

(13)

自律顎運動シミュレータ JSN/2 B における開閉口および 咀嚼様空口運動の制御

(新潟大学工学部) 林 豊彦, 中村 康雄

(新潟大学大学院自然科学研究科) 山田 慎也

(富士ソフト ABC 株) 加藤 繁

(新潟工科大学機械制御システム工学科) 中嶋 新一

(新潟大学大学院医歯学総合研究科) 小林 博, 山田 好秋

1. はじめに

「H氏は朝起きると左の顎の関節が少しこわばっているのを感じた。口がいつものように開かない。むりに開けようとするとか何か違和感を感じる。朝食になるとその不安は現実のものとなった。いつものように右側の歯で噛もうとしたところ、左側の関節に痛みが走った。これではとても食べられない。噛むことがこんなに難しいとは……」

近年、顎の関節の機能障害は歯科学では1つの重要な治療分野となっており、毎日のように上記のような訴えをもった患者さんたちが歯科の外来を訪れている。その原因は完全には明らかにされていないが、現象論としては、話す、食べる、のみ込むなどの顎の機能と、顎の運動メカニズムとの間に不整合が生じているのである。

では、顎運動の正常なメカニズムとはどのようなものであろうか？ ものを食べる運動のとき、ヒトの顎のシステムは、食片を舌と頬を使って巧みに上下顎臼歯部の咬み合わさる面(咬合面)の間に乗せ、咬合力で粉碎、咬合面形状を利用して粉砕片を舌方向に押し出す。この一連の動作を繰り返し、食片は次第に粉砕されていく。その粉砕動作には、顎運動¹⁾、咬合力、咬合面形態²⁾、頬・舌が巧みに利用されていることが分かる。しかし全体の詳しい制御メカニズ

ムについては、ほとんど明らかにされていない³⁾。

身体の運動メカニズムを解明するアプローチに、解剖学、生理学などのボトムアップ的なアプローチに加え、近年では逆動力学やロボットを用いたシミュレーションが試みられている。後者の方法論は、ある制御メカニズムの可能性を、運動をシミュレートすることにより検証するというトップダウン的なアプローチである。この方法論は、解剖学や生理学の知見もモデルに含まれていることから、従来のボトムアップ手法とトップダウン手法を融合した複合的アプローチであり、一般に「合成による解析(analysis by synthesis)」⁴⁾と呼ばれている。

この方法論を顎運動メカニズムの解明に適用し、著者らはこれまで自律顎運動シミュレータ JSN/1 を開発してきた⁵⁻¹¹⁾。同様の顎シミュレータ¹⁵⁻¹⁹⁾が、人間の形をしていて、かつ実際の動作に近い動きをする人間型ロボットの開発を目的としていたのに対して、著者らの JSN/1 は、はじめからヒトに近い構造と制御系を採用し、自然で自律的な開閉口運動の再現を目指してきた。これまでに基本的なコンポーネントの開発を完了し、筋電図データと矛盾しないアクチュエータの駆動信号と歯の感覚センサのデータを利用した適応制御法を提案した⁵⁻¹¹⁾。それにより、ヒトに近い開閉口運動がシミュレータ JSN/1 上で再現できることを実験的に確認してきた。

しかし、下顎運動の再現性を高めるために、いく

つかの筋アクチュエータでは、そのインピーダンス制御系¹¹⁾の位置フィードバック利得を高くしていた。これは実際の筋の「柔らかな」動作に明らかに矛盾している。そこで本研究では、制御系におけるこの矛盾を解消することを第1の目的とする。第2の目的は、最終目標である咀嚼運動を実現するための準備段階として、シミュレータ JSN/2B に咀嚼様の空口運動（咀嚼様空口運動）させる生理学的な制御法を開発することである。本研究の結果、顎のハードウェアと制御システムの改良により筋の動作を「柔らかく」でき、さらに基本的な制御モードを開閉口運動からわずかに変更するだけで、咀嚼様空口運動を再現できることが明らかとなった。

2. 上下顎の筋骨格系と下顎運動

2.1 ヒトの上下顎の筋骨格系

本章では、下顎運動の理解に必要とされる顎口腔系の解剖学について簡単に述べる（図1）。

下顎骨は歯列とそれを支える馬蹄形の下顎体、および後方部の下顎枝からなる。下顎枝はさらに筋突起と関節突起からなり、関節突起の下顎頭（顎頭）は側頭骨下顎窩と「顎関節」を構成する。

下顎運動を駆動する主な筋は、「咀嚼筋」と呼ばれる下顎骨と頭蓋骨間に付着する比較的強大な筋群と、「舌骨上筋」と呼ばれる舌骨と下顎・頭蓋間に張る筋

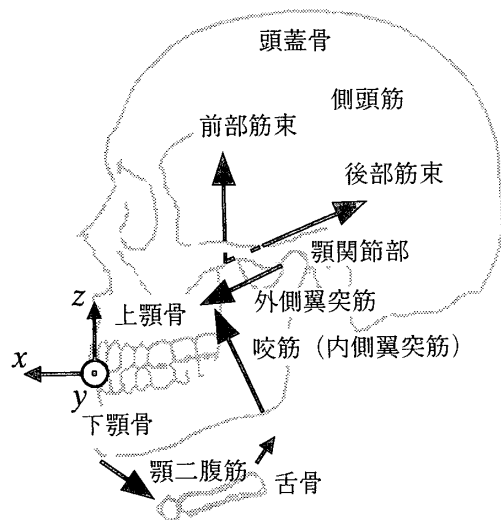


図1 下顎骨、顎関節と下顎運動に関与する主要な筋群

群からなる。咀嚼筋は、図1に示す咬筋、側頭筋、外側翼突筋²⁰⁾、内側翼突筋からなる。一方、舌骨上筋群はいくつかの筋からなるが、特に下顎運動に関与する顎二腹筋²¹⁾は、細長い筋で舌骨前後で前腹と後腹に分かれる。

2.2 開閉口運動と咀嚼運動

図2に、正常有歯顎者の習慣的開閉口運動と咀嚼運動による切歯点の軌道を示す。下顎運動の測定には6自由度顎運動測定システム「トライメット」²²⁾(JKN/1, 東京歯材社)を用いた。

開閉口運動の切歯点軌道は、前頭面投影図ではほぼ正中矢状面内の直線となる。一方、矢状面投影図では、下顎頭が前方に並進するため、軌道はやや前方にふくらんだ弓形になる。

一方、咀嚼運動の軌道は、前頭面投影図では嚙む側に偏位したサークル状の“涙滴 (tear drop)”形態を示す。この軌道は歯科学では便宜的に次の4つの相に分類されている：第I相（開口相）、第II相（側方偏位相）、第III相（閉口相）、第IV相（咬合相）。このように閉口時に下顎が嚙む側に偏位する理由は、嚙

