

Title	聴覚認知における音声分離力の定量化とその高次脳機能増進への応用
Author(s)	Miao, Di
Citation	高知工科大学, 博士論文.
Date of issue	2008-03
URL	http://hdl.handle.net/10173/509
Rights	
Text version	author



Kochi, JAPAN

<http://kutarr.lib.kochi-tech.ac.jp/dspace/>

平成 20 年 3 月修了
博士（工学）学位論文

聴覚認知における音声分離力の定量化
とその高次脳機能増進への応用

**Quantitative Measurement of Voice Separation Ability on Auditory Cognition
and Its Application to Higher Brain Function Enhancement**

高知工科大学大学院 工学研究科
基盤工学専攻（留学生特別コース）

学籍番号 1096409

苗 笛

Di MIAO

論文要旨

① 序論

現在実施されているオーディオメーターによる聴力検査は、センサーとしての耳が機能しているかを検査する手段であって、脳内における聴覚情報の理解能力が反映されていない。人間が、耳から脳に入ってきた音声情報がノーマルなスピードより少し速く流れても、少々ノイズが混合されても、少々聞き逃しても、ある程度は判別・理解することができる。音声信号に対する、このような聴覚適応性は人間の脳内音声信号処理と高次脳の認知能力に関係する。しかし、人間は、上述のそれぞれ音声信号に対して、無条件で常に判別・理解できるわけではない。すなわち、高次聴覚機能に限界がある、という事実が経験上で分かっている。そこで、適切な音声刺激を通して、高次聴覚機能の限界を定量的に計測できれば、脳内関連部位の健康状況をチェックすることが可能になる。現在行われている脳健康診断法の殆どは、診断法として、病気になった後に行うので、予防と早期発見には役に立たない。高次聴覚機能の限界計測に基づく脳健康チェックは、在宅でも便利に行え、機能の低下をチェックすることにより、脳内疾病の早期発見が可能となる。更に、計測した限界値に基づいて、適切な高次聴覚訓練を行うことで、大脳皮質を活発させて、高次脳機能を向上させることができる。

したがって、本論文では、高次聴覚機能の一つとしての音声分離力を目指し、能力限界値の定量的な測定を行っている。音声分離力とは、我々人間が、耳から脳に同時に入ってきた多数の音声信号に対して、

ある程度信号特徴を判別し、別々に識別する能力を指している。例えば、二人が混声合唱する場合、聞き手が二人の音声を別々に聞き、区別できる。このような音声分離力は「脳内音声信号特徴処理」と「判断すること」にかかわり、脳内機能の減退とともに低下するはずと考えられる。よって、本研究では、聴覚認知における音声分離力の定量化法を与え、大量の測定実験により定量化法の妥当性を検証する。また、本定量化法に基づいて、広い年齢帯の被験者の音声分離力を調べることで、音声分離力と年齢との相関性曲線を得た。更に、この相関性の実験結果に基づいて、音声分離力の評価と診断法を開発し、高次脳の機能増進への応用を試みる。なお、NIRSによる脳の血流量を測定することにより、音声分離力と高次脳機能との相関性を示す。

② 音声分離力の測定法と測定実験

高次聴覚認知機能に着目して、音声分離力の定量的な測定方法を提案する。人間は、混雑した音声信号に対して、音声信号の内容をある程度判別・理解することができる。このような高次脳の情報処理能力は音声分離力と呼ぶことにする。音声分離力とは多数の音声成分で混合される音声信号に対する信号内容を別々に分離し、理解する能力である。このような能力の限界値を定量的に測定するのは、多数の音声信号を一定の比率で混合し、人間の認識結果を調べることである。単純化すると、我々は二つの日本語母音音声信号を各々の強さ比で混合し、被験者たちが両方を正確に分離・理解できる混合強さ比の限界値を測定する。五つの母音から20通りの組合せの音声分離強さ比の限界値の平均値を計算し、音声分離力の極限值とする。なお、センサーとしての耳の基本聴力の影響も考慮するために、五つの単一母音音声に

対する相対的な最小可聴強さも測定し，その平均値を耳の聴力極限值とする．このような測定方法を用いて，20代から70代までの男女234人を被験者とする測定実験を行い，音声分離力と年齢との相関性を調べた．測定結果のデータにより，母音に対する耳の聴力は年齢による差異はほとんど見られなかったが，音声分離力は加齢とともに明らかに減退する傾向があった．この事実により，音声分離力の下がる主な原因としては，単純な聴力の低下ではなく，脳の聴覚認知能力の低下の影響を受けていることが示唆された．提案した測定法の有効性をある程度証明した．

③ 信号特徴に基づく音声分離力の定量化計算

上述のような20組の音声分離の限界値は，母音の組合せ次第で大きな相違があった．その理由を考え，混合音声信号に対して，周波数領域の信号特徴を解析し，信号成分の特徴差異の度合を表す相違特徴量という概念を定義し，音声分離力の定量化計算モデルを提案した．そして，このような信号特徴に基づく定量化計算法を用いて，前章の異なる年齢の被験者の音声分離力を厳密に計算した．この計算結果により，年齢とともに音声分離力の定量化値が線形的に減少することを発見した．更に，前章に提案した測定法の有効性を間接的に証明した．具体的に，まず，高速フーリエ変換（FFT）で，混合音声信号を構成する目標成分と背景成分の周波数領域の平均スペクトルを求める．次に，聴覚のマスクング効果のモデルを利用し，背景成分の引き起こす最小可聴閾を計算する．更に，最小可聴閾の上の目標成分を分離し，重みを用いて加算し，二つの音声成分の特徴差異を表す相違特徴量を獲得する．最後，全部の母音組合せの音声分離限界時の相違特徴量の

平均値を計算し，人間の音声分離力を厳密に表せると考えられる．

④ 聴覚認知における音声分離力の評価法

人間は加齢とともに，脳機能が徐々に減退し，脳内の信号処理能力と認知能力が低下する．特に，減退の初期には，自覚症状がなく，症状を発見することは困難である．音声分離力も，聴覚機能に関わる認知能力である事から，加齢の影響を受ける可能性が高いと考えられる．よって，前述の音声分離力の観点から，関連の脳機能減退の早期発見をするために，大量の実験のデータに基づいて，統計手段を用いて，音声分離力の評価基準をつくり，音声分離力の評価方法を提案した．具体的に，前述の計測実験により獲得した音声分離力と年齢との相関性曲線に基づいて，各年齢の男女に対する音声分離力の正常範囲を決定し，基準データベースを作成する．そして，個人の測定結果が音声分離力の評価基準にマッピングし，実際年齢と評価される年齢の差で音声分離力のレベルを表せると考えられる．この評価法で評価実験を行い，正確性と有用性を初歩的に検証した．

⑤ 音声分離力にかかわる脳内表現

音声分離力について，測定方法，信号特徴の定量化計算法，および音声分離力の評価法を述べた．ここから，脳科学の観点から，音声分離力に関する脳内生理状況を調べる．音声分離に関わる大脳皮質の部位や活発程度などを獲得した．具体的に，脳内の情報処理は酸素とエネルギーを消費するために，我々は赤外分光法（NIRS）を用いて，大脳皮質の脳血流の酸素化ヘモグロビン濃度を計測し，濃度の変化量により，脳内情報処理の状況を推定する．混合音声分離時と単一音声聴

取時の被験者の前頭葉と側頭葉の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を解析し、T検定の結果により、音声分離時の側頭葉と高次機能に関連する前頭葉の一部にヘモグロビン濃度が大幅に増えることが判った。これにより、音声分離力に関連する脳内部位と脳機能が推定された。

⑥ トレーニングによる脳機能増進の試み

現実には、脳機能の正常な方に対して、脳機能減退の予防をすることが大切である。脳機能減退が始まってしまった方に対して、機能を維持・回復する方法も大切である。したがって、高齢化社会が急速に進むとともに、便利で有効な脳機能増進方法の開発が重要な意義がある。そこで、音声分離トレーニングにより、脳機能増進の訓練方法を提案し、訓練実験を行った。訓練実験は実験群と対象群を設置し、実験群が三週間の音声分離トレーニングを行い、トレーニングの前後の音声分離限界値と反応時間を対比し、実験群の音声分離力が向上したと考えられる。更に、脳機能の増進効果を確認するために、トレーニング前後の聴覚認知に関わる音声補完力も測定し、他の聴覚認知機能への影響を併せて検証した。トレーニング後の音声補完力も明らかに向上した。したがって、本手法の聴覚機能改善への有効性がある程度検証された。最後、前述の脳血流の測定手法により、トレーニング前後の実験群の前頭葉のヘモグロビン濃度変化を調べた。三週間のトレーニング後、高次認知機能に関わる前頭葉の大部分に酸素使用量が統計的有意に減少することが認められ、聴覚情報処理の効率が高まった可能性が示唆された。

⑦ 本研究の実際応用と展望

脳内活性の測定結果を理論根拠として、音声分離力の定量化測定システムを、脳健康と高次機能診断へ実際応用した。医療機構の診療所で患者さんに測定実験を行い、本人の生体情報に照合し、音声分離力と生理指標の相関性を探した。100人ぐらいの生体情報のデータの解析により、音声分離力はメタボリック症候群に相関する傾向があることが発見した。音声分離力の測定による脳循環に関連する動脈硬化・脳卒中を早期発見への応用の可能性を示した。また、音声分離力は脳内認知障害に関連するラクナ梗塞及び白質病変との相関性も示された、脳内聴覚認知機能の検査に実用できる可能性が高いと思われる。今後、大量の測定データを基に、本システムが実用化する可能性を展望した。

目次

論文要旨	i
目次	vii
第1章 序論	
1.1 研究背景と目的	1
1.2 聴覚認知における音声分離力と関連研究	2
1.3 本研究の立場と意義	6
1.4 論文の構成	7
参考文献	11
第2章 音声分離力の測定法と測定実験	
2.1 はじめに	15
2.2 音声分離力の測定	17
2.2.1 分離力測定法の設計と実現	17
2.2.2 測定実験と結果解析	22
2.2.3 測定結果の有効性討論	28
2.3 まとめ	31
参考文献	32
第3章 信号特徴に基づく音声分離力の定量化計算	

3.1	はじめに	33
3.2	音声信号の特徴の解析	34
3.3	音声分離時信号特徴量の定量化	39
3.4	定量化法の有用性の検証	45
3.5	まとめ	48
	参考文献	49
第4章 聴覚認知における音声分離力の評価法		
4.1	はじめに	51
4.2	音声分離力の評価	53
4.2.1	音声分離力の評価基準の作成	53
4.2.2	評価基準に基づく評価法	57
4.3	まとめ	60
	参考文献	61
第5章 音声分離力にかかわる脳内表現		
5.1	はじめに	62
5.2	NIRS脳計測装置	64
5.3	音声分離力に関わる脳内活性の計測	67
5.3.1	NIRSによる脳活性の計測実験	68
5.3.2	データ解析と結果討論	70
5.4	まとめ	77
	参考文献	78
第6章 トレーニングによる脳機能増進の試み		

6.1	はじめに	81
6.2	音声分離トレーニング実験の設計	83
6.3	実験結果の解析と検討	85
6.3.1	音声分離力の向上	85
6.3.2	音声補完力によるトレーニング効果の検証	89
6.4	脳血流計測による脳機能増進実験の効果解析	92
6.4.1	計測実験の設計と条件	92
6.4.2	データ解析と結果討論	94
6.5	まとめ	97
	参考文献	97
第7章 本研究の実際応用と展望		
7.1	はじめに	100
7.2	音声分離力測定システムの実際使用	101
7.3	音声分離力と生体情報の統合解析	103
7.4	応用の展望	108
7.5	まとめ	110
	参考文献	110
第8章 結論		
8.1	本研究により得た成果	113
8.2	今後の課題	117
	本論文に関する著者の研究業績	119

謝辭	121
----	-----

第1章 序論

聴覚は人間にとって非常に重要な感覚であり，音声信号に対する生理上の感覚および心理上の認知・理解の両方に分けられる．現在実施されているオーディオメーターによる聴覚検査は，センサーとしての耳が機能しているかを生理的に検査する手段であって，脳内における音声信号情報の認知・理解能力が反映されていない．よって，本論文では，同時に流れる音声内容の分離・識別能力に定義される音声分離力にめざし，定量化測定法を提案し，年齢における脳内音声情報処理・認知能力との関係を調べる．更に，聴覚認知における脳機能減退の予防と回復へ応用する．

1.1 研究背景と目的

日常の経験より，人間は様々な不思議な能力を持っている．聴覚において，人々は騒がしい環境で他人に影響されず相手と話し合える．たとえば，電話通話の信号が悪いとき，音声の信号が少々劣化されたとしても，受話者が話しの内容をある程度理解できる．または，人々は少々早口での話しの内容も聞き取れる．このような能力は，耳の聞き取る能力だけではなく，脳が高次認知機能を持つという理由で，聴覚認知能力と密接な関連があると考えられる．しかし，現在実施されているオーディオメーターによる聴覚検査は，センサーとしての耳が機能しているかを生理的に検査する手段であって，脳内における音声信号情報の処理・認知能力が反映されていない．

日本の高齢化社会が急速に進むとともに，脳の認知機能と健康診断

をますます重視するようになってきている。認知機能の低下の予防、および早期発見・回復は重要な課題となっている。現行の脳機能検査は、生理法において、主にPETやfMRIなど医療機器を使い、脳内の病理組織学的変化を検査する。しかし、この検査方法は気軽に使うことが不可能であり、早期の脳機能低下を明確に診断することは困難である。更に、専門的な人員や設備や場所などの制限があり、普通の家庭では、自由に使うことが不可能である。一方、心理法においては、脳機能検査を目的とする前頭葉機能検査FAB (Frontal Assessment Battery at bedside)[1,2]と認知機能検査MMSE (Mini-Mental State Examination)[3]が実施されているが、固定の問題と解答形式で、長期にわたる連続使用が不可能であって、脳内認知機能の変化傾向を調査することも困難である。したがって、在宅でも便利に行え、予防と早期発見に役に立ち、認知能力の初期変化をモニターできる方法の開発は、重要な意義を持つ。

そのため、もし前述のような聴覚認知能力を定量的に測定でき、しかもこの能力と脳認知機能の関係がはっきり見つければ、この能力値の測定による脳内認知機能の初期変化を検査することが可能になる。更に、患者の生理データと統合解析することにより、この能力値はある病気又は生理指数との関係がある可能性を現せば、医学上の重要な意義がある。その立場で、我々は聴覚認知にかかわる音声分離力を指標として、聴覚認知機能の検査と脳機能増進におけるシステムの構築を研究の目的とする。

1.2 聴覚認知における音声分離力と関連研究

音声分離力とは、図1.1に示すように、人間が耳から脳に同時に入っ

てきた多数の音声信号に対して、ある程度信号特徴を判別し、別々に識別する能力である。例えば、二人が混声合唱する場合、聞き手が二人の音声を別々に聞き分け、区別できる。このような音声分離力は「脳内音声信号の特徴識別」と「音声情報の処理と判断」に関わると考えられ、重要な一つの聴覚認知機能である。

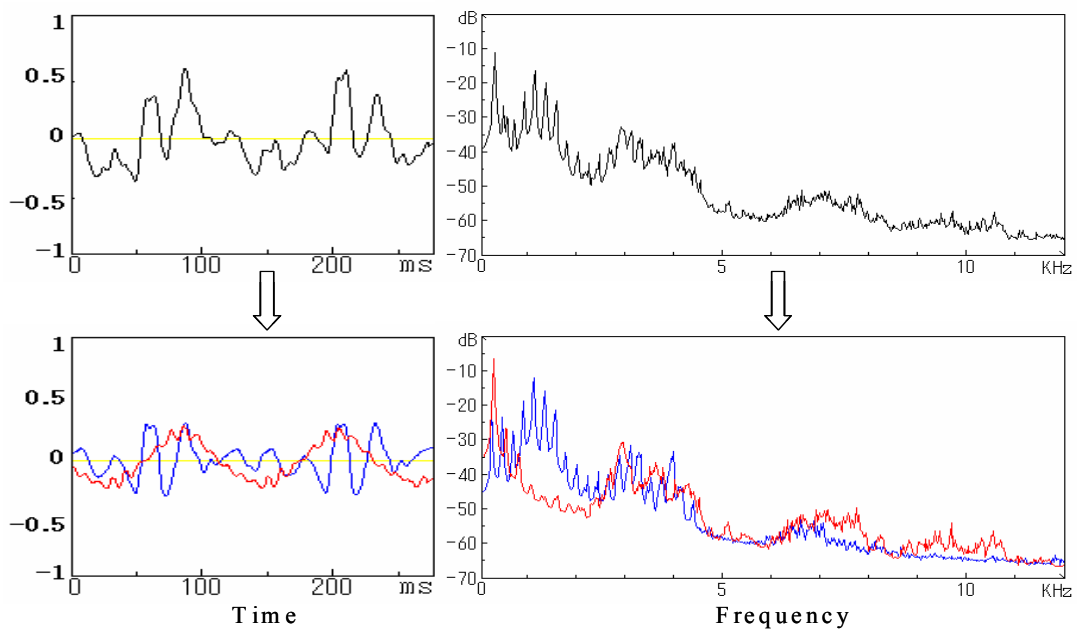


図 1.1 時間領域と周波数領域の音声分離

聴覚認知における音声分離力を指摘しているが、聴覚認知とは一体何であろうか。実は、音声が入ってから、人間が音声の内容を理解するまで、音声の知覚と音声の認知という二つの過程を含める。医学と心理学上の知覚とは、動物が外界からの刺激を感じ取り、意味づけすることである。認知とは、人間などが外界にある対象を知覚した上で、それが何であるかを判断したり解釈したりする過程のことをいう。つまり、音声の知覚では、物理的な音声信号の強さ、音高、音源の方向など要素を感覚することであり、先天的に持ち、聴覚系の発育

の完成性に相関し，常に，オーディオメーターという器械で純音の聞こえるレベルで反映できる．音声の認知では，音声信号が含まれるリズム，言語の意味を判断・理解することであり，知覚に基づいて，聴覚中枢の信号処理をとおして，脳内の理解・記憶など複雑な心理過程を起こし，後天の学習に相関する[4]．それにより，音声分離力では，混雑される音声信号が脳内に入り，混合信号の特徴をバラバラに分散・重なり合う．大腦が信号特徴識別や，記憶や，パターンマッピングや，判断など認知過程を起こす．そのため，音声分離力は基本の聴覚認知機能のうえで，一層脳内高次機能を反映していると思われる．

20世紀中期から，聴覚心理学や，神経生理学や，音響工学など益々発展した．音声の知覚をはじめとして，音の大きさと高さの知覚や，周波数の選択性や，聴覚系の時間分解能や，空間の知覚など，様々な分野で重要な結論が導かれている[5,6]．知覚研究の発展とともに，特に脳科学と脳機能イメージング技術の進歩により，音声認知をめぐる研究もますます展開してきた，生理的と心理的な手段で聴覚認知能力の研究成果も数多く取得されている[7-10]．近年，高次認知機能と脳健康は話題となり，速聴[11]や，音読[12]や，計算[8,13]など認知機能が研究され，認知機能回復が重視されている．このような研究背景で，我々は音声分離力の研究を展開し，音声分離力の定量化測定法を制定し，関連する脳内認知機能を探索し，脳機能増進への応用を試みる．

音声分離力は，同時に聴覚系に入ってきた多数の音声信号に対して，信号内容を別々に識別・理解する能力を指している．音声分離力に関連する研究は，おもに周波数選択性[14](Frequency selectivity)，マスキング[15](Masking)，およびカクテルパーティ効果[16](Cocktail party effect)である．周波数選択性とは複合音声中の正弦波成分を分離する

能力のことをいう。つまり、聴覚系が指定した周波数の純音を分離し、聞き取れる能力である。この能力は音の知覚の多くの側面においてさまざまな役割を果たし、マスキングの研究によって、測定されることが多かった。マスキングとはある音が他の音の存在とによって聞こえにくくなったり、聞こえなくなったりする現象である。マスキングは周波数選択性の限界を反映していると考えられる。周波数選択性とマスキング効果は聴覚認知に関係なく、音声の知覚能力に属する。その機能のほか、日常生活において、人間は以下のような能力も合わせ持っている。パーティ会場のように音声が多い中でも、他人に影響されずに、聞きたい相手の声を聞き取ることが可能である。この現象はカクテルパーティ効果と呼ばれる。カクテルパーティ効果と音声分離力は、現象から言うと、混合音声の聴覚反応として似ているが、実際は本質的な相違がある。①カクテルパーティ効果においては、聴覚系が混合音声から必要な信号成分を抽出し、不要な信号を騒音として無視し、脳の選択的注意 (selective attention) および両耳分離聴 (dichotic listening) と関すると考えられる [17-22]。音声分離力においては、聴覚系が混合音声の付く全部の情報を分離・理解し、騒音を飛ばすことではない。この数十年のカクテルパーティ効果の研究をとおして、この現象のメカニズムはだんだん解明されてきた [23,24]。それは、聴覚系の下行性伝導路 (top-down process) の制御により実現される。つまり、脳が音の情景 [25, 26] (方位や、周波数特徴や、強度など) によって、注意している音声信号の特徴としての経験値を獲得し、そしてこの経験値による聴覚系のフィルタバンクを制御し、不要な信号を抑制し、必要な信号を拡大することである [27]。これらの機能によって、騒がしいパーティで、対話内容に関係ない背景騒音はある程度抑制され、内

容に関わる音声信号は拡大され，必要な言葉情報だけ脳に届くというカクテルパーティ効果が実現される．音声分離力は原理的にカクテルパーティ効果と断然違い，音声信号の拡大や抑制ではなく，信号中の全部の情報を分離・理解することである．②カクテルパーティ効果においては，多数の音源はある時点で同時に発声するわけではなく（人間の話しは音節の間に隙間がある），又は連続的な発声には，脳の文脈能力で協力して語義を理解する．我々が提案した音声分離力の研究には，厳密的に同時発声の混合の音節信号を使用し，文脈能力の影響を排除できる．③カクテルパーティ効果と音声分離力の応用目的は大きく異なっている．カクテルパーティ効果の研究はどのように音の情景を識別し，そして混合音声信号の中に関係がない成分（雑音や，背景音声など）取り除く方法であって，おもに人工内耳，補聴器などの領域に応用する[28-30]．しかし，我々が提案した音声分離力は，その能力の極限值または脳内認知機能との関係を研究し，応用の目的は脳内聴覚認知機能の検査及び脳機能回復である．

1.3 本研究の立場と意義

上述のような音声分離力は，脳内音声信号処理と聴覚認知機能に関係すると思われた．しかし，人間は，混合音声信号に対して，無条件で常に分離・理解できるわけではない．すなわち，聴覚認知における音声分離力の限界がある，という事実が経験上分かっている．そこで，適切な混合音声刺激を通して，音声分離力の限界を定量的に計測できれば，脳内関連部位の健康状況をチェックすることが可能になる．したがって，本研究では，工学の観点から，音声分離力の極限値の定量的な測定法を提案する．又は，統計的な計測結果をもとに音声分離力

の評価を行う。更に、脳科学と医学の観点で、脳内活性の計測を行い、生理データを取得し、音声分離力と統合に解析することによって、提案した測定法と評価法の有効性と有用性を検証する。それにより、脳内認知機能の評価と改善を最終の目的とする。

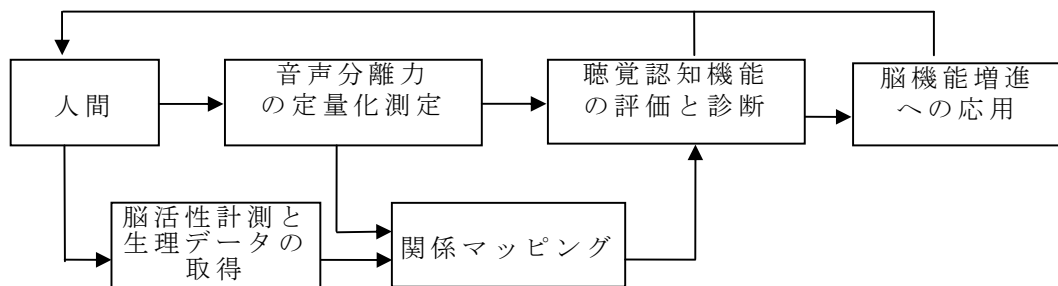


図 1.2 聴覚認知における音声分離力の検査・脳機能増進システム

現在行われている脳健康診断法の殆どは、診断法として病気になった後に行うので、予防と早期発見には役に立たない。しかも手軽に使うことが困難である。聴覚認知における音声分離力の限界計測に基づく脳健康チェックは、在宅でも気軽に行え、機能の低下をチェックすることにより、脳内疾病の早期発見が可能となる。更に、計測した限界値に基づいて、適切なトレーニングを行うことで、大脳皮質を活性化させて、脳機能を向上させることも可能である。そのような立場で、我々は図1.2に示すようなシステムを構築している。私達の研究は、このシステムの建築と修繕を行い、高齢化社会に貢献する。

1.4 論文の構成

本節では、聴覚認知における音声分離力の定量化とその高次脳機能増進への応用システムの全体構造の上で、本論文の構成を図1.3のアウトラインのとおり説明する。

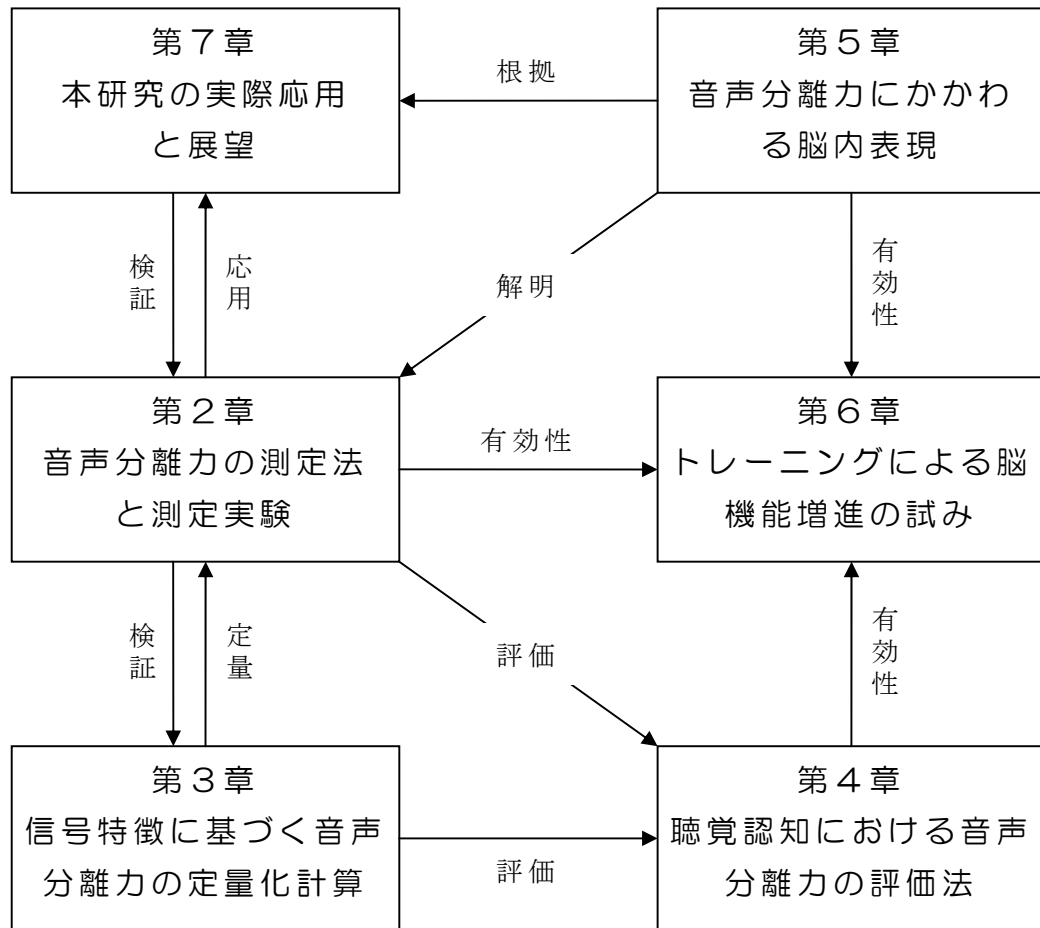


図 1.3 論文の構成

本論文では、聴覚認知における音声分離力の測定を中心として、まず、第2章で音声分離力の極限值の測定法を提案し、年齢における測定実験を行い、音声分離力と年齢の関係を調べた。そして、第3章で、測定した極限值の結果により、音声信号の周波数特徴を考慮し、音声分離力の定量化計算モデルを作り、第2章の測定法の有効性を理論的に支持した。次に、第2、3章のデータ結果に基づいて、第4章に統計学方法を用いて、音声分離力の評価法を提案した。第5章に、脳科学の観点から、音声分離における脳内表現を考察し、音声分離力に関

わる大脳皮質の部位および活発程度を計測した。第6章に音声分離トレーニングによる脳機能増進の実験を行い、トレーニングの効果を実験前後の脳機能の変化で考察した。また、第5章の脳内計測の手法によるトレーニング効果を生理的に検証した。最後に、脳内活性の測定結果を理論根拠として、第7章で、提案したシステムを検診クリニックに実際応用し、生体情報と照合し、今後の応用する可能性を展望した。以下では、各章のアプローチ概要について説明する。

第2章では、聴覚認知機能に着目して、音声分離力の測定方法を提案した。二つの日本語母音音声信号を各々の強さ比で混合し、被験者が両方を正確に分離・理解できる強さ比の限界値を測定する。五つの母音から20通りの組合せの音声分離強さ比の限界値の平均値を計算し、音声分離力の極限值とする。なお、センサーとしての耳の基本聴力の影響も考慮するために、五つの単一母音音声に対する相対的な最小可聴強さも測定し、その平均値を耳の聴力極限值とする。このような測定方法を用いて、20代から70代までの男女234人を被験者とする測定実験を行い、音声分離力と年齢との相関性を調べた。測定結果のデータにより、母音に対する耳の聴力は年齢による差異はほとんど見られなかったが、音声分離力は加齢とともに明らかに減退する傾向があった。この事実により、音声分離力の下がる主な原因としては、単純な聴力の低下ではなく、脳の聴覚認知能力の低下の影響を受けていることが示唆された。提案した測定法の有効性をある程度証明した。

上述のような20組の音声分離の限界値は、母音の組合せ次第で大きな相違があった。その理由を考え、第3章では、混合音声信号に対して、周波数領域の信号特徴を解析し、信号成分の特徴差異の度合を表す相違特徴量という概念を定義し、音声分離力の定量化計算モデルを

提案した。そして、このような信号特徴に基づく定量化計算法を用いて、前章の異なる年齢の被験者の音声分離力を厳密に計算した。この結果により、年齢とともに音声分離力の定量化値が線形的に減少することを発見した。更に、前章に提案した測定法の有効性を間接的に証明した。

人間は加齢とともに、脳機能が徐々に減退し、脳内の信号処理能力と認知能力が低下する。特に、減退の初期には、自覚症状がなく、症状を発見することは困難である。音声分離力も、聴覚機能に関わる認知能力である事から、加齢の影響を受ける可能性が高いと考えられる。よって、第4章では、前述の音声分離力の観点から、関連の脳機能減退の早期発見をするために、大量の実験のデータに基づいて、統計手段を用いて、音声分離力の評価基準をつくり、音声分離力の評価方法を提案した。

第5章では、脳科学の観点から、音声分離力における脳内表現を調べた。赤外分光法（NIRS）を用いて、大脳皮質の活性をリアルタイムに計測し、音声分離に関わる大脳皮質の部位や活発程度などを獲得した。混合音声分離時と単一音声聴取時の被験者の前頭葉と側頭葉の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を解析し、T検定の結果により、音声分離時の側頭葉と高次機能に関連する前頭葉の一部にヘモグロビン濃度が大幅に増えることが判った。これにより、音声分離力に関連する脳内部位と脳機能が推定された。

第6章では、音声分離トレーニングにより、脳機能増進の訓練方法を提案し、訓練実験を行った。訓練実験は実験群と対象群を設置し、実験群が三週間の音声分離トレーニングを行い、トレーニングの前後の音声分離限界値と反応時間を対比し、実験群の音声分離力が向上した

と考えられる。更に、脳機能の増進効果を確認するために、トレーニング前後の聴覚認知に関わる音声補完力も測定し、他の聴覚認知機能への影響を併せて検証した。トレーニング後の音声補完力も明らかに向上した。したがって、本手法の聴覚機能改善への有効性がある程度検証された。最後、前章の脳血流の測定手法により、トレーニング前後の実験群の前頭葉のヘモグロビン濃度変化を調べた。三週間のトレーニング後、高次認知機能に関わる前頭葉の大部分に酸素使用量が統計的に有意に減少することが認められ、聴覚情報処理の効率が高まった可能性が示唆された。

第7章では、前章の脳内活性の測定結果を理論根拠として、提案したシステムを、脳の病気と高次機能診断へ実際応用した。医療機構の診療所で患者さんに測定実験を行い、本人の生理データを統合に解析し、音声分離力と生理指標の相関性を探した。更に、提案したシステムの今後の応用前景を展望した。

参考文献

- [1] B. Dubois, A. Slachevsky, and I. Litvan, et al.: The FAB: A Frontal assessment battery at bedside, *Neurology*, vol.55, pp. 1621-1626, 2000.
- [2] A. Slachevsky, J. M. Villalpando, and M. Sarazin et al: Frontal assessment battery and differential diagnosis of frontotemporal dementia and Alzheimer disease, *Arch Neurol*, Vol.61, No.7, pp.1104-1107, 2004.
- [3] L. Byrne, R. Bucks, and G. Wilcock: Mini mental state examination, *The Lancet*, Vol.355, Issue.9200, pp.314- 315, 2000.

