

# 博士學位論文

題 目

乳児の吸啜時における舌が乳首に与える力の計測と臨床応用に関する研究

担当指導教員名 新川 拓也 ⑩

申請年月日 2014 年 2月 3 日

申請者専攻名 医療福祉工学専攻

学 生 番 号 DL11A001

氏 名 西 恵理 ⑩

大阪電気通信大学大学院

# 目次

第1章 緒論.....	1
第2章 乳児の哺乳行動に関する知見と計測手法の検討.....	3
2.1 緒言 .....	3
2.2 胎児の成長と反射の発現に関する知見 .....	3
2.2.1 胎児の成長と哺乳にかかわる反射の発現.....	3
2.2.2 在胎週数および低出生体重児に関する定義.....	6
2.3 哺乳行動に関する従来研究 .....	7
2.3.1 舌の運動様態の観察 .....	7
2.3.2 吸啜時に生じる圧力の計測.....	10
2.3.3 哺乳障害をかかえる児における問題の分類.....	11
2.4 舌の運動メカニズムの解明を目指した計測手法の検討.....	12
2.5 結語 .....	13
第3章 舌－人工乳首接触力計測システムの構築.....	14
3.1 緒言 .....	14
3.2 カセンサの基本原理.....	14
3.2.1 片持ち梁型カセンサの基本構造.....	14
3.2.2 梁の変形とたわみ曲線.....	16
3.3 カセンサ内蔵型人工乳首の構造 .....	17
3.4 カセンサ内蔵型人工乳首の特性評価 .....	22
3.4.1 静特性および動特性評価 .....	22
3.4.2 干渉の評価 .....	23
3.5 舌－人工乳首接触力計測システムの構成.....	25
3.6 検討 .....	26
3.7 結語 .....	27

第4章 吸啜時における舌が乳首に与える力のリアルタイム計測と力分布の推定 ....	28
4.1 緒言 .....	28
4.2 舌が人工乳首に与える力の計測.....	28
4.3 乳首表面上における力の中心位置の推定 .....	33
4.4 舌隆起部の移動速度の算出 .....	40
4.5 舌が乳首に与える力の方向および力分布の推定 .....	43
4.6 考察 .....	48
4.7 結語 .....	50
第5章 吸啜に問題をかかえる児における舌が乳首に与える力の計測.....	51
5.1 緒言 .....	51
5.2 健常児と吸啜に問題をかかえる児における力の計測と比較.....	51
5.3 健常児と吸啜に問題をかかえる児における成長に伴う力の経時的変化 .....	55
5.4 考察 .....	59
5.5 結語 .....	60
第6章 結論 .....	62
参考文献 .....	64
謝辞 .....	70
研究業績目録 .....	71

## 第 1 章 緒論

乳児は出生後まもなくから母親の乳首を口腔内に取り込み、乳汁を摂取することが可能となる。ただし、早産児（在胎 37 週未満に出生した乳児）および低出生体重児（出生体重が 2500g 未満の乳児）は、吸啜準備期間としての胎内生活が早期に中断されるため、出生時に原始反射が確立していないことが多い。この際、出生後まもなくからカテーテルを用いた経管栄養が行われるが、使用が長期に渡ると吸啜・咀嚼機能の発達に影響を及ぼすことが考えられるため、成長に伴い経口哺乳に移行する必要がある。現在、この移行時期の決定において、乳児の口腔内に指を挿入し、吸啜反射の有無、舌の動き、および口腔内陰圧等を感覚的に推定する手法が用いられており、舌運動機能を定量的に評価する手法が求められている。

また、脳性麻痺児における運動療法では障害を早期に発見し、訓練を開始することが機能改善に有効であるといわれている。従来研究において、吸啜反射をはじめとする原始反射の反応パターンと運動パターンを分析する評価法は、口腔の運動障害を早期に発見するのに有効であったと報告されており、口腔内運動機能を評価することで先天性疾患の早期発見が可能であると示されている。

このように、吸啜時における乳児の口腔運動機能を解明することは、吸啜不良をはじめとする様々な問題をかかえる児を支援するために必要不可欠であると考えられ、医学、工学の両面から求められている。

1958 年、吸啜時における口腔機能を解明する第一歩として、X 線撮像法による舌運動の観察が試みられた。近年、より安全な画像診断装置を用いて観察した結果、吸啜時において舌中央部に隆起が発生し、舌尖部から舌根部へ波状にうねらせる運動、いわゆる“蠕動様運動”をしていることが明らかとなった。また、この蠕動様運動によって形成される口腔内圧力に着目した研究が行われ、吸啜時に発生する陰圧を計測した研究成果がいくつか報告されている。これらの研究によって、吸啜時に乳汁を乳首から吸い出すために必要な圧力は明らかとなったが、圧力を生成する舌の運動メカニズムが不明である。このため、舌運動の力学的計測が不可欠であり、舌が人工乳首のどの部位にどの程度の力を与えているかを直接計測する必要がある。

このような背景をもとに、本研究では、吸啜時における舌の運動メカニズムを解明するために、乳児の舌が人工乳首に与える力の直接計測を行った。さらに、臨床への適用を試みるために吸啜に問題をかかえる児に対して計測を行った。

まず、小型力センサを複数個内蔵した人工乳首を開発し、乳首のどの部位にどの程度

の力を与えているかを直接計測し、舌の中心位置の推定、舌隆起部の移動速度の算出、力方向の推定および力分布の推定を行った。さらに、臨床においても簡便に使用できるリアルタイム計測システムを構築し、吸啜に問題をかかえる児を対象に計測を行い、健常児との比較を行った。さらに、成長に伴う力の経時的変化について示した。

以下に各章の概要を示す。

第2章では、乳児の哺乳行動に関する知見と計測手法の検討について述べる。まず、乳児の成長と反射の発現に関する知見について示し、哺乳行動に関する従来の研究について概説する。さらに、従来の研究における問題点と課題を明らかにし、舌の力学的作用の解明を目指した計測手法について検討を行う。

第3章では、乳児の舌が人工乳首に与える力を計測するために構築した舌－人工乳首接触力計測システムについて述べる。まず、力センサの基本原理として、片持ち梁型力センサの基本構造について説明し、本研究で使用する梁の変形について述べる。さらに、力センサ内蔵型人工乳首の構造および力センサの特性評価について述べ、舌－人工乳首接触力計測システムの構成について説明する。

第4章では、第3章で示した計測システムを用いて、吸啜時における舌が乳首に与える力のリアルタイム計測を行い、舌が乳首のどの部位にどの程度の力を与えているかを明らかにする。さらに、計測結果を用いて、力の中心位置の推定、舌隆起部の移動速度、力の方向および力分布を推定した結果について示す。

第5章では、臨床への適用を目指し、吸啜に問題をかかえる児における舌が人工乳首に与える力を計測した結果について述べる。まず、健常児の群と吸啜に問題をかかえる児の群における力を比較した結果について述べ、2群にどのような特徴があるかを明らかにする。さらに、健常児と吸啜に問題をかかえる児における成長に伴う力の経時的変化を確認する。

最後に、第6章で本研究の成果をまとめる。

## 第 2 章 乳児の哺乳行動に関する知見と計測手法の検討

### 2.1 緒言

本章では、乳児の哺乳行動に関する知見と計測手法の検討について概観する。すなわち、2.2 では、胎児の成長と反射の発現に関する知見について概説し、2.3 では、哺乳行動に関する従来研究について述べる。2.4 では、従来の研究における問題点と課題を明らかにし、舌の力学的作用の解明を目指した計測手法について検討を行う。

### 2.2 胎児の成長と反射の発現に関する知見

#### 2.2.1 胎児の成長と哺乳にかかわる反射の発現

図 2.1 に受精から出生後 1 年の発達区分、胎児の発育と運動の発達および反射の発現についてまとめたものを示す。

乳児は、胚芽期、胎児期を経て、在胎 37 週以上 42 週未満で出生する。胎児期において、脳、臓器、骨格、筋、脂肪等の身体形成に伴い、原始反射が発現する<sup>[1]</sup>。原始反射は脊髄・脳幹に反射中枢をもち、胎生 5～6 ヶ月より発現し、脳の成熟とともに消失し始め、さらに高次の神経機構（中枢・大脳皮質）の完成により抑制されていく反射である。原始反射が存在する時期にはその反射が関与する随意運動は見られず、またその随意運動が出現するとその原始反射は消失するという密接な関係がある<sup>[2]</sup>。

原始反射の代表的なものとして、音の刺激などで抱きつくときのように腕を内転させるモロー反射、足を床につけ身体を前に傾けると歩行する歩行反射、上肢を大きく開き手掌を圧迫すると手が閉じる手掌把握反射、口腔内に指などを挿入すると吸い付く吸啜反射などがある。

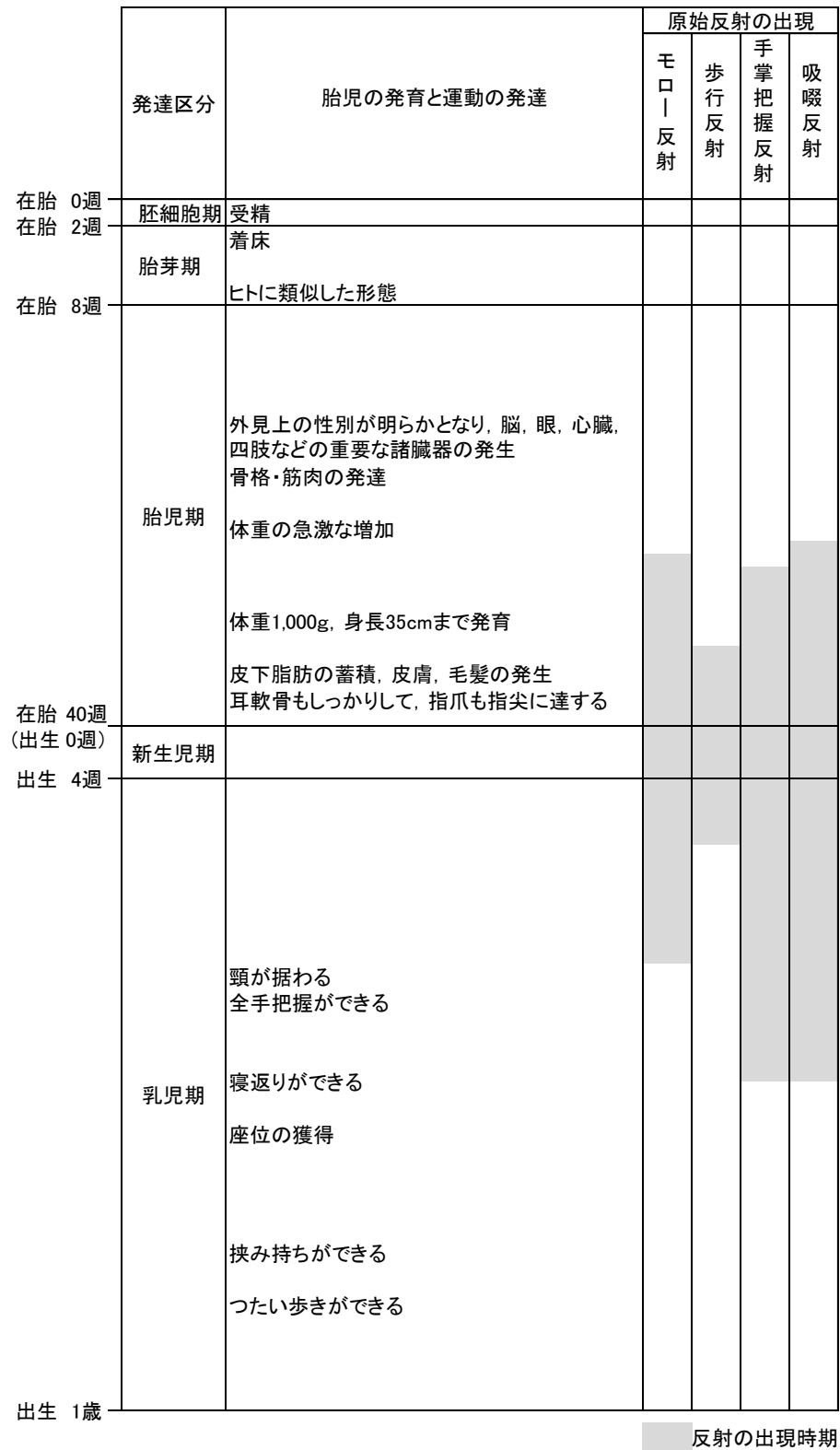


図 2.1 胎児の発育と反射の発現

特に、哺乳運動を形成するためには、原始反射のうち次に示す「口唇探索反射」「吸啜反射」「嚥下反射」が必要不可欠であり、それぞれ「吸着」とよばれる口唇による乳輪から乳首への密着・密閉機能、「吸啜」とよばれる舌運動、「嚥下」とよばれる母乳を食道へ移送する働きを実現する<sup>[3]</sup>。図 2.2 に哺乳に関わる器官を示す。

- 口唇探索反射

：乳児の口唇や頬をふれたりつついたりすると、刺激のあった方に頭や顔をむける。この際に口腔内に乳首を挿入することにより、吸着が可能となる。在胎 32 週までに完成し、生後 7 ヶ月ごろ消失する。

- 吸啜反射

：口腔内に指などを挿入すると吸い付く。この際に、舌は波状にうねりながら、口腔内に引き込まれた乳首・乳頭を圧搾する。在胎 32 週までに完成し、生後 4 ヶ月ごろ消失する。

- 嚥下反射

：液体が軟口蓋と舌背面の知覚神経を刺激することで嚥下運動が誘発される。この反射によって母乳は食道へ流入される。胎児は在胎 11 週から嚥下しはじめる。反射性のものと自発運動によるものがある。



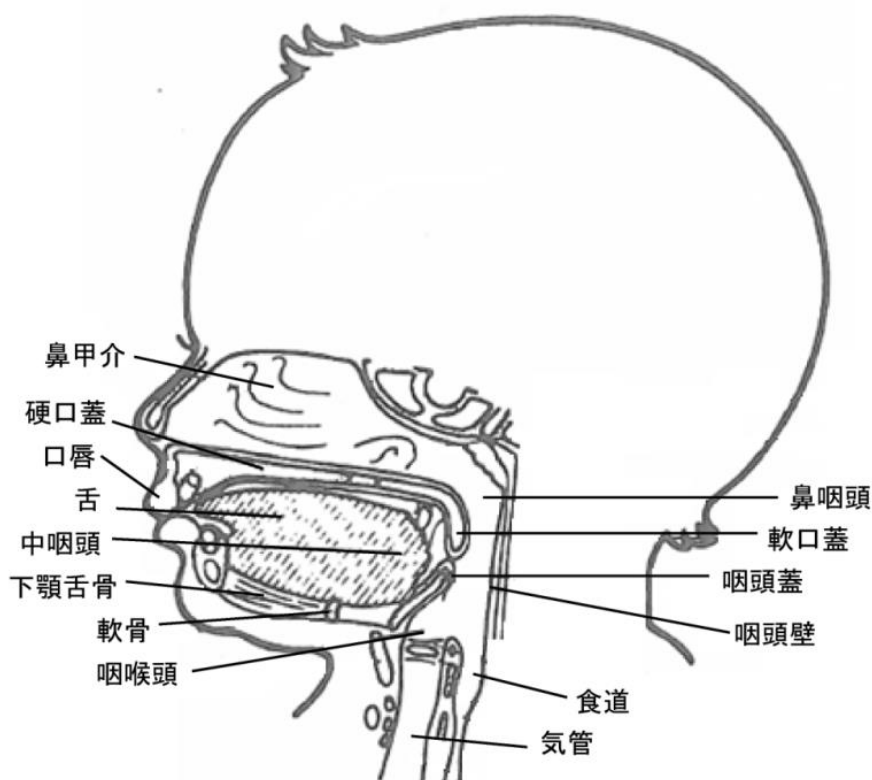


図 2.2 哺乳に関わる器官<sup>[3]</sup>

## 2.2.2 在胎週数および低出生体重児に関する定義

世界保健機関（WHO）による疾病および関連保健問題の統計分類一第 10 回改訂（ICD-10）において、乳児は在胎週数および低出生体重児に関して次のように定義され<sup>[4]</sup>，現在は、「未熟児」という用語は原則として使用されていない。

- 在胎週数による定義と用語

過期産児：在胎 42 週以上で出生した乳児

正期産児：在胎 37 週以上 42 週未満に出生した乳児

早産児：在胎 37 週未満に出生した乳児

超早産児：在胎 28 週未満に出生した乳児

- 低出生体重児に関する定義と用語

低出生体重児：出生体重が 2500 g 未満の乳児

極低出生体重児：出生体重が 1500 g 未満の乳児

超低出生体重児：出生体重が 1000 g 未満の乳児

近年、わが国の出生数は減少傾向に関わらず、早産児および低出生体重児の出生率は増加している<sup>[5]</sup>。早産児においては、1980 年には在胎 37 週未満で総出生数の 4.1 %，在胎 28 週未満では 0.1 % だったが、2010 年にはそれぞれ 5.7 %，0.3 % と増加している。また、低出生体重児においては 1980 年が 2500 g 未満は 5.2 %，1000 g 未満は 0.1 % であったのが、2010 年にはそれぞれ 9.6 %，0.3 % と増加している。これは、医療技術の進歩に伴う結果であるが、妊娠中毒症や子宮内発育遅延など合併した場合、出産時期を早くして母体および新生児の治療を行ったほうが良好な結果が得られるとする母体・胎児管理の基本的な考え方が普及したことも一因となっている<sup>[6]</sup>。

## 2.3 哺乳行動に関する従来研究

### 2.3.1 舌の運動様態の観察

乳児の吸啜時において主体的に動く舌の動きを解明するために、口腔内の撮影が盛んに行われ、舌、顎の運動を観察した例が多数報告されている。これにより、乳児の吸啜時における舌の運動様態が明らかとなった。

1958 年において、Ardan<sup>[7]</sup> は、乳汁に造影剤を混入し、X 線撮像法による舌運動の観察を試みた。下顎が上昇するにつれて乳首根元部は舌と口蓋で圧迫されることが観察されたため、圧迫する力のみで哺乳していると考えられていたが、この考えは近年の研究結果から否定されつつある。また、小国<sup>[8]</sup> は、蛍光増倍管を応用した X 線撮像法を用いて、乳児の吸啜における食道の様子を観察した。その結果、陰圧を利用して乳汁を口腔内に吸引し、舌と軟口蓋で食道へ押し込む反復運動が観察された。X 線撮像法は、比較的鮮明な画像を得ることは可能であるが、被爆の懸念から乳児を対象とした計測に用いられることは少ない。近年では、より安全に口腔内の撮像を行うために、カメラや超音波断層像を用いた手法が提案されている。

Eishima<sup>[9]</sup> は、哺乳瓶の底に取り付けた小型のビデオカメラを用いて、冠状面におい

て乳児の舌運動を直接観察する手法を提案した。この結果、乳児の舌が乳首を包み込んで、蠕動させて乳汁を摂取することが明らかとなった。また、Iwayama ら<sup>[10]</sup> は、ファイバースコープを用いて生後 14 ヶ月まで吸啜時の口腔内運動を観察し、舌先端の中央部の隆起が生後 3 ヶ月にかけて徐々に低くなり生後 10 ヶ月には消失すること、乳首先端の包み込みは新生児期には全く隙間がないが、生後 1 ヶ月頃から徐々に弱くなり、生後 6 ヶ月には消失することを報告した。

また、超音波断層法を用いて、乳児の口腔内運動を観察した研究も多く報告されている<sup>[11]・[15]</sup>。超音波断層法による計測は、画像が鮮明でないため全体像は把握しにくい、母親の乳首から直接母乳を摂取する際に、乳児の頬にプローブを当て舌の様態を観察することが可能である。Bosma ら<sup>[11]</sup> は、超音波断層法を用いて、正中面における舌運動の様態を観察した。その結果、舌の隆起を舌尖部から舌根部へ移動させることにより、乳首を圧縮または搾乳し、乳汁を咽頭に向かって推進させることが明らかとなった。Miller<sup>[12]</sup> は、超音波断層法を用いて早産児における哺乳瓶を用いて乳汁を摂取した場合とおしゃぶりをを用いて乳汁を摂取しない場合での舌の動きを観察した。Nowak ら<sup>[13]</sup> は、超音波断層法を用いて、複数の形態の異なる人工乳首を使用した際における吸啜メカニズムの違いを示した。その結果、歯科矯正用に形成された乳首は、他の標準的な形態をした乳首と比較して有意に圧搾できると報告している。さらに、人工乳首での哺乳と直接哺乳との比較も行い、同様の口腔内運動が示されたことを報告した。

これらの研究成果より、明らかとなった吸啜時における舌の運動様態について述べる。図 2.3 に正中面における吸啜時の舌の動きを示す。

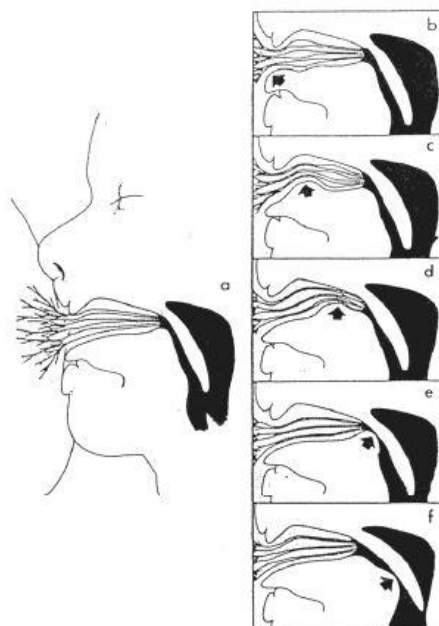


図 2.3 吸啜時の舌の動き<sup>[14]</sup>

- 図 2.3・a：乳頭と乳輪部によって形成される吸い口は、口腔内に取り込まれている。軟口蓋は弛緩し、鼻咽頭は呼吸できるよう開いている。舌は安静位をとり、乳首を包み込むように密着している。
- 図 2.3・b：下顎が一瞬下がった後、乳首根元部を加圧するために舌尖部が挙上する。
- 図 2.3・c：舌の中央部に隆起が発生し、口蓋を上を押しながら、隆起は舌尖部から舌根部へ波状に動く。この蠕動様運動とよばれる動きによって、乳頭から乳汁を圧搾する。舌根部が下がり、乳汁が口腔にたまる。
- 図 2.3・d：隆起は舌根部に移動し軟口蓋を圧迫する。
- 図 2.3・e：舌の隆起が軟口蓋に達すると、口蓋挙上筋が収縮し、軟口蓋が挙上して鼻腔を閉鎖する。乳汁は口腔咽頭に押し出され、十分な量に達していたら嚥下される。
- 図 2.3・f：一連の圧迫は舌根部にある付着部まで続く。舌の背部が下がり、陰圧ができ、さらに乳頭を引き寄せるため乳汁が再び口腔に入る。

