

TR-H-286

舌圧測定センサシステムを用いた調 音時の舌口蓋接触圧測定の試み

和久本雅彦（ATR-HIP／昭和大）、正木信夫、
本多清志、草川直樹（ATR-I）、大上壽一
（ニッタ）、青山一美（早稲田大）

2000.3.8

ATR人間情報通信研究所

〒619-0288 京都府相楽郡精華町光台2-2 TEL:0774-95-1011

ATR Human Information Processing Research Laboratories
2-2, Hikaridai, Seika-cho, Soraku-gun, Kyoto 619-0288, Japan

Telephone: +81-774-95-1011

Fax : +81-774-95-1008

舌圧測定センサシステムを用いた 調音時の舌口蓋接触圧測定の試み

和久本 雅彦(ATR HIP/昭和大学)、正木 信夫、本多 清志
草川 直樹 (ATR-I)、大上 壽一 (ニッタ)
青山 一美 (早稲田大学)

要旨

この論文では、調音時の舌-口蓋接触圧測定用に開発された高感度の薄膜フィルム状圧力センサを用いた圧力感応型パラトグラムシステムについて詳述する。このセンサは2枚の電極と、その表面の感圧インク層より構成され、荷重により変化する電極間の抵抗値を検出する仕組みとなっている。センサ感圧部の直径は3 mm、厚さは約0.1 mmである。この圧センサは37°C環境下で $7.65 \times 10^{-2} \sim 1.4 \times 10^{-2}$ kPaまでの圧力に対して出力するよう設計されている。実際の舌-口蓋接触圧測定時には、センサが2~4個配列されたセンサシートを各被験者用に作成された口蓋版に配列し、計測を行った。この圧センサの性能を検査するため、日本語破裂音[t]、[d]を含む検査音を用いて、接触圧と口腔内圧の変化を同時に計測する実験を行った。10名の被験者より得られた結果では、[t]調音時の舌-口蓋接触圧の方が、[d]調音時のそれよりも高いことが示された。それに加えて、舌の接触範囲外に配置されたセンサでは何の圧力変化も検出されなかったことから、このセンサは子音閉鎖時の口腔内圧変化には反応しないことが明らかとなった。

Trial Study of Measuring Tongue-Palatal Contact Pressure during Articulation using New Pressure Measurement System

Masahiko WAKUMOTO (ATR HIP/Showa Univ.), Shinobu MASAKI, Kiyoshi HONDA

Naoki KUSAKAWA (ATR-I), Toshikazu OHUE (Nitta Co.)

Kazumi AOYAMA (Waseda Univ.)

Abstract

This paper describes a pressure sensitive palatographic system for measuring the tongue-palatal contact pressure during speech production using thin-sheet, high-sensitive pressure sensors. The sensor element consists of a layer of pressure sensitive ink and two electrodes. The sensor detects the electrical resistance between the electrodes, which varies with the pressure applied. The diameter of the sensor is 3.0mm, and its thickness is approximately 0.1mm. The sensor has sensitivity in the range of 7.65×10^{-2} to 1.4×10^2 kPa and the temperature characteristic is within thirty-seven degrees centigrade. To measure the tongue-palatal contact pressure, sheets of the sensor array with two to four sensor elements are placed on an individually designed palatal plate. The performance of the sensor was examined by an experiment using the production of test words having Japanese stop consonants [t] and [d], with simultaneously recording of intra-oral air pressure. The system includes on-line recording instruments to monitor the sensor outputs and speech signals. The results obtained from ten subjects showed that the tongue-palatal contact pressure for [t] is higher than that for [d], and high correlation with intraoral air pressure. In addition, those sensors placed on non-contact areas showed no pressure changes, indicating negligible effects of any intraoral air pressure on the sensors during consonantal closure.

1. はじめに

音声生成に必須な調音動作の一つに舌運動がある。しかしながら、調音中の舌の動作を観察することは技術的に困難であった。音声研究の歴史の中で、舌運動を視覚化するために以下のような試みが行われて来た。その中には X 線映画法 (Perkell, 1969; Munhall, et al., 1995)、MR 画像解析法 (Rokkaku, et al., 1986; Baer, et al., 1991)、あるいは超音波断層法 (Niimi, 1986; Stone, et al., 1987) など医学的画像解析法を応用したものが認められた。それに加えて、X 線マイクロビーム装置 (Fujimura, et al., 1973) や、磁場を応用した調音運動解析装置 (Perkell, et al., 1992) のように、特にその目的だけに開発された装置もある。

エレクトロパトグラフィ (EPG) は、被験者専用デザインされた人工口蓋上に配列された電極を用いて、舌と口蓋の接触パターンを観察するために開発された装置である (Kuzmin, 1962; Kydd and Belt, 1964; Rome, 1964; Shibata, 1968; Hardcastle, 1968)。このシステムは硬口蓋上で舌の接触部を検出すると同時に、音声生成過程におけるその動的変化も検出する。この舌-口蓋接触パターン上に示される視覚的情報は、従来の舌正中部における運動記録では得られない舌の動的特徴を描写する。

舌は調音時に常に同じ力 (圧力) で口蓋と接触してはいないと考えられる。従ってこの舌と口蓋の接触圧も一つの音声生成における重要な特徴の一つではないかと考えられるが、このアイディアは実験的に確認されてはいない。この舌と口蓋の接触圧を計測することは舌と口蓋の接触自体を観察することよりはるかに難しい。なぜなら舌の運動性や機能を機械的に障害せず、かつ適当な大きさと感度を兼ね備えた圧力計測用デバイスの作成が困難だったからである。

舌と口蓋の接触圧を測定する試みとして、口蓋板に小さなストレインゲージ型圧センサを埋め込んだ研究がある (Matsumura, et al., 1998)。彼らが用いた圧力センサは $3 \times 5.5 \times 1.3$ mm で、感圧部分のサイズが直径 1 mm、厚さは 0.68 mm であった。このセンサは厚さ 1.3 mm の口蓋板の上に据え付けられた。このシステムは調音時の動的な舌-口蓋接触圧を計測することが可能であった。しかしながら、その大きさ、厚みなどにおいてストレインゲージ型圧センサにはいくつかの問題が認められた。

この研究の目的は、音声生成に極力影響を及ぼさない舌-口蓋接触圧測定のための新しいシステムを開発することである。このシステムは、接触圧に対する高い感度を持ちながら、同時に舌の声道の閉鎖

に伴って発生する口腔内圧の変化は感知しないという特徴を持たなければならない。このガイドラインに沿って、薄膜型圧力センサ（感圧部直径 3 mm、厚さ 0.1 mm、感度； 17.3×10^{-2} から 1.4×10^2 k Pa）が既存の感圧フィルム技術（Maness, et al., 1988）を応用して考案された。そしてこのセンサを口蓋板上に貼り付けて試作のシステムが構築された（Wakumoto, et al., 1998）。この試作システムはこのセンサが舌-口蓋の接触圧が計測可能であることを証明した。しかしながら、このシステムでは実用にあたりセンサの感度が不足していると考えられた。最近になって、さらに高感度のセンサ（感度； 7.65×10^{-2} から 1.4×10^2 k Pa）がこの音声研究実験システム完成のために開発された。舌の口蓋に対する圧力作用点の特定のために、人工口蓋および歯列の形態、電極位置を再現する 3 D-EPG（Wakumoto, and Masaki, 1999）の技術もまた応用された。このレポートでは新しい感圧シートに基づいたシステムの詳細と、10名の被験者の実験を通して得られた日本語の有声、無声破裂音の接触圧の比較、および接触圧と口腔内圧の関連について検討する。

2. システム開発

2.1. 感圧素子の構造とその特性について

図 1 はこの研究で用いた感圧素子の構造を示す。このデバイスは、かかる圧力によって2枚の電極間の距離が変化し、それに伴ってその表面を被覆している「感圧インク」の電気抵抗値が変化して、接触圧を計測する。この「感圧インク」は、炭素粒子、二酸化チタニウム粒子、二硫化モリブデン結晶、ビニールレジン、そしてブチル基を含むアセチルセルロースを主成分とし（Maness, et al., 1988）、電極の内側表面を被覆している。その感圧部は 3 mmの直径と、0.1 mmの厚さを持つように、ニッタ株式会社（奈良）で、設計、製作された。感圧セル間の距離は、最低 5 mmである。その感度は、インク成分中の炭素粒子の分量を増すことにより上昇するが、あまり増量すると、インクとして硬化しない。

