

博士論文

舌 - 口蓋接触圧分布計測に基づく 口腔機能の解析と治療に関する研究

辻 竜之介

奈良先端科学技術大学院大学
情報科学研究科 情報処理学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に
博士（工学）授与の要件として提出した学位論文である。

辻 竜之介

審査委員：

千原 國宏	教授
湊 小太郎	教授
眞鍋 佳嗣	助教授
赤澤 堅造	教授(大阪大学)

舌 - 口蓋接触圧分布計測に基づく 口腔機能の解析と治療に関する研究*

辻 竜之介

内容梗概

本研究の目的は、舌 - 口蓋接触圧の計測に基づいて、発話時および摂食嚥下時における舌運動を解析し、口腔機能障害、とくに音声言語障害の治療に応用することである。

本研究では、まず、小型の力センサの開発を行い、プラスチック薄板上に力センサを配置した力センサー一体型人工口蓋プレートを製作した。さらに、舌 - 口蓋接触圧分布、舌が口蓋を押す力(舌力)と、その作用点を計測する舌 - 口蓋接触圧計測システムを開発した。これにより、従来計測することが不可能であった舌 - 口蓋接触圧の計測が可能となった。

次に、健常者の /t/、/d/、/n/ 音の発音時および水嚥下時の舌 - 口蓋接触圧の計測を行い、健常者の舌運動の解析を行った。計測の結果、舌力の作用点は口蓋形状の重心の位置とほぼ一致することを確認した。また、口蓋プレートに突起を設け、口蓋形状の重心位置を移動させた、非対称口蓋プレートを作成し、同様の計測を行い、舌運動の口蓋形状への適応性を調べた。その結果、舌力の作用点は移動後の口蓋形状の重心と一致した。

さらに、口蓋形状重心と舌力の作用点の關係に注目し、舌 - 口蓋接触圧計測システムの臨床応用を行った。構音障害者の舌力を計測し、障害者の舌力の作用点が、健常者に比べて口腔の奥に位置することを確認した。また、舌力の作用点が口蓋形状の重心に近づくよう舌接触補助床を作成した結果、語音明瞭度の改善を確認した。

以上より、舌力の計測は音声言語治療に有効であることが確認できた。本研究により開発した舌力計測システムは、音声言語治療の新たな手法となると考えられる。

キーワード

舌運動、舌 - 口蓋接触圧、舌力、舌力の作用点、口蓋形状の重心、構音障害、音声言語治療

* 奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報処理学専攻 博士論文, NAIST-IS-DT-0361020, 2005年12月21日

Analysis of the Oral Cavity Function and Medical Treatment based on Linguopalatal Contact Pressure Measurement*

Ryunosuke Tsuji

Abstract

This study measures pressure distribution at the time of linguopalatal contact and analyzes tongue movement in an attempt to develop a measurement system for clinical application.

A small force sensor and a force sensors-mounted palatal plate was developed to measure linguopalatal contact pressure. Linguopalatal contact pressure distribution, tongue force (amount of force exerted by the tongue against the palate), and the action point of tongue force were measured on a newly developed linguopalatal contact pressure measurement system. Linguopalatal contact pressure was measured using this system during production of the consonants /t/, /d/, and /n/ and during water swallowing. The action points of tongue force was mostly corresponded with the center of the palatal shape. Next, an asymmetrical palatal plate was prepared that shifted the center of palatal shape using a projection on the palatal plate. The same measurements used for the symmetrical plate showed that even though the center of palatal shape moved, the action point of tongue force and the center of palatal shape corresponded. The action point of tongue force in three articulation-disordered subjects were observed at a more dorsal tongue position than that in normal subjects. Moreover, following the placement of a palatal augmentation prosthesis, the speech articulation scores improved, and the action point of tongue force was found to approach the center of palatal shape using the prosthesis.

*Doctoral Thesis, Department of Information Processing, Graduate School of Information Science
Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-DT0361020, 21, Dec, 2005

Given these findings, the tongue force measurement system developed here offers promise as the new assessment and intervention technique in speech therapy.

Keywords

Oral Cavity, Tongue Movement, Linguopalatal Contact Pressure, Tongue Force, Action Point of Tongue force, Center of Palatal Shape, Articulation disorder, Speech Therapy

目次

第1章 緒論	1
第2章 顎口腔系の機能と計測法および構音障害に関する知見	3
2.1 緒言	3
2.2 顎口腔系による音声生成過程	3
2.3 顎口腔系による摂食嚥下過程	6
2.4 顎口腔系の計測技術	7
2.5 構音障害とその治療法	10
2.6 結言	13
第3章 舌 - 口蓋接触圧分布計測システム	14
3.1 緒言	14
3.2 本研究で使用する力センサの構造と特性	14
3.3 力センサー一体型人工口蓋プレート	19
3.4 舌 - 口蓋接触圧計測システムと舌力の算出方法	20
3.4.1 舌 - 口蓋接触圧計測システム	20
3.4.2 舌 - 口蓋接触圧分布と舌力の算出方法	22
3.5 検証実験とその結果	23
3.6 結言	25
第4章 力センサー一体型人工口蓋プレートによる舌 - 口蓋接触圧の計測	26
4.1 緒言	26
4.2 舌 - 口蓋接触圧計測実験	26
4.2.1 発声時における舌 - 口蓋接触圧計測	26
4.2.2 嚥下時における舌 - 口蓋接触圧計測	34
4.3 考察	38
4.4 結言	38
第5章 舌運動の口蓋形状適応性の解析	39
5.1 緒言	39
5.2 非対称口蓋プレート	39
5.3 発声時における舌 - 口蓋接触圧計測実験	40
5.4 嚥下時における舌 - 口蓋接触圧計測実験	46
5.5 考察	49
5.6 結言	49

第6章 舌 - 口蓋接触圧計測に基づく構音障害の治療	50
6.1 緒言	50
6.2 口蓋形状の正規化	50
6.3 臨床応用のための舌力計測システム	53
6.4 構音障害者を対象とした舌力の計測	55
6.5 考察	60
6.6 結言	60
第7章 考察	61
7.1 計測システムに関する考察	61
7.2 健常者を対象とした実験結果に関する考察	62
7.3 舌運動の口蓋形状適応性に関する考察	63
7.4 構音障害者の舌運動の計測結果に関する考察	63
第8章 結論	65
謝辞	67
参考文献	68
研究業績	72

目次

図2.1	音声言語生成に関する顎口腔器官の名称	4
図2.2	舌を構成する筋の名称	4
図2.3	日本語子音の構音位置	5
図2.4	側面X線写真とそのトレース図	8
図2.5	MRIによる顎口腔系の撮像結果の例	8
図2.6	超音波断層装置による顎口腔系の撮像結果の例	9
図2.7	パラトグラフと計測結果の例	9
図3.1	本研究で開発した力センサ	15
図3.2	開発した力センサの静特性検査結果	16
図3.3	開発した力センサの動特性検査結果	17
図3.4	開発した力センサのヒステリシス検査結果	18
図3.5	開発した力センサの耐久性検査結果	18
図3.6	力センサー一体型人工口蓋プレートの例	20
図3.7	舌 - 口蓋接触圧計測システム	20
図3.8	ドリフト信号除去の例	21
図3.9	口蓋面の三角分割の例	22
図3.10	舌 - 口蓋接触圧分布と舌力の作用点および口蓋形状重心の例	23
図3.11	検証実験の装置	24
図3.12	検証実験の結果	25
図4.1	舌 - 口蓋接触圧分布計測の結果(/ta/)	27
図4.2	/ta/発音時における舌力の作用点の推移	28
図4.3	/tʃi/発音時の舌 - 口蓋接触圧分布の例	29
図4.4	/tʃu/発音時の舌 - 口蓋接触圧分布の例	30
図4.5	/te/発音時の舌 - 口蓋接触圧分布の例	30
図4.6	/to/発音時の舌 - 口蓋接触圧分布の例	31
図4.7	発声時の最大舌力	32
図4.8	/t/ ,/d/ ,/n/発音時の舌力の作用点と口蓋形状重心	33
図4.9	水嚙下時における舌 - 口蓋接触圧分布	35
図4.10	水嚙下時における舌力の作用点	35
図4.11	水嚙下時における最大舌力と水量の関係	36
図4.12	嚙下速度と最大舌力の関係	37
図5.1	非対称口蓋プレート	39
図5.2	対称口蓋プレートと非対称口蓋プレートの断面の比較	40

図5.3	非対称口蓋プレート装着時の/ta/発音時の舌 - 口蓋接触圧分布	41
図5.4	非対称口蓋プレート装着時の/tʃi/発音時の舌 - 口蓋接触圧分布	41
図5.5	/t/ /d/ /n/発音時の最大接触圧のプレートによる違い	43
図5.6	/t/ /d/ /n/発音時の最大舌力のプレートによる違い	44
図5.7	非対称口蓋プレート装着時の舌力の作用点と口蓋形状重心	45
図5.8	非対称口蓋プレート装着時の嚙下による舌 - 口蓋接触圧分布	46
図5.9	嚙下時における最大接触圧と最大舌力のプレートによる違い	47
図5.10	非対称口蓋プレート装着時の嚙下時における舌力の作用点の推移	48
図6.1	口蓋特徴三角形の例	51
図6.2	口蓋特徴三角形の比較結果	51
図6.3	標準口蓋三角形への写像	52
図6.4	舌力計測プローブ	53
図6.5	PDAベース舌力計測システム	54
図6.6	各被験者の舌切除部位	56
図6.7	舌接触補助床(PAP)	58
図6.8	舌力の作用点の比較結果	59

表目次

表2.1	コミュニケーション障害者の要因別人数	11
表2.2	構音障害者の種類とその特徴	11
表2.3	語音明瞭度検査に用いる単音	12
表2.4	語音明瞭度検査に用いる単語	12
表4.1	発声実験の計測条件	26
表4.2	嚥下実験の計測条件	34
表6.1	構音障害者を対象とした舌力計測実験の条件	55
表6.2	構音障害者の舌力計測結果	57
表6.3	PAP使用時の舌力計測結果	58
表6.4	PAPの有無による語音明瞭度検査結果の比較	60

第1章 緒論

口腔には、音声言語の生成および摂食嚥下の2つの機能がある。どちらも日常生活において必要不可欠な機能であり、社会の情報化や高齢化に伴い、口腔機能の解析は重要な研究分野となっている。特に、音声生成機能、摂食嚥下機能の両方において、舌の運動が不可欠であり、舌の力制御機能の解明は、重要な研究分野となっている。現在までに、舌の形状や運動の計測については、X線[1]、磁気共鳴映像法(MRI)[2]、超音波[3][4]などの画像応用計測法が提案され、舌表面や声道の三次元形状などの計測に成功している。また、磁気センサ[5]、光センサ、高分子圧電センサなどを用いて舌面上の位置や曲率を計測する手法[6]も提案されている。舌が口蓋に接触するパターンの計測手法としてはパラトグラフ[7][8]が提案されており、言語解析や音声言語治療などに利用されている。

しかし、これまでに提案された計測法は、舌の形状や運動、下顎運動、口唇形状を計測対象としており、舌の力制御機能を計測する手法ではない。最近、圧力センサを口腔内に配置し、嚥下時や発声時の舌 - 口蓋接触圧を計測する試みも行われている[9][10]が、圧力センサの大きさや感度の問題から実用的な手法とはいえない。

音声言語の子音明瞭度は、舌と口蓋の接触位置および、その応力分布から決定されると言われており、音声言語治療の現場では、「舌を強く口蓋にあてる」というように舌の力制御に関する指導が切望されているが、舌が口蓋に接触する時の圧力を提示し、フィードバックすることができないのが現状である。

このような背景のもと、本研究では、

- (1)口蓋面に配置することが可能な、高感度で小型の力センサの開発。
- (2)舌 - 口蓋接触時の圧力をリアルタイムに計測するシステムの開発。
- (3)舌 - 口蓋接触時に舌が口蓋面に与える力の解析。
- (4)舌 - 口蓋接触圧計測システムの臨床への応用。

を目的とする。特に、音声言語治療において、舌 - 口蓋接触圧の計測および臨床応用した例はなく、本研究の成果は、音声言語治療技術の新たな一歩となることが期待される。

本研究の特長は、

- (1)力センサによる舌 - 口蓋接触圧のリアルタイム計測。
- (2)舌 - 口蓋接触圧分布と口蓋形状の重心との関連の解析。
- (3)臨床への応用

以上の3点である。特に臨床応用を目的とした計測システムは、PDAを用いており、

X線やMRIの装置に比べ格段に小さく、簡単な操作で容易に計測を行うことが可能である。

以下に各章の概要を示す。

第2章では、顎口腔系の機能として、音声生成及び摂食嚥下動作について概説する。まず、音声生成機能と摂食嚥下機能についての知見を述べ、発話機能障害とその検査法、治療法について述べた後、現在の音声生成機能における計測技術と、その問題点を明らかにする。

第3章では、力センサを用いた舌 - 口蓋接触圧計測システムについて、まず、本研究で開発した力センサの構造について述べ、力センサの特性評価により、本力センサが舌運動の計測に十分な性能を持つことを示す。その後、力センサー一体型人工口蓋プレートの特長について述べ、舌 - 口蓋接触圧計測システムの構成と、ドリフトの除去について述べる。そして、力センサー一体型人工口蓋プレートより得られる計測データの解析法について述べる。さらに、DeLaunayの三角分割法、線形結合を用いての舌 - 口蓋接触圧と舌力の計測および口蓋形状の正規化に手法について述べ、検証実験により本計測法の検証を行う。

第4章では、実際に計測を行った結果について述べる。まず、健常な被験者について、子音 /t/、/d/、/n/ 発音時の後続母音による接触圧分布図と舌力の特徴について示し、舌力の作用点と口蓋形状の重心の関係について述べる。また、水嚥下時についても計測を行い、嚥下時における舌力の作用点と口蓋形状の重心についても調べる。さらに、健常および障害者について舌 - 口蓋接触圧計測の結果を正規化し、比較した結果について述べる。

第5章では、口蓋形状の重心が移動するように変形させた人工口蓋プレートを用いて計測を行い、口蓋の形状が変化したことで、舌力の作用点がどのような影響を受けるかについて調べる。

第6章では、発話機能に障害をもつ被験者を対象とした計測の結果について述べ、舌力の作用点位置が口蓋形状重心に依存することを確認する。

最後に、第7章で本研究の成果をまとめる。

第2章 顎口腔系の機能と計測法および構音障害に関する知見

2.1 緒言

口腔の持つ機能は、音声生成と摂食嚥下機能に大別できる。本章では、まず、顎口腔系における音声生成機能と摂食嚥下機能について、舌 - 口蓋接触を中心に器官の構造を概説し、障害と治療法、計測技術についてそれぞれ概観する。2.2では顎口腔系器官の構造と音声生成機能について、2.3では摂食嚥下機能について述べ、2.4では、舌運動の計測技術について、従来の研究における問題点を明らかにし、2.5では、音声言語障害の種類とその治療法について述べ、舌 - 口蓋接触圧計測の重要性について述べる。

2.2 顎口腔系による音声生成過程

音声は、言語情報や個人情報、感情情報などを同時に伝えることが可能な、基本的かつ効率的な情報伝達手段である。図2.1に音声言語生成に関係する顎口腔系の器官名を示す。音声は、音源生成、調音、放射という3つの段階を経て生成される。第1段階の音源生成とは、肺から押し出された呼気を、声帯が周期的な開閉を行い、断続させることにより音源を生成する過程である。呼気が声帯を通過するとき、声帯の振動を伴うものを有声音といい、振動を伴わないものを無声音と呼ぶ。第2段階の調音は、声帯から口腔および鼻腔に至る空間で行われる。調音が行われる空間のことを声道と呼ぶ。声道は、2つの役割をもっている。1つ目は、音源に対する共振器としての役割で、声道の形状により共振周波数を変化させ、各音声に固有の特徴(音韻)を決定づける。2つ目は、肺からの呼気を操作し様々な言語音を作り出す役割で、明瞭な言語音を生成するためには不可欠な役割である。発話時には、声道の形状を瞬時に変化させる必要があり、口腔内の形状変化を行う舌運動は特に重要である。最終段階の放射とは、調音され言語情報をもった音波が、口唇より空間に放射されることであり、この過程により声が発せられる。

図2.2に舌を構成する筋を示す。舌は多数の筋より構成されている。これらの筋の巧みな協調運動が作りだす舌の動きに加えて、口唇の動き、口蓋帆挙筋などによる鼻咽腔閉鎖運動の結果、発声する音声が決まる。

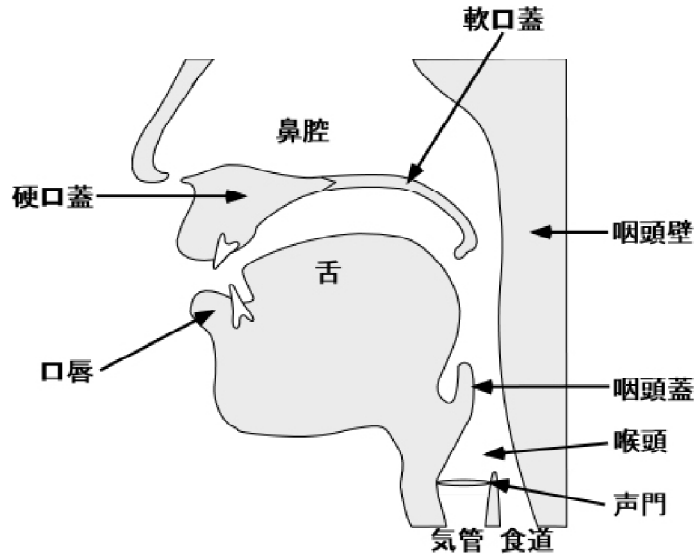


図 2.1 音声言語生成に関する顎口腔器官の名称(音響・音声工学[11]より)

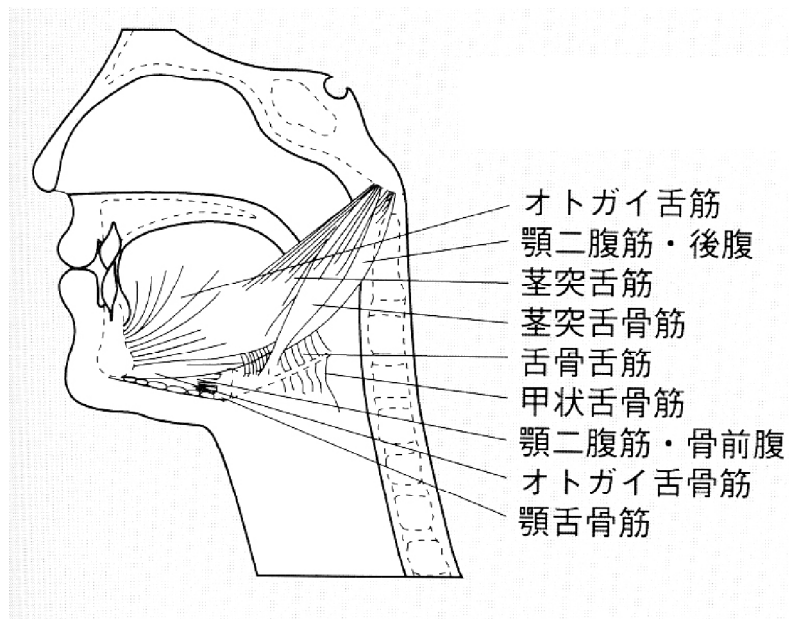
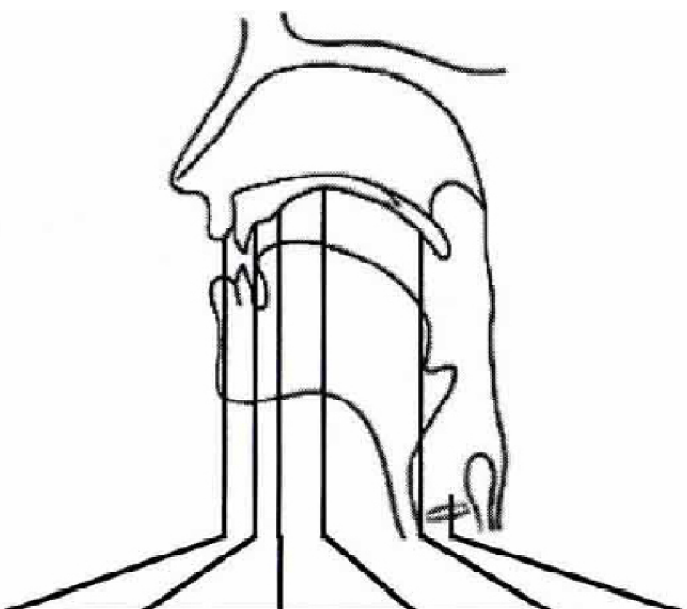


図 2.2 舌を構成する筋の名称 (摂食・嚥下リハビリテーション[12]より)

また、図2.3に日本語子音の分類を示す。日本語子音は、発声時に声帯振動を伴う有声子音と声帯振動を伴わない無声子音に分類可能であり、さらに調音方式および、調音位置により分類される。調音位置とは、調音によって生ずる声道の狭めの位置である。調音方式により分類される子音には、摩擦音、破裂音、破擦音、半母音、鼻音などがある。摩擦音は、舌によって声道内に狭めを作り、その狭めを空気が抜ける時に乱流が生じる雑音的な音である。破裂音は、舌や口唇によって声道を遮断することにより空気流を一時的に止め、圧力を高めて急激に開放する音である。摩擦音、破裂音の生成は、声帯振動の有無とは独立して行われる。鼻音は、軟口蓋を下げ、口腔のいずれかの位置で気流を遮断することにより鼻腔にも空気流が供給され、鼻孔から放射される音である。

また図2.3より、日本語子音において、調音位置の多くが歯や歯茎、口蓋にあることがわかる。舌と口蓋の接触位置と接触圧は、これら子音の明瞭度を決定する重要なパラメータとなる。つまり、舌 - 口蓋接触について計測を行うことは、多くの子音生成過程を解明することにつながると考えられる。



調音点		両唇	上門歯と 前舌	上歯茎と 前舌	硬口蓋と 中舌	軟口蓋と 奥舌	声門
調音方式							
破裂音	無声	p		t		k	
	有声	b		d		g	
摩擦音	無声	f	s	ʃ	ç		h
	有声	w	z	ʒ	j		
破擦音	無声		ts	tʃ			
	有声		dz	dʒ			
鼻音	無声			ŋ			

図2.3 日本語子音の構音位置(こえとことばの科学[13]より)

2.3 顎口腔系による摂食嚥下過程

摂食嚥下とは、飲食物を口腔内で咀嚼することにより食塊として形成し、その食塊を口腔から胃まで送る過程のことである。摂食嚥下は、食塊の移動あるいは通過により、先行期、準備期、口腔期、咽頭期、食道期の5期に分けられる。これら5期についての説明を以下に示す。

(1) 先行期

食物に対して視覚・嗅覚情報などにより認知を行い、口へ運ぶまでの一連の流れを行う期間である。

(2) 準備期

口腔に食物を取り込み、咀嚼を終えるまでの期間である。準備期に要する時間は、食物の種類、粘度、固さにより変動する。咀嚼回数などによる個人差もある。

(3) 口腔期

咀嚼によって形成された食塊を飲み込むために、舌運動により咽頭へと移送する期間である。また、この期間において、鼻腔に食塊が流入しないように軟口蓋が上昇し、鼻腔への通路を遮断（鼻咽腔閉鎖）する。

(4) 咽頭期

嚥下反射により食塊を咽頭から食道へと移送させる期間である。この期間の運動はほとんどが不随意運動で成立している。

(5) 食道期

蠕動運動により食塊を食道から胃へと移送する期間である。食道のもつ役割は、食塊を胃へとスムーズに送り届けること、および胃から食塊を逆流させないことである。

これら5期の運動が、一連の動作として正常に働くことによって、初めて嚥下が行われる。しかし、最近の疾病の重症化や高齢社会の到来により、これら一連の運動中に異常箇所が生じ「食物をうまく嚥下できない」、いわゆる嚥下障害を持つ患者が増加している。嚥下障害に陥る原因としては、顎や口蓋などの形態異常、脳性麻痺、脳卒中、パーキンソン病、生理的機能減退などがあげられる。嚥下障害に陥ると、人間本来が持つ「食べる楽しみ」を奪われることとなり、QOL (Quality of Life: 生活の質) を著しく低下させるばかりか、栄養補給が困難となり生命の危機に晒されることとなる。

2.4 顎口腔系の計測技術

顎口腔機能の計測では、計測の対象となる器官や機能によりさまざまな装置が開発されている。以下にそれらの計測技術を概説し、問題点について述べる。

顎口腔機能の計測に用いられる計測技術としては、X線ビデオ[1][12](図2.4)、磁気共鳴映像法(MRI)[2](図2.5)、超音波断層法[3][4](図2.6)などの計測法が提案されている。

X線ビデオ検査法では、連続的な撮像により、顎口腔系の運動を動的に観察することが可能である。しかし、X線被曝による人体への影響が問題となる。

超音波断層像は、人体には無害であるが、X線ほど画像が鮮明でなく、得られる情報量が少ない。また、舌と口蓋が接触した場合に舌表面の観測が困難となる。

MRIは、声道の形状などを高解像度で撮像が可能である。近年、計測装置の開発が進み、少ない計測時間での撮像や、動画の計測などを行うことも可能になっているが、大規模な装置が必要である。また、金属を使用した義歯などの補綴器具を着用した被験者を対象とした計測を行うことはできない。

次に、舌運動を計測する技術として、X線マイクロビーム[15]、磁気センサ[5]、パラトグラフ[7][8][14](図2.7)などが用いられている。

X線マイクロビームによる計測法は、舌表面に小さな金属ペレットを貼り付け、その動きをX線ビームを用い自動追跡することにより観測する方法である。マイクロビームを用いることでX線による被曝量を減らしているが、やはり人体に障害を起こす可能性を否定することはできない。

磁気センサによる計測法は、舌上に磁石を、外部に磁気センサを設置する方法と、舌表面に磁気センサを、外部に磁石を設置する方法がある。磁界の強さを計測することで舌の位置を検出し、舌の移動を計測する手法だが、計測点の数が限られるため、舌全体の動きを計測することが出来ず、口蓋との接触を検出することも困難である。

パラトグラフは、プラスチック製の薄い人工口蓋に電極を配置し、舌と口蓋の接触位置を計測する方法である。現在臨床の場において実用化されている計測法であるが、この方法では、舌が口蓋に接触したか否かの二値的な情報を得るのみであり、接触圧までは計測できない。また、唾液など水分による誤動作が問題となる。

また、最近では圧力センサを口腔内に配置し、嚥下時や発声時の舌 - 口蓋接触圧を計測した例[9][10]もある。しかし、圧力センサの感圧部が大きいために舌が感圧部全体に接触せず、圧力を正確に計測しているとは言い難い点や、圧力センサのサイズが大きく、口蓋面のような曲面への配置が困難である点、出力が小さく、微小な圧力が計測できない点。さらにS/N比の面からも実用的な手法とはいえない。

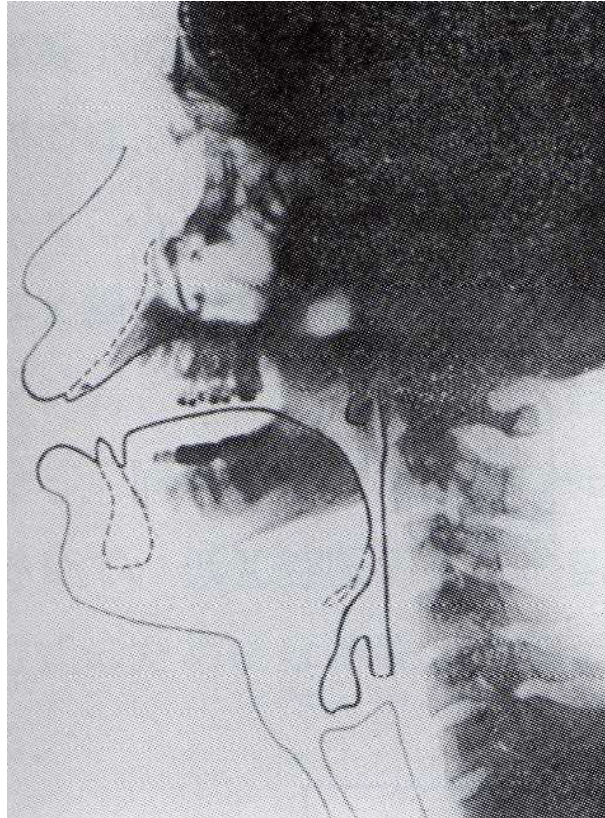


図 2.4 側面 X 線写真とそのトレース図の例(声の検査法[14]より)



