幼児の実耳特性に対応しうることを「デンベルの輪」の検証から実証的に示した。このことから、2cc SPL フィットティングは、聴覚障害乳幼児に対してより適切に閾値上の増幅を与えうる方法であることが明らかとなった。
- 3) 補聴下のきこえの発達評価・確認のために、2cc SPL フィットティングを適用した乳幼児に対して EASD 質問紙による継時的評価を試みた。0 歳からの補聴器装用後の前言語期・言語期初期における聴性・音声行動発達の様相が発達曲線として描出され、これまで明らかではなかった早期補聴による聴能発達面への効果が示された。

以上の3点のように、本研究では、聴覚障害乳幼児のための体系化された補聴器フィ

ッティング手順を構築し、この手法がより正確な純音聴力閾値と実耳特性に基づいた上で、閾値上の音声可聴性を確保させるための補聴器特性評価法として妥当であることを明らかにした。本手法は、インサートイヤホン装着による各耳の EDT を 2cc カプラ内音圧レベルに変換し、同カプラ内の補聴器出力レベルと直接比較を行う点に特徴があり、従来の COR に基づく補聴手順の精度の粗さを大きく改善した点に有用性がみとめられる。

本手法は、新生児聴覚スクリーニングにより発見された聴覚障害乳幼児に対して 0 歳後半の月齢から適用可能であること、さらに EASD 質問紙によって前言語期・言語期初期段階での聴能発達面の確証を得たことから、聴覚障害乳幼児における補聴器の増幅特性検証法として臨床的意義を有すると結論づけられる。

第4節 本研究の提言と課題

1. 本研究の提言

続いて本研究が得た知見から、新生児聴覚スクリーニング後の精査によって両側難聴と診断された乳幼児に対する補聴への提言を記す。以下に、感音難聴の聴覚障害乳幼児を想定して、2cc SPL フィッティングを施す場合の推奨手順に関わる基本的事項をまとめた。各部品のパフォーマンス、防水性、安全性（電池の誤飲防止など）、補聴援助システムへの拡張性（外部入力端子など）に関する事項（AAA, 2013）は本論で検討されていないため、ここでは述べないこととする。

- 1) 0歳6ヵ月前から補聴器装用開始するにあたって、初期には他覚的諸検査とBOAによる推定聴力に基づいた特性処方を行う。補聴器の形状選択は耳かけ形補聴器の両耳装用が推奨される。器種選択においては、利得・最大出力音圧レベルともに調整バンド数が多く、圧縮比が可変で調整幅が広く、高性能のハウリング抑制機能を持つ補聴器が望ましい。乳児への特性処方においては、ハウリングが生じやすいこと、また過大出力を避けることに留意すべきである。これらの留意点と音声可聴性の確保を両立させるため、中・低音域の可聴性を確実に確保するよう考慮した利得設定を行う一方で、ノンリニア増幅の圧縮比を高めて最大出力音圧レベルを弱め、高音域の利得を低めた特性処方を行い、適宜、出力を上げる再調整を加えていく手順が考えられる。また良質なイヤモールドが求められるため、外耳道の成長に合わせて適宜、イヤモールドの作り直しを行うことが必要である。
- 2) 早期からより正確な聴力データを得ることは、適切な補聴器適合を施す上で重要である。0歳後半の月齢期において、インサートイヤホン装着下のVRAを重点的に繰り返し実施することが推奨される。インサートイヤホンにはイヤモールド（耳かけ形補聴器用）を結合して用いることが望ましい。イヤモールドと結合することによって、各耳の実耳特性を反映したEDTが得られるからである。なお、乳幼児から得られるEDTは、聴力レベル（dBHL）に整合しない点に留意すべきである。対象児から周波数別の気導オーディオグラムを左右耳別に得られたならば、再測定を行いながらオーディオグラムの再現性を確認し、合わせて骨導VRAによつ

て良側骨導値も測定しておく。得られたオーディオグラムの信頼性について、伝音系の所見、ABR、ASSR などの他覚的な誘発反応検査、OAE 検査、画像検査、難聴遺伝子検査、先天性サイトメガロウイルス感染検査の結果とのクロスチェックからも検討する。

- 3) 実耳特性に対応した補聴器の特性処方・検証のための一手法として 2cc SPL フィットिंगがあり、VRA の条件付けが可能となった時点で、乳児に対してより適切な補聴を施すことができる。インサートイヤホン装着下の VRA から得られた気導の反応閾値に CDD を加算して 2cc SPL に変換し、これを補聴器のカプラ内出力レベルと比較する。この手順を用いることによって、純音を入力音源にした利得／周波数特性、最大出力音圧レベル、ノンリニア増幅の圧縮比の設定の適否が、閾値上の可聴域との関連から正確に把握できる。0 歳代では VRA による聴覚閾値の変換、補聴器の装用試行的手順を踏みながら、徐々に最大出力音圧レベルと高音域の出力レベルを上げていく再調整（必要があれば器種の再選択）を施すが、言語期に入る満 1 歳前までに、補聴器の特性をほぼ適合させた状況まで整えておく（あるいは、利得不足などの特性上の問題の有無を具体的数値として明らかにしておく）ことが望ましい。なお、補聴器装用下の反応閾値測定は最小可聴値を知るための評価法として簡便ではあるが、測定上の精度が粗く、圧縮比を把握できないため検査結果の解釈を誤る可能性があるため注意を要する。また、2cc SPL フィットिंगにおいては RECD の算入なしに一連の手順が成立するため、RECD 測定は補助的な測定項目と位置づけられ、その測定は必須ではない。
- 4) 0 歳からの補聴下の聴性・音声行動発達について、家庭および施設内の指導場面の行動観察と合わせて、前言語期・言語期初期のきこえの発達に関する評価ツール（EASD 質問紙など）を利用して、継続的な発達的变化を記録しておく必要がある。特に、前言語期においては乳児の情動的コミュニケーション、他感覚や運動機能との協力的発達、受容・表出、認知機能の発達的变化の状況に着目し、補聴器装用が聴能発達上の効果を生み出し続けていることの確証を得ておく。なお対象児によっては、発達障害などの他障害が顕在化した場合の対応、人工内耳への移行の選択、教育の場の選択・見直しなどが必要となる場合もあり、多面的な情報収集の下で、聴能および音声コミュニケーション発達を注意深く観察・解釈しながら、聴覚ハビリテーションを展開することが求められる。

2. 本研究の課題

本研究が構築した聴覚障害乳幼児に対する補聴器フィッティング手順は、早期の聴覚ハビリテーションにおいて一定の妥当性と実用性をもつことが明らかとなったが、その一方で、今後、検討を行うべき何点かの課題を有する。わが国においては、乳幼児・幼児のオーディオロジーを担いうる専門的人材が稀少であるという基本的問題はあるが、特にフィッティングに関わる内容に絞って、重要と思われる課題を以下に述べる。