このような舌の蠕動様運動による哺乳は生後 3 ヶ月前後に消失し、それ以降は舌の上下運動による哺乳に変化することが明らかになっている<sup>[10]</sup>。

## 2.3.2 吸啜時に生じる圧力の計測

舌の乳首に対する力学的作用を解明するために、吸啜時に生じる圧力を計測した手法が多く提案されている。

水野ら<sup>[16]</sup>は人工乳首にカテーテルを接続し、超小型半導体圧力トランスデューサを介して口腔内陰圧の変動を計測した結果、正期産児において生後 6 時間から 5 日にかけて哺乳速度、口腔内陰圧、哺乳頻度および吸啜持続時間に有意な差を認め、吸啜行動の発達および適応は出生後急速に行われると報告している。また、在胎 32 週未満早産児 13 例を対象に同計測を行った結果<sup>[17]</sup>、哺乳速度、口腔内陰圧、哺乳頻度および吸啜持続時間に上昇がみられ、修正 36 週においては正期産児の口腔内陰圧に相当することを報告した。さらに、相澤ら<sup>[18]</sup>は、カテーテルを装着した人工乳首を用いて、口腔内陰圧および硬口蓋と舌により乳首を圧迫する力（以下、圧出圧と示す）を測定し、口腔内陰圧と圧出圧の調和について報告している。その結果、正期産児においては、口腔内陰圧と圧出圧は 1 : 1 の調和のとれたパターンがみられ、吸啜と圧出が交互に規則的に行われていることを示した。また、可児ら<sup>[19]</sup>は、口腔内陰圧および圧出圧を測定すると同時に超音波断層撮影を行った結果、乳首と口蓋の間に空間が見られるとともに陰圧が発生し始め、乳首から乳汁が噴出し、さらに舌が最もさがったときに一致して、陰圧もピークに達し乳汁が大量に口腔内に噴出すると報告している。また、母親の乳首から直接乳汁を摂取する場合、舌尖部から舌根部にかけて舌の動きが大きくなるのに対し、人工乳首を用いて摂取する場合では、舌が全体的によく動いていたと報告している。

田村ら<sup>[20],[21]</sup>は口腔内の動きが観察できる CCD ビデオカメラと乳首に対する吸引圧の変化を測定するセンサを内蔵した哺乳瓶および筋電図を用いて、乳児の舌および顎運動と口腔周囲筋の活動および吸引圧の関連について報告している。また、中島ら<sup>[22]</sup>は、同様の手法を用いて有弁型人工乳首および丸型人工乳首における吸引圧の波形の違いについて報告した。Hayashi ら<sup>[23],[24]</sup>は、超音波断層像で吸啜時における口腔内の舌運動を観察し、同時に吸引圧を計測することに成功した。

これらの研究成果より、吸啜時に生じる圧力を計測することが可能となり、さらに画像診断装置を併用することにより舌の運動様態と圧力の関連を見出した。

### 2.3.3 哺乳障害をかかえる児における問題の分類

乳児の摂食・嚥下障害は、哺乳障害として捉えることができ、栄養摂取、摂食・嚥下機能の発達、基礎疾患について考慮することが重要であると考えられている<sup>[25], [26]</sup>。また、発達過程にある乳児の症状は経過とともに大きく変化し、基礎疾患の予後も様々であるため、全身状態とともに哺乳障害について考察するべきである<sup>[27]</sup>。表 2.1 に哺乳障害の分類を示す<sup>[28], [29]</sup>。

低出生体重児や早産児は、出生前の成長発達が早期中断されるため、筋肉や神経機能に未熟性を伴う場合がある<sup>[30]</sup>。出生直後から経口哺乳が確立していない乳児に対して、カテーテルを用いた栄養摂取方法が採られるが、経管栄養の長期使用は吸啜・咀嚼機能の発達に影響を及ぼすことが推測されるため、成長に伴い経口哺乳に移行する必要がある<sup>[31]・[33]</sup>。経口哺乳を開始する目安として体重や修正週数を基準とし、さらに指による触診が用いられるが、吸啜時の口腔内組織の動きは複雑であり評価するには経験と熟練を要する。尾本ら<sup>[34]</sup>は低出生体重児および早産児を対象に哺乳に関連した原始反射の出現時期について調査を行っている。吸啜反射については経口哺乳を開始するかなり以前から反射が出現している者が大多数であったため、経口哺乳開始時期を早めることも可能であると考察されている。

また、脳性麻痺の運動療法では障害を早期に発見し、早期に訓練を開始することが機能改善に有効であるといわれている。川口ら<sup>[35]</sup>は治療開始時期別に比較した結果、6ヶ月未満に始めた群、6ヶ月から12ヶ月までにはじめた群、12ヶ月以降に始めた群では生後6ヶ月未満に治療を開始したグループの運動発達が最も良好であったと報告している。また、穂山ら<sup>[36]</sup>は脳性麻痺児を対象に生後3ヶ月未満で早期診断を開始することによって、従来の軽症児は正常児近くまで、中等症は軽症まで、重症は中等症まで発達促進されたと報告している。高橋<sup>[37]</sup>は乳児期に口腔運動の障害を早期に発見することを目的として、吸啜反射をはじめとする原始反射の反応パターンと運動パターンを分析する評価法を作成した。この評価法を正常児および脳性麻痺を中心とした脳障害児に適用した結果、口腔の運動障害を早期に発見するのに有効であったと報告している。

これらの研究成果より、吸啜時における乳児の口腔運動機能を解明することは、様々な問題をかかえる児を支援するために必要不可欠であることが示された。

表 2.1 哺乳障害の分類<sup>[28],[29]</sup>

問題の分類	疾患例
未熟性による問題	低出生体重児, 早産児
解剖学的な構造上の問題	唇裂, 口蓋裂, 小顎症
中枢神経・末梢神経・筋の問題	脳性麻痺, 筋ジストロフィー症
咽頭・食道機能の問題	咽頭軟化症, 食道弛緩症
全身状態の問題	呼吸器, 心疾患, 全身感染症
精神・行動の問題	拒否, 経管栄養依存症
その他	口内炎, 薬剤副作用

## 2.4 舌の運動メカニズムの解明を目指した計測手法の検討

哺乳行動に関する従来の研究は、口腔内における舌運動の観察と吸啜時に生じる圧力の計測に関して、盛んに行われてきた。超音波断層法やビデオカメラを用いて口腔内を観察した結果、吸啜は舌の蠕動様運動が主体となっていて行われていることが示された。さらに、乳汁を摂取する際に生じる圧力が計測され、舌が乳首を圧迫する力と口腔内の陰圧とを互いに作用させることが重要であると示された。これら 2 つの圧力は吸啜時の舌運動によって生じているため、舌運動は乳汁を摂取する際に要となる運動といえる。つまり、舌の運動メカニズムを解明するためには、舌の蠕動様運動を力学的に捉える必要がある。また、早産児および低出生体重児は、吸啜準備期間としての胎内生活が早期に中断され、原始反射においても未熟であるため、経口哺乳できない期間が長期に及ぶことが多い。この際、出生直後からカテーテルを用いた経管栄養が行われるが、使用が長期に渡ると吸啜・咀嚼機能の発達に影響を及ぼすことが考えられるため、適切な時期に経口哺乳へ移行する必要がある。現在、この移行時期の決定において、乳児の口腔内に指を挿入する手法を用いており、定性的な評価にとどまっている。舌運動を定量的に評価することは、経口哺乳への移行時期を決定する指標のひとつになりうると考えられる。

さらに、脳性麻痺の運動療法では障害を早期に発見し、早期に訓練を開始することが機能改善に有効であり、吸啜反射を用いた評価法は運動障害を早期発見するのに有効であると報告されていることから、様々な問題をかかえる児の哺乳行動を支援するためには、吸啜時における乳児の口腔運動機能を解明することが必要不可欠であると考えられる。また、口腔内運動機能の解明は、新たな育児支援器具の開発に貢献できる。小林ら<sup>[38]</sup>は母体に優しく、搾乳効率の良い搾乳器を開発することを目的として、圧力センサを用いて吸啜時における口腔内陰圧を推定した。河村ら<sup>[39]</sup>は吸啜圧を計測すると同時に舌の動きを観察し、搾乳器を開発した。このように、吸啜時における口腔内の力学的計測は盛んに行われているが、舌運動を詳細に解明するためには、舌が乳首に与える力を複数の計測点で直接計測し、舌運動を推定する必要がある。

本研究では、乳首のどの部位にどの程度の力が舌によって与えられているのかを直接計測することを目的とし、計測結果より舌運動を推定する。具体的には、小型の力センサを複数内蔵した人工乳首を用いて、舌が人工乳首に与える力を計測し、乳首表面上における力の中心位置の推定、舌隆起部の移動速度の算出、力方向および力分布の推定を行った。さらに、臨床で簡便に計測できるシステムを目指して、PCをベースとした計測システムを構築し、吸啜に問題をかかえる乳児においても計測を行い、健常児との比較および経時的変化について検討した。

## 2.5 結語

本章では、乳児の哺乳行動に関する知見と計測手法の検討について述べた。すなわち、2.2 では胎児の成長と反射の発現に関する知見について概説し、2.3 では、哺乳行動に関する従来研究について述べた。2.4 では、従来の研究における問題点と課題を明らかにし、乳児の舌運動を詳細に解明するためには、舌が人工乳首に与える力を直接計測する必要があることを指摘した。



## 第 3 章 舌－人工乳首接触力計測システムの構築

### 3.1 緒言

従来、力学的計測においては、硬口蓋と舌により乳首を圧迫する力の計測、蠕動様運動によって生ずる口腔内陰圧の計測と、吸啜時に乳汁を乳首から吸い出す際に必要な圧力を総じて計測している例がほとんどであった<sup>[16]・[24]</sup>。乳児の吸啜時における舌運動を解明するためには、舌が人工乳首に与える力を直接計測し、乳首のどの部位にどの程度の力を与えているかを知ることが必要不可欠である。

本研究では、片持ち梁型力センサを人工乳首に内蔵し、これを乳児の口腔内に挿入するだけで力の計測が可能なシステムを開発した<sup>[40]・[43]</sup>。

本章では、舌－人工乳首接触力計測システムの構築について述べる。すなわち、3.2 では、力センサの基本原則として、片持ち梁型力センサの基本構造について説明し、本研究で使用する梁の変形とたわみ曲線について述べる。3.3 では、力センサ内蔵型人工乳首の構造について説明し、3.4 では、力センサ内蔵型人工乳首の特性評価について述べる。3.5 では、舌－人工乳首接触力計測システムの構成について説明する。3.6 では、それぞれの結果について検討する。

### 3.2 カセンサの基本原則

#### 3.2.1 片持ち梁型力センサの基本構造

図 3.1 に片持ち梁型力センサの基本構造図を示す<sup>[44]・[46]</sup>。本研究で用いる力センサは、梁の一端 B を固定支持し他端 A を自由とした片持ち梁構造である。自由端 A に集中荷重  $W$  が作用するとき、固定端 B の反力を  $R$  とすると、力の釣合い条件より

$$R = W \quad (3.1)$$

となる。自由端 A から距離  $x$  にある梁の任意の断面 a は、この断面の左側にある力  $W$  によって下方向に、右側にある反力  $R$  によって上方向にせん断作用を受けている。断面に作用するせん断力を  $S_x$  とすると、

$$S_x = -W \quad (3.2)$$

となる。

曲げモーメントに注目すると、断面 a において梁を上向きに凸に曲げようとすることから

$$M_x = -Wx \quad (3.3)$$

となる。固定端 B ( $x = l$ ) には

$$M_b = -Wl \quad (3.4)$$

が作用し、これが最大曲げモーメント  $M_{max}$  となる。

式(3.4)より、曲げモーメントは力に比例することがわかる。また、任意の点での歪みは曲げモーメントに比例するので、歪みと力は比例する。これにより、梁の表面に歪みセンサを貼付することにより、力を測定できる。

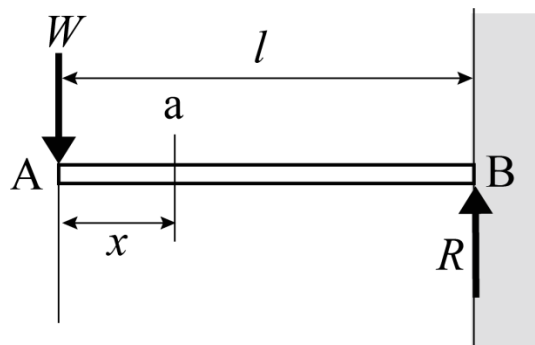


図 3.1 片持ち梁型センサの基本構造図

### 3.2.2 梁の変形とたわみ曲線

図 3.2 に梁が変形する際の構造図を示す<sup>[44]・[46]</sup>。

自由端から距離 $x$ における断面の曲げモーメント $M$ は

$$M = -Wx \quad (3.5)$$

たわみ曲線の基礎方程式より

$$\frac{d^2y}{dx^2} = -\frac{M}{EI} = +\frac{Wx}{EI} \quad (3.6)$$

積分すると

$$\frac{dy}{dx} = \frac{Wx^2}{2EI} + C_1 \quad (3.7)$$

梁は $x = l$ で固定されており、たわみ角は生じないので $dy/dx = 0$ となり、 $C_1 = -Wl^2/2EI$ が得られる。よって

$$\frac{dy}{dx} = \frac{Wx^2}{2EI} - \frac{Wl^2}{2EI} = \frac{W}{2EI}(x^2 - l^2) \quad (3.8)$$

積分して

$$y = \frac{W}{2EI}\left(\frac{x^3}{3} - l^2x\right) + C_2 \quad (3.9)$$

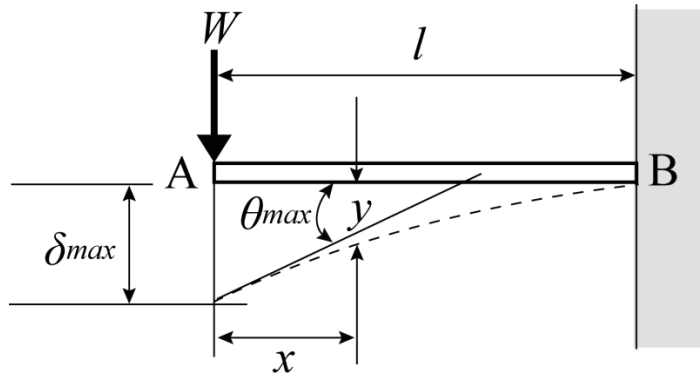


図 3.2 梁の変形

固定端( $x = l$ )でたわみは生じないので、 $y = 0$ となり $C_2 = Wl^3/3EI$ が得られる。よって

$$y = \frac{W}{2EI} \left( \frac{x^3}{3} - l^2x \right) + \frac{Wl^3}{3EI} = \frac{W}{6EI} (x^3 - 3l^2x + 2l^3) \quad (3.10)$$

となる。

最大たわみ角 $\theta_{max}$ は自由角( $x = 0$ )で生じ

$$\begin{aligned} \theta_{max} &= \left( \frac{dy}{dx} \right)_{x=0} = \left[ \frac{W}{6EI} (3x^2 - 3l^2) \right]_{x=0} \\ &= \frac{W}{6EI} (-3l^2) = -\frac{Wl^2}{2EI} \end{aligned} \quad (3.11)$$

となる。

たわみ $\delta_{max}$ は自由端( $x = 0$ )で生じ

$$\delta_{max} = y_{x=0} = \frac{W}{6EI} \times 2l^3 = \frac{Wl^3}{3EI} \quad (3.12)$$

となる。

本研究で使用する梁は最大で長さ 10 mm , 梁の断面は幅 3 mm , 高さ 0.3 mm の長方形, 材質は 18-8 ステンレス鋼 (SUS304) である。また, 梁が設置されている台の高さは最低で 1 mm であるため, 自由端のたわみの許容値は 1 mm 未満となる。本研究で作成した力センサの最大許容力の理論値を式(3.12)を用いて算出した結果, 11.6 N の力まで計測できることを確認した。

### 3.3 カセンサ内蔵型人工乳首の構造

本研究で開発した力センサおよび力センサを 2 個配置したセンサユニット (sensor1) の図面を図 3.3 に, カセンサ内蔵人工乳首の外観を図 3.4 に示す。力センサは, ステンレス薄板を梁とした片持ち梁構造で, 汎用箔ひずみゲージ (共和電業製, KFG-1N-120-C1, KFR-2N-120-C1) を梁の表面に貼付している。伝達ブロックに舌が接

触することで梁にひずみが生じ、変位に比例して抵抗値が変化する。抵抗値の変化を捉えるために、ブリッジ回路を用いて測定する。伝達ブロックの重量は 22 mgw であり、重量における梁のたわみを算出した結果 18.5 nm であるため、センサの出力に与える影響は極めて少ないと考えられる。センサユニットは、図 3.5 に示すように、樹脂またはステンレス板に力センサを等間隔で配置し、エラストマー製の人工乳首を装着して構成されている。また、センサユニットの回転を防ぐため、歯科用ゴム質弾性印象材（ジーシーデンタルプロダクツ社製、「エクザファイン」）を用いて硬口蓋に沿うように作製した安定子を乳首内部の先端に装着した。

本研究で開発した力センサは小型であるため、個数および設置場所を任意に決定することが可能である。本研究では 1 つのセンサユニットに対し、2 個、3 個、4 個および 6 個の力センサを配置し、目的に応じて計測点の違う 5 種類（sensor1～sensor5）のセンサユニットを作製した。また、sensor2, 3, 4 および 5 における図面を図 3.6～図 3.9 に、各センサユニットおよび力センサの寸法を表 3.1 に示す。