図 2.5 MRI による顎口腔系の撮像結果の例

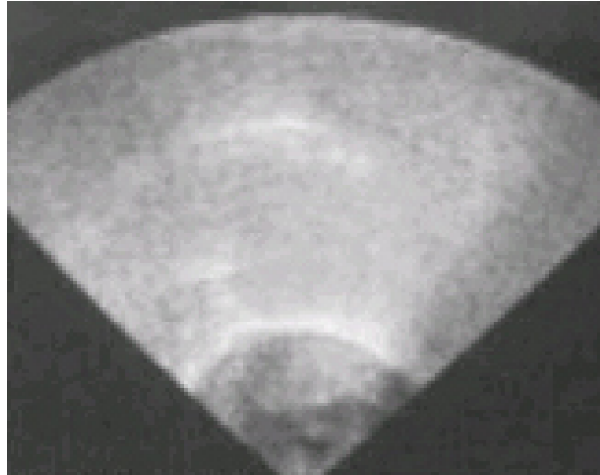
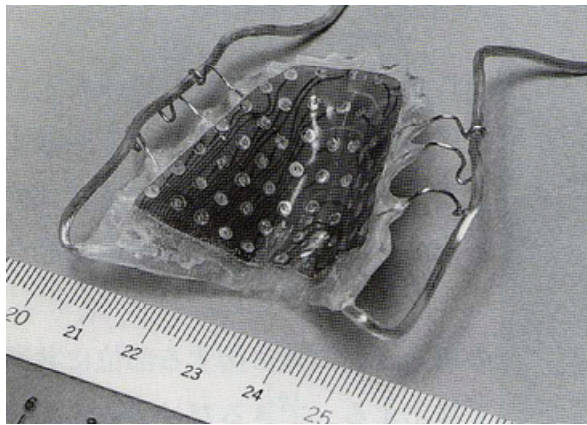
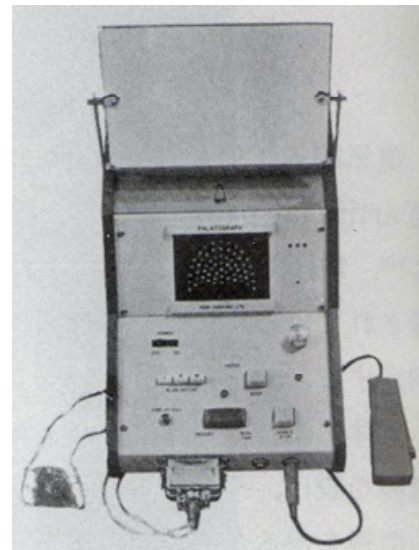


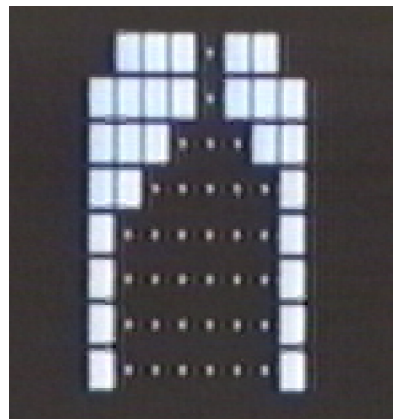
図2.6 超音波断層装置による顎口腔系の撮像結果の例



(a) パラトグラフ・プレート部



(b) 計測装置



(c) 計測結果

図2.7 パラトグラフと計測結果の例(声の検査法[14]より)

このように、顎口腔系に関するさまざまな計測法が提案されているが、これまでに提案された計測法は、舌の形状や運動、下顎運動、口唇形状を計測するにとどまっておらず、舌の力制御機能を計測する手法ではない。舌の力制御機能の解明は、音声言語学、生体工学、医学分野において重要な課題であり、舌の力制御機能を解析することのできるシステムの開発が切望されている。

2.5 構音障害とその治療法

日本におけるコミュニケーション障害者の人数は、25人に1人であると言われている[14]。表2.1に障害の要因とその人数を示す。その要因は様々であるが、その中でも発声器官、特に舌、咽頭、口蓋、唇、顎、歯などの構音器官の形状や運動に異常がある場合を構音障害という。構音とは、発声器官（舌、下顎、口唇、口蓋帆など）の運動により、咽頭、口腔の形態を変化させ、喉頭で作られた声に語音としての特性を与える過程をさし、ここでは、音声学でいう調音と同じ意味で使用する。

構音障害には、構音取得の過程で生じる先天性の構音障害と、構音習得後に生じる後天性の構音障害がある。先天性の構音障害には、器質性の疾患である口蓋裂や脳性麻痺、聴覚障害など先天性の形態や機能の異常によるものと、原因は特定できないが一般に機能性構音障害と呼ばれているものがある。後天性の構音障害には、舌腫瘍の切除後などにみられる構音障害や、中枢あるいは末梢神経の障害による麻痺や筋力低下、失調に伴う構音障害などがある。表2.2に、代表的な構音障害の種類とその特徴を示す。

構音障害であるかどうかを評価するためには、

- (1) 生育歴、既往歴、家族歴、言語環境など、背景となる情報の収集。
- (2) 口唇、舌、下顎、軟口蓋についての形態と機能、硬口蓋、歯（歯牙、歯列、咬合）の形態を検査。
- (3) 構音の検査。
- (4) 発話明瞭度検査[14]

が行われる。

構音検査は、会話や文章、単語、単音についてのスピーチサンプルを収集し評価をする聴覚的な検査に加え、構音時の舌や口唇の動きを視覚的に観察、鼻息鏡を使用して呼気の鼻漏出の有無や、口腔からの呼気流出方向などを確認して行う。また、パラトグラフを用いて舌 - 口蓋接触の状態を観察したり、内視鏡やレントゲン、超音波などによって発声器官の運動を調べることもある。

表 2.1 コミュニケーション障害者の要因別人数(日本聴能言語士協会会報 35[16]より)

要因	人数
失語症・麻痺性構音障害	5 万人
口蓋裂	1 0 万人
脳性麻痺	2 2 万人
発音の異常	3 3 0 万人
声の異常	2 2 万人
吃音	7 7 万人
難聴	5 5 万人
発達遅滞	3 3 万人
合計	5 5 4 万人

表 2.2 構音障害者の種類とその特徴(言語聴覚士指定講習会テキスト[17]より)

音声の種類	特徴
声門破裂音	声門部の破裂音。 鼻咽腔閉鎖機能不全に伴う代償構音として多発する。
咽頭摩擦音	舌根ならびに咽頭蓋と咽頭後壁との狭めによって作られる摩擦音。
咽頭破裂音	舌根と咽頭後壁との破裂音。 声門破裂音，咽頭摩擦音と同様の代償構音。
口蓋化構音	舌先で作られる歯音。 歯茎音が舌中央部と口蓋で作られる音に変化した構音の誤り。 鼻咽腔閉鎖不全のない口蓋裂術後症例に多発する。 機能性構音障害にもみられる。
鼻咽腔構音	軟口蓋と咽頭後壁で構音される際，舌が口蓋に密着し，口腔化を妨げられる。口蓋裂に多く見られるが，機能性構音障害にも多く見られる。早期に見られ，自然改善する場合もある。
促音化構音	舌が硬口蓋に幅広く密着し，構音は舌の側方部と臼歯部でなされる。口蓋裂にも機能性構音障害にも見られ，自然改善しにくい。

発話明瞭度検査は、語音明瞭度検査ともいわれる。大阪大学歯学部附属病院で用いられている方法では、単音、単語、文章について、それぞれスピーチサンプルを収集し、第三者による段階評価や聞き取りの正答率により評価を行っている。単音は、日本語直音67音(表2.3)を用い、単語は、日本音声言語医学会が挙げている50単語[18]から、構音障害、異常構音の診断に適していると思われる25単語(表2.4)を選び用いている。文章は「どうぶつえんにいきました。かずちゃんはパパとふたりでいきました。おさるさんがおひるごはんバナナをたべています」と「ちいさなさかながおりました。ぐるぐるまわってみずのなか。ぱんのかげらはないかしら。さがしておよいでおりました」の2つを用いる。評価は、複数人の評価者による評価の平均で行われる。単音および、単語では聞き取りの正答率を、文章では上記2文を5段階で評価した値(聴取可能であれば「1」、内容を知っていれば聴取可能な程度であれば「3」、聴取不可能な場合は「5」で評価)を用いる。

表2.3 語音明瞭度検査に用いる単音

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
に	へ	ぶ	げ	は	く	う	ら	じ	ぺ
11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
や	ど	よ	ひ	お	ぞ	ご	ろ	り	ぽ
21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
す	せ	ぱ	こ	れ	ざ	の	も	ぎ	る
31	32	33	34	35	36	37	38	39	40
び	ぬ	た	ぼ	か	し	と	だ	べ	え
41	42	43	44	45	46	47	48	49	50
め	き	で	ぶ	つ	け	び	ゆ	ま	ぐ
51	52	53	54	55	56	57	58	59	60
む	わ	ば	み	て	ず	そ	ふ	ね	い
61	62	63	64	65	66	67			
ぜ	が	ち	ほ	さ	な	あ			

表2.4 語音明瞭度検査に用いる単語

パンダ	バス	めがね	たいこ	とけい
テレビ	でんわ	コップ	ケーキ	くち
ごはん	さかな	つみき	ぞう	ズボン
しんぶん	ちょうちょ	ジュース	じてんしゃ	ふうせん
はさみ	ラッパ	りんご	あひる	えんぴつ

音声言語治療においてリハビリテーションに多く使われる音として、子音 /t/ , /d/ , /n/ が挙げられる。これら3音は、歯及び歯茎によって調音される破裂音であり、全て舌の先端部分を中心とした運動であり、障害が発生しやすいためである。

構音障害の中でも、舌切除手術後や舌運動麻痺、口蓋裂など、舌 - 口蓋接触に障害がある場合（器質性障害）の代表的な治療法として、口蓋閉鎖床や舌接触補助床、軟口蓋挙上装置などの使用がある。これらは主に、舌 - 口蓋接触圧や、鼻咽腔閉鎖圧が足りない場合に用いられ、患者の口蓋形状に合わせて作製される。患者の状態に最適となるよう仕上げるためには、実際に装着した上で何度も発話訓練を行う必要があり、その過程において、器具の形状を調整する必要が生じることもある。

現在、臨床現場では、言語聴覚士による音声の聞取り、舌や口唇の運動観察、パラトグラフによる舌 - 口蓋接触位置の2つから、発話が正しく行えているかを判断している。聞取りで発話に異常が確認されているにも関わらず、舌 - 口蓋接触位置に異常が見られない場合は、舌 - 口蓋接触圧が不足していることが考えられる。しかし 2.2 で述べたとおり、どの位置で舌 - 口蓋接触圧が不足しているかは、医師が経験に基づいて推測するしかないのが現状であり、大きな課題点となっている。

2.6 結言

本章では、顎口腔系の構造および音声の生成過程に関する知見と、顎口腔系の計測技術について概説した。2.2では、顎口腔系における各器官と音声生成過程の特徴を示し、日本語子音の分類について述べた。2.3では、顎口腔系による摂食嚥下過程について述べ、摂食嚥下障害と顎口腔系の関係について述べた。また、2.4では、顎口腔系における従来の計測方法について説明し、それぞれの持つ問題点について述べ、現在、舌の力制御機能を計測するのに十分なシステムが開発されていないことを指摘した。2.5では、発話機能障害について、特に構音障害とその代表的な治療法について述べ、舌 - 口蓋接触圧の計測が、構音障害の治療において重要であることを示した。

第3章 舌 - 口蓋接触圧分布計測システム

3.1 緒言

本章では、力センサを用いた舌 - 口蓋接触圧の計測について述べる。3.2では、力センサの構造と特徴、特性について述べ、3.3では、力センサー一体型人工口蓋プレートとその特徴について説明する。3.4では、舌 - 口蓋接触圧の計測システムの構成について説明し、舌 - 口蓋接触圧の解析方法について、計測値から舌 - 口蓋接触圧分布を求め、舌力とその作用点を求める方法について述べる。また、3.5では、本システムの検証実験を行った結果について述べる。

3.2 本研究で使用する力センサの構造と特性

舌が口蓋に接触する際の接触パターンと圧力の同時測定には、高感度かつ小型のセンサが必要となる。そこで本研究では、口蓋面の任意の位置に配置できるように、幅2.2mm、長さ4.5mm、厚さ1.1mmと、薄型で片持ち梁型の力センサを開発する。図3.1に本研究で開発した力センサの断面図を示す。舌が力センサに接触した際、応力伝達ブロックが舌からの力を梁に伝える役目をする。応力伝達ブロックは、高分子樹脂によりできており、直径1.5mm、高さ1.0mmの円柱型をしている。この応力伝達ブロックの断面積は 1.77mm^2 と小さいため、舌面は応力伝達ブロックに対して、一様に接すると考えることができる。片持ち梁となるステンレス薄板は、幅1.4mm、厚さ $50\mu\text{m}$ であり、高感度なセンサを実現することができる。

力センサは、主に口腔内で使用される。そこで、口腔内に含まれる唾液などの水分による特性変化をなくすため、防水処理を行っている。具体的には、梁の固定端にあたる部分で歪みゲージの金属部分が露出しないよう、エポキシ樹脂で覆うことにより実現している。また、梁の材料にはステンレス薄板を用いているため、酸化などの腐食が生じにくい。さらに、力センサは、プラスチック製のケース内に収められユニット化されている。この力センサユニットは、口蓋面、舌、歯冠部など、任意の位置に配置することができる。

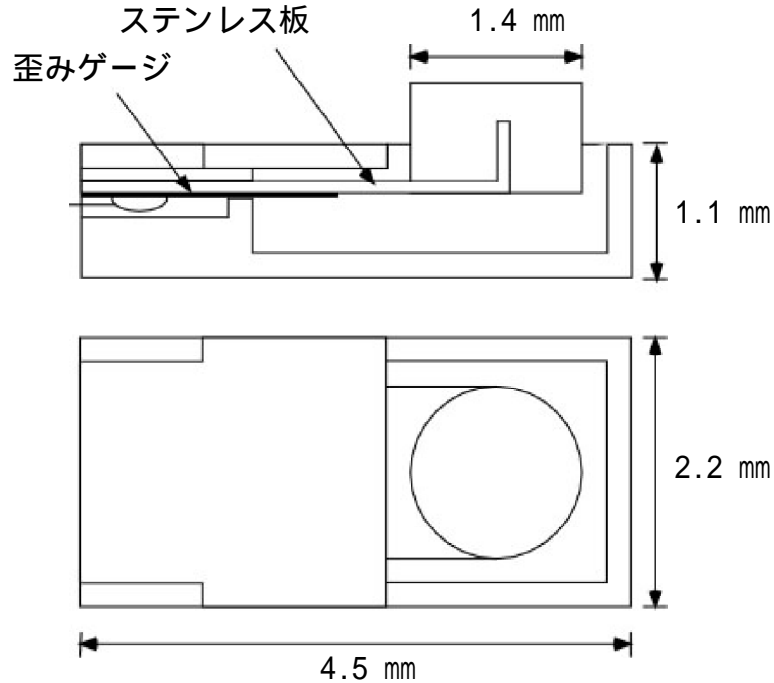
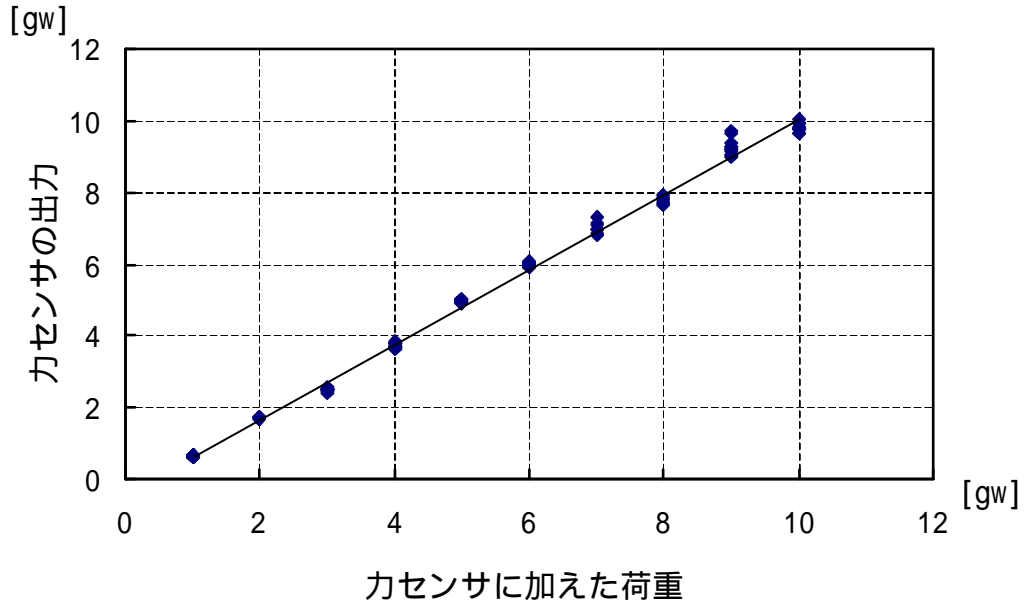


図3.1 本研究で開発した力センサ

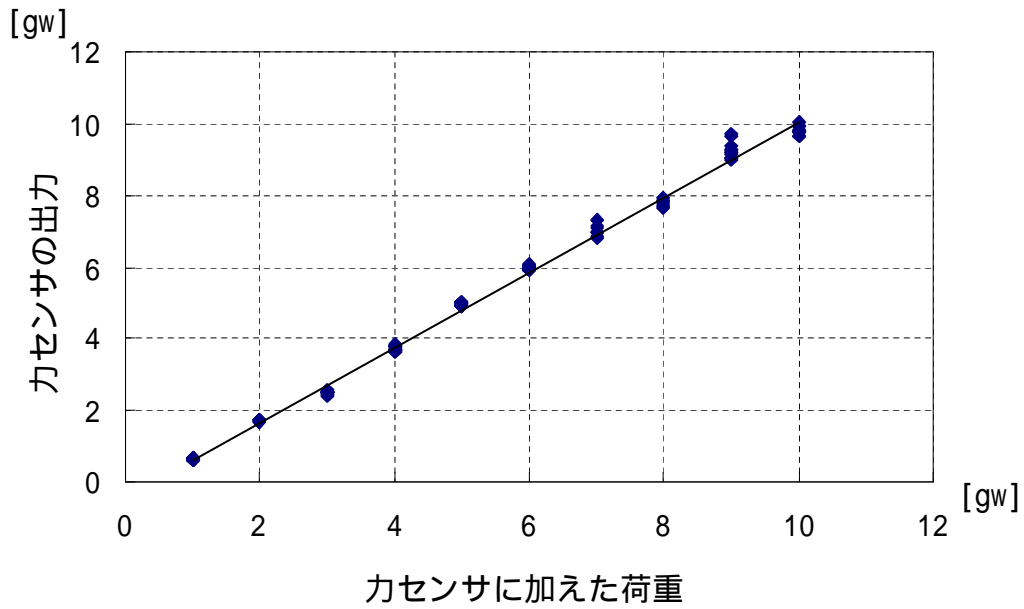
力センサの特性は、荷重対出力電圧について(静特性)とステップ応答(瞬時に荷重を変化させた時の応答)について(動特性)により評価を行う。また、ヒステリシスの計測と、連続使用による耐久性の計測を行う。ここで出力電圧は、ひずみ計の出力電圧であり、1gwの荷重を加えた時、出力電圧が1Vになるように較正している。特性実験は室温(25℃)で行い、空気中と生理食塩水中(濃度0.9%, pH 6.4)の2つの実験環境で行う。また、連続的に計測を繰り返し、力センサの耐久性についても評価を行う。

静特性評価は、力センサに荷重(1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10gw)を加えた時の出力電圧を測定する。測定は各荷重に対し10回ずつ行う。図3.2に結果を示す。これより、1から10gwの荷重に対し線形性を有し、空気中では誤差1.7%、生理食塩水中では誤差1.9%であることが確認できた。また、空気中と生理食塩水中では、特性の傾きの違いは5.0%であり、防水処理の有効性が確認できた。

次に、動特性は、力センサに5gwの荷重を加えた状態から瞬時に荷重を取り除いた時の応答を計測することで評価する。出力の最大値の90%から10%のレベルに変化するまでの時間を応答時間として評価した結果が図3.3である。これより、応答時間が0.19~0.22msであり、本力センサは舌の運動計測に対し十分な応答時間を有すると判断できる。また、生理食塩中でも同様な応答特性であることが確認できた。

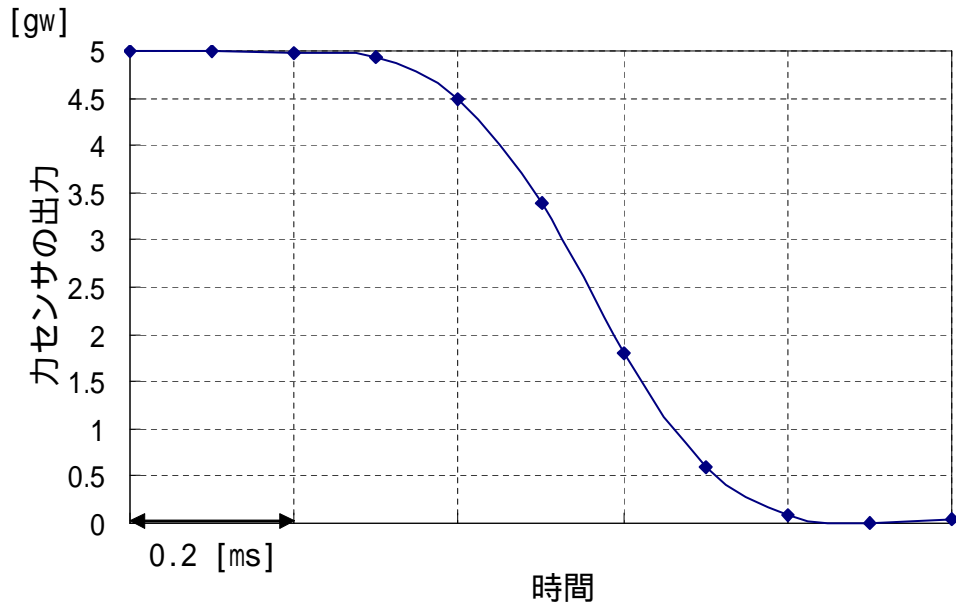


(a) 空気中

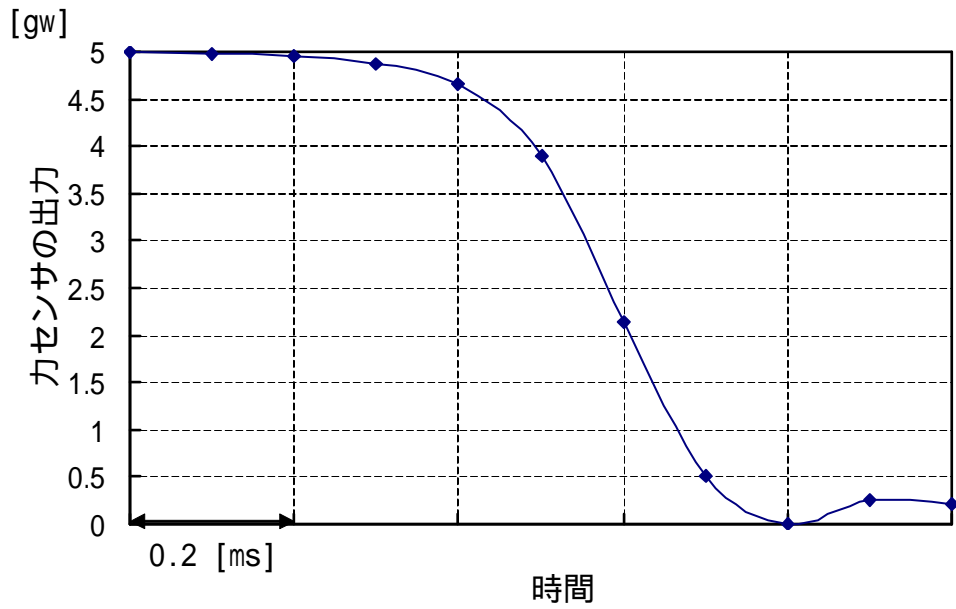


(b) 生理食塩水中

図 3.2 開発した力センサの静特性検査結果



(a) 空気中



(b) 生理食塩水中

図 3.3 開発したカセンサの動特性検査結果

ヒステリシス検査の結果を図 3.4 に示す．力センサに対し 1g 単位で 10g まで荷重を加え，同じく 1g 単位で荷重を開放し，計測した結果，ヒステリシスは 5.9% であることがわかった．最後に，力センサの耐久度を調べるため，荷重 10gw を加えた時の出力電圧の測定を一定の間隔で 1000 回繰り返し行った．図 3.5 に結果を示す．これより，1000 回の測定における平均誤差は 0.4% であり，舌 - 口蓋接触圧計測の実験に充分耐えうる性能を持っていることが確認された．

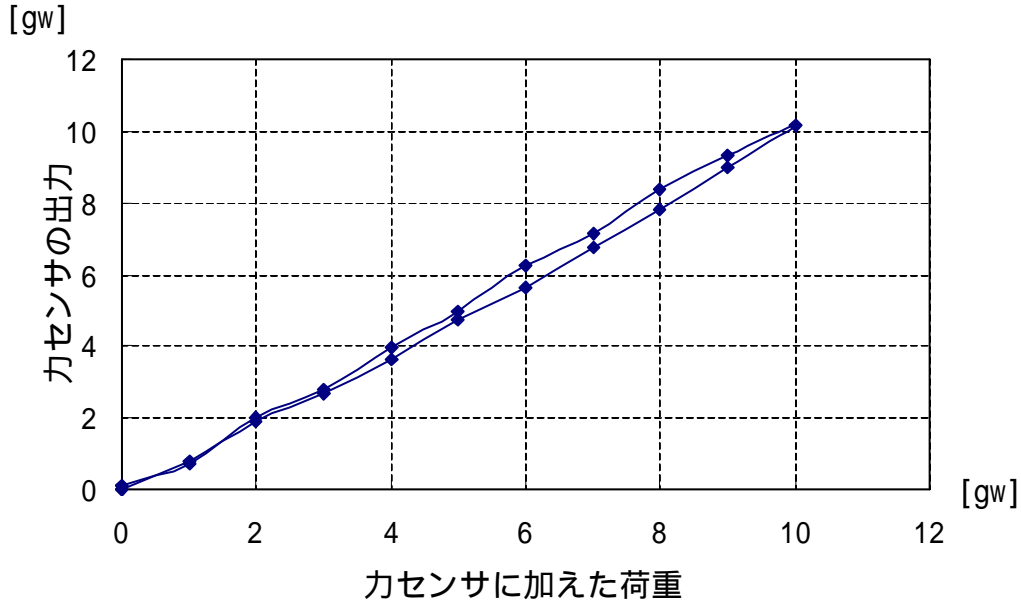


図 3.4 開発した力センサのヒステリシス検査結果

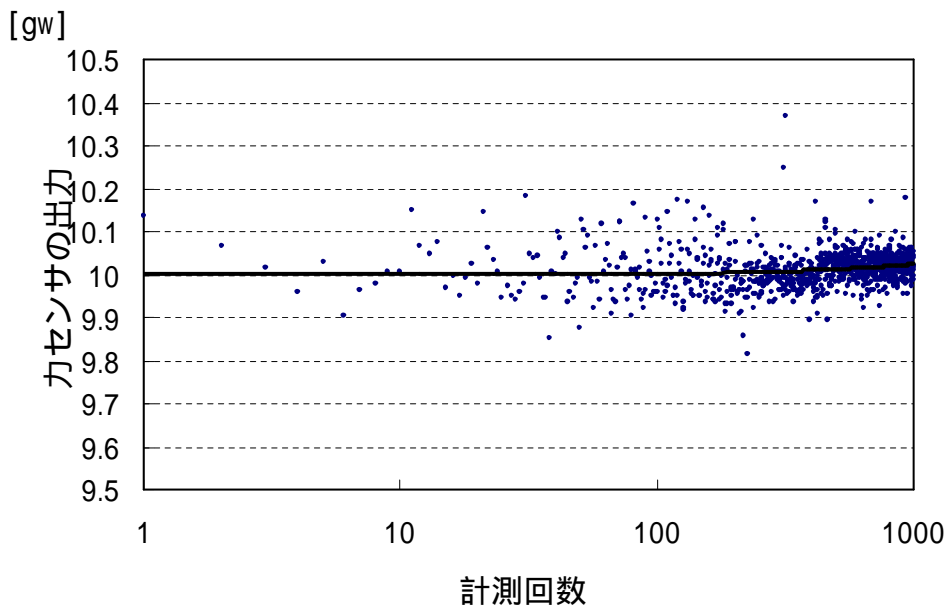


図 3.5 開発した力センサの耐久性検査結果

3.3 カセンサー一体型人工口蓋プレート

舌 - 口蓋接触圧を計測するためには、力センサを被験者の口蓋上に配置・固定しなければならない。しかし、被験者の口蓋上に力センサを直接配置・固定することは、非常に困難である。そこで、力センサー一体型人工口蓋プレートを用いて、被験者の口蓋上に力センサを配置・固定し、舌 - 口蓋接触圧の計測を行う。