- 1) 補聴器の装用は0歳6ヵ月前の月齢に開始されるが、0歳6ヵ月前はVRAによる純音聴力測定が困難であり、BOAによる定性的な行動観察にとどまる。つまり、初回の補聴器特性処方において必要となる聴力データは、他覚的検査とBOAのみに限られてしまっており、十分な信頼性を欠く状況にある。また本研究では、VRA困難例や重複障害症例におけるVRAの条件付けについて十分な検討がなされておらず、今後、これらの乳幼児に対する信頼性の高い純音聴力測定法の開発と臨床的検討が必要である。
- 2) 現時点での2cc SPLフィッティングは、純音を入力音源とした場合の利得/周波数特性、最大出力音圧レベル、圧縮比という基本的な増幅特性の設定にとどまるもので、デジタル補聴器の特性測定に用いる入力音源に関する検討がなされていない点も課題である。本研究では補聴器の特性測定に純音（タイプI信号）を用いた。Frye（2002）は、デジタル補聴器がノイズリダクションや適応型指向性の機能など、音声に対して特異的に増幅を働かせる機能を持ち始めたことから、長時間音声スペクトルの平均的な周波数減衰特性をもつノイズ音源や実音声（タイプII信号）による特性測定法の必要性を述べている。現時点の2cc SPLフィッティング法では、閾値上に増幅された純音信号の可聴性を正しく評価することはできるが、複合音信号である音声の可聴性に対しては直接的な評価は行えていない。

AAA（2013）のガイドラインのように、デジタル補聴器の諸機能に対する測定が組み込まれていない点も課題である。ただし、複合音入力時の出力レベルは実効（RMS）レベルで測定されるため、純音により測定された聴覚閾値との同一デシベル尺度上の比較ができなくなってしまうという問題がある。この課題への対応を含め、乳幼児の実生活における行動様式をとらえた上での、様々な音響環境

下における実音声入力時の増幅特性を反映する測定法の導入のためのさらなる研究が必要である。

- 3) わが国の現状では、聴覚障害乳幼児の補聴器フィッティングの質は、補聴担当者の個人的技量に負うところが大きい。早期補聴の適否は、前言語期さらには言語期以降の発達を大きく左右しうる大きな要因である。このようなフィッティングの責任を一定の専門職員の個人的技量に負わせることは、聴覚ハビリテーションのリスク管理上、必ずしも望ましいこととは言いがたい。また人工内耳装用や教育の方法や場の選択といった重大な判断が乳幼児期になされる現状を考えれば、純音聴力測定の進行状況、補聴効果の検証、補聴下のきこえの発達の評価・確証を組織的にモニターしながら、養育者と専門家が協働的に聴覚補償およびハビリテーションの方針選択を行いうる支援プログラム体制の構築が必要と思われる。

引用文献

安達のどか (2012) ABR と COR の関係. 加我君孝 (編), 新生児・幼小児の耳音響放射と ABR. 診断と治療社, 73-78.

青木記美恵・小林潔子 (1987) 追跡調査による COR audiometry と play audiometry の比較検討. *Audiology Japan*, 30, 296-300.

青柳優 (2009) 聴性定常反応の臨床応用. *耳鼻咽喉科展望*, 52, 426-439.

青柳優 (2012) 聴性定常反応. *日本耳鼻咽喉科学会会報*, 115, 178-191.

American Academy of Audiology (2003) Pediatric Amplification Protocol. <http://www.audiology.org/resources/documentlibrary/Documents/pedamp.pdf> (Retrieved April 16, 2012)

American Academy of Audiology (2013) American Academy of Audiology Practical Guidelines : Pediatric Amplification <http://iranaudiology.ir/fa/images/stories/Guidelines/guideline%20%20%20aaa%20pediatric%20amplification> (Retrieved October 14, 2014)

American Speech-Language-Hearing Association (1993) Guidelines for the audiologic assessment of children from birth through 36 months of age. *ASHA*, 33 (suppl.5), 37-43.

American Speech-Language-Hearing Association (2004) Guidelines for the audiologic assessment of children from birth to 5 years of age. <http://www.asha.org/policy/GL2004-00002.htm> (Retrieved January 24, 2011)

Anderson K. (2007) Early Listening Function (ELF) : Discovery tool for parents and caregivers of infants and toddlers. Oticon.

阿瀬雄治・原晃・草刈潤 (1989) 伝音難聴の骨伝導聴性反応 (骨導 ABR). *Audiology Japan*, 32, 784-798.

Bagatto M.P., Scollie S.D., Seewald R.C., Moodie K.S. & Hoover B.M. (2002) Real-ear-to-Coupler Difference predictions as a unction of age for two coupling

procedures. *Journal of American Academy of Audiology*, 13, 407-415.

Bagatto M., Moodie S., Scollie S., Seewald R., Moodie S., Pumford J., & Rachel Liu K.P. (2005) Clinical protocols for hearing instrument fitting in the Desired Sensation Level Method. *Trends in Amplification*, 9, 199-226.

Bagatto M.P., Seewald R.C., Scollie S.D. & Tharpe A.M. (2006) Evaluation of a probe-tube insertion technique for measuring the real-ear-to-coupler difference (RECD) in Young Infants. *Journal of American Academy of Audiology*, 17, 573-581.

Bagatto M.P., Moodie S.T., Malandrino A.C., Richert F.M., Clench D.A. & Scollie S.D. (2011) The University of Western Ontario pediatric audiological monitoring protocol (UWO PedAMP). *Trends in Amplification*, 15, 57-76.

Bagatto M.P., Moodie S.T., Seewald R.C., Bartlett D.J. & Scollie S.D. (2011) A critical review of audiological outcome measures for infants and children *Trends in Amplification*, 15, 23-33.

Bagatto M. & Scollie S. (2011) Current approach to the fitting of amplification to infants and young children. In Seewald R. & Tharpe A.M. (Ed.), *Comprehensive handbook of pediatric audiology*. Plural Publishing, San Diego, 527-552.

Ballad W.J., Clemis, J.D. & Killion M.C. (1986) Clinical use of an insert earphone. *Annals Otology, Rhinology and Laryngology*, 95, 520-524.

Barlow N.L.N., Auslander M.C., Rines D. & Stelmachowicz P.G. (1988) Probe-tube microphone measures in hearing-impaired children and adults. *Ear and Hearing*, 9, 243-247.

Bess F.H. (1982) Review of Polled Research Priorities. In Studebaker G.A. & Bess F.H. (Eds.), *The Vanderbilt Hearing Aid Report*. 中西靖子邦訳 (1986) 聴覚障害者のための補聴：研究の優先順位. 補聴器適合の基礎, 医学書院, 197-201.

Bingham K., Jenstad L.M. & Shahnaz N. (2009) Longitudinal changes in ear-ear to coupler difference measurements in infants. *Journal of the American*

Academy of Audiology, 20, 558-568.

British Society of Audiology (2014) Recommended procedure, Visual Reinforcement Audiometry.

http://www.thebsa.org.uk/wp-content/uploads/2014/04/BSA_VRA_24June2014_Final.pdf (Retrieved August 9, 2014).

Byrne D. & Dillon H. (1986) The National Acoustic Laboratories'(NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of hearing aid. *Ear and Hearing*, 7, 257-265.

Byrne D., Parkinson A. & Newall A. (1990) Hearing aid gain and frequency response requirements for the severely/profoundly hearing impaired. *Ear and Hearing*, 11, 40-49.