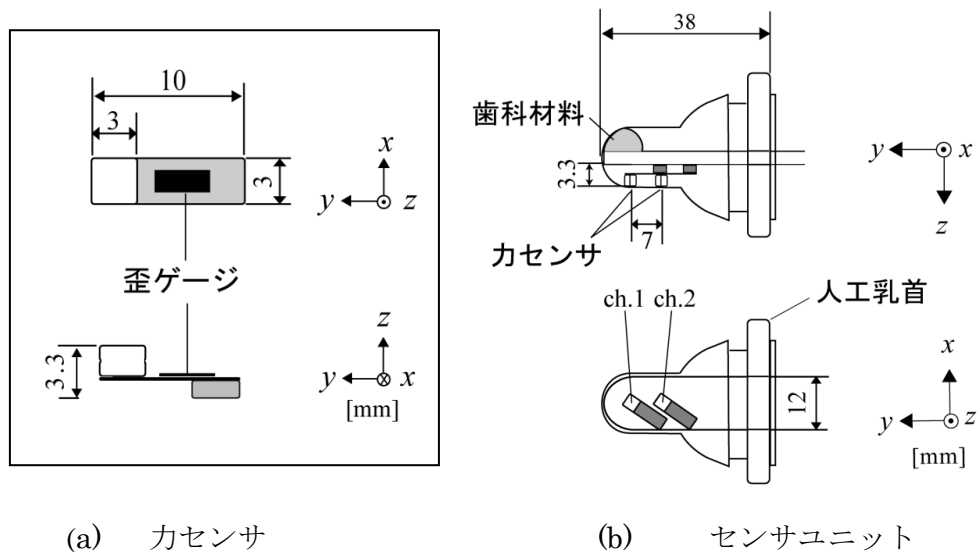


図 3.3 力センサを 2 個配置したセンサユニット（sensor1）の図面



図 3.4 センサユニットの外観

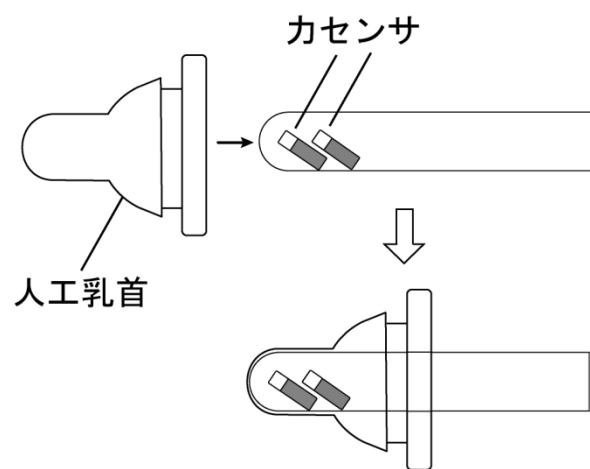


図 3.5 センサユニットの構成

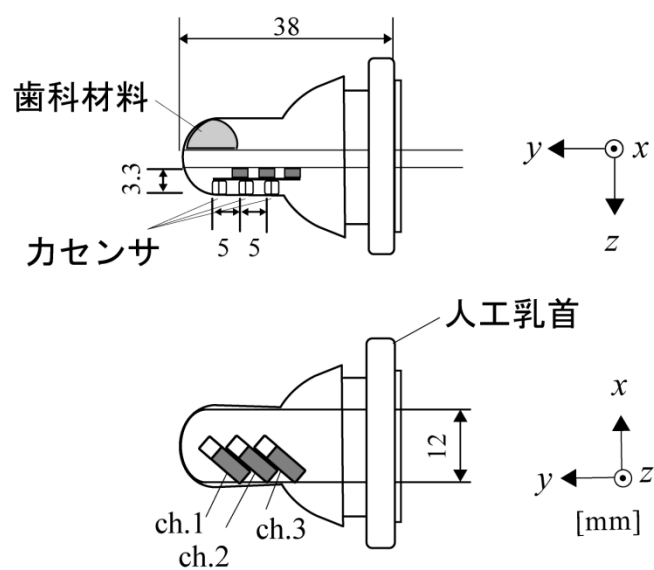


図 3.6 sensor2 の図面

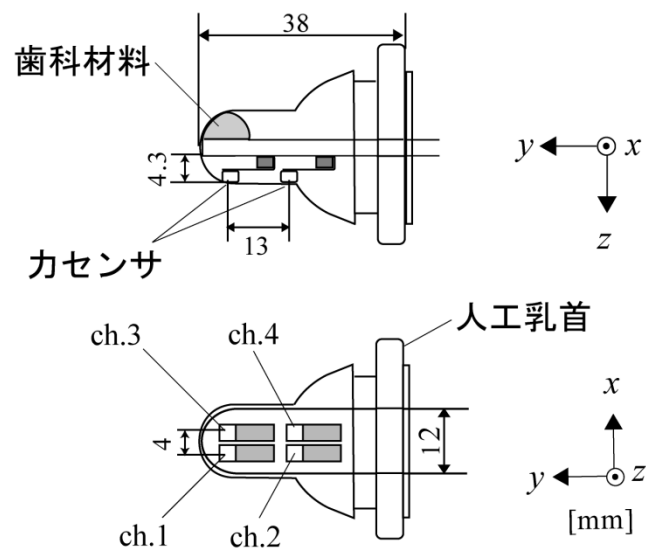


図 3.7 sensor3 の図面

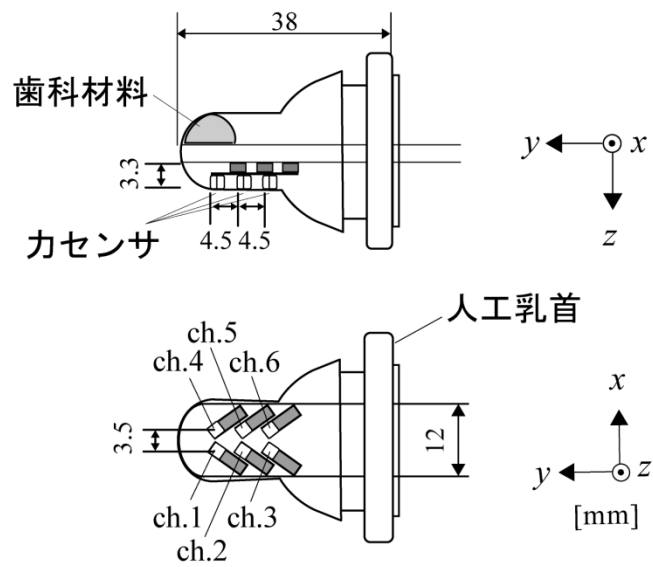


図 3.8 sensor4 の図面

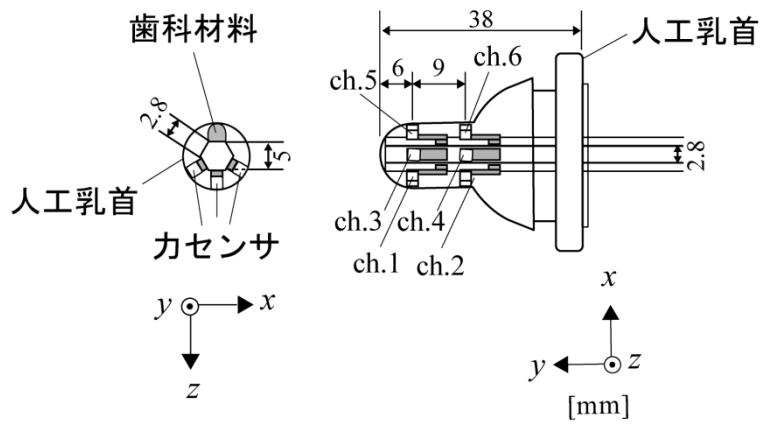


図 3.9 sensor5 の図面

表 3.1 各センサユニットおよび力センサの寸法

	力センサ の設置数	設置板の形状	梁[mm]			伝達ブロック[mm]		
			長さ	幅	厚さ	縦	横	高さ
sensor 1	2	縦 12mm, 横 70mm, 厚さ 3mm の平板	10	3.0	0.3	3.0	3.0	2.0
sensor 2	3		10	3.0	0.3	3.0	3.0	2.0
sensor 3	4		10	3.0	0.3	3.0	3.0	2.0
sensor 4	6		6.5	2.0	0.3	2.0	2.0	2.0
sensor 5	6	一辺の長さを 2.8mm, 横 70mm とする正六角柱	6.5	2.0	0.3	2.0	2.0	2.0



### 3.4 カセンサ内蔵型人工乳首の特性評価

#### 3.4.1 静特性および動特性評価

本システムで用いる力センサを、静特性および動特性について評価した。静特性評価のために、力センサの伝達ブロックに 0 N から 3.92 N まで 0.49 N ずつ加重し、続いて 0 N まで 0.49 N ずつ荷重を減じた際の出力電圧を計測した。図 3.10 に sensor4 の ch.1 における計測結果を示す。すべてのセンサにおいて、3.92 N までの荷重に対して線形性を有し、ヒステリシスは 1.0 %～4.4 %であった。

動特性は、1つの力センサの伝達ブロックに 3.92 N の荷重を加え、それを瞬時に取り除いた際の応答時間を計測することで評価する。サンプリング周波数を 10 kHz とした場合の sensor4 の ch.4 における出力電圧の実測値を図 3.11 に示す。すべてのセンサにおいて、出力最大電圧の 90 %から 10 %に達するまでの時間は、0.5 ms から 1.8 ms であった。乳児の吸啜運動の周期は Mizuno ら<sup>[47], [48]</sup>により、0.47 s から 0.79 s と報告されている。これより、本力センサは吸啜時の舌運動を計測するのに十分な動特性を有していることが示された。

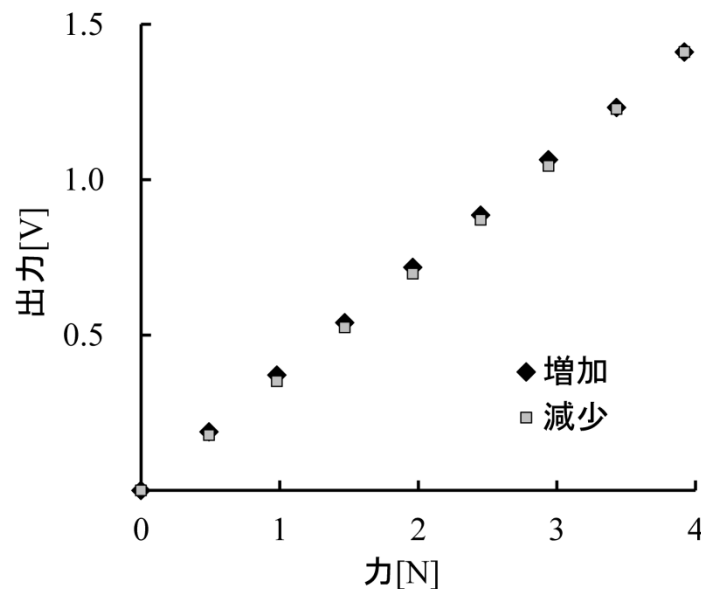


図 3.10 sensor4, ch.1 における静特性の結果

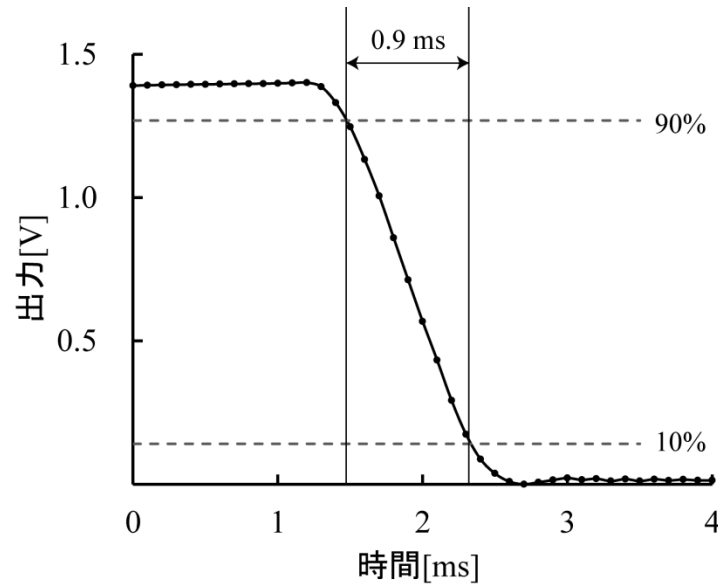


図 3.11 sensor4, ch.4 における動特性の結果

### 3.4.2 干渉の評価

干渉においては、人工乳首の変形によるセンサ間の干渉出力を計測することで評価する。人工乳首を装着した状態でオフセット成分の除去を行った後、1つの力センサに3.92 Nの荷重を加え、それを瞬時に取り除いた際に他の力センサから得られる信号を計測した。4種類のセンサユニットのうち、干渉の影響を最も受けやすいと考えられるsensor4におけるch. 1に荷重を加えた際の計測結果を図3.12に示す。また、1つの力センサに3.92 Nの荷重をかけた際、最大出力を100 %とし、他のセンサから得られた出力を割合に換算した結果を表3.2に示す。荷重を加えた力センサの出力を100 %とすると、荷重を加えていない力センサの出力の割合は、0.00 %～2.86 %であった。

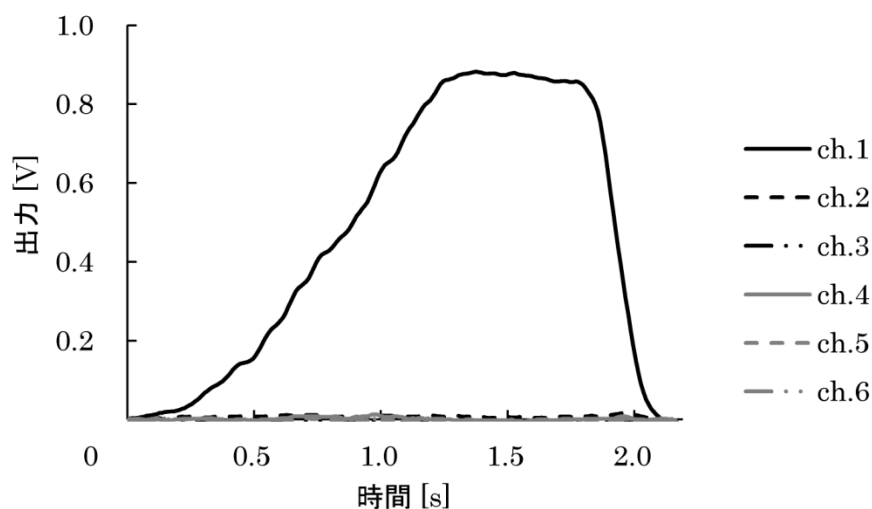


図 3.12 sensor4, ch. 1 に荷重を加えた際の干渉出力

表 3.2 カセンサ間の干渉の割合[%]

		干渉出力を計測したカセンサ					
		ch.1	ch.2	ch.3	ch.4	ch.5	ch.6
荷重を加えたカセンサ	ch.1	100	1.85	0.00	1.39	0.46	0.69
	ch.2	1.05	100	0.18	0.00	0.70	1.23
	ch.3	0.10	0.10	100	0.10	0.00	2.60
	ch.4	1.06	0.98	0.00	100	1.54	1.71
	ch.5	0.12	2.31	0.00	1.04	100	0.35
	ch.6	0.43	1.76	0.98	0.12	2.86	100

### 3.5 舌—人工乳首接触力計測システムの構成

図 3.13 に計測システムの概略図を示す。計測においては、計測者が乳児を抱き、通常の授乳時と同様に本センサユニットを口腔内に挿入する。中空のエラストマー製人工乳首を装着した際、正のオフセット成分が出力される場合があるが、口腔内にセンサユニットを挿入する直前にすべての信号に対してオフセット除去を行う。力センサから出力された信号は、1 ゲージ法のブリッジ回路および増幅器を介して、サンプリング周波数 1kHz、量子化分解能 12 bit で A/D 変換され、USB を経由して PC に取り込まれる。また、PC のディスプレイ上では、計測結果を即時に視認することが可能である。表示画面の一例を図 3.14 に示す。図 3.14 では、④各チャンネルにおける出力信号の時系列波形、⑤各チャンネルにおける力の値、③ x 軸に人工乳首の先端部に配置した力センサからの出力を、y 軸に人工乳首の根元部に配置した力センサからの出力をプロットしたりサジュー図形を表示している。表示画面は任意に設定することが可能であるため、単位時間あたりの力の平均値、チャンネル間における最大値の移動速度等、目的に応じて表示項目を追加できる。

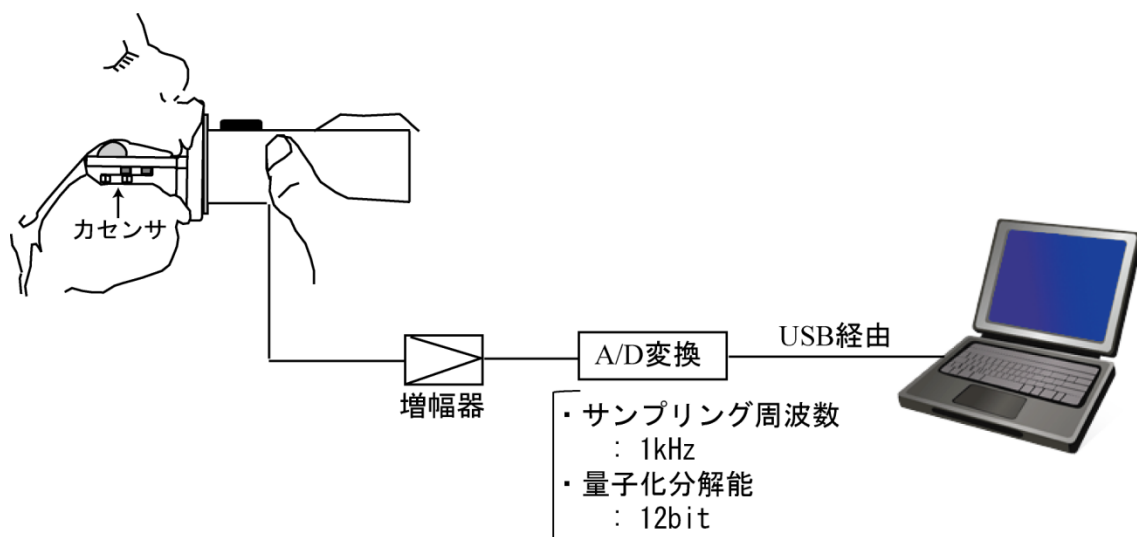


図 3.13 計測システムの概略図

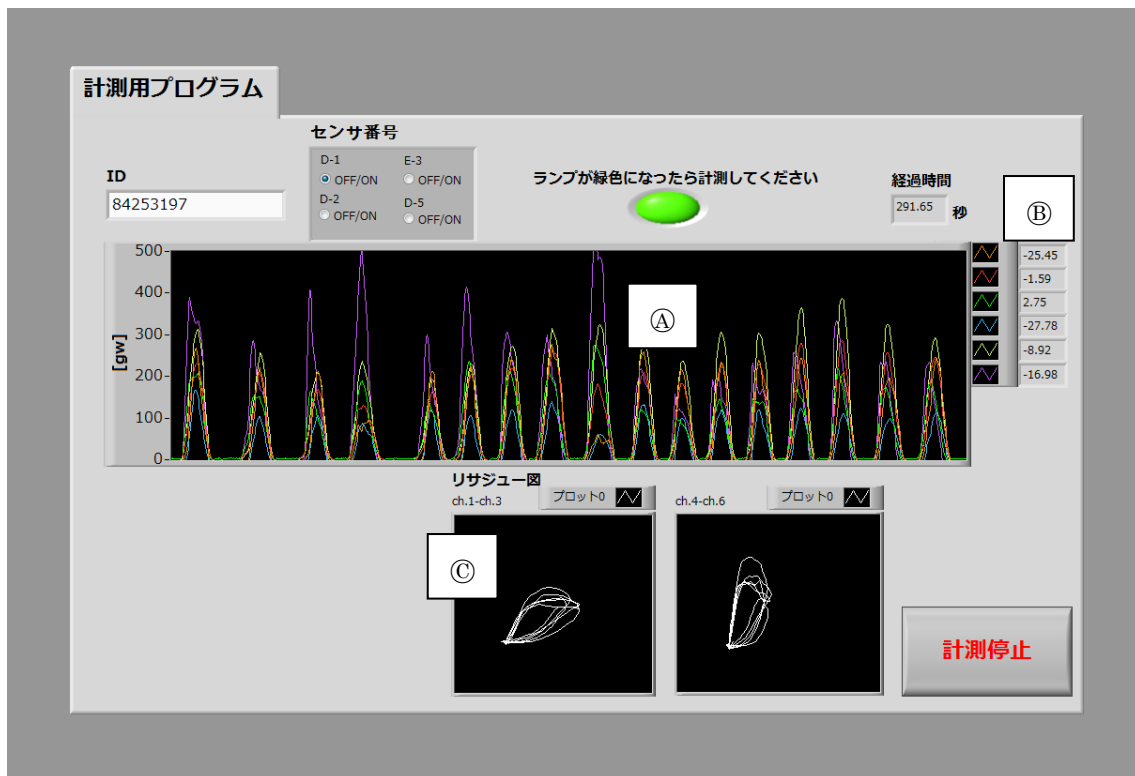


図 3.14 計測時の表示画面の一例

### 3.6 検討

本研究では、乳児の吸啜時において舌が乳首に与える力の計測を行えるシステムを構築するために、小型力センサを複数個、配したセンサユニットを内蔵した人工乳首を開発した。センサユニットに内蔵した力センサは片持ち梁構造であり、本研究で作製した力センサの最大許容力の理論値を算出した結果、11.6 N の力まで計測できることを確認した。また、本研究で開発した力センサは小型であるため、個数および設置場所を任意に決定することが可能である。本研究では1つのセンサユニットに対し、目的に応じて計測点の違う2個、3個、4個および6個の力センサを配置し5種類のセンサユニットを作製した。さらに、静特性について評価した結果、ヒステリシスは1.0 % ～4.4 % であった。動特性について評価した結果、出力最大電圧の90 % から10 % に達するまでの時間は、0.5 ms ～1.8 ms であった。乳児の吸啜運動の周期は Mizuno ら<sup>[47],[48]</sup> により、0.47 s ～0.79 s と報告されていることから、本力センサは吸啜時の舌運動を計測するのに十分な動特性を有していることが示された。また、PC のディスプレイにお

いては、計測結果を速やかに視認することが可能である。表示画面は、任意に設定することが可能であるため、目的に応じて表示項目を追加できる。小児科医によるデータ視認性の評価では、「人工乳首に接触している舌の動き方が視覚的に捉えられるのでわかりやすい。」「位相差を確認することで舌の蠕動様運動を推定できる。」との意見をいただいた<sup>[49]</sup>。この結果、本システムを臨床に適用できる可能性を示した。

### 3.7 結語

本章では、舌－人工乳首接触力計測システムの構築について述べた。すなわち、3.2では、力センサの基本原理として、片持ち梁型力センサの基本構造について説明し、本研究で使用する梁の変形とたわみ曲線について述べた。たわみにおいて、理論値を計算した結果、本計測に使用可能であることを示した。3.3では、力センサ内蔵型人工乳首の構造について説明し、3.4では、力センサ内蔵型人工乳首の特性評価について述べた。特性評価は、静特性、動特性および干渉について評価し、本計測に十分な性能を有していることを示した。3.5では、舌－人工乳首接触力計測システムの構成について説明した。本研究で開発したシステムは、コンパクトな形態で持ち運びが容易であるとともに、リアルタイムで出力波形を表示および記録することが可能である。小児科医による評価においても、本システムを臨床に適用できる可能性を示した。

## 第 4 章 吸啜時における舌が乳首に与える力のリアルタイム計測と力分布の推定

### 4.1 緒言

本章では、吸啜時における舌が乳首に与える力のリアルタイム計測と力分布を推定した結果について述べる。すなわち、4.2 では、栄養摂取方法の異なる乳児において舌が人工乳首に与える力を計測した結果について述べる。4.3 では、乳首表面上における力の中心位置を推定した結果について述べる。4.4 では、計測結果から舌隆起部の移動速度を算出した結果について述べる。4.5 では、舌が乳首に与える力の方向および力分布の推定を行った結果について述べる。4.6 では、それぞれの結果について考察する。

### 4.2 舌が人工乳首に与える力の計測

本計測における被験児 8 名の性別、出生体重、在胎週数、日齢、栄養摂取方法を表 4.1 に示す。被験児 A～被験児 D においては、規定量のミルクの全量を経口のみで摂取できている乳児（以下、経口哺乳が確立した乳児という）であり、被験児 E～被験児 H においては、規定量のミルクの全量を経口摂取できないため経管を併用している乳児（以下、経口哺乳が確立していない乳児という）である。被験児の親に対し、研究の目的および方法を説明し、実験に関する同意書へ署名の後、計測を行った。

本計測では、平らな樹脂板に力センサを 2 個縦列に配置した **sensor1** を用いる。

表 4.1 被験児の情報

	性別	出生体重[g]	在胎週数[週]	日齢[日]	栄養摂取方法
被験児 A	女児	3086	40	21	経口哺乳
被験児 B	男児	3474	41	78	経口哺乳
被験児 C	男児	2330	32	49	経口哺乳
被験児 D	男児	1460	31	62	経口哺乳
被験児 E	男児	1590	34	44	経管栄養・経口哺乳
被験児 F	女児	2005	35	22	経管栄養・経口哺乳
被験児 G	女児	1368	31	62	経管栄養・経口哺乳
被験児 H	男児	1985	35	5	経管栄養・経口哺乳