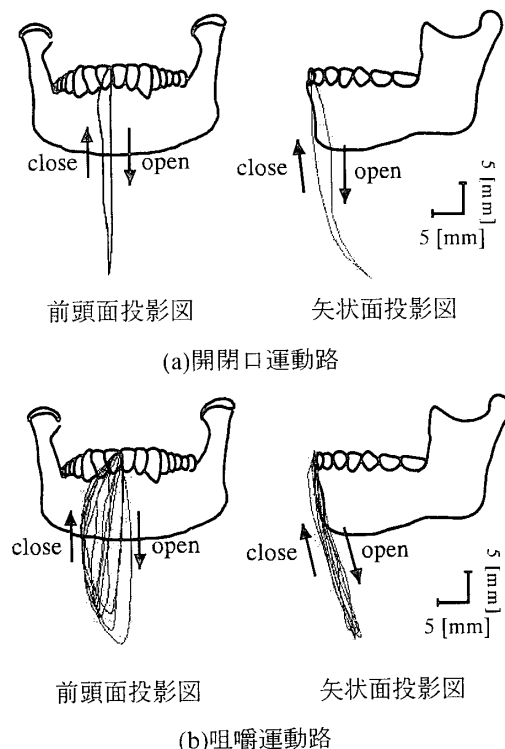


図2 習慣的開閉口運動と咀嚼運動における切歯点の軌道

む側の下顎頭が反対側の下顎頭よりも早く関節窩に戻るためである。

ヒトは口の中に食片がなくても咀嚼様の下顎運動をすることができる。この下顎運動は「咀嚼様空口運動」と呼ばれている。

3. シミュレータ JSN/2 B の構成

3.1 シミュレータの概要

図3に JSN/2 B 全体の構成を示す。システムは次の4つの要素からなる：1) 上下顎部(上下顎体、上

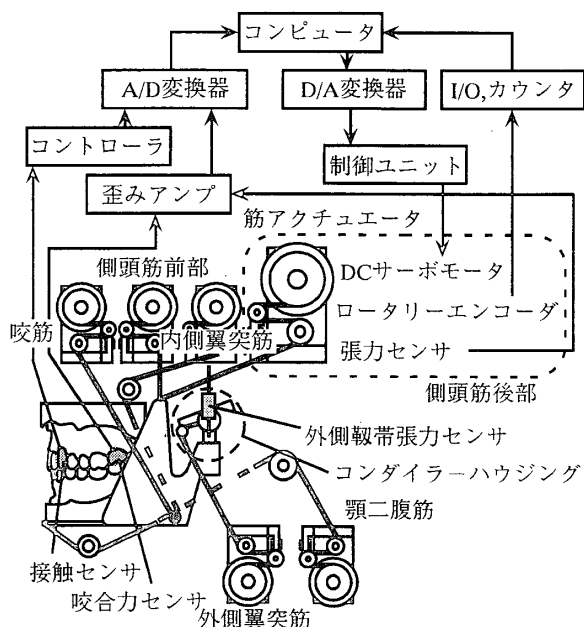


図3 シミュレータ JSN/2 B のシステム構成

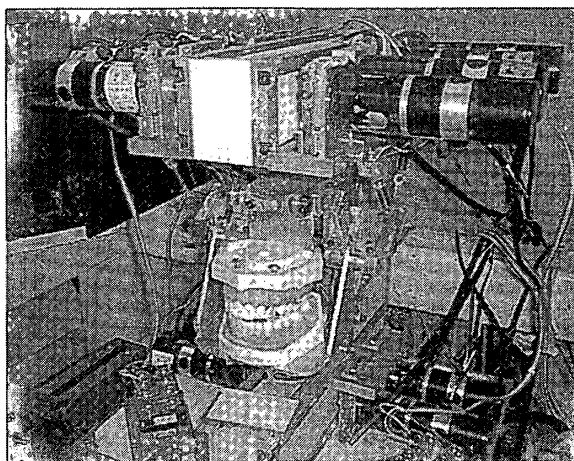


図4 自律顎運動シミュレータ JSN/2 B の外観

下顎歯列、顎関節)、2) 筋アクチュエータ、3) 咬合センサ、4) コントロールユニット、5) 制御用コンピュータ。上下顎部は上顎部と下顎部からなる(図4)。上顎部は上顎歯列とその支持部および顎関節からなり、下顎部は下顎歯列とアルミニウム製の顎体・下顎枝部からなる。下顎枝の関節突起相当部には下顎頭に相当する顆頭球(直径 $\phi=10$ [mm])が設けられ、下顎窩に相当するコンダイラハウジング内面(テフロン製)と顎関節を構成する。ハウジング内面は関節隆起後方斜面を一次近似したものである。コンダイラハウジングの前方傾斜角(矢状顆路傾斜度)はヒトの平均値に近い 30° に設定した。顎関節の外側には、今回新しく外側靭帯を設置した。その詳細については次章の4.1で述べる。

歯列には教育用歯列模型(D 15 D-500 H, Nissin Dental Product Inc.)を用いた。歯列と顎関節および筋付着部位との位置関係は、乾燥頭蓋骨での計測値を参考にして決定した。

下顎運動に関係する筋は、筋と同じ走行をもつケーブルをDCサーボモータで駆動する方法でシミュレートした¹¹⁾(図4)。これを筋アクチュエータと呼ぶ。このアクチュエータには、感覚センサとしてケーブル長を検出するロータリーエンコーダとケーブル張力を検出する張力センサ^{9,11)}が組み込まれている。このアクチュエータで再現する筋は、左右側の咬筋、側頭筋(前部と後部)、外側翼突筋、内側翼突筋、顎二腹筋の5種類、6筋束とした(図1)。結果として JSN/2 B には、合計12個の筋アクチュエータが装着

表1 左側筋アクチュエータ・ワイヤの付着位置と走行：座標系 $o-xyz$ は原点を切歯点、 x 軸、 y 軸、 z 軸をそれぞれ前後(前+, 後-), 左右(左+, 右-), 上下(上+, 下-) 方向に設定した(図1)。走行角は、前頭面では y 軸とのなす角度 ($\pm 180^\circ$)、矢状面では x 軸とのなす角度 ($\pm 180^\circ$)。

	ワイヤの付着位置 [mm]			走行角 [$^\circ$]	
	x	y	z	前頭面	矢状面
外側翼突筋	-100	55	38	-90	-30
側頭筋前部	-68	60	33	90	85
側頭筋後部	-68	55	33	90	155
顎二腹筋	-5	10	-35	-45	-120
咬筋	-78	60	-32	90	75
内側翼突筋	-78	55	-32	110	75

されている。この中で「内側翼突筋アクチュエータ」は JSN/2 になって新しく追加されたものである(4.1 参照)。各筋アクチュエータのワイヤの付着位置と走行を表 1 に示した。

歯の感覚は顎運動の制御に深く関与していることが知られている²³⁾。そこで本シミュレータ JSN には従来から上顎左右第一大臼歯と左右犬歯に、それぞれ咬合力センサと咬合接触センサが装着されている^{9,11)}。咬合力センサについては、今回側方力も検出できるように改良したため、次章の 4.2 で詳しく述べる。

コントロールユニットは感覚センサ信号の検出回路とモータ駆動回路からなる。すべての感覚センサの信号はインターフェイス回路を介して制御用コンピュータに取り込まれる(サンプリング周期, 10[ms])。

3.2 筋アクチュエータ制御系の概要

制御系は従来のシミュレータ JSN/1¹¹⁾と同じであるため、その概要についてだけ簡単に述べる。

ヒトの筋活動は、上位中枢からの運動指令によっ

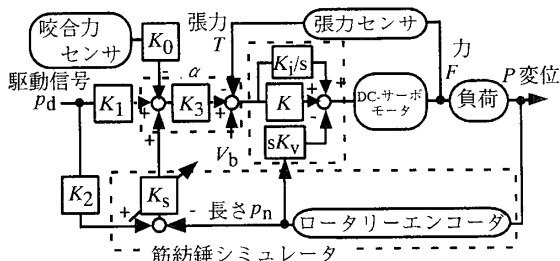
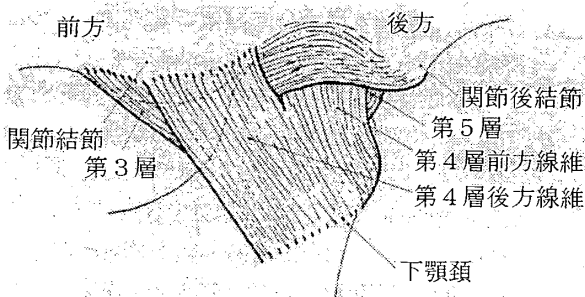


図 5 筋アクチュエータのインピーダンス制御系

て、脊髄にある α 運動ニューロンを介して制御される。 α 運動ニューロンには、筋の長さセンサである「筋紡錘」や張力センサである「ゴルジ腱器官」からの情報と、歯根膜の機械受容器からの情報がフィードバックされている^{3,23,27)}。この筋制御系を、筋アクチュエータでは図 5 に示すインピーダンス制御系によりシミュレートした⁹⁻¹⁴⁾。