Byrne D., Dillon H., Ching T., Katsch R. & Keidser G. (2001) NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: Characteristics and comparisons with other procedures. *Journal of American academy of audiology*, 12, 37-51.

Centers for Disease Control and Prevention. (2010) Just in time for families: Early Hearing Detection and Intervention (EHDI).

<http://www.cdc.gov/ncbddd/hearingloss/freematerials/Just-in-Time-for-Families.pdf> (Retrieved March 31, 2015).

Ching T.Y. & Hill M. (2007) The Parents' Evaluation of Aural / oral Performance of Children (PEACH) scale: normative data. *Journal of the American Academy of Audiology*, 18, 220-235.

Ching, T.Y., Hill M. & Dillon H. (2008) Effects of variations in hearing-aid frequency response on real-life functional performance of children with severe or profound hearing loss. *International Journal of Audiology*, 47, 461-475.

Clark J.L. & Roeser R.J. (1988) Three studies comparing performance of the ER-3A tubephone with the TDH-50P earphones. *Ear and Hearing*, 9, 268-274.

- Day J., Bamford J., Parry G., Shepherd M. & Quigley A. (2000) Evidence on the efficacy of insert earphone and sound field VRA with young infants. *British Journal of Audiology*, 34, 329-334.
- Diefendorf A.O. (2002) Detection and assessment of hearing loss in infants and children. In Katz J. (Ed.). *Handbook of clinical audiology* (5th Ed). Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, 469-480.
- Dillon H. (1999) NAL -NL1: A new procedure for fitting non-linear hearing aids. *The Hearing Journal*, 52, 10-16.
- Dillon H. (2000) Fitting wide dynamic range of speech into a narrow dynamic range of hearing. In Seewald R.C. (Ed.) *A sound foundation through early amplification*, Phonak A.G., Switzerland, 65-76.
- Duffy L.A. & Frank K. (2008) Managing infants and young children with auditory neuropathy. In Madell J.R. & Flexer C. (Eds.) *Pediatric audiology*. Thieme Medical Publishers, New York, 299-303
- Feigin J.A., Kopun J.G., Stelmachowicz P.G. & Gorga M.P. (1989) Probe-tube microphone measures of ear-canal sound pressure levels in infants and children. *Ear and Hearing*, 10, 254-258.
- Frank T. & Richards W.D. (1991) Hearing aid coupler output level variability and coupler correction levels for insert earphones. *Ear and Hearing*, 12, 221-227.
- Frank T. & Williams D.L. (1993) Effects of background noise on earphone thresholds. *Journal of American Academy of Audiology*, 4, 201-212.
- Frye G.J. (2002) Electroacoustic testing of hearing aids and standards. In Valente M. (Ed.) *Hearing aids : Standards, Options and Limitations* (2nd Ed). Thieme Medical Publishers, New York, 1-63.
- 福田章一郎 (2005) 乳幼児の補聴器とそのフィッティング. 加我君孝 (編), 新生児聴覚スクリーニング 早期発見・早期教育のすべて. 金原出版. 50-54.
- 福田章一郎・問田直美・福島邦博・片岡裕子・西崎和則 (2005) 新生児聴覚スクリーニングで難聴が疑われた乳児の聴覚評価. *Audiology Japan*, 48, 135-141.

- 福田章一郎・問田直美・福島邦博・片岡裕子・西崎和則 (2007) 新生児聴覚スクリーニングで発見された聴覚障害児の小学校就学時点での評価. *Audiology Japan*, 50, 254-260.
- 福元儀智・杉原三郎・友森操・竹内裕美 (2001) インサートイヤホン・SPLメータによるMCLを指標とした補聴器フィッティング. *Audiology Japan* 44, 95-100.
- 現代思想編集部 (編) (2000) ろう文化, 青土社.
- Gravel J.S. (2000) Audiologic assessment for the fitting of hearing instruments : Big challenges from tiny ears. In Seewald R.C. (Ed.) *A sound foundation through early amplification*, Phonak A.G., Switzerland, 33-46.
- Gravel J.S. (2002) Potential pitfalls in the audiological assessment of infants and Young Children. In Seewald R.C. & Gravel J.S. (Eds.) *A sound foundation through early amplification 2001*, Phonak A.G., Switzerland, 85-101.
- Greenberg D.B., Wilson W.R., Moore J.M. & Thompson G. (1978) Visual reinforcement audiometry (VRA) with young Down's syndrome children. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 43, 448-458.
- 萩原超子・松平登志正・佐野肇・鈴木恵子・原由紀・岡本朗子・三田晃久・岡本牧人 (2003) 補聴器の実耳測定法に関する基礎的検討 -実耳カプラ差法の精度について-. *Audiology Japan*, 46, 227-234.
- Hawkins D., Montgomery A., Prosek R. & Walden B. (1987) Examination of two issues concerning functional gain measurements. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 52, 56-63.
- Humes L. & Kirn E. (1990) The reliability of functional gain. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 55, 193-197.
- 廣田栄子・工藤多賀・北義子・田中美郷 (1995) 難聴乳幼児に対する補聴器フィッティング. *JOHNS*, 9, 1336-1343.
- 廣田栄子 (1996) 難聴乳幼児への補聴器フィッティングと評価. 小寺一興 (編), 補聴器の選択と評価. メジカルビュー社, 112-121.

- 廣田栄子 (2013) 乳幼児難聴の聴覚医学的問題 「早期診断と早期療育における問題点」. *Audiology Japan*, 56, 199-211.
- 廣田栄子 (2014) 就学前教育：乳幼児期の補聴器フィッティングと早期療育. 加我君孝 (編), 新生児・幼小児の難聴. 診断と治療社. 92-97.
- Hulecki L. (2011) Behavioral bone-conduction thresholds for infants with normal hearing. *Journal of the American Academy of Audiology*, 22, 81-92.
- Hulecki L. (2009) Behavioral bone-conduction responses of infants 7-30 months of age to warbled stimuli. University of Calgary, Masters thesis, 1-125. http://elk.library.ubc.ca/bitstream/handle/2429/21720/ubc_2010_spring_hulecki_lauren.PDF (Retrieved April 13, 2013)
- ISO 389-2 (1994) Acoustics - Reference zero for the calibration of audiometric equipment, Part 2 : Reference equivalent threshold Sound pressure levels for pure tones and insert earphones.
- Jiang T. (1998) Important Revision of ANSI S3.6..1989 : ANSI S3.6..1996 American National Standard Specification for Audiometers. *Journal of Speech-Language Pathology and Audiology*, 22, 5-9.
- Johnson C., Benson P. & Seaton J. (1997) Early auditory skill development for special populations. In Johnson C., Benson P. & Seaton J. (Eds.) *Educational audiology handbook*. Singular publishing. San Diego, 425-426.
- Joint Commission on Infant Hearing (2007) Year 2007 position statement: Principals and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *Pediatrics*, 120, 898-921.
- 加我君孝・田中美郷 (1978) 乳幼児の聴性脳幹反応と行動観察による聴力検査からみた発達的变化. *脳と発達*, 10, 284-290.
- 加我君孝 (2005a) スクリーニングの目的および歴史. 加我君孝 (編), 新生児聴覚スクリーニング 早期発見・早期教育のすべて. 金原出版. 50-54.
- 加我君孝 (2005b) バランスと運動発達. 加我君孝 (編), 新生児聴覚スクリーニング 早期発見・早期教育のすべて. 金原出版. 166-171.