このセンサの感圧機構の原理は、以下に示す面積効果、体積効果、そして圧電抵抗効果による。面積効果はインク表面の粗造構造に由来する最も主要な効果で、外部からの圧により、離開していた対面するインク層が接触し、その面積が増加すると、電極間の電気抵抗値が減少する効果である。体積効果はインク層の圧縮によって電極間の距離が減少すると抵抗値が減少する効果である。圧電抵抗効果は理論的には実証されているが、抵抗値の変化への寄与度は低いと考えられている。これは、インクの中に含まれる二硫化モリブデン結晶中の圧力感知特性によ

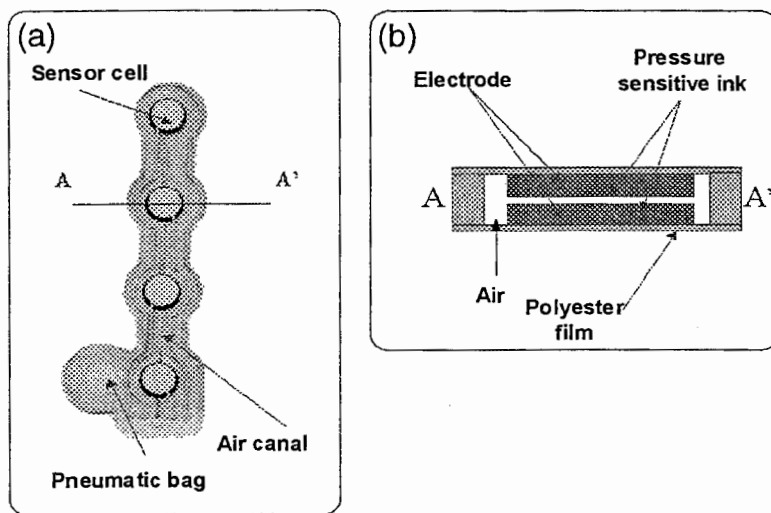


図1. 今回の実験で使用した圧力センサシート（ニッタ製）の概形(a)とその感圧部の断面図(b)。感圧部は直径3mm、厚さ0.1mmで、感圧部のセル間の距離は5mmである。感圧回路は完全に周囲から隔離され、密封されている。

り、その材料特性が変化して、その結果抵抗値が変化する効果である。このような効果により、センサ表面にかかる圧力は、センサ回路の出力として抽出される (Maness, et, al., 1988)。

今回実験に用いた圧力センサの特性を検討するため、以下に示す 3 つの実験を行った。実験は恒温恒湿槽 (タバイ社製プラチナスレインボー、設定可能温度範囲 $-20^{\circ}\text{C} \sim 100^{\circ}\text{C}$) を用い、500 枚の中からランダムに選んだ 10 枚のセンサシートを試料として行った。

最初の実験では、センサの荷重に対する出力の線形性を検討した。この実験では、恒温槽内部の温度は一定 (37°C) に保たれていた。実験時の加圧は、風船型マノメータ (ニッタ社製ブラダージェスター) を用いた。この装置は 2 個のエアバッグを持ち、その内部の空気圧をマイクロコンピュータによって厳密に制御することが出来る。このエアバッグ間に、選ばれたセンサシートの先端の感圧セル部を挿入し、かかる圧力に対するセンサの出力を計測した。荷重は 2.77、9.71、16.65、30.52、72.13、および 141.49 kPa とした。計測は、センサごとに各 10 回行った。図 2 はその結果を示す。この圧力センサは、その構造上、極微少な荷重に対しては出力しないが、センサ反応領域内においては図 2 に示すように荷重に対するセンサ出力の線形性が示された。

この実験結果を用いて算出された最小反応荷重は、 9.0×10^{-2} kPa であった。一方、この実験で使用した 10 個のセンサシートにおける同一の圧力に対する出力のばらつきは、20% 未満であったが認められた。このサンプル間のばらつきを補正する為に、音声生成の実験を行う前に各センサセルに対してシュツツ式眼圧計を用いて一定荷重に対するセンサの出力を計測し、補正を行った。

第 2 の実験では、センサの温度特性を検討した。この実験では恒温槽内の温度を 40°C より 10°C 間隔で 10°C まで下げ、荷重に対するセンサの出力を計測した。この実験では、先の実験で用いたブラダージェスターがエアバッグの蓄熱効果および装置全体の蓄熱効果により温度変化を緩和すると思われたため、スライド式加圧器 (ニッタ社製リニアスライド) を使用した。この装置は滑車の両サイドにレールに乗った皿を配し、その皿の上に錘を乗せてセンサに任意の荷重をかけるものである。この皿の下部にセンサセルの大きさに合わせた加圧部を作成し、その下にセンサシート先端の感圧セル部を置き、実験を行った。荷重は 3.92、7.84、11.76、15.68、および 18.62 kPa とした。センサ出力は各荷重ごとに各設定温度に対して 15 回ずつ計測された。図 3 はこの実験の結果を示す。この図は荷重別に温度変化に対する出力値の変化を表している。温度変化に対する出力の変化率は各荷重に

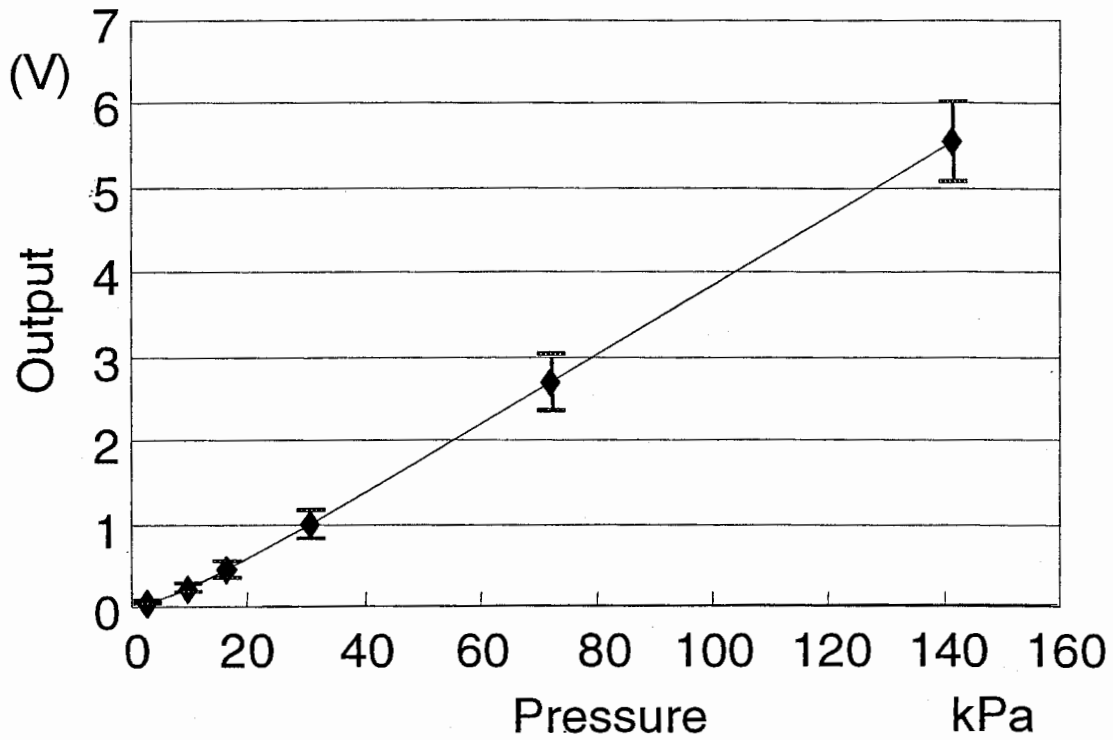


図2. 500枚のセンサシートの中から無作為に10枚選出し、その感圧特性を検査した結果を示す。実験は37℃の恒温槽内で行ったが、センサ反応区間内における荷重と出力の線形性が示されている。実験結果より算出したセンサの反応開始荷重は 9.0×10^{-2} kPaであった。