- [4] B. C. J. Moore: An introduction to the psychology of hearing (3rd), (大串健吾 (訳) 聴覚心理学概論), Academic Press, 1989.
- [5] 大橋 力, 仁科 エミ, 不破本 義孝, et al.: ハイパーソニック・エフェクトについて, 情報処理学会研究報告, Vol.97, No.18, pp.29-34, 1997.
- [6] 柏野 牧夫: 聴覚の時間情報処理における文脈依存性, AFIIS SYMPOSIUM, 2003.
- [7] 川口 潤: 単語認知における文脈効果と自動的処理・意識的処理, 博士論文要旨, 京都大学, 1999.
- [8] 沖田 克夫, 佐々木 丈夫, 前山 克次郎, et al.: 前頭前野機能発達・維持・増進システム開発研究: (その1)高齢者の脳機能, 知的機能, 日常生活態度に与える読み書き計算学習の影響, 日本教育心理学会総会発表論文集, No.44, pp.27, 2002.
- [9] 堀川 順生: 聴覚皮質の生理学的研究の動向(音声言語・聴覚認知・対話/一般), 電子情報通信学会技術研究報告, Vol.103, No.307, pp.19-24, 2003
- [10] 力丸 裕: 脳の可塑性を利用したスピーチプロセッサの開発, BME, Vol.18, No.3, pp.10-13, 2004.
- [11] 篠原 菊紀: 脳がみるみる若返る速聴ドリル, きこ書房, 2004.
- [12] 川島 隆太, 安達 忠夫: 脳と音読, 講談社, 2004.
- [13] 山田フラミンゴ真貴: 脳のヨーガ インド式計算術, 秀和システム, 2007.
- [14] B. C. J. Moore: Frequency Selectivity in Hearing, Academic Press, New York, 1986.
- [15] E. Zwicker, G. Flottorp, S. S. Stevens: Critical band width in

loudness summation, *J Acoust Soc Am*, Vol.29, pp.548-557, 1957.

[16] N. Moray: Attention in dichotic listening: Affective cues and the influence of instructions, *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, Vol.11, pp.56-60, 1959.

[17] A. M. Treisman: Monitoring and storage of irrelevant messages in selective attention, *J. Verb Learn Verb Beh*, Vol.3, pp.449-459, 1964.

[18] K. R. Pugh, B. A. Shaywitz, S. E. Shaywitz: Auditory Selective Attention: An fMRI Investigation, *Neuroimage*, Vol.4, pp.159-173, 1996.

[19] H. E. Pashler: *The psychology of attention*, Cambridge, MA: MIT Press, 1998.

[20] B. Arons: *A Review of the Cocktail Party Effect*, MIT Media Lab, 1992.

[21] E. C. Cherry: Some experiments on the recognition of speech, with one and two ears, *Journal of the Acoustical Society of America* Vol.25, pp.975-979, 1953.

[22] M. Studdert-Kennedy, D. Shankweiler, and D. Pisoni: Auditory and phonetic processes in speech perception: Evidence from a dichotic study, *Journal of Cognitive Psychology*, Vol.2, pp.455-466, 1972.

[23] J. J. Sidtis: The complex tone test: Implications for the assessment of auditory laterality effects, *Neuropsychologia*, Vol.19, pp.103-112, 1981.

[24] 村田 昇 : 「入門」独立成分分析, 東京電機大学出版局, 2004.

- [25] 津崎 実：聴覚の情景分析の概説：聴覚心理学からのアプローチ，電子情報通信学会技術研究報告，Vol.102, No.247, pp.19-24, 2002.
- [26] 柏野 邦夫：計算機による聴覚の情景分析：はじめの一步，日本音響学会誌，Vol.50, No.12, pp.1023-1028, 1994.
- [27] 李興启：聴覚誘発反応及应用（中国語），人民軍医出版社，2007.
- [28] E. villchur: Signal processing to improve speech intelligibility in perceptive deafness, J. Accoust. Soc. Am, Vol.653, pp.1646-1657, 1973.
- [29] 尾野 溢夫：デジタル補聴器の現状と将来，日本音響学会誌，Vol.47, No.10, pp.778-784, 1991.
- [30] 伊福部 達：音の福祉工学，コロナ社，1999.

第2章 音声分離力の測定法と測定実験

人間は、混雑した音声信号に対して、音声信号の内容をある程度聞き分け、判別・理解することができる。このような高次脳の情報処理能力を音声分離力と呼ぶことにする。しかし、この能力は無条件で常に聞き分けるわけではない、人間の脳内の聴覚認知能力いかんによって、異なる聞き分けの限界値が現れると思われる。聴覚認知に関する脳機能低下の初期的な変化を発見するために、本章では、単純化した二つの日本語母音を各々の強さ比で混合し、音声分離力の極限值の測定方法を提案した。更に、234人を被験者とする測定実験を行い、音声分離力と年齢との相関性を統計的に調べた。提案した測定法の有効性を検証した。

2.1 はじめに

心理学において、音の測定は、音の物理量の測定と音の感覚量の測定の両方の場合に用いることができる、ここで感覚を測定するということは、外界に客観的に存在し、秩序ある法則性をもつ対象の物理量と感覚の変化とを対応づける操作のことである[1]。

知覚や理解などの主観量を、心理学的測定法を用いて数量的にとらえることができる。その数量化は、間隔尺度、比率尺度上の数字として測定され、測定結果について統計的有意差検定を行い、あるいは物理量と心理量の関係を方程式の形で示しうる。しかし、心理測定は物理測定とは異なる種々の変動要因によってひずみを受ける。ひずみをなくすように十分な考慮を払わないと、まったく無意味な結果を生む

ことになる。心理測定に際しては、慎重な計画が必要である。

聴覚心理測定は、測定としてその目的に合った手法を採用することは当然である。さらにその適用にあたっては、人間の変動要因によって影響を受けるので、その変動の大きさが測定目的を損なうことのないよう十分留意しなければならない。具体的に、おもに以下の五項に分かれる[2]。①個人差：心理測定で困るのは、不確定な個人差が存在する。刺激の感覚量を求める実験では、これら個人差を誤差と考える場合が多い。そして多数の被験者について実験を行った場合、この誤差は正規分布するものとみなし、平均値をもって代表値とみなす。大量の被験者が必要であると考えられる。②時間の変動：人間の状態は時々刻々変動するので、それによって測定値がばらつくことがある。瞬間的な変動は、不確定な誤差としてしか取り扱えないが、疲労や練習効果のように傾向をもったものは、刺激の提示順序を適切に組む方法で、分離あるいは消去することができる。③うその反応：人間はときとしてうそをつくことがあり、特に閾値に近づいている答えはうその可能性が高い。そのため、刺激系列中に同じ刺激を、間をおいて2回提示し、この2回刺激の指標によって、信頼性を評価することが必要である。④教示：心理測定を行う前に、実験者は被験者に測定の手続きについて詳しい教示を行わなければならない。⑤被験者の測定に対する動機づけ：被験者が実験に十分熱意をもって参加しないと、結果がばらつき、おかしい結果を生じることがある。実験の意義をはっきり説明すべき、金銭的動機づけが必要となる場合もある。

また、聴覚心理測定を行う際には、測定の目的にかなった方法を選ばなければならない。一方、種々の側面が相互に関連し合っている場合もあり、ある特定次元のみについて測定を行うことが、困難あるい

は無意味な場合もある。問題によっては、多次元的にとらえることが必要となる。

それにより、認知心理の能力測定方として、提案する音声分離力の測定法は、上述の諸方面を厳密に考慮することが必要である。

2.2 音声分離力の測定

人間の音声分離力は、個性的な固有能力として、様々である。個人の音声分離力の表示と評価をするために、定量化した測定方法の提案をすることが必要である。人間は、同時に流れる多数の音声信号に対して、一つの信号が強くなるとともに、ほかの音声を理解しにくくなる。そこで、すべての音声内容を理解するわけではなくなる場合に、信号の間に強さの比率で人間の音声分離力の境界を示すことができると考えられる。この事実に基づいて、我々は単純な音声信号の組合せを用いて、混合音声信号を聞き分ける極限值を測定し、音声分離力の定量的な測定方法を提案した。

2.2.1 設計と実現

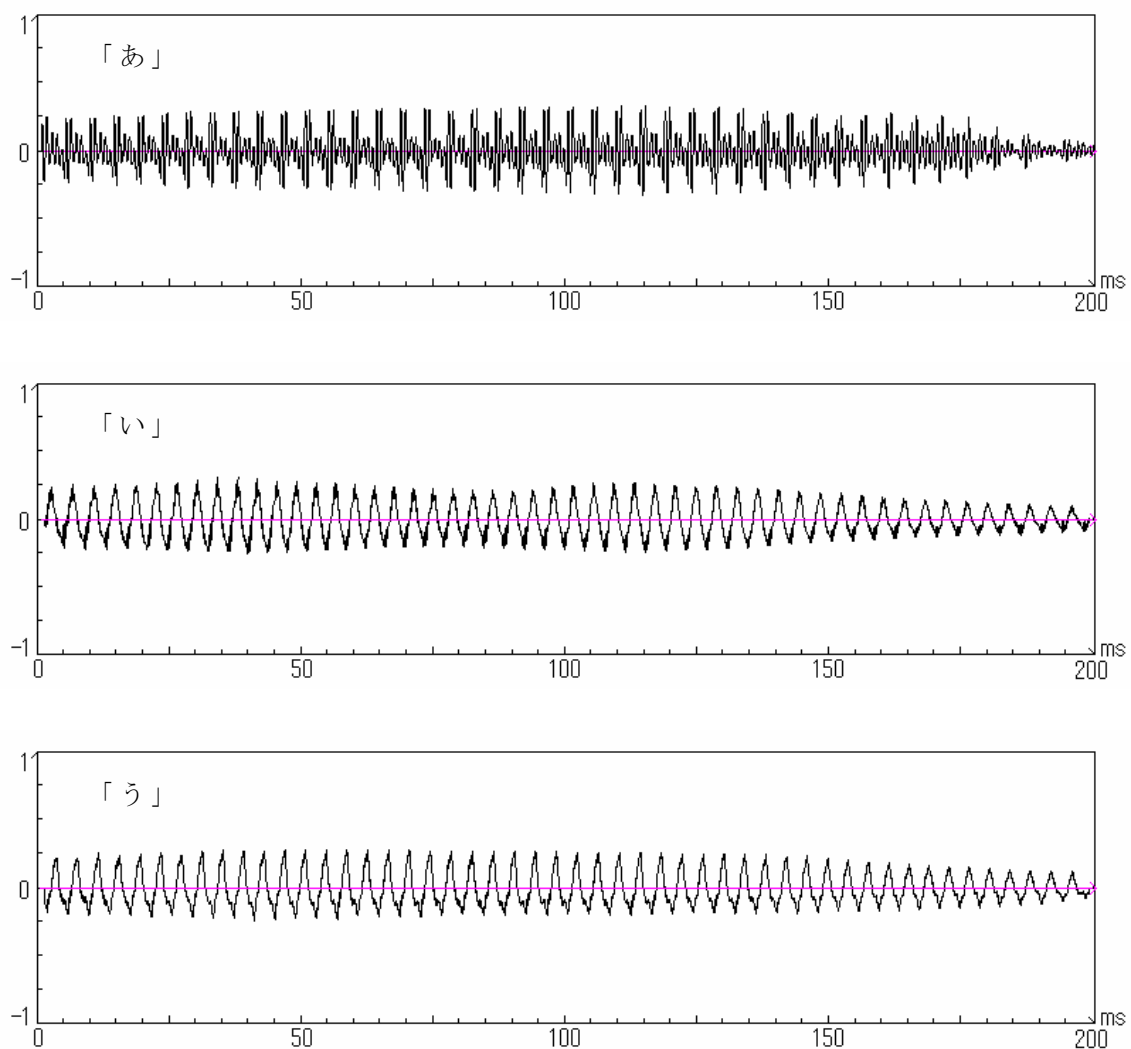
音声分離力とは多数の音声成分で混合される音声信号に対する信号内容を聞き分け、別々に理解する能力である。このような能力の限界値を定量的に測定するのは、多数の音声信号を一定の比率で混合し、人間の識別結果を調べることである。単純化すると、我々は二つの日本語母音音声信号を各々の強さ比で混合し、被験者たちが両方を正確に分離・理解できる混合強さ比の限界値を測定する。

a) 源音声信号

測定法において、利用した源音声信号は日本語教育用資料から抜粋し、標本化周波数44kHz、量子化16bitでA/D変換された日本語母音の

第2章 音声分離力の測定法と測定実験

「あ」、「い」、「う」、「え」、「お」のデジタル信号から得られた。信号発音の長さは200msである。更に、離散的フーリエ変換で、源信号の周波数領域での平均スペクトルを計算することを通して、信号のエネルギーを単一化するために、前処理を行った。つまり、デジタル信号の振幅を調整し、五つの源信号のエネルギーがイコールにした。図2.1には、前処理された五つの源音声信号である。



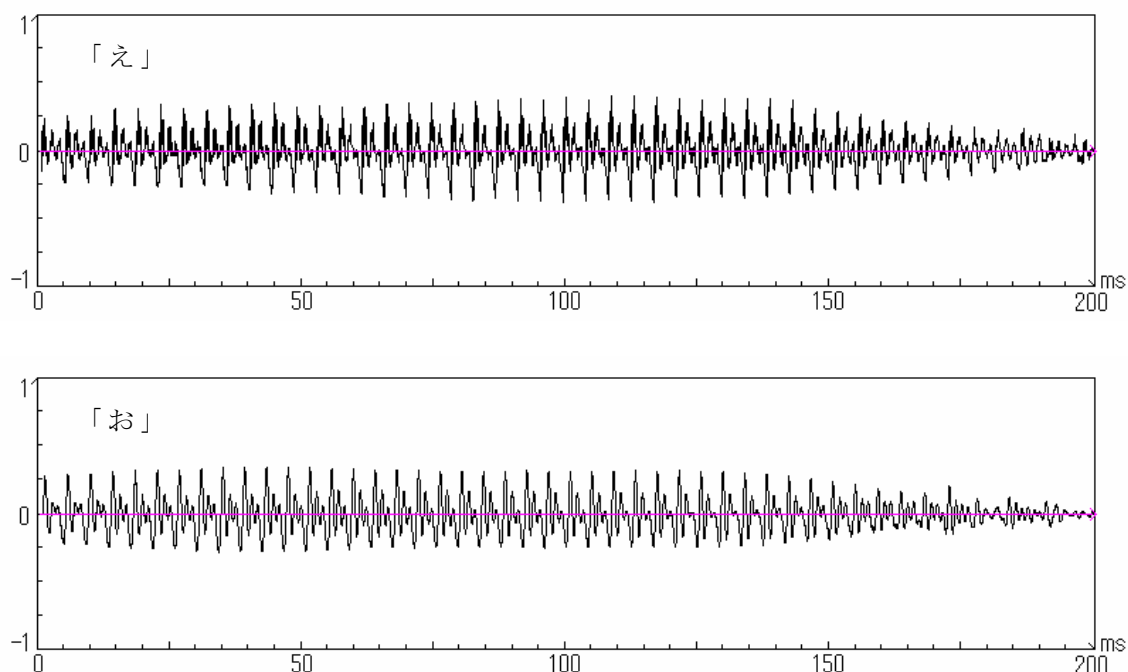


図 2.1 源音声信号としての日本語の母音

b) 源音声信号の混合手法

音声分離力の測定法においては，五つの源音声信号から，二つを一定の強さ比で混合し，被験者にヘッドホンで提示し，正確に聞き分けることができるかどうかを調べる．混合音声信号は三つ一組の(T, B, R)で表せる．TとBは，供試音として，源音声信号の「あ，い，う，え，お」の中の二つである．Rは二つの源音声信号を混合するときの強さの比率である．Rは相対的な比率値として，デシベル(dB)で表示， $R = 10 \log_{10}(I_t/I_b)$ (I_t はtの強さであり， I_b はbの強さである)．TとBの混合方法は図2.2に示す．まず，源音声信号Tの振幅（すべてのサンプリング値）を $10^{R/20}$ 倍で変化させ，T'になる．次に，T'のデジタルサンプリング値をサンプリング点ごとに，源音声信号Bにプラスし，混合音声信

号(T, B, R)を得られる。

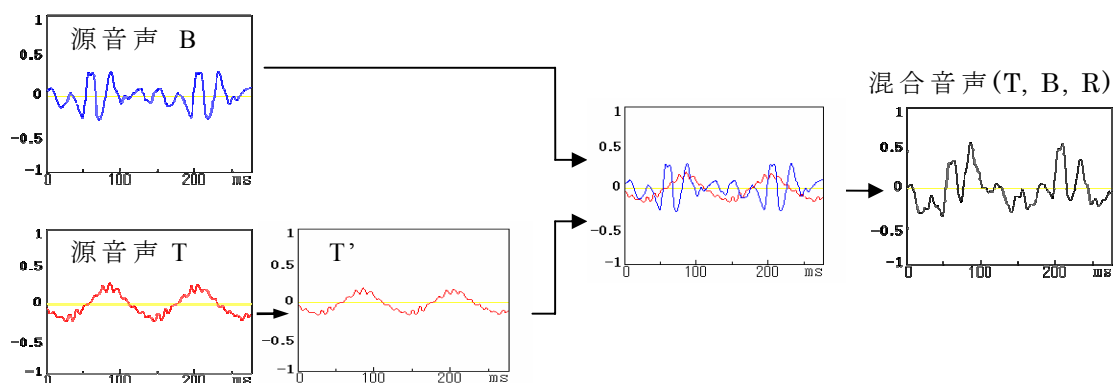


図 2.2 源音声信号の混合手法

c) 測定手法

混合音声信号の聞き分ける極限值の測定は、心理学上の極限法で行う。極限法(method of limits)は、一定のステップで一定の方向に刺激を変化させながら、各ステップごとに被験者の判断を求める方法である[2]。具体的には、視力検査のような流れで、聞き分けやすい音声から、聞き分けることができない状態まで、聞き分ける混合音声の強さの比の極限值を測定する。図2.3に示すように、特定のTとBの組合せに対して、音声混合の強さの比Rを大きい方から、両方の内容を聞き分けにくい小さい方に、聞き分けが不可能なところまで下げ、音声分離の境界の R_{TB} を獲得できる。例えば、「あ」と「い」の混合音声聞き分ける極限值 R_{ai} を測定する場合に、測定過程は(あ, い, -10), (あ, い, -12), (あ, い, -14), …のような混合音声の小テストの系列で進む。なお、心理測定として、人間は閾値に近づいているとき、答える際に、ときとしてうそをつく可能性がある。そのため、聞き分けを行い、1回目の結果が違えているとき、間をおいて刺激系列中に同じ刺激を2回目として、

再提示し、2回とも間違ふ或いは全然聞きわけない場合に、極限点に達すると判定する。

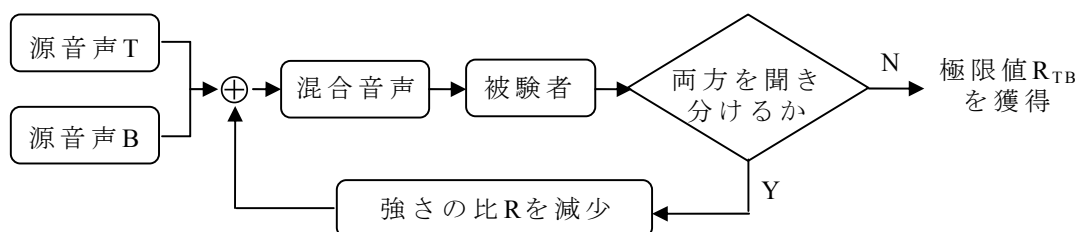


図 2.3 二つの源音声聞き分ける強さの比の極限値の測定手法

更に、異なるTとBの組合せに対して、混合音声聞き分けの極限値が異なるので、五つの母音音声信号で、20の組合せの極限値 R_{TB} を測定しなければならない。20の極限値 R_{TB} を表2.1の斜めの影付きセルの以外に示す。また、異なる被験者の耳の聴力は異なる聞こえる音声の閾値を現すと考えられるので、被験者たちの基礎的な聴力も計測しなければならない。混合音声聞き分けの極限値に比較できるために、源音声信号を用いて、単一音声に対する相対的な最小可聴強さを測定する。単一音声の処理方法は、一つの源音声信号TをR dBで減少する。すなわち、源音声信号Bがなくなる混合音声信号の処理方法である。よって、単一母音信号は(T, Null, R)で表し、五つの単一音声の最小可聴極限値 R_T を表2.1の斜めの影付きセルに示す。

表 2.1 混合音声分離と単一音声聞こえる極限值

T \ B	あ	い	う	え	お
あ	R_a	R_{ai}	R_{au}	R_{ae}	R_{ao}
い	R_{ia}	R_i	R_{iu}	R_{ie}	R_{io}
う	R_{ua}	R_{ui}	R_u	R_{ue}	R_{uo}
え	R_{ea}	R_{ei}	R_{eu}	R_e	R_{eo}
お	R_{oa}	R_{oi}	R_{ou}	R_{oe}	R_o

なお，特定のTとBの組合せに対する極限值の測定過程に，音声混合の強さの比Rが少しずつ連続的に変わると，被験者において，記憶効果を明らかにしてしまい，測定した極限值が正確ではないおそれがある．さらに，疲労や練習効果のように傾向をもったものは，刺激の提示順序を適切な組む方法で，消去することができる．そのために，20の聞き分ける極限值の小テストの測定系列と五つの単一音声の聞こえる最小可聴極限值の小テストの測定系列をランダムに混ぜ，全体の小テストの系列を以下の例のように動的に生成する：(え，お，-10)，(あ，い，-10)，(い，お，-10)，(え，Null，-40)，... (お，え，-10)，(い，お，-12)，(え，Null，-42)，(あ，い，-12)，... (お，い，-10)，(あ，Null，-40)，(あ，い，-14)，(う，え，-10)，(え，お，-12)，(え，Null，-44)，.... このような小テストの系列で，20の聞き分ける極限值も，五つの聞こえる極限值も，正確に獲得できる．

音声信号の処理や，音声系列の生成や，答えの記録と結果の分析や，測定過程の制御など，Microsoft Co.のVisual C++ 6.0で実現する．

2.2.2 測定実験と結果解析

本研究の目的は音声分離力で人間の脳内聴覚認知能力を検査することなので、年齢による違う聴覚認知能力を持つ被験者に対して、音声分離力の極限值の測定実験は、重要な意義がある。それで、以上の測定方法を用いて、広い年齢範囲の被験者に測定実験を行った。

a) 実験条件

測定実験は雑音の少ない室内で行われ、背景雑音のレベルは30デシベル以下であった。実験用の音声信号をノートパソコン（Compaq nx9000）で生成し、出力音声信号をヘッドホン（SONY MDR-XD300）で被験者に提示した。判断された母音をタッチスクリーン上に表示されたボタンを押すことによって回答する事とした。また、パソコンは被験者の入力操作によって、次の音声信号を続き、測定の流れを制御した。この過程は図2.4に示す。

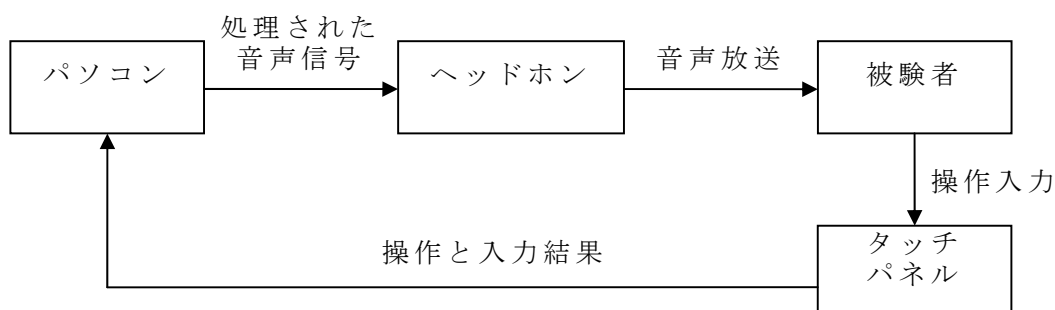


図 2.4 測定実験のフレーム

また、測定の過程に、パソコンの出力パワーを固定し、ボリュームは最大値の70パーセントに設定した。被験者はまず図2.5の左に示すような画面で個人情報を入力した。そして、測定を初め、次々提示される小テストを行い、答えを入力した。入力方法は、図2.5の右に示すような解答画面を使い、放送された二つの母音を聞き分け、どの音が聞

第2章 音声分離力の測定法と測定実験

こえたかを画面上の対応するボタンを押す。選択を間違えた場合は、「キャンセル」ボタンを押し、改めて選択できる。どうしても識別できない場合、「分らない」ボタンを押し、次の小テストに移る。小テストの音声混合の強さの比の変化ステップは-2dBに設定した。なお、被験者の考え時間は限定しないが、小テストずつの音声放送が終わってから、識別結果を入力するまでの時間を自動的に記録した。



a. 被験者個人情報の入力画面

b. 測定実験の答えの入力画面

図 2.4 測定実験のユーザーインターフェース

b) 実験対象

心理測定で困るのは、不確定な個人差が存在するので、大量の実験対象を使うしかない。それにより、音声分離力の測定実験の対象は20代から、70代にかけて、聴力正常の250人であり、234人の有効データが取得した。有効測定の実験者の構成は表2.2に示す。その内訳は、大学の在学生や、社会のボランティアや、老人センターの老人などである。

表 2.2 被験者の年齢構成

グループ	20代	30代	40代	50代	60代	70代	合計
年齢	23.4±2.8	34.5±2.7	44.8±2.9	54.3±2.8	63.8±2.8	74.0±1.4	46.0±13.9
男+女	28+8	17+19	19+38	31+40	16+9	6+3	117+117=234

c) 実験の実行

測定開始まえに、実験者は被験者に測定の手続きについて詳しい指示を行う。なお、実験の応用意義をはっきり説明し、被験者が実験に十分熱意をもって参加するように、測定実験の動機づける。測定実験の実行は、被験者の一人ごとに、約200組の音声分離の小テストを行い、すべて回答すると20分かかる。測定実験の様子は図2.5に示す。ところが、ある高齢者に対して、自分で答えを入力することが困難なので、用意される解答用紙で、正解と思う選択肢をマルで選択してもらった。その場合、係員は高齢者のかわりに答えをパソコンに入力する。



図 2.5 測定実験の風景

d) 実験結果と考察

以上の測定実験を行い、すでに34204件小テストの有効なデータを

第2章 音声分離力の測定法と測定実験

取った。これらのデータから、正確に聞き分けるから、聞き分けなくなる音声混合の強さの比 R_{TB} の極限值をパソコンで解析した。解析結果を年齢帯によって統計すると、表2.3-表2.8に示す。

表 2.3 20代の被験者の平均結果

T \ B	'a'	'i'	'u'	'e'	'o'
'a'	-67.8	-37.7	-32.5	-29.5	-27.5
'i'	-17.0	-57.1	-15.4	-13.8	-18.5
'u'	-18.9	-21.7	-55.6	-17.7	-20.8
'e'	-25.5	-31.4	-31.2	-61.9	-27.3
'o'	-20.5	-25.9	-22.1	-9.7	-56.1

表 2.4 30代の被験者の平均結果

T \ B	'a'	'i'	'u'	'e'	'o'
'a'	-70.2	-35.9	-30.2	-26.5	-24.3
'i'	-17.1	-55.5	-15.1	-13.6	-18.5
'u'	-17.1	-18.1	-55.7	-18.2	-23.9
'e'	-30.9	-27.2	-29.6	-61.6	-26.1
'o'	-20.4	-22.5	-18.0	-5.8	-55.1

表 2.5 40代の被験者の平均結果

T \ B	'a'	'i'	'u'	'e'	'o'
'a'	-67.9	-36.8	-27.9	-25.1	-18.1
'i'	-12.0	-60.4	-13.9	-11.2	-14.2
'u'	-17.4	-13.5	-57.4	-12.1	-16.9
'e'	-20.8	-28.4	-26.6	-60.8	-22.4
'o'	-20.5	-17.9	-16.2	-5.3	-56.6

表 2.6 50代の被験者の平均結果

T \ B	'a'	'i'	'u'	'e'	'o'
'a'	-63.5	-21.5	-12.5	-10.6	-9.5
'i'	-13.0	-54.5	-10.4	-4.6	-5.5
'u'	-4.4	-10.4	-52.9	-12.0	-11.2
'e'	-14.7	-11.2	-14.7	-57.8	-4.1
'o'	-7.9	-4.4	-7.4	-2.7	-53.7

表 2.7 60代の被験者の平均結果

T \ B	'a'	'i'	'u'	'e'	'o'
'a'	-63.0	-12.3	-12.3	-5.7	-5.0
'i'	-4.3	-55.8	-4.3	-0.1	-2.3
'u'	-8.0	-8.3	-53.4	-6.7	-18.0
'e'	-10.7	-3.7	-12.3	-57.1	-4.3
'o'	-3.0	-2.7	-10.0	-4.3	-53.9

表 2.8 70代の被験者の平均結果

T \ B	'a'	'i'	'u'	'e'	'o'
'a'	-60.5	-13.9	-13.3	-6.8	-7.0
'i'	-0.1	-54.0	-7.5	-5.3	-0.1
'u'	-6.5	-5.9	-52.4	-6.1	-10.6
'e'	-6.0	-0.1	-13.5	-53.1	-5.1
'o'	-3.5	-1.9	-8.0	-3.9	-52.3

表2.3-表2.8によると、まず、混合音声の聞き分ける信号強さの比の

極限值は、全部の年齢帯において、源信号のDとBの組合せ次第で変わり、大きな相違があった。つまり、異なるDとBの組合せに対して、異なる極限值を取った。その原因は、異なる源信号の付く特徴が相違で、音声分離の難しさが違う。例えば、「あ」「え」「お」など強母音（開母音）[3]は、基本周波数の強さが大きい、混合音声から分離しやすい。「い」と「お」のような弱母音（閉母音）は、基本周波数のエネルギーが弱い、混合音声から分離しにくいと考えられる。したがって、混合音声の周波数特徴に基づく音声分離力の定量化計算方法を第3章に詳しく述べる。

更に、違う年齢帯の被験者の測定結果を比較すると、すべての源音声の組合せに対しては、加齢とともに、混合音声分離の強さの比の極限值が早く下がっている。また、単一音声信号の聞こえる極限值も下がっている。精確に比べると、年齢帯の結果ごとに、20の混合音声分離の強さの比の極限値の平均値と五つの単一音声の聞こえる強さの極限値の平均値を別々に計算し、図2.6に示すような結果を取った。図の横軸は被験者の年齢であり、縦軸は相対音圧レベルである。この相対音圧レベルは、源音声の音圧レベルのうえに、混合音声信号の中のT分量の相対値、或いは、単一音声信号相対音圧レベルである。上の破線は単一音声に対する被験者の聞こえる音声強さの極限值（最小可聴強度）であり、被験者の耳の基本聴力を表せた。この破線により、世代間における母音に対する基本聴力の差異は、相対的に小さく、ほとんど見られなかった。この原因は人間の加齢とともに、高周波数の音声に対する聴力は急に下がるが、主に1000Hz以下にいる母音に対して、聴力の減退は明らかではないと考えられる。図2.6の下の実線は、混合音声分離時の正確に聞き分ける音声強さの比の極限值であり、被験者

たちの音声分離力を反映した。この曲線により、年齢の増加につれ、混合音声に対する音声聞き分ける極限值は明らかに下がることが分かった。更に、混合音声分離の強さの比の極限值より、単一音声の聞こえる強さの極限值はかなり小さかった。二つの極限値の差は、加齢とともに、大幅に大きくなった。この差は、センサーとしての耳の機能の影響を除いて、脳内の混合音声分離力だけを反映していると思われる。すなわち、この測定方法により、人間の年齢の増加にしたがって、大脳の信号処理能力が衰えてしまい、音声分離力も減退することが判った。

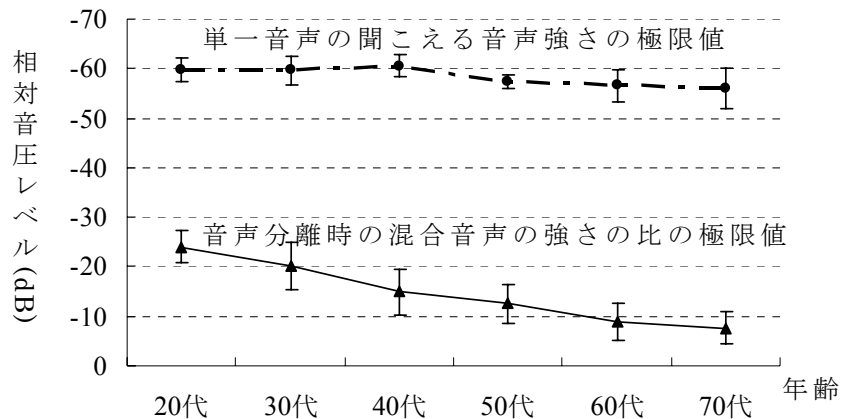


図 2.6 年齢に関わる音声分離と音声聴取の極限值

2.2.3 測定法の有効性の討論

前節の測定実験の結果に基づいて、本節では、提案した音声分離力の測定法の有効性を詳しく論述する。

まず、単一音声の測定結果について述べる。単一音声に対する音声の聞こえる強さの極限值は被験者の耳の聴力レベルに相関すると思われる。我々が知っているように、高齢によって、徐々に聴力を失うことが表されている。図2.7には、異なる年齢の人に対して、声の聞こえ

る極限值を示している[4]. 30歳の曲線と70歳の曲線を比べると, 周波数1000Hz以下の声に対して, 聞こえる声の強さは10dB以内までの差があり, 周波数2000Hz以上の声に対して, 聞こえる声の強さは20dB以上の差になる, という事実が判った. 一方, この測定法の目的は脳内聴覚認知を反映する音声分離力の極限值であるので, 脳内情報処理のまへの各々影響を除かなければならない. だから, 高齢者に対する測定結果は, 悪い耳の要素を考慮することが必要である. そのために, 本測定法は, 源音声信号としての母音を使っている. 図2.7に示すように, 母音は, おもに周波数1000Hz以下の領域にいるので, 高齢者と若者に対する聞こえる強さの極限值の差異が小さかった. そして, 母音を用いて, 音声分離力の測定結果はセンサーとしての耳からの影響が最小化された. 図2.6の破線により, 高齢者と若者の極限值の差が5dBくらいだけで, この設計の利点も実証した.