- 加我君孝 (2011) Auditory Nerve Disease あるいは Auditory Neuropathy -1996年, DPOAE, 蝸電図, ABR の組み合わせた検査で発見された聴覚障害-. 日本耳鼻咽喉科学会会報, 114, 520-523.
- 加我君孝 (2012) 早期発見の歴史的発展. 加我君孝 (編), 新生児・幼小児の耳音響放射と ABR. 診断と治療社, 2-5.
- 加我君孝・新正由紀子・関口香代子・内山勉・坂田英明 (2013) 新生児聴覚スクリーニング. 日本マス・スクリーニング学会誌, 23, 25-38.
- 感覚器障害戦略研究 (主任研究者: 福島邦博) (2012) 聴覚障害児の療育等により言語能力等の発達を確保する手法の研究聴覚障害児の日本語言語発達のために - ALADJIN のすすめ-. テクノエイド協会.
- Killion M. (1984) New insert earphones for audiometry, *Hearing Instruments* 35 (July), 28,46.
- Killion, M.C., Wilber L.A. & Gudmundsen G.I. (1985) Insert earphones for more interaural attenuation. *Hearing Instruments* 36, 34-36.
- 子ども家庭総合研究事業 (主任研究者: 三科潤) (1999) 新生児期の効果的な聴覚スクリーニング方法と療育体制に関する研究. 平成 10 年度厚生科学研究報告書.
- 古賀慶次郎・福田秀徳・大和田健次郎 (2000) 幼小児音場聴力検査装置を用いた補聴レベルの評価方法の検討. *Audiology Japan*, 43, 353-354.
- Kuhn-Inacker H, Weichbold V., Tsiakpini L. & D`Haese, P. (2003) LittleEars Auditory Questionnaire. MED-EL.
- Kuk F. & Ludvigsen C. (2003) Reconsidering the concept of the aided threshold for nonlinear hearing aids. *Trends in Amplification*, 7, 77-97.
- Kruger B. (1987) An update on the external ear resonance in infants and young children. *Ear and Hearing*, 8, 333- 336.
- Liden G. & Kankkunen A. (1969) Visual reinforcement audiometry. *Acta Oto-laryngologica*, 67, 281-292.

- Lutterman D. (2004) Counseling families of children with hearing loss and Special needs. *The Volta review*, 104, 215-220.
- MacCandles, G.A. (1982) In-the-ear canal acoustic measures. In Studebaker G.A. & Bess F.H. (Eds.), *The Vanderbilt Hearing Aid Report*. 中西靖子邦訳 (1986) 外耳道内音響測定. 補聴器適合の基礎, 医学書院, 145-149.
- Madell J.R. & Flexer C. (2008) Hearing test protocol for children. In Madell J.R. & Flexer C. (Eds.) *Pediatric audiology*. Thieme Medical Publishers, New York, 45-53.
- 松平登志正 (2009) JIS オーディオメータの改正について. *Audiology Japan*, 52, 39-46.
- Moodie K.S., Seewald R.C. & Sinclair S.T. (1994) Procedure for predicting real-ear hearing aid performance in young children. *American Journal of Audiology*, 3, 23-31.
- Moodie K.S., Sinclair S.T., Fisk T. & Seewald R.C. (2000) Individualizing hearing instrument fitting for infants. In Seewald R.C. (Ed.) *A sound foundation through early amplification*, Phonak A.G., Switzerland, 213-217.
- Moodie S.T., Bagatto M.P., Miller L.T., Kothari A., Seewald R. & Scollie S.D. (2011) An integrated knowledge translation experience: Use of the network of pediatric audiologists of Canada to facilitate the development of the University of Western Ontario Pediatric Audiological Monitoring Protocol (UWO PedAMP v1.0). *Trends in Amplification*, 15, 34-56.
- Moore, B.C.J. (1989) *An introduction to the psychology of hearing* (3rd Ed). 大串健吾監訳 (1994). 聴覚心理学概論. 誠信書房, 81-86.
- Moore J.M., Thompson G. & Thompson M. (1975) Auditory localization of infants as a function of reinforcement conditions. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 40, 29-34.
- Moore J.M., Wilson W.R. & Thompson G. (1977) Visual reinforcement of head-turn response in infants under 12 months of age. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 42, 328-334.

- 森田訓子・伊藤茂彦（2004） 挿入形イヤホンを用いた乳幼児聴力検査の試み.
Audiology Japan, 47, 593-594.
- Muir D.W., Clifton R.K. & Clarkson M.G. (1989) The development of a human auditory localization response: a U-shaped function. Canadian Journal of Psychology. 43, 199-216.
- Mueller H.G. & Hornsby B. (2002) Selection, verification, and validation of maximum output. In Valent M (ed), Strategies for selecting and verifying hearing aid fittings (2nd Ed). Thieme Medical Publishers, New York, 23-65.
- Munro K.J. & Davis J. (2003) Deriving the real-ear SPL of audiometric data using the “coupler to dial difference” and the “real ear to coupler difference.” Ear and Hearing, 24, 100-110.
- Munro K.J. & Toal S. (2005) Measuring the real-ear to coupler difference transfer function with an insert earphone and a hearing instrument: are they the same? Ear and Hearing, 26, 27-34.
- Munro K.J. & Buttfield L.M. (2005) Comparison of real-ear to coupler difference values in the right and left ear of adults using three earmold configurations. Ear and Hearing, 26, 290-298.
- 長井今日子・中島恭子・小原透・宮下真理子（2008） 小児難聴と補聴器. JOHNS. 24, 1345-1353.
- 内藤泰（1997） 画像診断と機能検査 -内耳奇形-. 日本耳鼻咽喉科学会会報 100, 714-717.
- 中市真理子・廣田栄子・綿貫敬介・成沢良幸（2014） 乳幼児期の難聴児における補聴器機能と装用状況に関する検討. Audiology Japan, 57, 209-215.
- 中村公枝（2007） 乳幼児期の聴覚活用と言語習得. 音声言語医学, 48, 254-262.
- 中澤操・高橋辰・佐藤輝幸・石川和夫（2007） 新生児聴覚スクリーニング後の精密検査と聴覚言語発達リスト到達度との関連性の検討. Audiology Japan, 50, 113-121.
- 日本産婦人科医会（2014） 新生児聴覚検査の実態調査報告, 第 77 回日本産婦人科医

会記者懇談会配付資料.

日本聴覚医学会 福祉医療委員会 (2010) 補聴器適合検査の指針について. *Audiology Japan*, 53, 708-726.

日本聴覚医学会 難聴対策委員会 (2014) 難聴 (聴覚障害) の程度分類について. *Audiology Japan*, 57, 258-263.

日本聴覚医学会 用語委員会 (2011) 日本聴覚医学会用語集. *Audiology Japan*, 55, 698-738.