被験児 A から被験児 D における力の時系列波形を図 4.1 に示す。すべての計測において、力センサ ch.1, ch.2 の両方から信号の波形が観測された。また、波形の立ち上がりに着目すると、力センサ ch.2 に次いで力センサ ch.1 の順に力がかけられていることがわかる。2 s 間における波形の周期および正の頂点の平均値（以下、最大値という）を表 4.2 に示す。最大値に着目すると、力センサ ch.1 の方が ch.2 より大きく、吸啜は 1 s 間に 2 回程度の周期で行われていた。図 4.2 に乳首先端部に配置した力センサ ch.1 の出力を x 軸に、乳首根元部に配置した力センサ ch.2 の出力を y 軸にとってデータをプロットしたリサージュ図形を示す。舌の隆起部が移動すると、2 つのセンサから出力された単振動波形に位相差が生じるので、舌の蠕動様運動を確認することができると考えられる。なお、負の値が計測されている箇所があるが、これは乳児の吸引圧によりセンサの伝達ブロックと人工乳首が離れ、空間が生じたためと考えられる。楕円様の閉曲線の軌跡が描かれていることから、2 つの波形について位相差が確認できた。これは経口哺乳が確立した被験児 A から被験児 D の 4 名ともに表れた結果である。



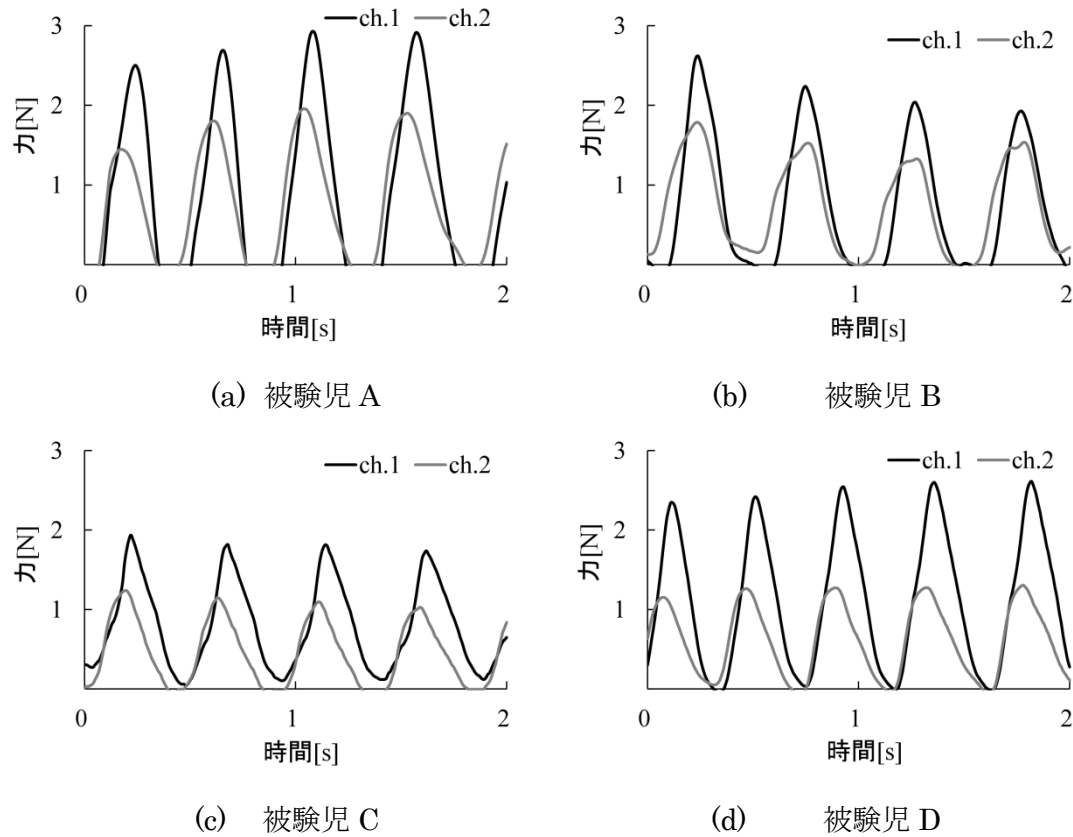


図 4.1 被験児 A から被験児 D における力の時系列波形

表 4.2 被験児 A から被験児 D における力波形の最大値および吸啜周期

	最大値[N]		吸啜周期[s]
	ch.1	ch.2	
被験児 A	$2.76 \pm 0.18$	$1.78 \pm 0.20$	$0.45 \pm 0.03$
被験児 B	$2.21 \pm 0.26$	$1.54 \pm 0.16$	$0.51 \pm 0.01$
被験児 C	$1.83 \pm 0.07$	$1.13 \pm 0.08$	$0.47 \pm 0.01$
被験児 D	$2.50 \pm 0.10$	$1.25 \pm 0.05$	$0.43 \pm 0.03$

 (mean  $\pm$  S.D.)

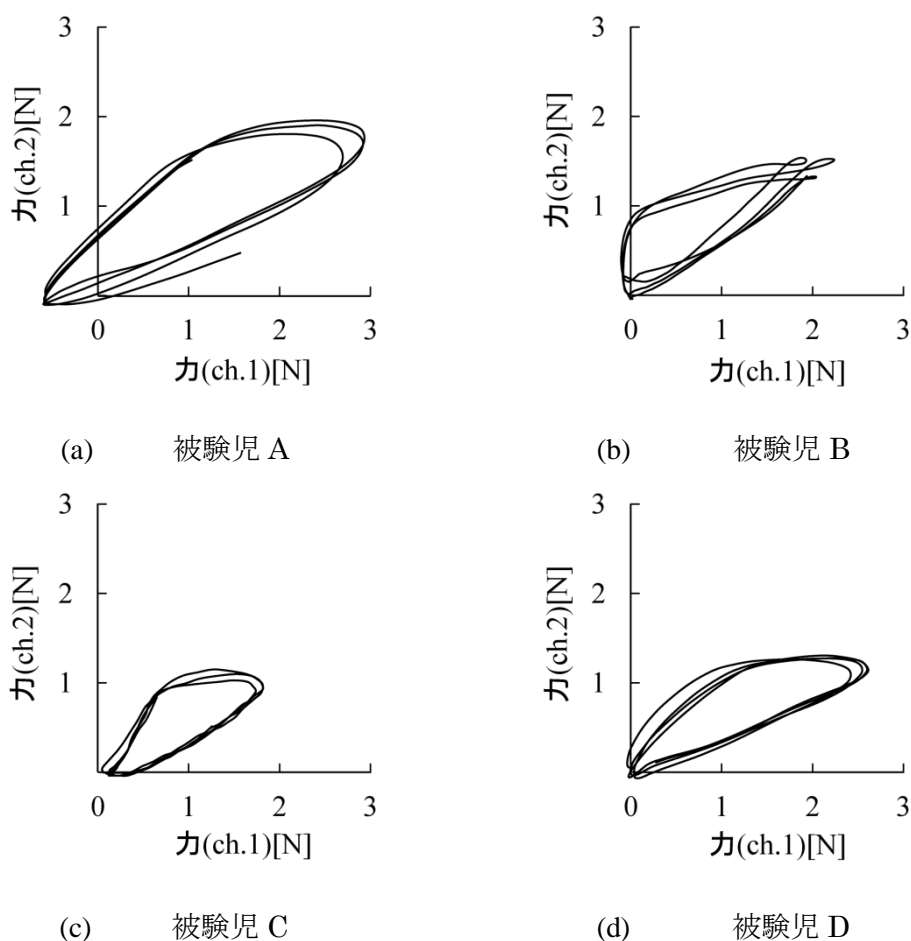


図 4.2 被験児 A から被験児 D における力のリサージュ図形

経口哺乳が確立していない被験児 E から被験児 H における力の時系列波形を図 4.3 に示す。波形の立ち上がりに着目すると、力センサ ch.1 に次いで力センサ ch.2 の順で力が加わり始めることがわかる。また、2 s 間における波形の周期および最大値を表 4.3 に示す。それぞれの波形に対するリサージュ図形を図 4.4 に示す。リサージュ図形が直線状の軌跡を描いていることから、2 つの力センサから得られた波形は経口哺乳が確立した被験児 A から被験児 D と比較して、位相差が小さいことが確認できた。力センサ ch.1, ch.2 共に周期的信号波形が観測された点、最大値において力センサ ch.1 の方が ch.2 より大きい点、および吸啜周期が 1 s 間に 2 回程度である点に関しては、経口哺乳が確立した被験児 A から被験児 D と同様の結果となった。一方、力を与え始める順、2 つの力センサの位相差においては、被験児 A から被験児 D と異なる結果となった。

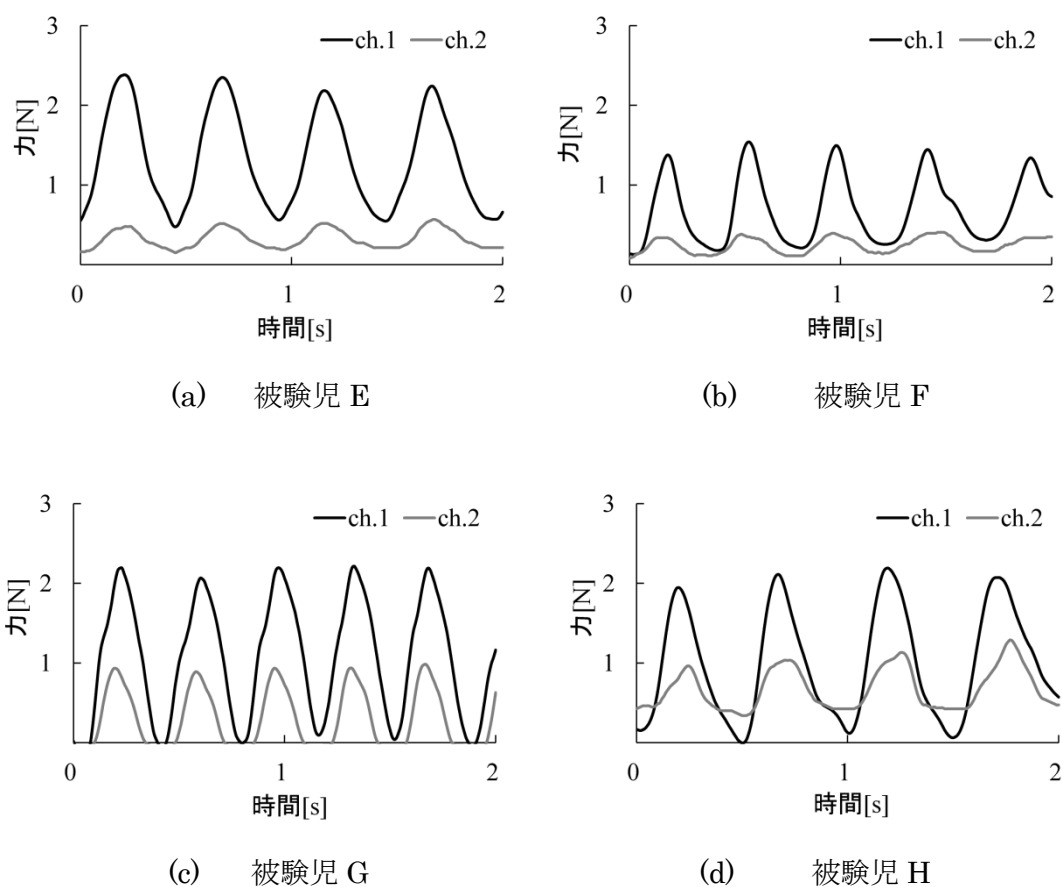


図 4.3 被験児 E から被験児 H における力の時系列波形

表 4.3 被験児 E から被験児 H における力波形の最大値および吸啜周期

	最大値[N]		吸啜周期[s]
	ch.1	ch.2	
被験児 E	$2.29 \pm 0.08$	$0.52 \pm 0.03$	$0.48 \pm 0.03$
被験児 F	$1.46 \pm 0.06$	$0.38 \pm 0.03$	$0.43 \pm 0.04$
被験児 G	$2.17 \pm 0.05$	$0.94 \pm 0.03$	$0.37 \pm 0.01$
被験児 H	$2.08 \pm 0.09$	$1.10 \pm 0.12$	$0.51 \pm 0.03$

 (mean  $\pm$  S.D.)

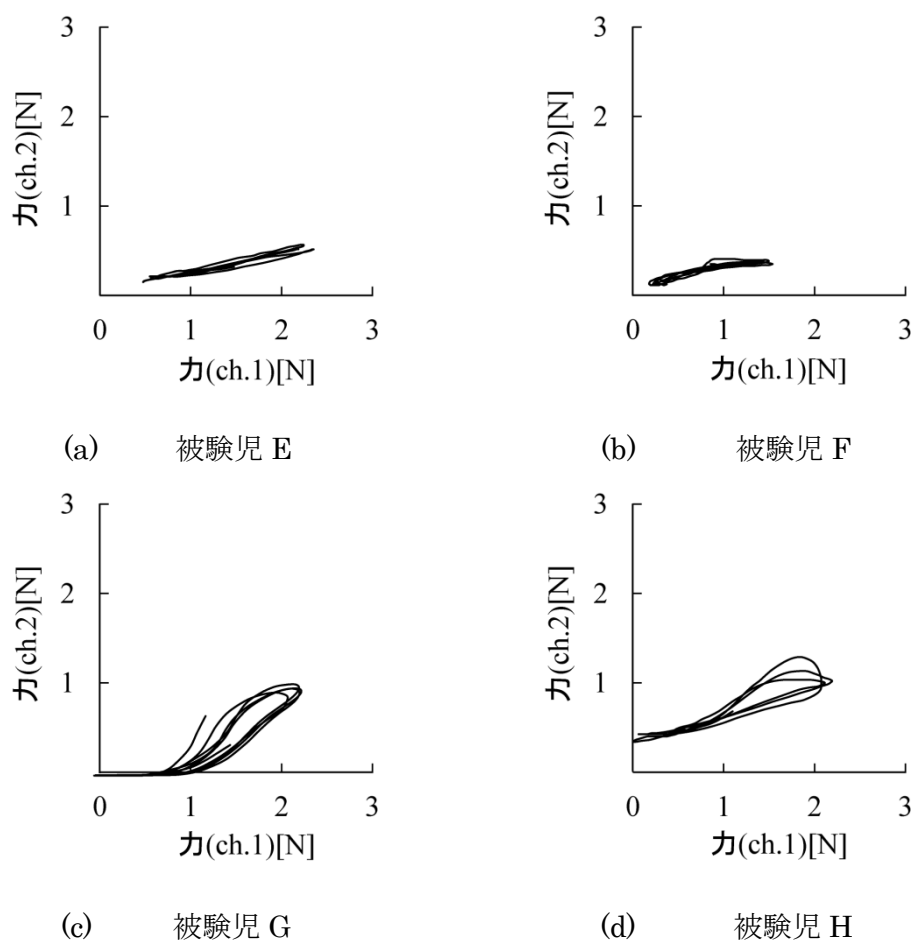


図 4.4 被験児 E から被験児 H における力のリサージュ図形

### 4.3 乳首表面上における力の中心位置の推定

本計測における被験児 3 名の性別、出生体重、在胎週数、日齢、栄養摂取方法を表 4.4 に示す。被験児 E においては、日齢 34 日では規定量のミルクの全量を経口摂取できないため経管を併用していたが、日齢 94 日には経口哺乳のみで規定量のミルクの全量を摂取できるようになった。

本計測では、平らな樹脂板に力センサを縦に 2 個、横に 2 個、マトリックス様に配置した sensor3 を用いる。

表 4.4 被験児の情報

	性別	出生体重[g]	在胎週数[週]	日齢[日]	栄養摂取方法
被験児 E	男児	1590	34	37	経管栄養・経口哺乳
				94	経口哺乳
被験児 F	女児	2005	35	22	経管栄養・経口哺乳
被験児 H	男児	1985	35	5	経管栄養・経口哺乳

図 4.5 に被験児 3 名における力の時系列波形を示す。実線は乳首先端部に配置した力センサ (ch.1 および ch.3)，破線は乳首根元部に配置した力センサ(ch.2 および ch.4)から出力された信号である。表 4.5 に被験児 3 名における出力波形の周期および最大値を示す。力の最大値は、すべての被験児において乳首根元部の力センサ(ch.2 および ch.4)と比較して乳首先端部に配置した力センサ(ch.1 および ch.3)から出力された力が大きく、力波形の周期は 0.42 s ～ 0.69 s であり、1 s 間に約 2 回の吸啜回数が見られた。さらに、被験児 E における日齢 37 日の出力波形に着目すると、乳首先端部の力センサ (ch.1 および ch.3) の最小値は 0.22N であり、0 ではなかった。これより、舌根部において絶えず力が加わっていることが考えられる。

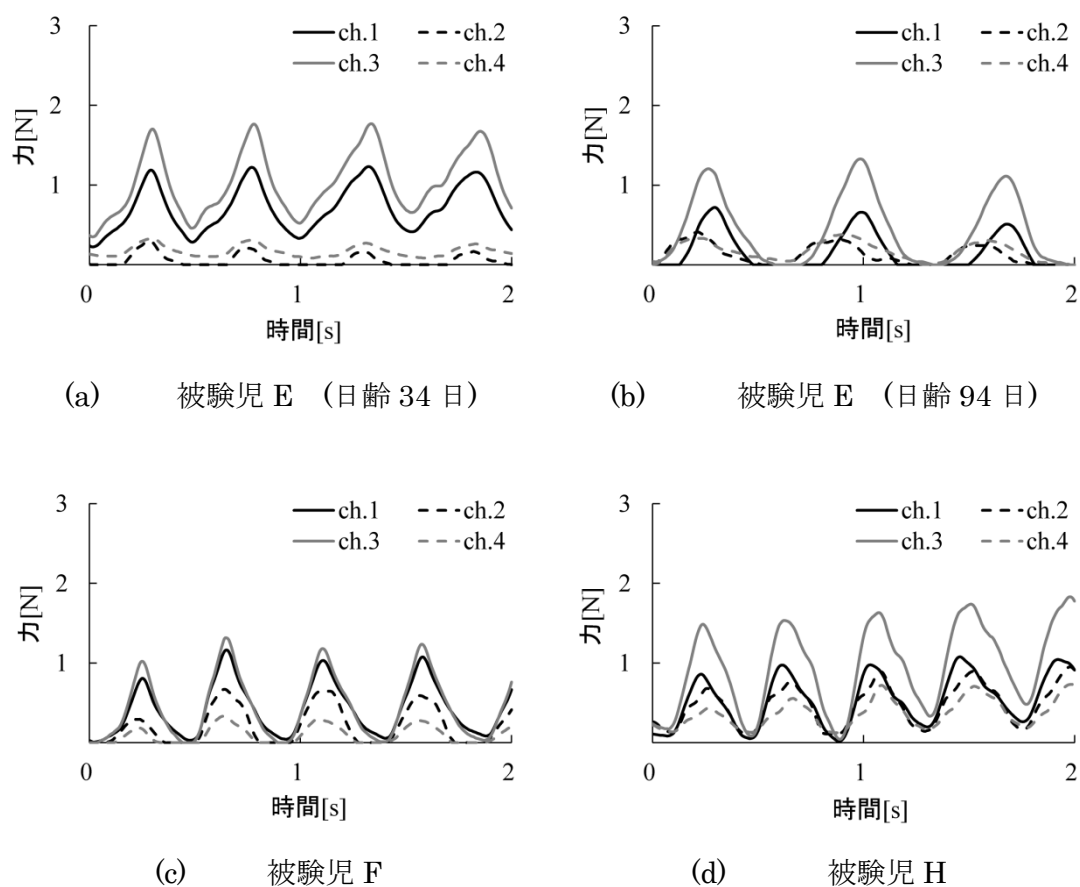


図 4.5 被験児 3 名における力の時系列波形

表 4.5 被験児 3 名における力波形の最大値および吸啜周期

		最大値 [N]				吸啜周期 [s]
		ch.1	ch.2	ch.3	ch.4	
被験児 E	日齢 34 日	$1.20 \pm 0.03$	$0.21 \pm 0.05$	$1.73 \pm 0.04$	$0.29 \pm 0.03$	$0.51 \pm 0.03$
	日齢 94 日	$0.63 \pm 0.09$	$0.32 \pm 0.07$	$1.21 \pm 0.09$	$0.34 \pm 0.03$	$0.69 \pm 0.02$
被験児 F		$1.02 \pm 0.13$	$0.55 \pm 0.15$	$1.19 \pm 0.11$	$0.27 \pm 0.05$	$0.44 \pm 0.03$
被験児 H		$0.97 \pm 0.08$	$0.81 \pm 0.09$	$1.60 \pm 0.10$	$0.60 \pm 0.12$	$0.42 \pm 0.02$

 (mean  $\pm$  S.D.)