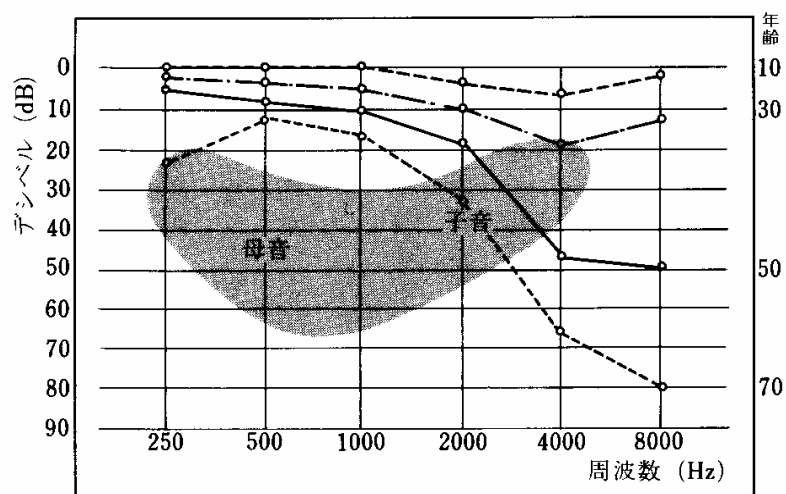


図 2.7 年齢と周波数に関わる声の聞こえる強さ

次に, 混合音声分離の測定結果について論述する. 図2.6の実線は混

合音声分離時の混合音声強さの比の極限值であり，被験者たちの音声分離力をある程度反映した．この曲線は，20代から70代にかけて，ほぼ線形的に下がっている．従来の研究成果[5]から，人間の知能は20歳前後に発達の高点に達し，其の後，年齢と共に衰退するが，40歳の後半頃からこの衰退はその速度を増し，55歳頃には13-14歳の知的作業水準にまで後退する．そしてこの傾向は年齢の増加と共に更に継続することが示唆されている．しかし，我々が獲得した曲線は20代から，ほぼ同様な傾きで下がり，知能の進化と異なる傾向があり，ある脳内の生理現象と相関すると思われる．専門家によって脳生理の観点から，詳しく解明されることが必要である．とにかく，この曲線の下がる傾向は，音声分離力の測定結果が脳内認知機能に関連性をある程度示した．

最後に，二つの曲線の差を議論する．図2.6の破線はセンサーとしての耳の聴力を反映しているが，実線は耳を通じて脳内に入ってきた音声信号の分離力を反映している．耳の影響を除くために，二つの曲線の差を計算したものは，図2.8に示す結果であった．この差の変化傾向は図2.6の破線に一致し，耳の聴力影響を除き，脳の聴覚認知能力を反映していると思われる．更に，現行の聴覚生理の研究[6]によって，加齢による聴覚障害は，伝音性難聴だけではなく，神経系に障害に起因する感音性難聴のことが多い，と事実がある．したがって，音声分離力の下がる原因は，主に，耳の聴力の低下ではなく，脳内の聴覚認知能力の低下にあることが推定された．つまり，提案された音声分離力の定量化測定法は，脳内の聴覚認知能力の検査の有効性が証明された．

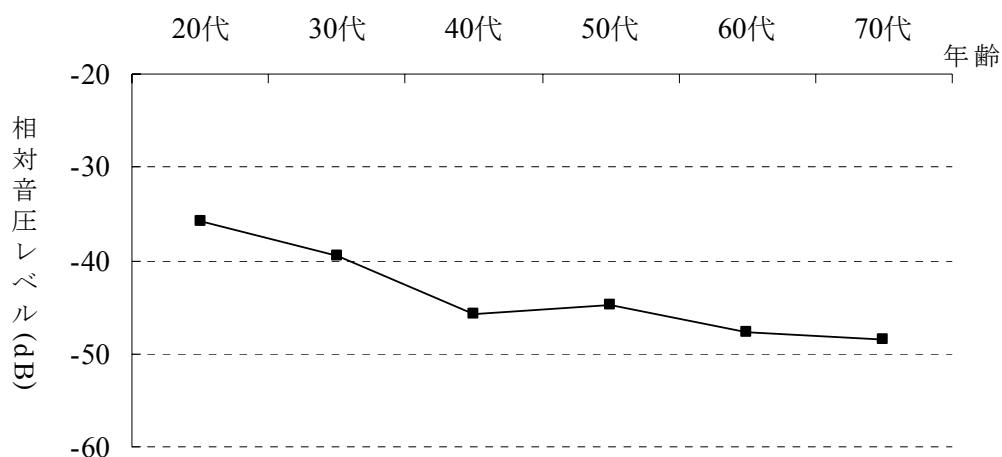


図 2.8 年齢にかかわる脳内音声分離の極限值

2.3 まとめ

本章では、聴覚認知機能に着目して、音声分離力の定量的な測定方法を提案した。音声分離力とは多数の音声成分で混合される音声信号に対する信号内容を別々に分離し、理解する能力である。このような能力の限界値を定量的に測定するために、多数の音声信号を一定の比率で混合し、人間の識別結果を調べることである。単純化すると、我々は二つの日本語母音音声信号を各々の強さの比で混合し、被験者たちが両方を正確に分離・理解できる混合強さの比の限界値を測定した。五つの母音から20組合せの音声分離の限界の統計値を計算し、音声分離力の良さを反映した。なお、センサーとしての耳の聴力からの影響を考慮するために、五つの単一母音音声に対する相対的な最小可聴強さも測定し、被験者の聴力極限值も得た。そして、20代から70代までの男女234人の有効な測定実験を行い、音声分離力と年齢との相関性を調べた。測定結果により、母音に対する耳の聴力は年齢による差異は

ほとんど見られないが，音声分離力は加齢とともに明らかに減退し，特に20代からほぼ線形的に減退することが判った．これらの事実により，音声分離力が耳の聴力ではなく，脳内の聴覚認知能力を反映していると考えられる．また，提案した測定法の有効性も実証した．

参考文献

- [1] 難波 精一郎：騒音を測るということ，小林理研ニュース，Vol.54, pp.1-3, 1996.
- [2] 難波 精一郎，桑野 園子：音の評価のための心理学的測定法，コロナ社，1998.
- [3] 斎藤純男：日本語音声学入門（改訂版），三省堂，2006.
- [4] Jillyn Smith (著)，中村 真次（訳）：五感の科学，オーム社，1991.
- [5] 酒井 行雄：知能の衰えについて(第一報告)，日本教育心理学会会誌，Vol.1, pp.99-108, 1953.
- [6] 加我 君孝：中枢性聴覚障害の基礎と臨床，金原出版，2000.

第3章 信号特徴に基づく音声分離力の定量化計算

前章では、20組の母音の音声分離限界値を統計的に測定する方法を提案した。ところが、これらの極限值は母音の組合せ次第で大きな相違がある。その原因は、音声の組合せによっては、独特の信号特徴を持ち、音声分離の困難さが変わる。したがって、混合音声信号の特徴を詳しく解析しなければならない。本章では、測定された音声分離の極限の統計値に基づいて、混合音声信号の周波数領域の特徴を解析し、音声分離力を厳密に定量化計算する。つまり、周波数領域で、二つの音声成分の差異を表す相違特徴量という概念を導入し、脳内音声分離に必要な情報量を計算することである。

3.1 はじめに

俗世間の音と声は様々であり、異なる音と声に対して、人間の知覚と認知結果は大きな隔たりがある。もっと複雑な混合音声信号においては、様々な認知結果を現すと思われる。よって、音声分離力を定量的に評価するために、規則的な音声信号を使わなければならない。ところが、前章に標準化された源音声信号に対しても、混合音声分離の極限值に大きな差異が出現した。一方で、人間の音声分離能力は、視力のような客観的な能力として、認識の対象いかんによらず、本人自らの能力だけで決められ、短期内には変わらないと考えられる。例として、図3.1の視力検査の場合は、被験者の視力は固定であり、使う視力表の内容にかかわらず、同様な測定結果を取れる。例えば、ある被験者は図3.1aのような視力表で3行目のシンボルまで見え、図3.1bのよ

うな視力表で4行目の文字まで見える．両方のテストは，同じ「1.0」の視力結果を取れる．つまり，被験者の視力能力は固定値として，測定用対象に関係なく，本質的な対象の特徴で（「1.0」という数）評価される．同様に，音声分離力においては，分離できる混合音声信号にかかわらず，本人の脳内聴覚認知レベルで決められ，測定用の信号の本質的な特徴で表示できると思われる．ただ，異なる混合音声を分離する困難さが違うので，獲得音声分離の極限值が相違するため，本質的な混合音声信号特徴の分析が必要である．したがって，前章の統計的な測定結果に基づいて，本章では，普遍的に適用できる信号特徴に基づく音声分離力の計算方法を提案する．また，前章の特定の20組の混合音声の音声分離の極限值にもとじて，提案した信号特徴の計算方法の有用性を検証する．

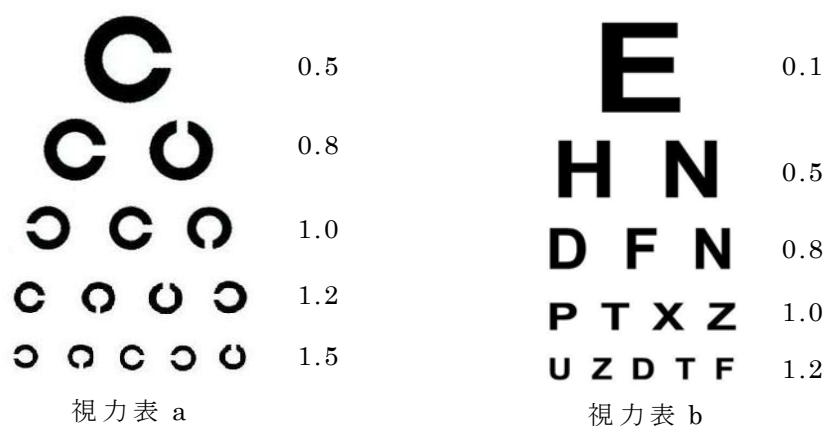


図 3.1 異なる内容を使う視力表

3.2 音声信号の特徴の解析

人間の聴覚系は音の周波数を非常に鋭敏し，複合音中の正弦波成分

を分解する能力を持つ[1]。この能力は、音の知覚の多くの側面においてさまざまな役割を果たしている。そのため、聴覚研究においては、音の信号を周波数領域で解析しなければならない。音の信号の周波数領域の解析は、常にフーリエ変換[2]を行う。本測定法に利用している音声信号は、デジタル信号なので、式3.1に示すような離散的フーリエ変換（Discrete Fourier Transform, DFT）を使っている。

$$Y(k) = \sum_{n=0}^{N-1} y(n) \exp\left(-j2\pi \frac{kn}{N}\right) \quad (k=0, 1, 2, \dots, N-1) \quad (3.1)$$

このフーリエ変換式を用いて、測定用の音声信号のスペクトル分析を行っている。音声信号は、時間軸において、連続的に変化する信号であり、常に短区間スペクトルを計算する。例えば、ある指定時点で指定窓長のサンプル値をDFTで計算し、指定時点のスペクトルを獲得できる。しかし、我々が使う音声信号は日本語の母音である。「あ」「い」「う」「え」「お」のような母音は、声帯が周期的に振動して息を断続させることで発生したパルス状の空気の振動なので、周期的に繰り返されている音声である。そのため、母音信号は、時間軸上ほとんど同様な標本抽出を繰り返し、全時間領域で大体同じ短区間スペクトルを取れる。そして、連続的な短区間スペクトルのかわりに、平均スペクトルの分析法を使っている。つまり、音声発音の全時間領域で、すべての短区間スペクトルの平均値を計算することである。この平均スペクトルは発音期間の音声特徴を完全に表せる。具体的に、図3.2に示すようなHamming窓を採用しており、時点の短区間スペクトルを求め、全部の時点の平均スペクトルを計算する[2]。

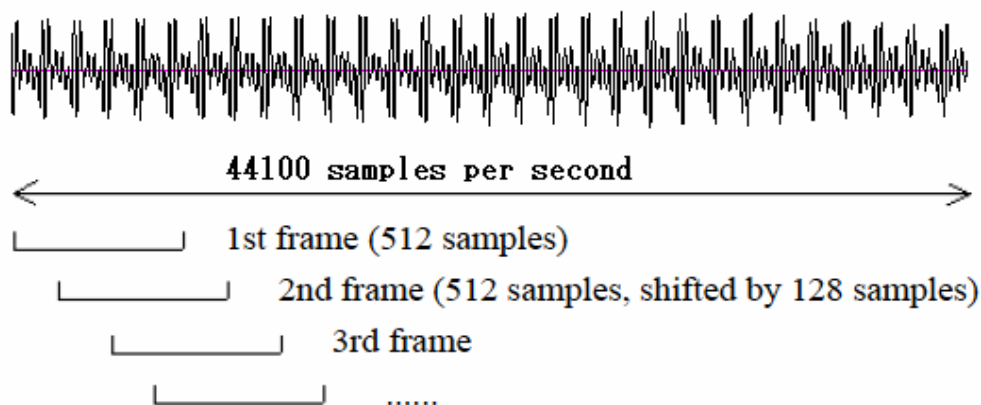
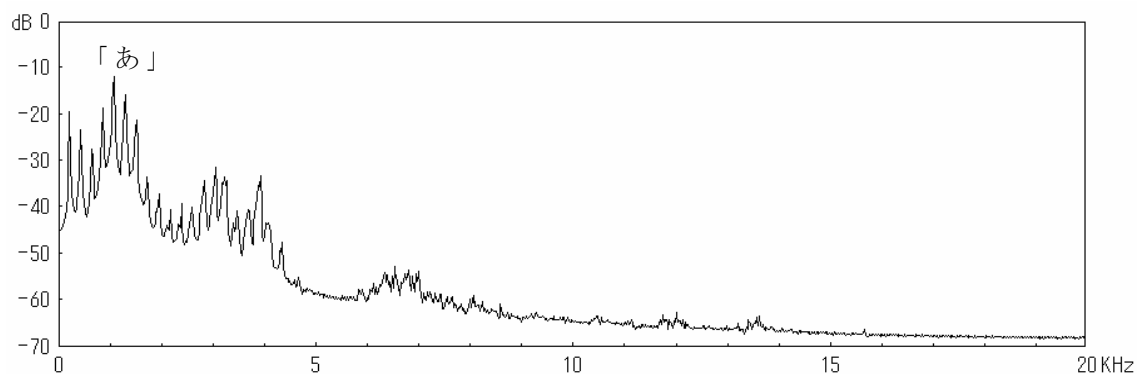
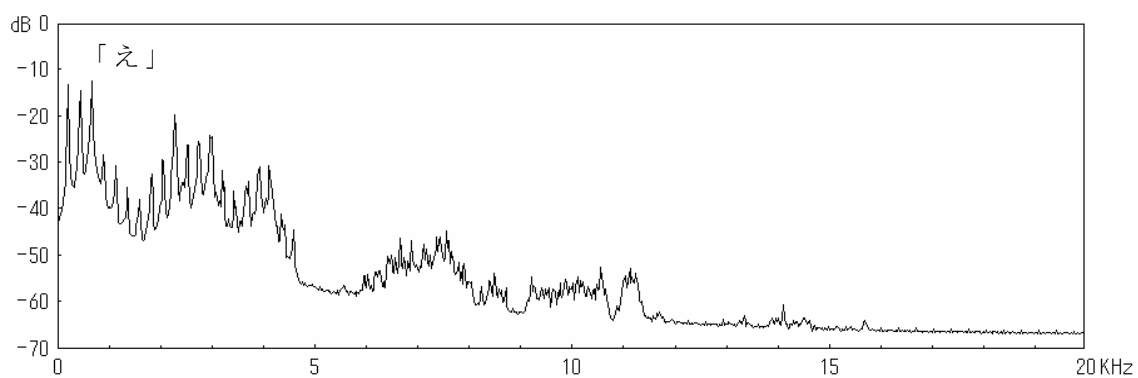
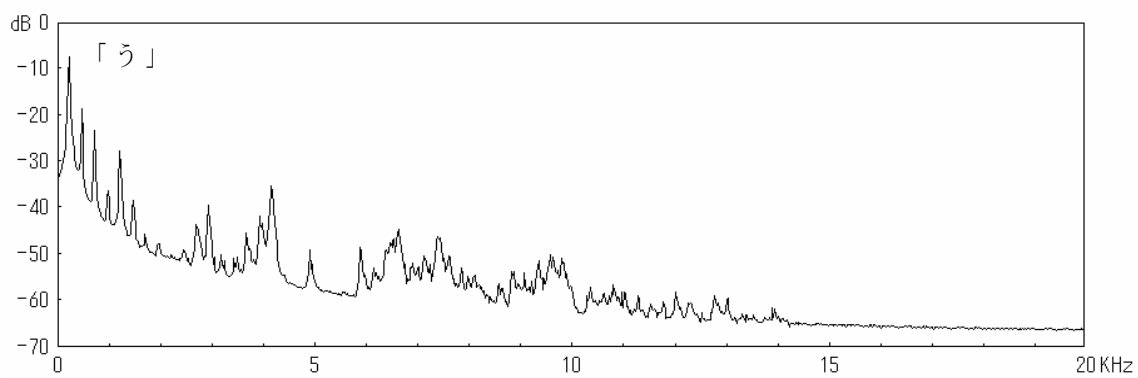
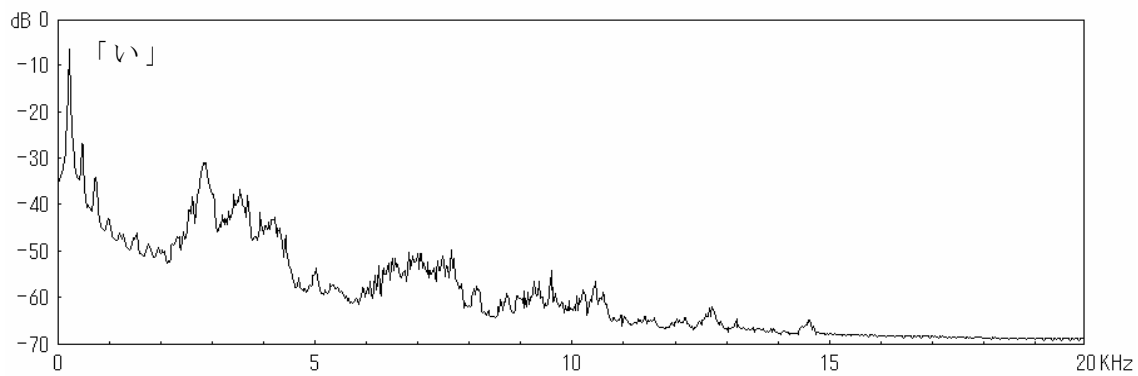


図 3.2 離散的フーリエ変換の窓

このような離散的フーリエ変換を用いて、とりあえず、図2.1に示すような五つの源音声信号の平均スペクトルを計算した。計算された平均スペクトルは図3.3に示している。これらの計算結果により、日本語母音音声のエネルギーが、おもに5KHz以下に集まっている。また、基本周波数 $[2]F_0$ が、それぞれ219Hz, 262Hz, 265Hz, 241Hz, 244Hzの低周波数領域にいる。更に、共鳴によって強められたホルマント $[2]$ は、それぞれの母音の固有の特徴として、それぞれの母音毎に決まった周波数の成分が強く現れている。人間に対して、基本周波数とホルマントは母音識別の重要な特徴だと考えられる。



第3章 信号特徴に基づく音声分離力の定量化計算



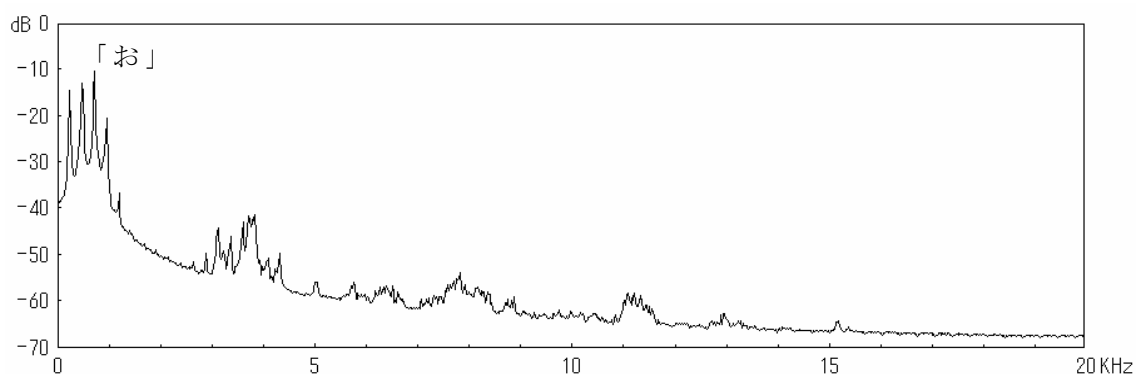


図 3.3 源音声信号の平均スペクトル

このような源音声信号で混合された音声は，図3.4の左に示すようなスペクトルを持つ．このスペクトルは両方の源音声成分の基本周波数とホルマントを含んでいる．音声分離時，聴覚系がこれらの基本周波数とホルマントを特徴として，別々に判断し，図3.4の右のような源音声信号を推定する．一体，聴覚系は如何のような信号特徴を知覚できるか，どう音声成分の特徴を別々にするか，音声分離のモデルを作らなければならない．次の節に二つの源音声で混合された音声信号の分離モデルを提案する．

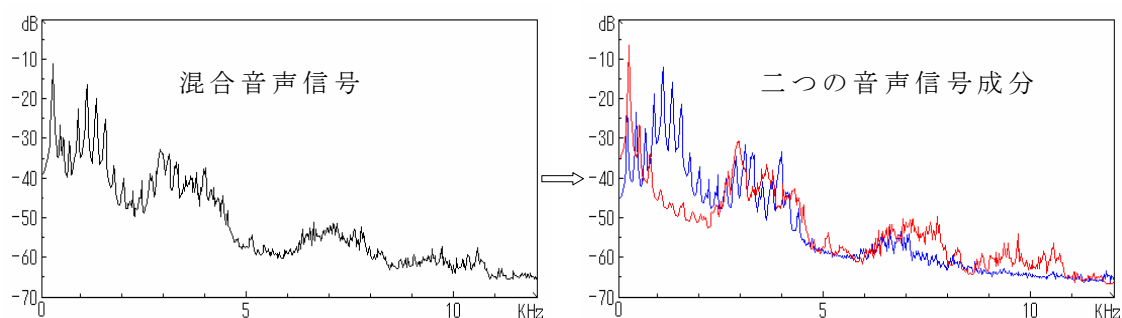


図 3.4 周波数領域の音声分離

3.3 音声分離時信号の特徴量の定量化

音声知覚は、音声一つ一つの周波数特徴のパターンを脳が記憶することによって形成されている。聴細胞は脳に信号を送り、脳はそれぞれの周波数特徴を知覚して分析し、聞こえてきた音が既存する音であるかどうかを判断する。混合音声信号は多数の音声成分で組成される。混合音声の聞き分けにおいては、全部音声成分の周波数特徴が混ざっているのので、成分の特徴を各々組合せて脳内に既存している多数の音声のパターンに比較し、似た音声に推定する。更に、混ざっている信号特徴は、マスキング効果を起こすために、互いに影響することもある。このため、脳がマスクされた信号特徴を推定することが必要だと考えられる。したがって、音声分離の過程は、マスクされない成分の特徴から、それぞれの源音声内容を推定することである。まずは、音声成分のマスキングされる状態を解析しなければならない。

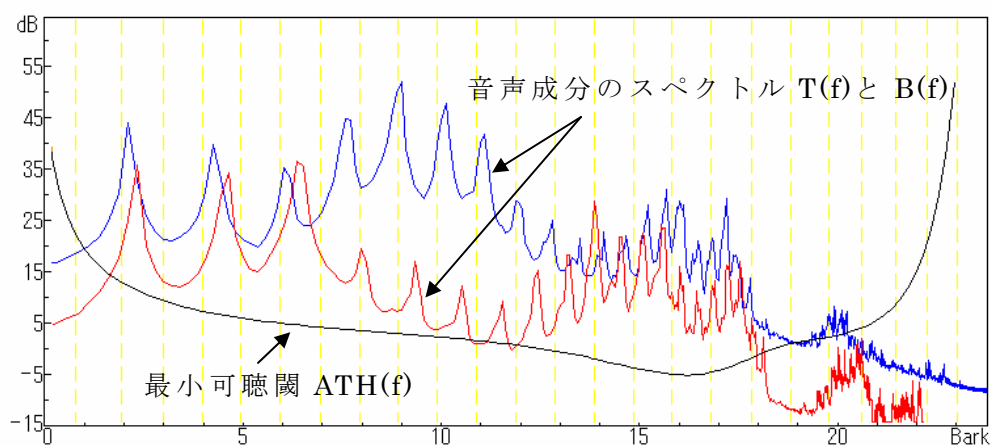


図 3.5 混合音声信号の二つの成分のスペクトル

図3.5に示すように、測定実験に使う混合信号は、二つの母音音声成分で組成される。時間領域においては、混合信号が $s(t)$ で表示し、二つの母音成分はそれぞれ $t(t)$ と $b(t)$ で表示する。つまり、 $s(t)=t(t)+ b(t)$ 。

第3章 信号特徴に基づく音声分離力の定量化計算

それぞれの平均スペクトルを求めると，周波数領域で， $S(f) = T(f) + B(f)$ となる．更に，図3.5にもっと下の曲線は最小可聴閾(absolute threshold of hearing, ATH)であり[3-5]，即ち，自由音場における純音に対して，正常の聴力を持つ人が認識できる最低の音圧レベルである．なお，図3.5の横軸が周波数であり，Barkスケール[6-8]を使っている．Barkスケールは，聴覚心理モデルを実装する上でよく使用される．Barkは人間の聴覚特性を元に設定された周波数の単位で，周波数kHzとBarkは式3.2のような簡単な写像で変換できる[9, 10]．Barkスケールの使用理由は，まず聴覚心理に関する測定結果の解析に対して，人間の聴覚特性に基づくスケールが最も適用し，マスキング効果の計算が便利であるからだ．また，kHzスケールを使うと，信号特徴がおもに2kHz以内に集まっているので，見にくいという欠点がある．

$$\text{Bark} = 13 \arctan(0.76f) + 3.5 \arctan((f/7.5)^2) \quad (3.2)$$

図3.5に混合音声の二つ成分の特徴を周波数領域で解析した．成分特徴が互いにマスク・影響するため，成分を別々に識別するのは難くなる．よって，我々は聴覚情報量に基づくモデルを創り，二つの音声成分が同時に存在する場合に，脳が音声信号分離に利用される必要な情報量を推定する．そして，この情報量の多さで，脳内の聴覚情報処理能力を評価する．

二つの音声成分が同時に存在する場合，音声成分は互いにある程度マスクされる．残る情報を推定するために，聴覚マスキング効果の研究結論に基づいて，音声成分のマスキング効果を計算する．通常，聴覚に対して，ある音（マスキー）が他の音（マスカー）の存在によって最小可聴値が上昇する現象がある．この現象はマスキング効果と呼ばれる[6, 11]．しかし，この最小可聴値の変化は無条件で他の音声に

影響されるわけではない，一定の周波数範囲の以外のマスキングは，マスキングの最小可聴値に影響できない．この周波数範囲は臨界帯域と呼ばれる[12, 13]．16kHzまでの可聴範囲には，約24部分の隣接する臨界帯域に分かれる[14]．1990年に，E. Zwickらは，図3.6に示すような臨界帯域幅雑音のマスキング効果の結論を発表した[15]．中心周波数がそれぞれ0.25kHz, 1kHz, 4kHzをとる臨界帯域の白色ガウス雑音が存在する場合，静寂時最小可聴値は（或いは，絶対可聴閾，Abstract threshold of hearing, ATH）図に示すようにそれぞれに変わった．