日本耳鼻咽喉科学会 JIS 改訂委員会 (1986) オーディオメータ用気導受話器の基準の最小可聴値に関する調査結果. *Audiology Japan* 29, 61-62.

日本耳鼻咽喉科学会 福祉医療・乳幼児委員会 (2010) 平成 19 年度「小児人工内耳実態調査」に関する報告 平成 17-18 年 2 年間のまとめ. *日本耳鼻咽喉科学会会報* 113, 502-508.

日本耳鼻咽喉科学会 福祉医療・乳幼児委員会 (2010) 平成 21 年度「新生児聴覚スクリーニング後の精密聴力検査機関の実態調査」に関する報告. *日本耳鼻咽喉科学会会報* 113, 509-512.

日本耳鼻咽喉科学会 福祉医療・乳幼児委員会 (2014) 小児人工内耳適応基準 (2014). http://www.jibika.or.jp/members/iinkaikara/artificial_inner_ear.html (Retrieved November 19, 2014).

日本工業規格 (2000) JIS C5512, 補聴器.

日本工業規格 (2000) JIS T1201-1, オーディオメータ第 1 部: 純音オーディオメータ.

日本工業規格 (2005a) JIS C1509-1, 電気音響-サウンドレベルメータ (騒音計) - 第 1 部: 仕様.

日本工業規格 (2005b) JIS C1509-2, 電気音響-サウンドレベルメータ (騒音計) - 第 2 部: 型式評価試験.

日本工業規格 (2011) JIS T1201-1, オーディオメータ第 1 部: 純音オーディオメータ.

- Northern J.L. & Downs M.P. (2002) *Hearing in Children* (5th Ed). Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia.
- Nozza R.J., Henson A. (1999) Unmasked thresholds and minimum masking in infants and adults: separating non-sensory contributions to infant-adult differences in behavioral thresholds. *Ear and Hearing*, 20, 483-496.
- Nozza R.J. (2001) *Developmental Psychoacoustics: Science to Practice*. In Seewald R.C. & Gravel J.S. (Eds.) *A sound foundation through early amplification 2001*, Phonak A.G., Switzerland, 85-101.
- 小川洋 (2009) 先天性サイトメガロウイルス感染と聴覚障害. *日本耳鼻咽喉科学会会報*, 112, 814-817.
- 小川真治(1984) オーディオメーター用気導受話器 AD-05, AD-06 の基準の最小可聴値. *Audiology Japan*, 27, 747~750.
- 荻場芳雄 (1961) 条件詮索反射聴力測定法 (C.O.R.-audiometry) の検討. *日本耳鼻咽喉科学会会報*, 64, 855-870.
- 岡田慎一・姫野まどか・新井峻・小室久美子・阿瀬雄治・高橋邦明・宇佐神正海 (2010) 乳幼児における補聴器装用開始年齢の変化 —茨城県メディカルセンターの 30 年間のデータから—. *Audiology Japan*, 53, 54-61.
- 沖津卓二・粟田口敏一・堀富美子 (1984) 幼小児における ABR 域値と幼児聴力検査域値との関係. *Audiology Japan*, 27, 284-291.
- Olsho L.W., Koch E.G., Carter E.A., Halpin C.F. & Spetner N.B. (1988) Pure-tone sensitivity of human infants. *Journal of Acoustic Society of America*, 84, 1316-1324.
- 大西信治郎 (1985) 骨導 ABR, 聴性脳幹反応 その基礎と臨床. 船坂宗太郎・大西信治郎 (編)・鈴木篤郎監修, *メジカルビュー社*, 222-224.
- 大沼直紀 (1984) 音場測定による試用補聴器の特性処方手順. *Audiology Japan*, 27, 153-158.
- 大沼直紀 (1996) 実耳測定によるフィッティングと評価. 小寺一興 (編), *補聴器の*

選択と評価. メジカルビュー社. 90-98.

大沼直紀 (1999) 教師と親のための補聴器活用ガイド (3版). コレール社.

大沼直紀 (2000) 0歳難聴児に対する最早期聴覚補償の効果. *JOHNS*, 16, 1767-1770.

大沼直紀 (2012) 人工内耳によって「ろう文化」はなくなるのか? 中邑賢龍・福島智 (編), *バリアフリー・コンフリクト 争われる身体と共生のゆくえ*. 東京大学出版会, 51-66.

大和田健次郎 (1984) 補聴器に関する聴力の測定. 大和田健次郎 (編), *補聴器装用マニュアル*. 医学書院, 43-61.

大和田健次郎 (1995) SPL メータによる補聴器のフィッティング. *JOHNS*, 11, 1321-1327.

大和田健次郎 (1996) SPL メータを用いたフィッティングと評価. 小寺一興 (編), *補聴器の選択と評価*. メジカルビュー社. 99-103.

大和田健次郎 (2004) 補聴器のフィッティング (3版). 岩崎学術出版社.

Palmer & Lindley IV (2002) Overview and rationale for prescriptive formulas for linear and nonlinear hearing aids. In Valent M.(Ed.), *Strategies for Selecting and Verifying Hearing Aid Fittings*. Thieme Medical Publishers, New York, 1-22.

Palmer C. & Mormer E.A. (1999) Goals and expectations of the hearing aid fitting. *Trends in Amplification*, 4, 61-71.

Pascoe D.P. (1988) Clinical measurements of the auditory dynamic range and their relation to formulas for hearing aid gain. In Jensen H.J. (Ed) *Hearing aid fitting: Theoretical and practical views*. 13th Danavox Symposium.

Parry G., Hacking C, Bamford J & Day J. (2003) Minimal response levels for visual reinforcement audiometry in infants. *International Journal of Audiology*, 42, 413-417.

Primus M.A. & Thompson G. (1985) Response strength of young children in

- operant audiometry. *Journal of Speech and Hearing Research*, 28, 539-47.
- Revit L.J. (2002) Real-ear measures. In Valent M.(Ed.), *Strategies for selecting and verifying hearing aid fittings* (2nd Ed). Thieme Medical Publishers, New York, 66-124.
- 齋藤佐和 (1988) 聴覚障害乳幼児のきこえとことばの発達に関する一研究. 聴覚障害リハビリテーション研究 -星龍雄教授退官記念論文集-. 129-137.
- 坂田英明 (2005) 骨導 ABR が必要なとき. 加我君孝 (編), *新生児聴覚スクリーニング 早期発見・早期教育のすべて*. 金原出版, 31-36.
- 坂田英明・富澤晃文・大石勉 (2009) サイトメガロウイルス. *周産期医学*, 39, 789-794.
- Schweitzer C.(1997) Development of digital hearing aids. *Trends in amplification*, 2, 41-77.
- Scollie S.D., Seewald R.C., Cornelisse L.E., & Jenstad L.M. (1998) Validity and repeatability of level-independent HL-to-SPL transform. *Ear and Hearing*, 19, 407-413.
- Scollie S. and Seewald R. (2002) Hearing aid fitting and verification procedures for children. *Handbook of clinical audiology* (5th Ed). Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, 687-706.
- Seewald R.C. (1995) The desired sensation level method selecting for hearing aid fitting in infants and children. *Phonak Focus*, 20, 4-18.
- Seewald R.C., Moodie S., Scollie S., & Bagatto M. (2005) The DSL Method for Pediatric Hearing Instrument Fitting: Historical Perspective and Current Issues. *Trends In Amplification*, 9, 145-157.
- 清水弘依・立入哉 (2006) 乳幼児に対する補聴器の形・器種選択の状況と装用上の課題に関する検討. *聴覚言語障害*, 35, 69-77.
- 進藤美津子 (2000) BOA, COR, プレイオージオメトリ. *JOHNS*, 16, 155-159.
- 進藤美津子 (2012) 聴覚行動発達と聴性行動反応検査. 加我君孝 (編), *新生児・幼*

小児の耳音響放射と ABR. 診断と治療社, 73-78.

