### 大気圧センサを用いた 口腔内圧変化測定の活用の検討

佐久間 利喜<sup>1)</sup>,黒瀬 雅之<sup>1)</sup>, 長谷川 真奈<sup>1,2)</sup>,山村 健介<sup>1)</sup>

1)新潟大学大学院医歯学総合研究科 口腔生理学分野
 2)新潟大学医歯学総合病院 歯科総合診療部

【抄 録】

発音時や嚥下時には軟口蓋が挙上し鼻腔と咽頭腔を遮断する鼻 咽腔閉鎖が生じる.閉鎖が不良な場合,構音と嚥下に影響を及ぼす. 我々は,発音や嚥下の円滑な遂行に係わる鼻咽腔閉鎖機能を,開閉 の有無だけでなく定量的に評価するため,口腔・咽頭内に形成される 管腔内での容積変化に着目し,大気圧センサを用いて口腔機能遂行 時の口腔・咽頭内圧をチェアサイドで計測可能な小型の記録システ ムの作製を行い,ガス流体の移動時の記録を行った.

被験者の切歯乳頭部,硬軟口蓋移行部,中咽頭にセンサを設置 し内圧記録を,舌骨上筋活動,音声の同時記録を行った.測定は,吸 気時と発音時とした.

吸気動作開始と共に,陰圧方向への圧変化(-8.0から-9.0 kPa) が記録された.このことは,吸気による管腔内の空気容積の減少が 示唆される.母音産出時は明確な圧変化が記録されなかった.これ は,構音動作時には鼻咽腔が閉鎖されるが口唇は閉鎖されないこと で,管腔は閉鎖空間とはならず圧変化が見られなかったことが示唆 される.子音産出時は,一過性の有意な陽圧方向への圧変化(1-2 kPa)が記録された.このことは,子音産出時には鼻咽腔が閉鎖され, 舌がそれぞれの構音点に接触することで声道抵抗を上昇させ,呼気 流が高い抵抗の声道内を通過する過程で圧の上昇を誘発し,結果と して摩擦音や破裂音を産出していることが示唆された.

一連の記録システムは、 小型の大気圧センサを用いて、 空間内

に生じる陽圧並びに陰圧方向の圧変化を高い時間分解能で記録する ことを可能としたシステムである.規格化された製品ではないため, 定点測定とはならず設計の自由度は高い.今後は,鼻咽腔閉鎖不全 の診断やその予後の評価などに用いられることが期待される.

#### 【緒 言】

発音時や嚥下時には軟口蓋が挙上し,咽頭側壁は内方へ移動し, 咽頭後壁が前方に突出することで鼻腔と咽頭腔が遮断される.この 状態を鼻咽腔閉鎖と呼び,閉鎖が不良な場合,呼気が鼻に漏れ,破裂 音産出時に必要な口腔内圧が高まらず,音声が鼻音化または弱音化 した聴覚的印象を与える [1].また,/p//t//b/などの構音時に高い口 腔内圧を必要とする破裂音の代償として声門破裂音が,/k//g/の代 償的構音として咽頭破裂音の二重構音が生じ,正しい音の獲得が困 難となり [2],年少児であれば精神的発達,社会的発達,情緒的発達 に影響を及ぼす.摂食・嚥下時には,閉鎖が不良な場合,鼻腔から食 物や水分の漏出が起こり,生活の質を保つことが困難となる.そこ で,発音や嚥下の円滑な遂行に係わる鼻咽腔閉鎖機能を適切にそし て定量的に評価する必要が求められている.

鼻咽腔閉鎖機能の判定には,複数の検査が用いられている.① 開鼻声と呼気鼻漏出による子音の歪みを聴覚的に判定 ②ブローイ ング時の呼気鼻漏出量で判定 ③嚥下内視鏡 ④嚥下造影法 (Videofluorography, VF) ⑤四次元 MRI などの画像情報から判定す る方法がある [3-5]。鼻咽腔閉鎖機能の定量的な評価法として,ブロ ーイング検査が有効な手段であるが,鼻咽腔閉鎖不全の有無が主眼 であり発音や嚥下などの機能時の運動評価に直結していない.内視 鏡検査法は,鼻咽腔の形態や閉鎖機能の観察が可能であるが,母音 や鼻音を除く子音発音時には鼻咽腔が閉鎖するため,鼻咽腔部より

下方の観察には適さず、鼻咽腔閉鎖運動と他の器官の運動を同時に 観察することが出来ない. また. 内視鏡画像には距離とレンズによ る歪みがあり、画像の周辺部に向かう程、歪みが大きくなり対称性 が失われる [6]. よって、定量的な観察や三次元構築や四次元構築は 非常に困難である. VF 画像は、側方からの透視画像であり軟口蓋や 咽頭後壁の運動性の観察には適しているが, 側壁の観察は出来ず鼻 咽腔閉鎖運動に関する情報の精度において内視鏡に劣る [4]. 近年, 任意の断面での観察が可能な利点を活かした四次元MRIを用いた嚥 下時の鼻咽腔閉鎖の動態が報告されてきた [4,5]. これにより、内 視鏡画像や VF 画像の欠点であった鼻咽腔や声門・喉頭の閉鎖の時 間的なタイミングなどが明らかにされてきたが、撮影フレームの間 隔は66 msec (サンプリング周波数:15 Hz) と運動機能を推測する 上での時間分解能は決して高くない.また、四次元 MRI での撮影に は、仰臥位での記録に限定されているなど制約が多い. 嚥下内視鏡、 嚥下造影法,四次元 MRI などの画像情報を用いる検査は、すべての 臨床現場で用いることが出来るわけでもなく、また視覚情報が主体 となっているため開閉の有無の評価には適しているが、不全の程度 を数値化するなどの定量的な評価には向いていない.