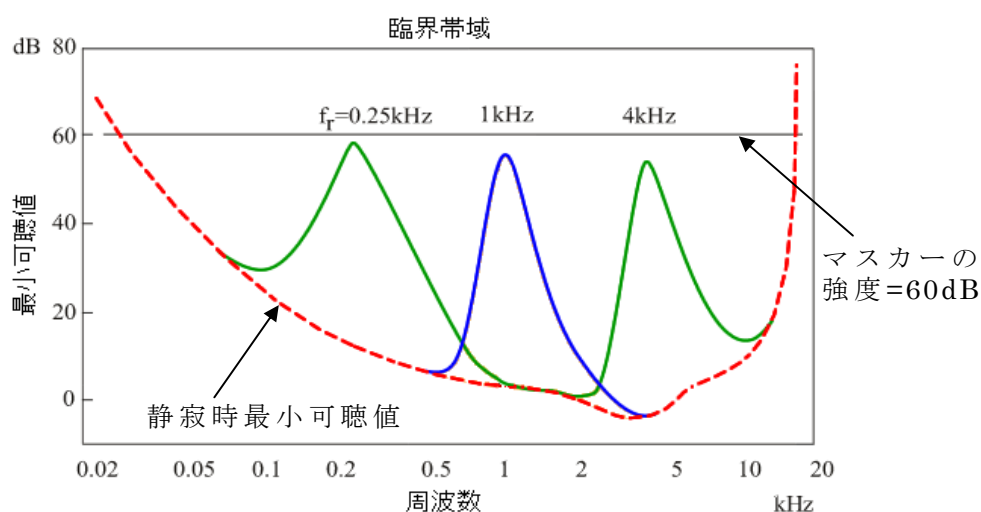


図 3.6 臨界帯域幅の雑音のマスキング効果

上述の聴覚マスキング効果に基づいて，我々はE.Zwickらのマスキング量の結論を24の臨界帯域に広げ，一つの音声成分が存在している場合に他の一つの残れた信号特徴の情報量を推定する．このような情報量の多さと脳内の情報処理能力は，この混合音声信号が正確に分離できるかどうかを決める．二つの音声成分は，相対的に強さの比で混合されるので，音声分離時小さな強さの持つ成分の聞き分けは音声分離の手掛かりであると思われる．よって，小さな強さの持つ成分 ($T(f)$)

で表記する；また，大きな強さの持つ成分は $B(f)$ で表記する）の残された特徴情報量で混合音声分離の困難さを表示できる．この混合音声分離の困難さを表示する値は，混合信号の相違特徴量（dissimilarity eigenvalue, DE）に定義する．一般的に，混合音声の相違特徴量は大きければ大きいほど，音声内容の聞き分けがしやすくなる．ここから，混合音声信号の相違特徴量の計算モデルを提案する．

E.Zwrickらは，三つだけの臨界帯域の白色ガウス雑音(中心周波数が0.25kHz, 1kHz, 4kHz)がそれぞれ存在する場合の最小可聴値を報告した．しかし，マスキングとしての成分 $B(f)$ は，全可聴領域をわたるスペクトルを持っているため，24の臨界帯域に同等に換算しなければならない．臨界帯域ごとにおいて，周波数範囲に $B(f)$ の強さを加算し，式3.3を造った．式3.3を用いて，図3.7の破線に分かれるような24の臨界帯域に音声成分 $B(f)$ の強さをそれぞれ計算できる．ここで， CB_i は*i*番目の臨界帯域の周波数範囲である[16]．

$$C_i = 10 \cdot \log_{10} \left(\int_{CB_i} e^{\frac{B(f)}{10}} \cdot df \right) \quad (i = 0, 1, \dots, 23) \quad (3.3)$$

$$M(f) = 10 \cdot \log_{10} \left(\sum_{i=0}^{23} e^{\frac{\text{mask}(i, C_i, f)}{10}} \right) + ATH(f) \quad (3.4)$$

そして，式3.4で，マスキングとしての音声成分 $B(f)$ が存在する場合の最小可聴値 $M(f)$ （或いは，マスキング閾値）を求める．この式の意味は静寂時最小可聴値のうえに，24の臨界帯域によるマスキング効果を与えることである．ここで， $ATH(f)$ は静寂時最小可聴値(絶対可聴閾)であり， $\text{mask}(i, C_i, f)$ は*i*番目の臨界帯域のマスキングによるマスキングとしての周波数*f*の純音が起こされるマスキング量である．この関数はE.Zwickerらの結論に基づく線形内挿法で推定された．パラメタの*i*は

臨界帯域の番号であり， C_i は*i*番目の臨界帯域のマスキャーの強さであり， f はマスキャーとしての純音の周波数である．

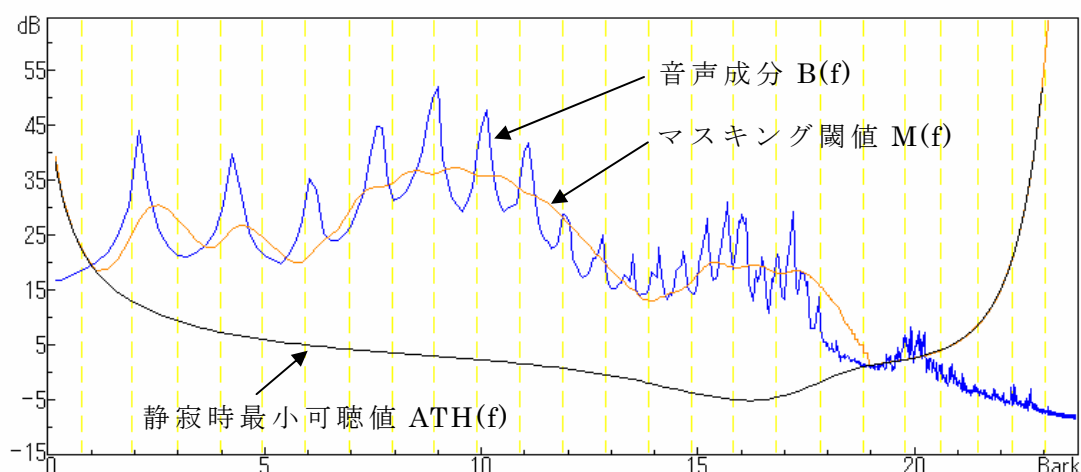


図 3.7 音声成分 $B(f)$ によるマスキング効果

計算の結果は図3.7に示している曲線を獲得した．つまり，静寂時の最小可聴値 $ATH(f)$ は，音声成分 $B(f)$ の存在により，マスキング閾値 $M(f)$ に変わってしまった．聴覚心理学において，この計算されたマスキング閾値の上方に限りのマスキャー成分が感じられ，音声信号内容の識別に役に立つ．したがって，図3.8に示すように，マスキャーとしての音声成分 $T(f)$ を加えると，マスキング閾値を超える部分だけ(色の付く部分)，音声成分 $T(f)$ の聞き分けの相違特徴になる．

$$DE(T, B, R_{TB}) = \int_0^{fs/2} \frac{|T(f) - M(f)| + T(f) - M(f)}{2} \cdot W(f) \cdot df \quad (3.5)$$

$$W(f) = \frac{a^{\frac{f}{F_0}} \cdot (T(f) - ATH(f))}{\int_0^{fs/2} a^{\frac{f}{F_0}} \cdot (T(f) - ATH(f)) \cdot df} \quad (3.6)$$

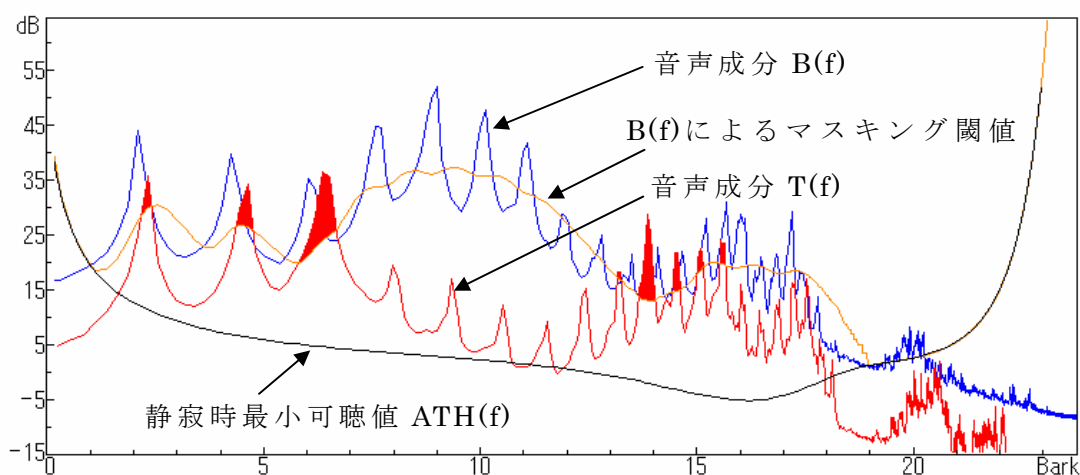


図 3.8 マスクされる音声成分 $T(f)$

そして、このような相違特徴を注目ながら、人間の聴覚特性を考慮し、式3.5のような計算式で混合音声の相違特徴量 DE を計算する。式3.5は、周波数上の重みで信号の相違特徴を積分することである。ここで、 f_s は音声成分のサンプリング周波数である。 $W(f)$ は周波数領域の各周波数が $T(f)$ の識別に対する重要さであり、経験により決められる。 $T(f)$ の基本周波数 F_0 及びホルマント周波数 F_1 - F_4 のマスクされる状態は識別に対して重要な部分である。また、人間の聴覚系においては、各周波数によって生じる心理的な感覚が違う[1]ので、絶対可聴閾 $ATH(f)$ の要素も考えるべきである。したがって、以上の二つの要素を考えて重み $W(f)$ は式3.6のように推定される。ここで、 a は経験による調整パラメタである ($0 < a < 1$)。なお、正規化するために、分母の部分が加えられた。

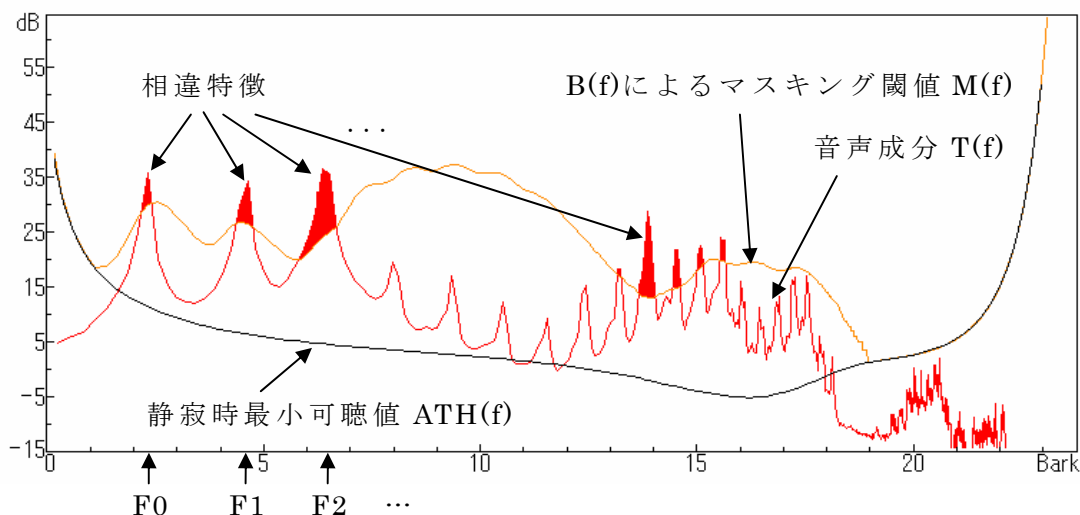


図 3.9 混合音声の相違特徴量 DE

3.4 定量化法の有用性の検証

以上、混合音声信号の相違特徴量 DE の計算方法を提案した。この方法の有用性を検証するため、前章に音声分離の極限值の測定結果に応用し、混合音声分離の極限時の混合音声信号の相違特徴量を求める。前章の表 2.3-表 2.8 の結果は、統計的に被験者の音声分離力を反映している。しかし、20 の源音声の組合せの音声分離に対して、困難さは大きな相違がある。そのような事実から、本章に提案した信号相違特徴量を計算すると、音声分離力のもっと本質的な結果を獲得できると考えている。

まずは、前章に 20 代の被験者の音声分離の測定結果(表 2.3)を源音声の組合せずつ計算する。二つの源音声信号の強さの比の極限值で、混合音声信号を組成された。この場合の両方の成分は式 3.3-式 3.6 の計算式を用いて、信号の相違特徴量を計算する。式 3.6 のパラメタ a が 0.85 に設定する場合、表 2.3 のセルに対応する計算結果は、表

3.1 である.

表 3.1 20 代の被験者の音声分離極限時の DE の平均値

T \ B	あ	い	う	え	お
あ	---	0.72	0.36	0.56	1.53
い	1.23	---	2.80	0.88	2.14
う	1.16	1.14	---	0.56	0.70
え	0.93	0.79	0.73	---	2.10
お	1.36	1.21	1.31	1.96	---
AVG	1.209				

相違特徴量 DE は、信号特徴に基づいて、混合音声信号分離の困難さを表示しているため、指定の被験者に対して、音声分離力は短期間に変わることはなく、20 の境界値 R_{TB} において、理論的に等しい相違特徴量が取られると思われる。実際の計算により、求めた 20 の相違特徴量は唯一の値となっていないが、ある程度集約されると考えられる。ここで計算された相違特徴量が厳密に一致しない理由は、相違特徴量の計算式がまだ不完備であるからだ。更に、極限値の測定結果においては、不可避な誤差も存在していると考えられる。

また、計算されたデータは統計的な特性から生理的な意義があると思われる。計算される相違特徴量の値の意義は、混合音声において、二つの音声成分が分離できる必要な信号特徴の差異の大きさであり、分離できる音声信号の相違特徴量が小さいほど、音声分離力が強くなる。そのため、20 の音声分離極限時の信号相違特徴量の平均値は被験者の音声分離力を表し、脳内の聴覚認知能力を反映していると考えられる。なお、この定量化の計算法において、理論上の

第3章 信号特徴に基づく音声分離力の定量化計算

計算により，最低の音声分離極限に至るとき（信号混合の強さの比が 0 に至る），音声信号の相違特徴量の最大値の 12.16 に達する．最高の音声分離極限に至るとき（信号混合の強さの比が聴力極限に至る），音声信号の相違特徴量の最小値の 0 に達する．それにより，人間の日常の習慣に合わせるために，信号相違特徴量に表現される音声分離力は，相違特徴量の値により，0 から，1.0 までの数に転換する．つまり，音声分離力の定量化計算値(voice separation ability, VSA)は式 3.7 のように表示する．そうすれば，音声分離力の計算値が 1 に近いほど，音声分離力が強いといえる．

$$VSA = 1 - \frac{1}{20} \cdot \frac{\sum_{T, B \subseteq \{a, i, u, e, o\}} DE(T, B, R_{TB})}{12.16} \quad (3.7)$$

厳密に音声分離力の計算値と年齢との関係を調べるために，音声分離力の計算モデルを用いて，測定結果の相違特徴量をもとに，全部被験者の音声分離力の計算値を求め，年齢と音声分離力の関係曲線を獲得した．図3.10に示すような傾向により，人間の加齢とともに，混合音声分離時に必要な信号相違特徴量は多くなり，音声分離力の計算値が線形的に減少する．脳内聴覚認知能力の減退にしたがって，音声信号特徴に対する敏感性が下がり，また脳内の情報処理能力も下がると思われる．したがって，年齢とともに，脳機能の減退の予防と脳の病気の早期検査は重要である．なお，この曲線をもとに，個人の測定結果は，同年齢の平均結果と比較することで，個人の機能減退状態を判断することができる．詳しくは，第4章に述べる．

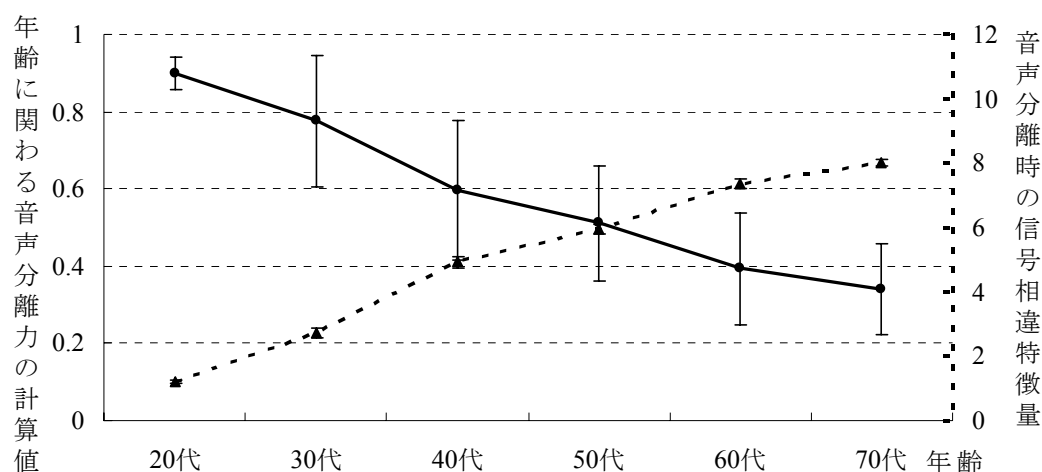


図 3.10 年齢に関する音声分離力の定量化計算値

3.5 まとめ

本章では、源母音の組合せ次第で異なる分離極限值を獲得した原因を調べ、混合音声信号の周波数領域の特徴を解析した。聴覚マスキング効果の研究結論に基づいて、混合音声信号の二つの成分の互いに影響する程度を分析し、成分の差異を表す相違特徴量という概念を定義し、脳内音声分離時の必要な情報量を計算した。具体的に、まず、離散的フーリエ変換で、混合音声信号を構成する二つの成分の周波数領域の平均スペクトルを求める。次に、聴覚のマスキング効果の結論を利用し、音声成分が互いに引き起こすマスキング閾値を計算する。更に、マスキング閾値のうえに音声成分の分離に役に立つ信号の相違特徴を求め、適切な重みを加えて、二つの音声成分の特徴差異を表す相違特徴量を計算する。最後に、全部の母音組合せの音声分離極限時の相違特徴量を基に、音声分離力の計算値を(0, 1.0)の区間で厳密に表示する。そして、このような信号特徴に基づく音声分離力の定量化計算

法を用いて、前章の異なる年齢の被験者の音声分離力を実際に計算し、提案した計算法の有用性を示した。更に、計算結果により、20代から音声分離力が明らかに線形的に減退することを発見した。

参考文献

離散的フーリエ変換 (Series Books, vol.5, P123)

- [1] B. C. J. (Moore,著), 大串健吾 (訳): 聴覚心理学概論, 誠信書房, 1994.
- [2] 金井 浩: 音・振動のスペクトル解析, コロナ社, 1999.
- [3] Miller, et al.: Nonparametric relationships between single-interval and two-interval forced-choice tasks in the theory of signal detectability, Journal of Mathematical Psychology archive, Vol.46, No.4, pp.383-417, 2002.
- [4] S. A. Gelfand, T. Schwander, and S. Silman: Acoustic reflex thresholds in normal and cochlear-impaired ears: Effects of no-response rates on 90th percentiles in a large sample, Journal of Speech and Hearing Disorders, Vol.55, pp.198-205, 1990.
- [5] ISO 226: 1987(E): Acoustics-Normal equal- loudness contours, 1987.
- [6] B. C. J. Moore: An Introduction to the Psychology of Hearing(3rd ed.), Academic, 1989.
- [7] E. Zwicker, G. Flottorp and S. S. Stevens: Critical bandwidth in loudness summation, J. Acoust. Soc. Am., Vol.29, pp.548-557, 1957.
- [8] E. Zwicker and R. Feldtkeller: Das Ohr als

Nachrichtenempfänger 2 Aufl., Stuttgart, Hirzel, 1967.

[9] E. Zwicker, and E. Terhardt: Analytical expression for critical-band and critical band-width as a function of frequency, *Journal of the Acoustical Society of America*, Vol.68, pp.1523-1525, 1980.

[10] H. Traunmüller: Analytical expressions for the tonotopic sensory scale, *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol.88, pp.97-100, 1990.

[11] B. C. J. Moore: *Frequency Selectivity in Hearing*, Academic Press, New York, 1986.

[12] H. Fletcher: Auditory patterns, *Rev Mod Phys*, Vol.12, pp.47-65, 1940.

[13] G. P. Schooneveldt, and B. C. J. Moore: Comodulation masking release (CMR) for various monaural and binaural combinations of the signal, on-frequency, and flanking bands, *J Acoust, Soc Am.*, Vol.85, pp.262-272, 1989.

[14] E. Zwicker: Subdivision of the audible frequency range into critical band (Frequenzgruppen), *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol.33, pp.248, 1961.

[15] E. Zwicker and H. Fastl: *Psychoacoustics*, Springer-Verlag, 1990.

[16] P. Noll: Wideband speech and audio coding, *IEEE Communication Magazine*, Vol.26, pp.34-44, 1993.

第4章 聴覚認知における音声分離力の評価法

通常，人間は加齢とともに，脳機能が徐々に減退し，信号処理能力と認知機能が低下する．特に，脳機能減退の早期には，判断や理解等の脳内高次機能の減退は自覚症状がなく，症状を発見することは困難である．しかし，微小な脳機能減退でも，認知機能の極限值は変化すると思われる．音声分離力は，聴覚機能に関わる認知能力として，加齢の影響を受けることが検証された．よって，本章では前述の音声分離力の観点から，大量の測定データに基づいて，統計方法を用いて，聴覚認知における音声分離力の評価標準を作成，音声分離力の相対評価法を提案した．

4.1 はじめ

評価法というとき，大きく二つの方法論がある．一つは訓練などの行為を行う前と後の状態を比較する方法，もう一つは一定の基準を設け，それを達成できているかどうかを調べる方法である[1]．これに対して基準による評価法は，基準そのもののレベルが，望んだものと本当に一致しているかどうか分からない．望んだレベルであるかどうかを知るためには，基準がはっきり分かっている必要がある．同様に，音声分離力の心理測定においては，評価対象が聴覚認知における音声分離力であって，評価基準を設けなければならない．そうでないと基準そのものに対する合意が形成されず，測定結果も無意義になる恐れがある．なお，科学的な評価は「直感」ではない，定量化の評価基準を設定するしかない．

また，評価方法は絶対評価と相対評価に分けられる．絶対評価は，

目標値に準拠した評価法で、予め設定した理想的な目標値に対して、どのような度合に到達できたかで評価する[2]。音声分離力においては、人間の最良の能力値がまだ分からず、年齢によって変わる傾向があった。そのため、絶対評価の方法は不適用である。一方、相対評価は、評価の基準を被験者の測定結果の集団基準（例えば平均値）に照らして、集団の中での個人値の相対的位置を明らかに評価する方法である。相対評価の考え方は「集団の絶対数が多くなればなるほど、その結果の分布はおよそ正規分布に近づく」という統計学の理論を基本としている。実際の測定された音声分離力の分布が正規分布にならない可能性があるが、何らかの事象について法則性を捜したり理論を構築しようとした際、その確率分布がまだ分かっていない場合にはそれが正規分布であると仮定して推論する事は珍しくない。また、本当にその事象が正規分布であるかどうかは実際の大量のデータから確認できると考えられる。

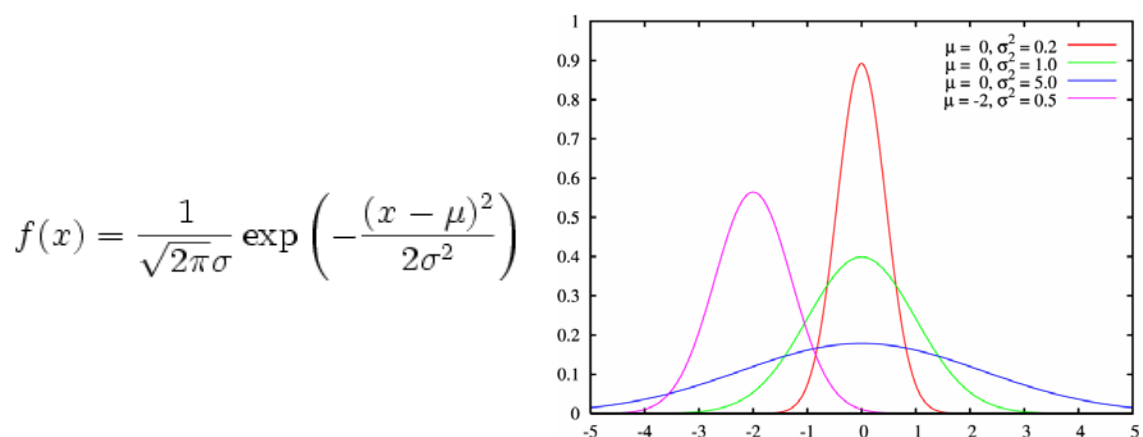


図 4.1 正規分布の確率密度関数と分布図

正規分布は図 4.1 に示すような確率密度関数と分布図で表せる。ここで、 μ は平均、 σ^2 は分散。この正規分布を $N(\mu, \sigma^2)$ と表す。詳しくは[3,4]に参考する。

4.2 音声分離力の評価

前述の極限值の計測実験結果と定量化計算結果により，聴覚認知における音声分離力は，年齢によって変わる傾向があった．そのため，同様な或いは相似な年齢の被験者で構成される母集団に対して，音声分離力の測定結果は正規分布であると仮定した．母集団は，10歳の年齢差を用い，20代，30代，…，70代のように6つの集団に分けて行った．正規分布を満たす前提で，データ数が大きくなればなるほど，実測値が理論値に近づく事実がある．今後の測定データが豊富になるとともに，基準を改善することも可能である．本節では，測定結果の分布を統計的に解析し，年齢帯における音声分離力の評価基準を試作した．そして，試作した基準に基づいて，被験者の音声分離力における脳年齢の評価法を提案した．

4.2.1 音声分離力の評価基準の試作

今までの測定データを基に，音声分離力の評価基準の試作を行った．音声分離力の二つの指標を指摘し，それぞれの評価基準を試作した．それは，音声分離の極限の統計値による評価基準と信号特徴に基づく音声分離力の定量化計算値による評価基準である．

まず，音声分離の極限の統計値による評価基準を作成した．すべての被験者の音声分離の極限值（20組の極限の統計な平均値）は，図4.2の散分図に示すように分布している．理論的に，同じ年齢の被験者で組成した母集団に対して，散布点の縦軸への投影は正規分布の傾向にある．今までのデータ量はあまり多くないので，10歳ごとに母集団を作った．そして，20代と50代の母集団を例として，極限値のデータを統計し，正規分布のモデルを作った．結果は図4.3に示す．

第4章 聴覚認知における音声分離力の評価法

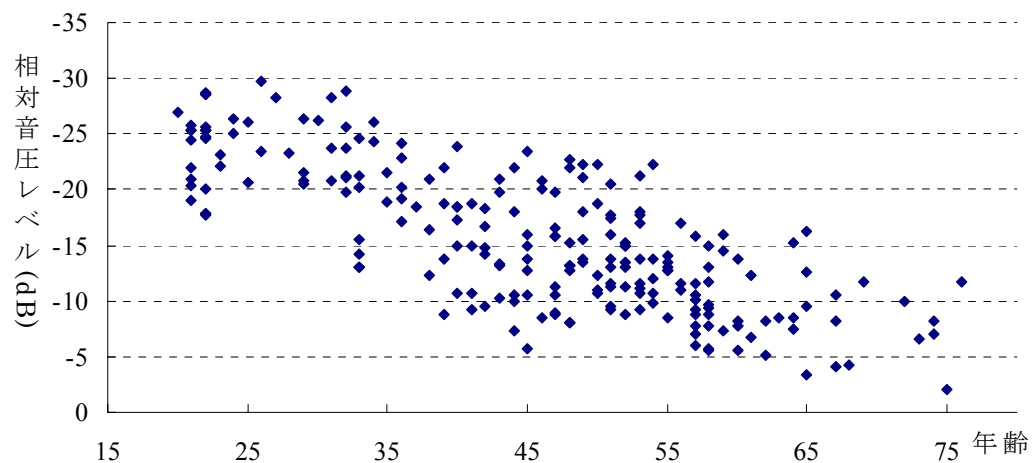


図 4.2 音声分離の極限值の散布図

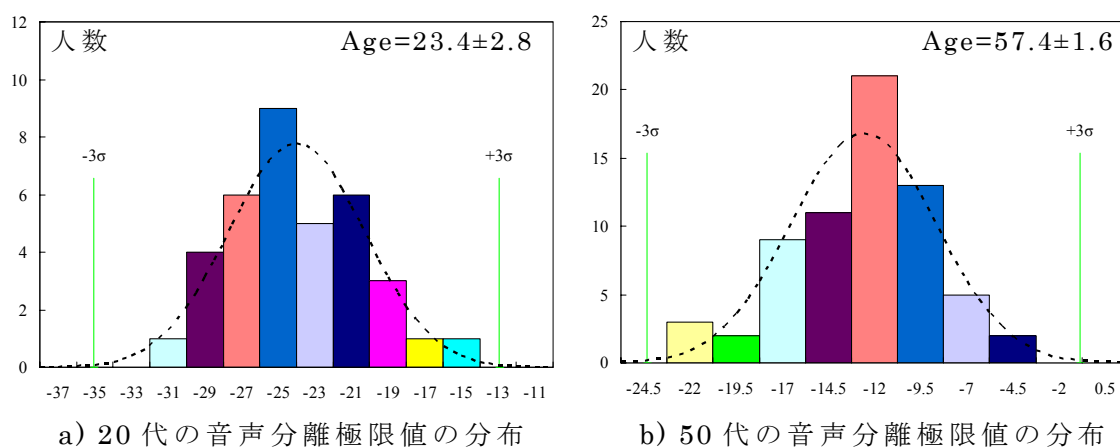


図 4.3 音声分離の極限の統計値の正規分布

図4.3の結果によって、20代の「平均」は50代により小さいが、「分散」はほとんど同じであった。このような統計方法を用いて、すべての母集団の分布パラメータを計算した。その結果、表4.1のような計算結果となり、「平均」の変化傾向は第2章と一致し、「分散」についてはあまり変化傾向がなかった。

表 4.1 音声分離の極限值による評価基準のパラメタ

母集団	20代	30代	40代	50代	60代	70代
年齢分布	23.4±2.8	34.4±2.7	44.8±2.9	54.3±2.8	63.8±2.8	74.0±1.4
標本数	36	36	57	91	25	9
平均(μ)	-23.96	-20.20	-14.91	-12.58	-8.94	-7.62
分散(σ^2)	10.37	23.04	21.90	15.29	13.32	10.89
σ	3.22	4.80	4.68	3.91	3.65	3.30

次に、信号特徴に基づく音声分離力の定量化計算値による評価基準を作成した。すべての被験者の音声分離力の定量化計算値は、図4.4の散点図に示すように分布している。同じ年齢の被験者で組成した母集団に対して、散布点が縦軸への投影は正規分布であると仮想し、20代と50代の母集団を例として、音声分離力の定量化計算値を統計し、正規分布のモデルを作った。結果は図4.5に示す。

