

発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled



石光 俊介 (Shunsuke ISHIMITSU, Dr. Eng.)

広島市立大学大学院情報科学研究科教授

(Graduate School of Information Sciences, Professor, Hiroshima City University)

IEEE AES 日本音響学会 日本機械学会 日本計測自動制御学会
日本マリンエンジニアリング学会 会員

著書：Speech Technologies (共著) InTech 2011 年 Advances in
Speech Recognition (共著) Sciyo 2010 年 Speech Recognition (共著)
IN-TECH 2008 年 Advances for In-Vehicle and Mobile Systems :
Challenges for International Standards (共著) Springer Science
New York 2007 年 現代科学入門シリーズ 生産システム工学 - 知的
生産の実際と基礎理論 - (共著) 朝倉書店 2001 年

研究専門分野：音響工学

あらまし 体内伝導音認識システムを応用することにより、喉頭癌などにより発声機能障害者となった方を支援するための発声機能障害者支援システムを提案した。このシステムでは伝達関数を用いた体内伝導音の明瞭化に関する手法を応用し、代用音声発声時の体内伝導音から罹患前の健常者音声へと変換する。発声から推定したサブワード単位の伝達関数を用いることで、認識誤り無し及び認識誤り有りの各条件において周波数特性の改善を確認した。また、発声機能障害者における検討を行う必要があるため、評価データベースを構築した。発声機能障害者及び健常者の音声、代用音声及び体内伝導音を時間周波数分析及び認識時に用いる特徴パラメータで比較し、各次元における差を確認し、発声機能障害者及び健常者の音声、代用音声及び体内伝導音を用いた離散単語認識及び連続単語認識の比較により評価を行った。

1. はじめに

近年、喉頭癌などにより喉頭の摘出をよぎなくされ、発声機能障害者となる患者が増加傾向にある⁽¹⁾。この場合、自身の発声器官では音声コミュニケーションができない状況に陥る。このような問題を解決するために、発声機能障害者らは代用音声による音声コミュニケーションを行っている⁽²⁾。代用音声とは人工的な手段で導入した音源と残された調音器官を利用し、音声コミュニケーションを行う技術の総称である。

音声は声門などの開閉により生じた声帯振動、破裂音また乱流といった音が口腔や鼻腔などの空間を経て、口唇などから放射される音である。ゆえに、声帯などの音源機能を疾患により声帯振動を失ったとしても、共鳴による言語的な特徴付けを行う調音器官は残されている。ただし、疾患部が上咽頭部などのように調音器官に対して影響を及ぼす位置においてはこの限りではない。このような理由から、代用音声では人工的に生成した音源を外部からの加振や手術により導入した新声門からの振動などを持ちいる。代用音声の例としては、食道発声法、音声再建法、また電気式人工咽頭など様々なものが挙げられる。ところが、代用音声は基本周波数の低下、音量の減少により、屋外などでは騒音に埋もれてしまいコミュニケーションに障害が起きているのが現状である。そこで、代用音声時の体内伝導音から音声へと変換するシステムを構築し、音声コミュニケーションにおける問題の緩和を図る。

このような発声機能障害者のコミュニケーション障害の緩和に関する研究として、非可聴つぶやき音 (NAM) を用いた統計的音質変換⁽³⁾ や代用音声における基本周波数に関する研究^{(4),(5)} など様々なものが行われている。また、音声伝達手段としては音声認識によりテキストを推定し、それを用いて音声合成で伝達する手段が考えられる。このような手法では、コミュニケーションそのものの緩和を行うことができたとしても、機能障害者におけるリハビリテーションへの意識の向上へとつながるとは言いがたい。体内伝導音から話者自身の発声をよみがえらせる技術が確立できれば、話者自身の声を用いたコミュニケーションを図ろうとする意志によりシステム性能以上の価値がもたらされる。このことから、音声合成などであらかじめ収録し

発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled

ておいた健常者らの音声と呼び出して再生する代用発声システムではなく、音声コミュニケーションの復帰を目指す発声支援システムと位置付けることができる。

本研究ではまず、代用音声及び提案する発声機能障害者支援システムの概要について説明し、音声及び体内伝導音の伝達特性を分析し、音質変換アルゴリズムの有効性を評価する。音質変換アルゴリズムでは体内伝導音認識を用いた連続サブワード認識を必要とするため、認識誤り有無の各条件における有効性を確認する必要がある。その後、発声機能障害者における信号データベースを構築し、その特徴について分析した。最後に、発声機能障害者における音声認識性能について評価を行い、音声と体内伝導音の認識性能の差と問題点について明らかにする。

2. 代用音声

喉頭癌や咽頭癌などで喉頭・咽頭また食道を摘出することにより発声機能が低下・消失する。これに伴い、患者の日常生活において様々な問題が生じることは否めない⁶⁾。特に、喉頭に加えて下咽頭、頸部食道の合併切除した場合、発声機能の存続が著しく困難な状況となる。このような問題を解決するために、代用音声による音声コミュニケーションが行われる。代用音声には以下のような手法がある⁷⁾。

- ・ 食道発声法
- ・ パイプ式人工喉頭発声法
- ・ 電気池式人工喉頭発声法
- ・ 音声再建法（シャント法）

食道発声法は自らの調音器官を用いた発声を図るため、精神的なリハビリテーションに有効である。なぜなら、食道発声を行うための教室に通うことで、自立

が可能となるとともに障害者間の意識を高く持つことが期待できるからである。また、特別な器具を必要としない点や両手の自由などの利点もある。

パイプ式人工喉頭発声法は明瞭度が高く、声量も十分であるといえる。しかし、器具を必要とするため、身体的障害を有している意識を取り払うことが難しい点や費用がかかる点など問題がある。

電池式人工喉頭発声法は発声を行うための習熟が用意であるとともに、清潔であるなどの利点がある。一方で、器具を頸部に当てる必要性がある点や効果における欠点もある。

音声再建法は気管と消化管との間に連絡路（シャント）を作成し、呼吸を消化管内に吹き込み、その際に粘膜で生じる振動を音源として用いる。よって、シャント法による音声再建は現在用いられる無喉頭発声法の中で最も自然な会話が得られるなどの利点を有する⁸⁾。

3. 発声機能障害者支援システム

ここでは、発声機能障害者支援システムの概要について述べることにする。まず、音質変換に必要となる伝達関数とサブワード境界を推定するための認識アルゴリズムについて説明し、提案システムの概要について述べることにする。

3.1 伝達関数

図1に音声及び体内伝導音の伝達関数の概念を示す。音声及び、体内伝導音ともに声帯振動などの音源を入力とした伝達関数の出力として表現することができる。このとき、音声は口腔や鼻腔などによる伝達特性を示し、体内伝導音は加速度ピックアップまでに伝達される皮膚や骨などの伝達特性として表現できる。