被験児 3 名を対象に舌が乳首に与える力を計測した結果より、乳首表面上における力の中心位置を推定した。中心位置は、計測値  $F_i$  と伝達ブロックの位置座標  $(x_i, y_i)$  を用いた加重平均によって求めることが可能である。計算式を式 (4.1) に示す。なお、 $i$  はセンサのチャンネル番号である。図 4.6 に座標原点の求め方を示す。原点は力センサ ch.2, 3 および力センサ ch.1, 4 の伝達ブロックの重心を線で結び、交わる点とした。

$$x = \frac{\sum_{i=1}^4 F_i x_i}{\sum_{i=1}^4 F_i} \quad y = \frac{\sum_{i=1}^4 F_i y_i}{\sum_{i=1}^4 F_i} \quad (4.1)$$

また、乳首根元部に配置した力センサ (ch.2 および ch.4) から出力された力において負の値が計測されている箇所がある。これは、吸啜時に発生する陰圧により人工乳首が変形し、力センサの伝達ブロックと人工乳首に隙間が生じていると推測される。つまり、舌は力センサに接触していないと考えられ、負の値は 0 N に修正して計算した。

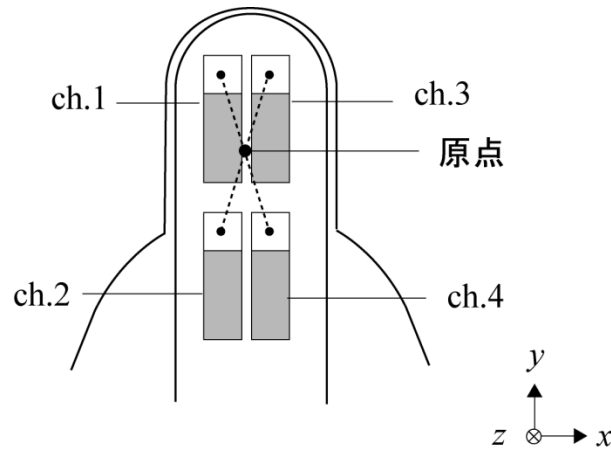


図 4.6 座標原点の求め方

図 4.7 に、被験児 E の日齢 37 日における力波形と乳首表面上における力の中心位置の推移を示す。上段は力波形、下段は力の中心位置の推移であり、上段に示す番号と下段に示す番号は対応している。①から③では、力の変動は大きいですが、中心位置は常に乳首の先端部にありほとんど移動していない。③から⑤においても同様である。これは、舌尖部に比べ舌根部の力が常に大きく、舌根部と舌尖部は同時に乳首を圧迫するような動きをしていると考えられる。

図 4.8 に、被験児 E の日齢 94 日における力波形と乳首表面上における力の中心位置の推移を示す。①から③では、力波形が大きく変動するに従って中心位置は乳首根元部から乳首先端部へ移動しており、③から⑤では、乳首先端部から乳首根元部へ移動している。これは、被験児は舌を蠕動様運動させ吸啜を行っていると考えられる。0.4 s 間の中心位置の軌跡長は、日齢 37 日では  $1.46 \pm 0.26 \text{ mm}$ 、日齢 94 日では  $9.02 \pm 0.77 \text{ mm}$  となり、舌が蠕動様運動を行っていたと考えられる日齢 94 日の方が長い結果となった。また、⑤においては、中心位置について右側への偏りがみられる。

図 4.9 および図 4.10 に被験児 F および被験児 H における力波形と乳首表面上における力の中心位置の推移を示す。0.4 s 間の中心位置の軌跡長は、被験児 F は  $8.86 \pm 0.66 \text{ mm}$ 、被験児 H は  $3.60 \pm 0.99 \text{ mm}$  となった。また、被験児 F、被験児 H においては左右の偏りはみられず、個人差があることが示された。



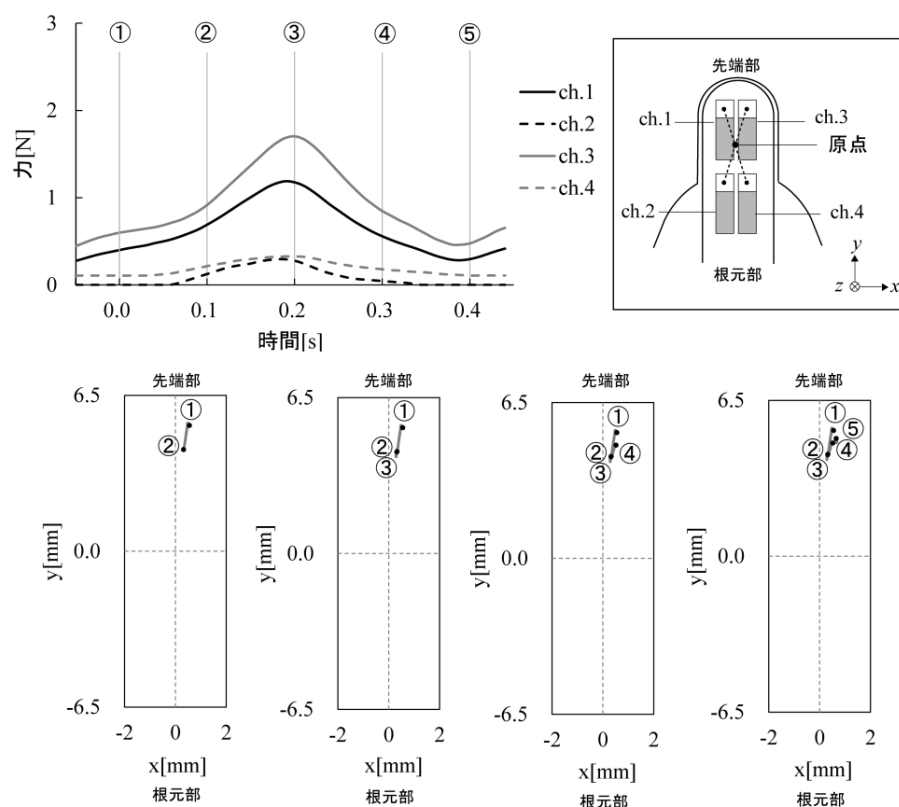


図 4.7 被験児 E における力の中心位置の推移 (日齢 37 日)

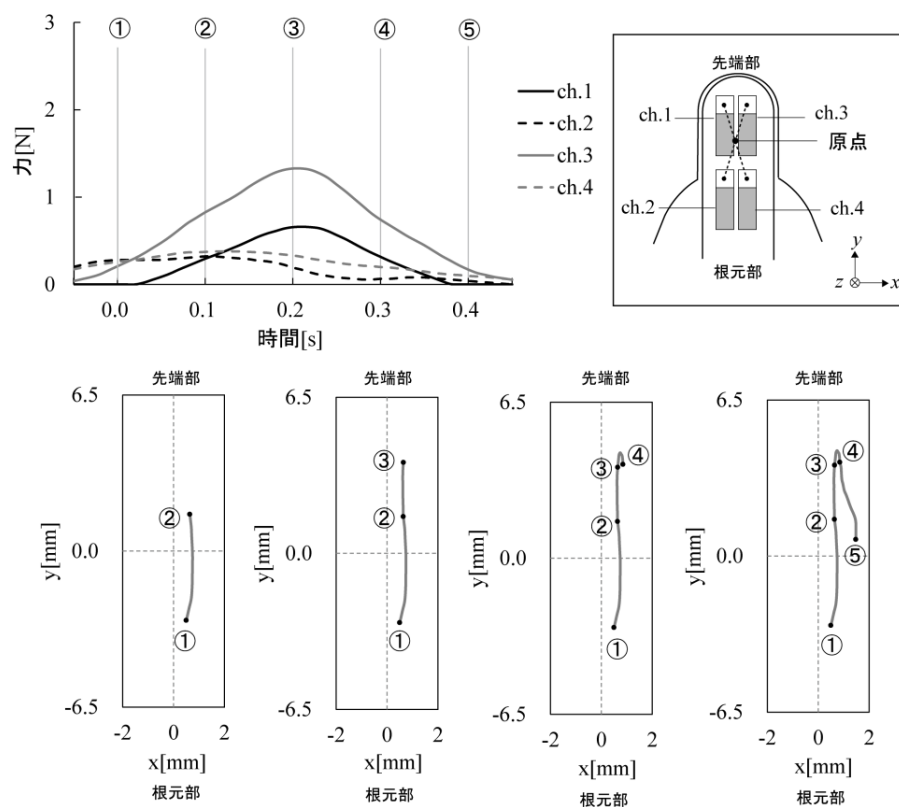


図 4.8 被験児 E における力の中心位置の推移 (日齢 94 日)

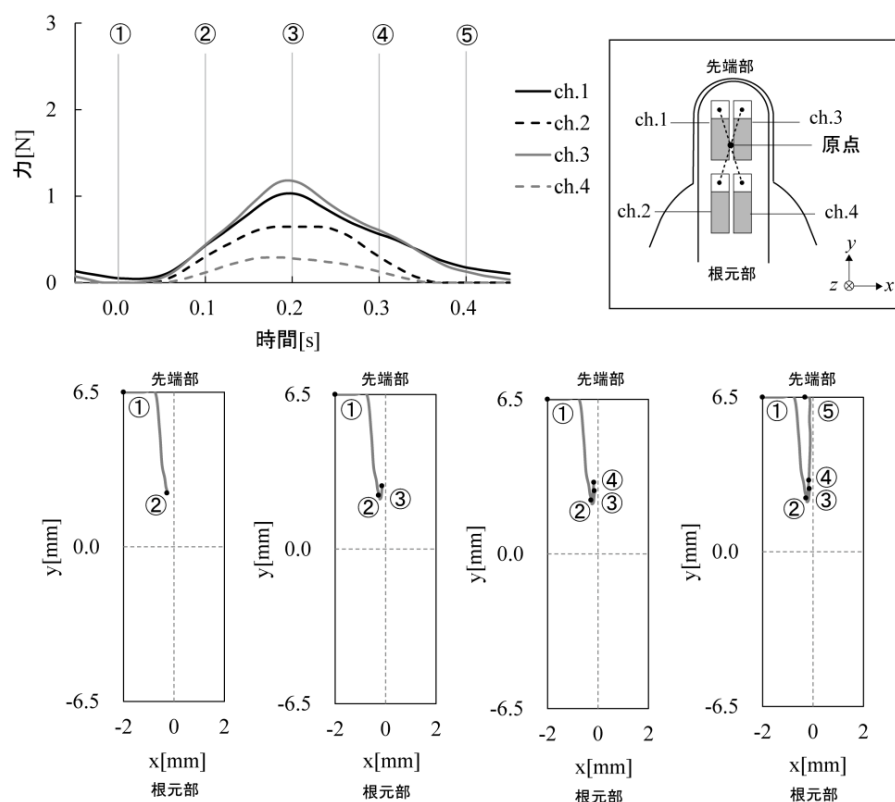


図 4.9 被験児 F における力の中心位置の推移

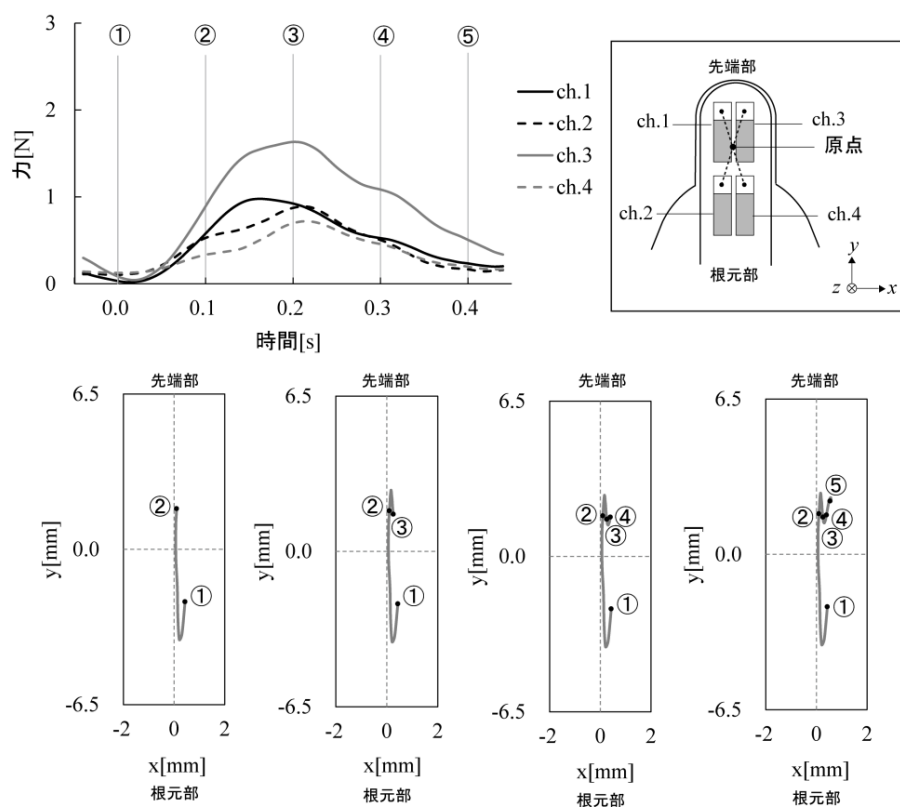


図 4.10 被験児 H における力の中心位置の推移

## 4.4 舌隆起部の移動速度の算出

本計測における被験児 4 名の性別、出生体重、在胎週数、日齢、栄養摂取方法を表 4.6 に示す。被験児 A および被験児 B においては、規定量のミルクの全量を経口のみで摂取できている乳児であり、被験児 I および J においては、規定量のミルクの全量を経口摂取できないため経管を併用している乳児である。

本計測では、平らなステンレス板に力センサを縦に 3 個配置した sensor2 を用いる。

図 4.11 に被験児 4 名における力の時系列波形を、図 4.12 に乳首先端部に配置した力センサ ch.1 の出力を x 軸に乳首根元部に配置した力センサ ch.3 の出力を y 軸にとってデータをプロットしたリサージュ図形を示す。被験児 A の出力波形に着目すると、力が最大値に達する時刻がすべての力センサで異なり、力センサ ch.3 に次いで ch.2、最後に ch.1 の順で出力された。また、リサージュ図形において楕円様の閉曲線の軌跡が描かれていることから、2 つの波形について位相差が確認できた。これは、経口哺乳が確立した被験児 A および被験児 B において共通していた。

被験児 I の出力波形に着目すると、3 つの力センサにおいて力が最大値に達する時刻に差がなく、ほぼ同時に力が加わっており、リサージュ図形においても直線状の軌跡を描いていることから、経口哺乳が確立した被験児 A および被験児 B と比較して、位相差が小さいことが確認できた。また、波形の立ち上がりに着目すると、力センサ ch.1 に次いで ch.2、最後に ch.3 の順で力が加わり始めることが示された。被験児 J の出力波形に着目すると、力が最大値に達する時刻がすべての力センサで異なるが、その順序に規則性はなく、リサージュ図形においても位相差が小さかった。

表 4.6 被験児の情報

	性別	出生体重[g]	在胎週数[週]	日齢[日]	栄養摂取方法
被験児 A	女児	3086	40	14	経口哺乳
被験児 B	男児	3474	41	12	経口哺乳
被験児 I	男児	1096	27	95	経管栄養・経口哺乳
被験児 J	女児	824	24	112	経管栄養・経口哺乳

本計測結果より、被験児 A および被験児 B においては、舌隆起部が舌尖から舌根へと移動していると推測できるため、最大値に達する時刻差およびセンサ間の距離を用いて舌隆起部の移動速度を算出した。計算式を式(4.2)に示す。なお、 $v$ は移動速度、 $x$ は変位（各センサ間の距離）、 $t$ は各センサにおける最大値に達する時刻の差である。

$$v = \frac{x}{t} \quad (4.2)$$

被験児 A および被験児 B における舌隆起部の移動速度を算出した結果を表 4.7 に示す。被験児 A において、力センサ ch.3 から ch.2 における移動速度は  $0.16 \pm 0.05$  m/s，力センサ ch.2 から ch.1 における移動速度は  $0.16 \pm 0.02$  m/s であり、ほぼ等速で移動していることが示された。また、被験児 B においては、 $0.42 \pm 0.12$  m/s から  $0.10 \pm 0.02$  m/s と減速していることが示された。

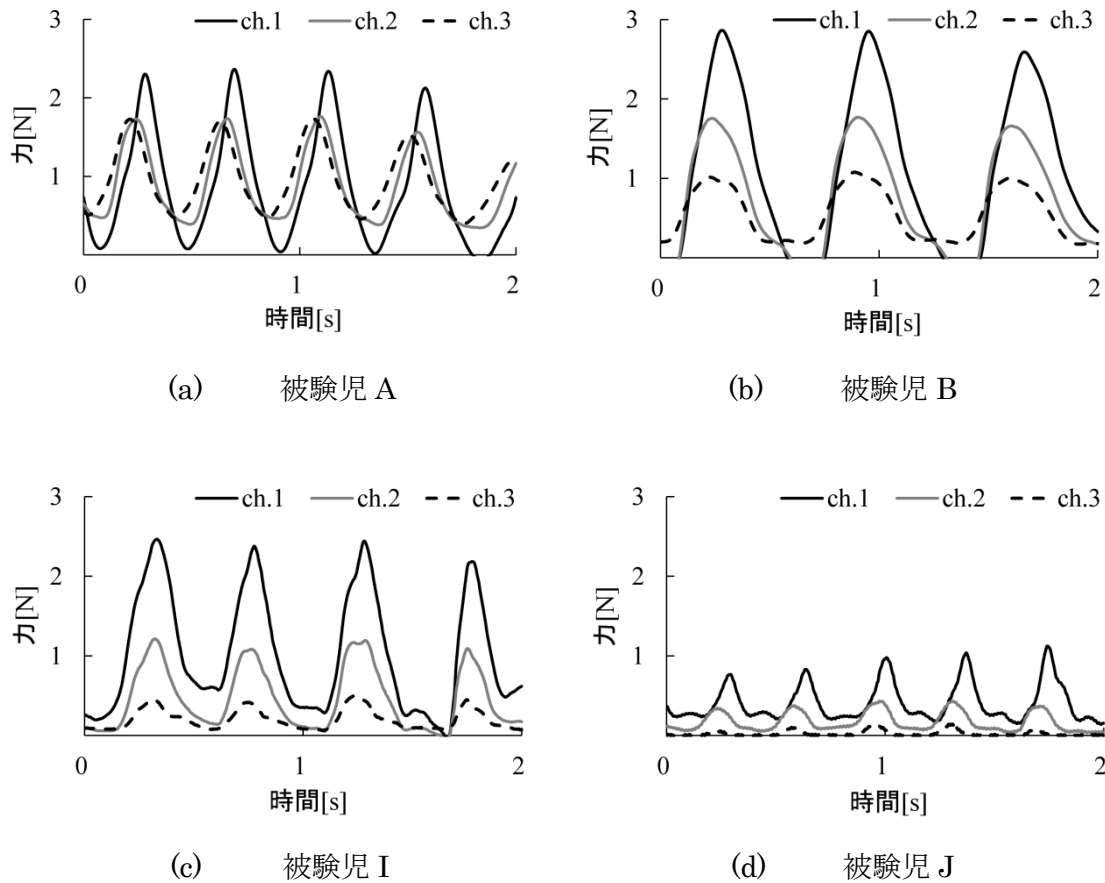


図 4.11 被験児 4 名における力の時系列波形

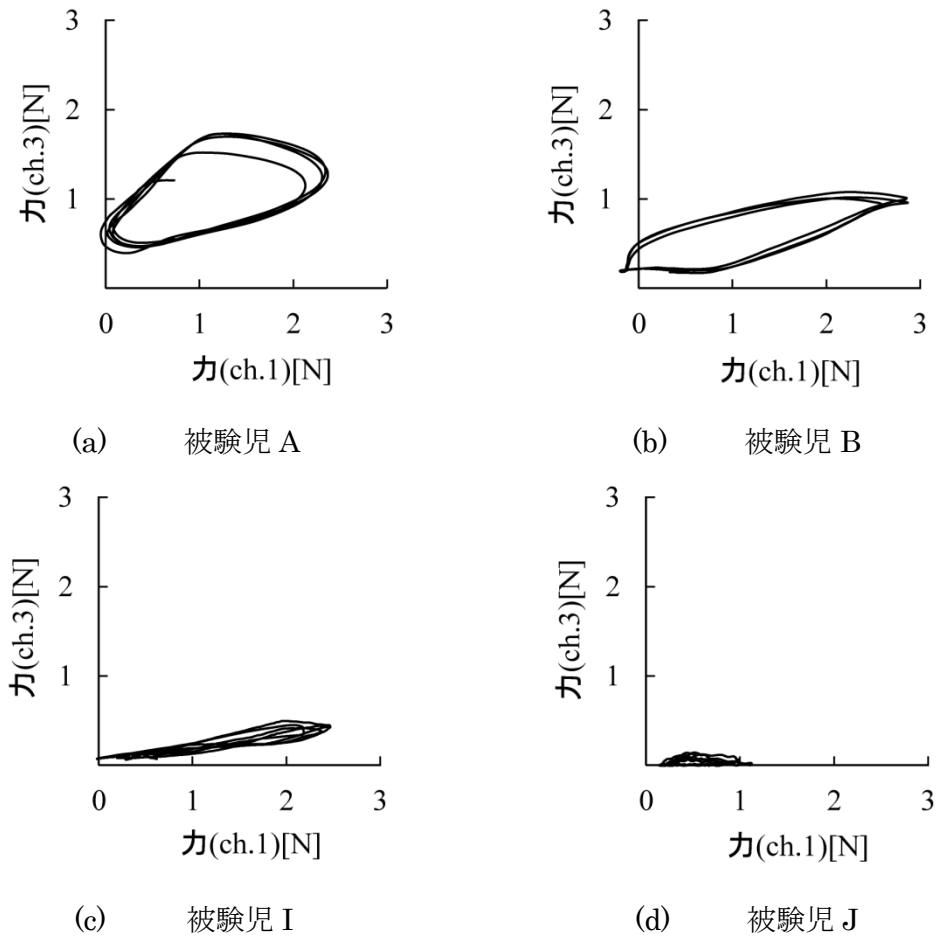


図 4.12 被験児 4 名における力のリサージュ図形

表 4.7 舌隆起部の移動速度の算出結果

	ch.3 から ch.2 における 移動速度[m/s]	ch.2 から ch.1 における 移動速度[m/s]
被験児 A	$0.16 \pm 0.05$	$0.16 \pm 0.02$
被験児 B	$0.42 \pm 0.12$	$0.10 \pm 0.02$

(mean  $\pm$  S.D.)