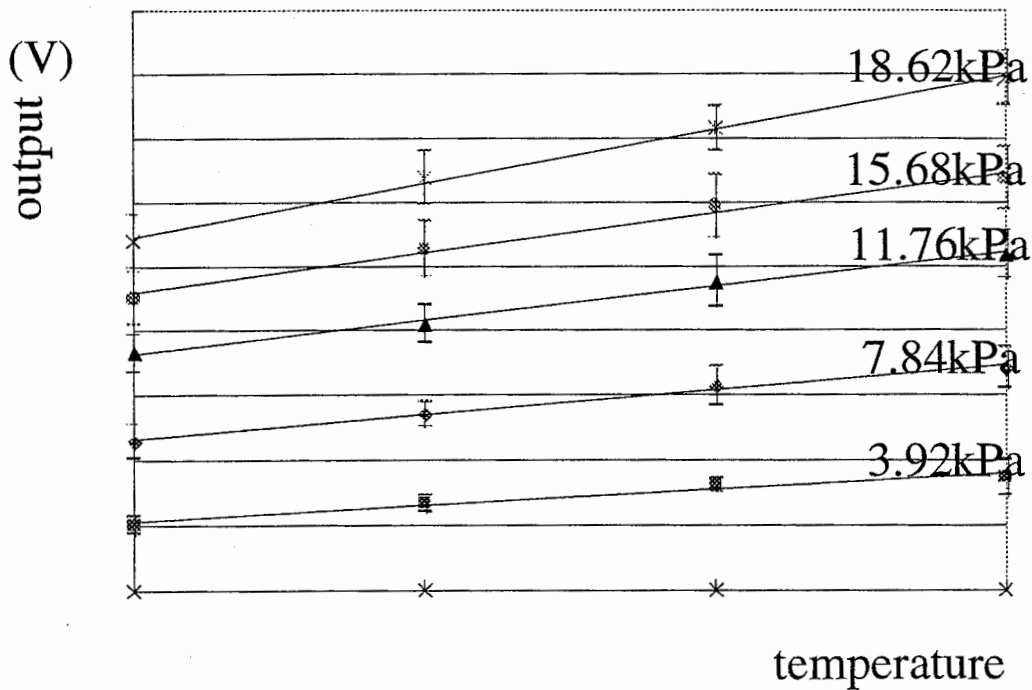


図3. 図2と同じセンサに対してセンサの温度特性を検査した結果を示す。温度変化に対する出力の変化率は荷重が大きいほど大きい結果を示した。

対してそれぞれ以下の通りであった。3.92 kPa時0.04%/℃、7.84 kPa時0.1%/℃、11.76 kPa時0.16%/℃、15.68 kPa時0.16%/℃、および18.62kPa時0.3%/℃。以上の結果により、温度変化のセンサ出力に及ぼす影響は、荷重の大きさに比例することが明らかとなった。すなわち、今回開発した圧力センサの温度変化による影響は、音声生成実験時において、舌接触開始時のように温度が不安定な低荷重時には少なく、最大接触時のように温度が安定している高荷重時に大きいと考えられた。

次に、恒温槽内で模擬的に口腔環境を作り、実際の実験時と同じように、加熱重合レジンで作成された平板上に配列された、センサ表面の温度変化と出力変化を検討した。荷重にはリニアスライドを使用した。センサの表面温度測定には、デジタル温度計（横河電機製、測定範囲：-160～1372℃）を用いた。この実験では、センサにかかる荷重は一定（3.92 kPa）とし、十分に暖めたセンサ（表面温度37℃）に対して吸気に模した恒温槽外（20.8℃）の空気を一定の流速（150 ml/sec）で当て、その出力変化を計測した。実験中は、口蓋板の裏面は常時設定温度37℃で暖めた。計測は先に選んだものと同一のセンサに対して各5回ずつ、外気を当てはじめてから10秒ごとに3分間の出力を記録した。図4および5にその結果を示す。図4はセンサ表面の温度変化について示し、図5は同時に計測

されたセンサ出力の変化を示す。この実験において、センサの表面温度変化は3分値で -2.9 ± 0.3 ℃という値を示し、その時の出力変化は 0.2 ± 0.8 %であった。この結果は、外気によるセンサ表面の温度変化は裏面からの加熱により緩衝されることを示していたが、その出力変化は先の実験で計測された温度特性の値を上回っていた。しかしながら、実際の音声生成実験時には、吸気に要する時間は数秒であり、調音時には舌によりセンサは表面からも暖められることを考え合わせると、センサの出力変化も、より小さいのではないかと考えられる。

2.2. センサシートのデザイン

図6は今回設計したセンサシートを示す。それぞれのセンサシートは2～4個の感圧セルを有している。このセンサシートの中で、歯列に沿って配列されることを想定したのものには、シートの後端の近くに小さなエアバッグを付加した。これは、以下の理由による。今回開発したセンサシートは、全体に均一な圧力が加わった場合、内部に封入された空気が抵抗となり、結果として感圧セル内の電極間の距離が変化しないように設計されている。この特性はこのセンサシートが歯列に沿って貼り付けられた場合、舌がしばしばこの部位全体を被うように接触するため、出力せず、問題となることが考えられた。この問題を避けるため、歯列

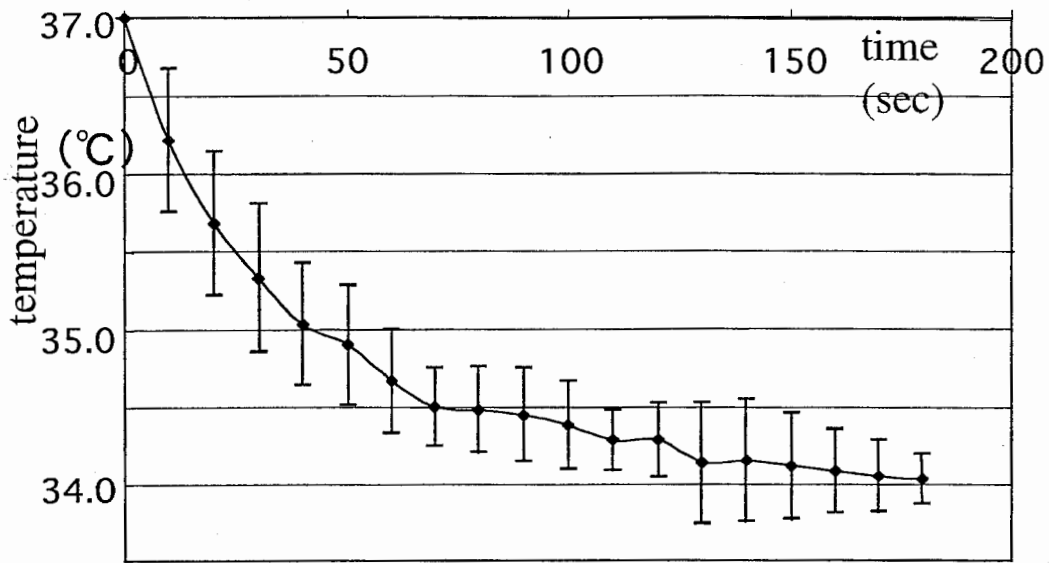


図4. 図2および3と同じセンサに対して行った模擬的口腔環境下での模擬的吸気によるセンサ表面の温度変化を示す。3分間連続して吸気を行ったと仮定した場合の表面温度変化は、 2.9°C ($\text{SD}=0.3^{\circ}\text{C}$)であった。

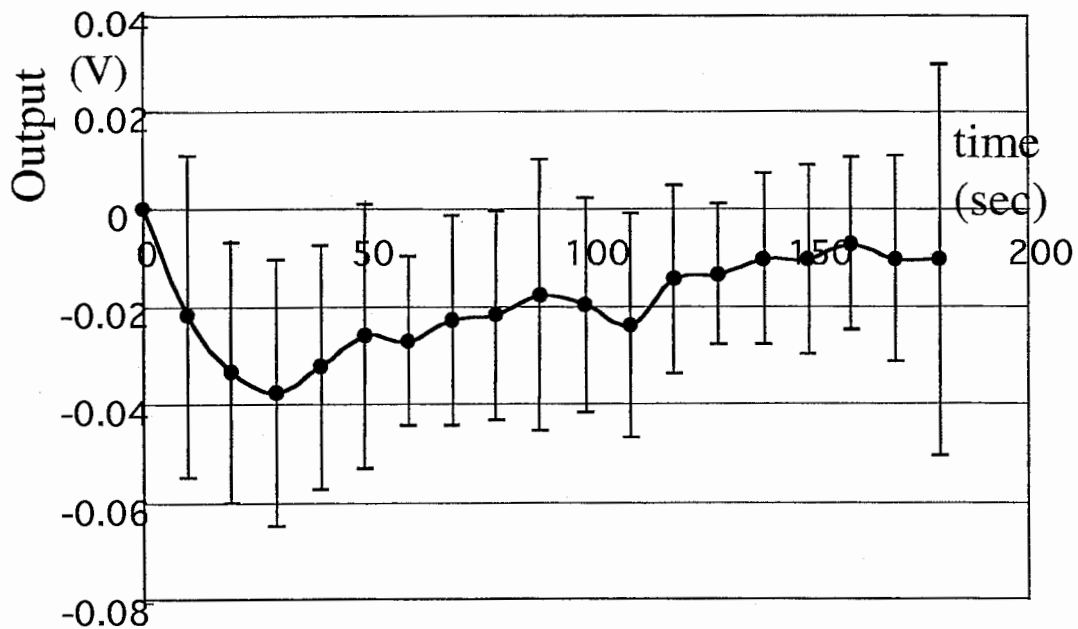


図5. 図4と同時にを行った実験において 3.92 kPa の荷重を繰り返しセンサにかけ、その出力を計測した結果を示す。実験開始3分後における出力変化率は、 0.2% ($\text{SD}=0.8\%$)であった。