力センサー一体型人工口蓋プレートとは、プラスチックの薄板（厚さ0.2mm）を口蓋に密着するように熱加工（形成）した人工口蓋プレート上に力センサユニットを配置したものである。口蓋形状は個人により異なるため、人工口蓋プレートは、個々の被験者に対して作製する必要がある。配置する力センサの数は、被験者の口蓋の大きさや形態、測定対象などに応じて自由に設定することができる。本実験では、16個の力センサを、歯茎部を含む前歯から左右6歯までの範囲に、10mm間隔となるように、また、正中線に対し左右対称になるように配置している。図3.6に実際に使用した力センサー一体型人工口蓋プレートの一例を示す。本研究では、子音 /t/、/d/、/n/ と嚙下時の舌 - 口蓋接触圧をターゲットとしている。子音 /t/、/d/、/n/ は構音の際に口腔内を一時的に閉鎖し、口腔内圧を高めた後、放出する必要がある音である。これらの音は障害の発生しやすい音として知られており、構音障害の検査やリハビリにも使用される音である。子音 /t/、/d/、/n/ の構音時には、舌尖部と前歯歯茎部周辺が接触を行うため、力センサを図3.6のように配置している。この力センサー一体型人工口蓋プレートを被験者の上顎に装着することにより実験を行う。

力センサー一体型人工口蓋プレートの特徴として、次の1)から5)があげられる。

- 1) 脱着を容易に行うことができる。
- 2) 装着中、力センサー一体型人工口蓋プレートが口蓋部に密着するため外れにくい。
- 3) 力センサー一体型人工口蓋プレートに配置された力センサの位置ずれが生じない。
- 4) 力センサの位置を任意に決めることができ、さらにその位置を計測することが可能である。
- 5) 測定の時期を変えて測定する場合、力センサの配置に再現性がある。

以上の点から力センサー一体型人工口蓋プレートは舌 - 口蓋接触圧計測実験に適している。また、力センサー一体型人工口蓋プレートを装着した時に発生する違和感を低減するために、力センサー一体型人工口蓋プレートを使用する際の計測を行う際には、計測前の数時間、力センサー一体型人工口蓋プレートを被験者に装着させて発話を慣れさせている。十分に慣れた後に計測を行うので、力センサー一体型人工口蓋プレートが発話および嚙下動作に与える影響は少ないと考えられる。

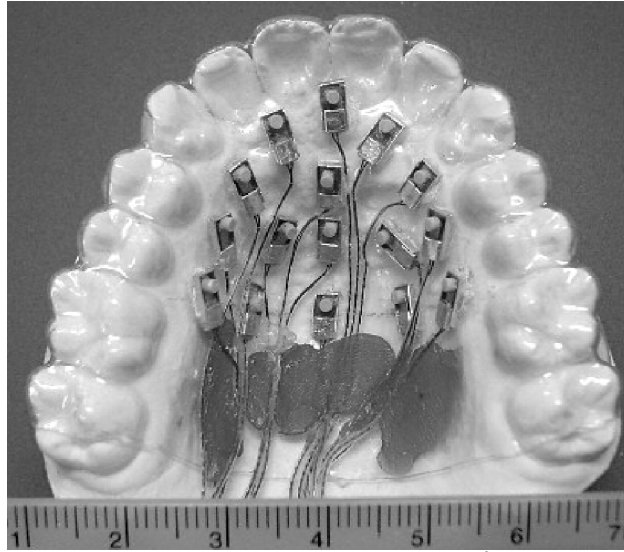


図 3.6 カセンサー体型人工口蓋プレート の例

3.4 舌 - 口蓋接触圧計測システムと舌力の算出方法

3.4.1 舌 - 口蓋接触圧計測システム

図3.7にカセンサー体型人工口蓋プレートによる舌 - 口蓋接触圧計測システムを示す .カセンサー体型人工口蓋プレートに配置したカセンサは ,個々のブリッジ回路に接続されており , ストレインメータを介してデータ収集ボードに接続されている .

発声時における舌 - 口蓋接触圧計測実験では , 音声も同時に計測を行う . 音声は , マイクロホンと音声アンプを介してコンピュータに入力する .カセンサと音声の出力信号は , 量子化 12bit , サンプル周波数 10kHz で計測可能である .

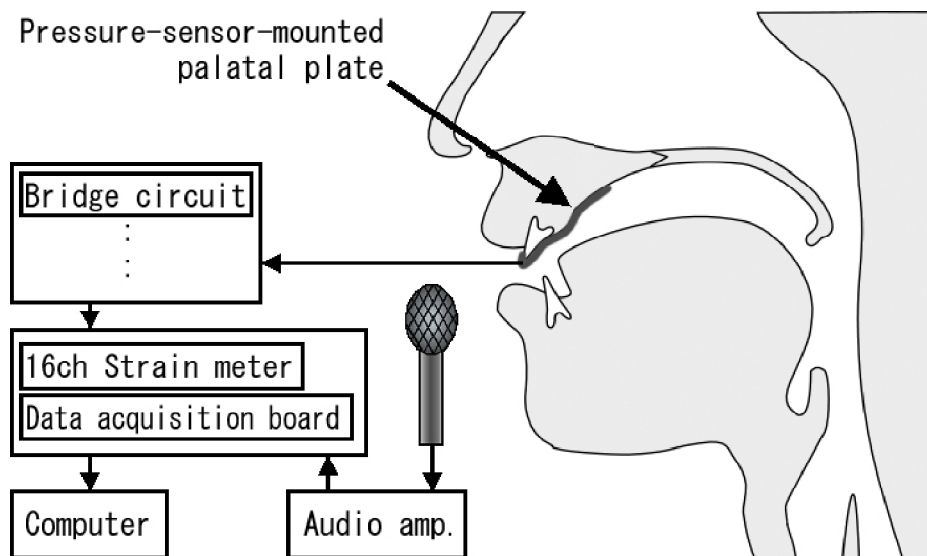


図 3.7 舌 - 口蓋接触圧計測システム

舌 - 口蓋接触圧の計測実験では、計測信号にドリフトが生じる。ドリフトが生じる原因としては、口腔内の温度変化が影響していると考えられる。具体的には、音声生成時の呼気・吸気により口腔内に温度変化が起こると推測される。温度変化によるドリフトは、荷重に換算して平均0.5gw以下であり、舌 - 口蓋接触圧の時間変化に比べ緩やかに変化するので、舌が口蓋に接触しない(接触圧がゼロ)状態を検出して、温度ドリフトを補正することができる。図3.8にドリフト除去の結果を示す。ドリフト除去の手順は、以下に示す通りである。

- 1) 出力信号の最初の50msまでの間には、計測機器のゼロ調整の誤差による立ち下がり、もしくは立ち上がりが生じるため、0 ~ 50msの区間の信号を0に置き換え、ドリフト信号除去処理の対象からはずす。
- 2) 出力信号の最大値と最小値から中間値を求め、最大値の前後にある中間値で信号を3つの区間(A: 開始から最大値前の中間値、B: 中間値に挟まれた区間、C: 最大値後の中間値から終了)に分解する。
- 3) 区間A、区間Cにおける最頻値をそれぞれの区間のゼロ値とし、区間Bは、区間Aの終点と区間Cの始点を結ぶ直線をゼロ値とする。

以上の手順により、区間A・区間B・区間Cにおける3直線を出力信号より差し引くことで、ドリフトの影響を補正することができる。

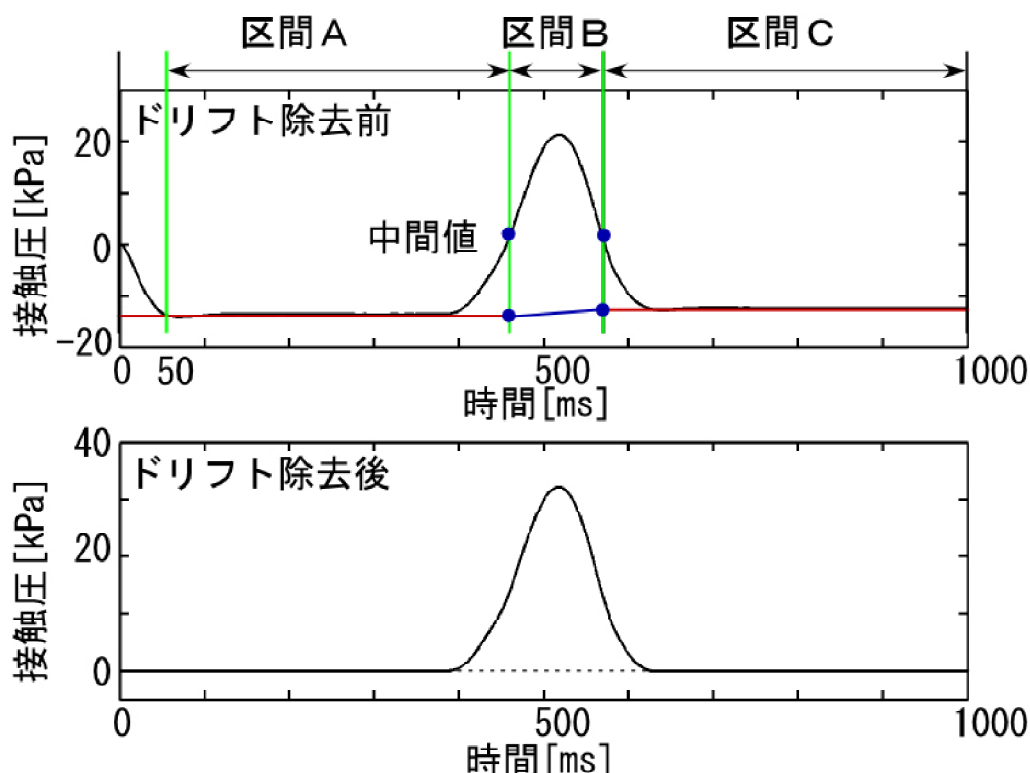


図3.8 ドリフト信号の除去の例

3.4.2 舌 - 口蓋接触圧分布と舌力の算出方法

計測結果から舌 - 口蓋接触圧分布を求めるために、まず、力センサー一体型人工口蓋プレート上の各センサの3次元位置（応力伝達ブロックの位置）を3Dスキャナで計測する。次に、DeLaunay三角分割法を用い、口蓋面を最近三点を頂点とする三角要素に分割する（図3.9）。三角要素内の任意の点での圧力は線形結合によって求めることが可能であり、この操作を全ての三角要素について行うことで、口蓋面内での舌 - 口蓋接触圧分布が求まる。本研究では、力センサの配置された領域内300 × 300点について計算を行うことで舌 - 口蓋接触圧分布を求めている。

舌が口蓋を押す力を一つの力ベクトルで表現し、舌 - 口蓋接触圧分布より推定することは、舌の力制御機能の解析や比較において有用と考えられる。舌が口蓋を押す力を舌力と定義する。口蓋面上における舌力の作用点を動的に求めることで、舌力の作用点の移動から、発話における舌力の変動、すなわち、舌の力制御機能を解析できることが期待でき、舌 - 口蓋接触圧分布では、定量的に扱うことのできない接触圧の動きを評価することができる。

舌力は、計測値を三角要素の面積で面積分することで求めることが可能である。また、その作用点は計測値の位置座標による加重平均によって求めることが可能である。図3.10に舌力の作用点と口蓋形状の重心の例を示す。

舌力の作用点（×印）と口蓋形状の重心（+印）を比較することで、舌力のバランスを評価することが可能である。

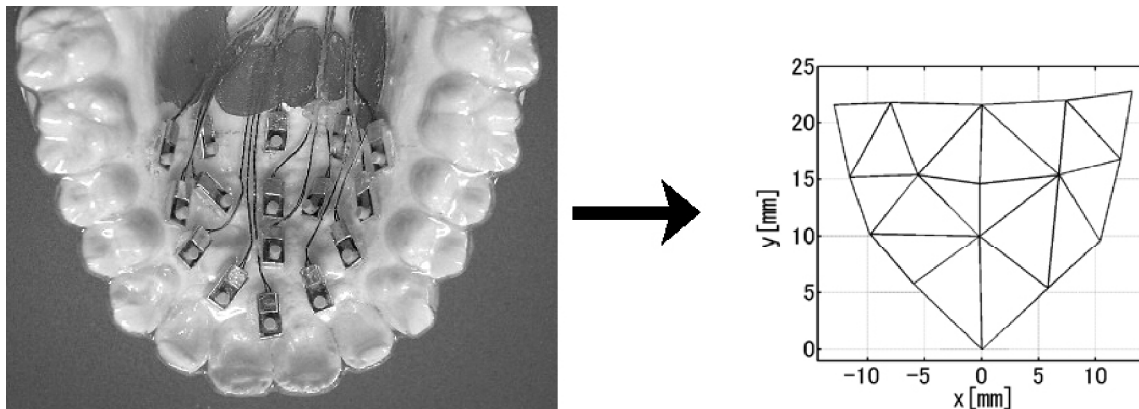


図3.9 口蓋面の三角分割の例

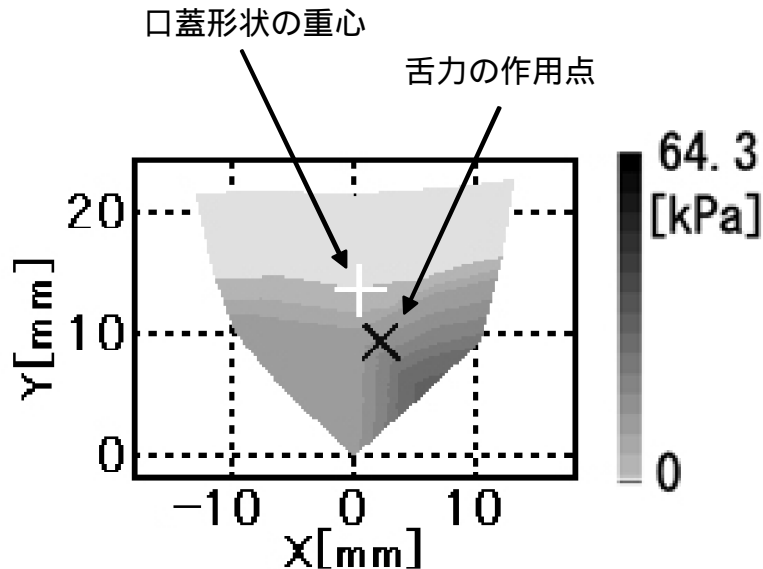


図3.10 舌 - 口蓋接触圧分布と舌力の作用点および口蓋形状重心の例

3.5 検証実験とその結果

舌力の計測法について、正しく計測が行えているかどうかの検証実験を行う。力センサー体型人工口蓋プレート（成人男性3名，女性4名）の三次元形状から曲率半径を求めた結果，16～21mmの範囲であった。そこで，口蓋に見立てた半径20mmの凹球面をもつ石膏台座と，それに合わせた16個の力センサを10mm間隔で配置した人工口蓋プレートを製作した。この石膏台座と人工口蓋プレートを用いて，舌力とその中心位置の推定法について妥当性を調べる。

図3.11に検証実験のシステム図を示す。実験方法は，人工口蓋プレートを装着した石膏台座に舌に見立てた柔軟性を有する物体（水風船）を介して荷重（20～200gw）を加え，力センサの出力値を測定する。そして，力センサアレイによる推定値と実際の荷重を比較することにより評価する。また，石膏台座を15度傾けた状態で50gwの荷重を加え，力の方向が正しく計測できているかを評価する。

図3.12に加えた荷重と力センサアレイによる計測値を比較した結果を示す。結果より，荷重20～200gwにおいて線形性を有し，計測誤差4.7%以内であることを確認した。これより，本研究で提案した舌力の計測法が有効であることが示された。

また，力の方向についての計測結果は，石膏台座を水平に置いた状態では誤差0.5度，15度傾けたときの誤差は1.6度であり，力の方向を計測することも可能であることが示された。

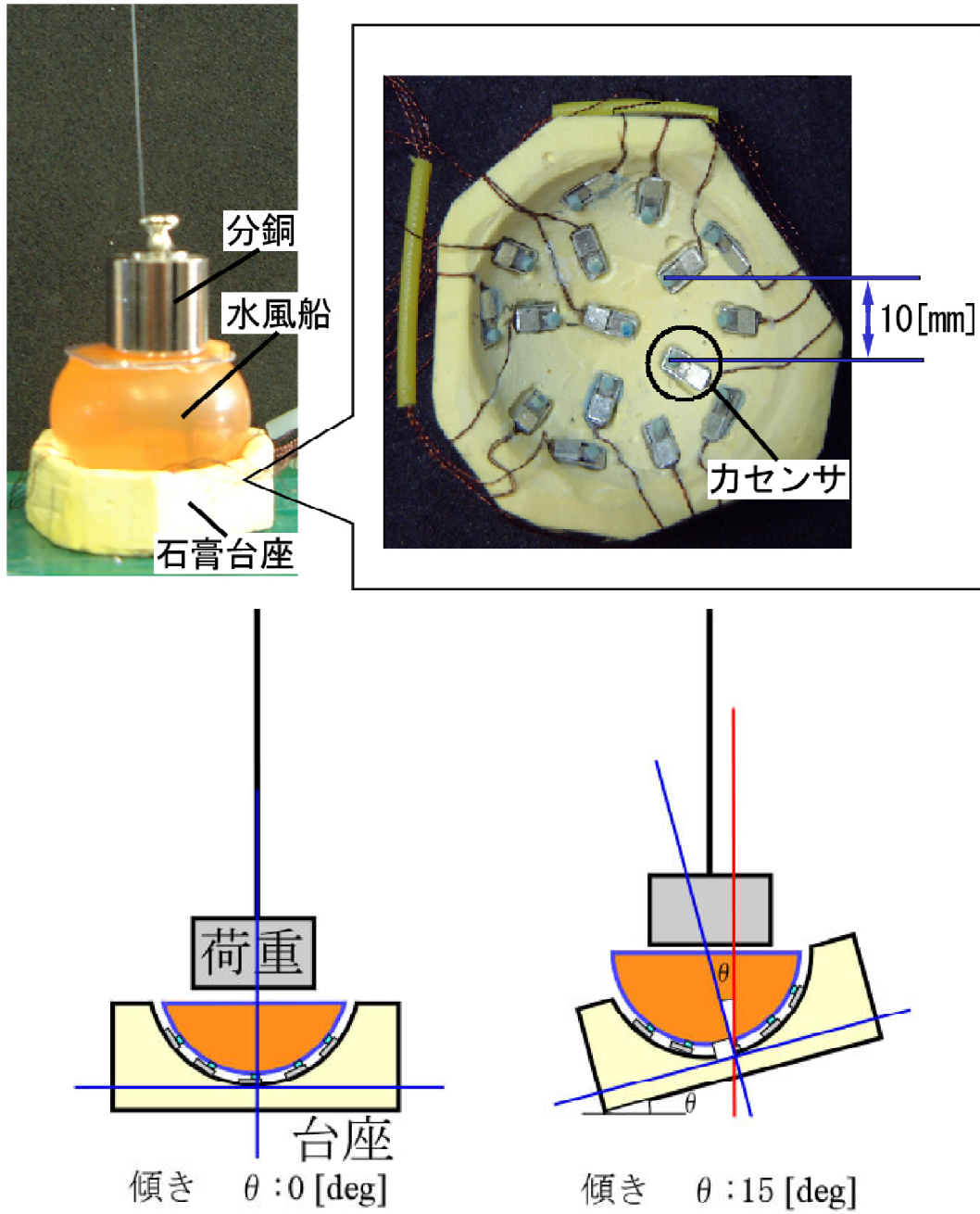


図 3.11 検証実験の装置

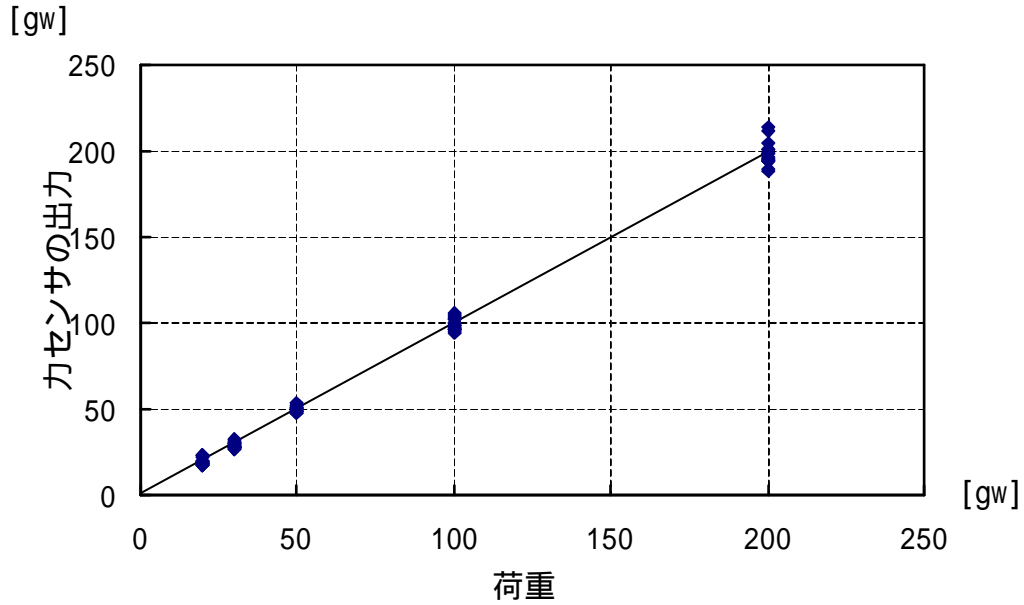


図 3.12 検証実験の結果

3.6 結言

本章では,カセンサによる舌 - 口蓋接触圧計測システムについて述べた .3.2では開発したカセンサについて,その構造と特性について示した .本研究で開発したカセンサの特性は,空気中と水中で大きく変化することがなく,口腔内での使用にも問題ない性能であり,舌運動を計測するのに十分な性能を持つことを確認した .3.3では,カセンサを 16個配置したカセンサ一体型人工口蓋プレートについて概説した .人工口蓋プレートは,被験者の口蓋面をかたどっているため,カセンサの脱着が容易,カセンサの配置に再現性があるなど,舌 - 口蓋接触圧の計測に適していることを述べた .3.4では,舌 - 口蓋接触圧計測システムの構成について概説し,計測時に生じるドリフト信号の除去,De launay の三角分割を利用した線形結合により舌 - 口蓋接触圧分布を求める方法,さらに舌力とその舌力の作用点を求める方法を示した .さらに 3.5では,計測システムの検証実験を行うことで,本解析方法の有効性を確認した .

第4章 カセンサー一体型人工口蓋プレートによる 舌 - 口蓋接触圧の計測

4.1 緒言

本章では、舌 - 口蓋接触圧計測実験の結果について述べる。まず、発話機能に障害をもたない健常者を被験者として行った計測について、4.2.1では、発声実験の計測条件と結果について示し、4.2.2では、水嚥下実験の計測実験と結果について示す。最後に4.3でそれぞれの結果について考察する。

4.2 舌 - 口蓋接触圧計測実験

臨床応用を行う前に、健常者による計測を行い、舌 - 口蓋接触圧分布と舌力、口蓋形状の重心などの解析を行い、発話および嚥下動作時における舌運動の傾向を調べる。

4.2.1 発声時における舌 - 口蓋接触圧計測

表4.1に実験条件を示す。被験者は、発話におよび摂食嚥下機能に異常のない成人男女6名である。発声実験では、子音 /t/、/d/、/n/ と後続5母音の計15音を検査語として使用する。子音 /t/、/d/、/n/ は、構音の際に歯茎部と舌尖部の接触を必要とする音である。特に子音 /t/、/d/ は破裂音であり、口腔内を一時的に閉鎖し、口腔内圧を高めた後、放出する必要がある。また、/n/ は鼻音であり、舌 - 口蓋接触の位置は /t/、/d/ 発音時と同じだが、鼻咽腔閉鎖の有無に違いがある。舌尖を用いて口腔を閉鎖することから、これらの音は障害の発生しやすい音として知られており、構音障害の検査あやりハビリにも使用される音である。

計測の際には、同じ音を連続して計測しないようにしている。これは、同じ単音を連続発声することにより、舌が慣れることを防ぎ、音による計測データのばらつきをなくすためである。

表4.1 発声実験の計測条件

被験者	成人男女6名(男女3名ずつ)
検査語	日本語子音/t/、/d/、/n/と後続5母音、計15音
実験環境	室内(25)
入力信号	カセンサ16ch、音声1ch
サンプリング条件	サンプリング周波数10kHz、量子化12bit
計測時間	1s

発話時の舌 - 口蓋接触圧の計測結果について述べる . 図 4.1 に無声破裂音 /ta/ 発声時の舌 - 口蓋接触圧分布と舌力の計測結果を示す . 上段に音声波形 , 中段に舌力波形 , 下段に舌 - 口蓋接触圧分布を示す . 音声および舌力波形に示される番号が下段に示す舌 - 口蓋接触圧分布に示される番号に対応している . 接触圧分布图中的 × 印は舌力の作用点を , + 印は口蓋形状の重心を表す .

舌 - 口蓋接触圧分布に着目すると , 舌が歯列先端部から両側面に向け接触を開始し (① - ②) , 力を強めながら接触が行われる (③ - ④) . その後 , 後方より舌が離れていく様子が観察できる (⑤ - ⑧) . 接触圧分布上に示される × 印は舌力の作用点を表し , + 印は口蓋形状の重心を表す . 結果より , 舌力の作用点が正中線上を前方から後方に推移していく様子が確認できる . また , 舌力の作用点に注目すると , ほとんど移動していないことがわかる .