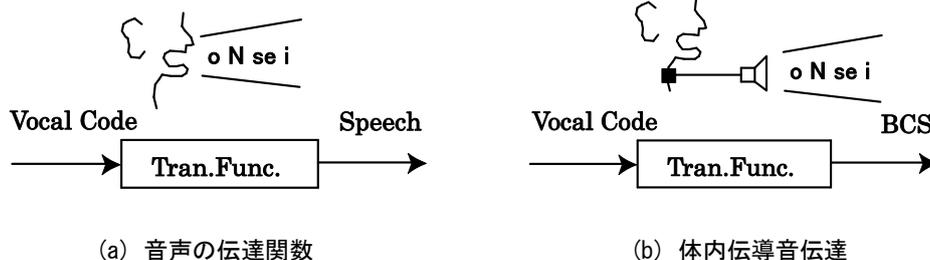


図1 伝達関数

発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled

3.2 提案システムの概要

図2に発声機能障害者支援システムを示す。システムではまず、代用音声発声時に新声門付近などから体内伝導音を抽出し連続サブワード認識を行い、発声におけるサブワード系列とその各サブワードの継続時間を示すフレーム情報を推定する。推定したフレーム情報を基に、あらかじめ求めておいた代用音声発声時の体内伝導音から健常音声へと変換するサブワード単位の伝達関数を用いて変換音声を作成する。サブワード単位伝達関数は発声機能障害者でも同様に音声から体内伝導音へと変換する関数を用いる。このとき、ビデオなどで罹患前の音声があれば、話者自身の音声へと変換することができる。連続サブワード認識を用いることで、異なった伝達関数を選択したとしても体内伝導音を入力とするため、発声のイントネーションなどから補正されることが期待できる。

3.3 システムの有効性検討

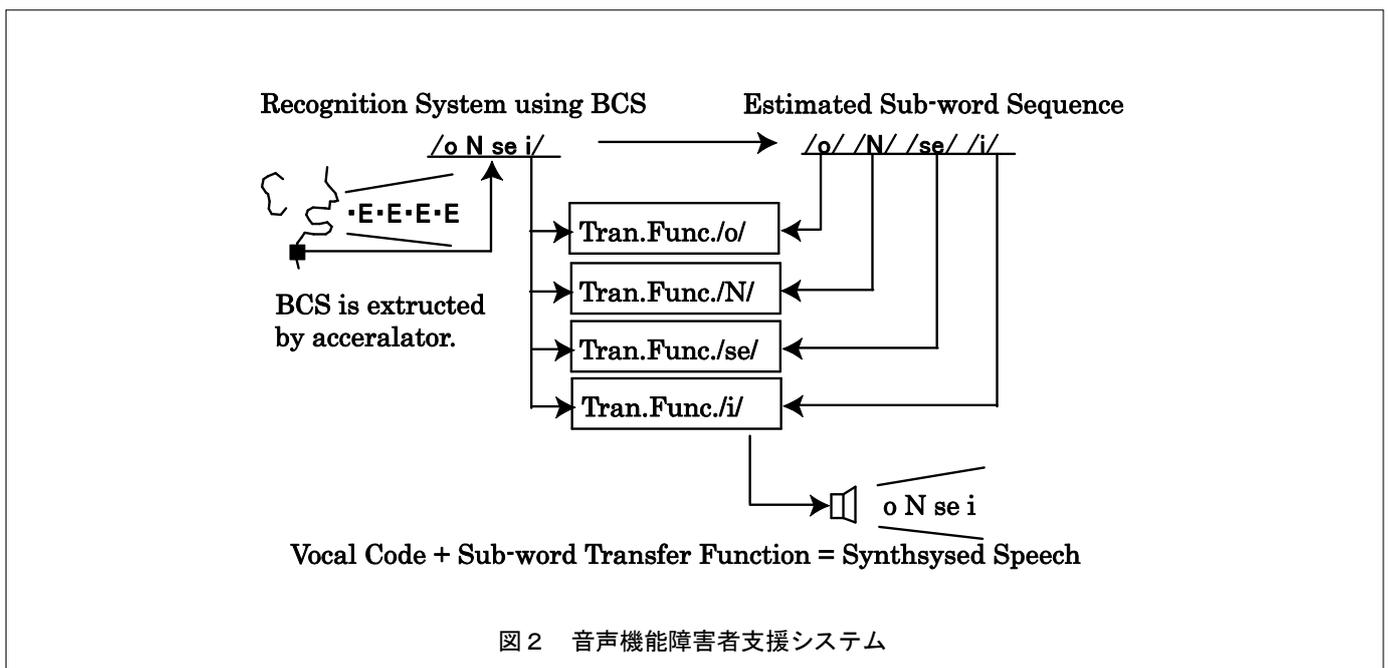
提案システムでは体内伝導音に対して連続サブワード認識を行い、得られたサブワード系列及び境界情報を用いた音質変換を行う。そのため、サブワード単位での音質変換の有効性を確認する必要がある。ここでは、健常者の音声及び体内伝導音を用いてサブワード単位の伝達関数を用いた音質変換の有効性の確認を行

う。このとき、音質変換のターゲット信号となる音声が必要である。そこで、静寂下で採取した健常者の音声及び体内伝導音で評価することにした。図3に音声、図4に体内伝導音を示す。

今回ではあらかじめサブワード系列を認識システムに示した上で、サブワード境界の情報のみを推定する教師あり認識を音声に対しておこなった。認識デコーダはサブワード単位の教師あり認識が可能な Julius で行い、以下の各サブワード系列に対する評価を行った。Julius ではフレーム単位の境界情報が得られるため、それを時間情報に変換して音声及び体内伝導音を切り出した。そして、切り出して対となった音声及び体内伝導音からクロススペクトル法による伝達関数の推定をおこなった。音響モデルは、Dictation Kit ver3.0 付属の不特定話者モデルを用いることにした。このとき、/SIL/ は無音を示す。音節単位は、音素単位を基に変換して音節単位による境界表現を用いることにした。音質変換で用いた教師サブワードは、以下に示すような各ラベルである。