Sininger Y.S. & Cone-Wesson B. (2002) Threshold prediction using auditory brainstem response and steady-state evoked potentials with infants and young children. In Katz J. (Ed.). Handbook of clinical audiology (5th Ed). Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, 298-322.

白石君男・曾田豊二・加藤寿彦・松田俊一・江浦陽一・江浦重治 (1985) 骨導 ABR の基本的問題と臨床応用について. 耳鼻と臨床, 31, 515-524.

Sklare D.A. and Denenberg L.J. (1987) Interaural attenuation for tubephone insert earphones. Ear and Hearing, 8, 298-300.

Staab W.J. (2000) Hearing aid Selection: An overview. In Sandlin R.E (Ed.). Hearing aid amplification (2nd Ed). Singular Tomson Learning, San Diego, 55-136.

Stredler-Brown, A. & DeConde, J.C. (2003) Functional Auditory Performance Indicators: an integrated approach to auditory development. Marion Downs National Center.

Stelmachowicz P.G., Mace A.L., Kopun J.G. & Carney E. (1993) Long-term and short-term characteristics of speech. implications for hearing aid selection for young children. Journal of Speech and Hearing Research, 36, 609-620.

Stelmachowicz P. & Hoover B. (2009) Hearing instrument fitting and verification for children. In Katz J. (Ed.). Handbook of clinical audiology (6th Ed). Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, 827-845.

Studebaker G.A. (1982) Hearing aid selection: An overview. In Studebaker G.A. & Bess F.H. (Eds.), The Vanderbilt Hearing Aid Report. 中西靖子邦訳 (1986) 補聴器の選択：展望. 補聴器適合の基礎, 医学書院, 123-133.

鈴木篤郎 (1960) 他覚的聴力測定. 日本耳鼻咽喉科学会会報, 63, 2433-2446.

鈴木篤郎 (1997) 幼児難聴 -特にその早期発見. 金原出版.

庄司和史 (2005) 聾学校の教育 -補聴器の活用. 加我君孝 (編), 新生児聴覚スクリ

ーニング 早期発見・早期教育のすべて, 金原出版, 147-151.

庄司和史・四日市章 (2006) 聴覚障害の早期発見に伴う0歳からの補聴器装用への教育的支援. 特殊教育学研究, 44, 127-136.

庄司和史 (2008) 聴覚障害乳幼児の補聴器装用開始時の支援について. 聴覚障害, 63, 19-26.

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, 235-240.

多田裕 (2000) 聴覚障害児の発見と対応 -スクリーニングと健診の戦略の違い-. JOHNS, 24, 1675-1678.

泰地秀信・守本倫子・飯ヶ谷七重・川城信子 (2007) ABR 無反応の乳幼児の COR および ASSR 閾値についての検討. Audiology Japan, 50, 101-106.

武井澄江・荻野美佐子 (1983) 乳幼児の言語理解尺度作成の試み. 東京大学教育学部紀要, 23, 111-120.

武居哲也 (1962) 条件詮索反射聴力測定法 (COR-audiometry) の改良に関する研究. 日本耳鼻咽喉科学会会報, 66, 1366-1382.

工藤・宇佐美真一 (2009) Auditory Steady State Response による小児の聴覚機能評価. 臨床脳波, 51, 523-528.

Talbott C.B. (1987) A longitudinal study comparing responses of hearing-impaired infants to pure tones using visual reinforcement and play audiometry. Ear and Hearing, 8, 175-179.

田中美郷・小林はるよ・進藤美津子・加我君孝 (1978) 乳児の聴覚発達検査とその臨床応用および難聴児早期スクリーニングへの応用. Audiology Japan, 21, 52-73.

田中美郷 (1996) 幼児難聴の聴覚活用とリハビリテーション. 小寺一興 (編), 補聴器の選択と評価. メジカルビュー社, 22-29.

The pediatric working group conference on amplification for young children with auditory deficits (1996) Amplification for infants and children with hearing

loss. American Journal of Audiology, 5, 53-68.

Thompson G. & Weber B.A. (1974) Responses of infants and young children to behavior observation audiometry (BOA). Journal of Speech and Hearing Disorders. 39, 140-147.

十時晃 (1972) 小型イヤホンによる域値と補聴器装用による域値との関係. Audiology Japan, 15, 593-599.

富澤晃文・加藤大典・宮川孝昭・木下眞理・中川永弘 (1999) インサートイヤホンを使用した VRA の有効性の検討. Audiology Japan, 42, 431-432.

富澤晃文・加藤靖佳 (2003) 聴覚障害乳幼児における補聴効果の検証手順について - インサートイヤホンを使用した visual reinforcement audiometry の応用 -. 筑波大学心身障害学研究, 27, 113-122.

富澤晃文 (2004) 聴覚障害児の聴覚補償. 音声言語医学, 45, 230-235.

富澤晃文・木下眞理・富澤文子・加藤大典 (2007) 乳幼児の装用するノンリニア補聴器の利得特性 -2cc カプラ内音圧レベルに換算された反応閾値との関連から -. Audiology Japan, 50, 385-386.

富澤晃文・加藤大典 (2008) 聴覚障害乳幼児におけるノンリニア補聴器の特性評価の一手順 -2 cm³カプラ内音圧レベルへの閾値換算を用いて -. Audiology Japan, 51, 648-655.

富澤晃文・坂田英明 (2011) インサートイヤホンによる SPL フィッティングのためのデシベル換算手順. Audiology Japan, 54, 123-129.

富澤晃文・坂田英明 (2012) 補聴器装用乳児の外耳道容積と RECD 測定について. Audiology Japan, 55, 551-552.

富澤晃文・佐久間嘉子・遠藤まゆみ・坂田英明・加我君孝 (2013) 0歳代から補聴器を装用した乳幼児のきこえの発達 -EASD 質問紙による継時的評価から -. 小児耳鼻咽喉科, 34, 53-60.

富澤晃文・遠藤まゆみ・坂田英明 (2014) VRA による聴覚障害乳幼児の骨導聴力測定. 小児耳鼻咽喉科, 35, 263-269.