上位中枢からの運動指令は、駆動信号 P_d とし、 α 運動ニューロンを加算点 α とした。加算点 α に信号が伝達される経路には、ヒトと同様に直接 α に伝達する経路と筋紡錘に相当するロータリーエンコーダを経由して伝達する経路の 2 つがある。さらに、歯根膜感覚センサからの出力信号も、加算点 α にフィードバックされている^{3,23,27)}。筋紡錘シミュレータ内の位置フィードバック利得 K_s は、 $K_s=0$ ならば「張力制御」、 $K_s=1$ かつワイヤ張力が 0 ならば「位置制御」となる。言い換えれば、 K_s が 0 に近づくほど筋は「柔らかく」なり、逆に 1 に近づくほど「固く」なる。

筋は可変粘弾性特性をもつ張力発生器と見なすことができる^{4,28)}。しかし筋と全く同じメカニズムは、シミュレータでは再現できない。そのため筋アクチュエータ制御では、「どのパラメータを可変にするか」が大きな問題となる。著者らは従来から、筋の「活動量」と「柔らかさ」を調節するために、駆動信号 P_d と位置フィードバック利得 K_s の 2 つを可変としてきた⁹⁻¹⁴⁾。



出典：顎関節外側壁の線維構成に関する組織学的観察，口病誌，51，(1984)。

図 6 顎関節外側壁の構造(大村，1984)²⁵⁾：外側壁の軟部組織は、線維層の付着部位と走行から 5 層に分類され、その中の第 4 層と第 3 層前方線維が外側靭帯

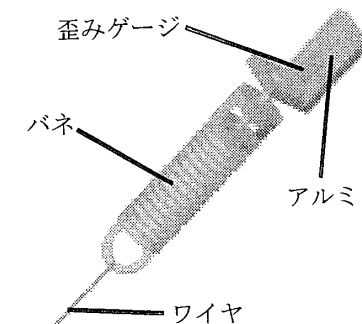


図 7 顎関節外側靭帯の張力センサ

4. 顎運動シミュレータの改良

4.1 内側翼突筋アクチュエータの追加

内側翼突筋は、図1に示すように、下顎枝をはさんで咬筋と対称的に走行する。その活動も咬筋と協調しており、閉口運動時や噛みしめ時に活動する。それだけでなく、前頭面から見たときの両筋の対称的な配置から、左右的な側方力の調節も行っているものと考えられる。

従来シミュレートしてきた「噛みしめを伴う開閉口運動」⁵⁻¹¹⁾は左右対称な運動であるため、内側翼突筋の機能は咬筋とほぼ同じであった。しかし、最終目標である咀嚼運動は、側方運動を含む左右非対称な運動であるため、内側翼突筋の機能は咬筋のそれと必ずしも一致しない。そこで新しく内側翼突筋アクチュエータを追加した。

本研究の対象である開閉口運動と咀嚼様空口運動では、咬筋と内側翼突筋はおもに上下顎の歯が噛み合う「咬合相」で活動する。したがって側方力は歯列で支えられるため、両筋の活動バランスで調節する必要はない。そこで今回は、内側翼突筋アクチュエータの制御法は咬筋のそれとまったく同じとした(図9参照)。

4.2 外側靱帯の追加

顎関節の運動を拘束する軟部組織に、関節包と靱帯があり、関節を補強する線維膜はおもに外側部だけに認められるとされている²⁴⁾。顎関節外側壁は、さ

らにいくつかの線維層からなり、その一部が外側靱帯を構成する^{25,26)}(図6)。外側靱帯の機能は、その走行から下顎頭の前方移動中における関節面間の密着性の保持にあると考えられている。また、関節包の他の線維層とともに下顎頭の外側への移動も拘束する。

上記の顎関節外側壁線維の機能を、従来のシミュレータ JSN/1 では、顎頭間軸(両側顎頭球中心を結ぶ線分)の中央点をスプリングで上方に牽引することにより近似していた¹¹⁾。しかしこれだけでは、下顎頭の運動の拘束力が不足していた。そこで JSN/2 B では、顎関節外側壁軟部組織の機能を直接再現できるように改良した。

図7に JSN/2 B の顎関節外側靱帯部と張力センサの構造を示す。実際の外側壁軟部組織の第4層と第3層前方線維(図6)は、その走行がそれぞれ前上方と上方であることから、それと同じ走行をもつ2本のワイヤで外側靱帯を近似することにした。各ワイヤの一端は顎頭球と下顎枝の接続部に固定した。もう一端は上顎部に固定したバネに接続し(図7)、靱帯に弾性を与えた。ワイヤ張力は、ネジで調節することができ、L字形の基部に接着した歪みゲージによって検出することもできる。

4.3 咬合力センサの改良

図8に改良形の咬合力センサの構成を示す¹³⁾。このセンサは2つの小型圧力センサ(PS-30 KAM 260, 共和電業)からなる。それらを、図8に示すように、上顎第一大臼歯の歯冠部中央に挿入し、アクリル系瞬間接着剤で固定した。そのとき、咬合面側のセンサ面と歯との間には、感度を高めるために、薄いステンレス製のプレート(5.5 mm×3.0 mm×0.5 mm)を挿入・固定した。2つのセンサの配列方向は頬/口蓋側方向とした。

予備実験から、この改良形の咬合力センサは次の検出特性をもつことが明らかになった: 1) 咬合面の中心部に荷重をかけたとき、両センサの出力は等しい; 2) 頬側咬頭に荷重をかけたとき、頬側センサの出力はプラスの値をとり、口蓋側センサの出力はマイナスの値をとる; 3) 口蓋側咬頭に荷重をかけたと

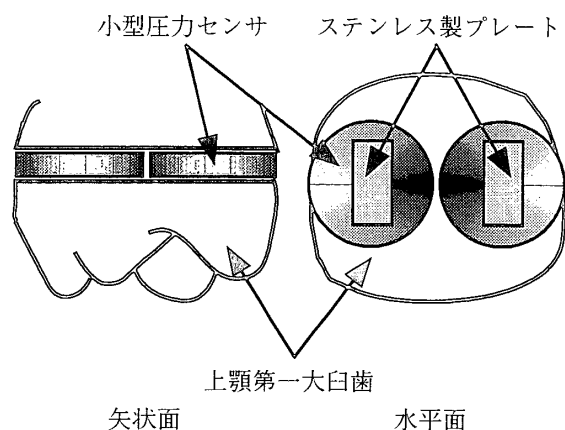


図8 上顎第一大臼歯に装備した咬合力センサの構造

き、頬側センサの出力はマイナスの値をとり、口蓋側センサの出力はプラスの値をとる。

5. 開閉口運動と咀嚼様空口運動の制御法

5.1 筋アクチュエータの制御信号の改良と拡張

3.2 で述べたように、制御系の入力データは筋アクチュエータの駆動信号 P_d と位置フィードバック利得 K_s の2つである。それらの時系列データを図9に示す¹²⁾。各波形は、各筋の機能と筋電図データ²⁹⁾を参考にして設定した。筋活動による運動制御の基本は次の通りである：

- 1) 開口動作
外側翼突筋と顎二腹筋の協調活動、
- 2) 閉口動作
垂直的下顎位：側頭筋前部の活動、
水平的下顎位：側頭筋後部と外側翼突筋の拮抗活動、
- 3) 噛みしめ動作
側頭筋前部、咬筋、内側翼突筋の協調活動。

上で述べたように、開口運動では、開口筋である外側翼突筋と顎二腹筋が協調して活動する(図9(a), (b))。両筋には筋紡錘が認められないため²⁰⁾、位置フィードバック利得 K_s は常に $K_s=0.0$ とした。閉口