## 4.5 舌が乳首に与える力の方向および力分布の推定

本計測における被験児 3 名の性別、出生体重、在胎週数、日齢、栄養摂取方法を表 4.8 に示す。被験児 3 名は、規定量のミルクの全量を経口のみで摂取できている乳児である。

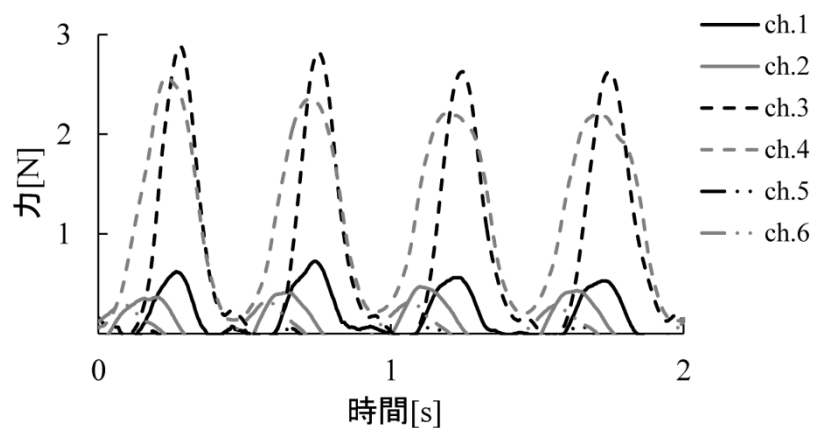
本計測では、正六角柱の 3 側面に力センサを縦に 2 個ずつ配置した sensor5 を用いる。

被験児 3 名の出力波形を図 4.13 に、各センサから得られた力の最大値および吸啜周期を表 4.9 に示す。力センサ ch.3 および ch.4 の値が、他の力センサに比べて大きく出力された。力波形の周期は 0.49 s ～0.75 s であり、1s 間に約 2 回の吸啜回数が示された。また、同一側面上に配置した力センサ ch.1 と ch.2, ch.3 と ch.4, および ch.5 と ch.6 の出力波形において乳首根元部に配置した力センサ (ch.2,ch.4 および ch.6) に次いで乳首先端部に配置した力センサ (ch.1,ch.3 および ch.5) の順で最大値に達しており、これは被験児 3 名に共通していた。

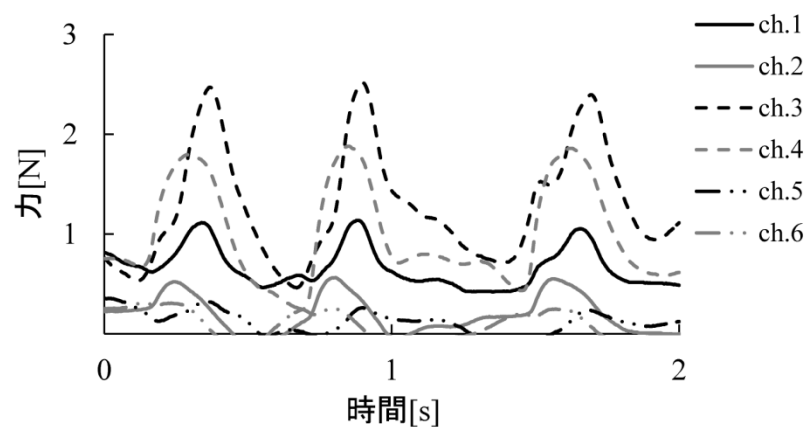
同一側面上に配置した 2 個の力センサにおいて、乳首先端部に配置した力センサの出力を x 軸に、乳首根元部に配置した力センサの出力を y 軸にとってデータをプロットしたリサージュ図形を図 4.14 に示す。なお、負の値が計測されている箇所があるが、これは乳児の吸引圧によりセンサの伝達ブロックと人工乳首が離れ、空間が生じたためと考えられる。被験児 K および被験児 L において、楕円状の軌跡が描かれており、同一側面上に配置した力センサから出力された 2 つの波形において位相差が確認できた。被験児 M の ch.3 および ch.4 のリサージュ図形において 8 の字型に交差しているが、これは同時刻で出力の大小が逆転したためである。

表 4.8 被験児の情報

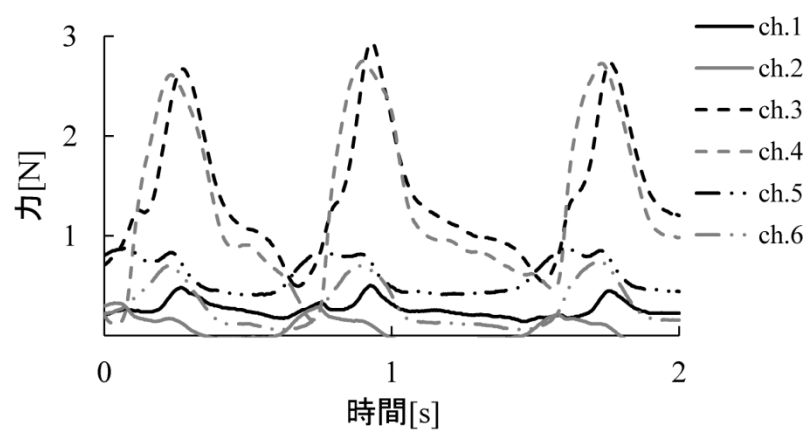
	性別	出生体重[g]	在胎週数[週]	日齢[日]	栄養摂取方法
被験児 K	男児	2840	39	55	経口哺乳
被験児 L	女児	3448	40	5	経口哺乳
被験児 M	男児	2716	39	3	経口哺乳



(a) 被験児 K



(b) 被験児 L



(c) 被験児 M

図 4.13 被験児 3 名における力の時系列波形

表 4.9 被験児 3 名における力波形の最大値および吸啜周期

(a) 最大値[N]

	ch.1	ch.2	ch.3	ch.4	ch.5	ch.6
被験児 K	$0.61 \pm 0.07$	$0.42 \pm 0.04$	$2.74 \pm 0.12$	$2.34 \pm 0.15$	$0.05 \pm 0.02$	$0.31 \pm 0.02$
被験児 L	$1.10 \pm 0.03$	$0.55 \pm 0.02$	$2.46 \pm 0.05$	$1.84 \pm 0.04$	$0.27 \pm 0.03$	$0.27 \pm 0.03$
被験児 M	$0.48 \pm 0.02$	$0.27 \pm 0.05$	$2.78 \pm 0.11$	$2.70 \pm 0.06$	$0.83 \pm 0.01$	$0.71 \pm 0.02$

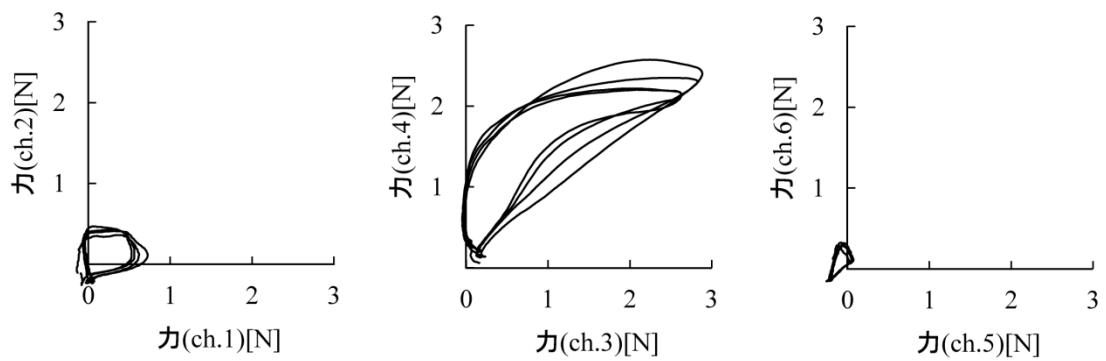
(mean  $\pm$  S.D.)

(b) 吸啜周期 [s]

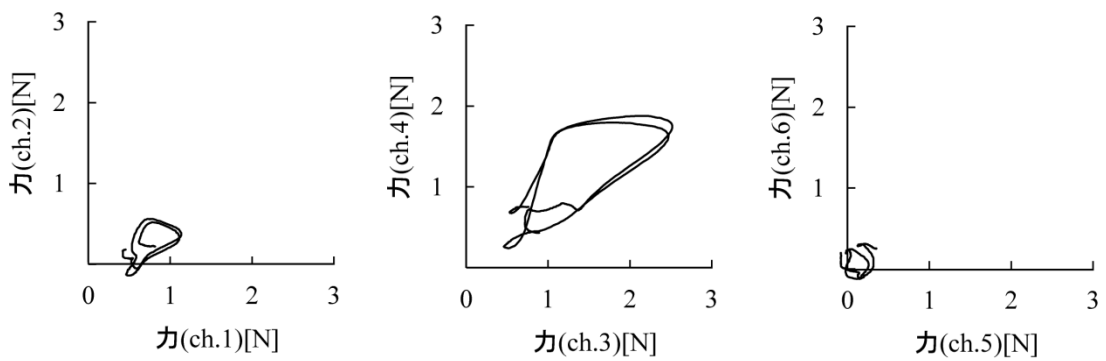
被験児 K	$0.49 \pm 0.02$
被験児 L	$0.67 \pm 0.12$
被験児 M	$0.75 \pm 0.08$

(mean  $\pm$  S.D.)

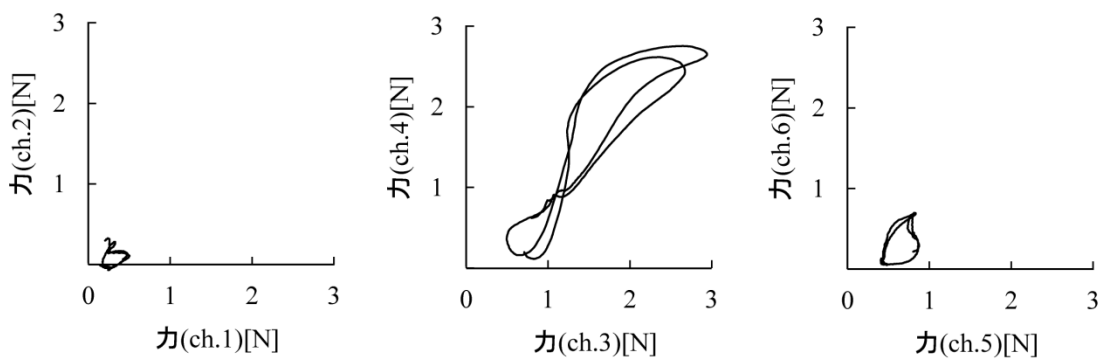




(a) 被験児 K



(b) 被験児 L



(c) 被験児 M

図 4.14 被験児 3 名における力のリサージュ図形

被験児 3 名における乳首表面の力分布を 0.05 s 間隔で推定し、マトリックス様に配置した結果を図 4.15～図 4.17 に示す。被験児 K においては、0 s から 0.10 s にまず力センサ ch.2, ch.4 および ch.6 に力が与えられ、その後、力センサ ch.4, ch.3 の順に極めて大きな力が与えられている。これは、吸啜開始時に舌尖で乳首を支え、その後、乳首下部より主たる力が舌の蠕動様運動によって与えられていると考えられる。被験児 L および被験児 M においては、力をかけ始める 0.10 s から 0.20 s を除いて、乳首先端部に与えられる力が常に強い点が共通して見られた。

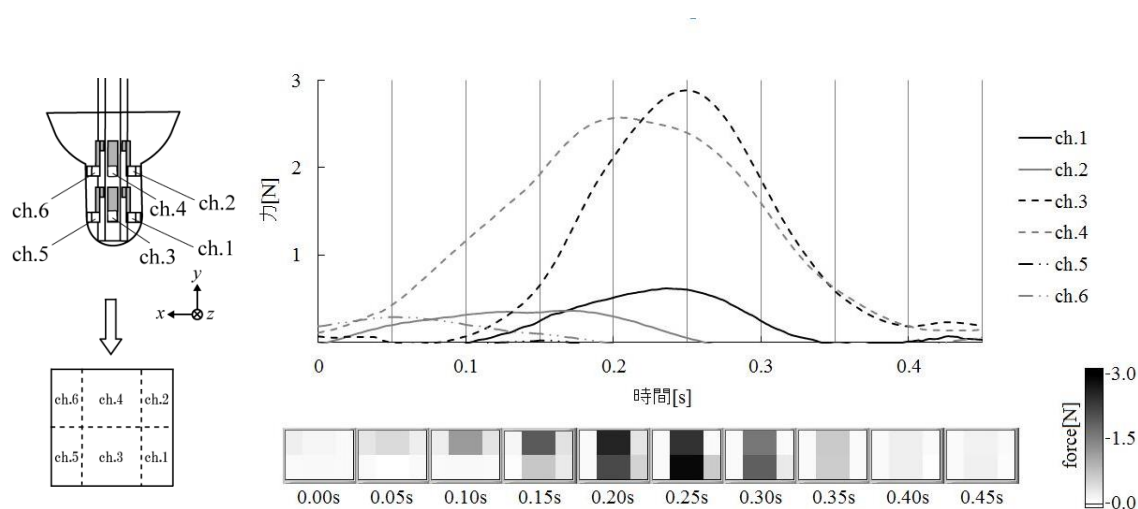


図 4.15 被験児 K における力分布

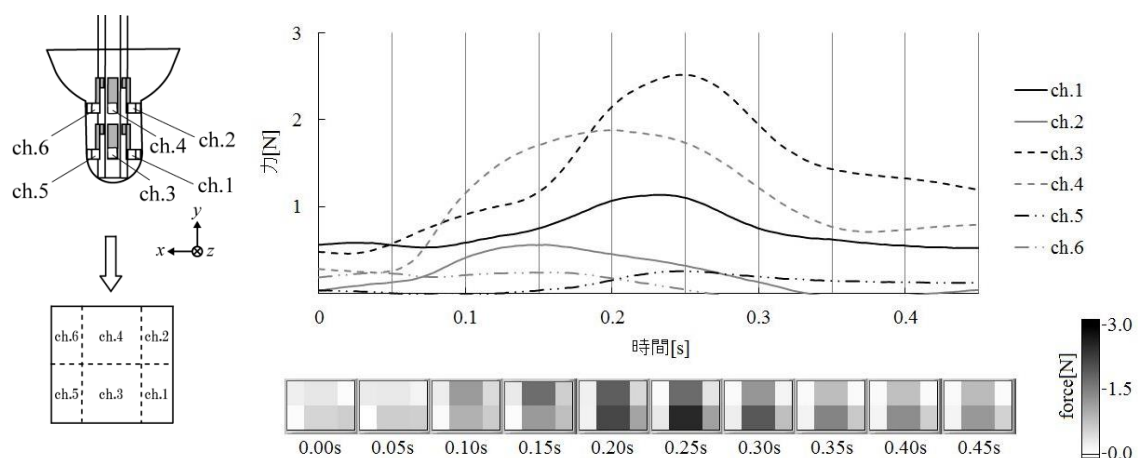


図 4.16 被験児 L における力分布

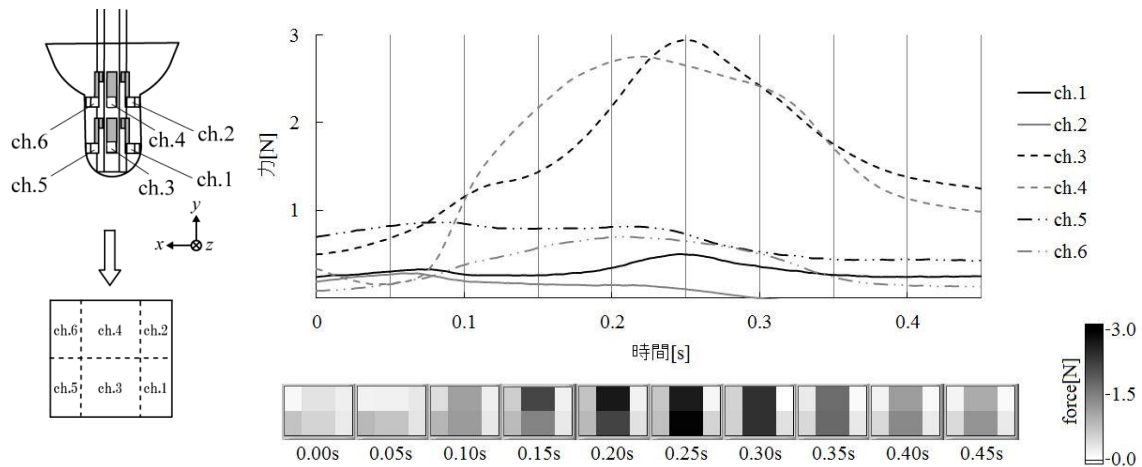


図 4.17 被験児 M における力分布

## 4.6 考察

舌－人工乳首接触力計測システムを用いて乳児に対して計測実験を行った結果、すべての力センサから出力信号の波形が観測され、経口哺乳が確立した乳児においては舌の隆起が舌尖部から舌根部へ移動していると考えられる蠕動様運動を示す信号波形が観測された。一方、経口哺乳が確立していない乳児においては、波形の立ち上がりが乳首先端部に次いで乳首根元部の順であったことから、舌の隆起は舌根部から舌尖部へ移動していると考えられる。このように、経口哺乳が確立した乳児と確立していない乳児で、吸啜時における舌運動に異なる点があることを見出した。また、計測例すべてにおいて、乳首根元部より乳首先端部に配置した力センサからの出力最大値が大きく、吸啜周期は 1 s 間に 2 回程度であることが示された。

また、舌の蠕動様運動は乳首表面上においてどのように移動しているかを明らかにするため力の中心位置の推定を行った結果、被験児 E における日齢 37 日と日齢 94 日に異なる点があることを見出した。経管栄養を併用している日齢 37 日においては、力の値に変動はあるが、中心位置は常に乳首の先端部にあった。対して、経口哺乳が確立した日齢 94 日においては力の値が変動するに従って、中心位置は乳首の根元部から乳首の先端部に移動している。すなわち、94 日において被験児は舌尖部から舌根部へ作用点を移動させ吸啜を行っていたと考えられる。また、0.4 s 間の中心位置の軌跡長は、

日齢 37 日では  $1.46 \pm 0.26$  mm, 日齢 94 日では  $9.02 \pm 0.77$  mm となり, 舌が蠕動様運動を行っていたと考えられる日齢 94 日の方が長い結果となった。また, 経管栄養を併用している被験児 F の中心位置の軌跡は, 乳首の先端部から乳首の中央部へと移動していた。軌跡長は  $8.86 \pm 0.66$  mm と比較的長い, 乳首根元部への移動がみられないため, 舌尖部に力が十分作用していないと考えられる。経管栄養を併用している被験児 H の中心位置の軌跡は, 被験児 E の日齢 94 日の結果と同様に乳首の根元部から乳首の先端部に移動しているが, 乳首根元部に配置した力センサ (ch.2 および ch.4) の波形より乳首先端部に配置した力センサ (ch.1 および ch.3) の波形の位相が早いことから, 舌根部から舌尖部へ作用点を移動させ吸啜を行っていると考えられる。経口哺乳が確立した乳児における推定結果は, 吸啜時における口腔内視認観測した従来の報告<sup>[7]・[15]</sup>と同様であり, さらに簡便に計測可能である本手法の有効性が示された。

これまでの計測結果より, 経口哺乳が確立した乳児において, 乳首根元部から乳首先端部の順に力が与えられており, 舌の隆起が舌尖部から舌根部へと移動していると推測できるため, 舌隆起部の移動速度を算出した。その結果, 各力センサ間における移動速度は, ほぼ等速で移動しているケースと等速でないケースがみられ, 個人差があることが示された。この結果は, 舌隆起部がどのように移動するかを詳細に計測した結果であり, 超音波断層法を用いて同時計測することにより新たに舌の動きの解明も期待できる。

さらに, 舌が人工乳首に与える力方向の検討を行うため, 正六角柱に力センサを配置したセンサユニットを用いて, 立体的に計測を行い, 力分布を推定した。その結果, 被験児 3 名において, 乳首下部からの力を捉えるセンサ ch.3 および ch.4 からの最大出力値が, 他の力センサに比べて極めて大きかった。また, 同一側面上に配置した 2 個の力センサの出力に時間差が確認でき, 乳首の根元部に配置したセンサに次いで先端部に配置したセンサの順で最大値に達していた。これは, 正六角柱の 3 つの側面すべてにおいて, 舌の蠕動様運動を立体的に捉えた結果であると考えられる。すべての被験児において, 力センサ ch.4 および ch.3 に与えられる力が極めて大きいことから, 吸啜において主となる力は乳首下部から与えられていることが明らかとなった。

## 4.7 結語

本章では、吸啜時における舌が乳首に与える力のリアルタイム計測と力分布の推定について述べた。すなわち、力センサを任意に配置できるセンサユニットを内蔵した人工乳首を用い、経口哺乳が確立した乳児および確立していない乳児において、舌が人工乳首に与える力を計測し、吸啜時において舌がどのように移動しているかを推定した。以下に本章で得られた結果を要約する。

- 1) 力センサの配置場所が異なる 4 種類のセンサユニットを内蔵した人工乳首を用いて、舌が乳首に与える力を計測した結果、経口哺乳が確立した乳児においては舌の蠕動様運動のためと考えられる位相の異なる信号波形の観測に成功した。
- 2) 計測例すべてにおいて、乳首根元部に配置した力センサと比較して乳首先端部に配置した力センサからの最大出力値が大きく、1 s 間に約 2 回の吸啜回数が示された。これは、従来の研究報告の結果<sup>[47],[48]</sup>と一致する。
- 3) 吸啜時における力の中心位置を推定した結果、経口哺乳が確立した際の舌の動きは口腔内視認観測した従来研究の報告<sup>[7],[15]</sup>と同様であった。さらに、軌跡長を推定した結果、成長に伴う変化がみられた。
- 4) 舌の隆起が乳首の根元部から先端部に向かって移動していると推測できた乳児において、舌隆起部の移動速度を算出し、個人によって速度の変化に違いがあることを示した。
- 5) 正六角柱に力センサを配置したセンサユニットを用いて、立体的に計測を行い、力の方向および力分布を推定し、吸啜において主となる力は乳首下部から与えられることを示した。
- 6) 経口哺乳が確立した乳児においては、乳首根元部に配置した力センサから乳首先端部の順に出力波形が立ち上がっているが、経口哺乳が確立していない乳児においては、乳首先端部から立ち上がっており、力のかけ始める順序が異なっていることが示された。

## 第 5 章 吸啜に問題をかかえる児における舌が乳首に与える力の計測

### 5.1 緒言

本章では、健常児および吸啜に問題をかかえる児における舌が人工乳首に与える力の計測結果について述べる。すなわち、5.2 では、健常児と吸啜に問題をかかえる児における力を計測し、比較した結果について述べる。5.3 では、健常児と吸啜に問題をかかえる児における成長に伴う力の経時的変化について述べる。5.4 では、それぞれの結果について考察する。