- 鳥越けい子 (1997) サウンドスケープ –その思想と実践. 鹿島出版社.
- 宇佐美真一 (2011) 難聴の遺伝子診断. *Audiology Japan*, 54, 44-55.
- Venema T.H. (2006) *Compression for Clinicians*. Cengage learning Inc, Singapore.
中川辰雄邦訳 (2008) 臨床家のためのデジタル補聴器入門. 海文堂.
- 内山勉 (2005) 就学前の聴覚・言語の発達と評価. 加我君孝 (編), 新生児聴覚スクリーニング 早期発見・早期教育のすべて. 金原出版. 66-73.
- 内山勉, 徳光裕子 (2004) 12 ヶ月未満の難聴児の早期療育効果について. *音声言語医学*, 45, 198-205.
- Van Tasell D.J. (1993) Hearing loss, speech and Hearing aids. *Journal of speech and hearing research*, 36, 228-244.
- 鷺尾純一 (1997) 重複障害児の聴力評価と聴覚補償に関する研究. 風間書房.
- Werner L.A., Parrish H.K. & Holmer N.L. (2013) Effects of temporal uncertainty and temporal expectancy on infants' auditory sensitivity. *Journal of acoustic Society of America*, 125, 1040-1049.
- White K. (2008) Newborn hearing screening. In Madell J.R. & Flexer C. (Eds.) *Pediatric audiology*. Thieme Medical Publishers, New York, 3-12.
- Widen J.E. (1993) Adding objectivity to infant behavioral audiometry. *Ear and Hearing*, 14, 49-59.
- Widen J.E., Folsom R.C., Cone-Wesson B., Carty L., Dunnell J.J., Koebshell K., Levi A., Mancl L., Ohlrich B., Trouba S., Gorga M.P., Sininger Y.S., Vohr B.A. & Norton S.J. (2000) Identification of neonatal hearing impairment: Hearing status at 8-12 months corrected age using a visual reinforcement audiometry protocol. *Ear and Hearing*, 21, 471-487.
- Widen J.E. (2011) Behavioral audiometry with infants. In Seewald R. & Tharpe A.M. (Ed.), *Comprehensive handbook of pediatric audiology*. Plural Publishing, San Diego, 483-496.

- Wilber L.A., Kruger B. & Killion M.C. (1988) Reference thresholds for the ER-3A insert earphone. *Journal of the Acoustical Society of America*, 83, 669-676.
- Wilber L.A. (2002) Transducers for audiologic testing. In Katz J. (Ed.), *Handbook of clinical audiology* (5th Ed). Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, 88-95.
- Williams C. (2005) *The Children's Outcome Worksheets (COW)*. Oticon.
- Wright D.C. & Frank T. (1992) Attenuation values for a supra-aural earphone for children and insert earphone for children and adults. *Ear and Hearing*, 13, 454-459.
- 山根仁・小寺一興・山田修 (1978) 骨導音刺激による Brain Stem Response. *耳鼻臨床*, 71, 297-304.
- Yoshinaga-Itano C., Sedey A.L., Coulter D.K., Mehl A.L. (1998) Language of early-and later-identified children with hearing loss. *Pediatrics*, 102, 1161-1171.
- Yoshinaga-Itano C. (2000) Assessment and intervention with preschool children who are Deaf and hard-of-hearing. In Alpiner J.G. & McCarthy P.A. (Eds.), *Rehabilitative audiology* (3rd Ed). Lippincott Williams and Wilkins. Philadelphia, 140-177
- Zimmerman-Phillips S. & Osberger M.J. (1997) Meaningful auditory integration scale (IT-MAIS) for Infants and toddlers. *Advanced Bionics Corp.*

参考論文

本論文は、以下の参考論文を中心に再構成をしてまとめたものである。

- 1) 富澤晃文・加藤靖佳 (2003) 聴覚障害乳幼児における補聴効果の検証手順について -インサートイヤホンを使用した visual reinforcement audiometry の応用-。筑波大学心身障害学研究, 27, 113-122.
- 2) 富澤晃文・遠藤まゆみ・坂田英明 (2014) VRA による聴覚障害乳幼児の骨導聴力推定。小児耳鼻咽喉科, 35, 263-269.
- 3) 富澤晃文・坂田英明 (2011) インサートイヤホンによる SPL フィッティングのためのデシベル換算手順。Audiology Japan, 54, 123-129.
- 4) 富澤晃文・加藤大典 (2008) 聴覚障害乳幼児におけるノンリニア補聴器の特性評価の一手順 -2 cm³カブラ内音圧レベルへの閾値換算を用いて-。Audiology Japan, 51, 648-655.
- 5) 富澤晃文・佐久間嘉子・遠藤まゆみ・坂田英明 (2010) 0歳6ヵ月前に補聴器装用を開始した乳児3例 -補聴器形の選択、VRA 閾値、RECD、きこえの発達評価について-。小児耳鼻咽喉科, 31, 330-337.
- 6) 富澤晃文・佐久間嘉子・遠藤まゆみ・坂田英明・加我君孝 (2013) 0歳代から補聴器を装用した乳幼児のきこえの発達 -EASD 質問紙による継時的評価から-。小児耳鼻咽喉科, 34, 53-60.

図表一覧

第1章

- 図1-1 2タイプのインサートイヤホン
- 図1-2 補聴器の増幅量を検証する方法の分類
- 図1-3 実耳特性の影響による音圧レベルの増加
- 図1-4 インサートイヤホンによる SPL フィッティングの解説
- 図1-5 デシベルの輪
- 図1-6 DSL 法の説明図
- 図1-7 Seewald (1995) による乳幼児・幼児の補聴器適合手順の4段階
- 表1-1 乳幼児に使用される聴覚診断のための検査バッテリー
- 表1-2 COR と VRA の比較
- 表1-3 VRA の先行報告による健聴乳幼児の反応閾値
- 表1-4 インサートイヤホンの特徴
- 表1-5 日本聴覚医学会による補聴器適合検査の指針 (2010)

第2章

- 図2-1 AA-76 へのインサートイヤホンの接続
- 図2-2 AD229e とインサートイヤホン、音響カプラ、騒音計の接続・結合
- 図2-3 インサートイヤホンの較正とレベル直線性の評価までの手順
- 表2-1 使用したオージオメータの基本性能
- 表2-2 インサートイヤホンの出力レベルと較正值の比較
 - [A] インサートイヤホン用にオージオメータ AD229e を較正した場合
- 表2-3 インサートイヤホンの出力レベルと較正值の比較
 - [B-1] 気導受話器用にオージオメータ AD229e を較正した場合
- 表2-4 インサートイヤホンの出力レベルと較正值の比較
 - [B-2] 気導受話器用にオージオメータ AA76 を較正した場合
- 表2-5 インサートイヤホン接続時のダイヤルレベル (最大値と上限値)

第3章

- 図3-1 3A インサートイヤホンを装着した乳幼児
- 図3-2 3A インサートイヤホンとイヤモールドの結合
- 図3-3 インサートイヤホン装着下の VRA の様子
- 図3-4 インサートイヤホンの装着可能率
- 図3-5 得られたオーゾグラム の例
- 図3-6 インサートイヤホン装着下の V R A の測定可能率
- 図3-7 補聴器装用下の VRA の測定可能率
- 表3-1 初回 VRA 検査時における対象児の月齢分布
- 表3-2 AC30 によるインサートイヤホンの出力レベルと較正值の比較

第4章

- 図4-1 平均聴力レベルと VRA 条件付けの成否
- 表4-1 VRA 検査時における対象児の月齢分布
- 表4-2 100dB 未満／以上の聴力群における測定可能率の比較