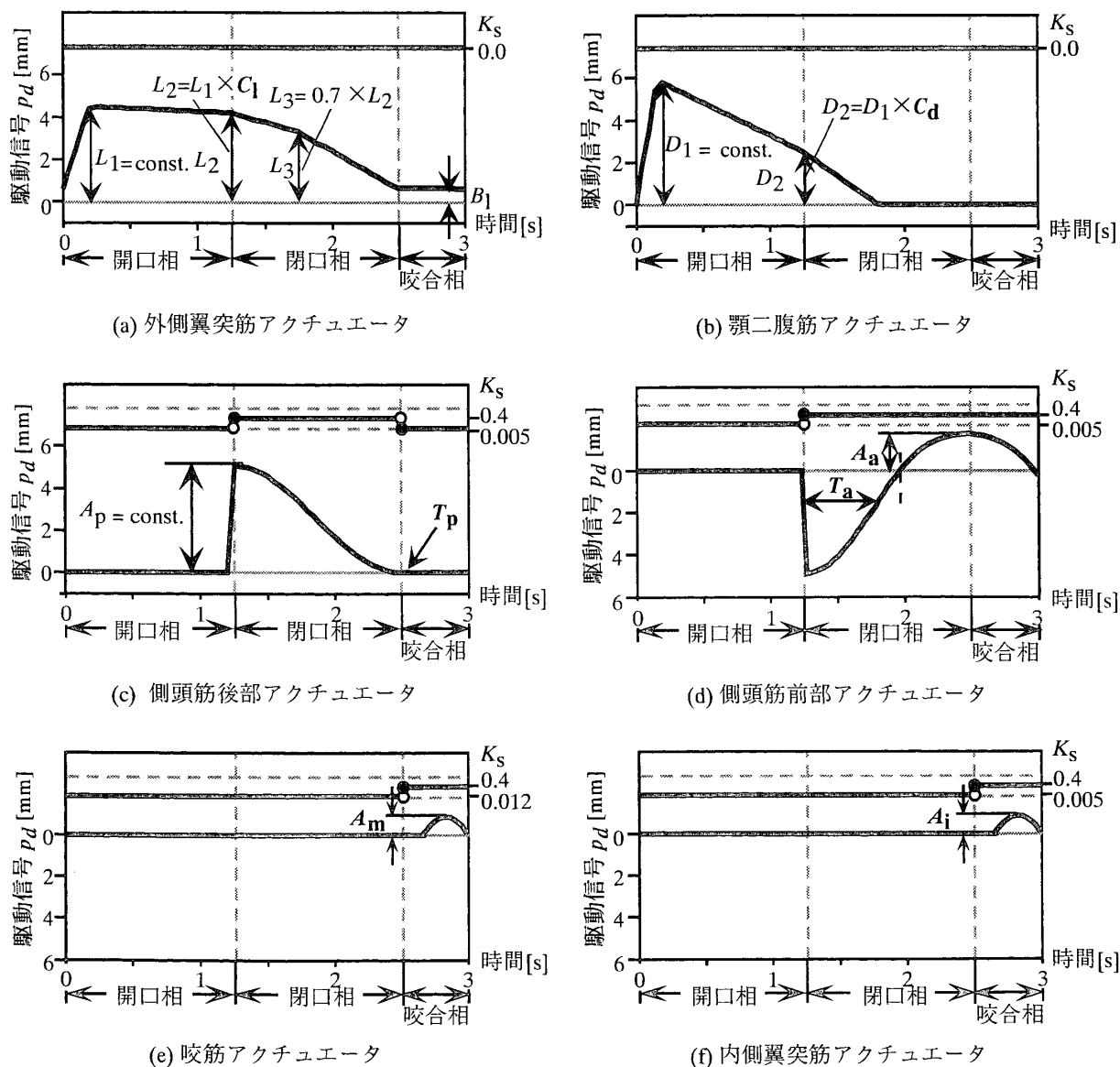


図9 筋アクチュエータの駆動信号 P_d と位置フィードバック利得 K_s の時系列データ

筋である側頭筋、咬筋、内側翼突筋は、開口相では弱い弾性体として働く。そこで、これらの筋の開口相での駆動信号は $P_d=0.0$ とし、利得 K_s は非常に小さな値に設定した。

外側翼突筋アクチュエータに関する駆動信号のパラメータは、従来は咬合相での信号レベル B_1 だけであった。しかし、咀嚼様空口運動では開口時に下顎を側方に偏位する必要があるため、最大開口時の活動に左右差を与えなければならない。そこで、最大開口時の信号レベル L_2 を決めるパラメータ C_1 を導入した(図 9(a))¹⁰⁾。同じ理由から顎二腹筋についても、最大開口時の信号レベル D_2 を決めるパラメータ C_d を新たに導入した(図 9(b))¹⁰⁾。

次に側頭筋前部と後部のアクチュエータの制御信号について述べる(図 9(c), (d))。

側頭筋前部は閉口相と咬合相で活動し、それぞれ下顎の挙上、噛みしめ力の発生という働きをもつ²⁹⁾。従来の JSN/1 では、その駆動信号 P_d を余弦波で表現し、その振幅をパラメータとしていた⁹⁻¹¹⁾。また、活動時には $K_s=1.0$ とし、完全な位置制御を行ってきた。しかし、ヒトの脊髄レベルにおいて、そのような精密な位置制御ができるとは考えにくい。そこで、本研究では活動時の K_s の値を 1.0 から低下することにした。ところが単に K_s の値を低下するだけでは、閉口相における下顎の挙上が遅れてしまう。それを補償するために、駆動信号 P_d を咬合接触前後で余弦波と正弦波に分割し、新しく余弦波の周期 T_a と咬合相での振幅 A_a を新しいパラメータとした(図 9(d))¹²⁾。もう 1 つの問題は、 K_s 値の低下による閉口軌道の安定性、再現性の低下であるが、これに関しては実験的に検討する。

一方、側頭筋後部はその走行から、「閉口時において外側翼突筋と拮抗しながら水平的下顎位の制御に関与している」¹¹⁾ ものと考えられる。そこで従来の JSN/1 では、その側頭筋後部アクチュエータの駆動信号 P_d を余弦波で表現し、その振幅をパラメータとしていた¹⁰⁻¹¹⁾。しかしこの制御法では、口が閉じたときに下顎頭が必ずしも後方に戻らなかった。そのため、咬合相の初期に下顎が前方から後方に滑走運動することがあった。その理由は咬合相で駆動信

号が必ずしもゼロレベルに復帰しないためであった。そのような滑走運動は正常者では認められないため(図 2 参照)、制御パラメータを振幅ではなく余弦波の周期とした。具体的には、図 9(c)に示すように、振幅は一定とし、それがゼロレベルに復帰する時刻 T_p をパラメータとした。さらに、4.2 で述べた外側靱帯の追加から位置制御は不要と考え、活動時の K_s の値を 1.0 から低下することにした¹²⁾。

最後に咬筋と内側翼突筋アクチュエータの制御信号について述べる(図 9(e), (f))。両筋は、開閉口運動および咀嚼様空口運動では咬合相だけで活動し、噛みしめ力を発生する²⁹⁾。従来は駆動信号 P_d のパラメータを余弦波の振幅としていたため^{10,11)}、駆動開始時刻は振幅に依存して変化した。しかしそれでは、側頭筋前部アクチュエータ制御の改良により生じる下顎の挙上の遅れに対応できない。そこで今回、上下の第一大臼歯が咬合したときから駆動を開始するように改良し、駆動信号 P_d のパラメータは波形の振幅 A_m , A_1 とした(図 9(e), (f))¹²⁾。このように P_d の振幅が調整できることから、側頭筋アクチュエータと同様に活動時の位置フィードバック利得 K_s の値を 1.0 から低下することにした(図 9(e), (f))¹²⁾。この低下は、下顎位が咬頭嵌合位であるため運動の安定性には影響しない。