そこで,診査時や治療効果判定の指標として,鼻咽腔閉鎖と咽 頭周囲筋によって口腔・咽頭内に形成される管腔での容積変化に着 目した.管腔内で生じる圧には,成長発育,摂食・嚥下,言語治療な どのフィールドを有する研究者によって,ひずみ圧トランスデュー サーやマノメーター [7-17], 食道バルーン[18]などを用いて, 嚥下 時の舌と硬口蓋が接触することで生じる接触圧を舌圧として [11-15, 17], 声帯振動に必要なエネルギー源である声門下圧 [7-10, 19] を中心に検討されてきた。その結果, 舌圧記録から管腔内での舌 の動きを二次元または三次元的に推察できるようになったが, 舌の 動きにより変形し, 内部容積が変化する空間の圧力に注目した報告 は少ない.

そこで,高精度な超小型の大気圧センサが市販されていること に着目し,口腔機能遂行時の口腔や咽頭内圧変化をチェアサイドで 計測可能な小型の記録システムを作製し,ガス流体の移動時の圧変 化量の記録を行った.

#### 【方 法】

#### 1. 被験者

被験者は,実験の趣旨を十分に理解し同意が得られた健常成人 有歯顎者10名(男性9名,女性1名,平均年齢26.1+/-6.3歳)とし た.本研究は新潟大学歯学部倫理委員会の承認(承認番号 25-R31-11-18)を得て行った.

#### 2. 圧センサと記録システム

ロ腔・咽頭内に設置する圧センサとして、50から115 kPaまでの大気圧測定が可能な超小型デジタル IC センサ (MPL115A1,
Freescale Semiconductor Inc, Austin, Texas, USA) を採用した.こ

のセンサは、上面に直径 1 mm の穴が開けられている 5.0 mm x 3.0 mm x 1.2 mm のステンレス製の箱に入っており、箱内のひずみセン サ周囲の気圧変化に対して応答する特性を有している. センサ背面 基盤の電源ピンと serial data 出力ピンにフレキシブルなケーブル (直径 0.5 mm)を接続し、自作アンプを介して増幅した後に、A/D コ ンバーター (LabJack U3-HV、Lakewood、Colorado、USA) に取り 込んだ. 変換されたデジタル信号を、多チャンネルデータ獲得イン ターフェイス Power 1401 (CED、Cambridge、UK) に入力し、USB ケーブルを介して記録・解析用ソフトウェア (Spike 2 version 6: CED、Cambridge、UK) に取り込んだ (Figure 1).

#### 3. 設置場所

Eセンサは、切歯乳頭部と硬軟ロ蓋移行部、そして中咽頭後壁 に設置した.

#### 4. 実験用スプリントの製作

再現ある圧センサの設置を目的に,被験者毎に実験用スプリントを製作した.被験者の上下顎をアルジネート印象材 (アローマファインプラス,GC,東京,日本) にて印象採得し,歯科用硬石膏により模型を製作した.スプリントは上顎に装着するよう設計し,スプリント用シート (色調透明スプリント,厚さ 0.5 mm,山八歯材,愛知,日本)を真空成形器 (バキュームアダプター I 型,山八歯材,愛知,日本) により圧接した.硬化後,被験者の違和感を防ぐため,歯牙部分とケーブル配線に必要な部分を残して硬口蓋を覆うスプリン

トの大部分を技工用ハサミにて加工し、切断面は技工用バーを用いて研磨した (Figure 2).

#### 5. 測定準備

被験者を椅子に座らせ, 姿勢は 90 度座位とし, 頭位が眼耳平面 と平行となるように調整した. 被験者の舌骨上筋相当部に表面筋電 図電極を貼付し (NT-611T, 日本光電, 東京, 日本) 舌骨上筋活動を 多用途生体電気アンプ (MEG-6108, 日本光電, 東京, 日本) を用い て, 増幅率 1000 倍, low-cut filter 50 Hz, High cut filter 1000 Hz の 設定により記録を行った. 筋電図活動のシグナルは, 多チャンネル データ獲得インターフェイス Power 1401 (CED, Cambridge, UK) を介して記録・解析用ソフトウェア (Spike 2 version 6: CED, Cambridge, UK) に取り込んだ. 筋電図のサンプリングは 2000 Hz とした.

音声信号記録のために,被験者前のテーブルにハンド式ダイナ
ミックマイク (AT-VD6, audio-technica,町田,東京)を設置し,直
流アンプ (MD-20, Fender Musical instruments, Scottsdale,
Arizona, USA) に接続し,デジタル変換した後,多チャンネルデー
タ獲得インターフェイス Power 1401 (CED, Cambridge, UK)を介
して記録・解析用ソフトウェア (Spike 2 version 6: CED,
Cambridge, UK) に取り込んだ. 音声信号のサンプリングは 5000
Hz とした.

実験室内で被験者に実験スプリントを提示し、十分な適合が確

認された場合,厚さ 0.1 mm のポリオレフィン製の袋にて圧センサ を被覆し,被覆したセンサを実験用スプリントの切歯乳頭部と硬軟 ロ蓋移行部にユーティリティワックス (GC,東京,日本) にて固定 した.中咽頭に挿入するセンサは,挿入時の痛みの軽減とひずみセ ンサ部分への浸出液の滲入を防ぐことを目的に,ゴムカバー (サー ミスタ温度プローブ,日本光電,東京,日本) にて被覆し,ゴムカバ ー先端部をシルク糸 (ネスコスーチャー シルクブレード,日本商事, 大阪,日本) で固定した.ゴムカバー先端部には,水溶性潤滑ゼリー (K-Y ルブリケーティングゼリー,ジョンソン・エンド・ジョンソン, 東京)を塗布し,センサは経鼻的に挿入し中咽頭後壁に設置した. センサの位置は,挿入後舌圧子を用いて肉眼で確認した.