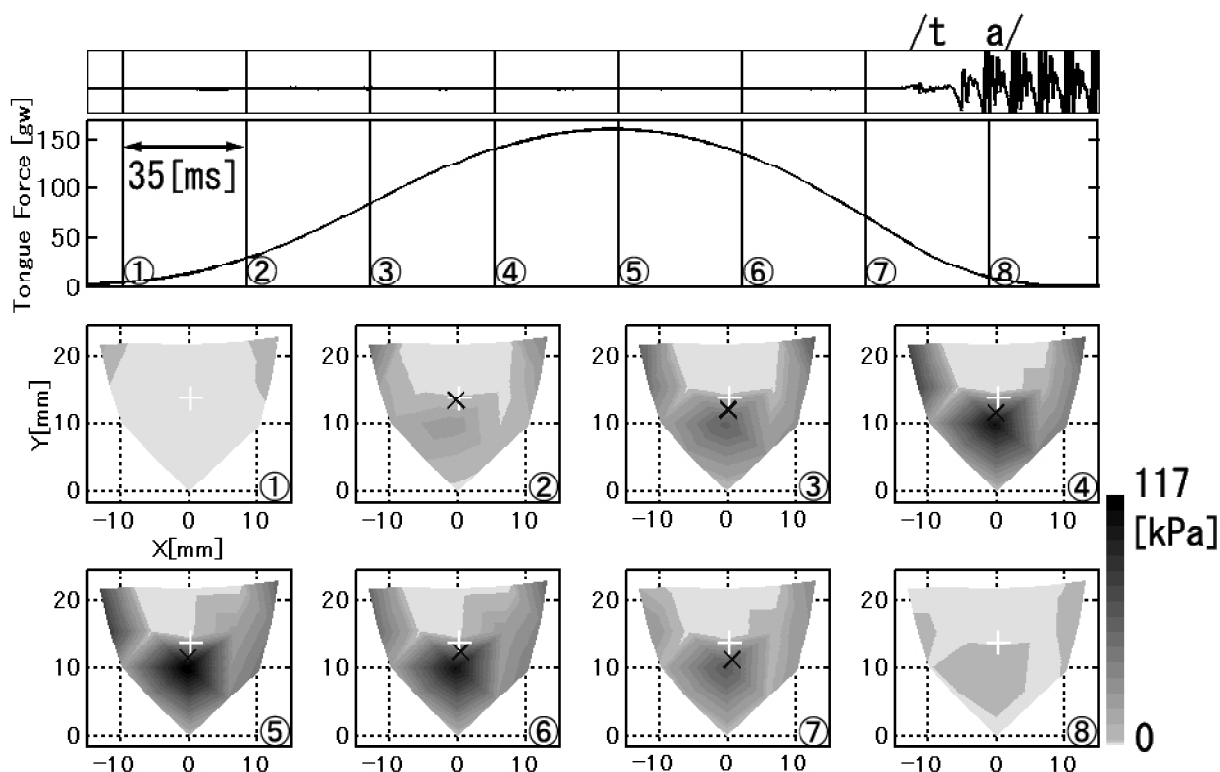


図 4.1 舌 - 口蓋接触圧分布計測の結果 (/ta/)

図4.2に /ta/ 発音時の舌力の作用点の推移を示す。左右(X)方向へは、接触の開始と終了時に移動するものの、接触の最中は1mm位置に留まっていた。前後(Y)方向は、12mm付近を中心に後方から前方に1mm程度だが移動している。前後方向にのみ移動することから、舌 - 口蓋接触は正中を境としてほぼ左右対称に行われていることがわかる。また、移動しているとはいえ微小な範囲であり、口蓋形状の重心は $x=1.3\text{mm}$ 、 $Y=14.3\text{mm}$ の位置にあることから、舌力の作用点は口蓋形状重心と非常に近い位置にあるといえる。

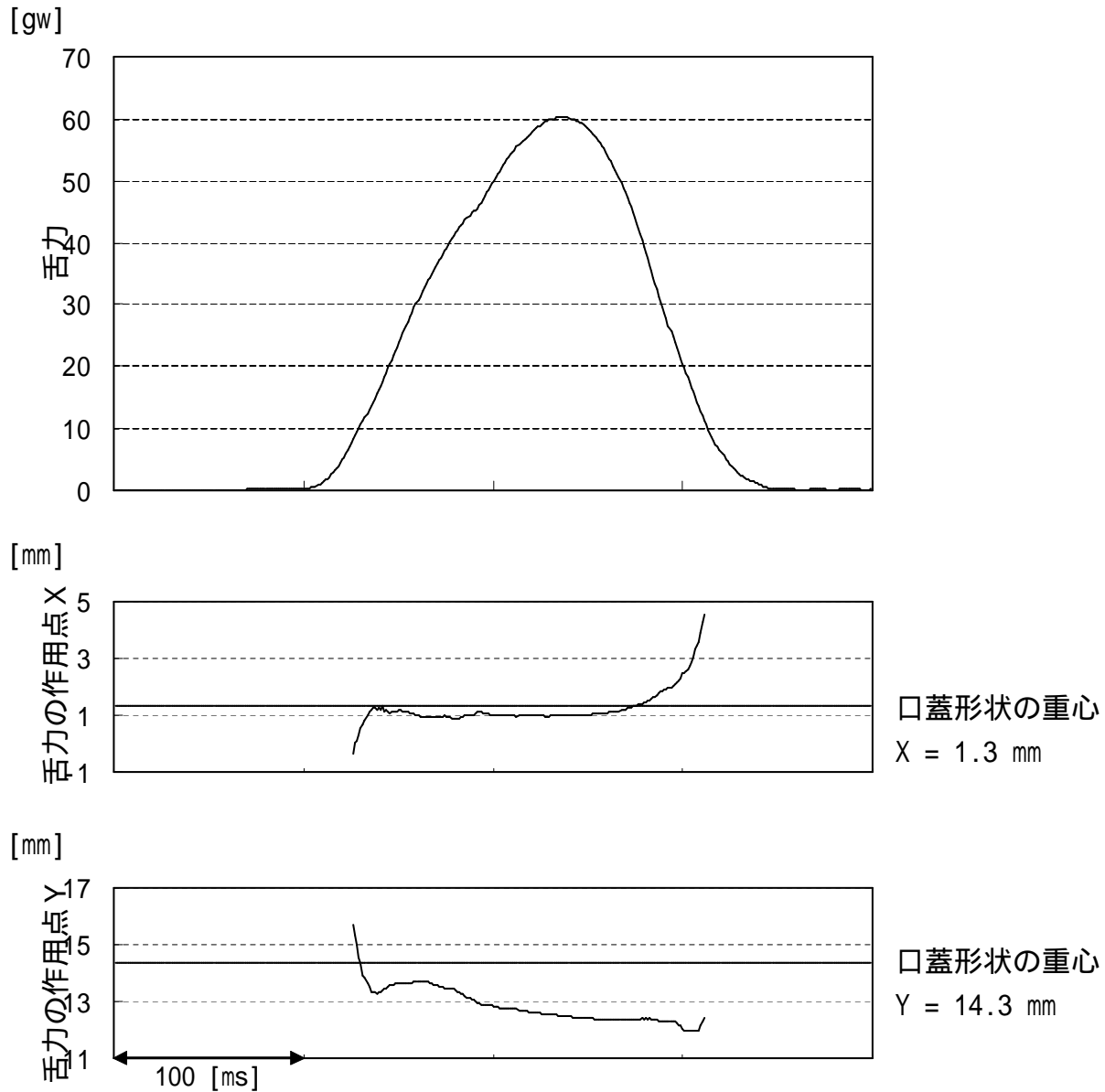


図4.2 /ta/ 発音時における舌力の作用点の推移

図 4.3 ~ 4.6 に無声破裂音 /tʃi/ , /tʃu/ , /te/ , /to/ の舌 - 口蓋接触圧分布図を示す .これらの結果より ,後続母音の影響により ,それぞれ異なった舌 - 口蓋接触圧分布であることが確認できた .また , /tʃi/ 音について /ta/ 音と比べてみると ,接触時間が長く , /tʃi/ 発声後も舌は ,口蓋後方に接触することを確認した .このように , /tʃi/ においては ,発声後も調音を行っていることが示された .

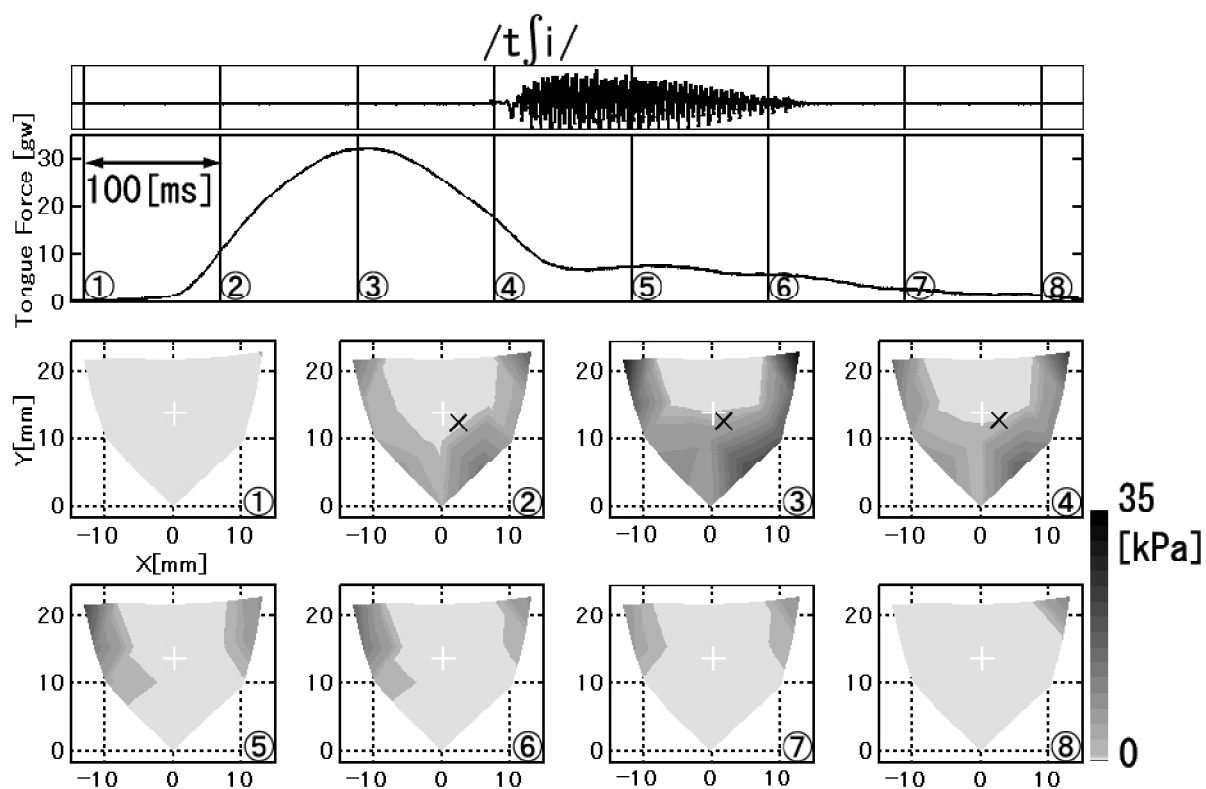


図 4.3 /tʃi/ 発音時の舌 - 口蓋接触圧分布の例

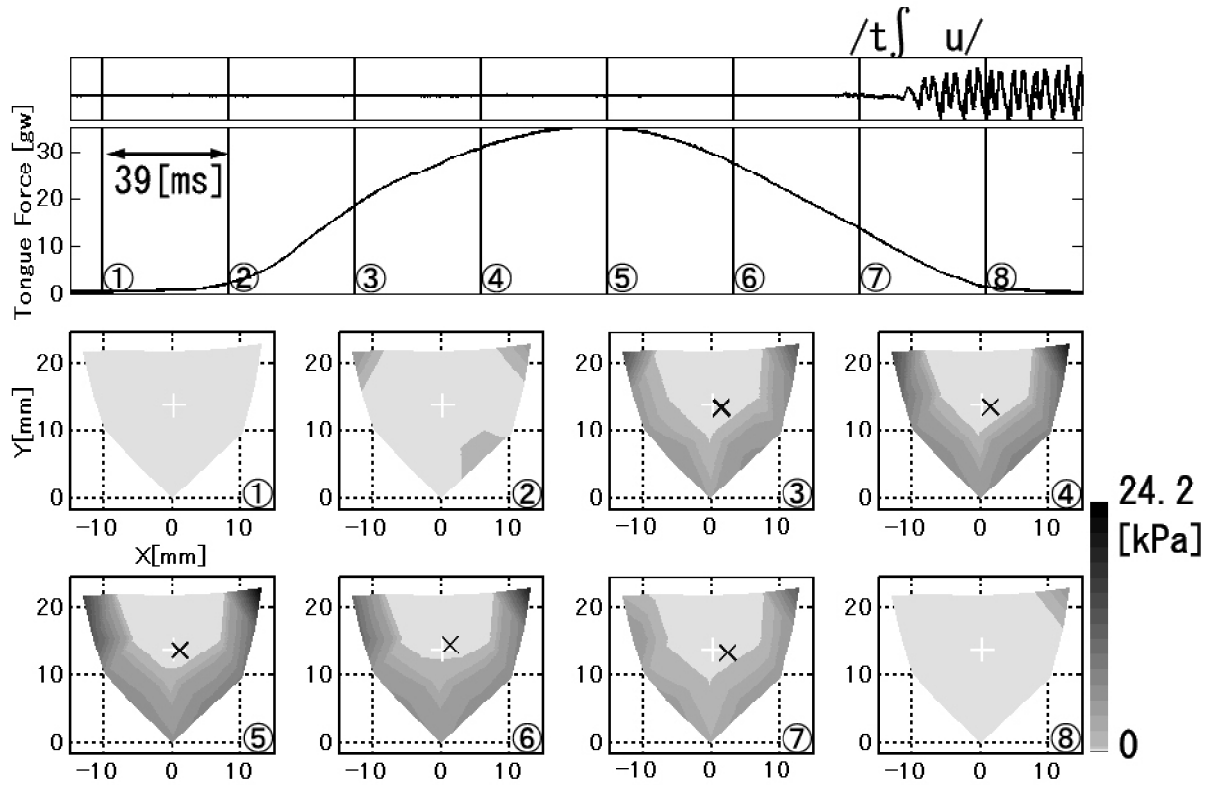


図 4.4 /tʃu/発音時の舌 - 口蓋接触圧分布の例

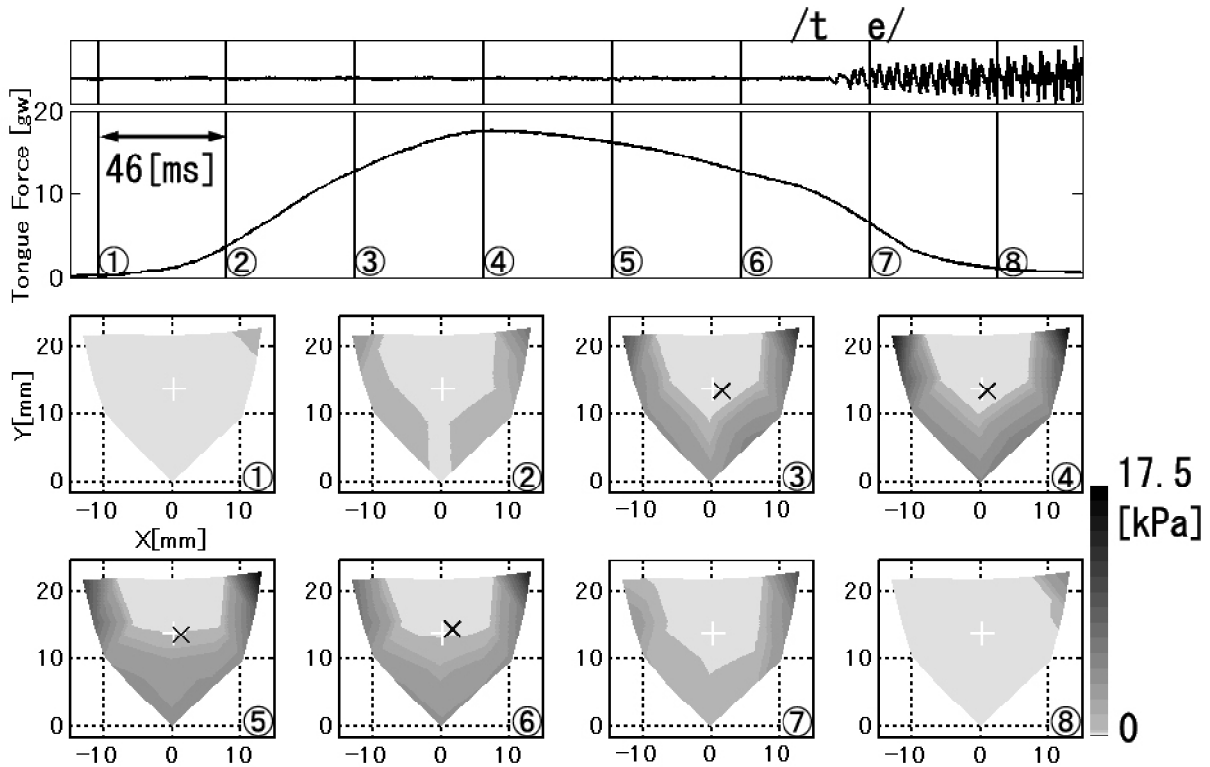


図 4.5 /te/発音時の舌 - 口蓋接触圧分布の例

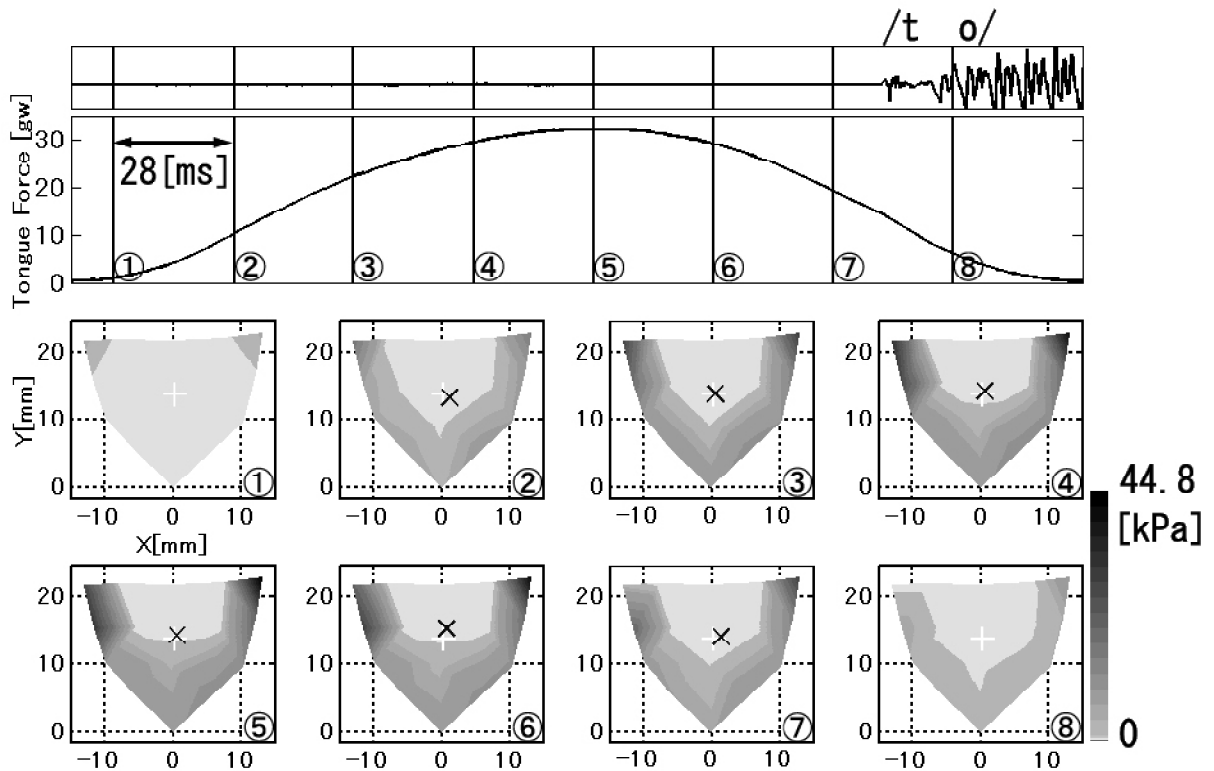


図 4.6 /to/ 発音時の舌 - 口蓋接触圧分布の例

図 4.7 に子音 /t/ , /d/ , /n/ 発声時における最大舌力値を示す . 結果より , 全体を通して最も舌力の大きかったのは , 無声破裂音 /ta/ であり , 子音のみの傾向でも /t/ 音は , /d/ , /n/ 音に比べ大きな値を示した . また , 後続母音による傾向性は示されず , それぞれの被験者で後続母音の違いにより , 最大舌力値の傾向が異なることを確認した .

また , 図 4.8 に子音 /t/ , /d/ , /n/ 発声時における舌力の作用点と口蓋形状の重心の関係を示す . 子音 /t/ 発声時についてみると , 後続母音により多少のばらつきはあるが , x 軸方向 , y 軸方向に対して舌力の作用点は , 口蓋形状の重心より 3mm の範囲内に収まることを確認した . この結果 , /ta/ /tʃi/ /tʃu/ , /te/ , /to/ に有意差が認められず , 極めて狭い範囲に舌力の作用点を保ちながら発声している様子が確認された . また , 子音 /d/ , /n/ についても同様の傾向が示され , 子音の違いによる舌力の作用点に有意差は認められなかった . これは , 他の被験者についても同様の傾向が見られた .

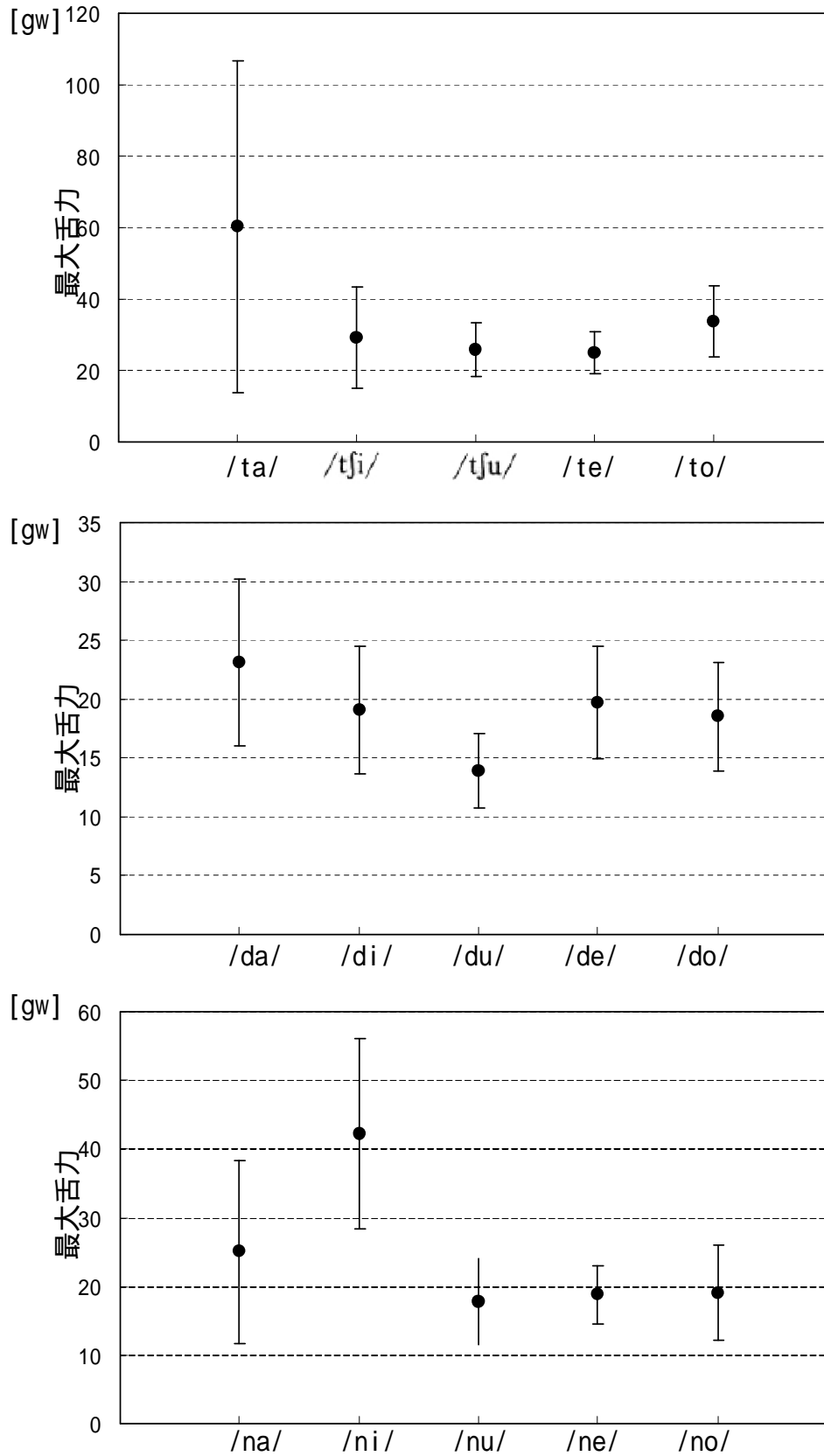


図 4.7 発声時の最大舌力

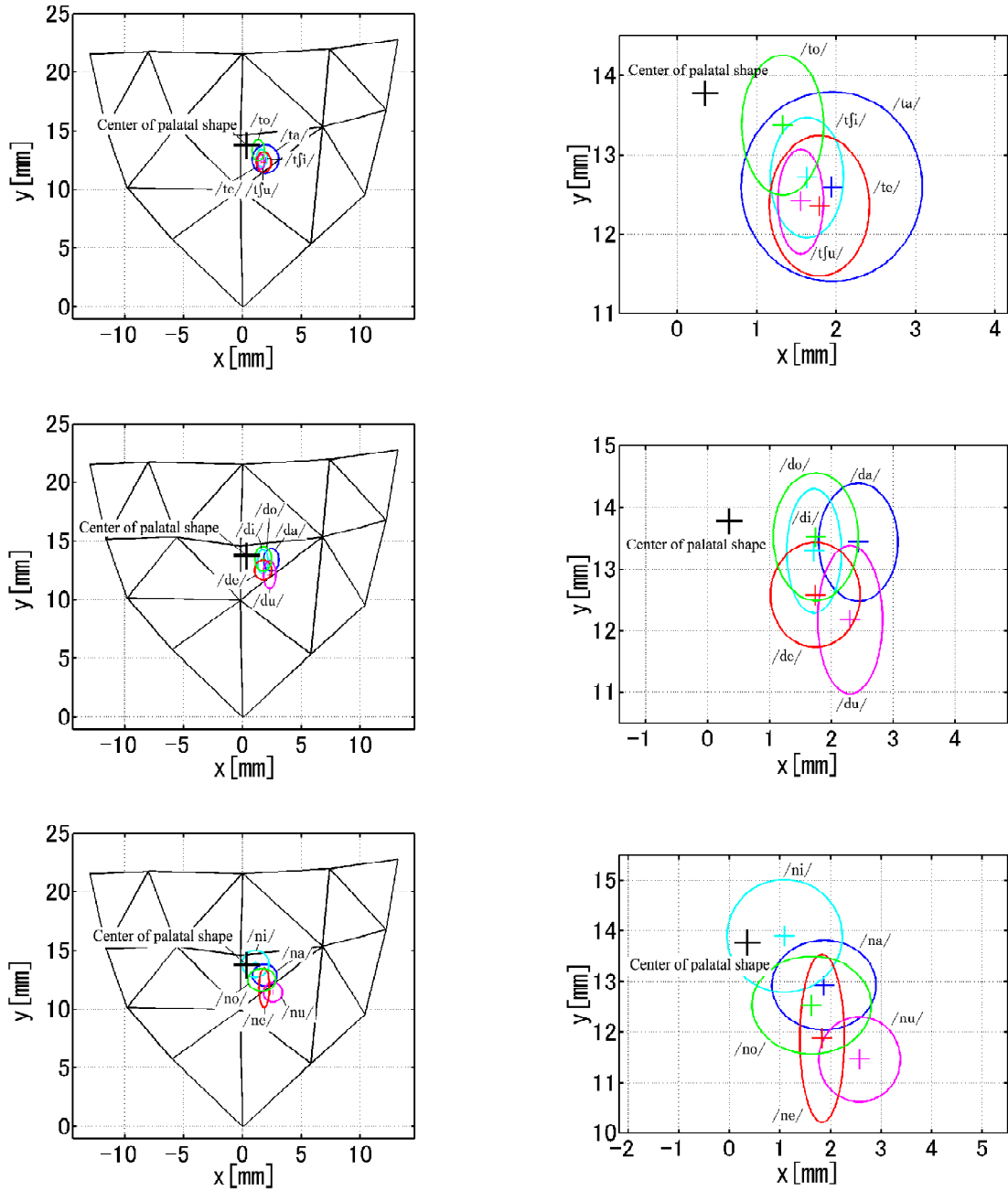


図 4.8 /t/ , /d/ , /n/ 発音時の舌力の作用点と口蓋形状重心

4.2.2 嚥下時における舌 - 口蓋接触圧計測

嚥下時の舌 - 口蓋接触圧の計測結果について述べる .表4.2に嚥下実験の条件を示す .被験者は ,発話実験と同様 ,嚥下機能に異常のない成人男性である .検査食として水3 ~ 20ccを使用した .発声実験のみではなく嚥下実験をあわせて行うのは ,舌の運動機能に障害が発生した場合に ,構音障害と摂食嚥下障害が同時に起こることが多いためである .