5.2 開閉口運動の適応制御

開閉口運動で最適化しなければいけない駆動信号 P_d のパラメータは、 $\{B_1, T_p, A_a, T_a, A_m, A_1\}$ の 6 つである(図 9)。最適化のための目標関数は、咬合接触時間と咬合力の目標値からの偏差であり、両偏差をゼロにするように、前述のパラメータの値を 1 周期ごとに更新する(周期: T)。以下に示すアルゴリズムでは、 i は周期番号を表し、添字の R と L は、それぞれ右側と左側の駆動信号パラメータであることを表す。また、 $x(>0)$ と $r(>0)$ は更新のステップ幅を表す。

V_{obj} : 目標最大咬合力,

V_R : 右側最大咬合力,

V_L : 左側最大咬合力,

t_{obj} : 目標咬合接触時間 ($0 < t_{obj} < T$),

t_R : 右側咬合接触時間,
 t_L : 左側咬合接触時間,
 $\Delta V_R = V_{obj} - V_R$: 右側最大咬合力の目標値からの偏差,
 $\Delta V_L = V_{obj} - V_L$: 左側最大咬合力の目標値からの偏差,
 $\Delta t_R = t_{obj} - t_R$: 右側咬合接触時間の目標値からの偏差,
 $\Delta t_L = t_{obj} - t_L$: 左側咬合接触時間の目標値からの偏差.

• 外側翼突筋アクチュエータ

$$B_{i,R}(i+1) \leftarrow B_{i,R}(i) + \chi \Delta t_R(i), \quad (1)$$

$$B_{i,L}(i+1) \leftarrow B_{i,L}(i) + \chi \Delta t_L(i). \quad (2)$$

• 側頭筋後部アクチュエータ

$$T_{p,R}(i+1) \leftarrow T_{p,R}(i) + \chi \Delta t_R(i), \quad (3)$$

$$T_{p,L}(i+1) \leftarrow T_{p,L}(i) + \chi \Delta t_L(i). \quad (4)$$

• 側頭筋前部アクチュエータ

$$A_{a,R}(i+1) \leftarrow A_{a,R}(i) + \tau \Delta V_R(i), \quad (5)$$

$$A_{a,L}(i+1) \leftarrow A_{a,L}(i) + \tau \Delta V_L(i), \quad (6)$$

$$T_{a,p}(i+1) \leftarrow T_{a,p}(i) + \chi \Delta t_R(i), \quad (7)$$

$$T_{a,L}(i+1) \leftarrow T_{a,L}(i) + \chi \Delta t_L(i). \quad (8)$$

• 咬筋アクチュエータ

$$A_{m,R}(i+1) \leftarrow A_{m,R}(i) + \tau \Delta V_R(i), \quad (9)$$

$$A_{m,L}(i+1) \leftarrow A_{m,L}(i) + \tau \Delta V_L(i). \quad (10)$$

• 内側翼突筋アクチュエータ

$$A_{i,R}(i+1) \leftarrow A_{i,R}(i) + \tau \Delta V_R(i), \quad (11)$$

$$A_{i,L}(i+1) \leftarrow A_{i,L}(i) + \tau \Delta V_L(i). \quad (12)$$

5.3 咀嚼様空口運動の適応制御

咀嚼様空口運動の制御信号の決定においては、開閉口運動の制御との整合性を第一に考えた。ヒトの運動でも軌道的には開閉口運動とほとんど変わらない

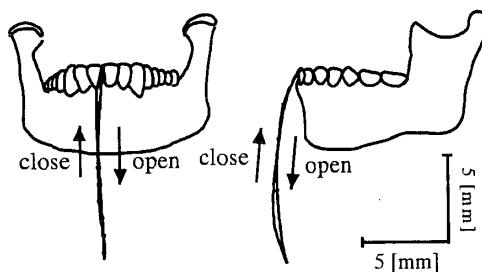
表 2 アクチュエータ制御系における利得の設定値

	K_1	K_2	K_3	K_0	K_v	K_i	K
外側翼突筋	0.5	0.5	8.0	—	2.0	1.0×10^{-6}	0.8
側頭筋前部	0.5	0.5	4.0	—	2.0	1.0×10^{-6}	0.8
側頭筋後部	0.5	0.5	8.0	—	2.0	1.0×10^{-6}	0.8
顎二腹筋	0.5	0.5	60.0	0.008	2.0	1.0×10^{-6}	0.4
咬筋	0.5	0.5	60.0	0.008	2.0	1.0×10^{-6}	0.6
内側翼突筋	0.5	0.5	60.0	0.008	2.0	1.0×10^{-6}	0.6

い場合があるためである。

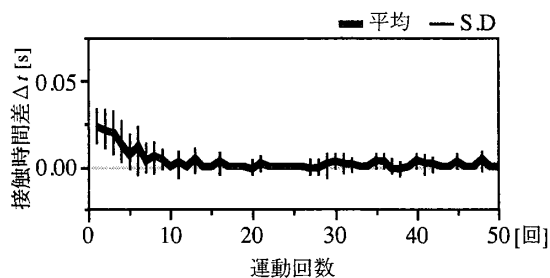
開閉口運動の制御を基本とし、いくつかのアクチュエータの駆動信号に左右差を与えれば、下顎運動を開閉口運動から咀嚼様空口運動に変化することができる。開口相では(図2(b)参照)、下顎を作業側に偏位させるために、外側翼突筋と顎二腹筋アクチュエータの駆動信号に左右差を与える。一方、閉口相では、作業側の下顎頭を非作業側よりも早く最後方位に戻すために、側頭筋後部アクチュエータの駆動信号に左右差を与える。咬合相の制御は開閉口運動と同じとする。

以上の制御法を仮定すれば、左右差を与える駆動

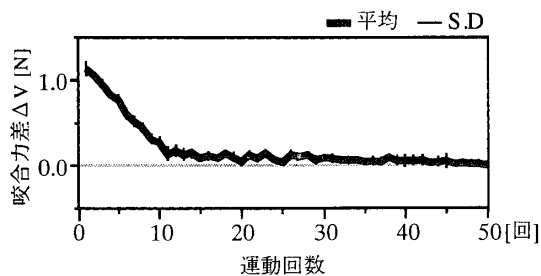


前頭面投影図 矢状面投影図

図 10 開閉口運動の切歯点軌道の一例(48~50ストローク)



(a)左右上顎犬歯の接触時間差 Δt

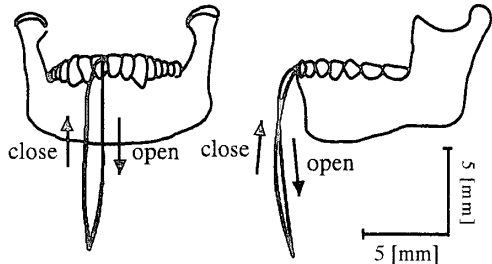


(b)左右上顎第一大臼歯の咬合力差 ΔV

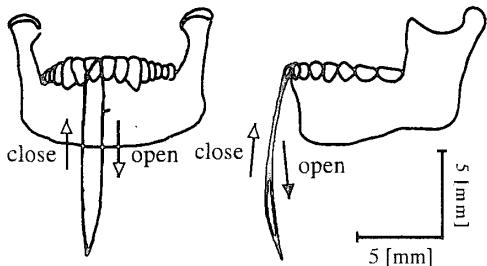
図 11 開閉口運動の適応制御過程における咬合接触時間と咬合力の左右差の時間変化

信号のパラメータは、 $\{C_l, C_d, T_p\}$ の3つとなる。それ以外のパラメータ $\{B_l, A_a, T_a, A_m, A_i\}$ の5つは、前節で述べた開閉口運動の適応制御において最適化された値をそのまま用いることにする。