6. 測定方法

#### ①吸気時の圧測定

内径 6 mm の硬質ビニールチューブの先端を口唇間より口腔内 に挿入し、口唇付近で手指により把持させ、他端をアンプ分離型気 体用流量センサ (FD-V40、キーエンス、大阪、日本)に接続した. 気流センサからの出力は、デジタルアンプ (FD-V40A、キーエンス、 大阪、日本)にて吸気流率 (*I*/min)を表示し、被験者に 9.5~10.5 *I* /min間で5秒間維持するように指示した.10秒間のインターバルで、 計5回吸気動作を施行させ、吸気流率が 9.5~10.5 *I*/min 間を 5 秒 間維持出来なかったトライアルは除外した.

#### ②発音時の圧測定

以下の単語を日常会話音量で発音させた.

母音:広母音 /a/, 狭母音 /i/

破裂音:無声軟口蓋破裂音 /k/, 無声両唇破裂音 /p/

摩擦音:無声硬口蓋摩擦音 /si/

ハンド式ダイナミックマイクを設置し,被験者の口唇とマイク 間を一定の距離(15 cm)で発音させた.その際,記録された音声信 号の推移をモニターに表示し,日常会話音量の +/- 10 dB の範囲内 で発音するように指示した.また,子音発音時の圧変化を明確に記 録するため,各種子音発音の前に広母音 /a/ を2秒間発音させ,1秒 の間隔を開けて各種子音を発音させた.

発音時の声の強さと圧変化量の関係を調べるために, 無声両唇 破裂音 /p/ を被験者に声の強さを変えて発音するよう指示した.ま ず,被験者の日常会話音量レベルで /p/ を連続 5 回発音させ,記録 された 5 回の音声信号の最大振幅の平均値を計算し,得られた平均 値より 10 dB ずつ音量を増加させ,80 dB を最大音量とした.また, 得られた平均値より 10 dB ずつ音量を減少させ,10 dB を最小音量と した. 被験者には各音量で連続 10 回発音を指示した.

7. 解析方法

吸気動作時の圧変化量は、各記録部位における圧変化記録を基 に、吸気動作開始点から終了点までの平均値を計測した.発音時の 圧変化量は、音声信号を基に、信号波形の開始1秒前から信号波形 の終了点までの間における最大振幅の値を計測した.母音・子音発音 時と Control 時の圧変化量の比較には Paired・t test を用いた. 各母 音・子音発音時に記録部位間での圧変化量の比較検討には,一元配置 分散分析を用い,多重比較には Bonferroni Test を用いた. 構音動作 の相違が圧変化量に及ぼす効果は,二元配置分散分析にて統計学的 評価を行った. 多重比較には Bonferroni Test を用いた.音量レベル は,信号波形の最大振幅値を計測し,音量レベルと圧変化量の相関 関係をピアソンの相関係数で検定を行った. Paired・t test,一元配置 分散分析,二元配置分散分析の統計的検定に関する確率値が 5 %未 満 (p < 0.05) のときに統計学的有意差があると判断した. また,相 関係数は 1 %未満 (p < 0.01) のときに統計学的有意差があると判 断した. 検定計算には,統計用ソフトウェア SPSS (ver.22, IBM, Armonk, New York) を用いた.

【結果】

1. 吸気時の圧変化

吸気時の記録の一例を示す (Figure 3). 吸気動作開始と共に, 切歯乳頭・硬軟口蓋移行部・中咽頭と記録を行った各部位で,陰圧方 向への圧変化が記録された (Shaded area in Figure 3). 圧変化の開 始点に,記録部位間での相違はなかった. 吸入速度の増加に伴って 陰圧方向への圧変化量が増加し, 10 // min の吸入速度を維持した最 大吸引区間では, 圧変化量は維持された. 最大吸引区間での各部位 における陰圧の平均値は, 切歯乳頭部で -9.06 +/- 7.73 kPa (n=5), 硬軟ロ蓋移行部で -8.06 +/- 6.91 kPa (n=5), 中咽頭で -8.46 +/-7.24 kPa (n=5) であった. 一元配置分散分析の結果, 記録部位間で 圧変化量に有意な差はなかった (F (2,14) = 0.024, p = 0.977). 吸入 速度の減少と共に, 圧変化量は減少した.

#### 2. 発音時の圧変化

#### 2-1: 母音発音時の圧変化

広母音 /a/・狭母音 /i/ 産出時における記録の一例を示す (Figure 4). /a/ 産出時は, 音声信号が発せられる前後並びに産出中 において, 切歯乳頭部・硬軟口蓋移行部・中咽頭の各部位で明確な圧 変化は記録されなかった. /a/ 産出時の各部位における圧変化量の絶 対値は, 切歯乳頭部で 0.67 +/- 0.37 kPa (n=7), 硬軟口蓋移行部で 0.61 +/- 0.38 kPa (n=7), 中咽頭で 0.66 +/- 0.43 kPa (n=7) であっ た. 音声産出5秒前から2秒間 (control) の圧変化量の絶対値 (切歯 乳頭部: 0.63 +/- 0.42 kPa (n=7), 硬軟口蓋移行部: 0.62 +/- 0.28 kPa (n=7), 中咽頭: 0.63 +/- 0.36 kPa (n=7)) と比較して有意な差はなか った (Paired-t test: 切歯乳頭部 p = 0.860, 硬軟口蓋移行部 p = 0.957, 中咽頭 p = 0.866). /a/ 産出時の圧変化量の絶対値を記録部 位間で比較検討した結果, 圧変化量は部位間で相違はなかった (one-way ANOVA: F (2,18) = 0.040, p = 0.961).