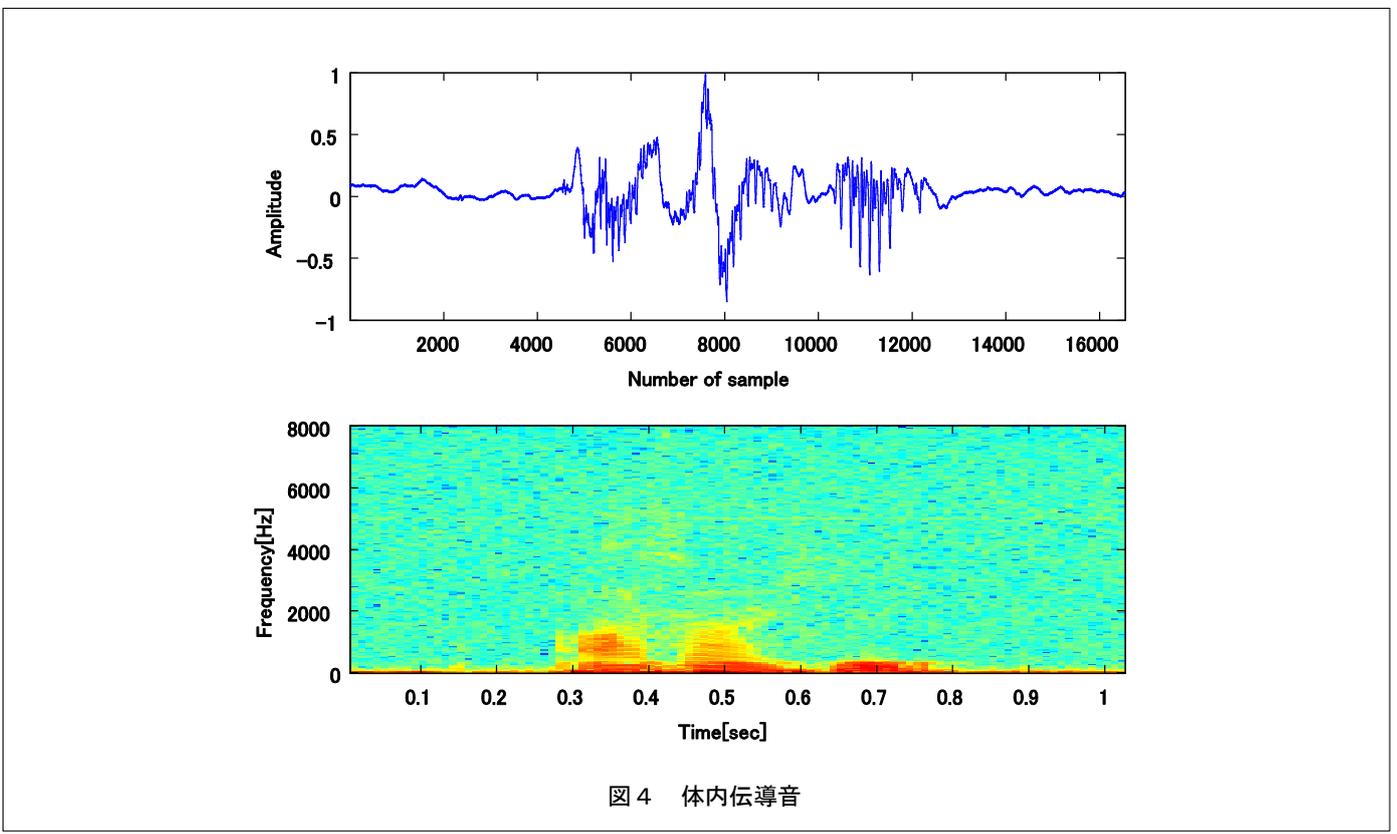
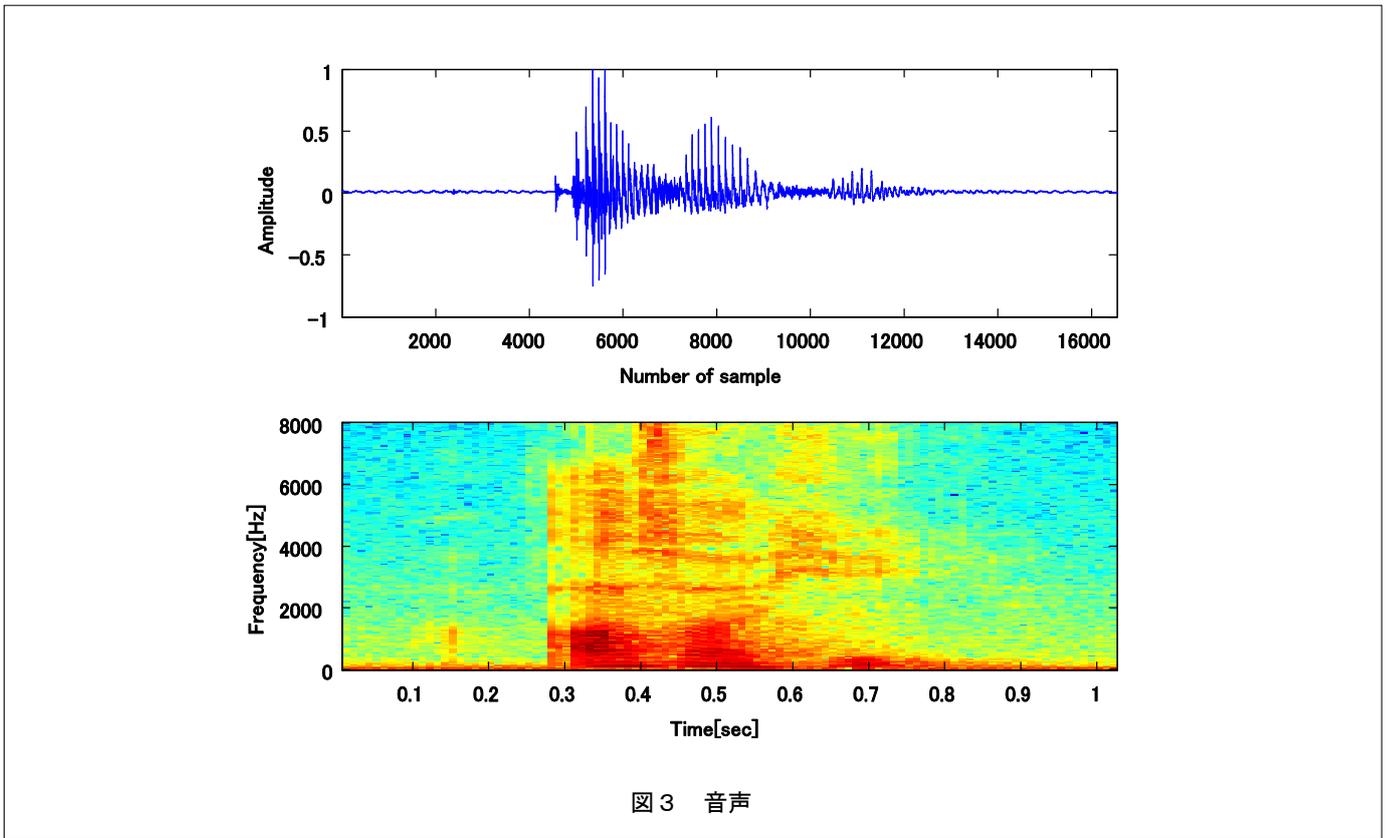
- ・ 誤り無し: /SIL/, /a/, /sa/, /hi/, /SIL/
- ・ 誤り有り: /SIL/, /hi/, /hi/, /a/, /SIL/