に沿ってに貼り付けられるセンサシートには調音時に舌が接触しないと思われる部位にエアバッグを付加した。この設計により、感圧セル部全体に舌が接触した場合でも内部に封入された空気は感圧セル部からエアバッグへと流れ、出力が得られる。感圧セルからの出力は、センサシート内をその後端に設けられた端子まで送られ、そこからエナメルコーティングされた銅線を伝ってメインコントローラへと送られる。

2.3. 口蓋板上へのセンサシートの配列

被験者の上顎歯列、口蓋の石膏模型から、アクリルレジン製の口蓋板を作成した。石膏模型作成のための印象採得は、旧来の歯科技術を用い、注意深く硬口蓋後縁まで含めるように行った。口蓋板は音声生成に影響の無いよう極力薄く、かつその形態が保持されるだけの十分な強度が保てるように設計した。この条件を満たすために、口蓋板の厚みは約 0.5 mm とした。口蓋版の後縁は、硬軟口蓋境界部とした。実験中口蓋版を保持するため、歯科補綴学で一般に使われているステンレススティールの線鉤を、上顎の犬歯と第1大臼歯に設置した。

今回の実験では、センサシートの配置は、硬口蓋上の[t]および[d]調音時に接触する部位に設計された。そのため、実際にセンサシートを配置する前に、3D-EPG

(Wakumoto, and Masaki, 1999) を用いて被験者個人の口蓋形態と対象音における舌の接触部位を再現し、それを参考にして、センサシートの数や配列を決定した。通常、中央のセンサシートは口蓋板の正中線上に配置され、その最前方のセンサセルは切歯乳頭（上顎中切歯間の直ぐ後ろにある小さな歯肉の隆起）上に置かれた。側方のセンサシートは歯列弓の歯頸側縁に沿って配置された。図 7 はセンサシート配置の 1 例を示す。センサシートに接続された導線は、調音への機械的な妨害を避けるよう歯列の後方を回り込むように走行させた。最後に、センサシートは口蓋板の表面に毒性のない接着剤 (DMC#64Y, Heisenyoko Co.) で接着された。

2.4. データ採取システム

それぞれの感圧素子はデータ採取システムへ接続され、一定量の電流が流れる環境下での電極間の抵抗が計測され、その値は量子化ビット数 8 ビットで A/D 変換が行われた。標本化周波数はシステムをコントロールするプログラムにより（約 10 kHz まで）可変であり、また、センサコントロールシステムの CPU のクロック周波数にも依存している。データを記録する時間はシステムに搭載された RAM メモリの大きさに依存する。この実験では、72 Mb のメモリを搭載した 116 MHz の MMX Pentium PC をコント

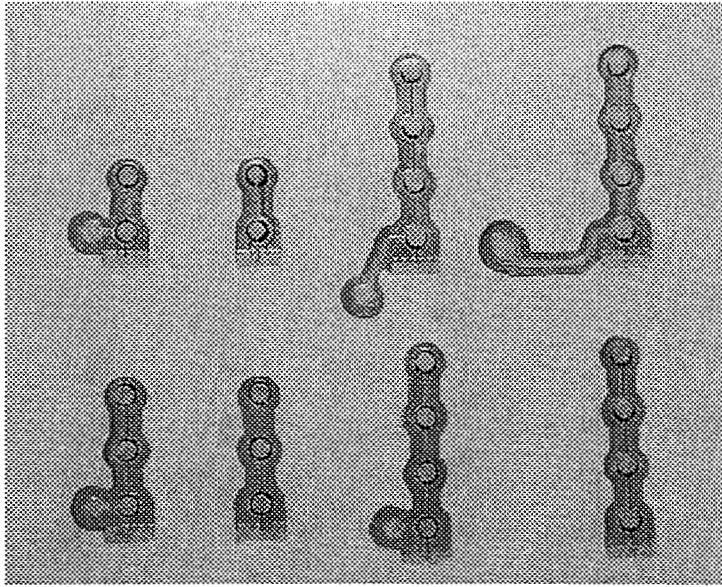


図6. 今回の実験に用いた圧力センサシートのバリエーションを示す。それぞれのセンサシートは2個から4個の感圧セルを持ち、歯列に沿って配列されるセンサはエアバッグを付属している。

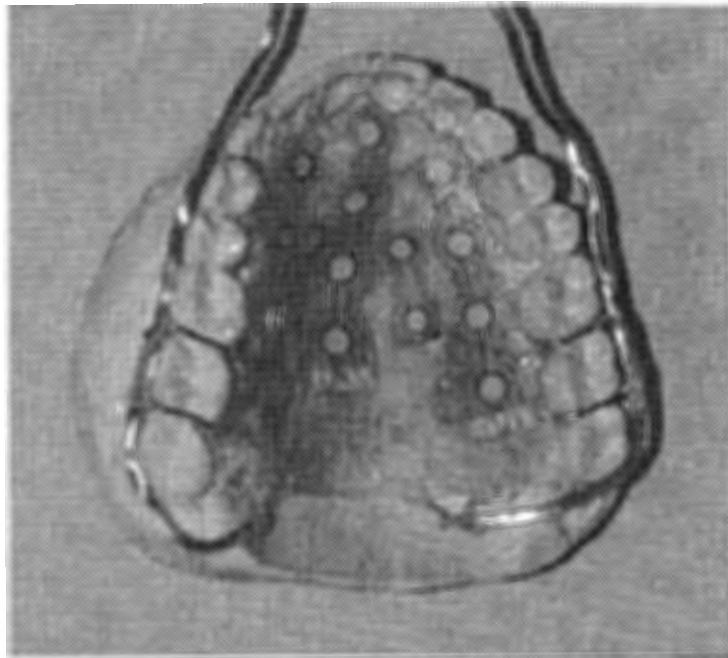


図7. 口蓋板へのセンサシート配置例を示す。配置されるセンサシートの種類および数は、被験者各自の口蓋の大きさに依った。また、その配列には3D-EPGシステムにより得られた被験者の舌-口蓋接触様式を参考にした。

ローラとしていたので、システムの標準化周波数は最高 127 Hz で、データの最長記録時間は 7 秒であった。

システムの感圧回路にはセンサに過剰な電流が流れるのを防止するリミッターが組み込まれている。この装置は例えば被験者によってセンサの短絡が起こったような最悪の状況でも被験者の安全を保証している。インターフェース回路の詳細は、アメリカ合衆国特許 No.4734034 (Maness, et, al., 1988) に記載されている。

3. 実験

実験は、今回開発された圧力センサが、日本語の有声と無声の破裂音 ([t]と[d]) における舌-口蓋の接触圧を判別出来るかどうかを検討するために行われた。両者は通常似通った馬蹄形の接触パターンを示し、この EPG のデータからだけでは、両者を判別するのが難しい (Harley, 1972)。さらに、口腔内圧とそれをせき止める舌-口蓋接触圧の関係について比較検討するため、口腔内圧の計測も同時に行った。

/aCa/ 語中のアクセント付きの日本語破裂子音 [t] および [d] が、被験音として、この実験で用いられた。調音に異常のない 10 名 (男性 5 名、女性 5 名、年齢 28 ~ 49 歳、平均 35.4 歳) の日本語話者が

選ばれ、被験者となった。表 1 に示すように、各被験者の口蓋の形態および大きさによって、口蓋板上に配置されたセンサの数に差が生じている。

3.1. 実験システム

図 8 には、今回用いた実験システムの模式図を示す。すべての圧力データは、標準化周波数 127 Hz で記録された。口腔内圧は、発声機能検査装置 (PS-77E、永島医科器械製) に付属する圧力変換器を用い、外鼻孔より中咽頭部へシリコンチューブを挿入して計測を行った。音声データと口腔内圧データは、圧力センサコントローラからの同期信号と共に、多チャンネル式データ記録装置 (PC-216A、SONY Precision Inc.) に標準化周波数 24 kHz で記録された。舌-口蓋接触圧は話速によって変化すると考えられたため、発声時の話速を規定した。実験時には被験者にヘッドホンを通してくり返しリズム音 (500 msec のインターバルを持つ 100 msec の長さの 1 kHz サイン波) を聴取させ、それに合わせて発話を行わせた。