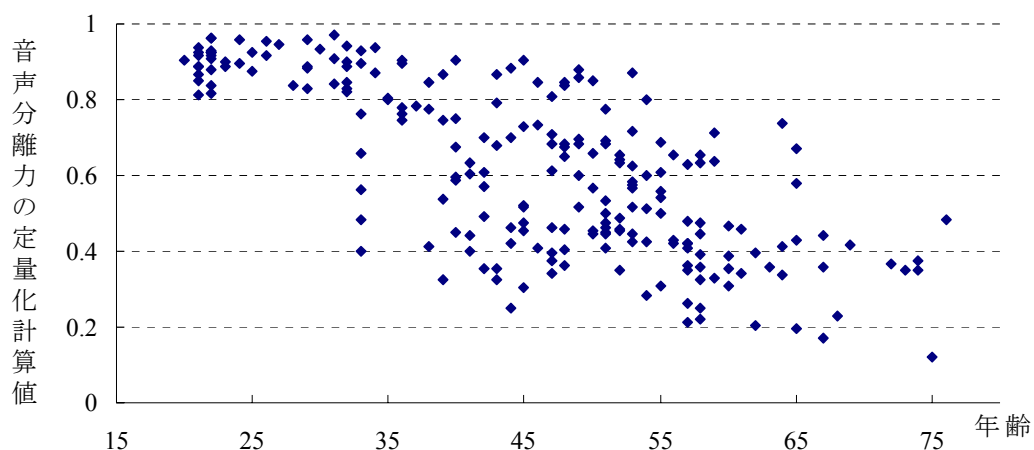


図 4.4 音声分離力の定量化計算値の散布図

第4章 聴覚認知における音声分離力の評価法

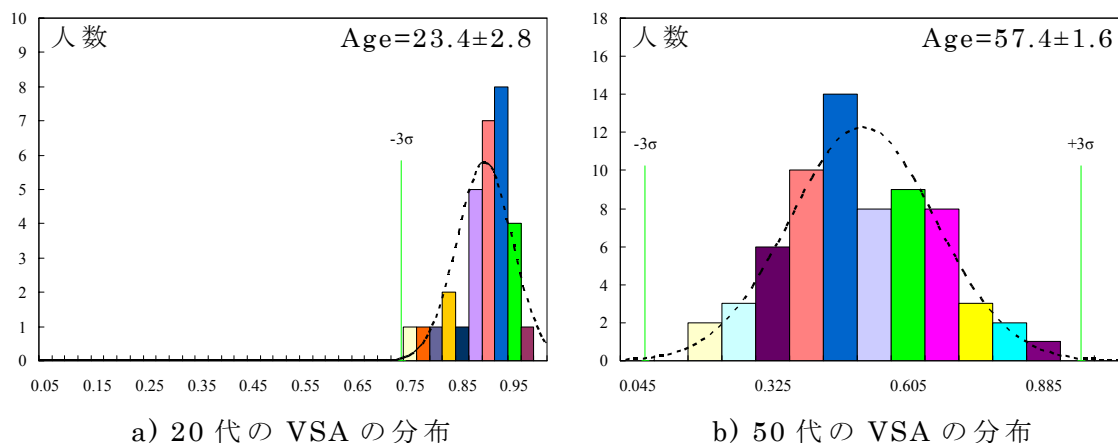


図 4.5 音声分離力の定量化計算値 VSA の正規分布

図4.5の結果によって、前章の結論と合わせ、20代の平均は50代より大きい、音声分離力は20代のほうが強いと分かった。また、このような統計方法を用いて、すべての母集団の分布パラメータを計算し、表4.2の結果を得た。その結果、分布の「平均」は年齢とともに、ほぼ線形的に下がった。一方、「分散」においては、30代から50代にかけて、大きくなる傾向があり、40代に最大値に至り、この年齢帯の被験者の音声分離力の個人差が広がっていることが判った。個人差が大きい年齢帯は、個人の生活習慣や職業特徴などに相関すると思われる。個人によって音声分離力に関する脳内機能が減退しやすい人と、減退しにくい人がいるため、特にこの年齢帯での音声分離力への注意が必要だ。

表 4.2 音声分離力の定量化計算値による評価基準のパラメタ

母集団	20代	30代	40代	50代	60代	70代
年齢分布	23.4±2.8	34.4±2.7	44.8±2.9	54.3±2.8	63.8±2.8	74.0±1.4
標本数	36	36	57	91	25	9
平均(μ)	0.901	0.776	0.595	0.511	0.393	0.340
分散(σ^2)	0.002	0.029	0.032	0.023	0.020	0.014
σ	0.04	0.17	0.18	0.15	0.14	1.12

4.2.2 評価基準に基づく評価法

前節では、今までのデータを基に、音声分離の極限の統計値による評価基準と信号特徴に基づく音声分離力の定量化計算値による評価基準を作成した。本節では、二つの標準に基づいて、音声分離力の相対評価法を提案する。つまり、年齢に関わる二つの評価基準をもとに、評価対象の音声分離力の良さを相対的に評価し、さらに、音声分離力における脳年齢の計算方法も提案した。

前節に作成した二つの評価基準は、年齢帯ごとに音声分離力の分布状況であって、離散な基準点としての連続ではなかった。このため、年齢が二つの年齢帯の中心値の間にいる評価対象に対して（例えば、50歳の被験者）、同じ年齢の母集団の分布のパラメタが未知で、推算する方法が必要である。我々は線形内挿法を用いて、前節の基準点の正規分布のパラメタに基づいて、指定年齢の音声分離力の分布を推算した。具体的に、各年齢帯の年齢の「平均」を基準点として、それぞれ a_{20} , a_{30} , a_{40} , a_{50} , a_{60} , a_{70} で表示している。基準点の正規分布をそれぞれ $N(\mu_{70}, \sigma^2_{70})$, $N(\mu_{20}, \sigma^2_{20})$, $N(\mu_{30}, \sigma^2_{30})$, $N(\mu_{40}, \sigma^2_{40})$, $N(\mu_{50}, \sigma^2_{50})$, $N(\mu_{60}, \sigma^2_{60})$ である。年齢が a を「平均」としての分布は、正規分布 $N(\mu_a, \sigma^2_a)$ を推算される ($a_{20} \leq a \leq a_{70}$)。パラメタの μ_a と σ^2_a を線形内

挿法[5]で式4.1と式4.2のように求める.

$$\mu_a = \begin{cases} \frac{\mu_{30} - \mu_{20}}{a_{30} - a_{20}} \cdot (a - a_{20}) + \mu_{20} & a_{20} \leq a < a_{30} \\ \frac{\mu_{40} - \mu_{30}}{a_{40} - a_{30}} \cdot (a - a_{30}) + \mu_{30} & a_{30} \leq a < a_{40} \\ \frac{\mu_{50} - \mu_{40}}{a_{50} - a_{40}} \cdot (a - a_{40}) + \mu_{40} & a_{40} \leq a < a_{50} \\ \frac{\mu_{60} - \mu_{50}}{a_{60} - a_{50}} \cdot (a - a_{50}) + \mu_{50} & a_{50} \leq a < a_{60} \\ \frac{\mu_{70} - \mu_{60}}{a_{70} - a_{60}} \cdot (a - a_{60}) + \mu_{60} & a_{60} \leq a \leq a_{70} \end{cases} \quad \text{式 4.1}$$

$$\delta_a^2 = \begin{cases} \frac{\delta_{30}^2 - \delta_{20}^2}{a_{30} - a_{20}} \cdot (a - a_{20}) + \delta_{20}^2 & a_{20} \leq a < a_{30} \\ \frac{\delta_{40}^2 - \delta_{30}^2}{a_{40} - a_{30}} \cdot (a - a_{30}) + \delta_{30}^2 & a_{30} \leq a < a_{40} \\ \frac{\delta_{50}^2 - \delta_{40}^2}{a_{50} - a_{40}} \cdot (a - a_{40}) + \delta_{40}^2 & a_{40} \leq a < a_{50} \\ \frac{\delta_{60}^2 - \delta_{50}^2}{a_{60} - a_{50}} \cdot (a - a_{50}) + \delta_{50}^2 & a_{50} \leq a < a_{60} \\ \frac{\delta_{70}^2 - \delta_{60}^2}{a_{70} - a_{60}} \cdot (a - a_{60}) + \delta_{60}^2 & a_{60} \leq a \leq a_{70} \end{cases} \quad \text{式 4.2}$$

そして、推算された分布を用いて、評価対象の音声分離力の相対評価が行える。まず、音声分離力の良さを相対的に評価する。手法は以下のようなになる。①実際年齢 a の評価対象に対して、音声分離力の測定を行い、音声分離の極限值または音声分離力の定量化計算値を獲得する。②前述の方法で二つの評価基準における年齢 a の分布をそれぞれ求める。③測定値が、変数として $N(\mu, \sigma^2)$ に従い、平均 μ からのずれが $\pm 1\sigma$ 以下の範囲に含まれる確率は68.26%、 $\pm 2\sigma$ 以下だと95.44%となる。そして、図4.6に示すように、測定値 x が評価基準の確率分布の上の位置で、相対評価の結果を決める。この結果は間隔尺度[6]で、「非常に良い」、「良い」、「正常」、「悪い」、「非常に悪い」の五項に分れる。

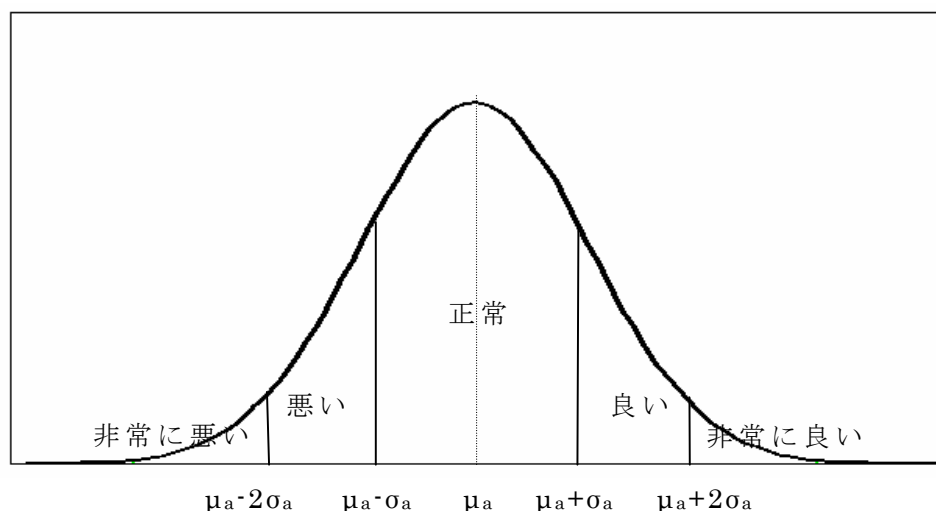


図 4.6 確率分布に基づく相対評価

次に，音声分離力における脳年齢を評価する．この脳年齢の評価方法は，図4.7に示すように，①実際年齢 a の評価対象に対して，音声分離力の測定を行う．②この測定値が年齢における音声分離力の分布の μ 値の曲線にマッピングし，対応する脳年齢 a' を求める．ここで，音声分離力の分布の μ 値は，年齢とともに単調減少であるので，式4.1の逆関数が存在し，この逆関数を用いて，音声分離力の測定値から，対応する脳年齢を求めることができる．さらに，測定した脳年齢と実際年齢との差は，相対脳年齢(relative brain age, RBA)に定義し， $RBA = a' - a$ で表示する．この相対脳年齢は，評価対象の音声分離力に関する自らの年齢を基にした相対的な年齢である．このRBAがプラスの場合，自身の音声分離力は同年齢の中に平均値の以下になる意味であり．RBAがマイナスの場合，平均値の以上になる意味である．そして，相対脳年齢の値は音声分離力の評価の重要な指標である．

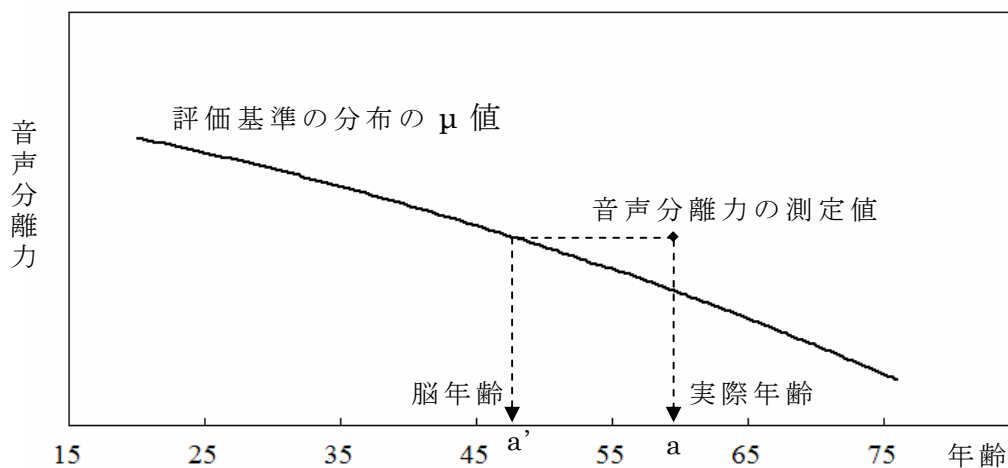


図 4.7 評価標準に基づく音声分離力における脳年齢の計算法

以上，音声分離の極限の統計値による評価基準と音声分離力の定量化計算値による評価基準があったので，どちらの基準を使っても，相対評価が行え，それぞれ利点・欠点がある．音声分離の極限值による評価基準は，混合音声信号の特徴を考慮せず，統計的に平均極限值による評価を行うため，音声分離の本質を反映しない．信号特徴に基づく定量化計算値による評価基準は，混合音声信号の特徴を考慮し音声分離力を本質的に反映しているが，今までのデータ量が少なく，定量化の計算式がまだ完備しておらず，改善が必要である．したがって，二つの基準を統合して使うと，良い評価効果が表現できると思われる．

4.3 まとめ

本章では，前述の音声分離力の極限值の測定結果と定量化計算結果に基づいて，聴覚認知における音声分離力の評価基準を作成した．この評価基準は，相似な年齢の母集団の測定値の確率分布が正規分布であると仮定し，10歳ごとに基準点を設定し，基準点の正規分布のパラメータを統計学の方法で計算した．また，基準点の間の年齢の測定値の

第4章 聴覚認知における音声分離力の評価法

正規分布のパラメタは，基準点における正規分布のパラメタをもとに，線形内挿法で求めた．そして，造られた評価基準に基づいて，実際年齢の母集団の正規分布に参照し，評価対象の実測値による音声分離力の相対評価方法を制定した．更に，年齢にかかわる評価基準に参照するにより，実際年齢をもとに，音声分離力における相対脳年齢の計算法も提案した．

参考文献

- [1] 今村 陽子：臨床高次機能評価マニュアル2000，新興医学出版社，2002.
- [2] 荻野 忠則：教育評価のための統計法，日本文化科学社.
- [3] 南風原 朝和：心理統計学の基礎，有斐閣，2002.
- [4] 大森 博之，神田 隆至，西 晃央：統計学入門，西日本法規，2005.
- [5] 岩崎 学：統計的データ解析入門—単回帰分析，東京図書株式会社，2006.
- [6] 難波 精一郎，桑野 園子：音の評価のための心理学的測定法，コロナ社，1998.

第5章 音声分離力にかかわる脳内表現

ここまでに、音声分離力に関して、測定方法、信号特徴の定量化計算法、および音声分離力の評価法と脳機能増進への応用を述べた。本章では、脳科学の観点から、赤外分光法（NIRS）を用いて、脳血流のヘモグロビン濃度を計測・解析することによって、音声分離力における脳内の関連部位や活発程度などを判別し、脳内の活性化状態を調べる。単一音声聴取時と混合音声分離時、脳血流の酸素化ヘモグロビン濃度の計測をとおして、音声分離力による聴覚認知機能の評価の可能性を検証する。

5.1 はじめに

聴覚の過程は、耳から入った音声は空気の振動として、まず鼓膜でとらえられ、耳小骨で増幅され内耳の蝸牛に伝えられる。そして、蝸牛の聴細胞は脳に信号を送り、脳はそれぞれの周波数を知覚して分析し、聞こえてきた音の意味を判断する。通常、加齢により、音声を聞き分ける脳神経は衰えてしまうと事実がある。音声分離力においては、もっと複雑な神経回路網を組み込んでいる。人間の音声分離の過程は多数の信号成分の特徴を別々に聞き分け、成分特徴の組合せを脳内の音声知識に合わせるように区別・判断する。そのため、この能力は脳内の記憶、注意、並列処理、判断、およびワーキングメモリなどの機能に関連する可能性が高いと思われる。そこで、脳機能局在論[1]（脳が部分ごとに違う機能を担っているとする説のこと）に基づいて、音声分離力に関わる脳内部位が見つかれば、音声分離力に関連する脳機能を分けられるようになる。更に、脳内関連部位の状況変化の計測によ

り，脳機能増進の効果も直接に見られる．したがって，音声分離における脳内表現の計測が必要である．

生体の脳機能の局在性を対象とし，脳の活動をリアルタイムに調べる脳機能イメージングの手法が中心となる．現行の脳機能イメージングの技術[2]は，大体に血流・代謝計測と電磁計測に分かれ，具体的に機能的磁気共鳴画像法(fMRI)，単一光子放射断層撮影(SPECT)，陽電子断層撮影法(PET)，近赤外線分光法(NIRS)，脳磁図(MEG)，脳電図(EEG)などを含んでいる．これらの計測手段は，それぞれの利点と欠点があり，計測の時間・空間分解能および計測の環境影響など要求によって，適切な計測手段を使う．表5.1にそれぞれ技術の特長を比較した．

表 5.1 脳機能を計測する技術の比較

	PET	fMRI	MEG	NIRS
低拘束計測 任意環境 長時間測定	×	×	×	○
空間分解能	△ (～15mm)	○ (～2mm)	○ (5～15mm)	△ (～20mm)
脳深部計測	○	○	△	×
侵襲性	○	×	×	×
計測対象	血液 代謝物質	還元 ヘモグロビン	神経電流	酸素化・還元 ヘモグロビン

その中で，NIRS法においては，安全な低エネルギーの近赤外光を用いるため，侵襲性がなし，繰り返し計測が可能，計測環境の要求が低い．その上，電氣的ノイズや外来光の影響を受けにくく，多チャンネルで計測領域が広く，複数の脳活性化領域を同時に計測することが可能である．脳科学と認知生理学の分野によく使われ，それぞれの研究

成果が発表された[3-9]. 更に, 計測対象が大脳皮質の酸素化・還元ヘモグロビン濃度で, 脳活動の酸素使用量が推定でき, 本研究の計測の目的に合う. そのため, 我々は, NIRS法を用いて, 音声分離における脳内表現を計測する.

5.2 NIRS脳計測装置

NIRS (near infrared spectroscopy)脳計測装置とは, 近赤外光を用いて頭皮上から非侵襲的に脳機能マッピングする, 「光機能画像法」の原理を応用した装置のことである[10-12]. この装置は, 国内外で島津製作所と日立製作所が中心として開発された. 我々は, 日立メディコの多チャンネル計測装置光トポグラフィにより, 脳機能を広い範囲で計測を行った. この装置は微弱光を用いた安全性の高い, 被験者の頭が比較的自由に動かせる利点もある. 更に, 空間解像度は1-2cm程度となり, 時間分解能が0.1秒程度となる. リアルタイムの連続測定も可能である.

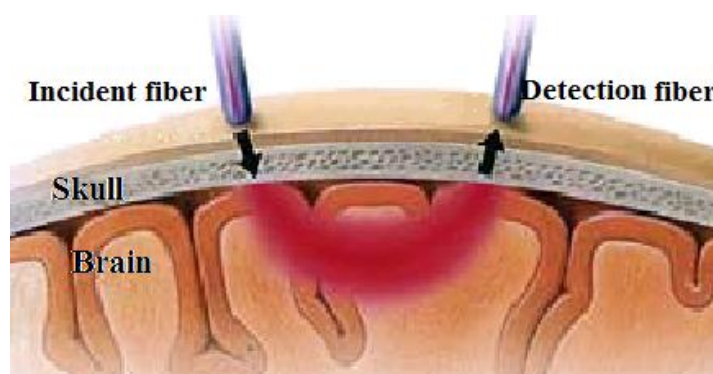


図 6.1 NIRS 脳計測の原理

大脳皮質は, 頭皮上から20ミリほどの深さにあり, 運動・感覚・認知・言語・思考などの高次脳機能に関連している. NIRS脳計測装置は

この大脳皮質の活性状態を，図5.1に示すように，近赤外光の照射により計測する．近赤外線（波長：800nm付近）は人体に対する透過性が高い，頭皮・頭蓋骨を容易に透過して頭蓋内に広がってゆく．一方，大脳皮質には毛細血管が密集しており，また，血液中のヘモグロビン（血色素）は近赤外光を吸収しやすいという特徴があり，種類によって吸光特性が異なる（酸素化したヘモグロビンと還元ヘモグロビンに分ける）．図5.2は，酸素化したヘモグロビンと，還元ヘモグロビンの赤外領域での分子吸収係数を示す．それにより，頭皮上から頭蓋内に向け，波長の違う2つの近赤外光（695nm，830nm）を照射すると，光は組織内で散乱・吸収を繰り返す，深部まで侵入し，一部は頭皮上に戻ってき，反射光が検測される．脳のある部位が活動をすると，それに伴って，その部位に酸素を送る為の血液量が増大する．この血液中のヘモグロビンによる近赤外光の散乱を利用し，酸素化および還元ヘモグロビン，またこれらの合計である総ヘモグロビンの変化を求めることができる．これによって，大脳皮質の血液量の増減や酸素交換情報に伴う指標で計測できる[13, 14]．

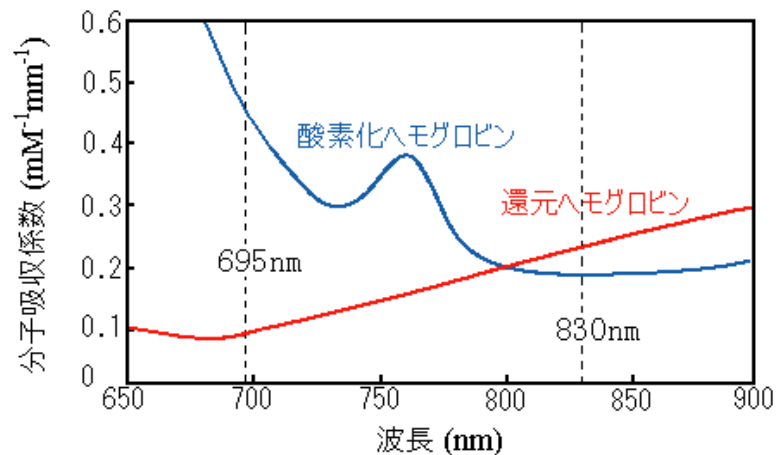


図 5.2 ヘモグロビンの赤外領域での分子吸収係数

また，日立製作所の多チャンネル計測装置光トポグラフィの計測部位について紹介する．トポグラフィとは「地形」とか「地図作り」とかいった意味であるが，ここでは，2次元的な画像計測・表示法という意味である．図5.3の赤い点は近赤外光の照射位置，青い点は検出点を示す．これは30mm間隔の正方格子の交点上に配置される．四角で囲んだ数値は，赤点と青点の中間点として，酸素化および還元ヘモグロビン濃度の変化を測定した点である．これらの計測点のデータは，補間法を用いて，計測領域の2次元マップが作られる．

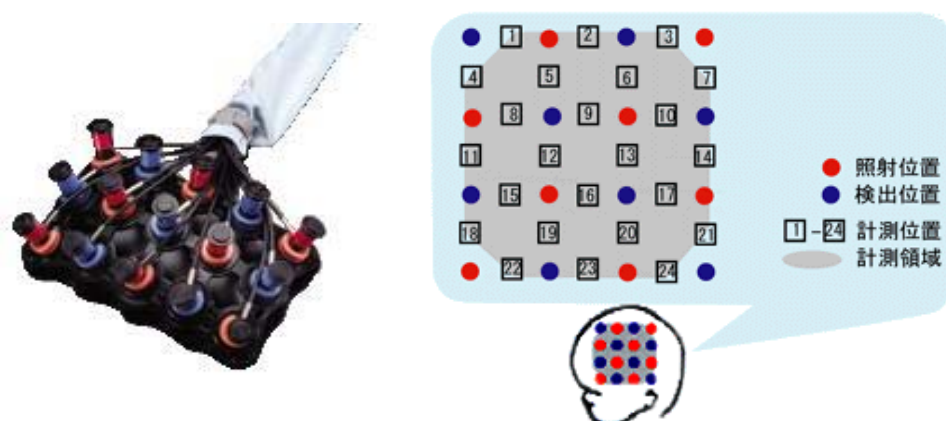


図 5.3 光トポグラフィの位置決め

更に，測定する脳表面の位置を精確に表示するため，計測プローブ装着位置を測定する3次元位置計測ユニット（EZT-DM101）も付いている．3次元位置計測装置（米国POLHEMUS社製 PATRIOT）は，図5.4に示すように，ソースとなる磁界発生源，センサーとなる磁力計測部，さらにそれらを制御するコントロールユニットで構成される．そして，測定された3次元モデルに基づいて，2次元トポグラフィ画像を大脳表面に3次元での画像に合成する．

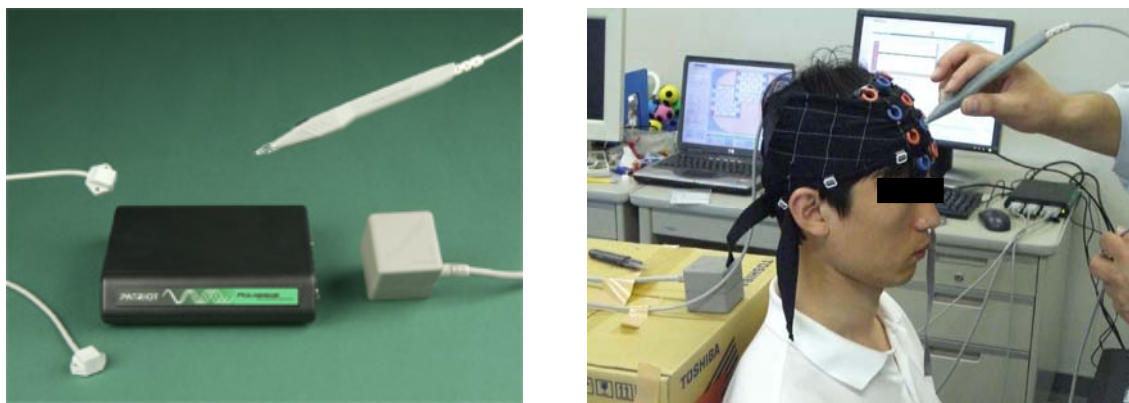


図 5.4 3次元位置の測定装置

5.3 音声分離力に関わる脳内活性の計測

脳科学において、これまでの研究では、人間の認識、意志決定などの高次脳機能の脳内メカニズムと認識が成立する過程を、まだ明らかに提示されていない。近年の研究は、脳特有の機能や情報処理の属性について明らかにすることが目的となる。また、認知機能を物理量などに基づいて客観的に評価し、認知機能のモデル化を計ることが重要な課題となる。同時記録される認知心理実験データと脳活動データの両者のデータに基づき、認知機能の客観的な評価とモデル化は重要な研究手段となる。

脳内の聴覚認知における音声分離力は、人間高次認知能力の重要な一つである。前述の章節で、外界の表現としての能力の極限值を測定した。ここでは、音声分離力に関わる脳内表現を計測し、関連部位を探し、音声分離力の本質的な属性を解明することが可能になる。更に、脳内表現のデータと外界の表現のデータを統合することで、音声分離力のモデルが作られると考えられる。そのため、とりあえず、NIRS脳計測で、音声分離力に関わる脳内活性の計測実験を行う。

5.3.1 NIRS による脳活性の計測実験

実験設計：被験者が混合音声分離時と単一音声聴取時の脳内ヘモグロビン濃度を計測する。つまり、混合音声刺激と単一音声刺激をそれぞれ加え、脳内活性化の部位とそのヘモグロビン濃度の変化を比較し、解析する。刺激音声信号の手順は、図5.5に示すように、プレタイム(pre time)、タスク(task)、リラックス(relax)、ポストタイム(post time)で構成される。プレタイムは、初期データの取得期間であり、10秒に設定される。ポストタイムは計測終了のあと、データの取得期間であり、10秒に設定される。プレタイムとポストタイムの期間に測定されるデータは解析のベースライン(これらのデータの直線近似)を作成する目的となる。つまり、作成されるベースラインはタスクとリラックスの期間のデータ変化の基準である。タスクは音声信号の刺激期間であり、二つのサブタスクに分ける。一つは60秒の単一音声聴取であり(S1と標記)、2秒ごとに単一音声の刺激を与え、全体で30回を行う。もう一つは120秒の混合音声分離であり(S2と標記)、2秒ごとにランダムな母音組合せの混合音声の刺激を与え、全体で60回を行う。リラックスはタスクによって変化したヘモグロビン濃度がベースに戻るレスト期間であり、図5.5に示すようにそれぞれ30秒に設定される。更に、サブタスクS1の前に、30秒のリラックスも設定し、タスクと対照する安静期間である(S0と標記)。なお、刺激用の音声信号は、第2章に述べた音声信号の処理方法で作られる。混合音声信号の強さの比は、20代の R_{TB} の平均値のうえに、2dBを加える値に設定される。単一音声信号の強さは20代の R_T の平均値のうえに2dBを加える値に設定される。

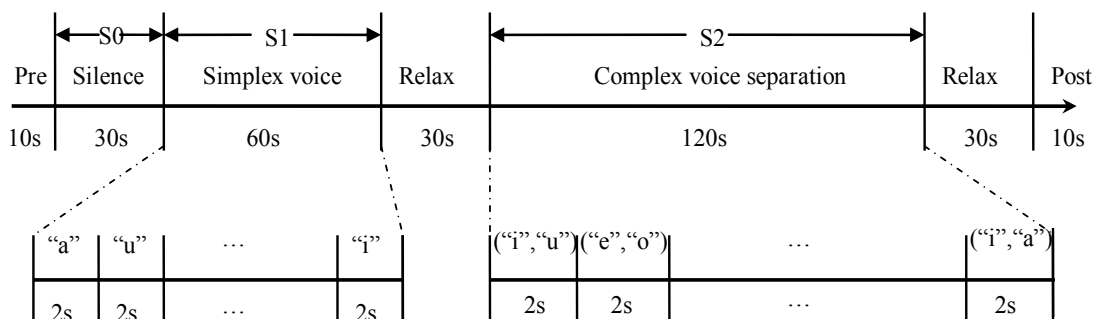


図 5.5 音声分離力における脳活性の測定実験の手順

実験対象と実験環境：被験者は大学生の男性5名で組成され、年齢が 20.5 ± 0.5 歳である。被験者の全員は、聴力正常、右利き、神経障害の病歴がない。測定前、被験者は、充分の実験説明を理解し、しばらくリラックスの状態を維持する。実験は雑音の少ない室内で始まる。実験中、図5.6に示すように、被験者が心地良い椅子の上で座り、ホワイトボードに面し、体の運動を避けている。また、イヤホンを付け、刺激音声の内容のとおり、解答用紙に回答する（マルで選択）。

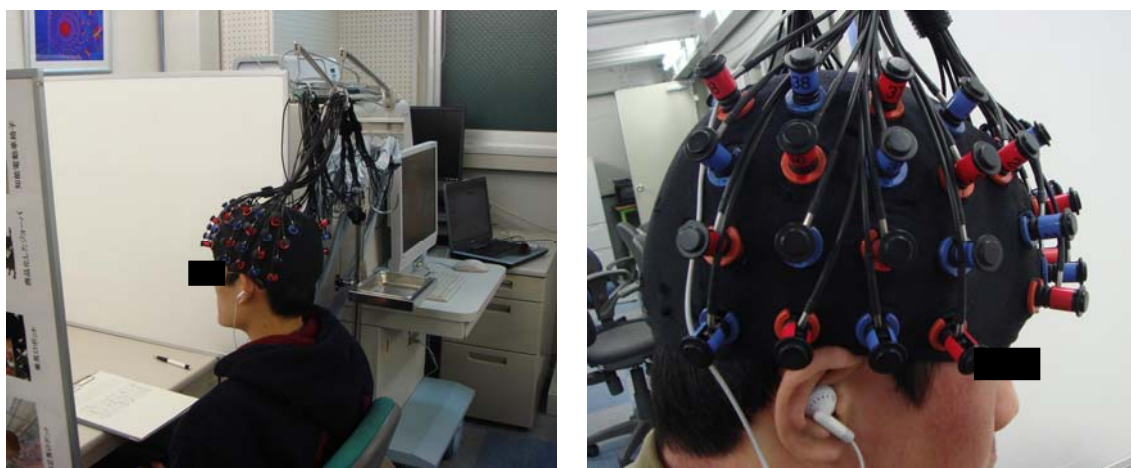


図 5.6 NIRS による脳活性計測の風景

NIRS 脳計測装置の設定：測定実験は、日立メディコが多チャンネル光トポグラフィ装置の ETG-7100 を使っている。この装置は二つの

波長（ $695 \pm 20\text{nm}$ と $830 \pm 20\text{nm}$ ）の近赤外光を使い，大脳皮質の酸素化ヘモグロビン[Oxy-Hb] と還元ヘモグロビン[Deoxy-Hb]の濃度変化をリアルタイムに測定する（時間分解能が毎秒 10 回である）．図 5.7 に示すように，三つのプローブをそれぞれ被験者の両側頭葉と前頭葉のところに置く：プローブ 1 が 4×4 のホルダの 24 チャンネルで左側頭葉に拘束される，プローブ 2 が 3×5 のホルダの 22 チャンネルで前頭葉に拘束される，プローブ 3 が 4×4 のホルダの 24 チャンネルで右側頭葉に拘束される．図中の数はプローブずつの計測チャンネルの番号である．なお，計測されるデータはリアルタイムに可視的に示し，しかもデータファイルに記録される．

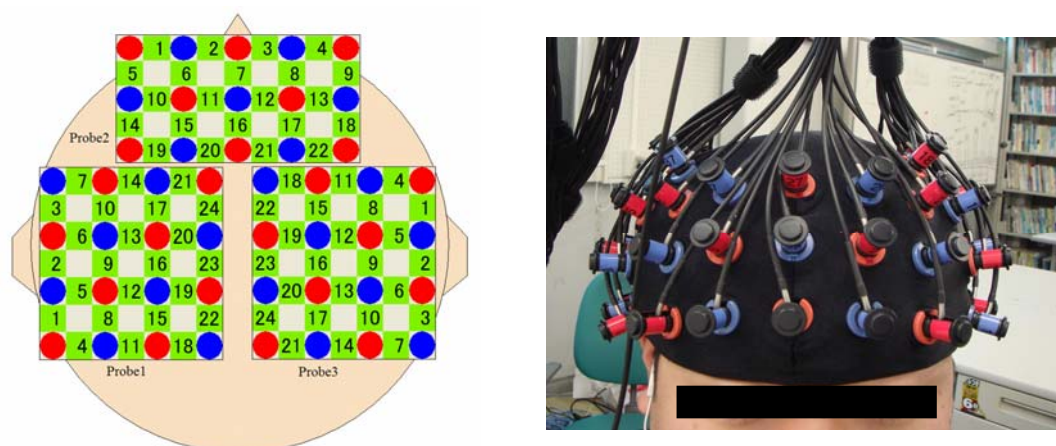


図 5.7 音声分離力における脳活性の計測部位

5.3.2 データ解析と結果討論

大脳皮質の音声分離過程は混合音声成分の特徴を抽出し，そして特徴の組合せを記憶に既存している音声にマッピングすると思われる．これらの情報処理過程は酸素とエネルギーを消費するはずである．そのため，ヘモグロビンの濃度変化の分析をとおして，脳内の情報処理の度合が定量的に評価できる．[Oxy-Hb]濃度の増加または[Deoxy-Hb]

濃度の減少は大腦皮質の活性を強くなる意味を表すと考えられる[15]. また, 最近のfMRIの研究によって, ヘモグロビン濃度のデータと脳血流(CBF)データの相性は, [Deoxy-Hb]より[Oxy-Hb]のほうが良いと示唆された[16]. それにより, 我々は[Oxy-Hb]濃度を指標として, 脳内活性の変化を解析した. データの解析モードは「Integral mode」に設定する. つまり, タスク前後のプレタスクとポストタスクを基点として, タスク期間のヘモグロビン濃度のベースラインを造り, そしてベースラインを参照するヘモグロビン濃度の相対変化値を求める方法である. 更に, 瞬間の情緒の揺れ動くによるノイズの影響を最小化するため, 移動平均法を使い, 平均移動窓は5秒に設定した.