#### 2-2:子音発音時の圧変化

無声軟口蓋破裂音 /k/, 無声硬口蓋摩擦音 /si/, 無声両唇破裂音 /p/ 産出時の記録の一例を示す (Figure 5). 周波数解析から, 広母音

/a/ 産出時には, 特定帯域ごとに倍音が増幅された複数のピークが 記録されたのに対して, /k/ /p/ 産出時には周期性のない破裂性の信 号が, また /si/ 産出時には周期性のない摩擦性の信号が記録され た.

/k/ 産出時は、硬軟口蓋移行部・中咽頭で一過性の陽圧方向への 圧変化が記録されたのに対して, 切歯乳頭部では明確な圧変化が記 録されなかった (Figure 5-A). 圧変化が記録された硬軟口蓋移行 部・中咽頭での陽圧方向への圧変化の終了点と音声波形の開始点は 一致していた. /k/ 産出時の各部位における圧変化量の絶対値は、切 歯乳頭部で 0.71 +/- 0.42 kPa (n=7), 硬軟口蓋移行部で 2.52 +/-1.35 kPa (n=7),中咽頭で 1.60 +/- 0.51 kPa (n=7) であった. Control 時の圧変化量の絶対値と比較して、硬軟口蓋移行部・中咽頭 では有意な圧の上昇が記録された (Figure 6-A, Paired-t test: 硬軟 口蓋移行部 p < 0.01, 中咽頭 p < 0.001). これに対して, 切歯乳頭 部では有意な変化は記録されなかった (Figure 6-A, Paired-t test: p = 0.777). /k/ 産出時の圧変化量の絶対値を記録部位間で比較検討し た結果, 部位間で圧変化量に有意な差があり (one-way ANOVA: F (2,18) =7.72, p < 0.01), 多重比較 (Bonferroni test) の結果, 硬軟 口蓋移行部と切歯乳頭間で有意な差が認められた (p < 0.01).

/si/ 産出時は、切歯乳頭部・硬軟口蓋移行部・中咽頭に設置した センサから一過性の陽圧方向への圧変化が記録された (Figure 5-B). 圧変化の終了点と音声波形の破裂性信号の開始点は一致していた. /si/ 産出時の各部位における圧変化量の絶対値は、切歯乳頭部で
1.10 +/- 0.38 kPa (n=7)、硬軟口蓋移行部で 1.53 +/- 0.40 kPa (n=7)、
中咽頭で 1.43 +/- 0.38 kPa (n=7) であった. Control 時の圧変化量
の絶対値と比較して、記録を行った各部位で有意な圧の上昇が記録
された (Figure 6-B, Paired-t test: 切歯乳頭 p < 0.05 硬軟口蓋移</li>
行部 p < 0.01、中咽頭 p < 0.01). /si/ 産出時の圧変化量の絶対値を</li>
記録部位間で比較検討した結果、部位間で圧変化量に差はなかった
(one-way ANOVA: F (2,18) =2.414, p = 0.118).

/p/ 産出時は、切歯乳頭部・硬軟口蓋移行部・中咽頭に設置した センサから一過性の陽圧方向への圧変化が記録された (Figure 5-C). 圧変化の終了点と音声波形の破裂性信号の開始点は一致していた. /p/ 産出時の各部位における圧変化量の絶対値は、切歯乳頭部で 1.47 +/- 0.37 kPa (n=7)、硬軟口蓋移行部で 1.36 +/- 0.41 kPa (n=7)、 中咽頭で 1.32 +/- 0.38 kPa (n=7) であった. Control 時の圧変化量 の絶対値と比較して、記録を行った各部位で有意な圧の上昇が記録 された (Figure 6-C, Paired-t test: 切歯乳頭 p < 0.05、硬軟口蓋移 行部 p < 0.01、中咽頭 p < 0.01). /p/ 産出時の圧変化量の絶対値を 記録部位間で比較検討した結果、部位間で圧変化量に差はなかった (one-way ANOVA: F (2,18) =0.257, p = 0.776).

#### 2-3:母音と子音間の圧変化量の比較

音声の種類の相違が各記録部位での圧変化量に影響を及ぼすか を検討するために、二元配置分散分析を行った (Figure 7). その結 果,音声の種類の相違は圧変化量を有意に変化させた(F(3,54) = 14.67, p < 0.001).また,音声の種類と記録箇所の相互作用にも有意 な差が認められた(F(6,54) = 5.74, p < 0.001).多重比較を行った 結果(Bonferroni test),記録を行った各種子音間と広母音間では有 意な差が認められた(p < 0.001).</p>

#### 3. 音量と圧変化量の関係

無声両唇破裂音 /p/ 発音時, 音声レベルを可変させた際の圧変 化量の記録の一例を Figure 8 に示す. 音声レベルの上昇に伴って母 音のフォルマントと /p/ 構音に起因する不規則に分布する音声信号 が記録された. 音声レベルの増加に伴い, 記録を行った各部位で圧 変化量の増加が見られた.

音量と記録を行った各部位における圧変化量の相関図を Figure 9 に示す. 切歯乳頭部では, V=1.01 x 10<sup>-2</sup> X I + 1.051 (r = 0.458) の 回帰式で示される強い相関を有する圧変化量の増加を認めた (Figure 9-A, p < 0.001). V は圧変化量, I は声の大きさ (dB) の略と する. 硬軟口蓋移行部では, V = 1.07 x 10<sup>-2</sup> X I + 0.926 (r = 0.582) で同様に強い相関を有する圧変化量の増加を認めた (Figure 9-B, p < 0.001). 中咽頭では, V = 1.84 x 10<sup>-2</sup> X I + 0.745 (r = 0.568) で同様 に強い相関を有する圧変化量の増加を認めた (Figure 9-C, p < 0.001).