3.2. 実験方法

圧力センサを配置した口蓋板を口腔内に装着した後、被験者には約 30 分間自由発話を行わせた。実験はこの自由発話の時間を経て十分被験者が口蓋板に慣れた後に行った。中咽頭部へのシリコンチ

表1 被験者および使用したセンサ数

被験者番号	年齢、性別	センサ数
1	28♀	9
2	28♀	9
3	30♀	9
4	32♀	10
5	43♀	9
6	31♂	12
7	33♂	12
8	35♂	16
9	45♂	11
10	49♂	16

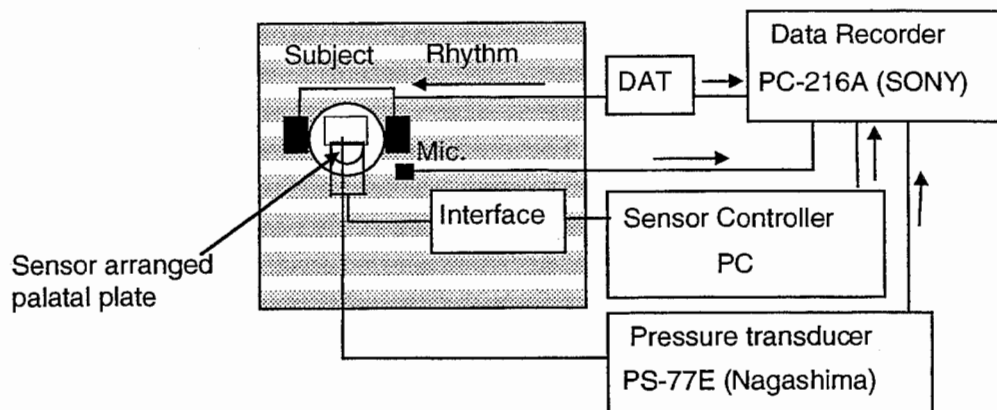


図8. 実験システムのブロックダイアグラムを示す。実験時には発話速度を一定にするために、ヘッドホンを通してリズム信号を被験者に聴取させた。センサコントローラは、圧力データしか記録できなかったため、マルチチャンネルデータレコーダ (PC-216A, SONY PRECISION社製) を用い、音声データ、口腔内圧データ、圧力センサのフレーム信号を標本化周波数 24 kHzで記録した。

ューブ挿入後、被験者は、先に述べたりズム信号を聞きながらそれに合わせて、[ata]と[ada]を第2音節にアクセントを置くように発話を行った。被験者は1回の録音で同じ音節を5回繰り返し発話を行った。実験終了後、別個に記録された音声、口腔内圧、舌-口蓋接触圧は、圧センサコントローラからの同期信号を参考にしながら、1つのファイルとしてまとめて保存された。

3.3. 結果

図9に[ata]発音時の被験者1の結果を示す。図9(a)および(b)はそれぞれ音声の時間波形と各感圧素子からの出力の時間変化を示す。図8(b)に示すそれぞれのセンサからの出力は、縦軸の単位はkPaである。口蓋板の歯頸部に近い部分に配置されたセンサ(図9(b)では外縁に表示されている)では、[t]の閉鎖の間、圧力の上昇が認められた。接触しているセンサ内で比較してみると、閉鎖の初期では前方のセンサ(図9(b)では上方に表示されている)が後方のセンサよりも大きな値を示していた。閉鎖の末期では、逆に後方のセンサの方が前方よりも高い値を示していた。それに加えて、この被験者では左側のセンサの出力が、右側のセンサ出力よりも大きい傾向が認められた。閉鎖区間内における最大接触圧は正中前方のセンサに認められた。

3.3.1. 口腔内圧の影響

図9(b)において歯肉縁に近い部位のセンサでは、[t]閉鎖区間中の圧の上昇が観察された。一方、その他のセンサでは反応が見られなかった。このように[ata]発音時の非接触部位に配置されたセンサでは、発音区間内全体にわたり変化が認められなかった。このことは、この研究に用いられた圧力センサが、破裂音産生前の閉鎖区間内における口腔内圧上昇には反応せず、舌-口蓋の接触圧を選択的に探知することが可能であることを示している。

3.3.2. 有声破裂音と無声破裂音間の舌-口蓋接触圧の変動

図10は被験者1の中央最前方部のセンサにおける[ata]、[ada]発音時の出力の時間変動(5回発話の平均)を示す。この2つの波形は、後続母音開始時を同期させて表示している。[t]発話時の接触圧は、[d]発話時のそれよりも大きな値を示している。この違いは、[t]は、[d]よりも発話時に強い圧力で閉鎖していることを示していた。

今回被験者となった10名について、[t]および[d]の閉鎖区間における中央最前方部のセンサの最大出力値について比較を行った。図11は各被験者について各破裂音の発声の平均および標準偏差を比較

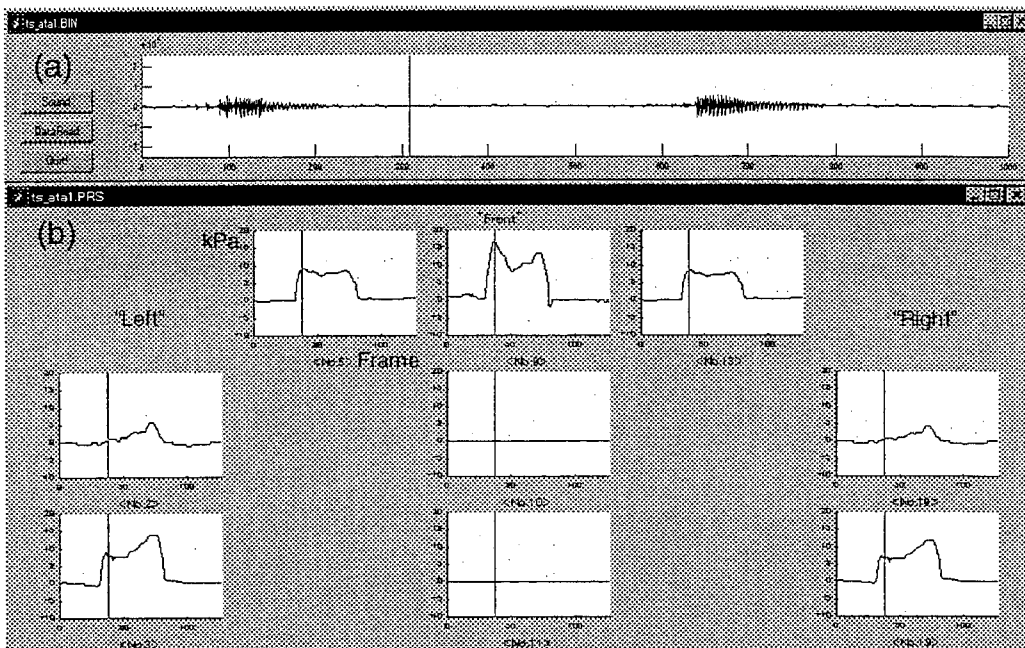


図9. 被験者1における[ata]発話時の実験結果表示例を示す。上段(a)は音声の時間波形、下段(b)は各センサーの出力を示す。歯頸部に近い舌が接触しているセンサ（外縁に表示されている）には出力が認められるが、中央部の非接触のセンサには出力は認められない。これは、破裂の前の閉鎖区間内における口腔内圧の変化には、このセンサは出力しないことを示している。