とりあえず, 混合音声分離時(S2)と単一音声聴取時(S1)の脳内ヘモグロビン状態を感性的に観察すると, 五人の測定結果により, 図5.8に示すような画像を取った. ヘモグロビン濃度の変化は色の変わりで可視的に表示できる. 画像中の赤色は, ヘモグロビン濃度が上がっていることを表し, 青色はヘモグロビン濃度の下がっていることを表す. それにより, 混合音声分離時, 左側頭葉と前頭葉の酸素化ヘモグロビン濃度と総ヘモグロビン濃度は単一音声聴取ときより, 大きくなる傾向がある. つまり, 音声分離においては, 大腦をより活性化させ, 多くの酸素を使っている印象を得た.

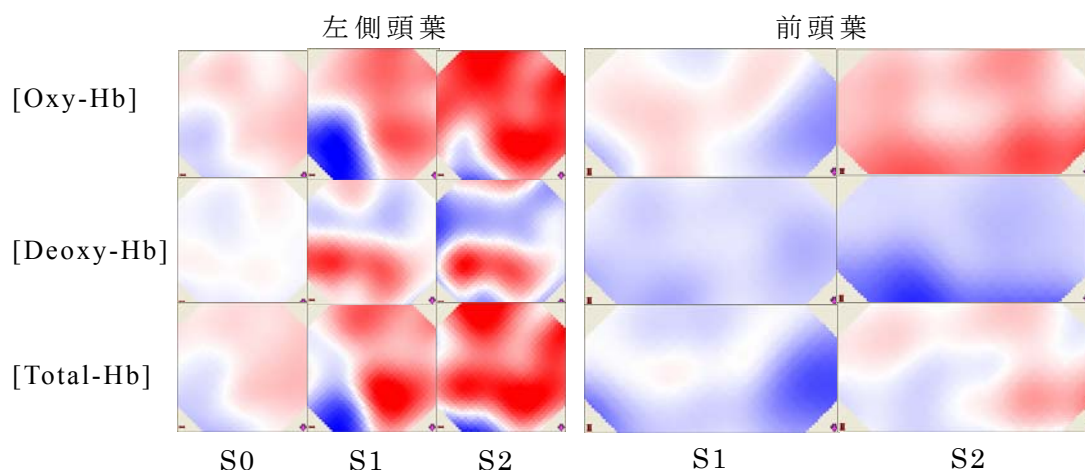


図 5.8 音声分離と音声聴取における脳内活性の区別

図5.8に脳内酸素使用量の全体の印象を得るが，脳表面の位置や，ヘモグロビン濃度変化の度合など，詳しく解析しなければならない．我々は，被験者ごとに，チャンネルずつ[Oxy-Hb]濃度のデータを処理した．簡便に表示するため，プローブ1の24チャンネルは図5.7に示すチャンネル番号のとおり，L1-L24と標記した．プローブ2の22チャンネルとプローブ3の24チャンネルはそれぞれF1-F22とR1-R24と標記した．チャンネルごとに，サブタスク期間(S0, S1, S2など)の[Oxy-Hb]濃度の平均値を求め，対応のある場合のT検定を用いて，サブタスクの間に[Oxy-Hb]濃度の統計的な差異があるかどうかを分析する．T検定は統計学でよく用いられ，T-分布を用いた検定法の総称である．2組の標本がいずれも正規分布に従うと仮定した上で，平均に有意差があるかどうかの検定方法である．対応のある場合のT検定は，対応する2変数が，

両者の有意差があるかどうかを検定する方法である。それにより，違うサブタスク（例えばS1とS2）の脳内活性の差が統計的に意味のあるかどうかを「対応のある場合のT検定」を用いて調べる。有意差がある部位に，音声分離力に関連すると考えられる。このT検定の計算はSPSS S12というソフトウェアで行った[17]。

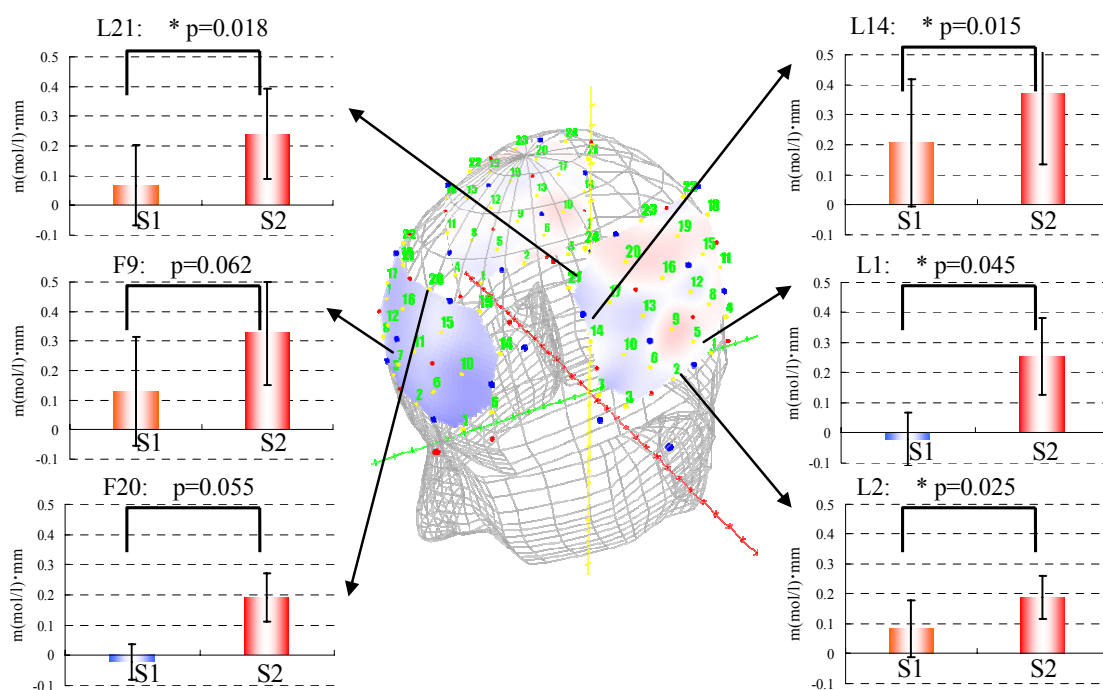


図 5.9 音声分離力に関わる脳内部位(左前)

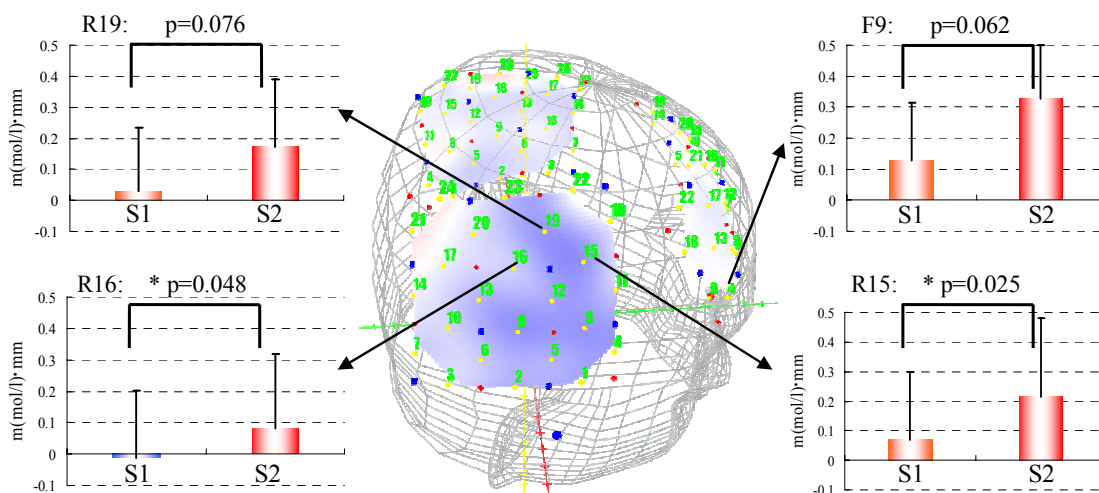


図 5.10 音声分離力に関する脳内部位(右前)

上述のデータ解析方法を用いて、まず、サブタスク S1 と S2 の [Oxy-Hb]濃度のデータを解析し、音声聴取と音声分離における大脳皮質の活性状況を比較した。表 5.2 の計算結果により、[Oxy-Hb]濃度データの個人差が大きいですが、有意水準 $\alpha=0.05$ の場合に、いくつかのチャンネル(L1, L2, L14, L21, R15, and R16)に S1 と S2 の [Oxy-Hb]濃度の統計的な有意差があった。これらのチャンネルの位置は図 5.9 と図 5.10 に示し、また、S1 と S2 期間の [Oxy-Hb]濃度と有意確率 p 値も示す ($p<0.05$ の場合、「*」をマークする)。図中の有意差がある部位は、ブロードマンの脳地図[18,19]において、上側頭回(Superior Temporal Gyrus)、運動前野 (Pre-Motor Cortex)の一部、および 43 番の Subcentral area の一部にある。その中に、上側頭回は、一次および高次聴覚野のところで、又は言語理解に関わる感覚性言語野 (Wernicke's area)もある。また、運動前野は抽象的な処理を担当し、「考え脳」と呼ばれる前頭前野にそれぞれの機能的構造と相互の機能的結合すると示唆された[20-22]。更に、プローブ 2 の解析結果により、

前頭葉の一部も有意差がある傾向を現す。前頭葉はイメージや、判断や、短期記憶など高次認知機能に緊密に関連すると示された[23]。次に、同様な解析方法を用いて、S0とS1の[Oxy-Hb]濃度の差異を解析した。結果により、聴覚野において、有意差があるチャンネルがなかった。したがって、音声分離力は、聴覚認知機能に関係し、高次認知能力に関連する可能性もあると思われる。

表 5.2 混合音声分離と単一音声聴取の[Oxy-Hb]濃度差の解析

Channel ID	S1	S2	S2-S1 の 平均値	S2-S1 の 標準偏差	S2-S1 の 標準誤差	t 値	有意確率 p 値
L 1	-0.021	0.255	0.276	0.1658	0.0829	3.325	* 0.045
L 2	0.084	0.188	0.104	0.0498	0.0249	4.207	* 0.025
L 3	-0.029	0.034	0.063	0.1199	0.0600	1.067	0.364
L 4	0.056	0.308	0.252	0.1637	0.0818	3.078	0.054
L 5	0.175	0.300	0.125	0.1401	0.0701	1.786	0.172
L 6	0.102	0.155	0.053	0.1319	0.0660	0.796	0.484
L 7	-0.059	0.047	0.106	0.0915	0.0458	2.309	0.104
L 8	0.028	0.250	0.222	0.1909	0.0954	2.330	0.102
L 9	0.157	0.291	0.134	0.1264	0.0632	2.128	0.123
L 10	0.165	0.290	0.125	0.1301	0.0651	1.917	0.151
L 11	0.196	0.384	0.188	0.1657	0.0829	2.263	0.109
L 12	-0.083	0.017	0.100	0.2178	0.1089	0.920	0.426
L 13	0.068	0.129	0.061	0.1074	0.0537	1.130	0.341
L 14	0.206	0.368	0.162	0.0640	0.0320	5.085	* 0.015
L 15	0.026	0.114	0.088	0.2806	0.1403	0.625	0.576
L 16	-0.053	0.016	0.069	0.2768	0.1384	0.496	0.654
L 17	0.051	0.240	0.189	0.2118	0.1059	1.788	0.172
L 18	0.126	0.323	0.197	0.2573	0.1286	1.530	0.223
L 19	-0.190	-0.141	0.049	0.1501	0.0750	0.646	0.564
L 20	-0.075	-0.064	0.011	0.2255	0.1127	0.099	0.927
L 21	0.068	0.240	0.172	0.0727	0.0363	4.748	* 0.018
L 22	-0.026	0.089	0.115	0.1541	0.0770	1.504	0.230
L 23	-0.152	-0.058	0.094	0.1285	0.0643	1.469	0.238

第5章 音声分離力にかかわる脳内表現

L 24	0.087	0.165	0.078	0.2686	0.1343	0.582	0.602
F 1	-0.027	0.167	0.194	0.3089	0.1381	1.405	0.233
F 2	-0.091	0.002	0.093	0.2718	0.1215	0.760	0.490
F 3	0.160	0.153	-0.007	0.3798	0.1699	-0.039	0.971
F 4	0.210	0.287	0.077	0.4140	0.1852	0.415	0.700
F 5	0.077	0.184	0.107	0.3521	0.1575	0.680	0.534
F 6	-0.141	-0.092	0.049	0.2834	0.1268	0.392	0.715
F 7	-0.008	-0.130	-0.122	0.2865	0.1281	-0.948	0.397
F 8	0.108	-0.186	-0.294	0.5507	0.2463	-1.197	0.297
F 9	0.130	0.326	0.196	0.1707	0.0763	2.566	0.062
F 10	-0.051	-0.021	0.030	0.1829	0.0818	0.367	0.732
F 11	-0.030	0.099	0.129	0.2666	0.1192	1.075	0.343
F 12	-0.002	0.112	0.114	0.3444	0.1540	0.739	0.501
F 13	0.075	0.075	0.000	0.1631	0.0729	0.004	0.997
F 14	-0.029	0.048	0.077	0.1646	0.0736	1.046	0.354
F 15	-0.040	0.005	0.045	0.1027	0.0459	0.964	0.390
F 16	-0.067	0.138	0.205	0.2434	0.1088	1.880	0.133
F 17	0.021	0.076	0.055	0.1311	0.0586	0.948	0.397
F 18	0.041	0.002	-0.039	0.2547	0.1139	-0.342	0.749
F 19	-0.046	-0.018	0.028	0.1949	0.0872	0.328	0.759
F 20	-0.021	0.192	0.213	0.1774	0.0793	2.687	0.055
F 21	-0.033	0.151	0.184	0.1813	0.0811	2.264	0.086
F 22	-0.007	-0.060	-0.053	0.3140	0.1404	-0.372	0.728
R 1	-0.030	-0.041	-0.011	0.1487	0.0665	-0.171	0.873
R 2	-0.051	-0.003	0.048	0.1030	0.0461	1.061	0.348
R 3	-0.050	0.014	0.064	0.0844	0.0377	1.697	0.165
R 4	-0.104	-0.049	0.056	0.1833	0.0820	0.672	0.538
R 5	-0.014	0.002	0.016	0.0853	0.0381	0.417	0.698
R 6	0.085	0.137	0.052	0.0549	0.0246	2.122	0.101
R 7	-0.053	0.038	0.091	0.1258	0.0563	1.614	0.182
R 8	-0.089	0.007	0.096	0.1559	0.0697	1.372	0.242
R 9	-0.018	0.082	0.100	0.1366	0.0611	1.648	0.175
R 10	0.028	0.073	0.045	0.0857	0.0383	1.192	0.299
R 11	-0.072	0.041	0.113	0.1291	0.0577	1.958	0.122

R 12	-0.063	0.018	0.081	0.0906	0.0405	2.002	0.116
R 13	0.018	0.124	0.106	0.0941	0.0421	2.526	0.065
R 14	0.094	0.142	0.048	0.1102	0.0493	0.977	0.384
R 15	0.068	0.214	0.146	0.0936	0.0419	3.496	* 0.025
R 16	-0.014	0.083	0.097	0.0765	0.0342	2.814	* 0.048
R 17	0.045	0.135	0.090	0.1443	0.0646	1.391	0.237
R 18	-0.003	0.067	0.070	0.1528	0.0683	1.018	0.366
R 19	0.030	0.172	0.142	0.1331	0.0595	2.384	0.076
R 20	0.070	0.175	0.105	0.1451	0.0649	1.613	0.182
R 21	0.081	0.163	0.082	0.1102	0.0493	1.666	0.171
R 22	-0.018	0.114	0.132	0.1895	0.0847	1.562	0.193
R 23	0.097	0.257	0.160	0.2261	0.1011	1.588	0.187
R 24	0.046	0.149	0.103	0.1344	0.0601	1.716	0.161

有意水準 $\alpha=0.05$

脳活性の計測によって、音声分離は、聞くことに関わる感覚性言語野（ウェルニッケ中枢）だけでなく運動前野も前頭葉も刺激する。そのため、特に短期記憶、抽象的な処理、およびその並列処理に関する脳機能に相関する可能性が高いと思われる。つまり、音声分離におけるトレーニングが脳機能回復へ応用可能であると思われる。

5.4 まとめ

本章では、脳科学の観点から、赤外分光法（NIRS）で音声分離力に関わる脳内活性状況を調べた。音声分離時、大脳皮質の血流状態をリアルタイムに計測し、関連部位や活発程度などを判別した。具体的に、音声分離に関わる大脳皮質の各々部位の脳血流の酸素化ヘモグロビン濃度を計測し、濃度の変化量を計算し、脳内情報処理の状態を解析した。混合音声分離時と単一音声聴取時の被験者の前頭葉と側頭葉の活性状態を比較した計測結果により、音声分離時の側頭葉の聴覚野と高次機能に関連する前頭葉に酸素化ヘモグロビン濃度が大幅に増えるこ

とが判り，音声分離に関連する大脳皮質の部位を発見した．音声分離力による聴覚認知機能の評価の有効性を示した．

参考文献

- [1] 大橋 博司，浜中 淑彦：Broca中枢の謎(エニグマ)—言語機能局在をめぐる失語研究の軌跡，金剛出版，1985.
- [2] 柴崎 浩，米倉 義晴：脳のイメージング 脳のはたらきはどこまで画像化できるか，共立出版，1994.
- [3] 灰田 宗孝：脳機能計測における光トポグラフィ信号の意味，MEDIX, Vol.36, pp.17-21, 2002.
- [4] 加藤 俊徳，小池 敏英，et al.：高選択性近赤外分光機能画像法 NIRS-Imagingによるブローカ野の脳血流動態と局在化に関する検討-単語復唱課題遂行時の特徴について，臨床脳波，Vol.46, No.1, pp.20-32, 2004.
- [5] 皆川 泰代，森 浩一：言語認知研究におけるNIRS機能検査，臨床精神医学，Vol.33, No.6, pp.741-747, 2004.
- [6] D. Miao and S. Y. Wang: Voice Separation Ability and Brain Activation Measurement Base on NIRS Analysis, Proceeding of SICE2007, pp.729-933, 2007.
- [7] M. J. Herrmann, A. C. Ehlis, and A. Wagener, et al.: Near-infrared optical topography to assess activation of the parietal cortex during a visuo-spatial task, Neuropsychologia, Vol.43, pp.1713-1720, 2005.
- [8] M. Okamoto, H. Dan, and K. Sakamoto, et al.: Three-dimensional probabilistic anatomical cranio-cerebral

correlation via the international 10-20 system oriented for transcranial functional brain mapping, *NeuroImage*, Vol.21, pp.99-111, 2004.

[9] M. M. Plichta, M. J. Herrmann, and C. G. Baehne, et al.: Event-related functional near-infrared spectroscopy (fNIRS): Are the measurements reliable, *NeuroImage*, Vol.31, pp.116-124, 2006.

[10] 尾崎 幸洋, 河田 聡: 近赤外分光法 (日本分光学会 測定法シリーズ), 学会出版センター, 1996.

[11] 小泉 英明, 牧敦 山本剛: NIRSによる機能画像の基礎, *臨床精神医学*, Vol.33, No.6, pp.723-733, 2004.

[12] E. Watanabe, Y. Yamashita, and A. Maki, et al.: Non-invasive functional mapping with multi-channel near infra-red spectroscopic topography in humans, *Neurosci Lett*, Vol.205, pp.41-44, 1996.

[13] H. Koizumi, Y. Yamashita, A. Maki, et al.: Higher-order brain function analysis by trans-cranial dynamic near-infrared spectroscopy imaging, *J. Biomed. Opt.*, Vol.4, pp.403-413, 1999.

[14] G. Strangman, D. A. Boas, and J. P. Sutton: Non-invasive neuroimaging using near-infrared light, *Biol. Psychiatry*, Vol.52, pp.679-693, 2002.

[15] H. Obrig, and A. Villringer: Beyond the visible: imaging the human brain with light, *J. Cereb. Blood Flow Metab*, Vol.23, pp.1-18, 2003.

[16] G. Strangman, J. P. Culver, and J. H. Thompson, et al.: A quantitative comparison of simultaneous BOLD fMRI and NIRS recordings during functional brain activation, *NeuroImage*, Vol.17,

pp.719-731, 2002.

[17] 酒井 麻衣子 : SPSS完全活用法 : データの入力と加工 (第2版), 東京図書, 2005.

[18] K. Brodmann: Vergleichende Lokalisationslehre der Groshirnrinde, Leipzig: Barth, 1909.

[19] Korbinian Brodmann, Laurence J. Gary: Brodmann's: Localisation in the Cerebral Cortex: The Principles of Comparative Localisation in the cerebral Cortex Based on Cytoarchitectonics (3rd), Springer, 2005.

[20] T. Hanakawa, M. Honda, and N. Sawamoto, et al.: The Role of Rostral Brodmann Area 6 in Mental-operation Tasks: an Integrative Neuroimaging Approach, Cereb Cortex, Vol.12, pp.1157-1170, 2002.

[21] T. Hanakawa, M. Honda, and T. Okada, et al.: Neural correlates underlying mental calculation in abacus experts: functional magnetic resonance imaging study, Neuroimage, Vol.19, pp.296-307, 2003.

[22] T. Hanakawa, M. Honda, and T. Okada, et al.: Differential activity in the premotor cortex subdivisions during mental calculation and verbal rehearsal tasks: a functional MRI study, Neuroscience Letters, Vol.347, pp.199-201, 2003.

[23] 板倉 徹編 : 前頭葉 : その機能とネットワーク, ブレーン出版, 2005.

第6章 トレーニングによる脳機能増進の試み

音声分離力の測定実験と定量化の計算結果により，人間脳内の信号処理能力は脳の衰えとともに減退することが判った．早期のトレーニングを通して，脳機能の回復可能性が大きいと思われる．したがって，我々は音声分離トレーニングにおける脳機能回復と健康増進の方法を探している．本章では，音声分離トレーニングによる脳機能増進の可能性を論議し，トレーニング実験を行う．トレーニング前後に，実験群，対照群とも音声分離力の極限值と平均反応時間，音声補完力の状況，および脳内活性化状況の3種の検査を実施し，トレーニング前後の能力値の変化を解析した．その上，音声分離トレーニングによる脳機能増進の有効性を示した．

6.1 はじめに

社会の高齢化に伴って，高齢者の健康問題は注目されている．体の健康は，特に脳の健康に関して，研究者たちは深く興味を持つようになった．現実的な問題として高齢者に関して，脳機能の正常な方に対しては脳機能減退の予防をすることが重要であるし，脳機能減退が始まってしまった方に対しては有効な機能増進と回復方法が大切である．したがって，高齢化社会が急速に進むとともに，便利で有効な脳機能増進方法の開発は重要な意義がある．

今までの研究の結果を基に考察すると脳が可塑性を持っていることは明らかである[1-3]．脳の可塑性というのは，我々人間が新しいことを憶えることや，新しい技能を習得すること，状況に応じて判断を変えることを学ぶことなど，動物と異なる発達という脳の能力

である。高齢者は脳の老化により、知識や技能を埋没させてしまい、自分自身の生活も不便になっている。しかし、脳の可塑性の理論の上に、脳機能回復、認知機能回復などの研究テーマは進んでおり、これらの研究が活用されれば、高齢者が社会に戻る可能性は高くなる。

ここ数年、テレビの情報番組や新聞・雑誌などで、「脳を鍛える」というキーワードが話題になっている。例えば、速聴や単純計算をすることより、脳の前頭葉の活動を高めることが見いだされている[4-6]。それに伴って、脳機能増進の研究も急速に進展している。2004年初頭から、脳科学の論文誌で次々にトレーニングと脳機能増進の報告がされるようになった[7-9]。脳は可塑性があるので、どんな作業も繰り返していれば脳はそれに適応して変化する。知性・知能と相関が高い重要な基本機能であるワーキングメモリーの機能がトレーニングによって増進できる。特に、重要な前頭連合野の機能に関してはトレーニング効果があり、トレーニング方法もわかり、子供はもちろん、大人でも可塑性が確認されてきた[10-12]。更に、前頭前野機能増進の研究と開発は高齢者の脳機能、知的機能、日常生活態度に大きな影響を与えている[5]。

聴覚認知における音声分離力は脳機能の健康状況を反映していると思われる。第4章で述べたが、音声分離力は年齢に伴って、減退する。我々は音声分離トレーニングを用いた脳機能増進方法を提案し、脳機能増進の有効性を探っている。本章では、特定の回復トレーニングを通じて新しい脳機能増進方法を開発し、音声分離トレーニング実験を行い、方法の有効性を検証した。更に、提案した方法は、普段の家庭でも行え、受験者の身体健康と認識機能にも高い能

力を求めない，実用性が認められた．

6.2 音声分離トレーニング実験の設計

音声分離トレーニング実験の目的は，トレーニングの効果を検証することである．被験者は実験群と対照群に分かれる．トレーニング前後に，表 6.1 に示すように，実験群，対照群とも音声分離力の極限值，平均反応時間，音声補完力の状況，および脳内活性化状況の4種の検査を実施し，トレーニング前後の能力値の変化を解析する．

表 6.1 音声分離トレーニング実験の手続き

	トレーニング前	トレーニング	トレーニング後
実験群	音声分離力測定 音声補完力測定 反応時間記録 脳活性計測	混合音声分離ト レーニング (7回)	音声分離力測定 音声補完力測定 反応時間記録 脳活性計測
対照群	音声分離力測定 音声補完力測定 反応時間記録	単一音声を聞く	音声分離力測定 音声補完力測定 反応時間記録

a) 実験対象

被験者は実験群と対照群の二つのグループに分けて行われた．実験群は音声分離トレーニングを実施された．対照群は普通音声聞きを行い，実験群のトレーニング効果に比較するため設置された．実験群と対照群の被験者はすでに聴力正常，右利き，また，全員が音声分離実験をはじめで接触する．被験者の構成は，表 6.2 に詳しく示す．

表 6.2 実験の被験者の構成

	実験群			対照群		
	男	女	計	男	女	計
人数	6	0	6	3	1	4
年齢	23.3±1.4	0	23.3±1.4	23.3±1.2	34	26.0±5.4

b) 実験条件

トレーニング実験は、実験群と対照群がそれぞれ混合音声分離と単一音声聴取のトレーニングを行う。実験群は、3週間に二・三日に一度の頻度で訓練課題を課し、表6.3に示すような混合音声を使い、一人当たり7回行うこととした。一回ずつ、80回の音声分離を訓練した。対照群は、3週間に二・三日に一度の頻度で、単一音声聴取により対照実験を行った。ここで、表6.3の中の R_{TB} は、第2章に測定された音声分離の極限值である。トレーニングが進むとともに、徐々に難易度を上げるにより、トレーニングの刺激を強化した。

表 6.3 トレーニングの手続き

回目	1	2	3	4	中間 テスト	5	6	7
実験群	$R_{TB}+12\text{dB}$	$R_{TB}+10\text{dB}$	$R_{TB}+8\text{dB}$	$R_{TB}+6\text{dB}$		$R_{TB}+6\text{dB}$	$R_{TB}+4\text{dB}$	$R_{TB}+2\text{dB}$
対照群	$R = R_T + 36 \text{ dB}$ (単一音声)							

また、実験は図6.1に示すような雑音の少ない室内で行われた。訓練課題は、ヘッドホンから提示される合成音声聴取し、判断された母音をタッチスクリーン上に表示されたボタンを押すことによって回答する事とした。反応時間を自動的に記録した。なお、被験者が誤答した場合に、正しい解答を画面に提示し、被験者にフィードバックした。



図 6.1 トレーニング実験の風景

6.3 実験結果の解析と検討

実験群と対照群の被験者は、上記のような音声分離トレーニングの前後で、音声分離力と音声分離の反応時間を測定した。また、音声分離トレーニングを通して、他の脳内聴覚認知能力への増進効果を考察するために、トレーニング前後の音声補完力も測定した。更に、トレーニング前後に、被験者の脳内の活性化状況の変化も計測し、トレーニングの有効性を検証した。

6.3.1 音声分離力の向上

まず、音声分離トレーニングによる実験群と対照群の実験結果を解析した。音声分離トレーニング前後には、第2章の音声分離力の測定法で、実験群と対照群の音声分離の極限值と聴力の極限值を測定した。なお、トレーニングを止める後に、トレーニング効果が消え、元にもどるかどうかを調べるために、トレーニングの3か月後、実験群の測定実験もう一回行った。すべての測定結果は図6.2に示す。図中の実線は実験群のトレーニングの前中後と3か月後の音声分離

第6章 トレーニングによる脳機能増進の試み

の極限值と聴力極限值である。図中の破線は対照群の結果である。まず、トレーニング前後の実験群と対照群の聴力極限值を比較した。トレーニング前の実験群の聴力極限值の平均値は対照群より少々小さくなったが、実験群および対照群ともに、トレーニングの前後に、聴力極限值はほとんど変わらなかった（実験群の極限值は 2dB くらいだけ変わった、音声に慣れるためと思われる）。一方、音声分離に関しては、トレーニング前、実験群と対照群の音声分離の極限值の違いはなかった。しかし、トレーニング後、対照群の音声分離の極限值は変わらなかったが、実験群の音声分離の極限值は明らかに下がった。したがって、結果の対比により、音声分離トレーニングを通して、被験者たちの耳の聴力ではなく、脳内の音声信号分離力が向上したと判った。なお、3か月後の測定結果は、トレーニング後の結果とほぼ同等で、極限值がトレーニング前に戻らなかった。トレーニングの有効性が検証された。