#### 【考察】

#### 1. 記録システムの評価

近年,携帯電話やスマートフォンまたは腕時計などへの搭載を 目的とした超小型の大気圧センサが開発され市販されている.この 大気圧センサは,①センサ本体が外部露出していない ②温度補正が 組み込まれている ③センサの単価が低い特徴を有している.

口腔内圧記録には、物体のひずみを測定するための力学的セン サである"ひずみゲージ"または"ストレインゲージ"が用いられ てきた.代表的には、口腔内に留置する内部を水で満たした Sensing bulb と bulb 内の水圧変化を感知するセンサで構成されている IOPI system (IOWA Oral Performance Instrument) [19, 20]や、口腔内に 露出したセンサ本体に軟組織が接触することで抵抗値が変動し、そ の変動値を変化量として記録する手法がある [11-13, 15-17]. 前者 は、上下顎の歯を接触させる顎位を保つことが困難であり、嚥下時 の圧変化記録には適さないなど記録条件に制限がある.後者は、金 属の抵抗体を歪ませる陽圧方向への圧変化を記録するに適しており. センサも小型であることから嚥下時を中心に口腔機能遂行時の経時 的な記録を可能としてきた.同様に、 歪んだ抵抗体による抵抗値の 変動を陰圧方向への圧変化として記録するアプローチが試されてき たが [16]、陽圧方向の圧変化と比較して被験者間また記録毎でのバ ラツキが大きく, 記録された値から機能を推察には十分な情報が提 供されているとは言えない. このことは、センサのある硬口蓋に接 触していた軟組織が遠ざかる際,付着していた唾液を引きつけるこ とで,軟組織は遠ざかっているにも拘わらずセンサ本来に唾液が残 存していることで抵抗値を変動させ,"みかけ"の抵抗値を出力した と推測される.本研究で採用した大気圧センサは,従来までの研究 で用いられてきたひずみゲージとは異なり,抵抗体はステンレス製 の箱に入っており,箱内の抵抗体周囲の気圧変化に対して応答する. よって,抵抗体への唾液の接触を防ぎ,"みかけ"の抵抗値の変動を 防ぐことで,安定して軟組織と硬組織間で形成された空間の内圧を 記録することが可能であると期待される.

ひずみゲージは、外力による歪み以外に周囲環境の温度変化が あることで、抵抗素子の線膨張係数の違いや抵抗素子の温度による 抵抗値変化の影響で"みかけ"ひずみを生じことがある.本研究で採 用したひずみセンサは、回路内に温度センサを有しており、抵抗素 子の抵抗温度係数を調整して温度による"みかけ"ひずみを最小に している自己温度補償型ゲージである.よって、外気とは異なる温 度の口腔内にセンサを設置しても圧力の絶対値に差が出にくく、ま た飲水などによる内部環境の変化にも柔軟に対応出来ると期待され る.

本研究では、センサの圧力特性を確認するために、マノメータ ーを自作した.マノメーターは、アクリル製であり液体には水を用 いた.また、水を貯めるタンクとマノメーターを樹脂製のチューブ で接続し、タンクの高さを変化させることで、マノメーター内の圧 力, すなわち, センサに作用する圧力を任意に変えることを可能とした. ここで, 流体静力学より重力場にある静止液体は, 液体の圧力 pと高さhに以下の関係がある.

 $p = p0 + \rho gh$ 

ただし, p0 は大気圧, ρ は液体の密度であり g は重力加速度である. したがって, 液柱の高さをタンクによって変化させ, その高さを測 定することで, マノメーター内にあるセンサに作用する圧力が上式 を用いることで計測出来る.本研究では, この算出した圧力とセン サが検出した圧力を比較することでキャリブレーションを行った. また, センサの温度特性を検討する目的で液体の温度を調整し, 20 度から 40 度の範囲で検定を行った. その結果, 算出した圧力とセン サが検出した圧力には差違があるものの,一次式の変換係数にて補 正が可能であった.

#### 2. 吸気時の圧変化記録

吸気動作開始と共に、切歯乳頭・硬軟ロ蓋移行部・中咽頭と記 録を行った各部位で、陰圧方向への圧変化が記録された. 圧変化量 は、吸入速度に比例して増加した. 吸気時には、外肋間筋と横隔膜が 同時に収縮し、胸郭を拡げて胸腔内を陰圧にして肺を膨らませる [21]. この時、口腔・咽頭部は、気管を介して肺胞に至る1つの空間 が形成される. ここで、呼吸流量と気道内圧の関係は、

 $V = I \cdot R$ 

Vは内圧, I は呼気流量の原理が成り立つと仮定し [22], 吸気流率 (1 / sec) と内圧 (kPa) から, 気道抵抗 (kPa / 1 / sec) を計測した. 気道抵抗は, 0.07 kPa / 1 / sec (切歯乳頭), 0.06 kPa / 1 / sec (硬軟口蓋 移行部), 0.07 kPa / 1 / sec (中咽頭) を示し, 記録を行った各部位では 差違が見られなかったことから, 吸引時の口唇から咽頭までの気道 内では, おおよそ一定の大きさの通路が確保されていることを示唆 している.