表 4.2 嚥下実験の計測条件

被験者	成人男女6名(男女3名ずつ)
検査食	水3cc, 5cc, 10cc, 15cc, 20cc
実験環境	室内(25)
入力信号	力センサ16ch
サンプリング条件	サンプリング周波数10kHz, 量子化12bit
計測時間	3s

図4.9に水5cc嚥下時の舌 - 口蓋接触圧分布と舌力の計測結果を示す .上段に舌力波形 ,下段に接触圧分布を示す .舌力波形に示される番号が下段に示す接触圧分布の番号に対応する .接触圧分布図中の×印は舌力の作用点を ,+印は口蓋形状の重心を表す .同図より ,舌力は - にかけて増加していき最大舌力点を迎える .その後 - にかけてほぼ一定の舌力を保ち ,徐々に舌力が減少することが分かる .また ,接触圧分布について見ると ,水嚥下時において ,舌は ,歯列前方から接触し始め () ,歯茎部に沿って両側面が接触し ,前方から後方へと水を移送していく様子が分かる (-) .その後 ,一定の間状態を保持している (-) .これは ,舌を口蓋面全体に接触させることにより ,嚥下物が口腔内に逆流しないようにするとともに ,嚥下物を食道へと送り込むために陰圧を高めているためだと考えられる .その後 ,口蓋面の後方から舌が離れていく様子が確認できる (-) .結果より ,嚥下動作は ,最大舌力点の前後で嚥下物の移送と嚥下物の保持の二つプロセスで構成されていることが示された .

次に嚥下時における舌力の作用点の移動を調べる .図4.10に水15cc嚥下時における舌力の作用点の移動結果を示す .図中の 印は嚥下開始点 , 印は最大舌力点 , 印は嚥下終了点を表す .嚥下が開始されると舌力の作用点は ,口蓋形状の重心位置 (図中+印) を目標にほぼ正中線に沿って移動し ,口蓋形状の重心付近に一定時間停留する .その後 ,正中線に沿って後方に移動していき嚥下は終了する .また ,水量を変えても同様の結果を得た .他の被験者においてもこのような傾向が示されることを

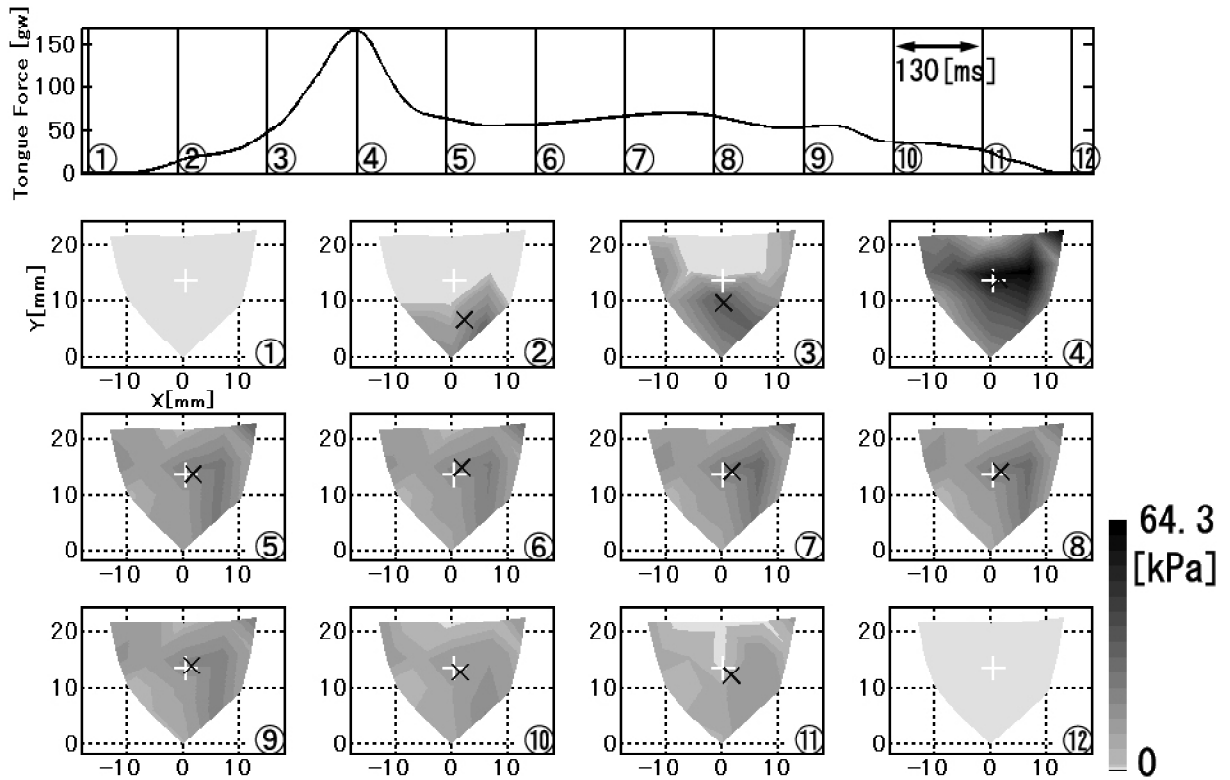


図 4.9 水嚥下時における舌 - 口蓋接触圧分布

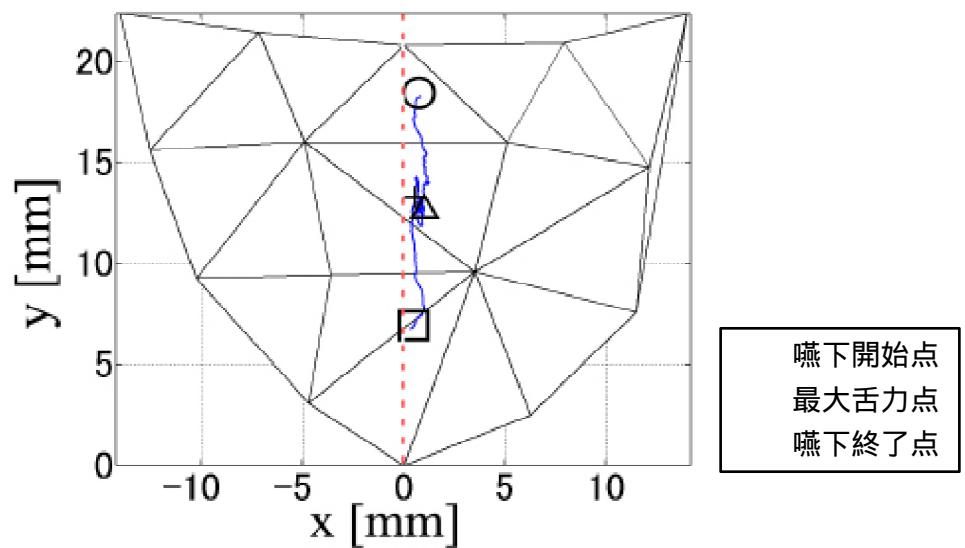


図 4.10 水嚥下時における舌力の作用点

確認した。この結果より、嚥下において舌力は、口蓋形状の重心を目標とし、正中線に沿って制御されていることが示唆された。

図4.11に嚥下を行う水量と最大舌力の関係を示す。結果より、被験者A,Bともに水量と最大舌力の間には正の相関を持つことが示された。これは、他の被験者においても同様である。これより、嚥下においては、嚥下物の増加にともない大きな舌力を必要とすることがわかる。

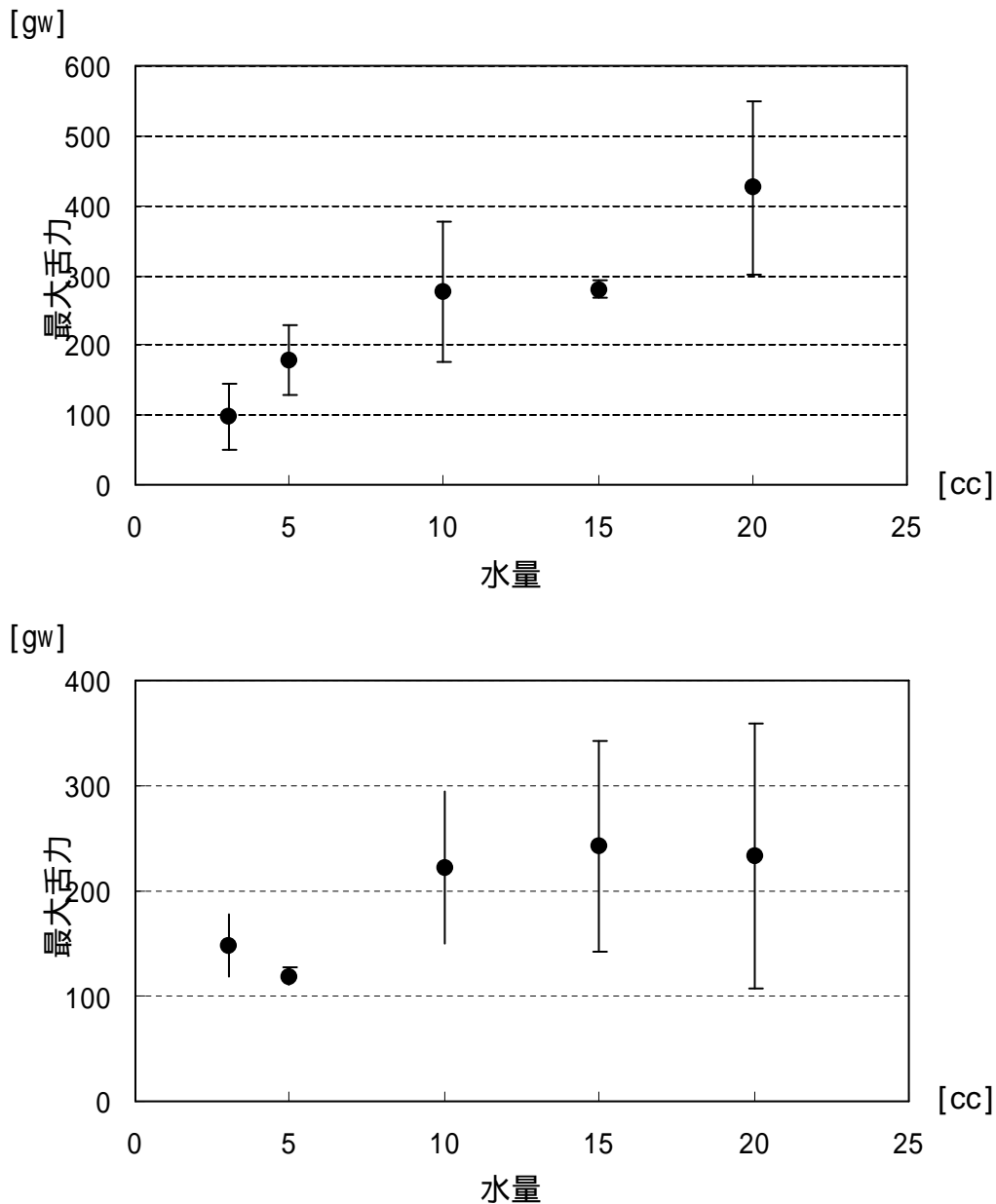


図 4.11 水嚥下時における最大舌力と水量の関係

嚥下速度による舌 - 口蓋接触圧の変化について調べる。計測は、水 10cc 嚥下時の速度を 3 段階 (fast , normal , slow) に変化させて行う。実際の嚥下速度は被験者の感覚に任されるので、嚥下時の舌 - 口蓋接触の時間と最大舌力により評価を行った。図 4.12 に嚥下速度 (舌 - 口蓋接触時間) と最大舌力の関係を示す。舌 - 口蓋接触の時間と最大舌力との相関は、被験者 A において -0.77 、被験者 B において -0.85 であった。これより、嚥下速度が速ければ舌力は大きく、接触時間が短くなり、嚥下速度が遅ければ舌力は小さく、接触時間が長くなることわかる。

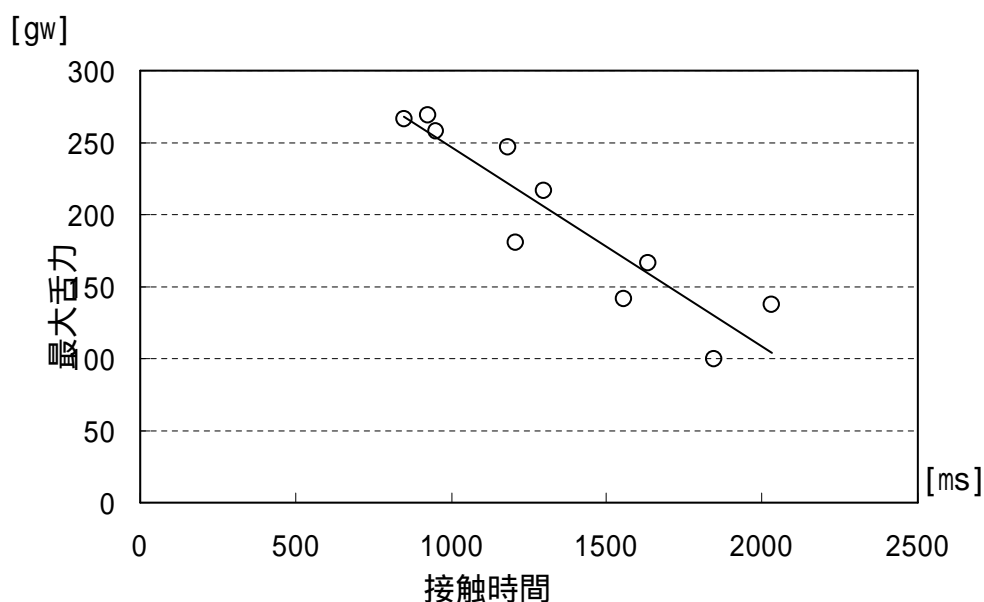
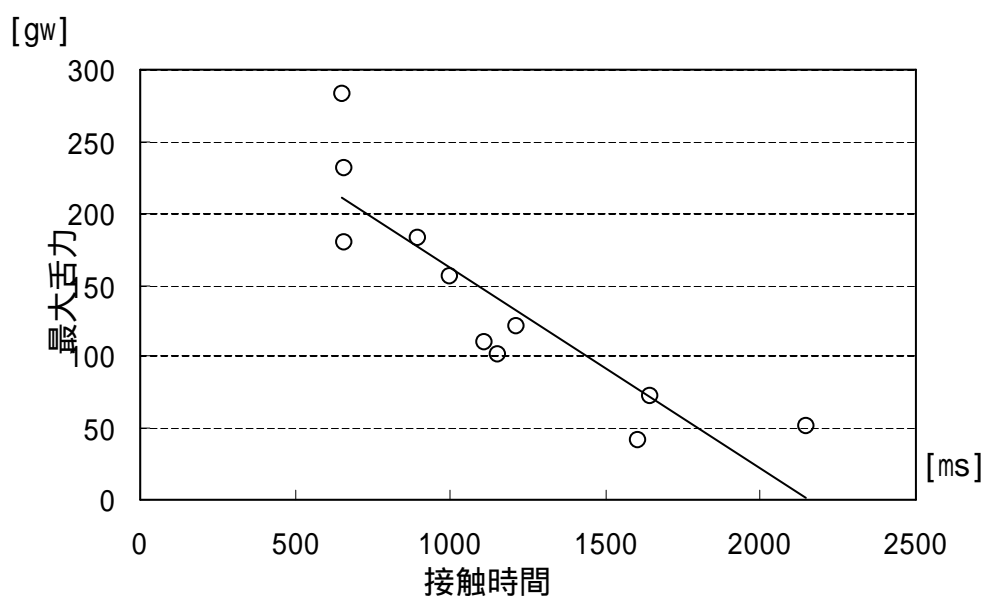


図 4.12 嚥下速度と最大舌力の関係

また、嚥下時の舌の運動量を調べるため、舌力の力積を求めた。力積の平均は、被験者 A において $58.1 \text{ gw} \cdot \text{s}$ であり、ばらつきは 8.9 であった。被験者 B では $104.1 \text{ gw} \cdot \text{s}$ であり、ばらつきは 20.2 であった。それぞれ力積の誤差は 17% 程度であり、ほぼ一定であるといえる。力積についても、全ての被験者で同様の傾向が見られた。

この2つの結果より、舌は、速度と力を制御することにより、一定の運動量で嚥下を行うことが示唆された。

4.3 考察

発声時における舌 - 口蓋接触圧分布の計測により、舌力の値発声される音の種類に依存しないことがわかった。さらに、舌力の作用点に注目すると、舌力の作用点は口蓋形状の重心付近の極めて狭い範囲に集中することが確認できた。これは、子音及び母音に関係なく、検査した 15 音全てについて同様の結果が得られ、複数の被験者について同様の傾向が示された。このことから、舌は口蓋形状の重心を目標に運動を行うことが示唆された。

次に、嚥下において、舌 - 口蓋接触圧分布および舌力から、舌は最大舌力以前と以後で2種類の運動を行っていることが示唆された。最大舌力以前の区間において、舌力の作用点が正中線上を前方から口蓋形状の重心へ向けて移動することから、口腔内にある食塊を口腔の後部へと移動している動作をしており、最大舌力以後は舌力の作用点が移動していないことから、舌は動かさず、食塊を咽頭へ送り込む際の口腔の閉鎖に使われていることが考えられる。さらに、水量と舌力の関係、嚥下速度と力積の関係について調べた結果、嚥下物の量に応じて一定の運動量で動作を行うことがわかった。

4.4 結言

本章では、発話と摂食嚥下機能に障害をもたない成人男女 6 名を被験者として、発音時と嚥下時における舌 - 口蓋接触圧分布の計測を行った結果、発音動作では最大舌力時に、嚥下動作では、第 2 期移送動作の時に、舌力の作用点と口蓋形状の重心が非常に近い位置にあることがわかった。どちらの場合も各動作を行うにあたって重要な瞬間での出来事であり、舌は口蓋形状の重心に依存した運動を行うことが示唆された。

第5章 舌運動の口蓋形状適応性の解析

5.1 緒言

第4章において、舌力の作用点は、口蓋形状の重心付近にあることが示唆された。そこで、人工口蓋プレートの形状を変化させ、口蓋形状の重心を本来の位置からずらすことで、その影響を調べる。本実験においても、被験者は事前に人工口蓋プレートを装着し、発話に十分慣れたところで計測を行った。

5.2 非対称口蓋プレート

口蓋形状の重心位置をずらすために、正中の左側を通常よりも膨らませた口蓋プレートを作製した。従来の口蓋プレートがほぼ左右対称の形状をしているのに対し、本口蓋プレートは左右の対称性が大きく損なわれているので、非対称口蓋プレートと呼ぶ。(より明確な区別のため、従来のものを対称口蓋プレートと呼ぶ)。図5.1に非対称口蓋プレートを、図5.2に対称口蓋プレートと非対称口蓋プレートの断面の比較を示す。この非対称口蓋プレートを使用することにより、口蓋形状が舌 - 口蓋接触圧に与える影響を調べる。

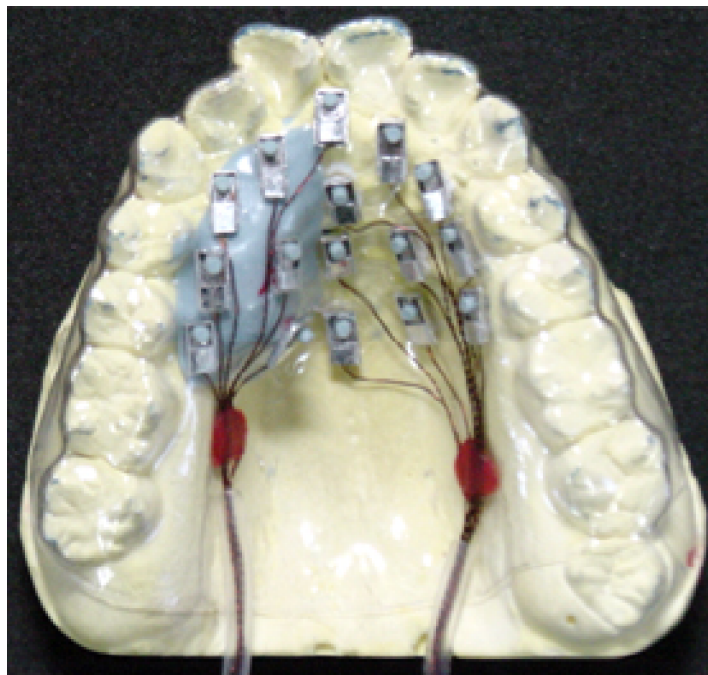


図5.1 非対称口蓋プレート

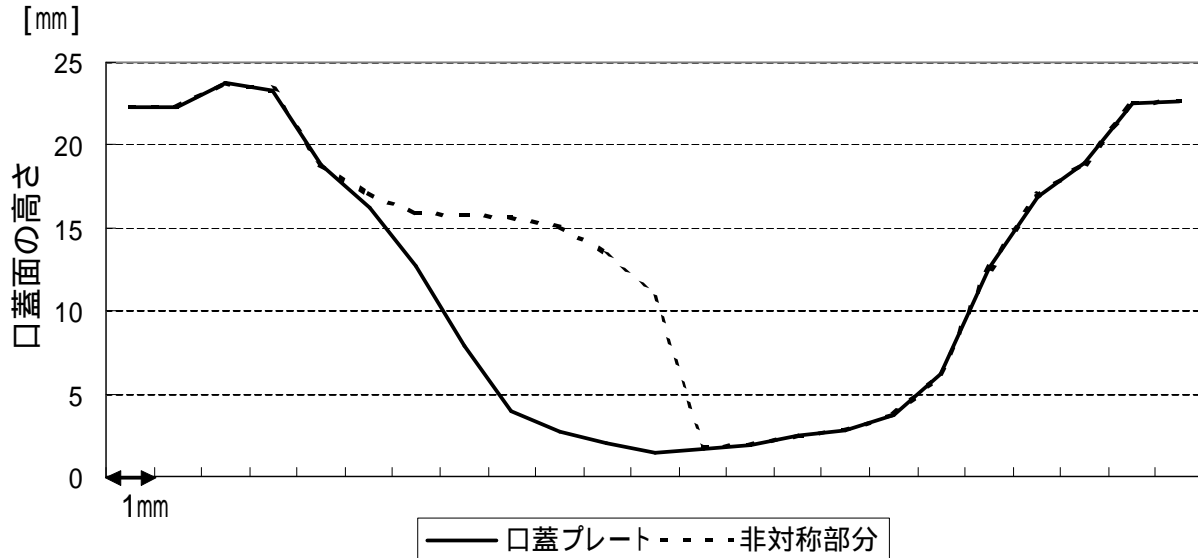


図5.2 対称口蓋プレートと非対称口蓋プレートの断面の比較

5.3 発声時における舌 - 口蓋接触圧計測実験

図5.3に /ta/ 発話時の舌 - 口蓋接触圧分布図を示す。上段に音声波形，中段に舌力波形，下段に舌 - 口蓋接触圧分布を示す。音声および舌力波形に示される番号が下段に示す舌 - 口蓋接触圧分布に示される番号に対応する。

舌 - 口蓋接触圧分布に着目すると，舌が歯列先端部から両側面に向け接触を開始し（ - ），力を強めながら接触が行われる（ - ）。その後，後方より舌が離れていく様子が観察できる（ - ）。また，対称口蓋プレート時の結果と比較してみると，口蓋形状を変形させた位置に広く接触し発声していることを確認した。

図5.4に /tʃi/ 発話時の舌 - 口蓋接触圧分布図を示す。結果より，/ta/ 発声時と同様に口蓋を変形させた位置に強く力が加わることが確認された。また，舌力波形についても対称口蓋プレート時とは異なり，/tʃi/ 発声後に2度目のピークを迎えることを確認した。

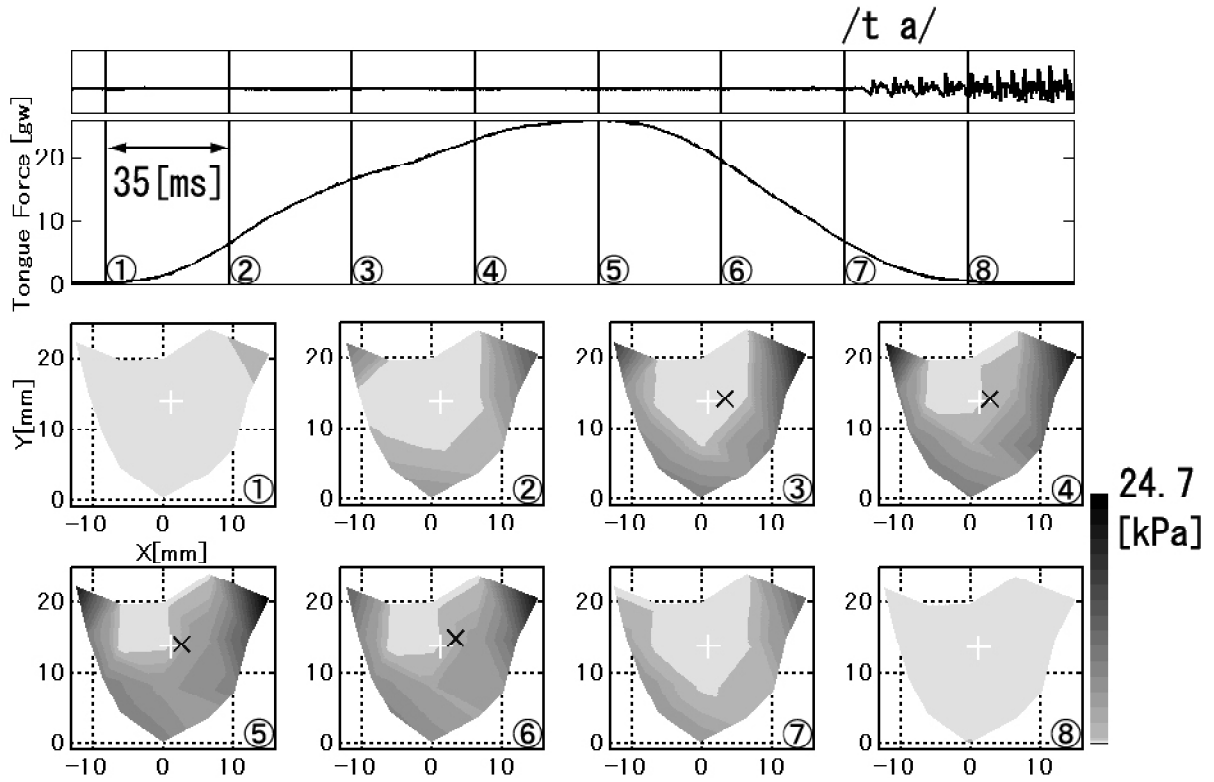


図 5.3 非対称口蓋プレート装着時の /ta/ 発音時の舌 - 口蓋接触圧分布

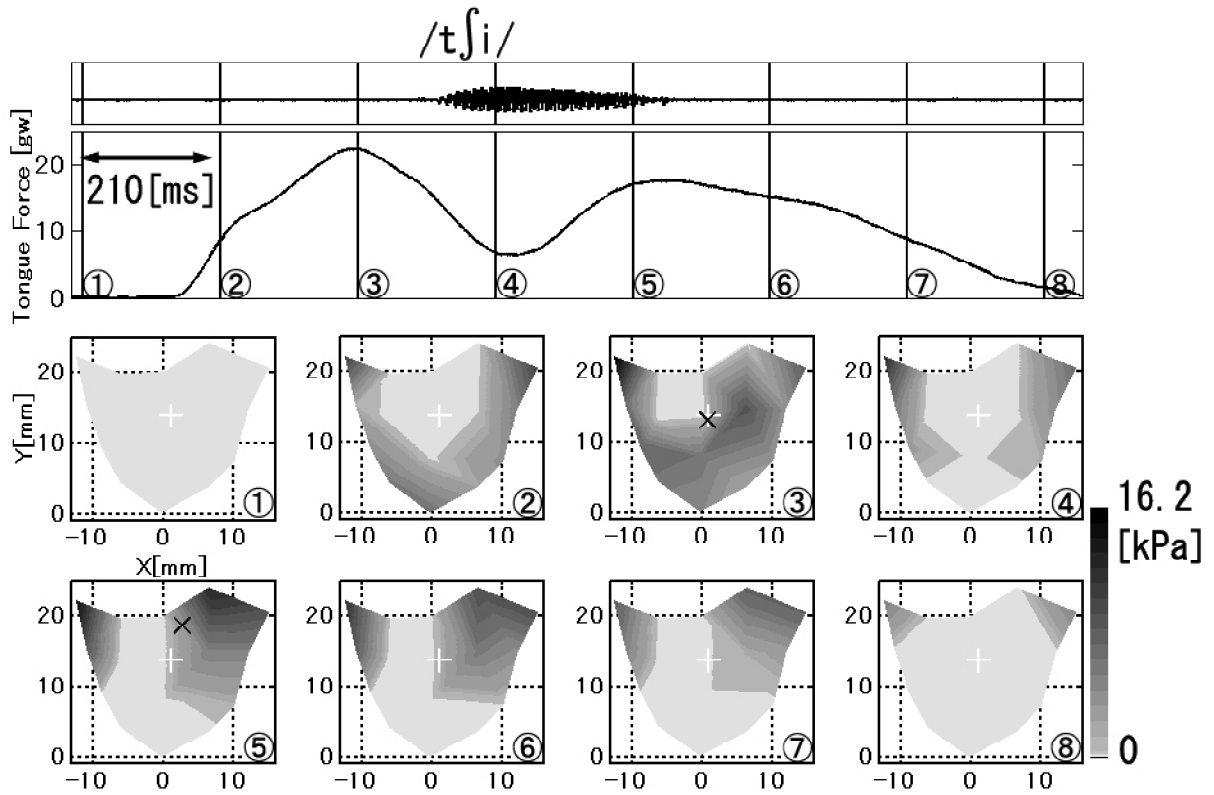


図 5.4 非対称口蓋プレート装着時の /tʃi/ 発音時の舌 - 口蓋接触圧分布

図5.5に子音 /t/ , /d/ , /n/ における口蓋形状と最大接触圧の関係を , 図5.6に子音 /t/ , /d/ , /n/ における口蓋形状と最大舌力の関係を示す . 図中の最大接触圧値と最大舌力値は , 各子音の平均値である . 結果より , 個別にみると非対称口蓋プレートによる影響を受け , 対称口蓋プレートの数値と異なっている . しかし , 全体的にみると変化の仕方は様々であり , 非対称口蓋プレートによる傾向を認めることはできなかった .