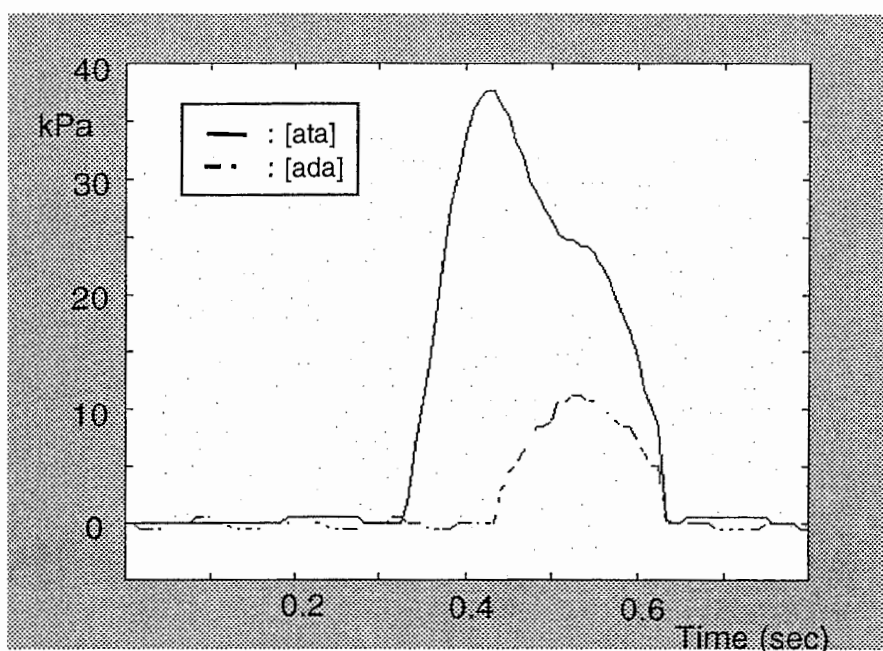


図10. 被験者1における[ata]発音時と[ada]発音時の正中最前方部に設置したセンサにおける出力を比較して表示する。ここでは、[t]発音時の方が[d]発音時よりも高い圧力で長時間接触している結果が示されている。

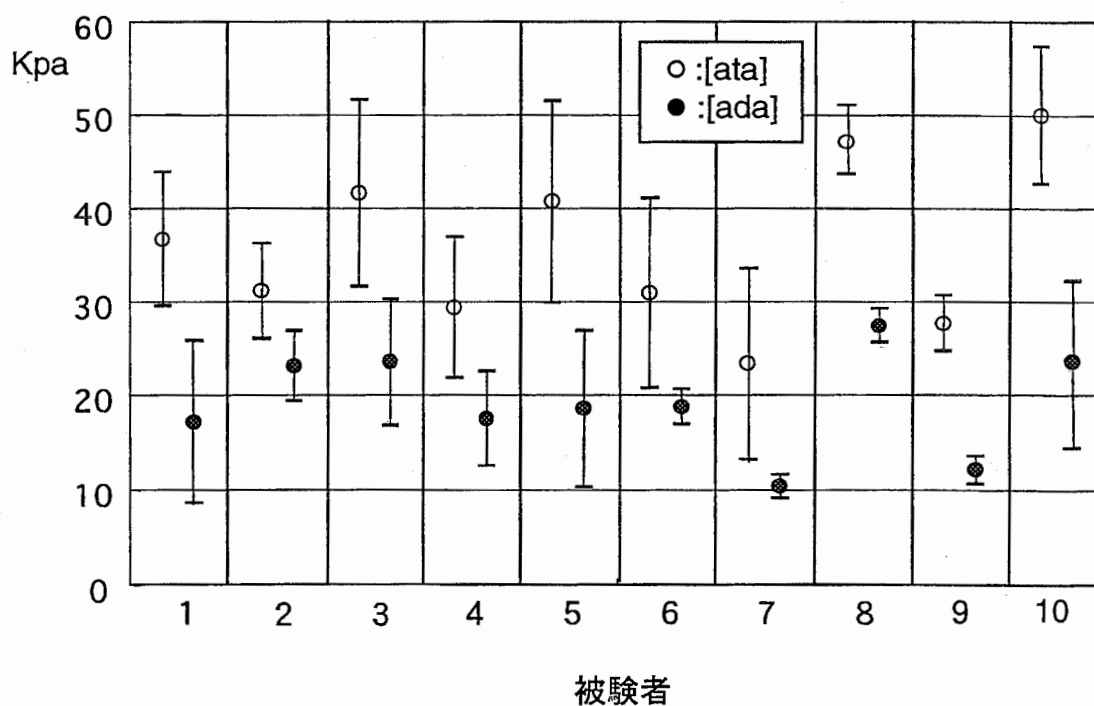


図11. 今回実験を行った10名の被験者で最大接触圧を比較した結果を示す。すべての被験者において、[ata]発話時の方が[ada]発話時よりも接触圧が高い傾向が認められた。

したものである。各破裂音の出力値は、それぞれ[t]が 23.3~49.9 kPa、[d]が 10.4~27.4 kPa であった。また、すべての被験者に[t]の出力値が[d]の出力値より大きい傾向が認められた。

3.3.3. 有声破裂音と無声破裂音間の口腔内圧の変動

図 12 は被験者 1 における後続母音開始時を同期させた[ata]、[ada]発音時の口腔内圧の変動を示す。[t]発音時の口腔内圧は、[d]発音時のそれよりも大きな値を示していた。この違いは、[t]の方が[d]よりも口腔内圧を高め、強く破裂していることを示していた。

今回被験者となった 10 名について[t]および[d]の閉鎖区間における口腔内圧の最大値について比較を行ったところ、すべての被験者について[t]発音時の方が[d]発音時よりも高い口腔内圧を示す結果が得られた。図 13 にその結果を示す。各破裂音の出力値は、それぞれ[t]が 434.2~686.9 Pa、[d]が 110.0~445.6 Pa であった。

3.3.4. 舌-口蓋接触圧と口腔内圧との関連について

図 14 に被験者 1 における[ata]、[ada]発音時の舌-口蓋接触圧と口腔内圧の最大値の比較を示す。ここに示すように、舌-

口蓋の接触圧と口腔内圧とは密接に關係している（相関係数 $r=0.93$ ）ことが示された。この傾向は図 15 に示すように被験者 10 名に共通して認められ、被験者全体の舌-口蓋接触圧と口腔内圧との間の相関係数は 0.87 であった。

4. 考察

4.1. 圧力センサおよびセンサシートについて

この研究で用いられた圧力センサは感圧インクをコートした一対の電極と、薄い空気の層をポリエステルフィルムで密封する構造をしている。このセンサの感度は感圧インクに含まれる成分による (Maness, et al., 1988)。この技術は、咬合圧の計測や、ロボットの力の制御などの触覚センサシステムとして利用されて来た。これらの応用例では、センサの感度限界に近い、強い力が加わることで、センサの耐久性が損なわれ、繰り返しの使用が問題となった。この研究では、実際に用いられるレンジはセンサの感度限界の 35%未満であり、同じセンサを複数回使用することが可能と思われる。この実験の結果から、この研究に用いた圧力センサシートは、舌-口蓋の接触圧を探知し、かつ口腔内圧の上昇には反応しない。この特性はセンサシート内に設けられた気道に由来しており、部分的に加わる圧にのみ反応する。

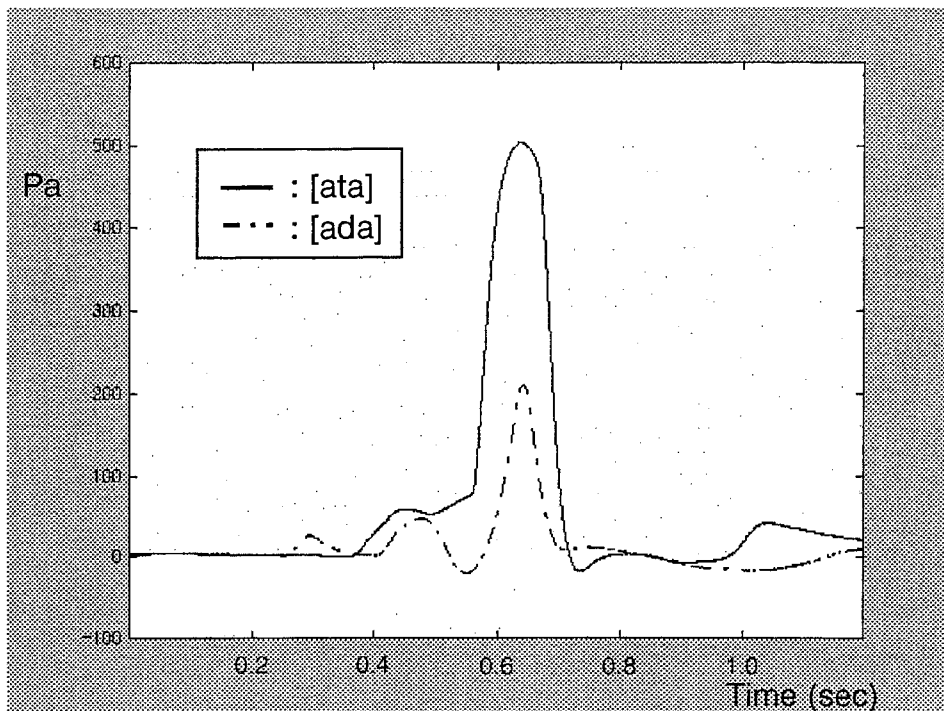


図12. 被験者1における[ata]発音時と[ada]発音時の口腔内圧変化の比較を示す。ここに示すように、舌-口蓋接触圧の場合と同様、[t]発音時の方が[d]発音時よりも口腔内圧が高い傾向が示された。