#### 3. 発音時の圧変化

#### 3-1: 母音発音時の圧変化

広母音 /a/・狭母音 /i/ 産出時には、切歯乳頭部・硬軟口蓋移 行部・中咽頭の各部位で明確な圧変化は記録されなかった.構音動作 の観察方法としては、被験者に電極を配した人工口蓋床を装着させ、 舌が口蓋に接触している部位をモニター上に経時的に表示させるエ レクトロパラトグラム法が臨床現場や臨床研究において数多く用い られている [23-25]. エレクトロパラトグラム記録から、広母音 /a/ 産出時は、個体差はあるが舌の口蓋への接触は見られず、呼気流は 声道内で遮断されることなく口唇から外部に放出される [26]. これ に対して、狭母音 /i/ 産出には、舌の位置が高まることで口蓋の両 側に舌が接触し声道は細くなるが遮断されることはない [26]. 両母 音とも、口蓋の挙上や咽頭壁の移動により鼻咽腔が閉鎖され、鼻腔 は口腔と咽頭で作られる声道から切り離されることで、鼻音化して いない母音の正常な聴覚的印象を得られる [27, 28]. すなわち,構 音動作時の口腔内の空間形成には,①舌が接触する構音点の位置 ② 鼻咽腔閉鎖の有無の両者を考察する必要がある. 広母音・狭母音産出 時には,鼻腔と声道は切り離され,また口腔内を分断するような舌 の動きがないため1つの空間が形成される.しかしながら,口唇は閉 鎖されないため,閉鎖空間とはならない. よって,構音に伴う呼気流 の流入が生じても声道内で明確な圧変化が記録されなかったことが 示唆される.

#### 3-2:子音発音時の圧変化

/k/ 産出時は, 硬軟口蓋移行部・中咽頭で一過性の有意な陽圧方 向への圧変化が記録されたのに対して, 切歯乳頭部では明確な圧変 化が記録されず, 声道内で圧変化量に相違が認められた. 舌は /k/ 産出時には, 硬口蓋の後端に接触し気道は完全に遮断される [25, 26]. 同時に, 鼻腔は声道から切り離され, 咽頭側の管腔は完全な閉 鎖空間となる. 本研究では, 発音時の呼気流率は記録しなかったが, Iwata et al の報告では, 20歳代の男性の話声位 (75 dB から 81 dB) での呼気流率は 90 ml / sec から 179 ml / sec で平均値は 143 ml / sec であるとしている [22]. Iwata et al の報告する呼気流率を使い, 気道抵抗を算出すると 5.0 kPa / 1/ sec (切歯乳頭), 17.62 kPa / 1/ sec (硬軟口蓋移行部), 11.19 kPa / 1/ sec (中咽頭) であった. /k/ 産出 時は, 構音点である硬軟口蓋移行部は気道抵抗が非常に高く, 呼気 流は通過することが出来ず咽頭部の管腔内の圧力が飛躍的に上昇さ せる.閉鎖の開放と共に, 圧力が開放され破裂音を産出させること が示唆される.

/si/ 産出時は、切歯乳頭部・硬軟口蓋移行部・中咽頭に設置した センサから一過性の陽圧方向への有意な圧変化が記録された./si/ 産出時の気道抵抗を算出すると、7.69 kPa / 1/ sec (切歯乳頭)、10.70 kPa / 1/ sec (硬軟口蓋移行部)、10.0 kPa / 1/ sec (中咽頭) であり、各 部位で比較的高い抵抗値を示したが、記録部位間で明確な差はなか った./si/ 産出時は、鼻腔は声道から切り離され、舌は硬口蓋の大部 分に接触するが、舌尖は歯茎部に接触することはない [25, 26]. す なわち、呼気流が一様に高い気道抵抗の声道を通過し、その際に生 じる音が摩擦音として聴覚的に認識されていることが示唆される.

/p/ 産出時の気道抵抗を算出すると, 10.28 kPa / 1/ sec (切歯乳 頭), 9.51 kPa / 1/ sec (硬軟口蓋移行部), 9.23 kPa / 1/ sec (中咽頭) を 示し, 気道抵抗値に部位間での差は見られなかった. 無声両唇破裂 音である /p/ 産出時には, 鼻腔が声道から切り離される [25, 26]. 構音点は, 口唇であり口唇閉鎖時には声道は1つの完全に閉鎖され た管腔となる. 声道抵抗に差が見られないことから, /p/ 産出時に は, 気道内はほぼ一定の大きさであることが示唆され, 声道内に呼 気流の流入が開始し一過性に高まった口腔内圧が開口により開放さ れ, 破裂音が形成されたことが示唆される [26, 28].

#### 3-3:子音発音時の圧変化量の絶対値

発音時における内圧測定は,喉頭機能の評価の指標として,声

帯振動に必要なエネルギー源となる声門下圧をターゲットとして計 測されてきた [7, 29-34]. その中で,声門下圧と同時に口腔内圧が 記録され,/p/ 産出時に 1.15-1.25 kPa [29], 2.45 kPa [30], 3.50 kPa [31]の圧変化量が生じることが報告されている.本研究では,記録を 行った各部位で,1.3 から 1.5 kPa の圧変化量を記録しており,ほぼ 類似した結果を示している.しかしながら,本研究では,被験者に声 の強さを一定にするように指示したが,声の高さには留意しなかっ た.成人男性では,上昇音階での声の高さの増加は,呼気流率をわず かに増加させるに留まることが報告されているが [22],成人女性で は,上昇音階で声の高さの増加が有意に呼気流率を増加させること を明らかとしており,より正確な圧変化量の記録のために,声の高 さの記録を併用すべきである.

#### 3-4: 声の強さによる圧変化量の変化

無声両唇破裂音 /p/ 発音時, 音声レベルの増加に伴い記録を行った各部位における圧変化量は増加し, 音量と圧変化量の間には強い相関関係があった. 声の強さの調節に関して, Ishiki は呼気努力と声門抵抗を増大する機構が働き, その相互関係により呼気流率が変化するとし, 通常の胸声発声では声の強さは声門抵抗の増大によると述べている [32]. 声門下圧と声門上圧には相関関係があることから, 本研究における声の強さの増加に伴う口腔内圧の上昇は, 声道抵抗の上昇が関与していることが示唆される.