第5章

- 図5-1 作製した視覚報酬ボックスとインサートイヤホン装着下の VRA の様子
- 図5-2 対象児の定額、座位、独歩の獲得年齢
- 図5-3 VRA の条件付け形成月齢
- 表5-1 対象児の ABR、VRA の反応閾値（左右耳別）と基礎疾患

第6章

- 図6-1 骨導 VRA の様子
- 図6-2 気導／骨導 VRA によるオーゾグラム（症例 A～F）
- 表6-1 対象児の耳科学的諸検査の結果

第7章

- 図7-1 HA-1、HA-2 カプラによる RECD の測定手順
- 図7-2 RECD 測定の様子
- 図7-3 実測された RECD の例 (0歳8ヵ月)
- 図7-4 プローブチューブの挿入方向によるレベル差
- 図7-5 補正後の RECD 重ね書き

第8章

- 図8-1 3A と 5A のインサートイヤホンの特性比較
- 図8-2 HA-1 と HA-2 の 2cc カプラの特性比較
- 図8-3 HA-2 カプラと実耳 (イヤモールド A、B 装着下) の特性比較
- 図8-4 聴覚閾値の音圧レベル (2cc SPL、外耳道 SPL) への換算手順
- 表8-1 イヤモールド A、B 装着下の REDD
- 表8-2 CDD+RECD による和と REDD との差

第9章

- 図9-1 得られた反応閾値の例 (症例 A)
- 図9-2 補聴器の周波数特性図と反応閾値の比較 (症例 A)
- 図9-3 2cc SPL での反応閾値と補聴器 (HA) の出力レベルの関係
- 表9-1 AC30 による 3A インサートイヤホンの CDD 値

第10章

- 図10-1 VRA によって得られた0歳児のオーディオグラム
- 図10-2 RECD の測定例
- 図10-3 2cc SPL 上での反応閾値と補聴器の出力レベルの比較
- 表10-1 対象児の耳科学的諸検査の結果

表 10-2 a EASD 質問紙による補聴下のきこえの発達の評価例 (症例 B)

表 10-2 b EASD 質問紙による補聴下のきこえの発達の評価例 (症例 C)

第 11 章

図 11-1 2cc SPL フィッティングを適用した例 (症例 G)

図 11-2 対象児における運動・言語面の獲得月齢

図 11-3 EASD 質問紙の得点の継時的変化

図 11-4 EASD 各項目の平均到達月齢

表 11-1 対象児のプロフィール

付表 11-1 EASD 質問紙の各項目

第 12 章

表 12-1 本研究において導入された手法

謝辞

本論文は、10 数年にわたる乳幼児オーディオロジーの現場実践から生み出されてきた事柄の集積です。稿を終えるにあたり、たくさん子どもたちとご家族、先生方との出会いに支えられたことに感謝申し上げます。

1997 年に奉職した私立日本聾話学校には、子どもたちの育ちを見守る穏やかな雰囲気とともに、聴覚主導の教育のパイオニア精神が継承されていました。教職員の先生方をはじめ、オーディオロジー部主任の加藤大典先生、卒業生の故中川永弘先生、技術職員の木下眞理先生、山中正子先生に深く感謝いたします。当時、加藤先生が SONY と共同開発を進められた赤外線補聴システムの校内への導入がほぼ一段落し、乳幼児オーディオロジーの開拓が次なる課題となっていました。Morag Clark 先生のご紹介の下、来日下さったお二人の英国のオーディオロジストの先生からは、オーディオロジーと教育が一体となって乳幼児期から強力なバックアップを行うことの重要性を学ばせていただきました。1998 年には Sally Wood 先生から VRA 導入について直接ご指導をいただき、まだ当時の日本にはなかったインサートイヤホンや RECD に関する情報もいただきました。2000 年には Martin Smith 先生から、オーディオロジストが子どもの補聴器フィッティングに対して負う責任について厳しくご指導をいただきました。これらの研修成果は、デジタル補聴器の適用、さらには人工内耳装用児の教育の先導的实践へとつながりました。

元校長の故大嶋功先生は、時折は校舎を草鞋で歩きながら笑顔で子どもたちに声をかけられ、新任教員へは澁刺としたお声でご講義を下さいました。後任の安積力也先生、続く川田殖先生のお二人の校長先生とお話からは、人格形成における対話的コミュニケーションの意義を思索する視点をいただきました。日本聾話学校に在職した 9 年間、諸先生方とともに、乳幼児部から中学部、さらには通常級へインテグレートした子どもたちへの教育に関わったことは恵まれた研鑽経験であり感謝いたします。

この時期は、言語聴覚士の制度化、特別支援教育への移行、全国の教育オーディオロジーの研究会の立ち上げとも重なりました。筑波技術短期大学（現筑波技術大学）、国立特殊教育総合研究所（現国立特別支援教育総合研究所）の現職教員を対象とした講習会での講師経験、新たな教育系の研究会組織の立ち上げに関わって出会った諸先生方とのクリエイティブな活動は、医学会での報告活動と合わせて本研究に勢いを与えてくれました。特に筑波技術大学元学長の大沼直紀先生、愛媛大学の立入哉先生には、諸々にわたりお心をかけていただきましたこと、感謝申し上げます。

2006 年に目白大学の言語聴覚士養成課程に職を移した後、3 年目に学生指導の一環とし

て学内に附属の耳鼻咽喉科・言語聴覚療法のクリニックが開設され、再び臨床に従事することになりました。坂田英明先生・加我君孝先生からは、小児難聴に関わる耳科学医療チームの一員として見識を広め、思考を高めるための数々のご配慮をいただきました。新設の医療機関で、新生児聴覚スクリーニング後の精査・診断、補聴ハビリテーション、両親支援の体制をゼロから築いていく苦労を共にさせていただいた、佐久間嘉子看護師長、遠藤まゆみ臨床検査技師長、村上か乃音楽療法士をはじめ、クリニックおよび難聴ベビールームのスタッフ、言語聴覚学科の先生方に感謝いたします。

筑波大学関係では、加藤靖佳先生からは、研究的視点を持って論文を執筆するきっかけを与えていただきました。また本論文審査の主査をお引き受け下さった廣田栄子先生には、論文の論理性を高めるために不可欠なご助言をいただきました。また副査の佐島毅先生、藤生英行先生、四日市章先生に深謝いたします。

本研究は、医療と教育の双方の場を通してなされたものです。補聴に関する具体的手法の詳細を単なる技術的方法論に陥らないように、その意義を含めて記述するよう心がけました。構築された手法は、わが子の難聴という現実と直面したご両親・ご家族への包括的なオリエンテーションの中で、はじめて意味を成すものと考えます。新しい時代を生きる子どもたちとご家族のよき道の選択に活かすためにも、諸先生方からのご意見・ご批判をいただきたくお願い申し上げます。本博士論文の提出は、職場の上司として御指導下さった齋藤佐和先生の目白大学退官の時期とも重なりました。遅々とした執筆、纏めきれない行程に幾重にもお励ましを下さいましたこと、深謝申し上げます。

2015年 3月 31日

富澤晃文