図5は認識誤りを含まない伝達関数を用いたときの交換音声、図6は誤りを含んだ伝達関数を用いたときの交換音声の波形及びスペクトログラムを示す。図5



発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled



発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled

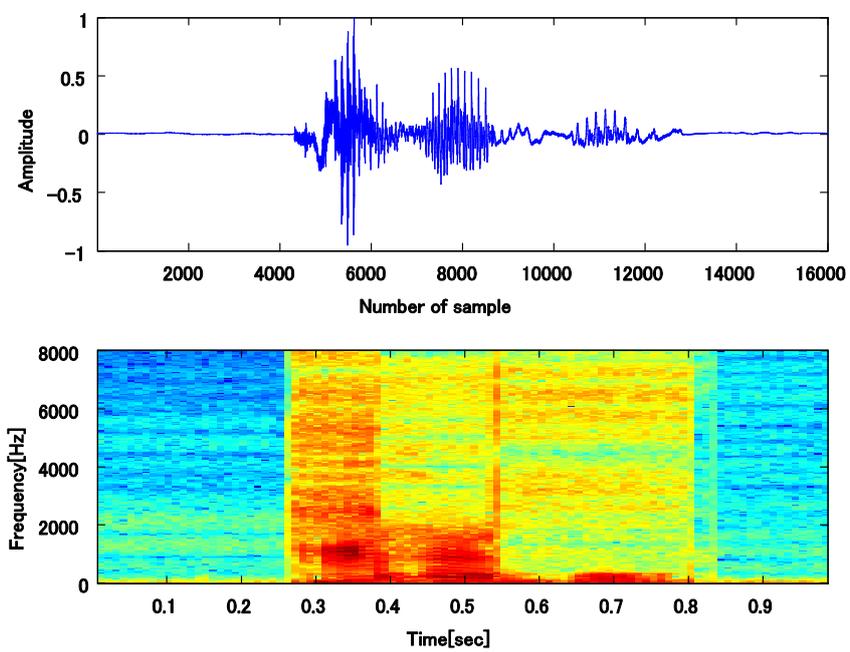


図5 認識誤り無し

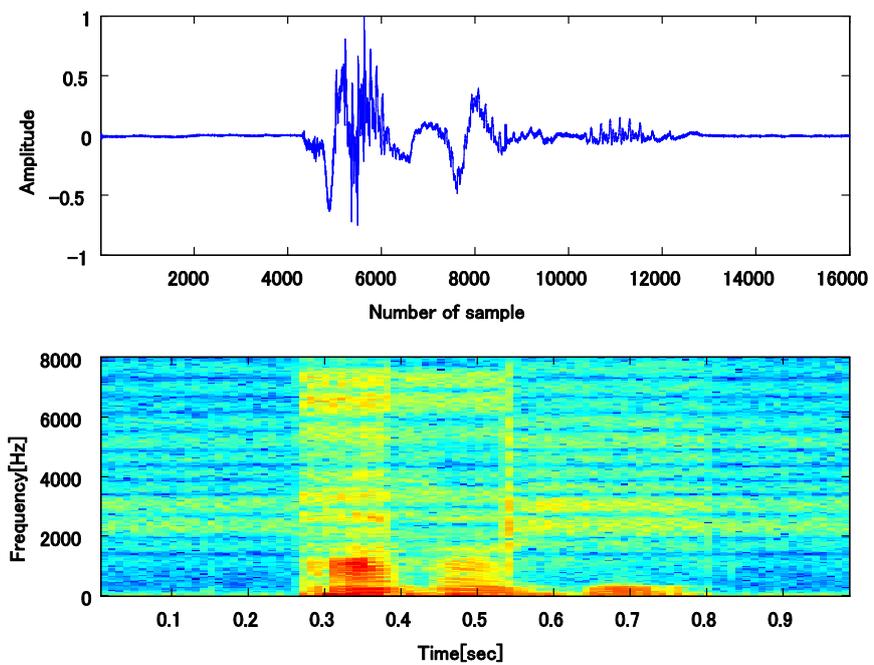


図6 認識誤り有り

発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled

では体内伝導音と比較して、共振周波数の改善が確認できることが確認できる。また、図6では図5と比較すると劣るが、周波数特性において若干の改善が確認できる。以上の結果から、周波数特性としての改善は時間周波数分析により確認することができたが、発声機能障害者支援システムとして活用するには不十分な信号であるといえる。よって、より円滑なコミュニケーションを行うための音質変換手法の検討が必要である。

4. 発声機能障害者信号データベース

発声機能障害者における評価を行うために、発声機能障害者及び健常者を話者とした信号データベースを構築した。話者は健常者1名及び駿河台日本大学病院に通う発声機能障害者2名とした。発声機能障害者1は喉頭摘出前で声帯にポリープを有する方で、発声機能障害者2は喉頭摘出後に音声再建法を導入した方である。発声する語彙は電子協・地名百選⁹⁾から10単語、ATR文¹⁰⁾から5文を話者毎に3セット収録した。

5. 代用音声の特徴分析

ここでは本研究で構築した発声機能障害者信号データベースを用いて健常者と発声機能障害者らの特徴分析を行った。

まず、信号分析手法として一般的な時間周波数分析を行い、次に特徴パラメータにおける比較を行った。時間周波数分析では信号そのものに含まれている周波数特性を分析し、特徴パラメータでは認識デコーダに入力するパラメータレベルで分析するという点で着眼点が異なる。

5.1 時間周波数分析を用いた比較

図7は健常者の音声、図8は発声機能障害者1の音声、そして、図9は発声機能障害者2の音声再建法による代用音声を示す。各機能障害者の音声及び代用音声を健常者の音声と比較したところ、4kHz以上において健常者に見られない不自然な周波数成分が確認された。特に、発声機能障害者1ではその帯域が広く、その不自然な周波数が強いことが確認された。これは