#### 4: 今後の展望

本研究において開発した一連の記録システムは, 超小型の大気 Eセンサを用いて鼻咽腔閉鎖不全の有無だけでなく,口腔・咽頭部に 形成された管腔内での容積変化を圧の絶対値として数値化すること で、閉鎖不全の程度を定量化することを可能としたシステムである. また,規格化された製品ではないため,定点測定とはならず,術者に よって任意に測定場所を選定することができ,設計の自由度も高い.

本研究では,流体の中でガス気体に着目して,気道内での流体 移動がその機能の遂行に大きく関与する構音動作を中心に検討を行 ってきた.結果として,記録の安定性やその精度を確認することが 出来たので,今後は液体の流体が口腔内を通過する際の圧変化量の 記録を行うこととしたい.

#### 【図 説】

Figure 1: 口腔・咽頭内圧記録システムの概要図

Figure 2: (A): 切歯乳頭・硬軟ロ蓋移行部に気圧センサを設置する ための上顎装着用スプリントと, ポリオレフィン製の袋にて被覆し たセンサ本体. スプリントは, 固定源を歯牙とし,センサ設置部とケ ーブルの配線部を除いて加工している.(B): 中咽頭に設置する気圧 センサ.ゴムカバーにて先端部を覆い, 開口部を外科用糸にて封をし ている.

Figure 3: 吸気時の圧変化と筋活動記録の例. 吸入速度の増加に伴って陰圧方向への圧変化量が増加し, 10 *l* / min の吸入速度を維持した最大吸引区間では, 圧変化量は維持された. 吸入速度の減少と共に, 圧変化量は減少した. 吸引区間を Shaded area で示す.

Figure 4: 広母音 /a/・狭母音 /i/ 産出時における圧変化と筋活動 記録の例.上段から音声信号を高速フーリエ変換し,窓関数ハニン グにて周波数解析を行った解析図,音声信号波形,舌骨上筋筋電図 波形を示し,4段目から6段目に切歯乳頭・硬軟ロ蓋移行部・中咽頭 における圧センサからの出力を示す./a/ /i/ 産出時は,明確なフォ ルマントが記録された.音声信号が発せられる前後並びに産出中に おいて,切歯乳頭部・硬軟ロ蓋移行部・中咽頭の各部位で明確な圧変 化は記録されなかった.

**Figure 5**: /k/ 無声軟口蓋破裂音 (A), /s/ 無声硬口蓋摩擦音(B), /p/ 無声両唇破裂音(C) 産出時における圧変化と筋活動記録の例. 上 段から音声信号を高速フーリエ変換し、窓関数ハニングにて周波数 解析を行った解析図, 音声信号波形, 舌骨上筋筋電図波形を示し, 4 段目から6段目に切歯乳頭・硬軟口蓋移行部・中咽頭における圧セ ンサからの出力を示す. 広母音 /a/ を 2-3 秒間産出後 /k/・/s/・/p/ を連続して産出するように指示した. 広母音 /a/ 産出時は、明確な フォルマントが記録されたのに対して,/k/・/p/ 産出時にはフォルマ ントが記録されず、/s/ 産出時には気流雑音が起因するフォルマント を有さない信号が記録された. /k/ 産出時には切歯乳頭では明確な圧 変化がないが、硬軟ロ蓋移行部・中咽頭で明確な一過性の陽圧方向へ の圧変化が記録された. /s/ 産出時には、切歯乳頭部・硬軟口蓋移行 部・中咽頭で明確な一過性の陽圧方向への圧変化が記録された./p/ 産出時には、切歯乳頭部・硬軟口蓋移行部・中咽頭で明確な一過性の 陽圧方向への圧変化が記録された.

Figure 6: /k/ 無声軟口蓋破裂音 (A), /s/ 無声硬口蓋摩擦音 (B), /p/ 無声両唇破裂音 (C) 産出時における各部位での圧変化量と構音前 における各部位での圧変化量の比較. (Paired-t test, \*\*\* p < 0.001, \*\* p < 0.01, \* p < 0.05) **Figure 7**: /a/ 広母音, /k/ 無声軟口蓋破裂音, /s/ 無声硬口蓋摩擦音, /p/ 無声両唇破裂音産出時における音声の種類間での圧変化量の比較. (Two-way ANOVA and Bonferroni post hoc test, p < 0.05)

Figure 8: 三段階の音声レベルでの /p/ 無声両唇破裂音産出時 の圧変化量記録の一例.上段から音声信号を高速フーリエ変換し, 窓関数ハニングにて周波数解析を行った解析図,音声信号波形,舌 骨上筋筋電図波形を示し,4段目から6段目に切歯乳頭・硬軟ロ蓋移 行部・中咽頭における圧センサからの出力を示す.音声レベルの増加 に伴い,各部位で陽圧方向への圧変化の増加が記録された.

**Figure 9**: /p/ 無声両唇破裂音産出時の切歯乳頭部・硬軟口蓋移行 部・中咽頭における音声レベルと圧変化量の相関図. (Pearson の相 関係数, p < 0.05) 【参考文献】

武井良子,高橋浩二.摂食・嚥下関連機能のアセスメント.山田好秋,向井美惠監修;歯学生のための摂食・嚥下リハビリテーション学.東京,医歯薬出版,2008.

2. 阿部 雅子. 構音障害の臨床. 東京, 金原出版, 2004.

3. 西尾 正輝. ディサースリア 臨床標準テキスト. 東京, 医歯薬 出版, 2014.