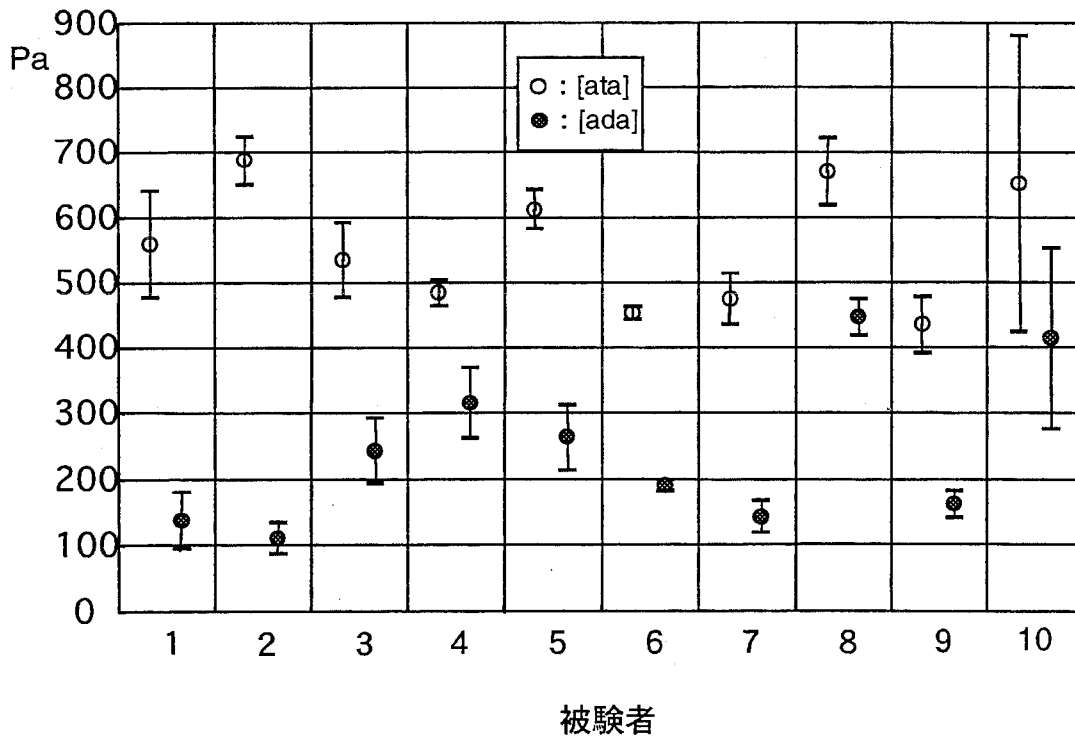


図13. 今回実験を行った10名の被験者で口腔内圧の最大値を比較した結果を示す。すべての被験者において、[ata]発話時の方が[ada]発話時よりも圧が高い傾向が認められた。

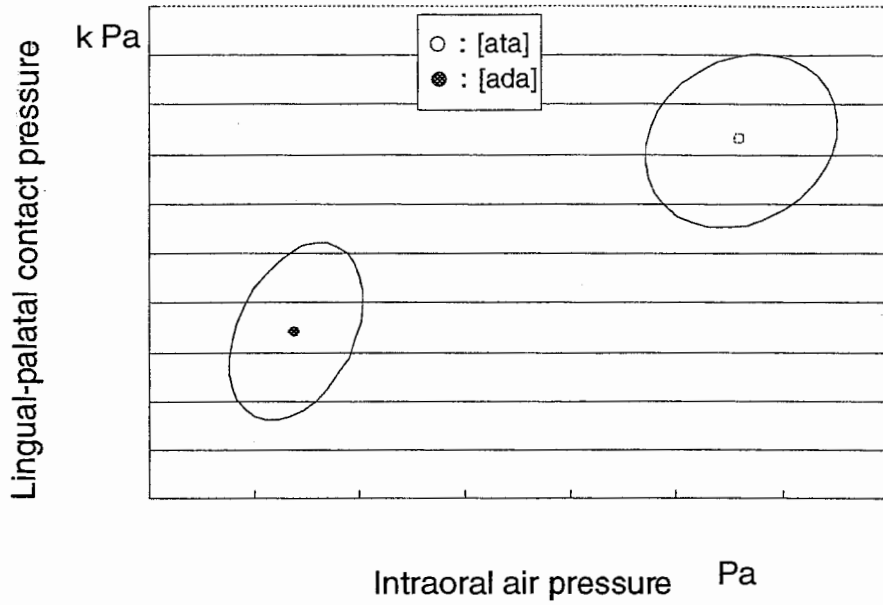


図14. 被験者1における舌-口蓋接触圧と口腔内圧とを音別に検討した結果を示す。両者の相関係数は0.93で、この被験者における舌-口蓋接触圧と口腔内圧とは密接に関係していることが示唆された。

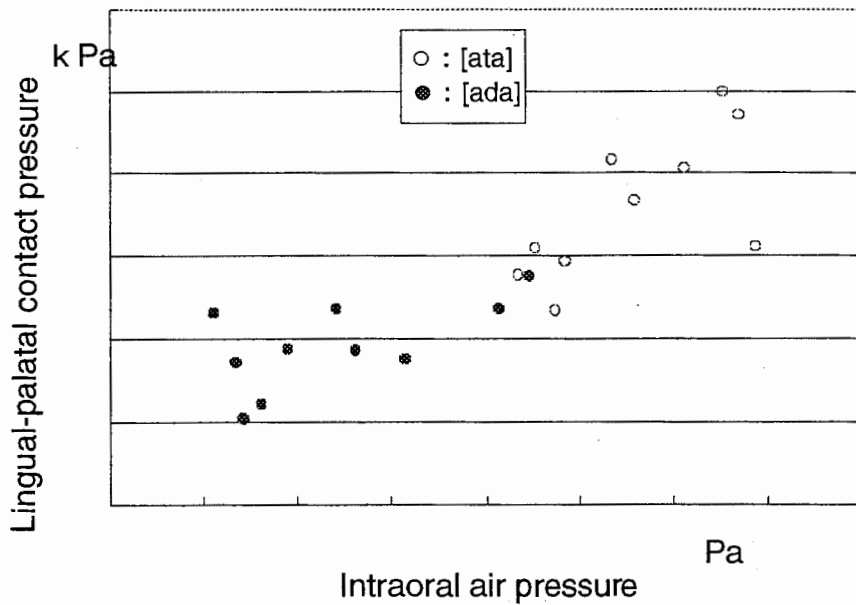


図15. 今回実験を行った10名の被験者で舌-口蓋接触圧の最大値と、口腔内圧の最大値を比較した結果を示す。すべての被験者データの相関係数は0.87で、接触圧と口腔内圧は密接に関係していることが示された。

圧インクをコートした一対の電極と、薄い空気の層をポリエステルフィルムで密封する構造をしている。このセンサの感度は感圧インクに含まれる成分による (Maness, et al., 1988)。この技術は、咬合圧の計測や、ロボットの力の制御などの触覚センサシステムとして利用されて来た。これらの応用例では、センサの感度限界に近い、強い力が加わることで、センサの耐久性が損なわれ、繰り返しの使用が問題となった。この研究では、実際に用いられるレンジはセンサの感度限界の 35%未満であり、同じセンサを複数回使用することが可能と思われる。この実験の結果から、この研究に用いた圧力センサシートは、舌-口蓋の接触圧を感知し、かつ口腔内圧の上昇には反応しない。この特性はセンサシート内に設けられた気道に由来しており、部分的に加わる圧にのみ反応する。

この研究で用いられたセンサには設計上の問題点が存在する。このセンサの感圧部は直径が 3 mm で、音声研究上重要な舌-口蓋接触の細かな位置情報を抽出するには大きすぎるということである。細かな位置情報の抽出可能な、より小さなセンサを作るためには感度を犠牲にしなければならず、感度と感圧部の大きさの兼ね合いが今後の開発の問題点である。