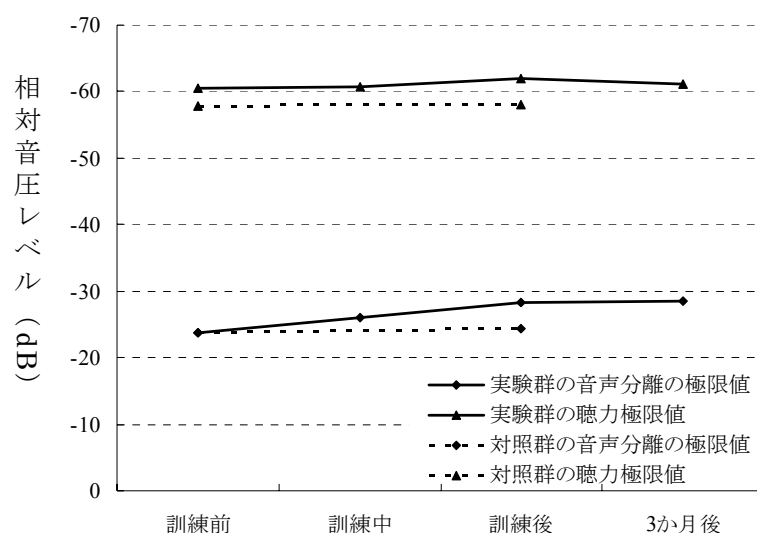


図 6.2 トレーニングによる音声分離の極限值の変化

また、音声分離トレーニングを通して、音声分離の極限值の変化

第6章 トレーニングによる脳機能増進の試み

だけではなく、音声信号を分離する反応時間も考察した。反応時間が脳内の信号処理速度を表せると考えられる。理論的に、単純な脳内の信号処理時間を測定することは困難であるので、ここで、混合音声の放送が終えてから、被験者の回答を確認するまでの時間を測定した。つまり、この測定時間は被験者の脳内音声信号処理時間、および測定画面の操作する時間（指の移動などの時間）を含んでいる。毎回の小テストの画面操作時間は厳密に相等ではないが、100回の小テストの操作時間を平均に計算すれば、統計的に、誤差を無視してもかまわないと思われる。それでは、トレーニング前後に測定された反応時間は、相対的に比較すると、脳内の信号処理速度の変化が解析できる。図 6.3 に示す測定結果により、音声分離するとき、分離の結果が正しい場合も、分離の結果が間違いの場合も、トレーニングを通して、反応時間が短縮した。更に、間違っただけで分離するときより、正確に分離するときにかかる時間のほうが短かった。その理由は、間違っただけで分離をするとき、被験者たちは信号の内容をおもに確信できず、考える時間が多くかかると考えられる。なお、3か月後の測定結果により、音声分離の反応時間はトレーニング後の結果と大体相等であり、3か月間に脳内の音声分離の処理速度は下がらなかった。したがって、脳内の信号処理速度の観点から、トレーニングの有効性も検証された。

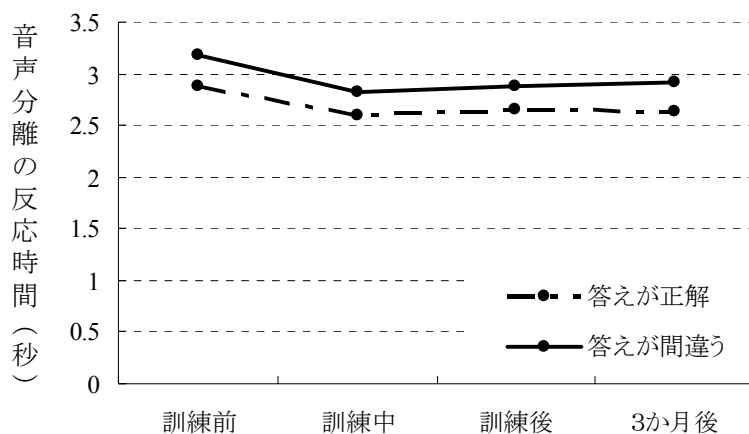


図 6.3 トレーニングによる音声分離の反応時間の変化

更に、音声分離の極限值と反応時間の変化のもとに、第4章の音声分離力の評価法を用いて、トレーニングの効果を考察した。トレーニング前後の実験群と対照群の音声分離力の定量化計算値 VSA と相対脳年齢 RBA を計算し、表 6.4 のような結果を得た。トレーニング前後に、対照群の VSA 値が 0.010 の程度増えたが、実験群の VSA 値は 0.048 増えた。また、対照群の相対脳年齢は 0.7 歳ぐらい下がったが、実験群の相対脳年齢は 3.9 歳下がった。それらの事実によって、実験群のトレーニング効果が明らかである。

表 6.4 トレーニングによる音声分離力の変化

		トレーニング前	トレーニング後
音声分離力の定量化計算値 VSA	実験群の平均値	0.911	0.959
	対象群の平均値	0.924	0.934
相対脳年齢 RBA	実験群の平均値	0.2	-3.7
	対象群の平均値	-3.6	-4.3

6.3.2 音声補完力によるトレーニング効果の検証

以上，トレーニングによる音声分離力の向上することが確認された．脳に可塑性があり，長期の音声分離トレーニングを行い，被験者たちが音声信号に慣れ，成績が良くなる可能性が存在する．更に，音声分離トレーニングを通して，音声分離力だけではなく，他の脳内機能に対する増進効果があるかどうかを調べなければならない．したがって，音声分離トレーニングの前後に，脳内聴覚認知能力のもう一つとしての音声補完力[13-15]についても併せて測定することによって，脳機能増進の効果を確認できた．

音声補完力とは，欠損音声信号に対する信号内容を判断・理解する能力である．例えば，日常の電話通話に，通信信号が悪いとき，音声の信号が少々欠損されるでも，受話者は音声信号の内容がある程度理解できる．このような音声補完力は脳内の聴覚認知に関係すると考えられる．よって，我々は周期性抹消処理(Periodic Erasure Process)を用いて，日本語の仮名の発音信号を処理し，人間の音声補完力を測定した．ここで，周期性抹消処理は，一定の時間ごとに部分の信号を抹消し，不連続的な音声信号を作る方法である．この処理は，図 6.4 に示すように，周期とデューティサイクル(Duty cycle)の二つのパラメタがある．周期は保留された部分と抹消された部分の一回の繰返の時間であり，デューティサイクルは，この保留された部分と信号全体の時間比率である．図 6.4 に示す例は，周期が 20ms, デューティサイクルが 0.6 である抹消処理である．デューティサイクルは小さければ小さいほど，処理された音声信号を認識しにくくなる．

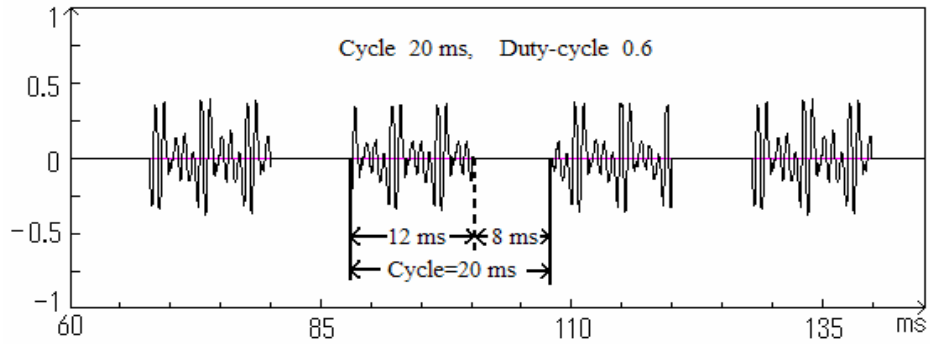


図 6.4 周期性抹消処理の手法

音声補完力を定量的に測定するために，日本語の五十音を源音声信号として，周期性抹消処理を行い，被験者の正答率を調べた．例をとって，図 6.5 は処理前後の音声信号「あ」の時間領域と周波数領域の様子である．そのような測定法をとおして 70 名の被験者に測定実験を行った．測定結果により，年齢と音声補完力は，図 6.6 に示すような相関性が発見された．

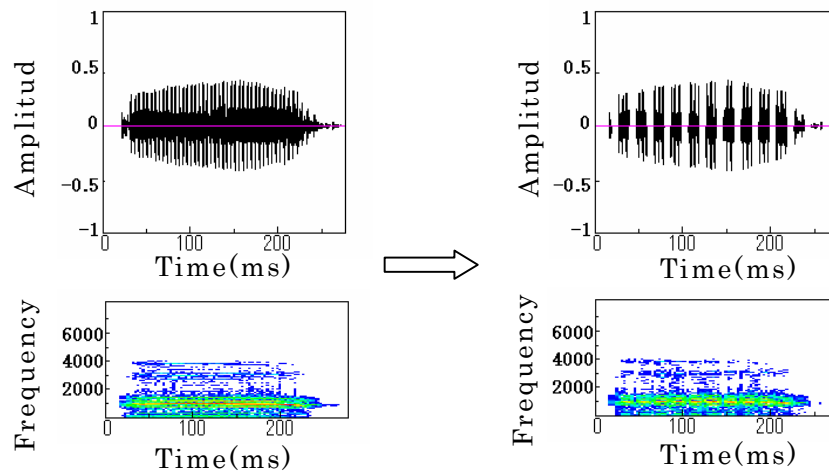


図 5.5 音声補完力の測定用の音声信号

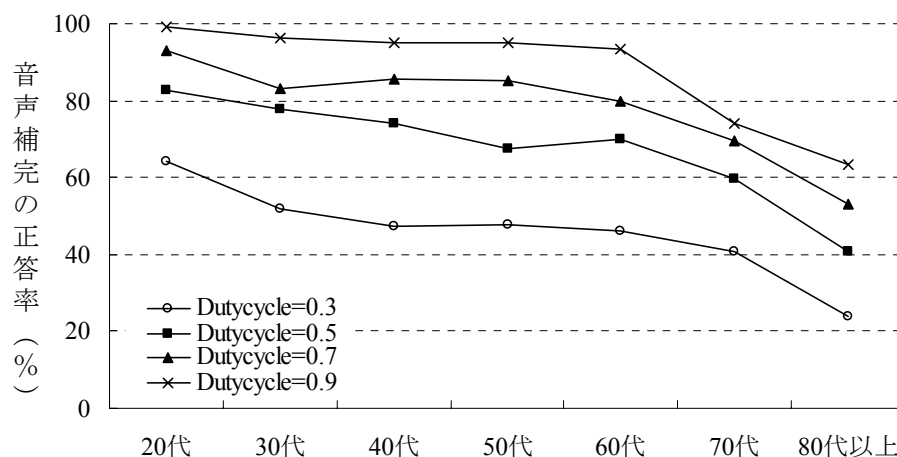


図 6.6 音声補完力と年齢との相関性

音声分離トレーニングの効果を確認するため、実験群と対照群は、上記のような方法で、トレーニング前後の音声補完力が測定された。測定実験においては、周期が 20ms に設定され、デューティサイクルが 0.5 と 0.3 にそれぞれ設定された。トレーニング前後の測定結果は図 6.7 に示す。図中の実線は実験群のトレーニングの前後の音声補完する正答率であり、破線は対照群の正答率である。実験群の正答率が向上しているのに対し、対照群の正答率にほとんど変化がないことが認められた。それにより、音声分離トレーニングを通して、音声補完力も向上できることが判った。したがって、音声分離トレーニングを通して、音声補完力も高めることができたと考えられ、混合音声の分離能力を訓練するだけでなく、他の聴覚認知機能についても訓練できる可能性が検証された。

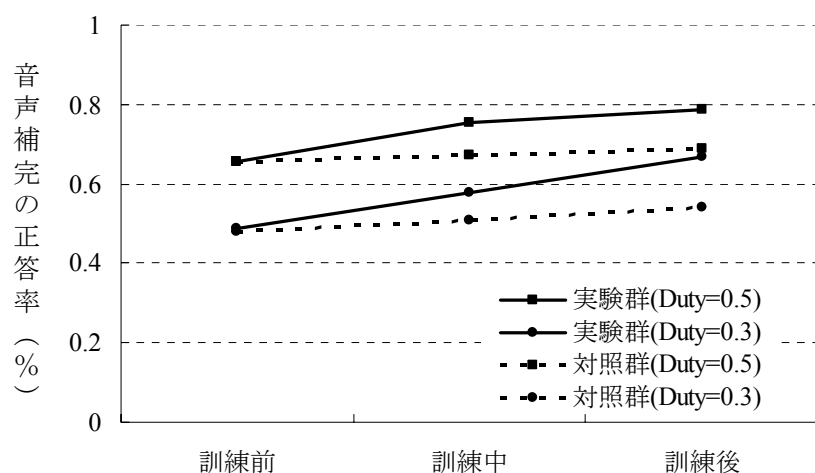


図 6.7 トレーニングによる音声補完力の変化

6.4 脳血流による脳機能増進実験の効果解析

以上、トレーニング前後の音声分離力と音声補完力の極限值と反応時間の変化によって、トレーニングの効果を検証した。しかし、これらの外界の表現の変化は、脳内の状況の変化を反映していない。トレーニングによる脳内活性状況の変化を計測すると、脳機能増進の効果がもっとも本質的に見え、脳機能増進法の有効性がはっきり示される。そのため、トレーニングの前後に、NIRS装置で、実験群の脳内のヘモグロビン濃度の変化をそれぞれ計測し、トレーニングの効果の脳内表現を解析する。

6.4.1 計測実験の設計と条件

実験設計：音声分離トレーニングの前後に、被験者の混合音声分離時の脳内ヘモグロビン濃度の変化を計測する。刺激音声信号の手順は、図6.8に示すように、10秒のプレタイム(pre time)、80秒のタスク(task)、30秒のリラックス(relax)、10秒のポストタイム(post time)で構成され

第6章 トレーニングによる脳機能増進の試み

る．タスクは混合音声を分離することで，2秒ごとにランダムな母音組合せの混合音声の刺激を与え，すでに40回を行う．刺激用の音声信号は，第2章に述べた音声信号の処理方法で作られる．混合音声信号の強さの比は，20代の R_{TB} の平均値のうえに，2dBを加える値に設定される．また，計測実験の対象は，第5章にトレーニング実験の実験群の男性6名であり，年齢が 23.3 ± 1.4 歳である．

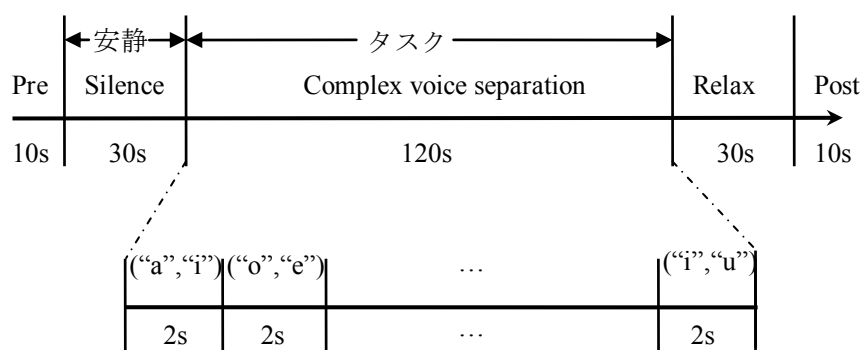


図 6.8 トレーニング前後の脳活性の計測の手順

NIRS 脳計測装置の設定：本実験も日立メディコの ETG-7100 を使い，酸素化ヘモグロビン濃度と還元ヘモグロビン濃度を計測する．測定的时间分解能は 0.1 秒に設定する．また，脳機能増進の効果を確認する目的として，測定の部位については，人間の高次脳機能に関わる前頭葉に注目し，図 6.9 に示すように前頭葉の両側を計測する（側頭葉の一部も入っている）．つまり，前頭葉の左側と右側にそれぞれ 4X4 のプローブ 1 とプローブ 2 を使い，すでに 48 チャンレル(24*2)で計測する．チャンネルはそれぞれ L1-L24,R1-R24 で表示する．

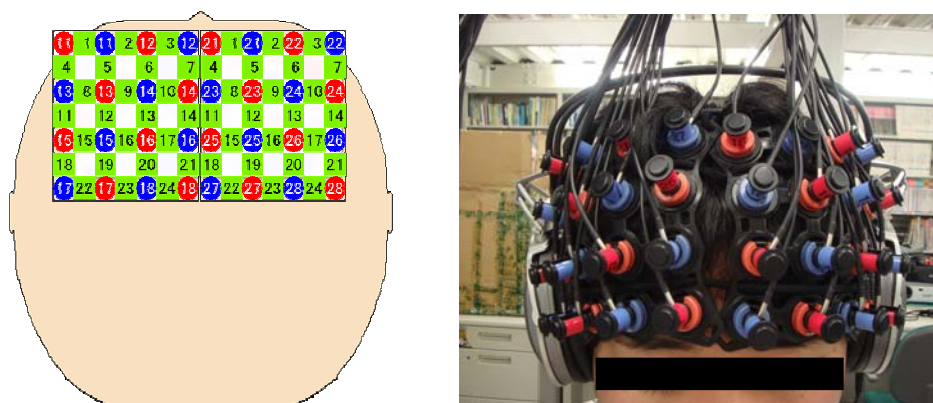


図 6.9 トレーニング前後の脳活性の計測部位

6.4.2 データ解析と結果討論

測定の結果としては、6人のトレーニング前とトレーニング後の脳活性状態のデータを取った。我々は5.3.2節のような解析方法を用いて、トレーニング前後の酸素化ヘモグロビン濃度の変化を分析した。結果は、表6.5に示すように、トレーニング前(Bで表記)とトレーニング後(Aで表記)の各チャンネルの[Oxy-Hb]濃度に対して、T検定で有意差があるかどうかを計算した。

表 6.5 トレーニング前後の[Oxy-Hb]濃度の変化の解析

Channel	A-B の平均値	A-B の平均偏差	t 値	有意確率 p 値
L 1	0.092	0.284	0.726	0.508
L 2	0.087	0.143	1.350	0.248
L 3	0.168	0.124	3.016	* 0.039
L 4	0.118	0.182	1.452	0.220
L 5	0.197	0.279	1.581	0.189
L 6	0.169	0.083	4.571	* 0.010
L 7	0.116	0.078	3.353	* 0.028
L 8	0.087	0.119	1.649	0.175
L 9	0.036	0.118	0.678	0.535

第6章 トレーニングによる脳機能増進の試み

L 10	0.157	0.218	1.607	0.183
L 11	-0.017	0.214	-0.173	0.871
L 12	0.088	0.059	3.319	* 0.029
L 13	-0.002	0.159	-0.032	0.976
L 14	0.186	0.121	3.435	* 0.026
L 15	-0.050	0.273	-0.412	0.701
L 16	-0.058	0.220	-0.586	0.589
L 17	0.055	0.096	1.268	0.273
L 18	-0.026	0.199	-0.288	0.787
L 19	-0.039	0.262	-0.332	0.757
L 20	0.053	0.027	4.381	* 0.012
L 21	0.109	0.075	3.262	* 0.031
L 22	-0.013	0.108	-0.262	0.806
L 23	-0.115	0.232	-1.105	0.331
L 24	-0.020	0.135	-0.336	0.754
R 1	0.153	0.105	3.263	* 0.031
R 2	0.095	0.152	1.400	0.234
R 3	0.115	0.283	0.906	0.416
R 4	0.195	0.202	2.166	0.096
R 5	0.194	0.242	1.790	0.148
R 6	0.132	0.187	1.576	0.190
R 7	0.144	0.159	2.023	0.113
R 8	0.197	0.195	2.266	0.086
R 9	0.078	0.145	1.202	0.296
R 10	0.131	0.191	1.530	0.201
R 11	0.192	0.213	2.010	0.115
R 12	0.049	0.121	0.907	0.416
R 13	0.077	0.143	1.210	0.293
R 14	0.025	0.118	0.474	0.660
R 15	0.130	0.112	2.580	0.061
R 16	0.030	0.079	0.865	0.436
R 17	0.018	0.086	0.467	0.665
R 18	0.139	0.096	3.242	* 0.032
R 19	0.053	0.112	1.052	0.352

第6章 トレーニングによる脳機能増進の試み

R 20	-0.022	0.107	-0.468	0.664
R 21	0.039	0.105	0.826	0.455
R 22	0.090	0.120	1.675	0.169
R 23	-0.015	0.106	-0.323	0.763
R 24	-0.028	0.132	0.476	0.659

有意水準 $\alpha=0.05$

計算結果により，有意水準 $\alpha=0.05$ の場合，トレーニング前後の [Oxy-Hb]濃度の有意差があるチャンネルは L3, L6, L7, L12, L14, L20, L21, R1, R18 である．つまり，これらの部位の脳内状況がトレーニングによって生理的に変わった．これらの部位は図 6.10 に示す．

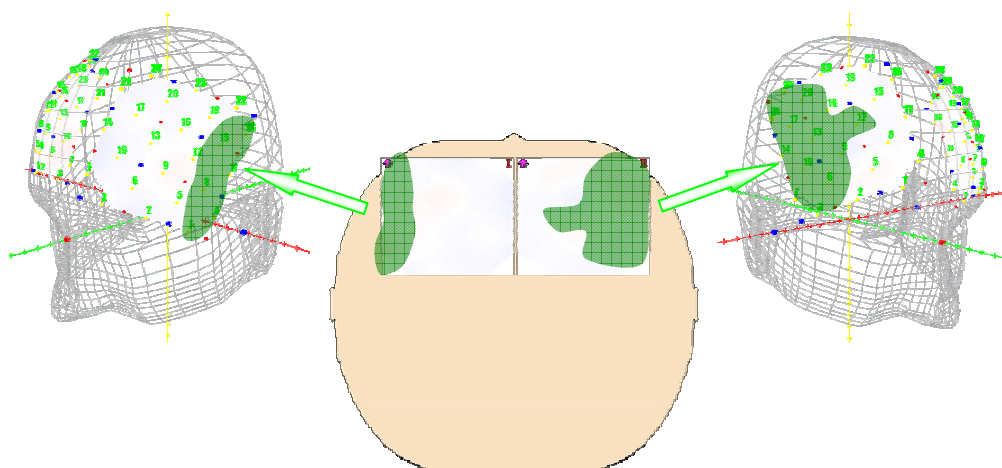


図 6.10 トレーニングによる脳活性の有意な変化がある部位

トレーニングによって脳内の状況が変わったが，脳機能に対して，増進したか，減退したか，と分析しなければならない．そのため，有意変化のチャンネルのデータを詳しく解析した．有意差があるチャンネルには，T 値がすでにプラスであることが発見した．すなわち，すべての [Oxy-Hb]濃度が有意な変化を発生した部位においては，トレーニング後の [Oxy-Hb]濃度が減少し，脳内の酸素使用量が下がったことが認められる．人間の脳は，ブラックボックスのようなシス

テムを想定して，入力，出力，処理速度，およびエネルギーの使用量など要因を考慮し，システムの効率或いは良さを評価できると考えられる．トレーニング実験の結果により，同様な入力(混合音声の刺激)の上で，トレーニング後，信号処理速度が速くなり，出力した音声分離力の結果も良くなり，脳内の酸素使用量は少なくなった．このため，トレーニングをとおして，実験群の被験者の脳内聴覚情報処理の能力が高まった可能性が示唆された．したがって，提案した脳機能増進法の有効性が，脳の観点から，ある程度検証された．

6.5 まとめ

本章では，音声分離力の定量化測定にもとに，脳機能増進を目指すトレーニング方法を提案した．そして，3週間のトレーニング実験をとおして，実験群と対照群のトレーニング前後の各々聴覚認知の能力値変化を調べ，脳機能増進の効果をある程度検証した．具体的に，対照群はトレーニング前後に調べられた能力値がほとんど変わらなかったが，実験群の結果は相対的に明らかに良くなった，という事実がある．更に，3か月後に行った測定実験により，トレーニングによる脳機能増進の効果は長期性があると証明され，提案したトレーニング方法の有用性を示す．更に，脳内の観点から考察するために，トレーニング前後の実験群の脳内酸素化ヘモグロビン濃度も計測し，前後の結果を比較するによって，三週間のトレーニング後，前頭葉の酸素使用量が明らかに減少したことが判った．トレーニングにより，脳内情報処理効率が向上したと示され，脳機能増進法の有効性を一層証明した．

参考文献

第6章 トレーニングによる脳機能増進の試み

- [1] D. S. Lee, J. S. Lee, and S. H. Oh: Cross-modal plasticity and cochlear implants, *Nature*, Vol.409, No.6817, pp.149-150, 2001.
- [2] R. V. Harrison, A. Nagasawa, and D. W. Smith, et al.: Reorganization of auditory cortex after neonatal high frequency cochlear hearing loss, *Hearing Res*, Vol.54, pp.11-19, 1991.
- [3] 塚原 仲晃：脳の可塑性と記憶，紀伊国屋書店，1987.
- [4] 篠原 菊紀：脳がみるみる若返る速聴ドリル，きこ書房，2004.
- [5] 沖田 克夫, 佐々木 丈夫, 前山 克次郎, et al.: 前頭前野機能発達・維持・増進システム開発研究：(その1)高齢者の脳機能，知的機能，日常生活態度に与える読み書き計算学習の影響，日本教育心理学会総会発表論文集，No.44, pp.27, 2002.
- [6] 山田 フラミンゴ真貴，脳のヨーガ インド式計算術，秀和システム，2007.
- [7] J. F. Martha, I. Judy, and C. D. Robert, et al.: Neurocognitive enhancement: What can we do and what should we do, *Nature Reviews Neuroscience*, Vol.5, pp.421-425, 2002.
- [8] P. E. Gold, L. Cahill, and G. L. Wenk, et al.: a cognitive enhancer, *Psychol. Sci.*, Vol.3, pp.2-11, 2002.
- [9] A. J. Saykin, H. A. Wishart, and L. A. Rabin, et al.: Cholinergic enhancement of frontal lobe activity in mild cognitive impairment, *Brain*, Vol.127, pp.1574-1583, 2004.
- [10] 「アルツハイマー病発症後に，この新ワクチンを飲むと，認知機能が回復できる」，朝日新聞，2007，3，29.
- [11] 澤口 俊之，HQ論：人間性の脳科学，海鳴社，2005.
- [12] 力丸 裕：脳の可塑性を利用したスピーチプロセッサの開発，*BME*,

第6章 トレーニングによる脳機能増進の試み

Vol.18, No.3, pp.10-13, 2004.

[13] 苗 笛, 王 碩玉 : 脳の聴覚能力の限界について, 日本機械学会, 中国四国支部, 第44回期総会・講演会, 広島, pp.477-478, 2006.

[14] D. Miao, S. Y. Wang: Measurement of Functional Auditory Intelligence in Humans Based on Intermittent Audio Signals, International Journal of Innovative Computing, Information and Control, Vol.3, No.5, pp.1193-1200, 2007.

[15] D. Miao, S. Y. Wang: Measurement of Functional Auditory Intelligence in Humans, Proceedings of ICICIC2006, Beijing, Vol.2, pp.333-336, 2006.

第7章 本研究の実際応用と展望

高齢化社会の進展に伴って、高齢者の認知健康はますます注目されている。本研究は音声分離力を目指す、簡単と便利な脳内聴覚認知機能の検査システムの構築に力を尽くし、社会福祉に貢献することを期待している。本章では、提案したシステムを検診クリニックで試用した。試用の被験者は日常検診を出席する患者である。測定された音声分離力のデータと検診クリニック提供の患者の生体情報を統合・解析し、音声分離力との相関性が高い生理指標を発見し、システムの実用性と有効性を検証した。今後、音声分離力と脳の生理指標の関係を深く解析し、音声分離力による脳内高次認知機能の検査を実用しように完備する。

7.1 はじめに

高齢化社会が急速に進むとともに、認知症の高齢者の数はうなぎ上りに上昇し、図7.1に示すように、2008年に約200万人になると予想される[1]。認知症の診療のキーポイントは認知機能低下の早期予防と早期発見である。よって、早期の脳内の認知能力の検査手法が重要になってくる。しかし、認知機能低下の初期段階では、自覚症状はあまり現れず、高齢者は経常的に病院で検診をすることも困難であるため、認知症の初診発病率は66.5%に達している。また、現行の脳内の検査手法は、おもに問診、認知機能テスト、画像診断などを含んでいる。脳の画像診断方法は、脳内の病理変化の検査をとるものであるが、脳内の早期の生理変化を明確に診断することが困難であり、さらに、専

門的な医師や設備や場所など制限がある。また、普通の家庭では、自由に使うことが不可能だ。一方、FABとMMSEなど認知機能テストについては[2-4], 認知機能が検査できるが、初期の検査に不適用である。固定の問題と解答形式で長期連続使用ができず、認知機能維持と回復の効能がない。そのため、これらの現行の検査方法は早期発見における欠点が存在しており、認知機能低下の初期の自覚発見には不適切である。本研究では、音声分離力に基づいて、在宅でも便利に行え、早期発見・維持・回復に役に立つシステムを築いた。前述の章節で、システムの有効性と有用性を実験結果である程度証明した。研究を推進するためには、病院や検診クリニックに試用実験を行う必要があり、被験者の生体情報と統合し、音声分離力と脳内高次機能の関連性を探索することで、最終的な研究目標を達成したい。

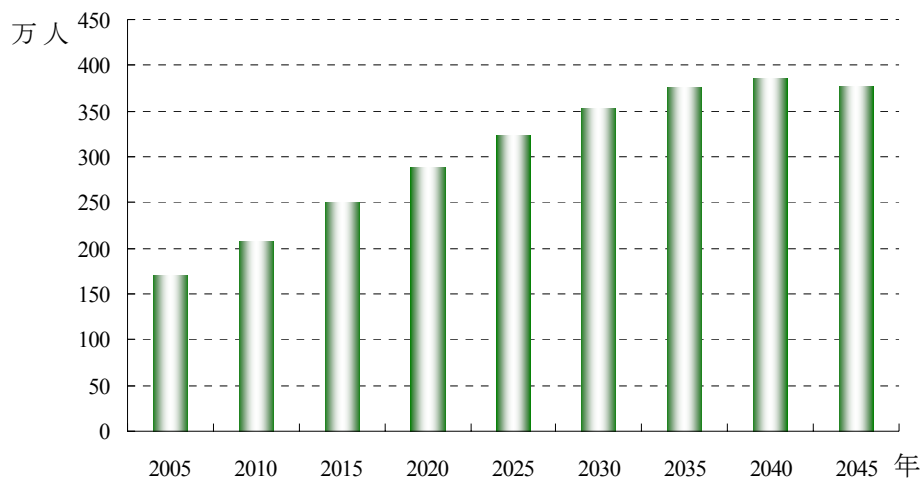


図 7.1 日本社会の認知症高齢者の推移

7.2 音声分離力測定システムの実際使用

前述の各章節の結論を理論根拠として、我々は音声分離力に基づく

聴覚認知機能検査・維持・回復システムを実際に試用した。図7.2のように、試用実験は「高知検診クリニック」で行った。高知検診クリニックは保健医療機関として主に健康診査を行い、健診結果の科学的根拠に基づき、個々の生活習慣改善の指導に努めている。検診コースは、脳ドックと人間ドックを含んでおり、CT検査、生化学検査、MRI検査などの機械手段で尿、便、血液、呼吸器、消化器、循環器、肝臓機能など全身に徹底な検査できる[5]。毎日の受診者は100人以上である。詳しくは、<http://www.kenshin.or.jp/> を参考にする。