次に , 図5.7に被験者Aの子音 /t/ , /d/ , /n/ 発声時における舌力の作用点と口蓋形状の重心の関係を示す . 子音 /t/ 発声時についてみると , 後続母音により多少のばらつきはあるものの , x軸方向 , y軸方向に対して舌力の作用点は , 口蓋形状の重心から 3mm の範囲内に収まることがわかる . これより , /ta/ , /tʃi/ , /tʃu/ , /te/ , /to/ 発声時の舌力の作用点にはそれぞれ有意差が認められず , 極めて狭い範囲内に舌力の作用点を保ちながら発声していることが確認された . また , 子音 /d/ , /n/ についても同様の傾向が示された .

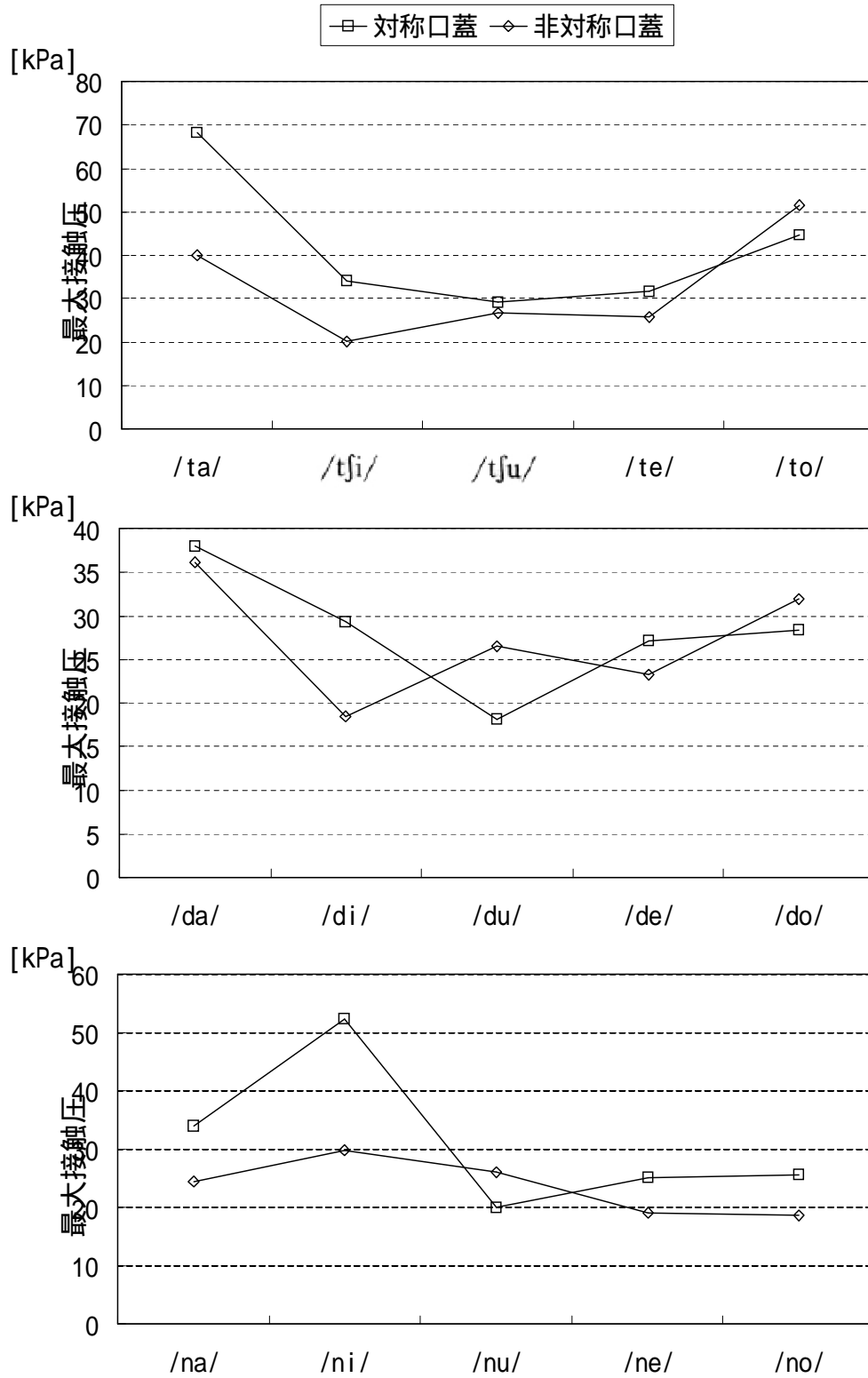


図 5.5 /t/, /d/, /n/ 発音時の最大接触圧のプレートによる違い

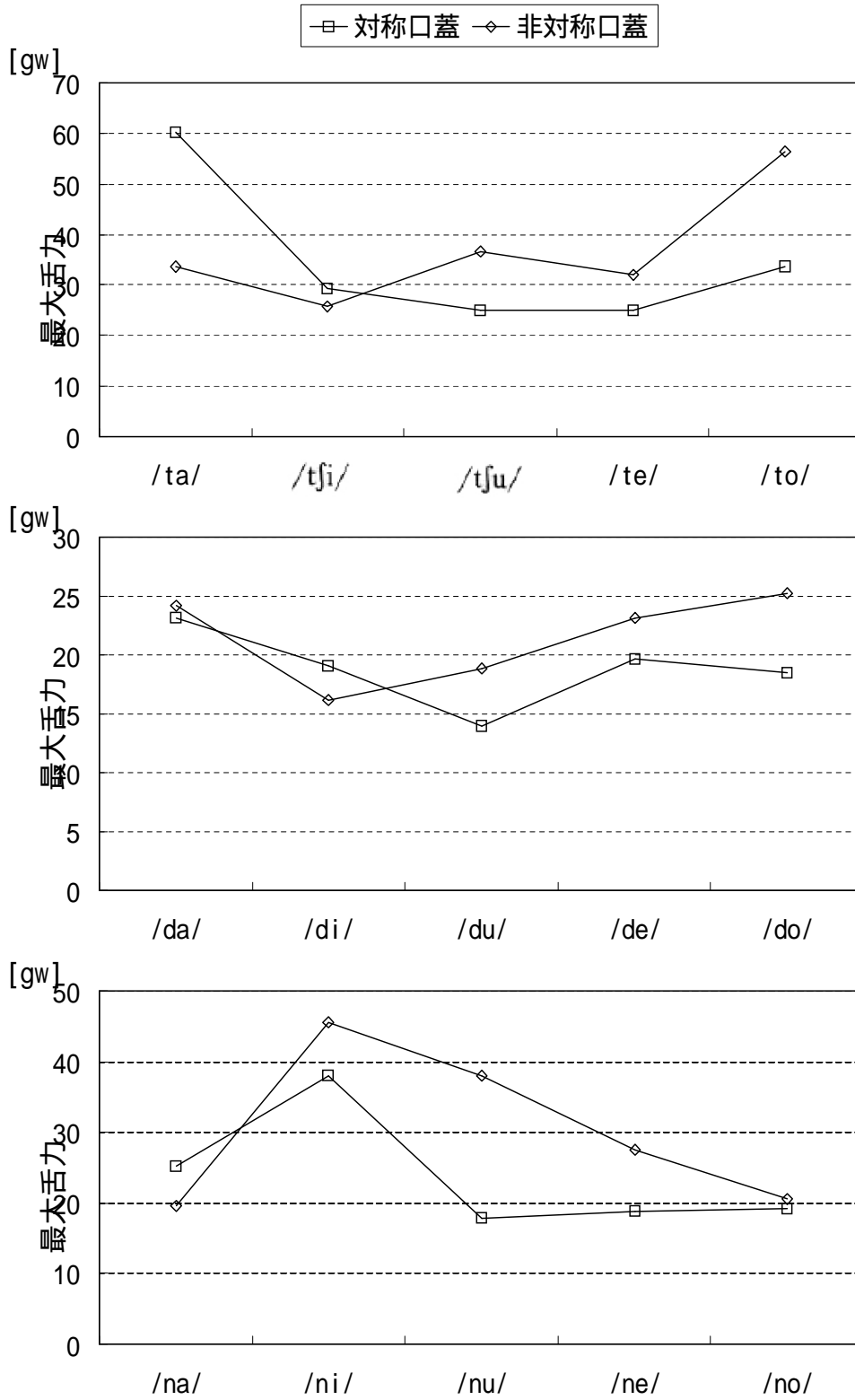


図 5.6 /t/ , /d/ , /n/ 発音時の最大舌力のプレートによる違い

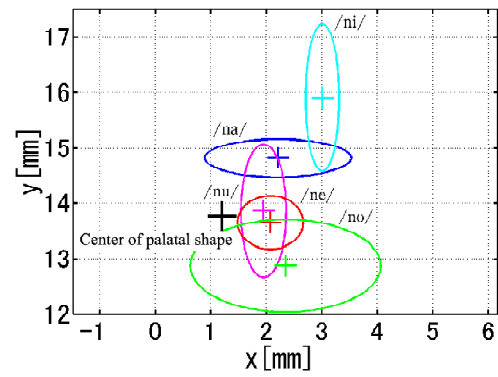
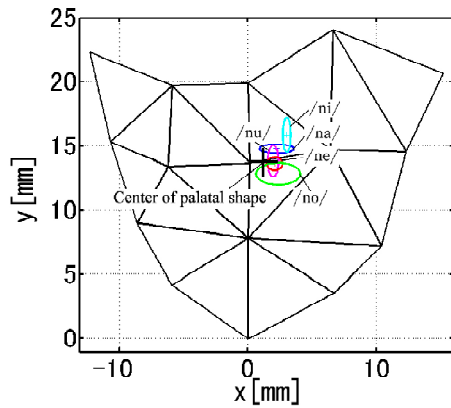
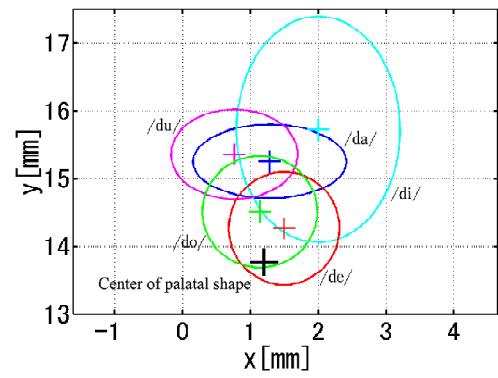
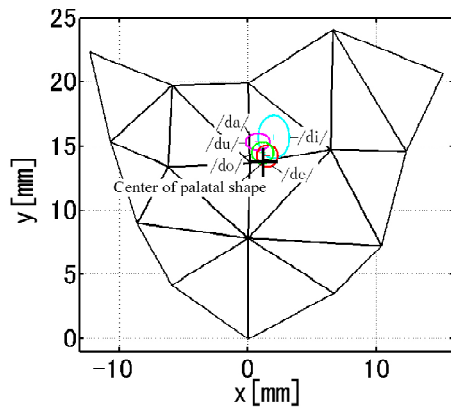
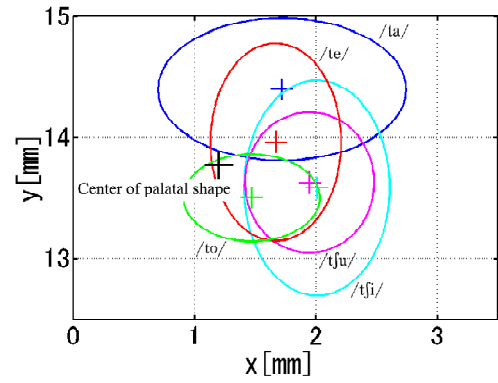
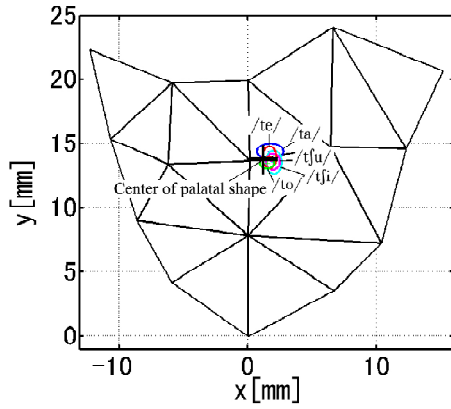


図5.7 非対称口蓋プレート装着時の舌力の作用点と口蓋形状重心

5.4 嚥下時における舌 - 口蓋接触圧計測実験

嚥下時の舌 - 口蓋接触圧の計測結果について述べる。図5.8に非対称口蓋プレートにおける水10cc嚥下時の舌 - 口蓋接触圧分布と舌力の計測結果を示す。舌力波形に示される番号が下段に示す接触圧分布の番号に対応する。結果より、区間 - にかけて接触圧分布は、対称口蓋プレートのものとほぼ一致することを確認した。しかし、区間 - にかけては、少し異なることを確認した。対称口蓋プレートでは、一定の舌力を保ちながら口腔を閉鎖していたのに対し、非対称口蓋プレートでは、区間 - にかけて舌力が再び強まり口腔を閉鎖している。これは、口蓋の高さを変化させたことにより、口腔内圧が均等に高まらず、口蓋の低い部分で水を食道に送り込むための陰圧が不足したためだと考えられる。

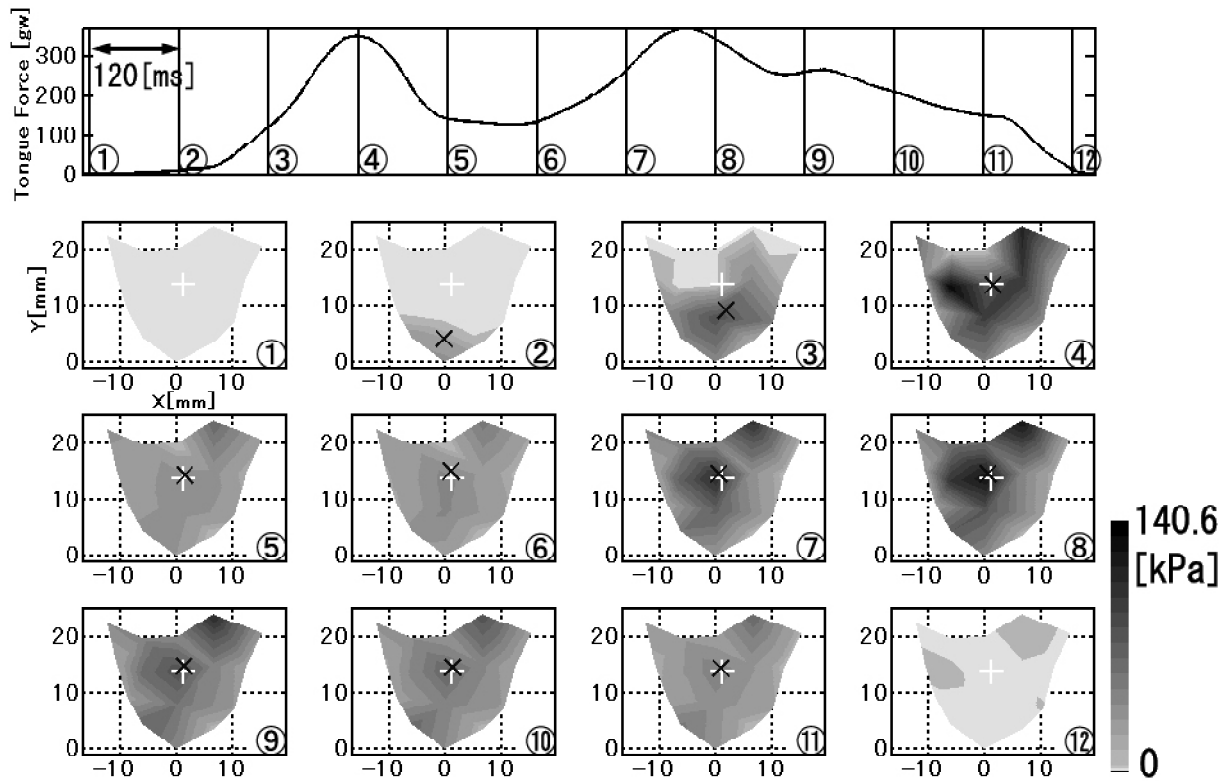


図5.8 非対称口蓋プレート装着時の嚥下による舌 - 口蓋接触圧分布

図5.9に対称口蓋プレートと非対称口蓋プレートにおける，水嚙下時(5cc,10cc)の最大接触圧と最大舌力を示す。結果より，非対称口蓋プレートにおける最大接触圧と最大舌力は，ともに対称口蓋プレートにおける値の約3倍であることを確認した。これより，非対称口蓋を使用した際には，大きな舌力を必要とすることが示された。

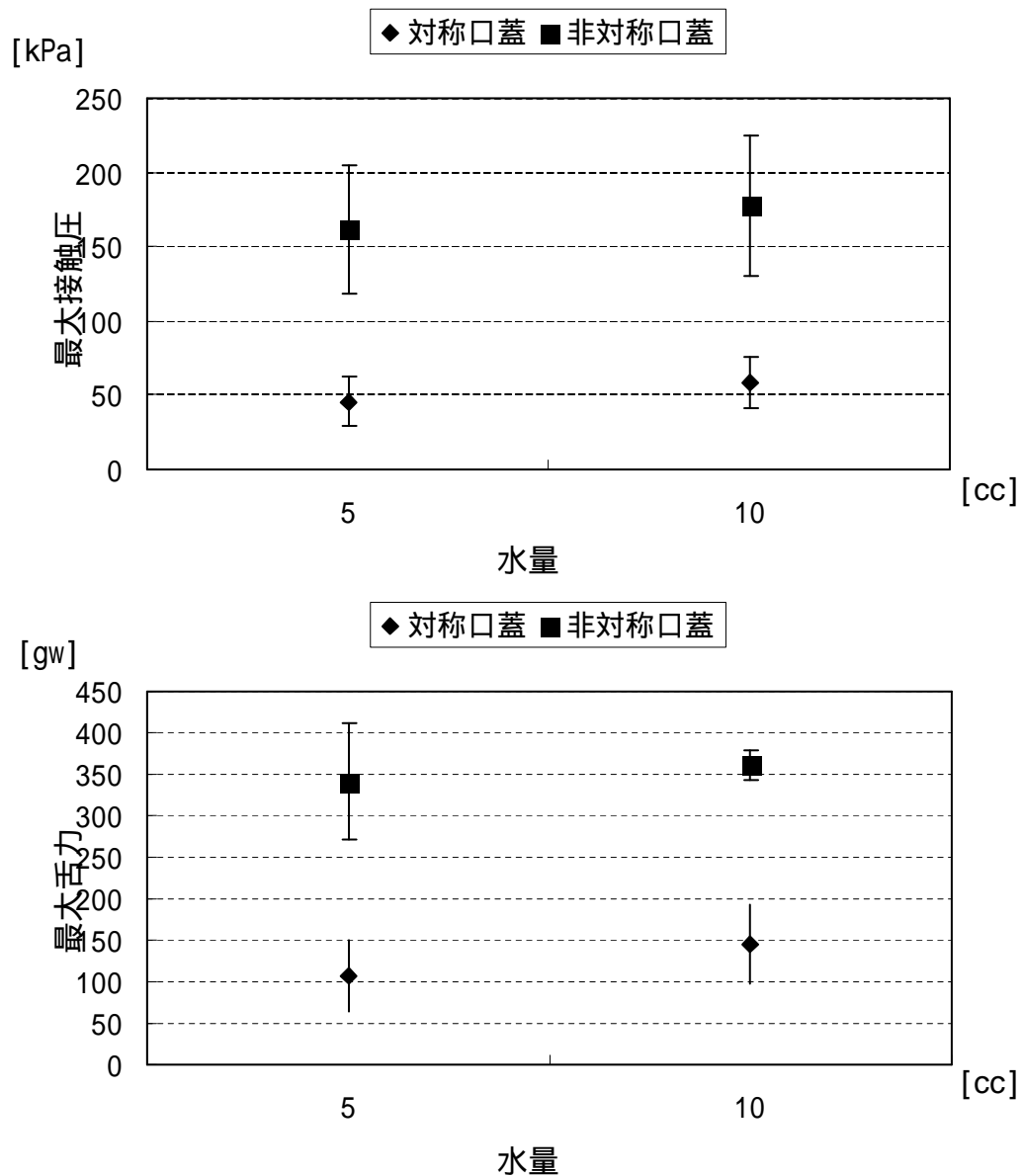


図5.9 嚙下時における最大接触圧と最大舌力のプレートによる違い

図5.10に水嚥下における舌力の作用点の移動軌跡を示す。図中の印は嚥下開始点，印は最大舌力点，印は嚥下終了点を表す。対称口蓋プレート，非対称口蓋プレートにおいて舌力の作用点は，前方より正中線上を後方に向け移動することを確認した。また，このとき口蓋形状の重心から半径1.0mm以内を通過することを確認した。これより，口蓋形状の変形にとまなない，舌も柔軟に形を変化させ口蓋形状の重心を目標とし舌力を制御することが示唆された。

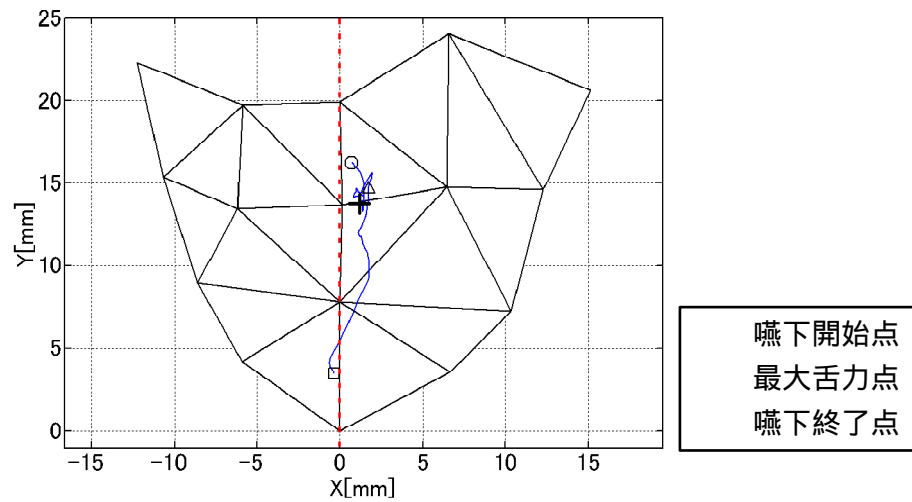


図5.10 非対称口蓋プレート装着時の嚥下時における舌力の作用点の推移

5.5 考察

発音時における最大舌力の大きさは、対称口蓋プレート使用時と非対称口蓋プレート使用時では、5gw程度の差しかなく、ほぼ同じであるといえるが、嚙下時の最大舌力は非対称口蓋プレート使用時は対称口蓋プレート使用時の2倍から3倍の舌力を要することがわかった。また、嚙下時においては、最大舌力以後の舌力の変化は、対称口蓋プレート使用時は、舌 - 口蓋接触圧分布は一様であり、舌力もほぼ一定のまま緩やかに減少していったのに対し、非対称口蓋プレート使用時には、舌力が一定にならず、再び力を加えてることが確認できた。舌力の作用点に注目すると、発音時、嚙下時ともに口蓋プレートの種類による差異は見られず、舌は口蓋形状の重心を目標に運動を行うことが確認できた。

このことから、音声生成機能と摂食嚙下機能では、口蓋形状の変化に対する舌運動の適応性に差があることが確認できた。これは、舌の運動時間の違いや、運動の学習方法の違いなどに関係すると考えられる。

以上の結果から、口腔機能障害の治療という観点において、舌運動の観察や接触部位の計測だけではなく、舌力の計測が必要であることが示唆された。

5.6 結言

本章では、舌運動時における舌力の作用点と口蓋形状の重心の関係を明らかにするために非対称口蓋プレートを用いて行った計測の結果について述べた。5.2では、口蓋の一部を厚くした形状の非対称口蓋プレートの特徴について述べ、5.3では非対称口蓋プレートを用いた計測実験の結果を述べた。5.4では対称口蓋プレート使用時と非対称口蓋プレート使用時における舌 - 口蓋接触圧、舌力、舌力の作用点と口蓋形状重心の位置関係について述べ、舌は口蓋形状の重心を目標に運動を行うことを確認した。また、口蓋形状の変化に対する舌運動の適応性に差があることを確認した。

第6章 舌 - 口蓋接触圧計測に基づく構音障害の治療

6.1 緒言

4章および5章より,舌は,舌力の作用点を口蓋形状の重心付近に保つように運動することを確認した.そこで本章では,この結果を元にして,発話に障害をもつ被験者を対象としての舌 - 口蓋接触圧の計測および解析とその結果を元にした治療,すなわち,舌 - 口蓋接触圧計測システムの臨床応用を行う.

まず,6.2で個人差の多い口蓋形状を正規化する方法について述べ,3点の計測から舌力の作用点が求まることを示す.次に6.3で人工口蓋プレートを用いることが困難な被験者の舌力の作用点を調べるため,舌力計測プローブを用いた計測システムについて述べる.最後に,6.4で実際に構音障害を持つ被験者を対象とした舌力の計測結果と,それを元に行った治療について述べる.

6.2 口蓋形状の正規化

口蓋の形状は,年齢,性別などにより異なるため,被験者間で計測結果を直接的に比較することができなかった.異なる形状の口蓋で舌力の作用点を比較するためには,口蓋形状の正規化が必要となる.

力センサー体型人工口蓋プレート上の力センサは,前舌部と口蓋面の接触圧分布を計測するように,上顎前歯正中舌側から左右第2小臼歯にかけての口蓋面上(人工口蓋プレート上)に配置されている.実際に力センサを配置する際には,まず,上顎前歯正中,左右第2小臼歯と第1大臼歯の間の3箇所を基準として配置し,その内側に残りの力センサを均等に配置する.基準となる3つの力センサの歯列との相対位置は,全ての被験者において同じである(図6.1).これら3つの力センサの位置を頂点とする三角形を口蓋特徴三角形として,その形状の個人差を調べた.その結果を図6.2に示す.同図では上顎前歯正中部を原点としている.このように口蓋形状には個人差があることから,被験者4名について口蓋特徴三角形の各頂点の平均位置を求めた.その結果,上顎前歯正中に対応する点Top(0,0),上顎左側第2小臼歯と第1大臼歯の間に対応する点Left(14,22),右側第2小臼歯と第1大臼歯の間に対応する点Right(-14,22)を頂点とする三角形が求められた.本論文ではこれを標準口蓋三角形とする.