加えて、センサシートが曲面に配置された場合、センサシートの捻れが計測値

を不正確にする可能性がある。そのため、口蓋板上へのセンサの注意深い貼り付けと、圧センサの形状の改良がこの問題の解決には必要である。

4.2. 圧力感応型パラトグラフシステム

この圧力感応型パラトグラフシステムは、従来の EPG システムでは得ることのできない情報を提供することが出来る。このシステムの [t] と [d] を判別した能力は、そのほかの音声についても判別が可能であることを示唆している。さらにこの感度の高さにより、摂食、嚥下の研究にも応用が可能であると考えられる。

現在の圧力センサコントロールシステムでは、圧力のデータと音声のデータの同時記録が不可能である。音声同時記録付きの圧力センサシステムの開発は、音声生成の研究だけではなく、臨床面でもより有益であると思われる。

4.3. 日本語 [t] と [d] 発話時における舌-口蓋接触圧の差異

今回の圧力感応型パラトグラフシステムを用いた予備実験の結果、このシステムは [t] と [d] の調音の判別を行うのに十分な感度を有していた。正中最前方のセンサの最大出力は、実験を行った被験者 10 名すべてで [t] の方が [d] よりも高い値を示していた。[t] 発音時の最大接触圧は 35.8

この研究で用いられたセンサには設計上の問題点が存在する。このセンサの感圧部は直径が 3 mm で、音声研究上重要な舌-口蓋接触の細かな位置情報を抽出するには大きすぎるとのことである。細かな位置情報の抽出可能な、より小さなセンサを作るためには感度を犠牲にしなければならず、感度と感圧部の大きさの兼ね合いが今後の開発の問題点である。

加えて、センサシートが曲面に配置された場合、センサシートの捻れが計測値を不正確にする可能性がある。そのため、口蓋板上へのセンサの注意深い貼り付けと、圧センサの形状の改良がこの問題の解決には必要である。

4.2. 圧力感応型パラトグラフシステム

この圧力感応型パラトグラフシステムは、従来の EPG システムでは得ることの出来ない情報を提供することが出来る。このシステムの[t]と[d]を判別した能力は、そのほかの音声についても判別が可能であることを示唆している。さらにこの感度の高さにより、摂食、嚥下の研究にも応用が可能であると考えられる。

現在の圧力センサコントロールシステムでは、圧力のデータと音声のデータの同時記録が不可能である。音声同時記録付きの圧力センサシステムの開発は、音

声生成の研究だけではなく、臨床面でもより有益であると思われる。

4.3. 日本語[t]と[d]発話時における舌-口蓋接触圧の差異

今回の圧力感応型パラトグラフシステムを用いた予備実験の結果、このシステムは[t]と[d]の調音の判別を行うのに十分な感度を有していた。正中最前方のセンサの最大出力は、実験を行った被験者 10 名すべてで[t]の方が[d]よりも高い値を示していた。[t]発音時の最大接触圧は 35.8 kPa (SD=8.8 kPa) で、[d]のそれは 19.2 kPa (SD=5.3 kPa) であった。この差は、予備実験時に同時に計測された[t]と[d]発音時の口腔内圧の差と関連が深いと思われる。

日本語音声の研究で、有声、無声破裂音発生時の口腔内圧について比較検討を行った文献は認められない。英語音声の研究では、一般的に無声破裂音発生時の口腔内圧の方が有声破裂音のそれよりも高いとされている。今回行った実験では、口腔内圧の最大値も舌-口蓋の接触圧同様[t]が[d]よりも大きい傾向がすべての被験者で認められた。[t]発音時の口腔内圧の最大値は 615.7 Pa (SD=133.8 Pa) で、[d]のそれは 285.7 Pa (SD=141.8 Pa) であった。Netsell (1969) の研究によれば、[t]破裂直前の口腔内圧は 1013Pa (SD=134.4Pa)、[d]のそれは 635Pa (SD=

127Pa)であった。従って、無声音発生時の口腔内圧は、有声音発生時の口腔内圧よりも高い (Warren, 1996)。今回の実験結果では、英語音声の場合ほど口腔内圧の上昇は認められなかったが、その傾向は同じであった。無声破裂音発生の際に発生される高い口腔内圧をせき止めるためにより高い舌-口蓋の接触圧が必要であることは理論的に妥当だと考えられる。無声の破裂音や摩擦音は、しばしば、「緊張した」子音という表現をされ、有声のそれよりもより調音時の「力」が入っていると考えられる。

5. 謝辞

数々の技術的示唆を与えていただいたリオン株式会社の渡辺芳則氏、ならびに吉田真氏に感謝いたします。さらに、研究に御協力いただいた早稲田大学理工学部の白井克彦教授、ATR 人間情報通信研究所の党建武研究員に感謝いたします。

6. 文献

Baer, T., Gore, J. C., Gracco, L. C., and Nye, P. W., (1991). "Analysis of vocal tract shape and dimensions using magnetic resonance imaging: Vowels," *J. Acoust. Soc. Am.* **90**, 799-828.

Fujimura, O., Kiritani, S., and Ichida, H., (1973). "Computer controlled radiography for observation of articulatory and other

human organs," *Comput. Biol. Med.* **3**, 371-384.

Hardcastle, W. J., (1968). "Dynamic Palatography," *Work in Progress, Dept. Phon. and Ling., Univ. Edinburgh.* **2**, 53-57.

Harley, W. T., (1972). "Dynamic palatography – a study of linguopalatal contacts during the production of selected consonant sounds," *J. Prosthet. Dent.* **27**, 364-376.

Kuzmin, Y. I., (1962). "Mobile palatography as a tool for acoustic study of speech sounds," *Proc. 4 th Int. Congr. Acoust. Copenhagen.*

Kydd, W. L., and Belt, D. A., (1964). "Continuous palatography," *JSHD.* **29**, 489-494.

Manness, W. L., Golden, R.F., Benjamin, M. H., and Pedoloff R.M., "Contact sensor for measuring dental occlusion," *U.S. Patent 4,734,034 (1988).*

Manness, W. L., Golden, R.F., Benjamin, M. H., and Pedoloff R.M., "Pressure and contact sensor system for measuring dental occlusion," *U.S. Patent 4,856,993 (1989).*

Matsumura, M., Niikawa, T., Tanabe, T., Tachimura, T., and Wada, T., (1998). "Cantilever-type force-sensor-mounted palatal plate for measuring palatolingual contact stress and pattern during speech phonation," *Proc. of ICSLP98, Sydney*

Australia.

Munhall, K. G., Vatikiotis-Bateson, E., and Tohkura, Y., (1995). "X-ray film database for speech research," *J. Acoust. Soc. Am.* **98**, 1222-1224.

Netsell, R., (1969). "Subglottal and intraoral air pressures during the intervocalic contrast of /t/ and /d/," *Phonetica.* **20**, 68-73.

Niimi, S., (1986). "Ultrasonic Observation of the tongue with reference to palatal configuration," *J. Phonetics.* **38**, 336-338.

Perkell, J.S., "Physiology of speech Production: Results and implications of a quantitative cineradiographic study," (MIT Press, Cambridge, 1969).

Perkell, J.S., Cohen, M. C., Svirsky, M. A., Matthies, M. L., Garabieta, I., and Jackson, M. T. T., (1992). "Electromagnetic midsagittal articulometer systems for transducing speech articulatory movements," *J. Acoust. Soc. Am.* **92**, 3078-3096.

Rokkaku, M., Hashimoto, K., Imaizumi, S., Niimi, S., and Kiritani, S., (1986). "Measurements of the three-dimensional shape of the vocal tract based on the magnetic resonance imaging technique," *Ann. Bull. Res. Inst. Logop. Phoniatr. Univ. Tokyo* **20**, 47-54.

Rome, J. A., (1964). "An artificial palate for continuous analysis of speech," *Progr. Rep., M.I.T.* June 6-10.

Shibata, S. (1968). "A study of dynamic palatography," *Ann. Bull. Res. Inst. Logop. Phoniatr. Univ. Tokyo.* **2**, 28-36.

Stone, M., Morrish, K., Sonies, B., and Shawker, T., (1987). "Tongue curvature: a model of shape during vowels," *Folia Phoniatica.* **39**, 302-315.

Wakumoto, M., Masaki, S., Honda, K., and Ohue, T., (1998). "A pressure sensitive palatography: application of new pressure sensitive sheet for measuring tongue-palatal contact pressure," *Proc. of ICSLP98, Sydney Australia.*

Wakumoto, M., and Masaki S., (1999). "Three dimensional visualization of Electropalatographic data," *J. Acoust. Soc. Jpn (E).* **20**, 137-141.

Warren, D. W., "Regulation of speech aerodynamics," in *Principles of experimental phonetics*, edited by Lass J. N. (Mosby, St. Louis, 1996), Chap. 2, pp. 56-59.