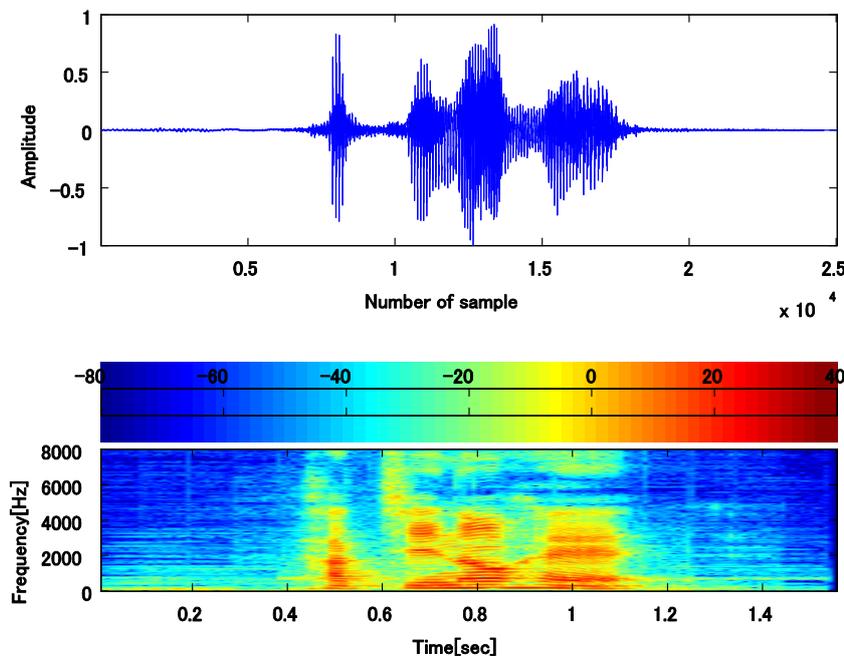


図7 健常者の音声

発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled

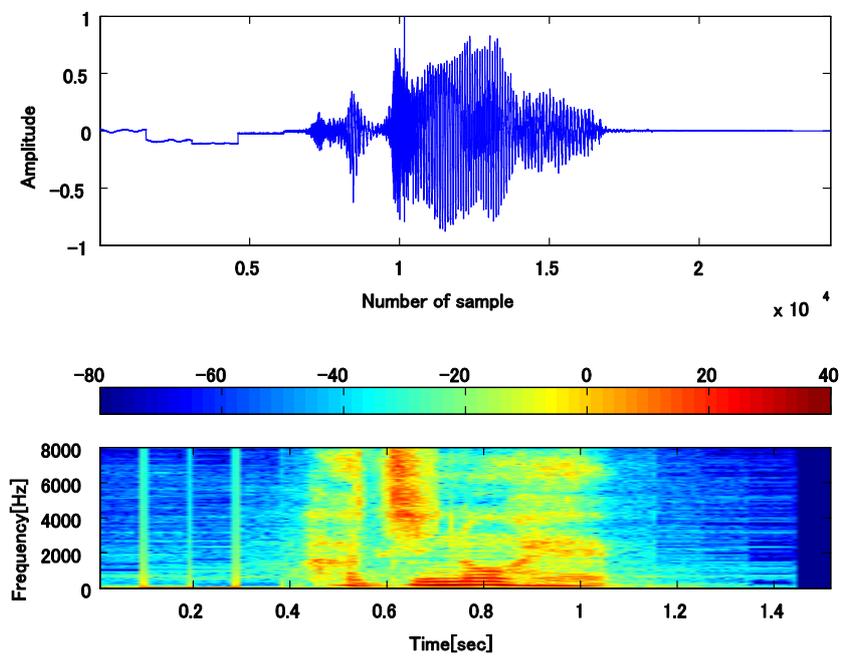


図 8 発声機能障害者 1 の音声

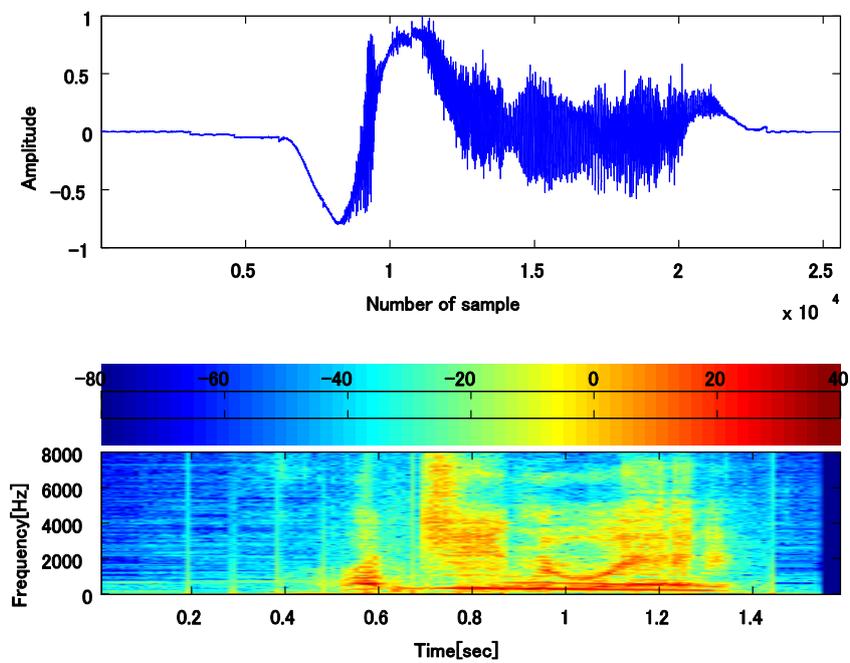


図 9 発声機能障害者 2 の代用音声

発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled

ポリープにより声帯が完全に閉じないことにより高域成分（かすれ）が生成されているためである。

次に、同時に採取した各体内伝導音を比較した。図10は健常者の体内伝導音、図11は発声機能障害者1の体内伝導音、そして、図12は発声機能障害者2の体内伝導音を示す。各信号ともこれまでの体内伝導音の検討結果と同様に2kHz以上の高い周波数成分を確認することができなかった。これに伴い、音声及び代用音声において確認された不自然な周波数がみられなかった。

発声機能障害者1では信号収録装置が同じであるにもかかわらず、体内伝導音で採取可能な周波数帯域が狭いことが確認された。これは発声機能障害者の音声及び代用音声そのものの周波数特性が弱く、体内伝導音でもその成分が低下することに原因があると考えられる。よって、発声機能障害者の音声及び代用音声を体内伝導音として扱うことで、不自然な4kHz以上の成分を除去できるが、採取可能な信号帯域が狭くかつその信号レベルが弱いという欠点があることが確認された。前者は認識において効果的に働くと考えられるが、後者については認識率の低下につながると考えられる。

5.2 特徴パラメータを用いた比較

発声機能障害者支援システムでは音声認識技術を利用し、発声されたサブワード系列とサブワード間の境界情報を推定する機能が必要となる。特徴パラメータはフレーム毎に推定したベクトルデータのため、以降は特徴ベクトルと呼ぶことにする。音声認識では波形信号からパターンマッチングで有益な特徴ベクトルへ変換して用いるため、特徴ベクトルでの比較を行うことにした。

本研究では、以下に示す特徴ベクトルで比較することにした。

- Linear Predictive Coefficient (LPC)⁽¹¹⁾
- Mel Frequency Cepstrum Coefficients (MFCC)⁽¹²⁾

LPCは音声信号が全極型の伝達関数からの出力であると仮定し、音声信号のスペクトル包絡を推定する手法である。LPCを音声認識で特徴ベクトルとして利用する場合、LPCで求めたスペクトルをケプストラム分析し、得られたケプストラム係数を特徴ベクトルとして用いるのが一般的である。また、LPCの前処理として、聴覚特性を考慮した The relative spectral (RASTA)⁽¹³⁾