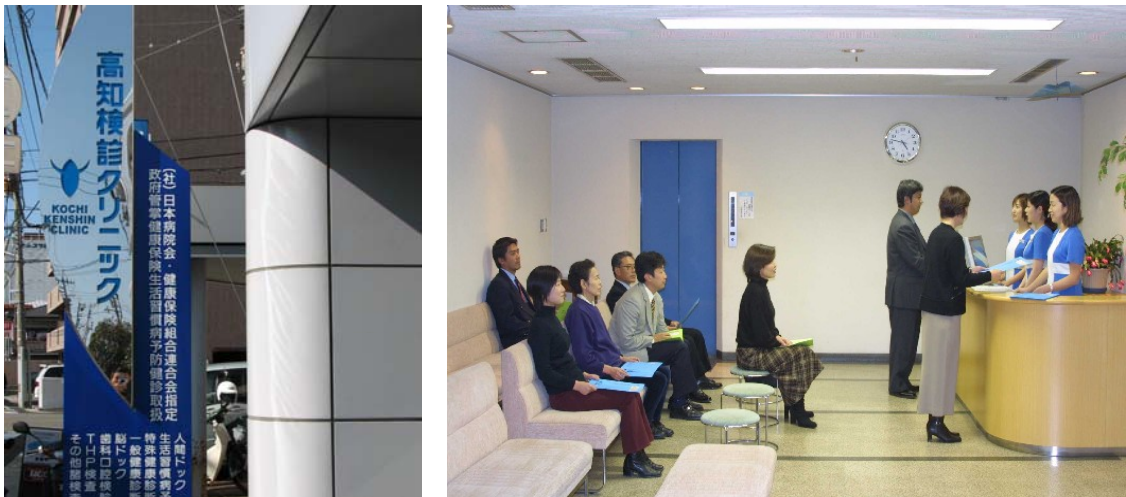


図 7.2 本システムが試用中の「高知検診クリニック」

図7.3に示すように、我々が構築したシステムは高知検診クリニックの休憩室に置き、クリニックに通っている患者が自由に使える。システムのインターフェースは患者の操作便利性と検診クリニックの要望によって改善された。患者は、用意されたシステム使用説明書或いはリアルタイムのシステムの操作提示で、楽に自行測定を行える。さらに、看護師がそばにいて、患者がいつでも問合せすることができる。個人の操作速度により測定のかかる時間は違うが、大体8分間ぐらいで

できた．平均的に，毎日10人ぐらいが測定をし，今まで120人ぐらいの測定データを獲得した．



図 7.3 本システムの試用中の風景

さらに，検診クリニックに「脳トク」という脳の専門検査科目があって，図7.4のようなfMRI装置（機能的磁気共鳴断層撮影装置）を使っている．受診者の脳内状況の磁気共鳴断層データを取得できた．



図 7.4 受検者の脳内の fMRI データの取得

7.3 音声分離力と生体情報の統合解析

音声分離力の測定システムは検診クリニックで試用した．試用した

被験者は、すべて検診クリニックに通っている受診者であり、被験者の生体情報の取得が可能であった。検診クリニックの協力をとおして、個人情報を守る前提のうえで、受診者たちの各々の生体情報を得た。測定した音声分離力のデータと生理データの統合解析を行った。検診クリニックより、「人間ドック」と「脳ドック」の両種類の生体情報を提供され、その内容は、大まかに血液検査、尿検査、便検査、脂質検査、蛋白代謝検査、循環器検査、および脳健康に関する指標の様々であった。今までに、「人間ドック」を受診した111人と「脳ドック」を受診した69人の生体情報を取得した。

データの統合解析の方法は、全部の被験者の音声分離力の定量化計算値（VSA）と様々な生理指標との相関性を計算することである。二つの変数の相関性の大きさは、対応する二つのデータ組から計算されるピアソンの積率相関係数（普通単に相関係数という）で表せる。相関係数（**correlation coefficient**）とは、二つの確率変数の間の相関（類似性の度合い）を示す統計学的指標である。計算される相関係数は、-1 から 1 の間の実数値をとり、0 に近いときはもとの確率変数の相関は弱い。因みに 1 もしくは -1 となる場合は二つの確率変数は線形従属の関係にある。相関係数の計算式は、式7.1に示す。なお、第2章の結論によって、音声分離力は年齢との相関性があり、また、人間の様々な生理指標は年齢との相関性もある。そこで、音声分離力と生理指標の2変数以外の年齢の影響を取り除くことが必要である。そのため、年齢の影響を取り除いたとき音声分離力と生理指標の偏相関係数を式7.2のように求めた。我々は「Excel 2007」というソフトで、VSAと生体情報の様々な指標を組合せて、指標対の相関係数と偏相関係数を計算した[6, 7]。通常、相関係数または偏相関係数の絶対値は、[0.2,

0.4)の区間にいる場合やや相関があると考えられる。また，[0.4, 0.7)の区間にいる場合かなりの相関があると考えられ，[0.7, 1.0)の区間にいる場合強い相関があると考えられる[8]。それにより，「人間ドック」の生理指標において，音声分離力のVSA値との相関性が0.2以上になった生理指標の相関係数と偏相関係数を表7.1に示す。

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (7.1)$$

$$r_{xy \cdot z} = \frac{r_{xy} - r_{xz}r_{yz}}{\sqrt{1 - r_{xz}^2} \sqrt{1 - r_{yz}^2}} \quad (7.2)$$

表 7.1 音声分離力と相関する「人間ドック」の生理指標

	4000HZ 聴力	MCV	MCH	MCHC
相関係数	-0.277	-0.344	-0.379	-0.206
偏相関係数	-0.114	-0.283	-0.322	-0.193

まず，相関係数の計算結果によって，高周波数の聴力は音声分離力と弱い相関性が見受けられたが，偏相関係数の解析により，この相関性は年齢の要因から起こったことが判った。すなわち，音声分離力は聴力に直接に関係しないことが確認された。次に，MCV（平均赤血球容積）とMCH（平均赤血球血色素量）とMCHC（平均赤血球血色素濃度）は音声分離力に弱い相関性があった。正常人では，赤血球数，ヘモグロビン濃度，ヘマトクリット値に多少の変動はあってもほぼ平行して動くが，貧血や多血症のときには必ずしもそうはいかない。ここで，MCVとMCHとMCHCが音声分離力に相関する原理はまだ不明であ

り，また，これらの生理指標は，脳内の認知機能と関係が弱い，今後の研究で詳しく調べる必要がある．そのほか，表7.2に示すように，メタボリックの診断指標は，音声分離力とかなりの相関性を示した．

表 7.2 音声分離力と相関するメタボリックの診断指標

	HbA1c	最高血圧	TG	BMI	IMT
相関係数	-0.254	-0.259	-0.254	-0.220	-0.319
偏相関係数	-0.255	-0.115	-0.255	-0.219	-0.122

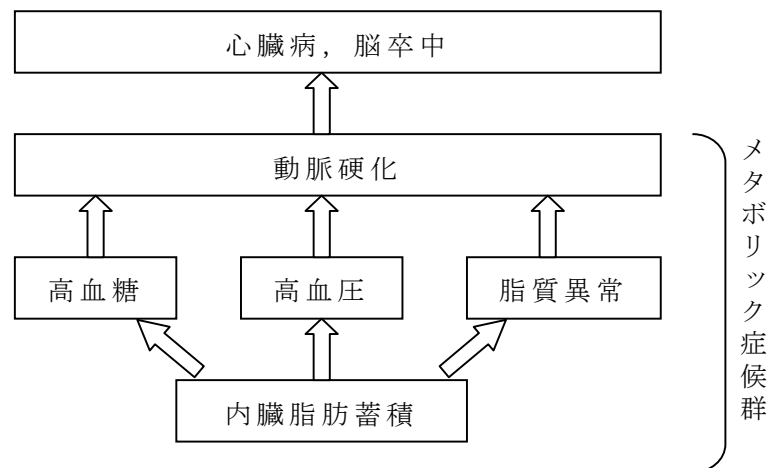


図 7.5 メタボリック症候群の仕組み

メタボリックの人は，動脈硬化の危険因子である「肥満症」，「高血圧」，「糖尿病」，「高脂血症」を重複して発症していることがある．最近の研究で，これら危険因子の重複により動脈硬化のリスクが高くなることがわかっている．本研究の音声分離力に相関するHbA1c(血糖)，最高血圧，TG(中性脂肪)は，生活習慣によるメタボリックに関わる三大要素(血糖，血圧，脂質)である．BMIは肥満度という肥満指標である．図7.5に示すように，メタボリック症候群においては，内臓脂肪の蓄積による肥満に加え，高血糖，高血圧，脂質異常(高脂血)の

三つの危険因子のうち二つ以上を併せ持った状態である。放置すると、動脈硬化を招き、狭心症や心筋梗塞といった心臓病や脳卒中など生命にかかわる病気を引き起こしかねない。なお、IMT（頸動脈肥厚）は、アテローム性頸動脈硬化を表しているが、近年、メタボリック症候群との関連性が報告されている[9, 10]。以上のことから、メタボリック症候群と脳循環の相関性も示された。

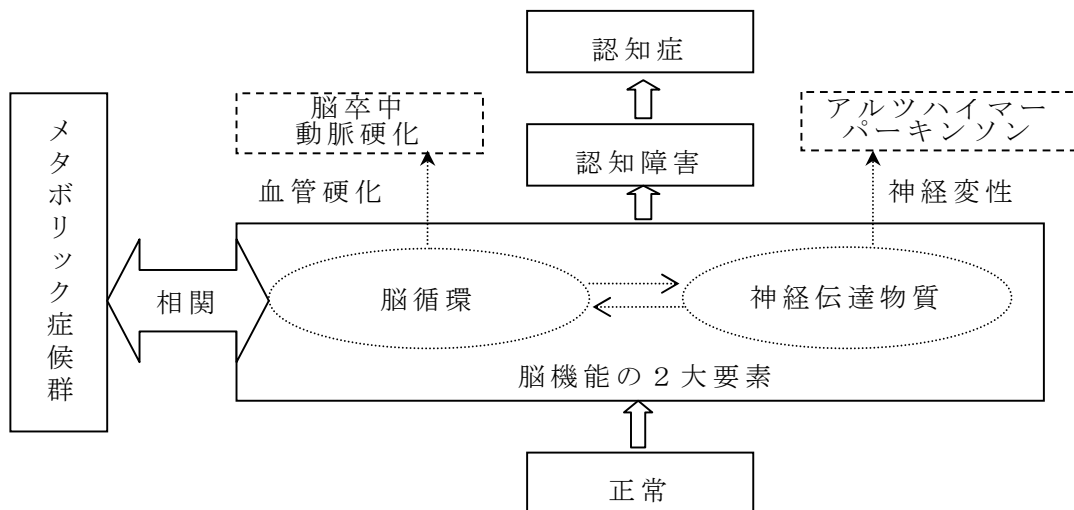


図 7.6 脳機能の2要素

図7.6に示すように、人間の脳機能の2大要素は、脳循環と神経伝達物質である。神経変性により、アルツハイマーやパーキンソンなどの脳の病気が起こる。一方、脳循環においては、血管硬化により脳卒中のような病気を起こし、脳機能障害に関連する。ここで、本研究の音声分離力に相関する生体指標は、おもに脳循環に相関し、音声分離力の測定による動脈硬化・脳卒中を早期発見への応用の可能性を示した。また、音声分離力の測定は、脳機能の評価へ応用することも可能である。

次に、表7.3に示すように、脳循環との相関性の上に、脳内認知障害

に直接に関連するラクナ梗塞及び白質病変は、音声分離力との相関性も示された。この結果から、年齢の影響を取り除いたところ、ラクナ梗塞、白質病変S、白質病変Vは、それぞれ音声分離力に弱い相関性があった。ラクナ梗塞は、脳の深部の細い血管に15mm未満の小梗塞を指す。白質病変とは、脳の表面の灰白質と内側の白質に分かれることである。画像診断で見つかる白質病変は、組織のすき間が広がって水分がたまり、血管が減った状態である。近年の認知症に関する研究結果により、白質病変と注意力、精神運動速度には密接な関連があることが報告されてきた[11-13]。また、アルツハイマー型認知症発症にも関連するという報告も行われた[14-16]。それにより、音声分離力と白質病変には相関傾向があり、音声分離力の測定を行うことで、認知機能低下を発見できる可能性が示された。検診クリニックの受診者は、おもに健康な方で、脳内認知機能低下の患者のデータが少なく、今後大量のデータを取得することが必要である。

表 7.3 音声分離力と相関する「脳ドック」の生理指標

	ラクナ梗塞	白質病変 S	白質病変 V
相関係数	0.225	0.107	0.176
偏相関係数	0.293	0.210	0.257

7.4 応用の展望

本システムは研究室で開発から検診クリニックで試用まで、ずっと改善と発展している。実験から取った大量なデータと患者の生体情報を統合し、音声分離力とある生理指標の関連性を発見した。これは本システムの有用性をある程度証明した。また、本研究の最終目標は、

簡単な音声分離力で脳内認知機能を検査し、認知機能低下の早期発見としての有効な手段を開発することである。そのためには、認知症または軽度認知機能障害の患者の実験を通して、脳の生理指標を解析し、音声分離力と認知症の定量関係を確立する必要がある。まずは、認知症に関わるメカニズムや、生理指標などを解明するしかない。

近年、認知症に関する研究はますます発展している。認知機能に関する生理指標はたくさん発見され[16, 17]、認知症のメカニズムもますます解明されている。認知症に関して、記憶障害、抽象能力や判断力の低下、不安や人に依存、見当識障害、昼夜逆行、異食・過食、攻撃的行動、妄想・幻覚などの症状が現れ、これらは脳の障害が原因で起こる。障害の原因として、アルツハイマー病、脳血管性障害、感染症、脳部外傷、中毒などである。年齢相応の物忘れ（Age associated cognitive decline: AACD）と早晩痴呆に進展する。前段階の軽度認知機能障害（Mild Cognitive Impairment: MCI）を鑑別する手段として、髄液のリン酸化タウの測定や、SPECTによる後部帯状回のスポット状の血流低下などが鋭敏なMCIの診断に有効とされ、やや感度は落ちるがMRIによる海馬の萎縮を定量化して診断する試みも盛んである。また、アミロイド蛋白（Aβ1-42）を画像で染めてしまうという手段が臨床に取り入れられるように画期的に試みられている。

それにより、音声分離力の測定をもとに、被験者の上述の脳内の生理指標に統合解析し、認知機能低下の早期発見の便利な方法を提案することが可能である。さらに、試用中の検診クリニックに「脳ドック」の専門検査科目があって、受診者の脳内状況の磁気共鳴断層データと画像も取得できる。そのため、脳医学の専門家の協力のうえで、音声分離力の低下と脳内の生理変化（白質変化、海馬萎縮など）の明確な

相関性を発見できる可能性が高いと思われる。今後、不断の努力を通して、大量の実験と脳科学の専門家の協力をもとに、実用できるようなシステム構築を進め、社会の福祉に貢献したい。

7.5 まとめ

本章では、提案した音声分離力の定量化測定法を、「高知検診クリニック」に試用し、同時に、受診者の「人間ドック」と「脳ドック」の生体情報も取得し、音声分離力と受診者の生体情報のデータを統合解析した。100人ぐらいの生体情報の解析により、音声分離力はメタボリック症候群に相関する傾向があることを発見した。音声分離力の測定による脳循環に関連する動脈硬化・脳卒中の早期発見への応用の可能性を示した。また、音声分離力は脳内認知障害に直接に関連するラクナ梗塞及び白質病変との相関性も示された、脳内聴覚認知機能の検査に実用できる可能性が高いと思われる。今後、大量の測定データを取得し、システムが実用化するように進めるつもりである。

参考文献

- [1] 高齢者介護研究階報告書, 「2015年の高齢者介護」, 2003.
- [2] B. Dubois, A. Slachevsky, and I. Litvan, et al.: The FAB: A Frontal assessment battery at bedside, *Neurology*, vol.55, pp.1621-1626, 2000.
- [3] A. Slachevsky, J. M. Villalpando, and M. Sarazin, et al.: Frontal assessment battery and differential diagnosis of frontotemporal dementia and Alzheimer disease, *Arch Neurol*, Vol.61, No.7, pp.1104-1107, 2004.

- [4] L. Byrne, R. Bucks, and G. Wilcock: Mini mental state examination, *The Lancet*, Vol.355, Issue 9200, pp.314-315, 2000.
- [5] 高知検診クリニック : <http://www.kenshin.or.jp/>
- [6] 遠藤 健治 : *Excel, SAS, SPSSによる統計入門*, 培風館, 1996.
- [7] 縄田 和満 : *Excel統計解析ボックスによるデータ解析*, 朝倉書店, 2001.
- [8] 大森 博之, 神田 隆至, 西 晃央 : *統計学入門*, 西日本法規, 2005.
- [9] E. Bonora, S. Kiechl, and J. Willeit, et al.: Carotid atherosclerosis and coronary heart disease in the metabolic syndrome: prospective data from the Bruneck study, *Diabetes Care*, Vol.26, pp.1251-1257, 2003.
- [10] B. Iglseder, P. Cip, and L. Malaimare, et al.: The Metabolic Syndrome Is a Stronger Risk Factor for Early Carotid Atherosclerosis in Women Than in Men, *Stroke*, Vol.36, No.6, pp.1212 -1217, 2005.
- [11] 葛谷 雅文, 鈴木 裕介, 長谷 川潤, et al. : 認知症における白質病変と精神運動速度の関連, *日老医誌*, Vol.44, pp.328-330, 2007.
- [12] S. E. Vermeer, N. D. Prins, T. Heijer, et al.: Silent brain infarcts and the risk of dementia and cognitive decline, *N Engl J Med*, Vol.348, No.13, pp.1215-1222, 2003.
- [13] G. Gainotti, C. Marra, and G. Villa: A double dissociation between accuracy and time of execution on attentional tasks in Alzheimer's disease and multi-infarct dementia, *Brain*, Vol.124, pp.731-738, 2001.
- [14] F. E. Leeuw, E. Korf, and F. Barkhof, et al.: White matter

lesions are associated with progression of medial temporal lobe atrophy in Alzheimer disease, *Stroke*, Vol.37, pp.2248-2252, 2006.

[15] W. M. Flier, and H. A. Middelkoop, et al.: Interaction of medial temporal lobe atrophy and white matter hyperintensities in AD, *Neurology*, Vol.62, pp.1862-1864, 2004.

[16] F. E. Leeuw, F. Barkhof, P. Scheltens: Progression of cerebral white matter lesions in Alzheimer's disease: a new window for therapy, *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, Vol.76, pp.1286-1288, 2005.

[17] 武地 一：高齢者高血圧治療と認知機能，*日老医誌*，Vol.44, pp.433-436, 2007.

第8章 結論

本論文では、聴覚認知における音声分離力の定量化とその高次脳機能増進への応用を実現するシステムを築いた。本研究において、大きく分けると、音声分離力の測定法、音声分離力の定量化計算法、音声分離力の評価法、音声分離力における脳機能増進の試み、音声分離力に関わる脳内表現、及び脳の病気のチェックへの実際応用の五つの具体的な課題を設定した。第2章から第7章まで、それらの課題を解決することについてそれぞれ述べた。結論とする本章では、本研究により得た成果を纏めた上に、今後の課題について述べる。

8.1 本研究により得た成果

本論文では、高齢化社会において、認知機能低下の早期発見と機能維持・回復を目的として、聴覚認知における音声分離力の定量化測定とその高次脳機能増進への応用のシステムを築いた。まず、聴覚認知における音声分離力の定量化測定を中心として、第2章で音声分離力の極限値の測定法を提案し、大量の測定実験を行い、音声分離力と年齢の関係を調べた。次に、第3章で、測定した極限値の結果により、混合音声信号の周波数特徴を考慮し、音声分離力の定量化計算モデルを作った。次に、第2章の測定結果と第3章の計算結果に基づいて、第4章に統計学方法を用いて、音声分離力の評価基準を造り、音声分離力の相対評価法を提案した。次に、第5章で、脳科学の観点から、音声分離力における脳内の活性表現を考察し、音声分離力に関わる大脳皮質の部位および活発程度を計測した。次に、第6章で、音声分離力を脳機能増進へ応用し、音声分離トレーニングによる脳機能増進の

実験を行い、実験前後の脳機能の変化によりトレーニングの効果を考察した。最後に、第7章で、脳内活性の測定結果を理論根拠として、提案したシステムを実際に検診クリニックに応用し、生体情報と統合したものを解析し、音声分離力に相関する生理指標を発見した。また、音声分離力における高次認知機能のチェックと増進する可能性を議論し、今後の応用前景を展望した。以下、本論文における各章で得られた結論を整理する。

第2章では、聴覚認知機能に着目して、音声分離力の定量的な測定方法を提案した。まず、多数の音声成分で混合される音声信号に対する信号内容を別々に分離し、理解する能力を音声分離力に定義した。次に、このような能力の限界値を定量的に測定するために、二つの日本語母音音声信号を各々の強さの比で混合し、被験者たちが両方を正確に分離・理解できる混合強さの比の限界値の測定方法を設計した。なお、センサーとしての耳の聴力からの影響を考慮するために、五つの単一母音音声に対する相対的な最小可聴強さも測定し、被験者の聴力極限值も測定する。そして、20代から70代までの男女250人ぐらい測定実験を行い、音声分離力の極限值と年齢との相関性を調べた。測定結果により、母音に対する耳の聴力の極限值は年齢による差異はほとんど見られないが、音声分離力の極限值は年齢とともに明らかに減退し、特に20代からほぼ線形的に減退することが判った。これらの事実により、音声分離力が耳の聴力ではなく、脳内の聴覚認知能力を反映していると考えられる。また、提案した測定法の有効性も実証した。

第3章では、源母音の組合せ次第で異なる分離極限值がある理由を調べ、混合音声信号の周波数領域の特徴を解析し、定量化計算モデルを提案した。聴覚マスキング効果の研究結論に基づいて、混合音声信

号の二つの成分の互いに影響する程度を分析し，成分の差異を表す相違特徴量という概念を定義し，脳内音声分離時の必要な情報量を計算した．さらに，全部の母音組合せの音声分離極限時の相違特徴量を基に，音声分離力の定量化計算値を(0, 1.0)の区間に変換し，数字で厳密に表示した．このような信号特徴に基づく音声分離力の定量化計算法を用いて，前章の異なる年齢の被験者の音声分離力の極限值を実際に計算し，提案した定量化計算法の有用性を証明した．また，計算結果により，20代から音声分離力が明らかに線形的に減退することを発見した．

第4章では，音声分離力の極限值の測定結果と音声分離力の定量化計算結果に基づいて，聴覚認知における音声分離力の評価基準を作成した．この評価基準は，相似な年齢の母集団の測定値の確率分布が正規分布であると仮定するうえで，10歳ごとに基準点を設定し，基準点ごとに正規分布のパラメタを統計学で計算した．また，基準点の間の年齢の母集団の測定値分布は，基準点における正規分布のパラメタをもとに線形内挿法で推算された．そして，この評価基準をもとに，評価対象の音声分離力の測定値により，音声分離力の相対評価法を提案した．さらに，実際年齢をもとに，測定値による音声分離力における相対脳年齢の計算法を提案した．

第5章では，脳科学の観点から，赤外分光法（NIRS）による音声分離力に関わる脳内活性の状況を調べた．音声分離時と音声聴取時において，大脳皮質のヘモグロビン濃度の変化をリアルタイムに計測し，皮質の活発程度の区別を解析し，音声分離力に関連する部位とその活発程度を判別した．5人の計測結果によって，音声聴取に比べて，音声分離時の側頭葉の聴覚野と高次機能に関連する前頭葉に酸素化ヘモ

グロビン濃度がより大幅に増えることが判った。それにより、音声分離力による聴覚認知機能の評価の有効性を示した。

第6章では、音声分離力の定量化測定結果をもとに、脳機能増進を目指す音声分離トレーニングの方法を提案した。3週間のトレーニング実験をとおして、実験群と対照群のトレーニング前後の各々の聴覚認知の能力値変化を調べ、脳機能増進の効果を検証した。具体的に、対照群はトレーニング前後の能力値がほとんど変わらなかったが、実験群の音声分離力も音声補完力も増進された。また、トレーニング後の反応時間も短縮する傾向を示した。さらに、トレーニングの3か月後に行った測定実験により、トレーニングによる脳機能増進の効果は長期性があると実証され、提案したトレーニング方法の有用性が証明された。その上、脳内の観点から考察するために、前章の脳血流計測の手段により、トレーニング前後の実験群の酸素化ヘモグロビン濃度も計測し、三週間のトレーニング後に、前頭葉の酸素使用量が明らかに減少したことが判った。脳内情報処理効率が向上したと示唆され、脳機能増進法の有効性が一層証明された。

第7章では、提案した音声分離力の定量化測定法を、「高知検診クリニック」において試用した。同時に、受診者の「人間ドック」と「脳ドック」の生体情報も取得し、音声分離力と受診者の生体情報のデータを統合解析した。100人ぐらいのデータの解析により、音声分離力はメタボリック症候群に相関する傾向があることが発見した。音声分離力の測定による脳循環に関連する動脈硬化・脳卒中を早期発見への応用の可能性を示した。また、音声分離力は脳内認知障害に直接に関連するラクナ梗塞及び白質病変との相関性も示された、脳内聴覚認知機能の検査に実用できる可能性が高いと思われる。今後、大量の測定デ

ータを基に，本システムが実用化するまで研究を進める．

以上，本研究の音声分離力の定量化測定を中心として，聴覚認知機能低下の早期発見と機能維持・回復システムと基本的な研究の枠組みを構築することができたと考えている．

8.2 今後の課題

急速に進んでいる高齢社会においては，在宅でも気軽に使え，予防と早期発見には役に立ち，認知機能の初期変化を検査できるシステムは重要な意義がある．本研究では，聴覚認知における音声分離力を指摘し，このようなシステムを築いた．このシステムが実用化するまで，解決しなければならない課題がまだ残されている．ここでは，いくつかの課題について簡単に述べる．

- ① 今まで，音声分離力の測定実験は初期段階中で，234人の実験データでは，まだ不十分である．今後，厳密な実験条件の下で，大量の測定実験を行い，さらに正確な音声分離力のデータを獲得する必要がある．なお，今まで取った測定データは20歳以下の被験者がなかった．今後はこの年齢帯の測定データを補充する必要がある．
- ② 提案した信号特徴に基づく音声分離力の定量化計算法は，不足点もあり，計算モデルのパラメタが大量な実験データにより矯正の必要がある．今後，この定量化計算法の改善を行うつもりである．
- ③ 音声分離トレーニングにおける脳機能増進の実験に対して，トレーニングの効果は，音声分離力において，単に音声補完力の改善状況を調べた．ほかの高次脳内認知機能への影響はまだ不明であり，この分野におけるいっそうの研究を期待する．また，脳機能増進実験は，被験者が20代の若者から構成されたので，今後の研究は，高齢

者で構成する実験群のトレーニング実験を行い，高齢者における脳機能増進の効果を検証する必要がある．最後に，脳機能増進への応用を実用化する．

- ④ 音声分離力における脳活性の計測を通して，音声分離力に関わる大脳皮質の部位を発見した．今後，脳科学の観点から，この能力に関連する脳内機構を詳しく解析する．
- ⑤ 検診クリニックでの試用を通して，応用中の問題点を発見し，改善し，システムが実用化するように完備する．また，試用実験を通して，測定データを蓄積し，音声分離力と生体情報を総合分析することで，今後はより応用性が高いシステムとし，音声分離と生理指標との間により多くの関連性を発見していきたい．

特許申請

脳内聴覚情報処理能力測定システム（準備中）

本論文に関する著者の研究論文

1. Di Miao, Shuoyu Wang, "Measurement of Functional Auditory Intelligence in Humans Based on Intermittent Audio Signals", International Journal of Innovative Computing, Information and Control (IJICIC), Vol. 3, No. 5, pp. 1193-1200, 2007
2. Di Miao, Shuoyu Wang, " A Quantitative Measurement of Brain Cognitive Function Based on Human Voice Separation Ability ", ICIC Express Letters, Vol. 2 No. 1, pp.15-21, 2008

本論文に関する著者の研究発表

- 国際学会発表

1. Di Miao, Shuoyu Wang, "Measurement of Functional Auditory Intelligence in Humans", Proceedings of ICICIC2006, Beijing, Vol.2, pp.333-336, 2006
2. Di Miao, Shuoyu Wang, "A Study in Human Brain Cognitive Function Based on Voice Separation Ability", Proceedings of ISFT2007, Shenyang, pp.20-24, 2007
3. Di Miao, Shuoyu Wang, "A Quantitative Measurement of Voice Separation Ability in Humans", Proceedings of ICICIC2007, Kumamoto, A04-05, 2007
4. Di Miao, Shuoyu Wang, "Voice separation ability and brain

activation measurement base on NIRS analysis",
Proceedings of SICE2007, Takamatu, pp.729-933, 2007

5. Di Miao, Shuoyu Wang, "Measurement and Calculation of Human's Voice Separation Ability and NIRS Analysis of Brain Activation", Proceedings of ISICA2007, Wuhan, pp. 396-401, 2007
 6. Di Miao, Shuoyu Wang, "A Study in Brain Enhancement by Voice Separation Training", Proceedings of ICICIC2008, Dalian, 2008.6 (Accepted)
- 国内学会発表
1. 苗笛, 王 碩玉, 「脳の聴覚能力の限界について」, 日本機械学会, 中国四国支部, 第 44 回期総会・講演会, 広島, pp.477-478, 2006.3
 2. 苗笛, 王 碩玉, 「音声における人間の信号分離能力」, 日本機械学会, 中国四国支部, 第 45 回期総会・講演会, 徳島, pp.489-490, 2007.3
 3. 苗笛, 王 碩玉, 「音声信号分離能力の評価と信号分離における脳活動の計測」, 日本生体医工学会, 第 46 回日本生体医工学会大会, 仙台, 2007.4
 4. 苗笛, 王 碩玉, 三浦 直樹, 「音声分離トレーニングにおける脳機能増進の試み」, 日本機械学会, 中国四国支部, 第 46 回期総会・講演会, 東広島, 2008.3
 5. 苗笛, 王 碩玉, 「脳内聴覚情報処理における音声分離力の測定とその応用」, 第 18 回ソフトサイエンス・ワークショップ, 横浜, 2008.3

謝 辞

本論文は筆者が高知工科大学大学院博士後期課程において行った研究をまとめたものであります。多くの方々のご指導をいただきました。ここに記して謝意を表します。

まず、本研究の貴重な機会をくださり、終始ご指導ご鞭撻をくださって、研究者としての姿勢や心構え、信念についてご教示いただきました高知工科大学知能機械システム工学科王碩玉教授に心より深く感謝いたします。振り返ってみると、筆者を非常に甲斐がある脳機能検査と健康増進の研究分野に導引し、研究テーマの設定から具体的な手法の開発まで、日頃より暖かい御指導御援助を賜わったおかげで、本論文における研究成果を挙げることができました。ここに、改めて心より厚く御礼申し上げます。

また、種々な御助言ご援助をいただいた本論文の副査、知能機械システム工学科の井上喜雄先生、辻知宏先生、芝田京子先生、情報システムの福本昌弘先生の貴重なご指導、ご意見を頂きました、深謝申し上げます。

また、本研究において実験協力を提供して頂いた高知検診クリニックの上地清次長、掛橋崇課長、武市昌士医師、を深謝申し上げます。更に、高知大学医学部の朴啓彰先生は、脳科学において、貴重な指導とコメントを頂いた、深謝申し上げます。

また、本研究室の三浦直樹先生、貴重な御応援御指導をいただき、深謝申し上げます。本研究室の秘書中平みれい氏、本論文の日本語の修正をいただき、深謝申し上げます。

そして、研究室の先輩尚濤氏、干霞氏、陶衛軍氏、同輩姜銀来氏、

謝 辞

とはお互いの研究について意見を交換する多くの機会を持つことができ、筆者の興味の幅を広げることができました。また、実験や日本語指導や学会発表討論などご協力をいただいた院生高下氏、井上氏、西澤氏、渡部氏、西本氏と学部生の多くの方々に感謝致します。

さらに、本研究の遂行に当たり、日本高知工科大学から留学生特別コース SSP 奨学金の応援をいただき、全力を打ち込んで研究を続けることができました。心から高知工科大学に深く感謝いたします。

また、本研究は、多くの方々の御指導、御支援により成し遂げることができました。日本語の勉強において、ご熱心な指導を頂いた久保真理子先生に深く御礼申し上げます。研究や実験について多くのご検討ご協力を頂いた留学生の方々に大いに感謝いたします。

最後に、筆者が研究の道に進むことを快諾し、いつもご応援してくれた両親の苗秀華と趙荃茹に心より感謝いたします。