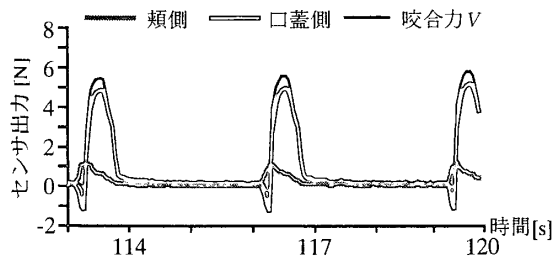
次に、 $\{C_l, C_d, T_p\}$ の最適化のための評価関数につ



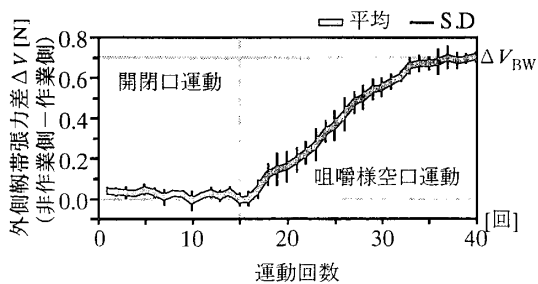
前頭面投影図 矢状面投影図
(a)咬合力センサ出力を用いた適応制御



前頭面投影図 矢状面投影図
(b)外側靭帯張力センサ出力を用いた適応制御
図 12 咀嚼様空口運動の切歯点軌道の一部 (38~40 ストローク)



(a)咬合力センサ出力の一例 (38~40 ストローク)



(b)外側靭帯張力の左右差 ΔV_{BW} の時間変化

図 13 咬合力センサ出力と外側靭帯張力の左右差

いて述べる。評価関数は下顎の側方偏位量とした。しかし顎口腔系には、下顎の側方偏位量を直接的に測定できる受容器は存在しない。間接的には、歯の歯根膜受容器と顎関節外側壁軟部組織の機械受容器が考えられる。そこで本研究では、それら受容器に相当するセンサ出力を用いてパラメータの最適化を試みた。

(1) 咬合力センサ出力を用いた最適化

予備実験より側方偏位量は、作業側第一大臼歯における頬側センサの最大出力 V_L に比例していることが分かっている。しかし、 V_L の値は噛みしめ力にも依存するため、「最大噛みしめ時の咬合力センサ出力 V_{max} 」で V_L を規格化することにした。ここで咬合力センサ出力とは、2つの咬合力センサの出力の和のことである。 V_L/V_{max} の目標値 V_{obj} からの偏差 ΔV :

$$\Delta V = V_{obj} - (V_L/V_{max}) \quad (13)$$

を評価関数とし、その値がゼロになるように、制御パラメータを更新する。

(2) 外側靭帯張力センサ出力を用いた最適化

下顎を偏位させる側 (作業側) とその反対側 (非作業側) の外側靭帯張力センサの最大出力をそれぞれ V_w, V_B とする。両者の差を

$$\Delta V_{BW} = V_B - V_w \quad (14)$$

とし、その目標値を V_{obj} とする。 ΔV_{BW} の目標値 V_{obj} からの偏差 ΔV :

$$\Delta V = V_{obj} - \Delta V_{BW} \quad (15)$$

を評価関数とし、その値がゼロになるように、制御パラメータを更新する。

(3) 制御パラメータの最適化アルゴリズム

パラメータ $\{C_l, C_d, T_p\}$ を、ある初期値から1周期ごとに次の式を用いて更新する:

・外側翼突筋

$$C_{l,w}(i+1) \leftarrow C_{l,w}(i) - \theta \Delta V(i), \quad (16)$$

$$C_{l,B}(i+1) \leftarrow C_{l,B}(i) + \theta \Delta V(i), \quad (17)$$

・顎二腹筋

$$C_{d,w}(i+1) \leftarrow C_{d,w}(i) + \theta \Delta V(i), \quad (18)$$

$$C_{d,B}(i+1) \leftarrow C_{d,B}(i) - \theta \Delta V(i), \quad (19)$$

・側頭筋後部

$$T_{p,w}(i+1) \leftarrow T_{p,w}(i) - \mu \Delta V(i), \quad (20)$$

$$T_{p,B}(i+1) \leftarrow T_{p,B}(i) + \mu \Delta V(i). \quad (21)$$

ここで i は周期番号を表し、添字の W と B は、それぞれ作業側と非作業側の駆動信号パラメータであることを表す。また、 $\theta (>0)$ と $\mu (>0)$ は更新のステップ幅を表す。

6. 開閉口運動と咀嚼様空口運動の再現実験

6.1 開閉口運動の実験方法

シミュレータ JSN/2B で再現する下顎運動は、「噛みしめを伴う開閉口運動」とし、5.2 で述べた方法で駆動信号 P_d のパラメータ $\{B_i, C_i, C_d, T_p, A_a, A_m, A_i\}$ を最適化した。それ以外の固定パラメータの値は、 $L_1=4.2$, $D_1=4.5$, $A_p=4.5$ とした (図9参照)。

表2に、アクチュエータ制御系の利得の設定値を示す。咬筋・内側翼突筋・側頭筋後部・側頭筋前部アクチュエータの活動時の位置フィードバック利得はすべて $K_s=0.4$ とした。

左右の咬合力の目標値はともに $V_{obj}=3$ [N] とした。運動の周期は $T=3$ [s] とし、この運動を50ストローク連続して行った。各パラメータの初期値は、 $B_i=0.6$, $C_i=0.7$, $C_d=0.3$, $T_p=2.5$ [s], $A_a=0.5$, $A_m=3.5$, $A_i=0.5$ とした。更新のステップ幅は $\kappa=0.2$ と $\tau=0.01$ とした。

同じ実験を5回繰り返した。下顎運動の測定には、6自由度顎運動測定システム JKN/1²²⁾ を用いた。

6.2 咀嚼様空口運動の実験方法

5.2 で述べたように、はじめに「噛みしめを伴う開閉口運動」を15ストローク行い、駆動信号 P_d のパラメータ $\{B_i, C_i, C_d, T_p, A_a, A_m, A_i\}$ を最適化し、それに連続した16~40ストロークで咀嚼様空口運動のパラメータ $\{C_i, C_d, T_p\}$ を最適化した。作業側は右側とした。開閉口運動に関する実験方法は6.1と同じとした。運動の周期も同じく $T=3$ [s] とした。

咀嚼様空口運動の実験における T_p の初期値は開閉口運動実験での収束値を用い、それ以外のパラメータの初期値は $C_i=0.7$ と $C_d=0.3$ とした。更新のステップ幅は $\theta=0.05$ と $\mu=0.1$ とした。

最適化の評価関数には、5.3 で述べた咬合力センサ出力を用いた式 (5.13) の ΔV と外側靭帯張力センサ

出力を用いた式 (5.15) の ΔV を用い、各関数について同じ実験を5回繰り返した。予備実験から、式 (5.13) の目標値は $V_{obj}=0.15$ [N] とし、式 (5.15) の目標値は $V_{obj}=0.7$ [N] とした。下顎運動の測定には、同じく6自由度顎運動測定システム JKN/1²²⁾ を用いた。

6.3 実験結果

図10に、開閉口運動の適応制御が収束した48~50ストロークにおける切歯点軌道の一例を示す。3つのストロークの軌道は前後・左右方向ともにばらつきが少なく、高い再現性を示した。その形状も図2に示したヒトに近いものであった。その適応制御過程における左右の咬合接触時間差と咬合力差を、図11に示す。両者とも10ストローク前後で平均的にゼロに収束し、その後のばらつきも小さかった。

図12に、咀嚼様空口運動の適応制御が収束した38~40ストロークにおける切歯点軌道の一例を示す。評価関数に咬合力センサ出力を用いたとき (図12(a)) も外側靭帯張力センサ出力を用いたとき (図12(b)) も、軌道はほぼ等しかった。両者とも最後の3つのストロークの軌道は、ばらつきが少なく安定していた。切歯点は開口の末期に作業側に約1.5 mm 偏位した。その閉口路は開口路とほぼ平行になり、その末期の咬合相では歯の接触滑走が認められた。