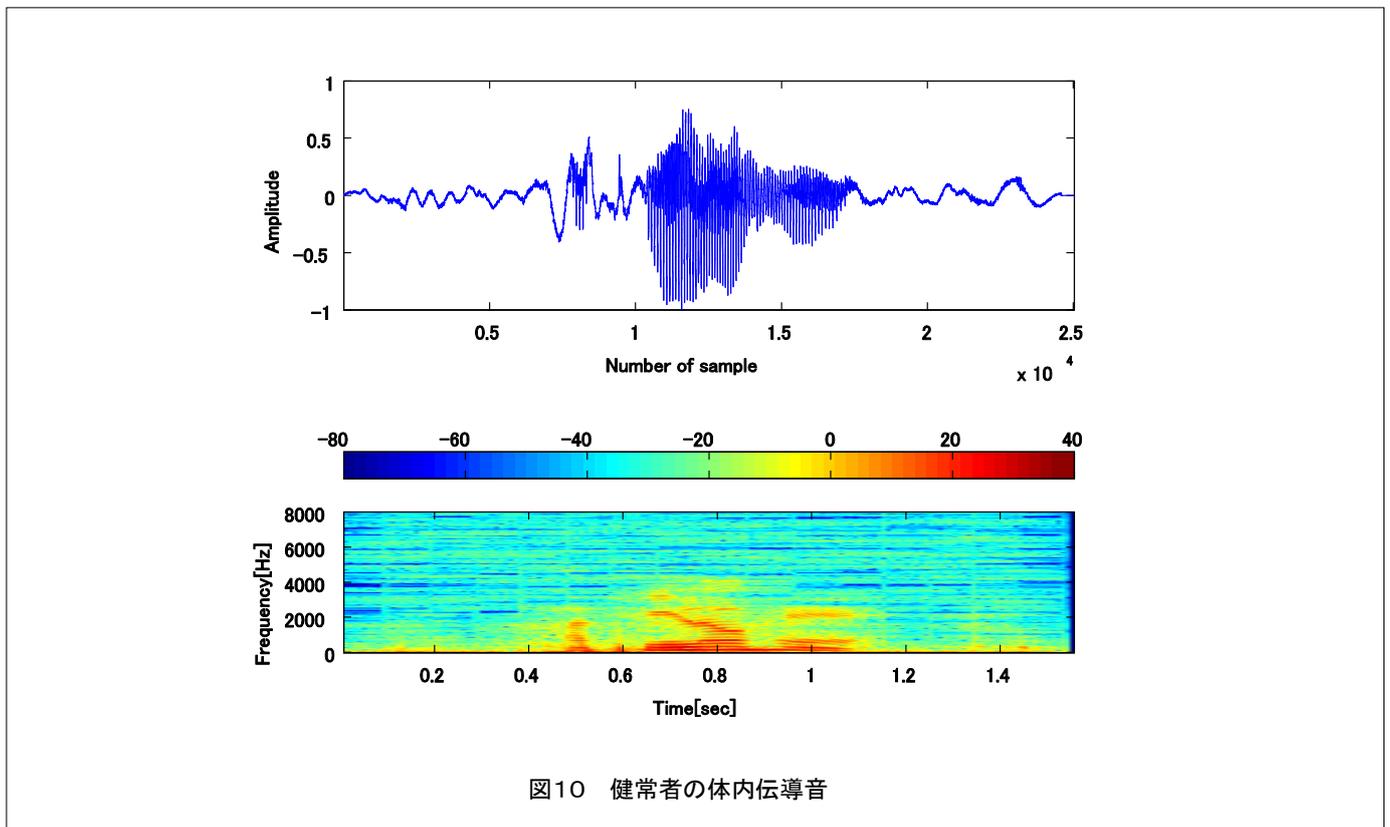


図10 健常者の体内伝導音

発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled

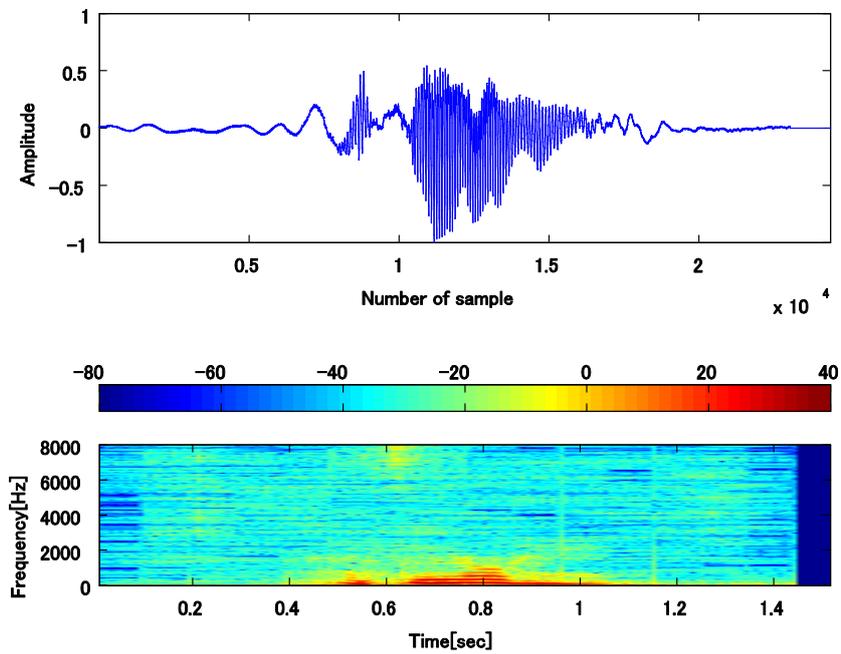


図11 発声機能障害者1の体内伝導音

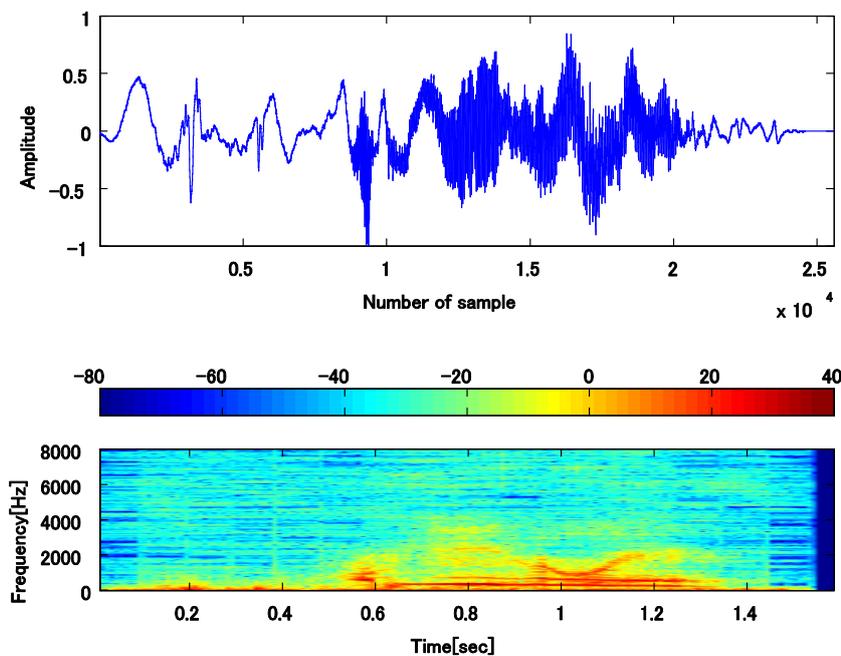


図12 発声機能障害者2の体内伝導音

発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled

処理を加えて得られる RASTA-LPC ケプストラム係数を用いた。このとき、スペクトル包絡を推定するための LPC の係数を 8、ケプストラム係数の次元数を 8 として実験を行った。MFCC はスペクトル上に配置した三角窓を用いて、フィルタバンク分析によって行い、メル周波数計算を施す。最後にフィルタバンク分析の各帯域におけるパワーを離散コサイン変換し、MFCC を得ることができる。

本研究では認識デコーダとして Julius⁽¹⁴⁾を用いたので、これで用いられている 12 次元の特徴ベクトルを用いることにした。図13は RASTA-LPC ケプストラム係数における音声と各体内伝導音の差を示し、図14は MFCC における音声と各体内伝導音の差を示す。各図の上部から健常者、発声機能障害者 1、発声機能障害者 2 の順で示している。横軸はフレーム数を示し、縦軸は各パラメータの次元番号を示している。各結果を比較したところ、LPC と MFCC 間の差はあるものの、各特徴ベクトルに一定の差が見られる。これは、周波数特性からも確認されたように、体内伝導音と音声間の伝達特性の差であると思われる。よって、音声から推定した特徴パラメータを有する音響モデルに対

して、体内伝導音を直接用いたとしても十分な認識が得られないことが推測できる。しかし、各次元における差が一定であるならば、音声と体内伝導音間における特徴ベクトルの差を推定し、補正をかけることで簡易的に音声用の音響モデルから体内伝導音用のモデルへと変換できる可能性を示唆するものであるといえる。

6. 発声機能障害者における音声認識

発声機能障害者支援システムでは、体内伝導音における連続サブワード認識が必要とされる。ところが、連続サブワード認識は文単位の発声に対してサブワード系列を推定するため、言語モデルなどを用いた連続単語認識と比較して、認識が困難である。さらに、発声機能障害者の体内伝導音は時間周波数分析また特徴ベクトルレベルで健常者の音声と大きくことなることが確認された。よって、発声機能障害者における体内伝導音を用いた連続サブワード認識を実現するためにはいくつかのステップに分割する必要がある。