### 5.2 健常児と吸啜に問題をかかえる児における力の計測と比較

被験児は、健常児 16 名（以下、A 群と記す）および臨床で吸啜に問題があると診断された児 8 名（以下、B 群と記す）である。両群における性別、出生体重、在胎週数、日齢を表 5.1 に示す。A 群は、全量の乳汁を母親の乳首から直接摂取できている乳児の群であり、B 群は、母親の乳首から十分乳汁を摂取することができず哺乳瓶を用いている乳児および経管栄養を併用している乳児の群である。

本計測では、平らなステンレス板に力センサを縦に 3 個、横に 2 個、マトリックス様に配置した sensor4 を用いる。

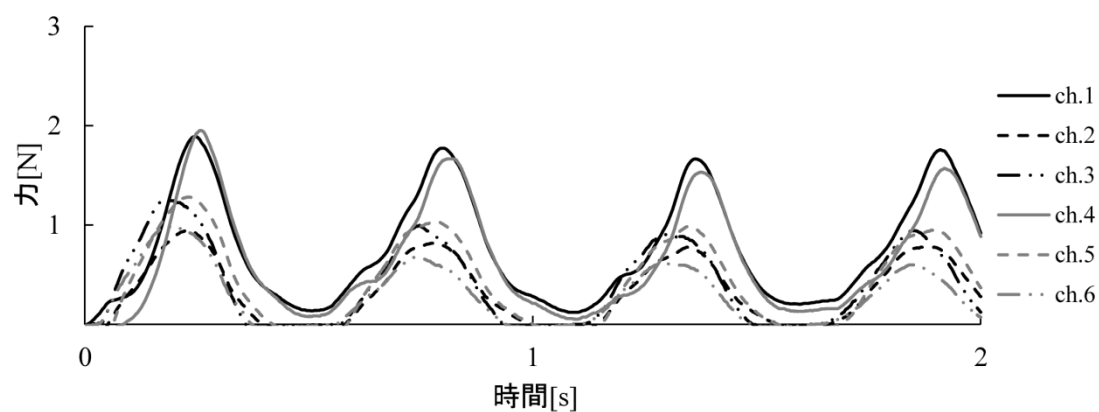
表 5.1 被験児の情報

	性別[名]		出生体重[g]	在胎週数[週]	日齢[日]
	男児	女児			
A 群	7	9	2926.1 ± 614.9	39.0 ± 2.7	2 ~ 76
B 群	5	3	2989.2 ± 707.3	39.0 ± 1.5	2 ~ 14

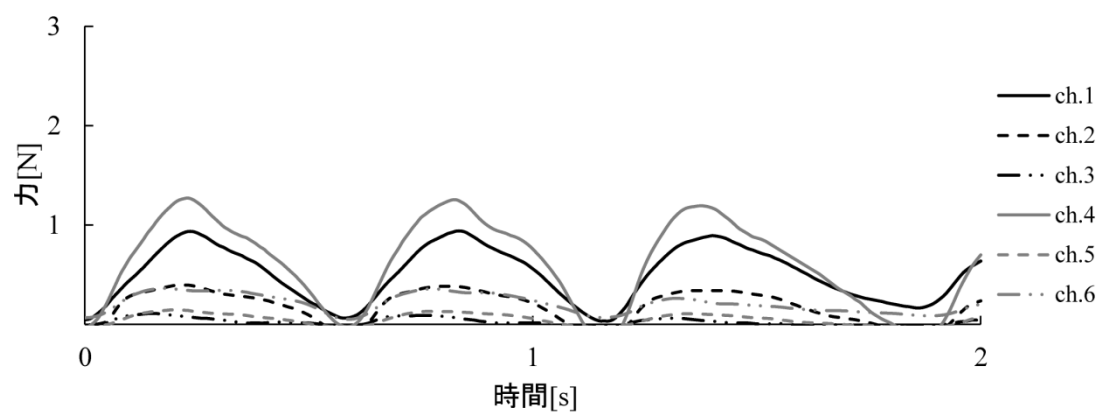
(mean ± S.D.)

図 5.1 に A 群のうち 1 名（被験児 K：出生体重 2840g，在胎週数 39 週，日齢 14 日の男児）および B 群のうち 1 名（被験児 N：出生体重 3702g，在胎週数 38 週，日齢 4 日の女児）における出力波形を一例として示す<sup>[50]</sup>。また，A 群 1 名（被験児 K）および B 群 1 名（被験児 N）におけるリサージュ図形の一例として，力センサ ch.1 の出力を x 軸に力センサ ch.3 の出力を y 軸にとってデータをプロットした結果を図 5.2 に示す。

図 5.1 において，出力波形の立ち上がりに着目すると，A 群 1 名（被験児 K）は乳首根元部に次いで乳首先端部の順であったのに対し，B 群 1 名（被験児 N）は乳首先端部に次いで乳首根元部の順であることが示された。また，各センサにおける最大値に達する時刻の順は，A 群が乳首根元部から乳首先端部の順に接触していたのに対して，B 群に規則性はみられなかった。リサージュ図形においては，A 群は楕円様の軌跡であり位相差がみられたが，B 群は直線状に近い軌跡が多くみられた。A 群，B 群ともに，周期的信号波形が観測され，1 s 間に約 2 回の吸啜回数が示された点は共通していた。

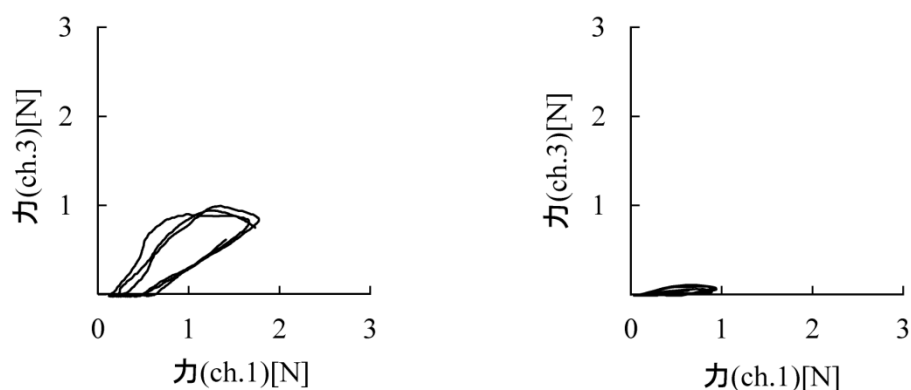


(a) A 群 1 名 (被験児 K)



(b) B 群 1 名 (被験児 N)

図 5.1 両群における力の時系列波形の一例



(a) 被験児 K

(b) 被験児 N

図 5.2 両群におけるリサージュ図形の一例



A 群および B 群における力の最大値の平均を図 5.3 に示す。乳首先端部における力の最大値は A 群が  $1.4 \pm 0.5$  N, B 群が  $1.1 \pm 0.4$  N であった。乳首根元部においては, A 群が  $0.8 \pm 0.5$  N, B 群が  $0.4 \pm 0.2$  N であり,  $p=0.031$  で有意差があった。また, 乳首先端部に配置した力センサ (ch.1 および ch.4) の最大値が乳首根元部に配置した力センサ (ch.3 および ch.6) より大きい点は共通していた。

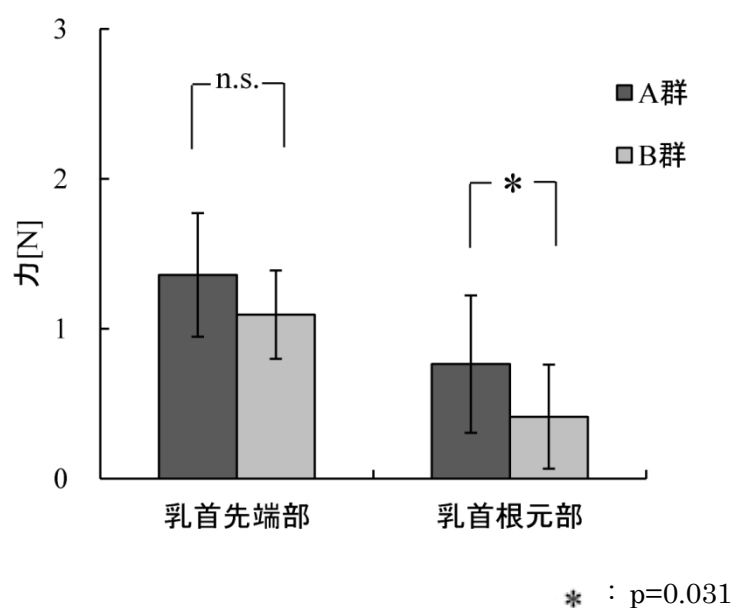


図 5.3 両群における力の最大値

### 5.3 健常児と吸啜に問題をかかえる児における成長に伴う力の経時的変化

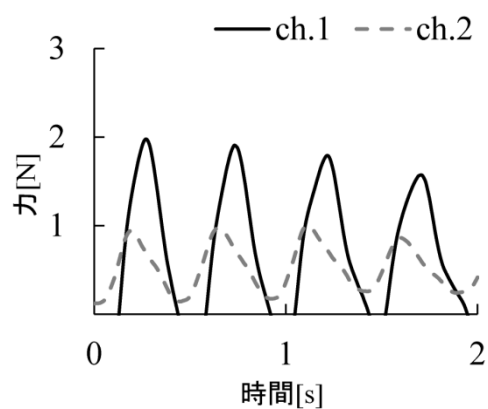
本計測における被験児 2 名の性別、出生体重、在胎週数、日齢、栄養摂取方法を表 5.2 に示す。被験児 A においては、出生直後より規定量のミルクの全量を経口のみで摂取できている乳児である。被験児 E においては、日齢 37 日および日齢 44 日では経口哺乳が確立しておらず経管栄養を併用していたが、日齢 94 日には経口哺乳のみで規定量を摂取できていた。

本計測では、平らな樹脂板に力センサを 2 個縦列に配置した sensor1 を用いる。

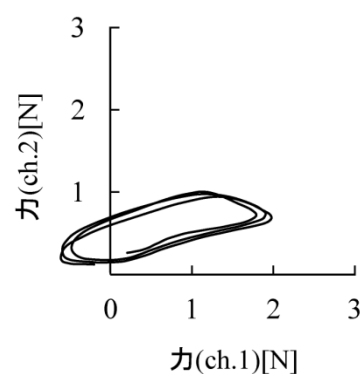
被験児 A における力の時系列波形を図 5.4<sup>[51]</sup> に、力のリサージュ図形を図 5.5 に示す。また、被験児 E における力の時系列波形を図 5.6 に、力のリサージュ図形を図 5.7 に示す。波形の立ち上がりに着目すると、被験児 A は計測した 3 日間すべてにおいて、力センサ ch.2 に次いで力センサ ch.1 の順に力がかけられており、リサージュ図形からも位相差が確認できた。一方、被験児 E は、経口哺乳が確立していない日齢 37 日および 44 日においては、両チャンネルはほぼ同じ時刻で波形が立ち上がっていることが示されており、位相差が小さかった。経口哺乳が確立した日齢 94 日においては、波形の立ち上がり時刻は力センサ ch.2 の方が ch.1 より早く、位相差が確認された。

表 5.2 被験児の情報

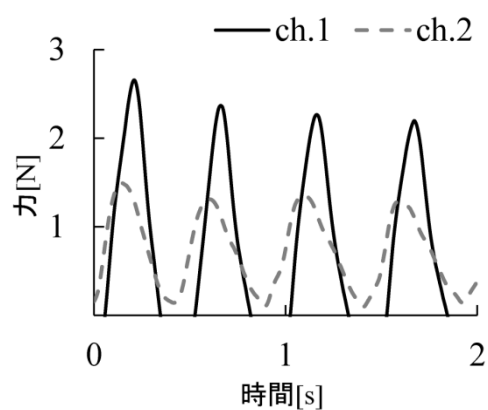
	性別	出生体重[g]	在胎週数[週]	日齢[日]	栄養摂取方法
被験児 A	女児	3086	40	7	経口哺乳
				15	
				28	
被験児 E	男児	1590	34	37	経管栄養・経口哺乳
				44	
				94	経口哺乳



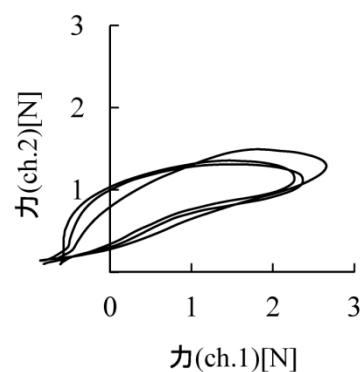
(a) 日齢 7 日



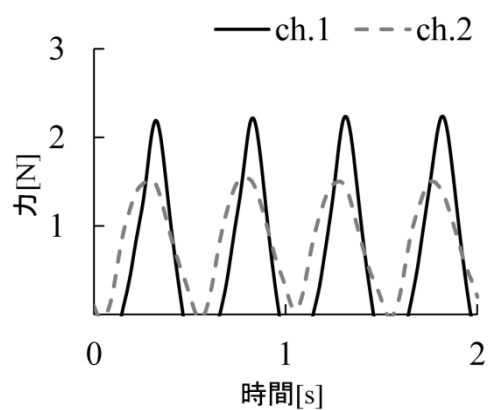
(a) 日齢 7 日



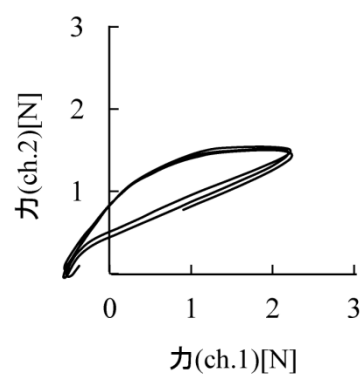
(b) 日齢 15 日



(b) 日齢 15 日



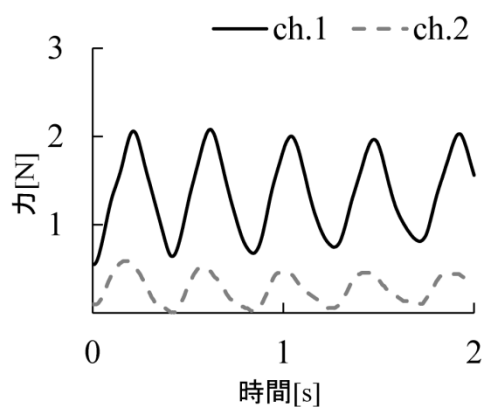
(c) 日齢 28 日



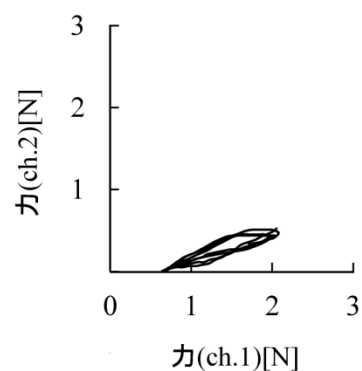
(c) 日齢 28 日

図 5.4 被験児 A における力の  
時系列波形

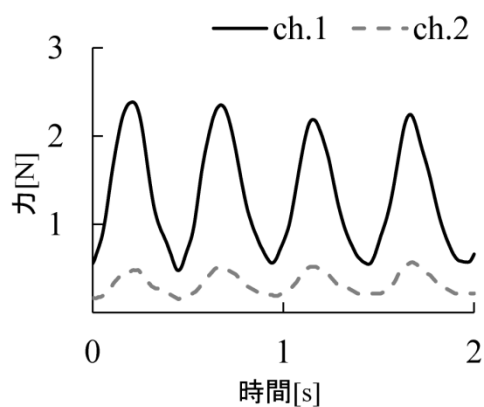
図 5.5 被験児 A における力の  
リサージュ図形



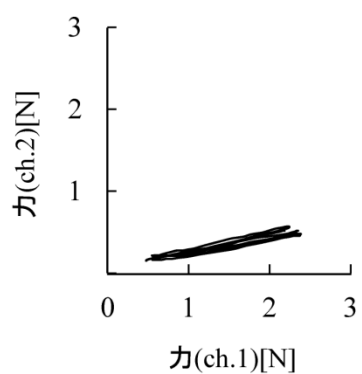
(a) 日齢 37 日



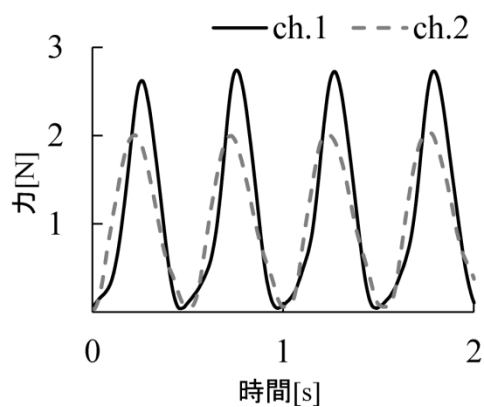
(a) 日齢 37 日



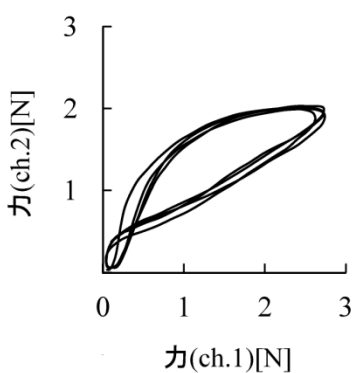
(b) 日齢 44 日



(b) 日齢 44 日



(c) 日齢 94 日



(c) 日齢 94 日

図 5.6 被験児 E における力の  
時系列波形

図 5.7 被験児 E における力の  
リサージュ図形

また、各力センサにおける力の最大値および力センサ ch.1 の最大値に対する ch.2 の最大値の割合を表 5.3 に示す。力の最大値において力センサ ch.2 と比較して ch.1 の出力が大きかった点は被験児 2 名に共通してみられた。被験児 A においては、力センサ ch.2 における最大値は成長に伴って増加がみられた。被験児 E は、日齢 37 日および 44 日においては、力センサ ch.1 に対する ch.2 の最大値の割合が、24.1 %、22.8 %と非常に小さいことが示された。

最大値の増加に伴う積分値の変化を検討するため、3 s 間における力積を算出した。表 5.4 に力積および吸啜周期を示す。被験児 E において、成長に伴って ch.1 の最大値に増加がみられたが、力積は減少している。これは、日齢 37 日および 44 日において ch.1 の最小値が 0 に戻らず、力が絶えず加わっているためである。日齢 94 日は、力積が小さいにも関わらず、最大値が大きく位相差もみられることから、力が効率的に使われていると考えられる。

なお、計測例すべてにおいて吸啜が 1 s 間に 2 回程度で行われており、成長に伴う変化は見られなかった。

表 5.3 被験児 2 名における最大値および最大値の割合

	日齢[日]	最大値 [N]		最大値の割合 ch.2 / ch.1[%]
		ch.1	ch.2	
被験児 A	7	1.85 ± 0.16	0.95 ± 0.05	51.4
	15	2.37 ± 0.16	1.36 ± 0.07	57.5
	28	2.21 ± 0.02	1.52 ± 0.02	68.8
被験児 E	37	2.03 ± 0.04	0.49 ± 0.05	24.1
	44	2.29 ± 0.08	0.52 ± 0.03	22.8
	94	2.70 ± 0.05	2.01 ± 0.01	74.4

(mean ± S.D.)

表 5.4 被験児 2 名における 3 s 間の力の力積および吸啜周期

	日齢[日]	力積[N・s]		吸啜周期[s]
		ch.1	ch.2	
被験児 A	7	2.18	1.51	0.46 ± 0.02
	15	2.40	2.13	0.50 ± 0.03
	28	2.21	2.42	0.50 ± 0.02
被験児 F	37	3.93	0.81	0.43 ± 0.03
	44	4.01	0.93	0.48 ± 0.03
	94	3.23	3.07	0.51 ± 0.01

(mean ± S.D.)