図13(a)に、作業側第一大臼歯咬合力センサの出力を示す (頬側出力、口蓋側出力、および両者の和 V)。歯の接触滑走時には、頬側の出力がプラスの値を示し、口蓋側の出力がマイナスの値を示した。また、口蓋側出力は、最大噛みしめ時に最大となり、頬側出力は滑走運動時に最大になった。両者の和 V は最大噛みしめ時に最大になった。

最後に、評価関数に外側靭帯張力センサ出力を用いたときの外側靭帯張力の左右差 ΔV_{bw} の時間変化を、図13(b)に示す。開閉口運動の終了後、 ΔV_{bw} の値は徐々に目標値である V_{obj} に近づき、35ストローク前後で V_{obj} に収束した。

7. 考 察

従来のシミュレータ JSN/1¹¹⁾の問題の1つに、側頭筋前部・後部、咬筋、内側翼突筋のアクチュエータが活動するとき、制御系の位置フィードバック利得(図5)が高かったことがある。それにより高い位置の再現性が得られていたが、生体の脊髄レベルのフィードバック系では、このような高い利得を得ることは不可能である^{4,28)}。しかし、側頭筋アクチュエータの制御における利得 K_s の低下は、閉口相における「下顎の挙上動作の遅延」と「水平的下顎位の再現性の低下」¹¹⁾を招くことになる。その結果、咬合接触時間の再現性を仮定した咬筋・内側翼突筋アクチュエータの制御にも問題が生じる。

上記の問題は、主として1) 顎関節における運動の受動的拘束の不足、2) 駆動信号 P_a の波形形状の不適切性、3) 最適化するパラメータ数の不足によるものと考えられた。そこで本研究では、顎関節に外側靭帯を追加するとともに(4.2参照)、アクチュエータの駆動信号 P_a を改良し、制御パラメータを増加した(5.2参照)。

次に、開閉口運動の実験結果について論じる。図7に示した実験結果では、下顎切歯点は、開口相で咬頭嵌合位から側方偏位することなく下降した。それに続く閉口相では、開口路とほぼ平行に上昇し、再び咬頭嵌合位に復帰した。また軌道の再現性も高かった。このように、外側靭帯の追加と側頭筋・咬筋・内側翼突筋アクチュエータの駆動信号 P_a の改良により、各アクチュエータの活動期における位置フィードバック利得 K_s を低下しても、ヒトの軌道(図2参照)に近く、かつ再現性の高い切歯点軌道が得られることが分かった。適応制御の収束に必要なストローク数も約10ストロークと、従来の結果¹¹⁾と変わらなかった。

以上の結果から、顎関節部に外側靭帯を装着すれば、側頭筋後部アクチュエータ制御における位置フィードバック利得 K_s を低下しても、水平的下顎位の再現性は低下しないことが明らかとなった。また、側頭筋前部アクチュエータ制御における位置フィード

バック利得 K_s の低下による「下顎の挙上動作の遅延」も、新しく導入したパラメータ T_a の最適化により補償できることが判明した。

本論文の2つ目の目的は、咀嚼様空口運動の生理学的な制御法を開発することである。5.3で提案した制御法をまとめれば、「咀嚼様空口運動における作業側への下顎の偏位は、顎二腹筋・外側翼突筋アクチュエータの閉口末期における駆動信号レベル L_2 , D_2 , および側頭筋後部アクチュエータの閉口相末期における駆動信号レベル T_p に左右差を与えることにより実現する」となる。具体的に最適化するパラメータは $\{C_l, C_d, T_p\}$ の3つである(図9参照)。

ここで問題となるのは、第1に「パラメータの値をどのような方法で最適化するか」、第2に「これら3つのパラメータの値を変化させるだけで、実際にヒトに近い軌道が得られるかどうか」である。

第1の問題であるが、著者らは次の2つのデータ：1) 最大噛みしめ時における2つの咬合力センサ出力の和で規格化した、頬側咬合力センサの最大出力 V_L 、2) 外側靭帯の最大張力の左右差、を利用することにした。これらに近いデータは、実際にヒトでも検出できるものと考えられる²³⁾。各データに対して目標値 V_{obj} を定め、値が徐々にそれに近づくように、 $\{C_l, C_d, T_p\}$ の値を適応的に求めた。実験の結果、図12(a), (b)に示すように、2つの方法ともヒトに近い軌道が得られ、第2の問題も解決できることが分かった。

上記の結果は、「下顎の側方偏位量に比較的比例したなんらかのデータを利用すれば、3つのパラメータ $\{C_l, C_d, T_p\}$ の値を最適化するだけで、咀嚼様空口運動に近い下顎運動が得られる」ことを示している。このことから、ヒトの咀嚼様空口運動における筋活動モードも開閉口運動と基本的には同じであると考えられ、筋電図データ²⁹⁾もそれを支持している。さらに、切歯点の軌道の形をヒトのそれに近づけるだけであれば、比較的少数の駆動信号パラメータの値に左右差を与えればよいことも判明した。

次の研究段階では、最終目標である咀嚼運動を再現しなければならない。そのときには、さらに咬合相における咬合力の方向と顎関節負荷も最適化する

必要がある³⁰⁾。

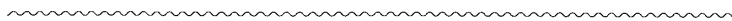
8. あとがき

改良型の自律顎運動シミュレータ, JSN/2 Bにおいて「噛みしめを伴う開閉口運動」と「咀嚼様空口運動」の2つを再現する生理学的な制御法について述べた。本研究の結果, 次の結論を得た: 1) 顎関節の外側靭帯と制御パラメータの追加により, 位置フィードバック利得を従来の40%まで低下することができた; 2) 咀嚼様空口運動は, 基本的な制御モードは開閉口運動と同じでよく, 3つの制御信号パラメータに左右差を与えるだけで再現できた; 3) それらのパラメータの値は, 作業側の咬合力データや外側靭帯張力の左右差など, 下顎の側方偏位量に関係したデータを用いれば最適化できた。次の課題は, 咬合力と顎関節負荷を最適化できる咀嚼運動の制御法の開発である。