本研究では発声支援システムにおける認識部の最初の検討として、不特定話者を用いた音声認識に対する認識精度を評価することにした。

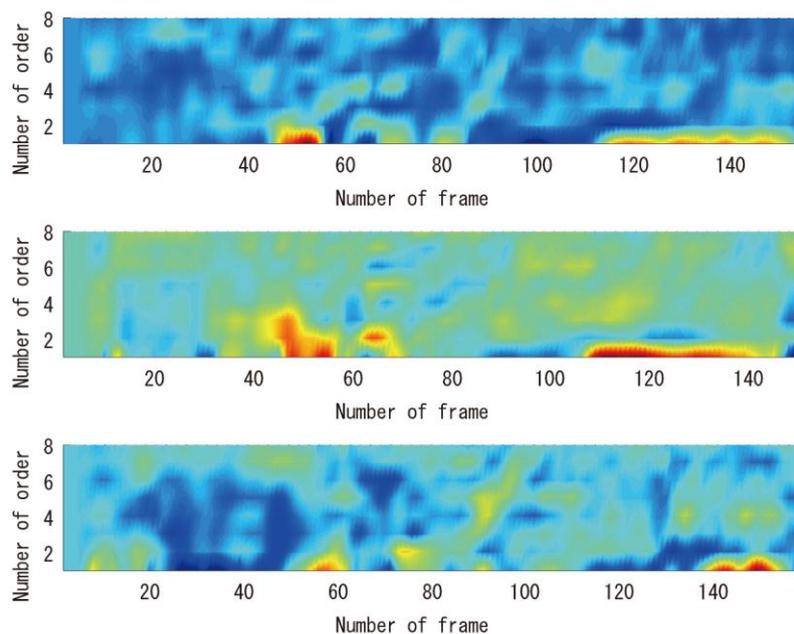


図13 RASTA-LPC における音声及び体内伝導音間の差

発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled

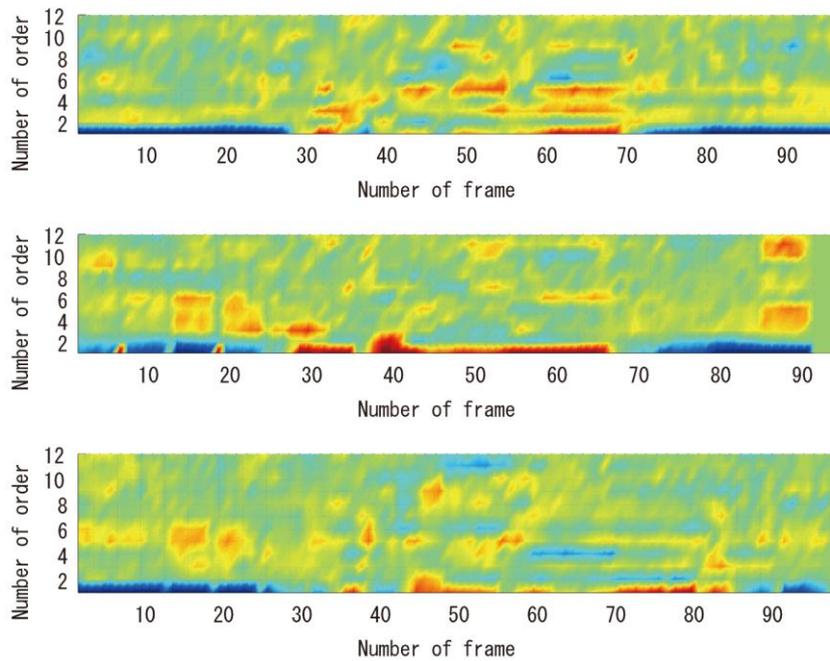


図14 MFCC における音声及び体内伝導音間の差

6.1 実験準備

認識実験は離散単語認識及び連続単語認識による実験を行った。そこで、認識デコーダは **Julian** 及び **Julius** を用いることにした。**Julian** では離散単語認識を行い、**Julius** では連続単語認識を行った。離散単語認識では単語内のサブワード系列を示した発音辞書と音響モデル及び文法による認識を行った。ここで用いる発音辞書は、音素や音節などのサブワード単位で用意された音響モデルを認識対象である単語毎に明示したものである。よって、この発音辞書で示した単語の中で最も高い尤度の候補が認識結果となるような認識を行った。離散単語認識では発声単語のみを認識するため、文法による認識をおこなった。これに対し、連続単語認識では単語間の出現確率を条件付確率で表現した言語モデルを用いた認識を行った。

各実験とも性別依存型の **tri-phone** モデルを用いるとともに、連続単語認識における言語モデルは **web** テキストから学習した 6 万単語の **bin-gram** を用いた。

このとき、各モデルとも適応処理を行わずに用いることにした。なぜなら、本研究の主旨が健常者と発声機能障害者の認識率における傾向を調査するものであり、厳密な認識デコーダや認識性能そのものを評価することが目的ではないからである。

表 1 に離散単語認識における実験条件、**表 2** に連続単語認識における実験条件を示す。離散単語認識は発声単語数に対する認識率の割合である単語認識率で評価し、連続単語認識では単語正解率 (**Word correct rate**) 及び、単語正解精度 (**Word accuracy rate**) で評価する。式(1)に単語正解率を示し、式(2)に単語正解精度を示す。

$$\text{Word correct rate [\%]} = \frac{N-S-D}{N} \times 100 \quad (1)$$

$$\text{Word accuracy rate [\%]} = \frac{N-S-D-I}{N} \times 100 \quad (2)$$

N: Total number of words in sentence,
S: Substitution D: Deletion, I: Insertion

発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled

表 1 離散単語認識における実験条件

Speakers	1 healthy, 2 disorders
Data sets	10 words × 3 set/person
Vocabulary	JEIDA 100 local place name
Decoder	Julian-3.4.2
Acoustic models	gender dependent tri-phone
Model conditions	16 mix, clustered 3000 states
Parameters	MFCC(12)+ Δ MFCC(12) + Δ Pow(1)
Training condition	20,000 samples, HTK 2.0

表 2 連続単語認識における実験条件

Speakers	1 healthy, 2 disorders
Data sets	5 sentences × 3 set/person
Vocabulary	The ATR speech database
Decoder	Julius-3.5.3
Acoustic models	gender dependent tri-phone
Model conditions	16 mix, clustered 3000 states
Parameters	MFCC(12)+ Δ MFCC(12) + Δ Pow(1)
Training condition	20,000 samples, HTK 2.0
Language model	Web text, 60k, bin-gram

6.2 離散単語認識

表 3 に離散単語認識の結果を示す。健常者及び発声機能障害者 1 の音声において高い認識率を確認した。これに対し、発声機能障害者 2 では 70%程度であった。発声機能障害者 1 の音声では健常者の音声と同程度の認識性能を確認できたが、体内伝導音では著しく低下した。また、各機能障害者ともに体内伝導音では上唇が最も良い認識性能を示した。しかし、音声及び代用音声では十分な認識率を得ることが確認できているが、各機能障害者における体内伝導音の認識精度の低下する結果となった。