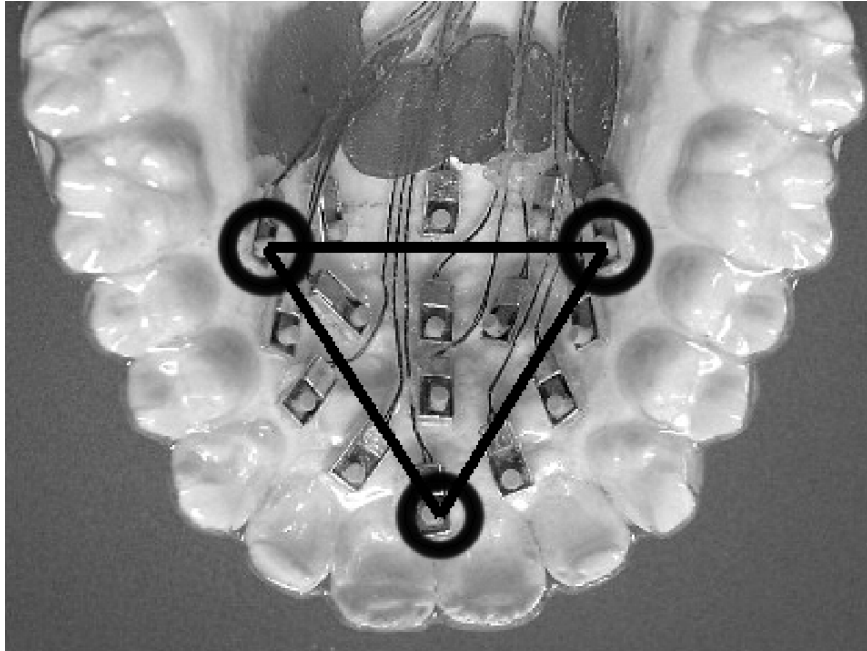


図 6.1 口蓋特徴三角形の例

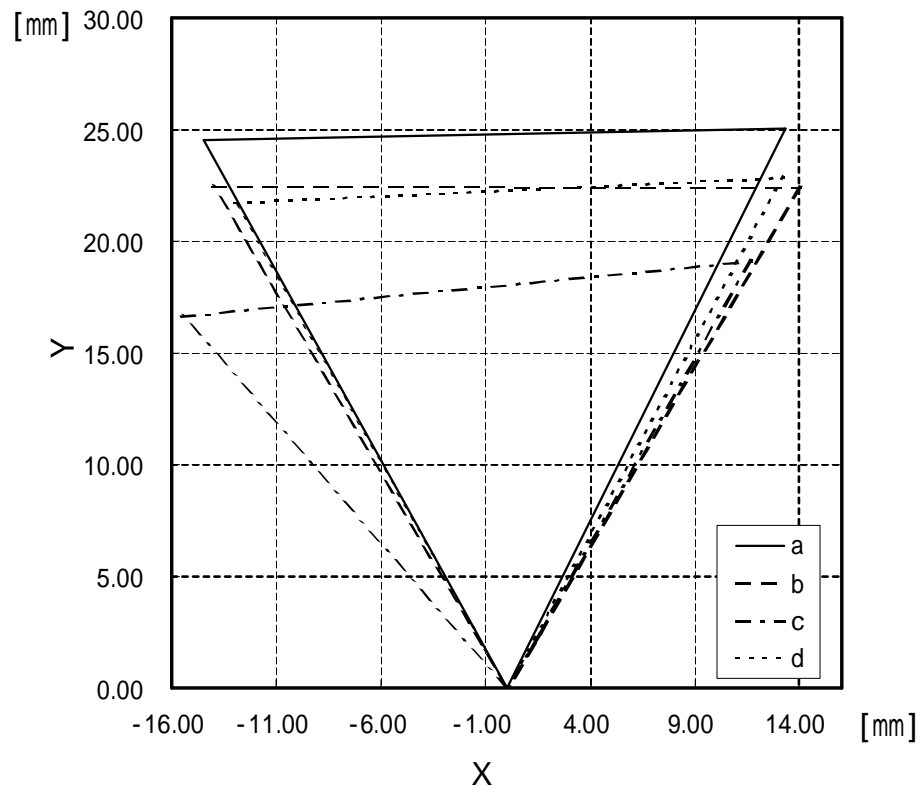


図 6.2 口蓋特徴三角形の比較結果

図6.3に標準口蓋三角形と健常被験者6名の /ta/ 発話時における舌力の作用点の平均位置(○印)を標準口蓋三角形に写像した結果を示す。舌力作用点の位置は、個人差はあるが、口蓋形状の重心位置(×印)よりも前方に位置すること、口蓋形状の重心位置とのずれは前後よりも左右方向のほうが少なく、前後方向のずれが最大5.7mmであるのに対し、左右方向のずれは最大で1.8mmと少ない誤差であることが示された。

また、図6.3に示した16点の力センサの計測値から求めた舌力の作用点と、標準口蓋三角形の3点から求めた舌力の作用点を、全計測データ(600サンプル)について比較した。その結果、両者の差は1mmであり、上顎前歯正中および左右第2小臼歯と第1大臼歯の間の3点での計測データから舌力の作用点を近似的に計算できることが示された。

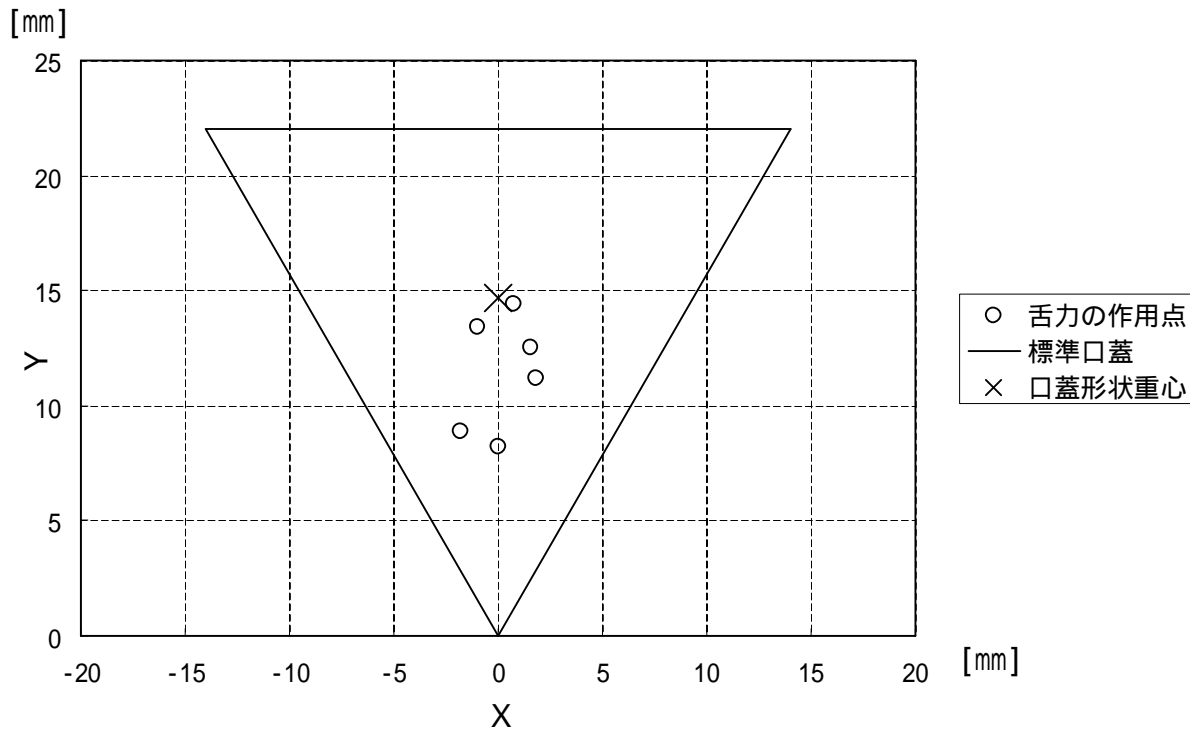


図6.3 標準口蓋三角形への写像

6.3 臨床応用のための舌力計測システム

舌 - 口蓋接触圧分布を計測するためには ,カセンサー一体型人工口蓋プレートを製作しなければならず ,臨床への応用を考えた場合 ,より簡便な計測システムが必要である .

そこで ,カセンサー一体型人工口蓋プレートを用いずに舌力を計測するために ,小型の舌力計測プローブを開発した .図6.4に舌力計測プローブを示す .舌力計測プローブは ,厚さ $30\ \mu\text{m}$ のステンレス薄板の先端部に ,カセンサー一体型人工口蓋プレートに用いたのと同じカセンサを1つ配置したものである .この舌力計測プローブを被験者の口腔内に挿入することで ,任意の位置における局所的な舌力の計測が可能となる .上顎前歯正中および左右第2小臼歯と第1大臼歯の間の3点での舌力を計測し ,標準口蓋三角形の座標 $(-14, 22)$, $(0, 0)$, $(-14, 22)$ を用いて近似的に舌力の作用点を計算する .

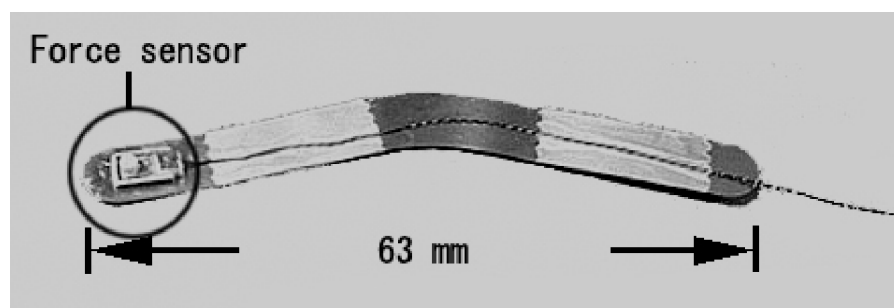


図6.4 舌力計測プローブの例

また、臨床での使用を考慮し、計測システムをより簡便に操作できるように、コンピュータをPDA(Personal Data Assistance)に変更した。図6.5にPDAベース舌力計測システムを示す。本計測システムは、PCカードタイプのA/D変換カードを使用し、舌力計測プローブ上の力センサの出力をPDAに入力している。またインターフェースとして、舌力計測プローブにファンクションボタンを設けており、プローブを持ったままでシステムを操作することが可能である。

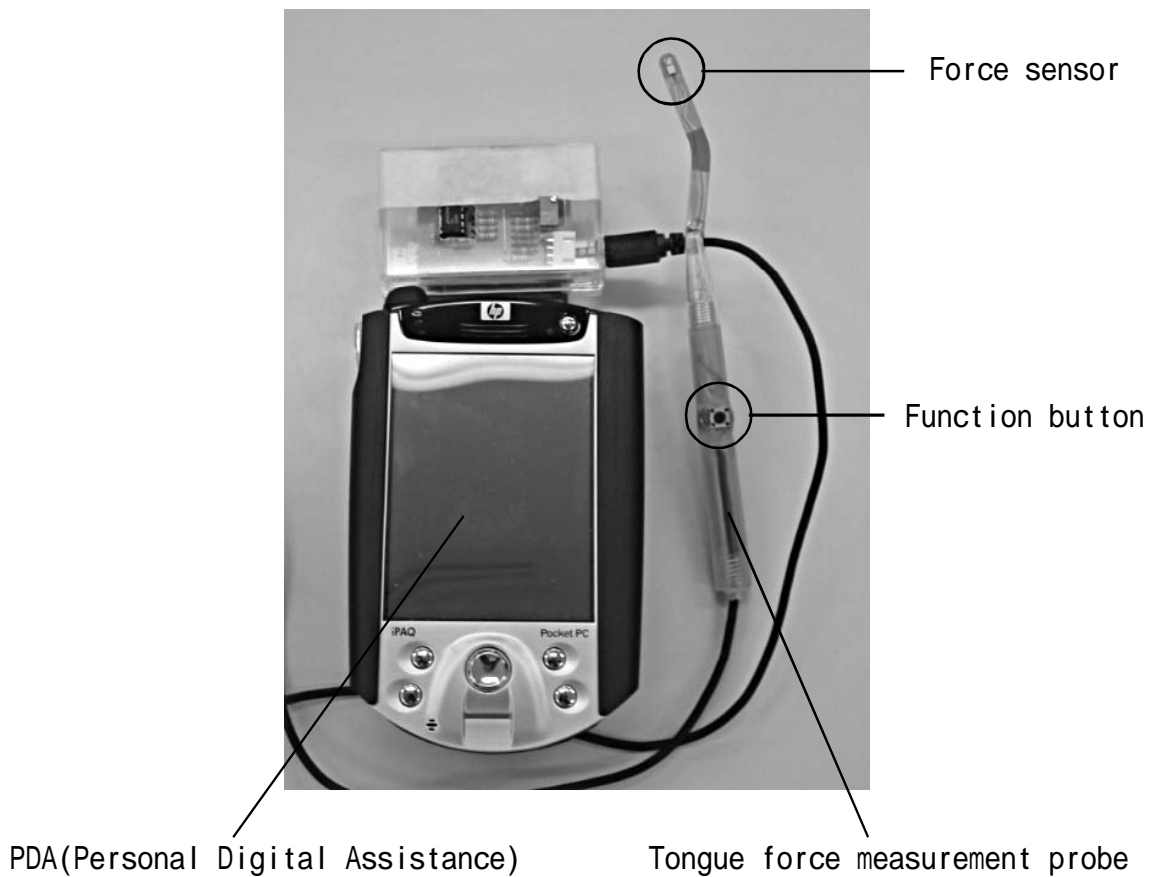


図6.5 PDAベース舌力計測システム

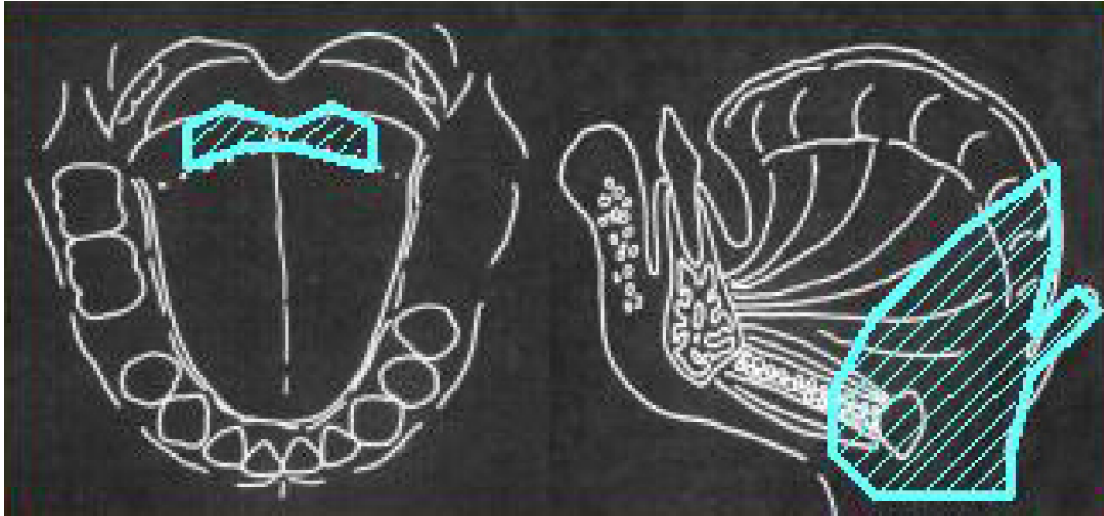
6.4 構音障害者を対象とした舌力の計測

PDA ベース舌力計測システムを用いて，発話動作に障害のある成人男性3名（56～65歳）の舌力を計測した．表6.1に，構音障害者を対象とした計測実験の条件を示す．各被験者の障害は，舌癌の治療のために舌の一部を切除・再建した後に発生したものであり，先天的なものではない．図6.6に各被験者の舌切除部位を示す．

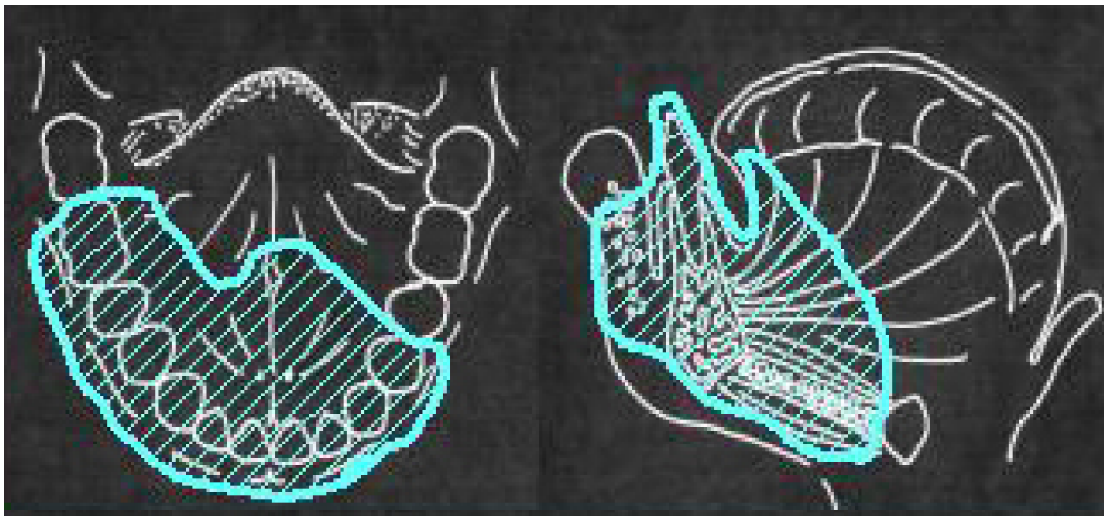
表6.1 構音障害者を対象とした舌力計測実験の条件

被験者	発話障害をもつ成人男性3名
検査内容	/ta/発声時の舌力，最大努力時の舌力
実験環境	室内（25℃）
入力信号	力センサ1ch
計測位置	上顎前歯正中
	左右第2小臼歯と第1大臼歯の間
	計3箇所
サンプリング条件	サンプリング周波数100Hz，量子化12bit

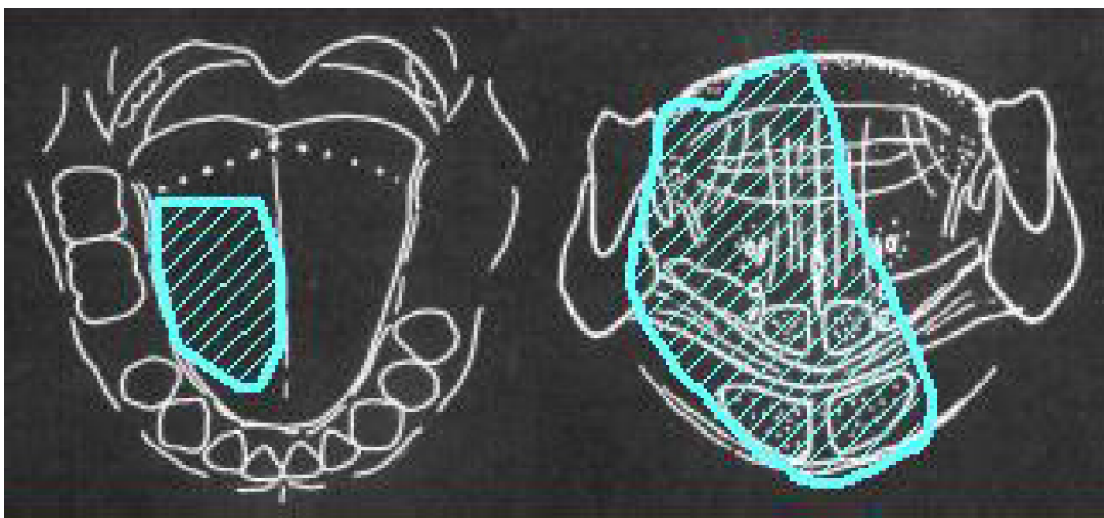
本実験では，/ta/発音時における舌力と，舌で各位置の力センサを押しように指示した際の最大努力時の舌力を，上顎前歯正中および，左右第2小臼歯と第1大臼歯の間の3点において，それぞれ5回計測を行う．検査語に /ta/ を選んだのは，/ta/音が最も障害の発生しやすい音とされているからである．また，最大努力時の舌力と発音時の舌力の差を予備力といい，予備力が少ない場合，自然な発音動作を行っているとは言い難い．



(a) 被験者 A：中咽頭癌のため腫瘍を切除



(b) 被験者 B：口底頭癌のため腫瘍を切除



(c) 被験者 C：右側舌癌のため腫瘍を切除

図 6.6 各被験者の舌切除部位

表6.2に、構音障害者の /ta/ 発音時の舌力および最大努力時の舌力の平均を示す。被験者Aは前歯正中での舌力がやや低いものの、左右の舌力はほぼ同じであるが、被験者Bは左側の舌力が他の2箇所 비해低く、被験者Cは前歯正中での舌力が極端に低い。また、最大努力時の舌力に対する /ta/ 発音時の舌力の割合に着目すると、被験者Aは最大努力時のおよそ15%～34%の舌力で /ta/ を発音しているのに対し、被験者Bは、/ta/ を発音するために最大努力時の30%～60%の舌力を必要としていることがわかる。被験者Cは、逆に右側と前歯正中において5%～6%の舌力であった。健常者の発話時における口腔内の筋活動を計測した例では、/ta/発話時の筋活動は、最大努力時における筋活動のおよそ20%であるとの報告がある[19]。最大努力時の舌力について被験者Aは、37.3gw～46.3gwであるのに対し、被験者BのLeftが8.5gw、被験者CのCenterが10.1gwと小さいことが示された。

舌力の不足は、様々な原因が考えられるが、今回の被験者のようなケースでは、手術により舌の可動部が小さくなったために接触そのものが困難になっていることが原因として考えられる。

表6.2 構音障害者の舌力計測結果

	Left	Center	Right
被験者A	10.4(37.5)	5.7(37.3)	15.8(46.3)
被験者B	5.1(8.5)	9.3(31.9)	13.2(28.4)
被験者C	5.8(29.2)	0.6(10.1)	3.9(73.4)

単位：gw ()内は最大努力時の舌力

舌 - 口蓋接触をうまく行えない患者に対する口腔機能の補助器具として舌接触補助床 (PAP: Palatal Augmentation Prosthesis) がある。図6.7にPAPの例を示す。PAPとは、厚みを持った人工口蓋であり、装着することで、舌 - 口蓋接触の困難な部位の口蓋を厚くするものである。これにより舌と口蓋の距離が縮まり、舌 - 口蓋接触がより容易に行えるようになる[20][21]。PAPの製作はパラトグラフ等を用いて接触の有無を確認しながら行われることが多く、歯科医師の経験によるのが現状である。

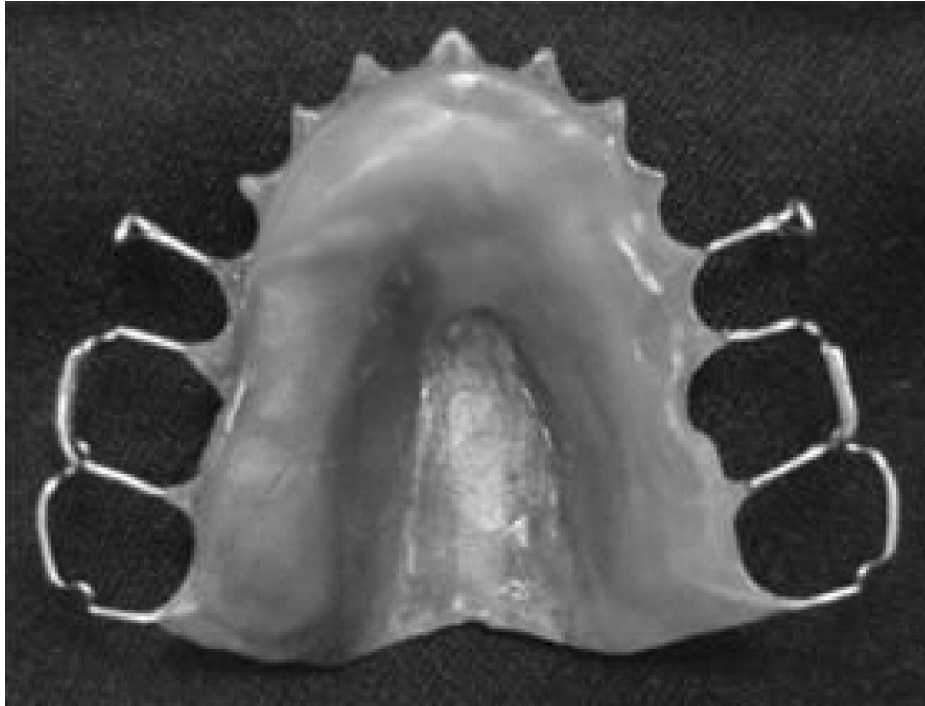


図 6.7 舌接触補助床 (PAP)

そこで、被験者BおよびCに対し、舌力をリアルタイムにモニタリングしながら、舌力の特に不足していた部分を補い、舌力の作用点が口蓋形状の重心に近づくようにPAPを製作した[20]。表6.2にPAPを装着して舌力を計測したデータを示す。PAPを装着していない状態で舌力が低かった部位に着目すると、被験者Bは口蓋左側において、PAP未使用時には /ta/ 発音時に 5.1gw であるのに対し、PAP 装着時は 11.8gw に増加した。最大努力時の舌力についても 8.5gw から 34.9gw と、大幅な改善がみられた。被験者Cについては、前歯正中で /ta/ 発音時は 0.6gw から 11.2gw に、最大努力時には 10.1gw から 39.1gw へと変化した。

表 6.3 PAP 使用時の舌力計測結果

	Left	Center	Right
被験者B	11.8(34.9)	13.8(37.1)	11.8(34.1)
被験者C	13.2(29.6)	11.2(39.1)	8.5(74.7)

単位：gw ()内は最大努力時の舌力

図6.8に健常者6名と構音障害者3名の舌力の作用点，構音障害者2名についてのPAP使用時の舌力の作用点示す．印が健常者，印がPAPを使用していない時の構音障害者の舌力の作用点，印がPAPを装着した時の舌力の作用点である．PAPを使用していない状態では，被験者Aの舌力の作用点は，ほぼ正中上に位置していたが，被験者Bは口蓋左側に，被験者Cは口蓋右側の最も奥に位置していた．一方，PAPを装着したとき，被験者B,Cの舌力の作用点は口蓋形状の重心の近くに移動していることがわかる．