参考文献

- Gibbs, C. H. et al.: Functional movements of the mandible, *J. Prosthet. Dent.* 26, 604-620, (1971).
- 渡部厚史: 側方滑走運動による上下顎大臼歯間の接触間隙の変化, 補綴誌, 39(3), 517-529, (1995).
- Lund, J. P.: Mastication and its control by brain stem, *Clinical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 2(1), 33-64, (1991).
- 伊藤宏司, 伊藤正美: 生体とロボットにおける運動制御, 7-8, 121-146, 計測自動制御学会, (1991).
- 青木たまよ, 林豊彦, 中嶋新一, 小林博, 宮川道夫: 自律顎運動ロボットの顎体と咬合力センサの試作, 信学技報, MBE 93-75, 115-122, (1993).
- 田村和己, 林豊彦, 青木たまよ, 中嶋新一, 小林博, 宮川道夫, 石岡靖: 自律顎運動ロボット JSN/1 における咬筋アクチュエータの制御, 信学技報, MBE 94-13, 97-104, (1994).
- 青木たまよ, 林豊彦, 田村和己, 中嶋新一, 小林博, 宮川道夫, 石岡靖: 自律顎運動シミュレータ JSN/1 B による噛みしめを伴う開閉口運動, 信学技報, MBE 94-106, 89-96, (1994).
- 田村和己, 林豊彦, 中嶋新一, 小林博, 山田好秋, 石岡靖, 宮川道夫: 自律顎運動を行う顎運動シミュレータ JSN/1 C における筋アクチュエータの制御; 筋制御系の改良, 信学技報, MBE 95-119, 61-68, (1995).
- 田中澄江, 林豊彦, 中嶋新一, 小林博, 山田好秋, 石岡靖, 宮川道夫: 自律顎運動シミュレータ JSN/1 C の開閉口運動における感覚受容器の働き, 第5回ロボットセンサシンポジウム講演論文集, 147-152, 計測自動制御学会, (1996).
- 池津正人, 林豊彦, 田中澄江, 中嶋新一, 小林博, 山田好秋, 石岡靖, 宮川道夫: 自律顎運動シミュレータ JSN/1 D における開閉口運動の適応制御機構, 信学技報, MBE 97-7, 45-52, (1997).
- 林豊彦, 田中澄江, 池津正人, 中嶋新一, 小林博, 山田好秋, 石岡靖: 顎運動シミュレータ JSN/1 D の開発と自律開閉口運動の制御, バイオメカニズム学会編 バイオメカニズム 14, 149-160, 東京大学出版会, (1998).
- 山田慎也, 加藤繁, 林豊彦, 中嶋新一, 小林博, 山田好秋, 石岡靖: 自律顎運動シミュレータ JSN/2 A における咬筋・内側翼突筋・側頭筋前部アクチュエータ制御の改良, 信学技報, MBE 2000-10, 63-70, (2000).
- 加藤繁, 林豊彦, 中村康雄, 山田慎也, 中嶋新一, 小林博, 山田好秋: 自律顎運動シミュレータ JSN/2 B の咀嚼様空口運動における下顎の側方偏位量の検出, 信学技報, MBE 2000-92, 53-60, (2000).
- 山田慎也, 林豊彦, 中村康雄, 加藤繁, 中嶋新一, 小林博, 山田好秋: 自律顎運動シミュレータ JSN/2 B における咀嚼様空口運動の制御法の改良, 電子情報通信学会 2001 年総合大会講演論文集, D-7-14, 89, (2001).
- 高西淳夫: 咀嚼機械システムの開発, *BME* 2(12), 27-34, (1988).
- 高西淳夫, 谷知之, 田名瀬崇, 加藤一郎: 咀嚼機械システムの開発; 3自由度顎機械モデル WJ-2, バイオメカニズム学会編 バイオメカニズム 10, 71-81, 東京大学出版会, (1990).
- 高西淳夫: 咀嚼ロボットの開発研究, *日本咀嚼学会雑誌* 2(1), 9-18, (1992).
- Takanobu, H., Tanase, T., Takanishi A., & Kato, I.: Adaptive masticatory jaw motion using jaw position biting force information, *Proc. IEEE Intern. Conf. MFI* (MFI 94), 360-365, (1994).
- 高信英明, 須長義徳, 中澤正幸, 高西淳夫: 咀嚼ロボットの開発; 咀嚼効率の向上を目指した顎運動制御, 第14回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 1109-1110, (1996).
- 日比野和人, 平場勝成, 平沼謙二: ヒト外側翼突筋上頭・下頭の機能的相違について; 1. 各種基本運動時の活動様式ならびに解剖学的考察, 補綴誌, 36(2), 84-97, (1992).
- Mohl, N. D., Zarb, G. A., Carlsson, G. E., & Rugh, J. D., 藍稔監訳: オクルージョン, 105-122, クインテッセンス出版株式会社, (1993).
- Hayashi, T., Kurokawa, M., Miyakawa, M., Aizawa, T., Kanaki, A., Saitoh, A., & Ishioka, K.: A high-resolution line sensor-based photostereometric system for measuring jaw movements in 6 degrees of freedom, *Frontiers Med. Biol. Engng.* 6(3), 171-186, (1994).
- 森本俊文: 顎運動の生理, 顎口腔機能分析の基礎とその応用, 26-35, デンタルダイヤモンド社, (1991).
- 上村修三郎ほか編著: 顎関節小事典, 32-37, 日本歯科評論, (1990).
- 大村欣章: 顎関節外側壁の線維構成に関する組織学的観察, 口病誌, 51, 465-492, (1984).
- 黒川悦郎: 顎関節外側靭帯についての組織学的観察, 口病誌, 53, 508-535, (1986).
- 本郷利憲, 廣重力, 豊田順一, 熊田衛編: 標準生理学第3版, 263-288, 医学書院, (1993).
- 赤澤堅造: 運動制御と筋特性, 計測と制御, 33(4), 304-309, (1994).

- 29) Moeller, E.: The chewing apparatus, *Acta Physiol. Scand.*, 69 (Suppl. 280), 1-229, (1966). の静力学的解析—咬合点の違いによる咀嚼筋協調活動の変化—, バイオメカニズム学会編 バイオメカニズム 15, 77
- 30) 伊藤建一, 阿部誠, 林豊彦: 顎関節負荷の調節メカニズム -87, 東京大学出版会, (2000).



CONTROL OF OPEN-CLOSE AND CHEWING-LIKE JAW MOVEMENTS IN AUTONOMOUS JAW-MOVEMENT SIMULATOR JSN/2B

Toyohiko HAYASHI*, Yasuo NAKAMURA*, Shin-ya YAMADA**,
Shigeru KATO***, Shin-ichi NAKAJIMA****,
Hiroshi KOBAYASHI*****, and Yoshiaki YAMADA*****

**Department of Biocybernetics, Faculty of Engineering, Niigata University*

***Graduate School of Science and Technology, Niigata University*

****FUJISOFT ABC Inc.*

*****Department of Mechanical and Control Engineering, Niigata Institute of Technology*

******Department of Oral Health Science, Course for Oral Life Science,
Graduate School of Medical and Dental Sciences, Niigata University*

******Department of Oral Biological Science, Course for Oral Life Science,
Graduate School of Medical and Dental Sciences, Niigata University*

To clarify the control mechanism for jaw movements, we developed an autonomous jaw-movement simulator, JSN/1, consisting of upper and lower jaws, temporo-mandibular joint, muscular actuators, periodontal sensors, control unit, and a computer. The muscular actuator consists of a cable-tendon DC servo motor, equipped with a cable-tension sensor, and a rotary encoder capable of detecting cable length, thereby providing JSN/1 with masseter, temporalis, lateral pterygoid, and digastric artificial muscles. The actuators were controlled adaptively under an impedance-control mechanism, using bite force, and tooth contact data, plus the tension and length of the actuator cable. We also developed a physiological adaptive control scheme for open-close movement of JSN/1, using EMG data for related muscles.

The previous simulator, however, had a defect: the temporalis actuators were activated under a non-physiological position control during closing in order to obtain high reproducibility of the movement. To eliminate that defect, we first incorporated artificial lateral ligaments into the

temporomandibular joint of the simulator, in an attempt to provide the condylar movement with a passive restriction. Additionally, the drive signal for the anterior temporalis actuator was updated to cope with a delay of closing movement due to the reduction of the position-feedback gain. This update was accomplished not only by reducing the position-feedback gain, but also by dividing the signal into two different sinusoidal waveforms, each having a control parameter, thus enabling us to modify the signals for closing and biting phases independently. Accordingly, the drive signals for the masseter actuator and internal-ptyergoid actuator, newly incorporated in the JSN/2B, were modified so as to be activated immediately after tooth contact. Their position-feedback gains were also reduced.

The second aim of this study was to establish a simulator control scheme for chewing-like jaw movement without food, as a preliminary study for the simulation of actual chewing movement. We assumed that such movement can be obtained merely by modifying the values of several con-

control parameters of the digastric, lateral-pterygoid, and posterior temporalis actuators, determined adaptively during open-close movement, and that the values of the parameters can be optimized using data relating to the amount of lateral shift of the mandible.

Experiments using the updated JSN/2B verified that a lifelike, reproducible open-close movement could be obtained in the simulator even without high position-feedback in the actuator control, demonstrating both the necessity of joint ligaments for stability of condylar movement and

the validity of our control scheme. In other experiments on chewing-like jaw movement, we introduced two different optimization functions to determine the values of the control parameters, using bite-force sensor data on the working side and tension sensor data for the lateral ligaments. Empirical results using both optimization functions demonstrated that a lifelike, reproducible chewing-like jaw movement could also be obtained by slightly modifying the values of the control parameters, which were first optimized during open-close movements.