6.3 連続単語認識

表 4 及び表 5 に連続単語認識の単語正解率及び単語正解精度を示す。単語正解率及び単語正解精度ともに健常者において最も良い結果が得られた。ここで得られる健常者音声の認識率はおおよそ 60 から 70%程度となっているが、音響モデル及び言語モデルの適応を行わなかったことを考えると妥当な結果であるといえる。音声においては離散単語認識と同様に健常者及び発声機能障害者 1 ともに同程度の認識性能を得ることが確認できた。特に、発声機能障害者 1 と 2 における音声及び代用音声間の差が 45%以上あった。この結果

発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled

表 3 離散単語認識における実験結果

Signal type	Healthy	Disorder 1	Disorder 2
Speech	100.0 %	93.3 %	70.0 %
BCS(lip)	80.0 %	33.3 %	30.0 %
BCS(glottis)	50.0 %	0.0 %	0.0 %
BCS(mastoid)	30.0 %	3.3 %	10.0 %

表 4 連続単語認識における単語正解率

Signal type	Healthy	Disorder 1	Disorder 2
Speech	58.5 %	67.8 %	19.1 %
BCS(lip)	38.8 %	15.9 %	17.5 %
BCS(glottis)	26.8 %	8.7 %	7.7 %
BCS(mastoid)	16.9 %	14.8 %	8.2 %

表 5 連続単語認識における単語正解精度

Signal type	Healthy	Disorder 1	Disorder 2
Speech	55.7 %	57.4 %	4.9 %
BCS(lip)	30.6 %	15.9 %	6.6 %
BCS(glottis)	18.0 %	4.4 %	1.1 %
BCS(mastoid)	10.4 %	10.4 %	2.2 %

は喉頭癌などによる疾患の有無に関係なく、話者自身の発声器官を用いた発声は代用音声をはるかに上まわる音質を有し、認識に対して有益な信号であることが確認された。

離散単語認識また連続単語認識ともに、全ての話者において上唇が最も良い結果を得ることを確認した。この結果から、音声認識に対しては口唇から放射られ

る音声には疾患の有無にかかわらず信号としての差は少ないが、体内伝導音では音質の劣化が大きくなっていることが確認できる。このような劣化に対して、音響モデルを再推定する適応手法でどの程度補償できるかが、発声機能障害者に対する体内伝導音認識の性能が左右される。

発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled

7. まとめ

前述の体内伝導音認識システムを応用することにより、喉頭癌などにより発声機能障害者となった方を支援するための発声機能障害者支援システムを提案した。

以下に、本研究で得られた知見をまとめる。

- 伝達関数を用いた体内伝導音の明瞭化に関する手法を応用し、代用音声発声時の体内伝導音から罹患前の健常者音声へと変換する発声機能障害者支援システムを提案した。
- 発声から推定したサブワード単位の伝達関数を用いることで、認識誤り無し及び認識誤り有りの各条件において周波数特性の改善を確認した。
- 発声機能障害者及び健常者の音声、代用音声及び体内伝導音を時間周波数分析及び認識時に用いる特徴パラメータで比較し、各次元における差を確認した。
- 発声機能障害者及び健常者の音声、代用音声及び体内伝導音を用いた離散単語認識及び連続単語認識の比較を行った。健常者及び発声機能障害者 1（声帯にポリープ）では一定の認識率を得ることができたが、発声機能障害者 2（音声再建法を導入）では代用音声そのものが不明瞭であるため、十分な認識率を得ることができなかった。

今後、サブワード単位の伝達関数による音質変換の改善の必要性と認識精度改善のための適応処理が必要である。現在、その対策として、体内伝導音から採取した音源信号と音声から得られたスペクトル包絡情報を用いた音質変換の検討⁽¹⁵⁾と発声機能障害者の体内伝導音に対する適応処理の検討を進めている⁽¹⁶⁾。

参考文献

- (1) H. Tsukuma, A. Ioka and A. Oshima, 'Cancer Incidence of Head and Neck Cancer in Osaka, Japan', *Japanese Journal of Head and Neck Cancer*, **32(3)**, pp.292-299, (2006).
- (2) 佐藤武男、'喉頭癌-その基礎と臨床 [改訂版]'、金原出版、(1986).
- (3) 中村圭吾、戸田智基、猿渡洋、鹿野清宏、'肉伝導人工音声の変換に基づく喉頭全摘出者のための音声コミュニケーション支援システム'、電子情

報通信学会論文集 **D, Vol.90, No.3**, pp.780-787, (2007).

- (4) 橋場参生、山本寧、山口悦範、須貝保徳、上見憲弘、伊福部達、'音声の自然性を備えた電気式人工喉頭の開発研究 (第 2 報)'、北海道立工業試験場報告、**No.294**, pp.143-150, (1995).
- (5) T. Haderlein, E. Noth, M. Schuster, U. Eyshholdt and F. Rosanowski, 'Evaluation of Tracheoesophageal Substitute Voice Using Prosodic Features', *Speech Prosody* 2006, paper 021, (2006).
- (6) 牧山清、'再建声門による発声の病態生理学的研究'、平成 12 年度科学研究補助金 (基盤研究 (C)(1)) 研究成果報告書、(2001).
- (7) 佐藤武男、'喉頭癌-その基礎と臨床[改訂版]'、金原出版、(1986).
- (8) 川原英之、立松秀樹、山高浩一、櫻井孝志、山本貴幸、'発声を考慮した頸部食道再建技術'、日本外科学会雑誌、**第 102 巻 第 9 号**、pp.659-662, (2001).
- (9) S. Itahashi, 'A noise database and Japanese common speech data corpus', *Journal of ASJ*, **Vol.47, No.12**, pp.951-953, (1991).
- (10) 阿部匡伸、匂坂芳典、梅田哲夫、原尚夫、'研究用日本語音声データベース利用解説書 (連続音声データ編)'、ATR 日本語音声データベース (付属資料)、(1990).
- (11) A. V. Oppenheim, 'Homomorphic Analysis of Speech', *IEEE Trans.of Audio and Electroacoustics*, **AU-16, No.2** pp221-226, (1968).
- (12) S. B. Davis and P. Mermelstein, 'Comparison of parametric representations for monosyllabic word recognition in continuously spoken sentences', *IEEE Trans. Acoustics, Speech, Signal Proc.*, **ASSP-28(4)**, pp.357-366, (1980).
- (13) H. Hermansky and N. Morgan, 'RASTA Processing of Speech', *IEEE Trans. Speech and Audio Processing*, **Vol.2, No.4**, pp.578-589, (1994).
- (14) A. Lee, T. Kawahara and K. Shikano, 'Julius -

発声機能障害者支援システムの開発

Study of speech support system for disabled

an open source real-time large vocabulary recognition engine', *Proc. European Conference on Speech Communication and Technology (EUROSPEECH)*, pp.1691-1694, (2001).

- (15) H. Nagoshi, S. Ishimitsu, K. Oda, K. Makiyama and S. Horihata, "Improving the Clarity of Body-Conducted Speech Using Linear Predictive Coefficients", *ICIC EXPRESS LETTERS, PartB : Applications Vol.2, No.3*, pp.609-614, (2011).
- (16) S.Ishimitsu,K.Oda and M.Nakayama, "Body-conducted speech recognition in speech support system for disorders", *International Journal of Innovative Computing, Information and Control Volume7, Number8*, pp.4929-4940, (2011).

この研究は、平成19年度SCAT研究助成の対象として採用され、平成20年度～21年度に実施されたものです。