## 5.4 考察

本研究は、臨床への適用の試みとして、健常児 16 名（A 群）および臨床で吸啜に問題があると診断された児 8 名（B 群）に対して計測を行い、2 群にどのような特徴があるか検討した。その結果、乳首根元部における力の最大値において、2 群に有意差がみられた。また、各センサにおける最大値に達する時刻の順は、A 群が乳首根元部から乳首先端部の順に接触していたのに対して、B 群に規則性はみられなかった。また、リサージュ図形においては、A 群は楕円様の軌跡であり位相差がみられたが、B 群は直線状に近い軌跡が多くみられた。この結果より、吸啜に問題のある児は大きく 2 つのケースに分かれると考えられる。一方は、舌根部から舌尖部に向かって隆起部が移動している、または、舌尖部と舌根部が同時に接触している、といった健常児のように隆起部の移動が規則的でないケースである。他方は、舌尖部から舌根部に向かって規則的に蠕動様運動ができていないが、舌尖部に与える力が小さいケースである。前者は、蠕動様運動が規則的でないために、乳首をしごく動作ができていないと考えられる。また、後者は、乳首をしごく動作はできているが、舌尖部に与える力が小さく乳汁を送り出すために十分作用していないと考えられる。これに対し、健常児は、舌尖部において乳首を支えると

同時に陰圧形成に十分な力を与え、舌尖部から舌根部に向かって隆起部を移動させ蠕動様運動することで乳汁を送り出していると考えられる。

また、成長に伴う舌が人工乳首に与える力の経時的变化を確認するため、同一被験児における3日間の計測結果を比較した。経管栄養を併用していた乳児が経口哺乳の確立に至るまで計測した結果から、乳首先端部に対する乳首根元部の力の割合は50%程度必要であると考えられる。また、成長に伴って乳首先端部の最大出力値は増加したが、力積は減少し、位相差が大きくなったことから、吸啜を良好に行うためには、力を与える順序や位相差等、力を効率的に与えることが必要であると考えられる。

高橋<sup>[37]</sup>は乳児期に口腔運動の障害を早期に発見することを目的として、健常児と脳性麻痺を中心とした脳障害児を対象に原始反射の反応パターンおよび運動パターンを分析する評価法を作成した。脳性麻痺の運動療法では障害を早期に発見し、訓練を早期に開始することがその後の機能改善に有効であるといわれている。本計測システムは、乳児に人工乳首を咥えさせるだけで簡便に計測でき、吸啜周期、最大値、および各センサ間における最大値に達する時刻の差を瞬時に確認することが可能であるため、臨床現場において疾患の早期発見に貢献できる可能性を示唆する。また、舌運動の定量的な計測に超音波断層法等の観察を併用することで、乳児の舌におけるより詳細な運動解析が可能になると考えられる。

## 5.5 結語

本章では、臨床応用を目的として、健常児（A群）および臨床で吸啜に問題があると診断された児（B群）に対して計測を行い、2群にどのような特徴があるか検討した。また、成長に伴う舌が人工乳首に与える力の経時的变化を確認するため、同一被験児における3日間の計測結果を比較した。以下に本章で得られた結果を要約する。

- 1) 吸啜に問題があると診断された児の群は健常児の群より乳首根元部に与える力が小さく、有意差がみられた。
- 2) 各センサにおける最大値に達する時刻の順は、健常児が乳首根元部から乳首先端部の順に規則的に接触していたのに対し、吸啜に問題があると診断された児には規則性はみられなかった。

- 3) 健常児は舌の蠕動様運動のためと考えられる位相の異なる信号波形がみられたが、吸啜に問題があると診断された児は位相差が小さくリサージュ図形において直線状に近い軌跡が多くみられた。
- 4) 同一被験児において、乳首先端部に対する乳首根元部の最大値の割合が、経口哺乳が確立していない日齢は確立した日齢と比較して非常に小さいことが示された。
- 5) 成長に伴って乳首先端部の最大値は増加がみられたが、力積は減少し、位相差が大きくなったことから、吸啜を良好に行うためには、力を与える順序や位相差等、力を効率的に与える必要があることが示された。



## 第 6 章 結論

本論文では、乳児の吸啜時における舌が乳首に与える力の計測を行い、臨床応用を目指して吸啜に問題をかかえる児に対する計測を行った結果について述べた。以下に本研究で得られた成果を示す。

第 2 章では、乳児の哺乳行動に関する知見と計測手法の検討について述べた。まず、乳児の成長と反射の発現に関する知見について示し、哺乳行動に関する従来の研究について概説した。さらに、従来の研究における問題点と課題を明らかにし、舌の力学的作用の解明を目指した計測手法について検討を行い、舌の運動メカニズムを解明するためには、舌の蠕動様運動を力学的に捉える必要があることを指摘した。

第 3 章では、乳児の舌が人工乳首に与える力を計測することを目的として構築した舌－人工乳首接触力計測システムについて述べた。まず、力センサの基本原理として、片持ち梁型力センサの基本構造について説明し、本研究で使用する梁の変形について述べた。さらに、力センサ内蔵型人工乳首の構造および力センサの特性評価について述べ、本システムは十分有用であることを示した。

第 4 章では、舌－人工乳首接触力計測システムを用いて、吸啜時における舌が乳首に与える力をリアルタイム計測した結果について述べた。経口哺乳が確立した乳児においては舌の蠕動様運動のためと考えられる位相の異なる信号波形の観測に成功した。また、舌の隆起が乳首の根元から先端に向かって移動していると推測できた乳児において舌隆起部の移動速度を算出し、個人によって速度の変化に違いがあることを示した。さらに、吸啜時における力の中心位置の推定した結果、成長に伴って軌跡長が長くなることが示された。また、立体的に計測を行った結果、吸啜において主となる力は乳首下部から与えられることを示した。さらに経口哺乳が確立した乳児と確立していない乳児において、力のかけ始める順序が異なっていることを明らかにした。また、計測例すべてにおいて、乳首先端部に配置した力センサと比較して乳首根元部に配置したセンサからの最大出力値が大きく、1 s 間に約 2 回の吸啜回数が示された。

第 5 章では、臨床への適用を目指し、吸啜に問題をかかえる児における舌が人工乳首に与える力を計測した結果について述べた。吸啜に問題があると診断された児の群は健常児の群より乳首根元部に与える力が小さく、有意差がみられた。さらに、各センサにおける最大値に達する時刻の順は、健常児が規則的に接触していたのに対し、吸啜に問題があると診断された児には規則性はみられなかった。また、健常児は舌の蠕動様運動のためと考えられる位相の異なる信号波形がみられたが、吸啜に問題があると診断され

た児は位相差が小さくリサージュ図形において直線状に近い軌跡が多くみられた。さらに、健常児と吸啜に問題をかかえる児における成長に伴う力の経時的変化を確認した結果、吸啜を良好に行うためには、力を与える順序や位相差等、力を効率的に与える必要があることを示した。このように、本研究結果によって、健常児と吸啜に問題をかかえる児において舌の力学的作用に違いを見出した。

本研究では、小型力センサを複数個内蔵した人工乳首を用いて、乳首のどの部位にどの程度の力がかかっているかを直接計測することに成功した。これにより、舌運動を定量的に評価することが可能となる。さらに、吸啜に問題をかかえる児においても計測を行い、健常児と異なる特徴を示した。これは、従来の研究において不明確であった舌運動の力学的作用による乳児の差異を明らかにし、様々な応用を可能にした。今後、乳児の吸啜運動を模擬した母体にやさしい搾乳器の開発、より実物に近い人工乳首の開発において貴重なデータになると考えられる。また、臨床応用の観点からも、先天性疾患の早期発見、経管栄養から経口哺乳への移行時期の確定について新たな指標を設けることが可能であると考えられる。

本研究における実験は大阪厚生年金病院医学倫理委員会の承認を得て行われた。

---

## 参考文献

- [1] 小川雄之亮, 多田裕, 中村肇, 仁志田博司: “ 新生児学 第 2 版 ”, 株式会社メディカ出版, pp.95-97 (2000)
- [2] 森川昭廣, 内山聖: “ 標準小児科学 第 5 版 ”, 医学書院, pp.1-16 (2004)
- [3] R.F.Black, L.Jarman and J.B.Simpson: “ The Science of Breastfeeding (LACTATION SPECIALISTS SELF-STUDY SERIES) ”, Jones and Bartlett Publishers, pp.61-83 (1998)
- [4] 徳永昭輝: “ 周産期医学・産科学 ”, 日本病院共済会, p.199 (1999)
- [5] 厚生労働省: “ 平成 22 年人口動態統計 ”,   
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/suikai10/index.html>
- [6] 日野原重明, 井村裕夫: “ 看護のための最新医学講座 14 新生児・小児疾患 ”, 中山書店, pp.79-82 (2001)
- [7] G.M.Ardran, F.H.Kemp and J Lind: “ A cineradiographic study of bottle feeding ”, Br J Radiol, Vol.31, No.361, pp.11-22 (1958)
- [8] 小国親久: “ 胎児・新生児の生理に関する研究 ”, 日本産科婦人科学会雑誌, Vol.15, No.9, pp.755-764 (1963)
- [9] K.Eishima: “ The analysis of sucking behavior in newborn infants ”, Early Human Development, Vol.27, No.3, pp.163-173 (1991)
- [10] K.Iwayama and M.Eishima: “ Neonatal sucking behaviour and its development until 14 months ”, Early Human Development, Vol.47, No.1, pp.1-9 (1997)

- 
- [11] J.F.Bosma, L.G.Hepburn, S.D.Josell and K.Baker: “ Ultrasound demonstration of tongue motions during suckle feeding ”, *Developmental Medicine & Child Neurology*, Vol.32, No.3, pp.223-229 (1990)
- [12] J.L.Miller and S.M.Kang : “ Preliminary Ultrasound Observation of Lingual Movement Patterns During Nutritive versus Non-nutritive Sucking in a Premature Infant ”, *Dysphagia*, Vol.22, No.2, pp.150-160 (2007)
- [13] A.J.Nowak, W.L.Smith and A.Erenberg : “ Imaging evaluation of artificial nipples during bottle feeding ”, *Arch Pediatr Adolesc Med.* Vol.148, No.1, pp.40-42 (1994)
- [14] M.W.Woolridge : “ The 'anatomy' of infant sucking ”, *Midwifery*, Vol.2, No.4, pp.164-171 (1986)
- [15] F.Bu'Lock, M.W.Woolridge and J.D.Baum : “ Development Of Co-Ordination Of Sucking, Swallowing And Breathing: Ultrasound Study Of Term And Preterm Infants ”, *Developmental Medicine & Child Neurology*, Vol.32, No.8, pp.669-678 (1990)
- [16] 水野克巳, 相澤まどか, 橋爪真弘, 北澤重孝: “ 哺乳行動の発達に関する検討 第1報 新生児期早期の吸啜の発達 ”, *日本小児科学会雑誌*, Vol.103, No.5, pp.549-553 (1999)
- [17] 水野克巳, 相澤まどか, 橋爪真弘, 北澤重孝: “ 哺乳行動の発達に関する検討 第2報 在胎 32 週未満早産児の吸啜の発達 ”, *日本小児科学会雑誌*, Vol.103, No.11, pp.1097-1101 (1999)
- [18] 相澤まどか, 水野克巳: “ 新生児期早期における硬口蓋-舌間の圧出圧の発達に関する検討 ”, *日本小児科学会雑誌*, Vol.107, No.10, pp.1352-1355 (2003)
- [19] 可児桂子, 水野克巳, 河村洋: “ 新生児の哺乳における舌運動と口腔内圧力変動 ”, *日本未熟児新生児学会雑誌*, Vol.20, No.2, pp.261-267 (2008)
-

- 
- [20] 田村康夫, 堀川容子, 林努, 吉田定宏 : “ 口腔内ビデオカメラを通してみた乳児の吸啜時舌運動と口腔周囲筋活動の協調 ” , 日本顎口腔機能学会雑誌, Vol.2, No.1, pp.19-26 (1995)
- [21] 田村康夫, 宋政文, 成田優一, 美島達平 : “ 吸啜運動時における咀嚼筋活動 第 1 報 吸啜運動と咀嚼筋活動の協調 ” , 小児歯科学雑誌, Vol.30, No.1, pp.150-157 (1992)
- [22] 中島譲二, 青木浩子, 加藤敬, 田村康夫 : “ 乳房および人工乳首吸啜時の筋電図学的比較 ” , 小児歯科学雑誌, Vol.35, No.5, pp.926-935 (1997)
- [23] Y.Hayashi, K.Kanno, M.Seo, S.Teramoto, S.Kawasaki, R.Uehara and Y.Eto : “ The Relationship between Sucking Pressure and Respiration during Nutritive Sucking of Normal Newborn Infants ” , Jikeikai medical journal, Vol.49, No.1, pp.43-45 (2002)
- [24] Y.Hayashi, K.Kanno, M.Seo, S.Kawasaki, S.Teramoto, R.Uehara and Y.Eto : “ Ultrasound Analysis of Sucking Behavior of Newborn Infants: Sucking Pressure of Newborn Infants with Cleft Palate during Nutritive Sucking ” , Jikeikai medical journal, Vol.49, No.1, pp.47-49 (2002)
- [25] K.Mizuno and A.Ueda : “ The maturation and coordination of sucking, swallowing, and respiration in preterm infants ” , The Journal of Pediatrics, Vol.142, No.1, pp.36-40 (2003)
- [26] K.Mizuno, M.Aizawa, S.Saito, K.Kani, S.Tanaka, H.Kawamura, P.E.Hartmann and D.Doherty : “ Analysis of feeding behavior with direct linear transformation ” , Early Human Development, Vol.82, No.3, pp.199-204 (2006)
- [27] 田角勝 : “ 接触・嚥下訓練の基礎 ” , 周産期医学, Vol.36, No.11, pp.1470-1474 (2006)
-

- 
- [28] 田角勝：“小児期の摂食嚥下障害のさまざまな基礎疾患”，小児の摂食・嚥下リハビリテーション，医歯薬出版，pp.70-73 (2006)
- [29] 向井美恵, Y.Mukai：“小児の嚥下障害とリハビリテーション”，静脈経腸栄養，Vol.27, No.5, pp.1183-1188 (2012)
- [30] 土取洋子：“超・早産児の吸啜運動と Developmental Care に関する検討”，日本新生児看護学会誌，Vol.8, No.1, pp.49-58 (2001)
- [31] C.Lau, H.R.Sheena, R.J.Shulman and R.J.Schanler：“Oral feeding in low birth weight infants”，The Journal of Pediatrics, Vol.130,No.4, pp.561-569 (1997)
- [32] 松原まなみ, 田村康夫：“超・極低出生体重児における吸啜機能の発達”，小児歯科学雑誌，Vol.39, No.4, pp.820-829 (2001)
- [33] 近藤亜子, 市橋豊雄, 後藤博祐, 杉本勘太, 仲岡佳彦, 田村康夫：“低出生体重児における吸啜および咀嚼の特徴”，岐阜歯科学会雑誌，Vol.30(特集号), pp.188-198 (2004)
- [34] 尾本和彦, 千木良あき子, 向井美恵, 金子芳洋, 田角勝：“未熟児における哺乳に関連した原始反射について”，昭和歯学会雑誌，Vol.9, No.3, pp.267-278 (1989)
- [35] 川口幸義, 亀山富太郎, 鈴木良平：“乳児脳性麻痺の早期診断・早期治療”，日本リハビリテーション医学会誌，Vol.10, No.3, pp.202-203 (1973)
- [36] 亀山富太郎, 岡本義久, 陳虞恒, 鈴木良平, 川口幸義：“脳性麻痺超早期治療の経験”，日本リハビリテーション医学会誌，Vol.17, No.2, pp.70-71 (1980)
- [37] 高橋ヒロ子：“乳児期における口腔運動障害の評価法”，音声言語医学，Vol.26, No.4, pp.296-303 (1985)
-

- 
- [38] 小林宏, 辻俊明, 栗野之也, 水野克巳, 河村洋, 大貫善一, 石丸あき: “ 乳児と同じ舌の蠕動様運動を有する搾乳器の研究開発 ”, 日本機械学会論文集, Vol.73, No.730, pp.1817-1826 (2007)
- [39] 河村隆, 中沢賢, 森近正之: “ ヒトの哺乳と搾乳に関する研究 ”, 日本機械学会講演論文集, C 編, Vol.37, pp.91-92 (2000)
- [40] T.Niikawa, C.Hagino, E.Nishi, R.Kawachi, K.Minato and Y.Takada : “ Measurement of Tongue-Artificial Nipple Contact Pressure during Infant Sucking ”, IEEEJ Transactions on Electrical and Electronic Engineering, Vol.7, No.2, pp.190-196 (2011)
- [41] 新川拓也, 河内了輔, 萩野知香, 西恵理, 高田慶応, 湊小太郎: “ カセンサマトリックスを内蔵した舌ー人工乳首接触圧のリアルタイム計測システム ”, 生体医工学, Vol.49, No.3, pp.501-507 (2011)
- [42] 新川拓也, 萩野知香, 西恵理, 河内了輔, 湊小太郎, 高田慶応: “ 乳児の吸啜時における舌運動計測システム ”, 信学技報, Vol.109, No.258, pp.9-12 (2009)
- [43] 西恵理, 若松勇貴, 武井安津子, 新川拓也: “ 吸啜時における乳児の舌が乳首に与える力のマルチチャンネル計測 ”, 電気学会論文誌 C, Vol.133, No.2, pp.311-315 (2013)
- [44] 中島正貴: “ 材料力学 ”, コロナ社, pp.110-113 (2005)
- [45] 小久保邦雄, 後藤芳樹, 森孝男, 立野昌義: “ 材料力学 ”, 丸善株式会社, pp.98-100 (2002)
- [46] 淡路英夫, 深津鋼次: “ 材料力学 ”, 森北出版株式会社, pp.43-55 (2005)
- [47] K.Mizuno and A.Ueda : “ Changes in sucking Performance from Nonnutritive Sucking to Nutritive Sucking during Breast- and Bottle-Feeding ”, Pediatr Res, Vol.59, No.5, pp.728-731 (2006)
-

- 
- [48] K.Mizuno and A.Ueda : “ Development of sucking behavior in infants who have not been fed for 2 months after birth ” , Pediatrics International, Vol.43, No.3, pp.251-255 (2001)
- [49] 若松勇貴, 西恵理, 長松有衣子, 新川拓也 : “ 臨床および育児支援のための吸啜機能計測システム構築の試み ” , 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2012 講演論文集, Vol.2012, GS2-6-5 (2012)
- [50] E.Nishi, Y.Wakamatsu, Y.Nagamatsu, Y. Kuroyanagi and T.Niikawa : “ Measurement of Tongue-Artificial Nipple Contact Force in Infants with Sucking Difficulties ” , Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2013, pp.616-619 (2013)
- [51] E.Nishi, Y.Wakamatsu, H.Kuriyama, Y.Nagamatsu, Y.Kuroyanagi and T.Niikawa : “ Chronological Changes of Tongue-Artificial Nipple Contact Force During Infant Sucking ” , 2013 IEEE EMBC Short Papers, No.3108 (2013)



## 謝辞

本論文を結ぶにあたり、多くの貴重なご指導、ご助言ならびにご鞭撻を賜りました、大阪電気通信大学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻・新川拓也教授に謹んで感謝の意を表します。

本論文の作成にあたり、本学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻・松村雅史教授、兼宗進教授には多くの貴重かつ有益なご助言を頂きました。心より御礼申し上げます。

本研究の遂行に際し、ご多忙のなか貴重な計測データの採取にご協力頂きました、たかだこどもクリニック・院長高田慶応先生、大阪厚生年金病院小児科・黒柳裕一先生、長松有衣子先生、社会医療法人愛仁会高槻病院新生児小児科・武井安津子先生、榎本真宏先生、同院リハビリテーション科・大井康史先生、ならびに工学・医学の発展を願い快く協力して頂きました、被験児とその御家族に心より感謝致します。

本学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻の先生方には、数々のご助言ならびにご協力を頂きました。ここに厚くお礼申し上げます。

本研究に参加され、よき共同研究者となって頂いた、大阪電気通信大学・河内了輔氏、大阪ハイテクノロジー専門学校・萩野知香氏、本学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻・若松勇貴氏、栗山大徳氏に感謝の意を表します。

また、本研究に遂行において多数有益なご助言ならびにご討論を頂きました、本学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻・嶋村拓都氏をはじめ新川研究室の皆様に厚くお礼申し上げます。

最後に、筆者の研究活動を支え続けてくれた夫、筆者を励まし応援してくれた2人の息子、協力を惜しまず家族を支えてくれた母に心から感謝致します。

---

## 研究業績目録

### 学術論文

1. 西恵理, 若松勇貴, 武井安津子, 新川拓也 : “ 吸啜時における乳児の舌が乳首に与える力のマルチチャンネル計測 ” , 電気学会論文誌 C, Vol.133, No.2, pp.311-315 (2013)
2. T.Niikawa, C.Hagino, E.Nishi, R.Kawachi, K.Minato and Y.Takada : “ Measurement of Tongue-Artificial Nipple Contact Pressure during Infant Sucking ” , IEEEJ Transactions on Electrical and Electronic Engineering, Vol.7, No.2, pp.190-196 (2011)
3. 新川拓也, 河内了輔, 萩野知香, 西恵理, 高田慶応, 湊小太郎 : “ カセンサマトリックスを内蔵した舌－人工乳首接触圧のリアルタイム計測システム ” , 生体医工学, Vol.49, No.3, pp.501-507 (2011)

### 国際会議

1. E.Nishi, Y.Wakamatsu, Y.Nagamatsu, Y. Kuroyanagi and T.Niikawa : “ Measurement of Tongue-Artificial Nipple Contact Force in Infants with Sucking Difficulties ” , Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2013, pp.616-619 (2013)
2. E.Nishi, Y.Wakamatsu, H.Kuriyama, Y.Nagamatsu, Y.Kuroyanagi and T.Niikawa : “ Chronological Changes of Tongue-Artificial Nipple Contact Force During Infant Sucking ” , 2013 IEEE EMBC Short Papers, No.3108 (2013)

---

## 学会発表

1. 新川拓也, 萩野知香, 西恵理, 高田慶応 : “ 新生児の吸啜時における舌-人工乳首接触圧分布の計測 ” , 生体医工学シンポジウム 2009, pp.426-429 (2009)
2. 新川拓也, 萩野知香, 西恵理, 河内了輔, 湊小太郎, 高田慶応 : “ 乳児の吸啜時における舌運動計測システム ” , 信学技報, MBE2009-55, pp.9-12 (2009)
3. 萩野知香, 新川拓也, 西恵理, 河内了輔, 湊小太郎, 高田慶応 : “ 乳児の吸啜時における舌-人工乳首接触圧のリアルタイム計測システム ” , 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2010 講演論文集, pp.372-375 (2010)
4. 西恵理, 大嶋莉理子, 村松明奈, 若松勇貴, 和田翔太郎, 武井安津子, 新川拓也 : “ マルチ出力センサシステムを用いた舌-人工乳首接触圧の計測 ” , 信学技報, MBE2011-51, pp.7-12 (2011)
5. 西恵理, 若松勇貴, 武井安津子, 長松有衣子, 新川拓也 : “ 低出生体重児および早産児における舌-人工乳首接触圧の計測 ” , 生体医工学シンポジウム 2012 講演予稿集, 3-3-3, pp.352-355 (2012)
6. 西恵理, 高田慶応, 新川拓也 : “ 臨床および育児支援を目指した乳児の吸啜メカニズムの解明 ” , 日本生活支援工学会 第 4 回 若手研究者発表会講演資料集, pp.4-5, (2012)
7. 若松勇貴, 西恵理, 長松有衣子, 新川拓也 : “ 臨床および育児支援のための吸啜機能計測システム構築の試み ” , 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2012 講演論文集, Vol.2012, GS2-6-5 (2012)
8. 栗山大徳, 西恵理, 河内了輔, 武井安津子, 長松有衣子, 黒柳裕一, 新川拓也 : “ 乳児の吸啜時における舌が人工乳首に与える力の時系列計測 ” , 電気関係学会関西連合大会 G2-8 (2013)