4. 小澤素子,道脇幸博,齋藤浩人,齋藤真由,北原辰哉,南雲正男.四次元MRIによる嚥下時の舌運動と鼻咽腔閉鎖運動,声門閉鎖運動の同時描出.日本口腔科学会雑誌,2006;55(2):113-9.

 道脇 幸博,齋藤 真由,丹生 かず代,斎藤 浩人,小澤 素子, 南雲 正男.四次元MRIによる嚥下時の鼻咽腔閉鎖運動の観察.日本 口腔科学会雑誌,2005;54(2):268-73.

6. 高橋 浩二. 摂食・嚥下障害の検査法. 道 健一監修; 摂食機能両 方マニュアル. 東京, 医歯薬出版, 2005.

7. Koike Y, Perkins WH. Application of a miniaturized pressure transducer for experimental speech research. Folia phoniatrica. 1968;20(6):360-8.

8. Koike Y, Hirano M. Glottal-area time function and subglottal-pressure variation. The Journal of the Acoustical Society of America. 1973;54(6):1618-27.

9. Iwata S. Aerodynamic aspects for phonation in normal and

pathologic larynges. Vocal physiology. Raven: Raven Press; 1988. p. 423-31.

10. Kitzing P, Carlborg B, Lofqvist A. Aerodynamic and glottographic studies of the laryngeal vibratory cycle. Folia phoniatrica. 1982;34(4):216-24.

11. Hori K, Ono T, Nokubi T. Coordination of tongue pressure and jaw movement in mastication. Journal of dental research. 2006;85(2):187-91.

12. Hori K, Ono T, Tamine K, Kondo J, Hamanaka S, Maeda Y et al. Newly developed sensor sheet for measuring tongue pressure during swallowing. Journal of prosthodontic research. 2009;53(1):28-32. doi:10.1016/j.jpor.2008.08.008.

13. Hori K, Taniguchi H, Hayashi H, Magara J, Minagi Y, Li Q et al. Role of tongue pressure production in oropharyngeal swallow biomechanics. Physiological reports. 2013;1(6):e00167. doi:10.1002/phy2.167.

 Ono T, Hori K, Fujiwara S, Minagi Y. Prosthodonctic approach for dysphagic patients. Ann Jpn Prosthodont Soc. 2013;5:247-53.
 Ono T, Hori K, Masuda Y, Hayashi T. Recent advances in sensing oropharyngeal swallowing function in Japan. Sensors (Basel, Switzerland). 2010;10(1):176-202. doi:10.3390/s100100176.
 Kieser J, Singh B, Swain M, Ichim I, Waddell JN, Kennedy D et al. Measuring intraoral pressure: adaptation of a dental appliance allows measurement during function. Dysphagia. 2008;23(3):237-43. doi:10.1007/s00455-007-9126-z.

17. Shaker R, Cook IJ, Dodds WJ, Hogan WJ. Pressure-flow dynamics of the oral phase of swallowing. Dysphagia. 1988;3(2):79-84.
18. van den Berg J. Direct and indirect determination of the mean subglottal pressure. Folia phoniatrica. 1956;8:1-14.

19. Pouderoux P, Kahrilas PJ. Deglutitive tongue force modulation by volition, volume, and viscosity in humans. Gastroenterology. 1995;108(5):1418-26.

20. Robbins J, Levine R, Wood J, Roecker EB, Luschei E. Age effects on lingual pressure generation as a risk factor for dysphagia. The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences. 1995;50(5):M257-62.

 John RH. Respiration. In: John RH, editor. Textbook of Medical Physiology. Philadelphia, Elsevier, p495-557, 2015.
 Iwata S, Takeuchi K, Iwata Y, Toda H, Ohyama T. Control Mechanism of Vocal Intensity in Normal Subjects. The Japan Journal of Logopedics and Phoniatrics. 1995;36:14-21.

23. Fletcher SG. New prospects for speech by the hearing impaired. In: Lass N, editor. Speech and language, advances in basic research and practice. New york: Academic Press; 1983. p. 1-42. 24. Harley WT. Dynamic palatography--a study of linguopalatal contacts during the production of selected consonant sounds. The Journal of prosthetic dentistry. 1972;27(4):364-76.

25. Imai T, Wakumoto M, Niu K. Assessment of Ariticulation by use of Palatography. The Japan Journal of Logopedics and Phoniatrics. 2000;41:159-69.

26. EPG 研究会. 目で見る構音障害. 西宮, EPG 研究会, 2014.

27. 館村 卓,高 英保,平田 創一郎,原 久永,和田 健,森本 知花.スピーチエイド装着による鼻咽腔閉鎖機能の予備能形成.音声 言語医学,1997;38:337-43.

28. 館村 卓. 発声と構音. 森本 俊文,山田 好秋,二ノ宮 祐三,岩田 幸一監修;基礎歯科生理学,東京,医歯薬出版,2014.

29. Kitajima K, Fujita F, Tanaka K. Estimation of Subglottal Pressure by Intraoral Pressure. The Japan Journal of Logopedics and Phoniatrics. 1992;33:186-91.

30. Kitajima K, Fujita F. Estimation of subglottal pressure with
intraoral pressure. Acta oto-laryngologica.
1990;109(5-6):473-8.

31. Smitheran JR, Hixon TJ. A clinical method for estimating laryngeal airway resistance during vowel production. The Journal of speech and hearing disorders. 1981;46(2):138-46.

32. Isshiki N. REGULATORY MECHANISM OF VOICE INTENSITY VARIATION.

Journal of speech and hearing research. 1964;7:17-29.







(A)



(B)

# Fig.2









**(B)** 

/k/ 無声軟口蓋破裂音

(C) /s/ 無声硬口蓋摩擦音 /p/ 無声両唇破裂音