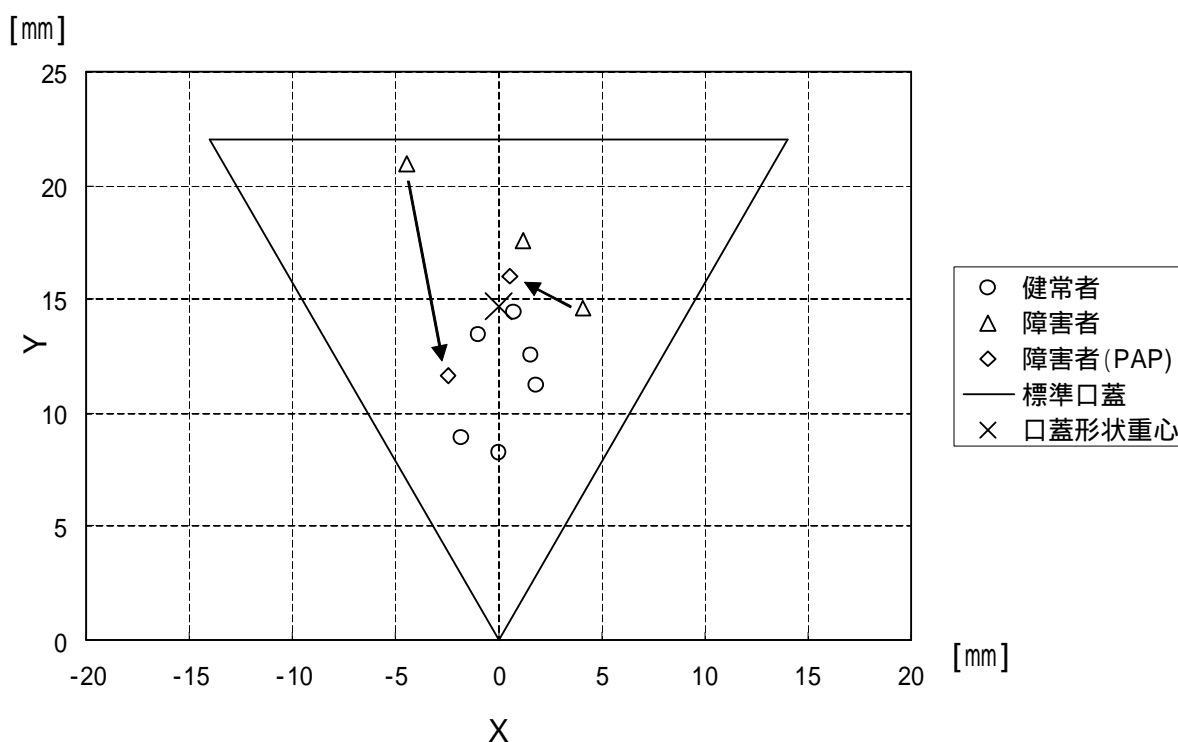


図6.8 舌力の作用点の比較結果

障害を持つ被験者に対し，製作したPAPの効果調べるために，語音明瞭度検査を行った．表6.4に語音明瞭度検査の結果を示す．検査者5名による聞き取りの正聴率の平均値を評価である．PAPを装着することで，被験者Bでは，単音で15.2%，単語で14.4%の改善が見られた．

また，被験者Cでは，単音23.9%，単語13.6%の向上が認められた．両方の被験者ともPAPを装着した時には，日常の意思伝達がストレス無く行うことができるレベルであると判断できる．

表 6.4 PAP の有無による語音明瞭度検査結果の比較

被験者B	PAP未使用時	PAP使用時	改善
単音	61.2%	77.6%	+ 15.6
単語	83.4%	95.6%	+ 12.2
文章	3.1	2.5	+ 1.0

被験者C	PAP未使用時	PAP使用時	改善
単音	46.3%	68.7%	+ 22.4
単語	88.4%	98.8%	+ 10.4
文章	3.2	2.3	+ 0.9

6.5 考察

舌 - 口蓋接触圧計測システム臨床応用のためには、計測者（医師）、被験者（患者）双方の負担にならないための、より簡便なシステムが必要になる。特に、成長期の子供などの口蓋形状が変化する被験者の場合、口蓋形状が変化するたびに力センサー一体型人工口蓋プレートを作製しなおさなければならず、効率的とはいえない。そこで、人工口蓋プレートではなく舌力計測プローブを用いることを提案し、人工口蓋プレートによる健常者の計測結果をもとに、3点の舌力計測結果から舌力の作用点を求めることが可能であることを確認した。

この結果を元に、構音障害者を被験者として舌力の作用点を計測した結果、構音障害者の舌力の作用点は、健常者の舌力の作用点に比べて後方に位置し、口蓋形状の重心からも遠いことがわかった。また、被験者の使用している舌接触補助床（PAP）の各部の厚みを舌力の作用点が口蓋形状の重心に近づくように調整した結果、語音明瞭度の改善が見られた。このことから、舌力をリアルタイムにモニタリングすることは、構音障害の新たな治療法につながることを期待できる。

6.6 結言

本章では、構音障害者の舌力について計測した結果と、それをもとに行った治療について述べた。

6.2では、健常者の口蓋形状の計測結果をもとに、3点での舌力から舌力の作用点を求めることが可能であることを示した。6.3では、舌力計測プローブを用いたPDAベースの舌力計測システムについて述べた。6.4では、舌力計測システムを用いて構音障害者の舌力を計測した結果について述べた。また、計測結果をもとに舌接触補助床を調整した結果、舌力の作用点を口蓋形状の重心に近づけることで語音明瞭度に改善が見られることを明らかにした。

第7章 考察

本論文では、力センサー一体型人工口蓋プレートおよび舌力計測プローブを用いて、健常者と構音障害者の舌力を計測した。本章では、各章にて述べた結果について、再度考察する。

7.1 計測システムに関する考察

第2章において従来の顎口腔系の計測手法について述べた。本研究同様に舌 - 口蓋接触の圧力の計測を試みた例がある。ダイヤフラム型圧力センサを用いた例[9][10]では、感圧部はフィルム内部に感圧インクを用いて作られている。直径3.0mm、厚さ1.0mmと小型であるが、軟性があり、凹凸のある面に設置した場合、圧力を受けることで圧力センサ自体に曲げひずみが発生する。また、口腔内圧の変化によっても出力が変化するため、圧力のみを測定しているとはいえない。さらに、出力信号が小さいという問題もある。最近では、静電容量型感圧フィルムをプラスチックシートに接着したものを口蓋面に取り付け、256点の感圧部が2mm間隔という高空間分解能で配置された口蓋プレートを用いて舌と口蓋の接触圧を計測した例[23]もあるが、出力は微量であるため、S/N比の面でも実用的な計測システムとはいえない。

次に、第3章において本研究で開発した舌 - 口蓋接触圧計測システムについて述べた。本研究で用いたセンサは、 $2.2 \times 4.5 \times 1.1$ mmと小型の片持ち梁型の力センサである。直径1.4mmの円柱形の応力伝達部に加えられた垂直方向の力を、梁に接着した歪みゲージにより検出する。歪みゲージには防水処理をしており、口腔内での使用においても唾液などの影響で出力が変化することはなかった。この力センサを、厚さ0.5mmのプラスチック板を口蓋形状に合わせて熱成型した人工口蓋プレートを製作し、その上に力センサを配置した力センサー一体型人工口蓋プレートを製作した。力センサは、発音時および嚥下動作時の特に歯茎部と舌尖部の接触圧分布を計測するために、歯茎部を含む前歯から左右6歯までの範囲に16個配置した。

力センサー一体型人工口蓋プレートは、被験者の口蓋形状に合わせて成型するため、被験者ごとに製作しなければならないという欠点はあるが、力センサの位置を3次元で計測することが可能であり、力センサの配置に再現性があるなど、舌 - 口蓋接触圧の計測に適している。

力センサの出力と位置座標から、舌 - 口蓋接触圧分布と、舌力を計測することができ、特に舌力は、その方向、作用点を求めることも可能である。これにより、従来計測することが困難であった舌 - 口蓋接触圧分布を視覚的に確認することが可能とな

り、舌力およびその作用点を舌運動を解析するための1つの指標として扱うことが可能となった。

7.2 健常者を対象とした実験結果に関する考察

第4章にて行った、舌 - 口蓋接触圧計測の結果について考察する。

まず、発声時の舌力についてであるが、最近、J. B. Moon, D. P. Kehnらが、軟口蓋が咽頭後壁に接触し鼻咽腔を閉鎖する強度をバルーン型の圧センサを用いて計測している[24]。この研究では、母音発声時における鼻咽腔閉鎖強度は30～60gwとなっている。本研究で行った舌 - 口蓋接触圧計測の結果、子音 /t/、/d/、/n/ と後続5母音による15音についての発音時の舌力は14gw～60gwであった。個人差や計測対象とした音の違いがあるので厳密な比較はできないが、舌力と鼻咽腔閉鎖強度には大差がないと考えられる。また、子音 /t/ 発音時に必要な舌力は、/d/、/n/ の2音に比べ大きいことが確認できた。これは/t/発音時には舌により口腔を閉鎖して口腔内圧を高める必要があるためであり、音声学的に考えても妥当な結果と考えられる。

後続母音と舌力との関連性については、後続母音の違いによる有意差は認められず、舌力は後続母音の種類には依存しないといえる。また、口蓋形状の重心と舌力の作用点の関係においては、子音母音の区別なく、舌力の作用点は口蓋形状の重心の付近にあることがわかった。

続いて、嚥下動作時の舌力について、舌力の作用点は、舌力が最大になる前後で異なる特徴を示した。舌力が最大になるまでの間は、舌力の作用点が口蓋の前方から口蓋形状の重心に向けて正中線上を移動する。その後、舌力の作用点を口蓋形状の重心に保ったまま、舌力が徐々に弱まっていく。この運動の様子は、Palmerの改訂嚥下モデル[25]における口腔期の2期そのものであり、この計測結果は嚥下動作時の舌運動を捉えているといえる。また、嚥下物の量や嚥下動作にかかる時間を変えたところ、舌力はそれに伴い変化することから、舌は認識された嚥下物に応じた一定の運動量を保って嚥下動作を行うことがわかった。また、口蓋形状の重心と舌力の作用点の関係について、発声時同様、嚥下時においても運動中の舌力の作用点が口蓋形状の重心に近い位置にあることが確認できた。

7.3 舌運動の口蓋形状適応性に関する考察

健常者の舌 - 口蓋接触圧計測の結果から、舌は口蓋形状の重心を目標に運動することが示唆された。そこで、口蓋形状を変化させ、舌運動の口蓋形状の変化に対する適応性を調べた。口蓋の右半分に突起物を設けた非対称口蓋プレートを作製し、口腔が一時的に狭くなった状態で舌 - 口蓋接触圧の計測を行った。

計測結果より、舌力の作用点については、発声、嚥下ともに口蓋形状の重心の近くに移動することが確認できた。舌力については、発話動作時には特に変化は見られなかったが、嚥下動作時には、一度最大舌力を迎えた後、舌力が一定になるのではなく、少し強まってから弱まることが確認できた。また、最大舌力の大きさに注目すると、発音時には、プレートによる違いは見られなかったのに対し、嚥下時の最大舌力は、非対称口蓋プレートを使用することで約3倍になることが確認できた。

このことから、発声動作は、口蓋形状の変化に対して適応したのに対し、嚥下動作時には、口蓋形状の変化に適応できなかったと考えられる。これは、脳における舌運動の制御メカニズムの差、つまり、嚥下動作が先天的機能であると共に咽頭における嚥下反射の影響を受けた舌運動であり、一方、発声動作は後天的に学習を行う舌の随意運動を基本としていることに起因すると考えられる。

7.4 構音障害者の舌運動の計測結果に関する考察

健常者を対象とした計測結果をもとに、舌 - 口蓋接触圧計測システムの臨床応用を行った。被験者は、それぞれ構音障害の治療のために舌接触補助床を使用しており、力センサー一体型人工口蓋プレートを使用することが困難であった。そこで力センサー一体型人工口蓋プレートの代わりに、同じ力センサを用いて舌力計測プローブを製作した。また、医師が計測システムを操作し、計測結果をリアルタイムに確認することを可能とするため、PDAを用いた舌力計測システムを開発した。

構音障害者の /ta/ 発音時の舌力を計測した結果、健常者の舌力の作用点に比べ口蓋後方に位置することがわかった。また、最大努力時の舌力もあわせて計測した結果、両者にほとんど差のない被験者もいた。健常者の発話時における口腔内の筋活動を計測した例では、/ta/ 発話時の筋活動は、最大努力時における筋活動のおよそ20%であるとの報告があり[17]、自然な発話動作のためには、予備力(最大努力時の舌力と発音時の舌力の差)が必要であるといわれている。

舌力をリアルタイムにモニタリングしながら、舌力の作用点が口蓋形状の重心に近づくように、また、十分な予備力を持つように舌接触補助床の調整を行った。その前後で語音明瞭度検査を行った結果、語音明瞭度の改善が見られた。

このことから、舌 - 口蓋接触圧の計測は音声言語治療にとって有効な手法であるといえ、本研究により開発したシステムが音声言語治療に役立つことが確認できた。特に本研究により開発した舌力計測システムはPDAを用いているため、計測器本体が非常に小型で、計測する環境を選ばない。そのため、病院内で医師が患者の状態を検査するためだけでなく、患者が自宅で自身の舌力を計測することで、リハビリテーション機器として使用することも可能である。

第8章 結論

本論文は、現在、顎口腔機能の治療において計測が望まれている舌 - 口蓋接触圧分布ならびに舌力の計測について、舌 - 口蓋接触圧の計測手法、健常者の舌 - 口蓋接触圧の計測・解析の結果と、構音障害者への治療への応用について述べた。

第2章では、顎口腔系の機能として、音声の生成過程および摂食嚥下運動に関する知見と、顎口腔系の計測技術について述べた。さらに音声言語機能障害とその治療法について述べ、音声言語学、医用工学において、舌の力制御機能の解析が重要であることを指摘した。

第3章では、舌 - 口蓋接触圧計測システムについて、まず、本研究で作製した力センサについての構造と特性について示し、力センサー一体型プレートによる舌 - 口蓋接触圧計測システムについて述べた。また、計測結果の解析方法について述べ、計測システムならびに解析手法についての検証を行い、舌 - 口蓋接触圧が計測可能であることを示した。

第4章では、口腔機能の健常者を対象に発話時および嚥下時における舌 - 口蓋接触圧の計測を行った結果について述べた。舌力の作用点は、子音の変化や個人による影響はなく、常に口蓋形状の重心付近に集中することを確認した。さらに嚥下時において、水量と舌力、嚥下速度と力積の関係について調べた結果、舌は、嚥下物の量に応じて一定の運動量で動作を行うことがわかった。

第5章では、第4章の結果を受け、口蓋形状を変形させたプレートを用いて、口蓋形状の変化に対する舌の運動適応性を調べた。舌力の作用点は、発話時および嚥下時の両方で口蓋形状の重心の変化に応じて移動していたが、舌力の大きさについては、発話時に大きな違いがないのに対し、嚥下時には大きく異なることから、舌運動は、発話動作では口蓋形状の変化に適応し、嚥下動作では完全には適応しないことがわかった。

第6章では、臨床応用のための舌力計測システムについて述べた。まず、少ない計測点で舌力の作用点を求めることが可能であることを述べ、計測を簡便に行うために開発した、PDAベースの舌力計測システムについて述べた。次に、本システムを用いて発話機能に障害を持つ被験者を対象に計測を行った結果について述べ、計測を行った例では障害者の舌力の作用点は、健常者に比べ、口蓋形状の重心から離れた位置にあることを指摘した。また、舌力の計測を行いながら、舌力の作用点が口蓋形状の重心付近に来るよう舌接触補助床を修正した結果、被験者の語音明瞭度が向上したことを報告した。

第7章では、これらの結果についての考察を行った。

本研究では、前歯歯茎部における舌 - 口蓋接触圧を計測するために、力センサー一体型人工口蓋プレート上の力センサの配置を決定した。本研究で用いた配置(前歯正中から左右第2小臼歯と第1大臼歯にかけての範囲)では、子音 /t/、/d/、/n/ 発声時における舌 - 口蓋接触圧の計測には十分であったが、嚥下時における舌 - 口蓋接触の計測を行うにあたっては、もう少し口腔の奥側へ配置することで、舌 - 口蓋接触の範囲をより明確に出来た可能性がある。舌力計測プローブは、発声時の舌力を計測するために制作したが、嚥下時の舌力を計測するためには、例えば直線状に複数の力センサを配置するなど、別の形状のプローブが必要になると考えられる。

最近では、四肢麻痺患者にとっての数少ない可動部としての舌に注目し、車椅子を制御するインターフェース[26]や、電子楽器の演奏手法[27]として舌運動を利用することが提案されている。本研究で開発した力センサは小型かつ高感度であり、任意の位置に配置可能であることから、口蓋面のみならず口唇などへの配置を工夫することで、コンピュータのマウスなどの様々なインターフェースへの応用も可能である。

本研究は、音声言語治療の新たな手法となると考えるが、それだけではなく、様々なインターフェースの開発や改良にも有用な手法であると考えられる。

謝辞

本研究を遂行するにあたり,多大なる御指導と御鞭撻を賜りました,奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 千原國宏 教授に心より御礼を申し上げます。また,本研究の遂行に際し貴重なご意見を戴きました,奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 湊小太郎 教授,眞鍋佳嗣 助教授,大阪大学大学院 情報科学研究科 赤澤堅造 教授,ならびに奈良先端科学技術大学院大学 千原研究室の皆様へ深い感謝の意を表します。

さらに,本研究の遂行に際し,貴重な御意見を戴きました大阪電気通信大学大学院 工学研究科 松村雅史教授,新川拓也講師,さらに,本研究を行うにあたり,有益な御協力と御助言を戴きました,大阪大学大学院歯学研究科 和田健 名誉教授,館村卓 教授,および歯学部附属病院 顎口腔機能治療部 野原幹司先生をはじめとする同病院の諸先生方に心より御礼申し上げます。

本研究に参加され,よき共同研究者となって戴いた,鳥居拓 氏,山崎仁嗣 氏,太田有美 氏,窪田倫子 氏,土田ちあき 氏,濱田晃平 氏,大倉豊秀 氏,北口亜矢子 氏,長池将則 氏,満田健司 氏,内村友也 氏,清水大作 氏,水内宏一 氏,小田桐学 氏,黒住智子 氏,森下可奈子 氏に,心より感謝致します。

本研究の遂行において,有益なる御助言を戴きました,安藤貴則氏,石山統一氏,楠元博之氏,西原健太氏,東大輔氏を始め,大阪電気通信大学医療福祉工学部松村研究室の諸氏に厚く御礼申し上げます。

参考文献

- [1] G.Fant : “ Acoustic theory of speech production ”, Mouton , 1970
- [2] 杉浦淳, 松村雅史, 藤井克彦 : “ 声道形状の実測に基づく舌の調音モデル ”, 信学技報, SP89-38, 1989
- [3] 誉田雅彦 : “ 超音波を用いた舌形状の動的観測系 ”, 日本音響学会誌音声研究会資料, S84-105, 1985
- [4] C.B.Sonies , T.H.Shawker , T.A.Hall , L.H.Gerber , and S.B. Leighton : “ Ultrasonic observation of tongue motion during speech ”, J.Acoust. Soc. Am. , 70 , pp.683-686 , 1981
- [5] 緒方公一, 園田頼信 : “ 磁気センサによる調音運動の計測 ”, 電気学会論文誌 (C) , 144C , 3 , pp386-392 , 1994
- [6] 今泉敏 : “ 音声分野における測定法 ”, 音響学誌 , 47 , No.5 , pp.357-362 , 1991
- [7] W.Hardcastle : “ The use of electropalatography in phonetic research ”, Phonatica , 25 , pp.197-215 , 1972
- [8] 桐谷滋 : “ ダイナミック・パラトグラフィとその応用 ”, 日本音響学会誌 , Vol32 , pp.335-342 , 1976
- [9] 佐場野優一, 三浦康子, 尾股定夫 : “ 圧力センサーで測定された /t/ の調音運動における舌の力の動的特徴 ”, 日本音響学会音声研究会 , S58-100 , 1986
- [10] M. Wakumoto , S. Masaki , K. Honda : “ A pressure sensitive palatography : Application of new pressure sensitive sheet for measuring tongue-platal contact pressure ”, ICSLP98 , Fr1R21 , 1998

-
- [11] 古井貞熙著：“音響・音声工学”，近代科学社，1992
- [12] 金子芳洋，千野直一，才籐栄一，田山二郎，藤島一郎，向井美恵：“摂食・嚥下リハビリテーション”，医師薬出版株式会社，1998
- [13] 林義雄：“こえとことばの科学”，鳳鳴堂書店，1957
- [14] 日本音声言語医学会編：“声の検査法基礎編”，医歯薬出版株式会社，1979
- [15] S.Kiritani, K.Itoh and O.Fujimura：“Tongue-pellet tracking by a computer-controlled x-ray microbeam system”，J.Acoust.Soc.Amer.，57，pp.1516-1520，1975
- [16] 財団法人医療研修推進財団：“言語聴覚士指定講習会テキスト”，医歯薬出版株式会社，1998
- [17] クロード・ロベルジュ：“言語治療士への福音 - 言語障害コース設立への道”，日本聴能言語士協会会報，35，pp.1-16，1986
- [18] 福迫陽子他編：“言語治療マニュアル”，医歯薬出版株式会社，1984
- [19] 舘村卓，藤田義典，米田真弓，和田健：“脳血管障害・頭部外傷による運動障害性構音障害における鼻咽腔閉鎖機能 口蓋帆挙筋の筋電図による検討”，音声言語医学，41，1，pp.8-16，2000
- [20] Wheeler R.L.，Logemann J.A.，and Rosen M.S.：“Maxillary reshaping prostheses: effectiveness in improving speech and swallowing of postsurgical oral cancer patients”，J Prosthet Dent，43，3，pp.313-319，1980
- [21] Robbins K.T.，Bowman J.B.，and Jacob R.F.：“Postglossectomy deglutitory and articulatory rehabilitation with palatal augmentation prosthesis”，Arch Otolaryngol Head Neck Surg，Vol.113，No.11，

pp.1214-1218 , 1987

- [22] 野原幹司, 舘村卓, 和田健, 新川拓也, 松村雅史: “力センサーを用いたPAP (舌接触補助床) の製作法”, 第47回日本音声言語医学会総会, p.41, 2002
- [23] Tiede M, Perkell J, Zandiour M, Matthies M, and Stockmann E: “A new approach to pressure sensitive palatography using a capacitive sensing device”, Proc of 15th International Congress of Phonetic Sciences, pp.3149-3152, 2003
- [24] J.Moon, D.Kuehn and J.Huisman: “Measurement of velopharyngeal closure force during vowel production”, Cleft Palate-Craniofacial Journal, Vol.31, No.5, pp.356-363, 1994
- [25] Palmer JB: “Integration of oral and pharyngeal bolus propulsion: A new model for the physiology of swallowing”, 摂食・嚥下リハ学会雑誌1, pp.15-24, 1997
- [26] 一ノ瀬裕, 和久本雅彦, 本多清志, 東輝明, 佐藤隼二: “ワイヤレス式舌圧センサーを用いたヒューマンインターフェースと電動車椅子の制御への応用”, 信学論D-II, J86-D-II (2), pp.364-367, 2003
- [27] Niikawa T: “Tongue-controlled electro-musical instrument”, Proc of the 18th International Congress on Acoustics, Vol.III, pp.1905-1908, 2004
- [28] James F.Curtis 編, 笹沼澄子, 伊藤元信 監訳: “入門コミュニケーション機能障害”, 医歯薬出版株式会社, 1984
- [29] J.A.Logemann 著, 道健一, 道脇幸博 監訳: “Logemann 摂食・嚥下障害”, 医歯薬出版株式会社, 2000
- [30] 関谷壮, 角誠之助, 谷村眞治, 岡本正明, 金岡昭治: “最新材料力学”,

朝倉書店，1990

- [31] 桐谷滋：“日本語母音，子音調音の隣接音の影響による変動”，日本音響学会誌，Vol.34，pp.132-139，1978
- [32] 山田昭治：“調音時の舌圧変動に関する実験的研究”，歯科学誌，Vol.47(1)，pp.68-87，1984
- [33] 和久本雅彦，青山一美，正木信夫，本多清志，大上壽一：“子音調音時の舌口蓋接触圧の観測”，日本音響学会研究発表会講演論文集，2-P-18，p.32，1998
- [34] 鈴木時彦，誉田雅彰，岡留剛：“多次元不変特徴タスクを用いた調音運動の軌道生成”，電子情報通信学会技術研究報告，Vol.99，No.74，pp.55-62，1999
- [35] 松村雅史，木村和生，吉野勝美，館村卓，和田健：“力センサー一体型人工口蓋床による舌 - 口蓋接触圧面の垂直応力分布の計測”，電気学会論文誌，Vol.114-C，No.11，pp.1073-1077，1994
- [36] 松村雅史，山崎仁嗣，辻竜之介，新川拓也，原久永，館村卓，和田健：“力センサーを配置した人工口蓋床による舌 - 口蓋接触圧分布と舌力の計測”，バイオメカニズム学会論文誌，Vol.16，pp.75-85，2002
- [37] 辻竜之介，松村雅史，新川拓也，野原幹司，館村卓，和田健：“舌 - 口蓋接触圧と舌力の計測”，信学技法，Vol.102，No.387，pp.17-20，2002
- [38] 新川拓也：“肢体不自由者のための楽器を作る - 顎口腔機能を用いた電子楽器演奏システムの開発 - ”，BME，Vol.18，No.3，pp.20-24，2004

研究業績

学術論文

- 1 松村雅史, 山崎仁嗣, 辻竜之介, 新川拓也, 原久永, 舘村卓, 和田健: “力センサを配置した人工口蓋床による舌 - 口蓋接触圧分布と舌力の計測”, バイオメカニズム学会論文誌, Vol.16, pp.75-85, 2002年6月(第3章・第4章)
- 2 辻竜之介, 松村雅史, 野原幹司, 舘村卓, 和田健: “舌 - 口蓋接触圧分布計測に基づく舌運動の解析 口蓋形状適応性”, 生体医工学, Vol.41 No.4, pp.172-180, 2003年12月(第5章)
- 3 辻竜之介, 松村雅史, 新川拓也, 野原幹司, 舘村卓, 和田健, 千原國宏: “発話時における舌 - 口蓋接触力の簡易計測法”, 電気学会論文誌C, Vol.124 No.11, pp.2221-2227, 2004年11月(第6章)

国際会議議事録

- 1 R.Tsuji, M.Matsumura, K.Nohara, T.Tachimura, T.Wada: “Analysis of tongue force adaptation to the change of palatal shape based on measurement of palatolingual contact pressure.”, Proc of 18th International Congress on Acoustics, Vol.III, pp.1331-1334, Kyoto, 2004年4月(第5章)
- 2 R.Tsuji, M.Matsumura, K.Nohara, T.Tachimura, K.Chihara: “A PDA-BASED MEASUREMENT SYSTEM OF TONGUE FORCE FOR CLINICAL APPLICATION.”, IFMBE Proc.2005 11(1), 2089F, Prague, 2005年11月(第6章)

研究会発表

- 1 松村雅史, 山崎仁嗣, 辻竜之介, 新川拓也, 原久永, 舘村卓, 和田健: “力センサを配置した人工口蓋床による舌 - 口蓋接圧分布と舌力の計測”, 第17回バイオメカニズム・シンポジウム, pp.323-332, 新潟, 2001年7月(第3章・第4章)

-
- 2 辻竜之介，松村雅史，山崎仁嗣，原久永，舘村卓，和田健：“舌 - 口蓋接触圧のリアルタイム計測システム”，平成 13 年電気関係学会関西支部連合大会，G43，2001 年 11 月（第 3 章・第 4 章）
 - 3 松村雅史，山崎仁嗣，辻竜之介，新川拓也，舘村卓，和田健：“力センサー一体型人工口蓋プレートによる舌 - 口蓋接触圧の計測 - 口蓋形状との関連について - ”，信学技報，Vol.101，No.406，pp.121-128，大阪，2001 年 11 月（第 5 章）
 - 4 辻竜之介，松村雅史，新川拓也，野原幹司，舘村卓，和田健：“舌 - 口蓋接触圧と舌力の計測”，大阪，信学技報，Vol.102，No.387，pp.17-20，2002 年 10 月（第 3 章・第 4 章）
 - 5 辻竜之介，松村雅史，野原幹司，舘村卓，和田健：“舌 - 口蓋接触圧分布計測に基づく舌の力制御の適応性の解析”，生体医工学シンポジウム，pp.88-90，北海道，2003 年 9 月（第 5 章）
 - 6 辻竜之介，松村雅史，野原幹司，舘村卓，和田健：“舌 - 口蓋接触圧分布計測に基づく舌の力制御の口蓋形状への適応性の解析”，信学技報，Vol.103，No.376，pp.7-12，京都，2003 年 10 月（第 5 章）
 - 7 辻竜之介，松村雅史，野原幹司，舘村卓，和田健：“舌 - 口蓋接触圧分布計測に基づく舌の動的特徴の解析”，平成 15 年電気関係学会関西支部連合大会，G48，大阪，2003 年 11 月（第 5 章）
 - 8 辻竜之介，松村雅史，新川拓也，野原幹司，舘村卓，和田健，千原國宏：“小型力計測プローブを用いた舌 - 口蓋接触力の簡易計測法”，第 19 回生体・生理工学シンポジウム論文集，pp.101-102，大阪，2004 年 11 月（第 6 章）