



単一深度カメラを用いた下顎軌道計測システムの提案

Proposal of a Jaw Pathway Measurement System Using a Single Depth Camera

賈志豪¹⁾, 櫻井翔¹⁾, 広田光一¹⁾, 野嶋琢也¹⁾

Zhihao JIA, Sho SAKURAI, Koichi HIROTA and Takuya NOJIMA

1) 電気通信大学 大学院情報理工学研究所 (〒182-0035 東京都調布市調布ヶ丘 1-5-1
{jia_zhihao, sho, hiroya}@vogue.is.ucc.ac.jp, nojima@nojilab.org)

概要: 口腔機能異常の早期発見のための手法の一つに、咀嚼中の下顎軌道の評価がある。咀嚼時の下顎軌道の形状を評価することで、口腔機能の異常の有無を簡易的に判断するものである。しかし、この方法では通常、マーカや計測装置を患者の体に取り付ける必要があり、患者、医療者双方に負担が大きい。そこで本研究では、単一の深度カメラのみによる、低負担での下顎運動計測システムを構築する。試作システムの簡易評価では、およそ 1.08mm 程度の誤差で下顎軌道を計測可能であることを確認した。

キーワード: 下顎軌道計測, 深度カメラ, 咀嚼, 口腔機能

1. はじめに

食物の咀嚼・嚥下に関わる口腔機能の維持は、健康および豊かな生活の実現に重要である。口腔機能の低下は、日常生活上のささいな不便という卑近な問題ではなく、治療が必要な疾病として認知されている[1]。例えば、口腔機能の低下により、野菜や肉類など、比較的固く咀嚼に労力が必要とされる食材の摂取量低下が危惧される[2]。これらの食材摂取の低下は、当然ビタミン、ミネラル、食物繊維、タンパク質の摂取量低下に繋がり、健康への悪影響につながる事となる[3]。そのため口腔機能の異常を適切に診断し、早期に回復のための対策をすることは、健康的な生活を送る上で重要となる[4]。

この口腔機能の主要な要素の一つである咀嚼は、口中に投入された食物を歯で粉砕し、唾液と混和、嚥下に至るまでのプロセスである[5]。適切な咀嚼は食物の効果的な粉砕、円滑な嚥下に貢献する。咀嚼は、脳幹部に存在するCPG(Central Pattern Generator)より生成されるリズムにより、基本運動リズムが形成され、意識せずとも動作が実行される。同時に、一次運動野からの制御により、意識的な動作も行われている。これらの運動は歯根膜、咀嚼筋、顎関節などの末梢の感覚受容器からのフィードバック信号によっても調節されており、ただの歯の上下運動にとどまらない複雑な制御形態が構築されている[6]。このように咀嚼運動には、多数の感覚情報、神経活動が関与しており、咀嚼時の下顎軌道(咀嚼軌道)が正常であるかどうかは、これら機能群が正常に機能しているかどうかを判断するう

えでの指標としての役割が期待される。実際に咀嚼軌道の適切さを評価することで、口腔機能異常を早期に判定するためのスクリーニングが試みられてきた。

咀嚼軌道の計測に際しては、頭部になんらかの計測原点を固定し、下顎骨すなわち下の歯に計測対象を固定することで、下顎骨の動きを計測する手法が採用されている[7]。この方法では下顎骨の運動を直接計測できるため、高い精度での計測が期待できる一方、歯へのマーカ装着、頭部への計測機材装着が計測者・患者双方の手間・負担となることが問題である。カメラを使うことで頭部への計測装置を廃したシステムも存在するが[13]、それでも身体側へのマーカ装着が必須であり、軽減されたとはいえ手間・負担は残る。そこで本研究では、患者身体への計測機材の装着が不要で負担の少ない、咀嚼軌道計測手法の開発を目指す。本研究の実施にあたっては単一深度カメラを利用し、まず下顎にマーカを装着した状態で咀嚼運動を計測し、咀嚼時の皮膚運動とマーカ運動のデータを取得する。そして両者の関係を学習させることで、身体側へのマーカ装着をせずに皮膚特徴量の変位から下顎運動を推定可能な、機材装着を要さない咀嚼軌道計測手法の実現を狙う。

2. 関連研究

2.1 咀嚼軌道計測の意義

咀嚼軌道は概ね、傾いた涙型の軌道を描き、I~VIIの7種類のパターンに分類可能である(図 1, [8])。そして不正咬合者や顎関節症(Temporomandibular disorders)など、

咀嚼機能に問題がある場合には、パターン I と III 以外の異常なパターンの発現や、サイクルの不安定さが増加するといった傾向があることが知られている[8].

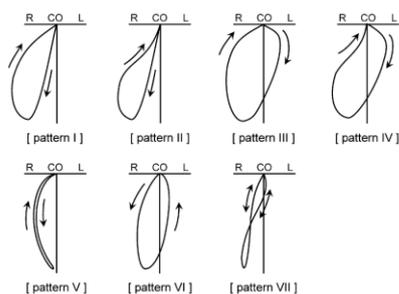


図 1 咀嚼パターン[8]

この特性を活用し、咀嚼軌道を計測することで、咀嚼機能の簡易的な評価スクリーニングが試みられている。例えば宮崎らは、チューインガム咀嚼時の運動経路と運動リズムの安定性を分析し、運動速度の安定性を分析するにより、咀嚼機能の客観的評価の可能性を示している[9]。また高松らは、咀嚼軌道測定、下顎偏位の症例における有効性を確認している[10].

2.2 咀嚼軌道計測手法

咀嚼軌道評価のための計測手法は、大きく 4 つのカテゴリに分類できる：(i) 機械システム装着型、(ii) 磁気追跡型、(iii) ビデオ解析型、および (iv) 放射線追跡型[11]。例えば磁気追跡型は、患者頭部に原点となる機材を装着し、下顎に装着された磁気マーカの運動を計測するというものである。この手法の場合、頭部への機材装着が患者の大きな負担となっていた。一方でビデオ解析型は頭部への機材装着が不要であることから、広く使用されている[12]。ただしそれでも患者には、歯や皮膚にマーカを装着するという負担がかかることとなる[13][14].

一方で Yuto Tanaka らは、歯にマーカを装着し、画像により咀嚼時のマーカ運動と顎皮膚の運動を取得、両者の関係を解析した。その結果両者の高い相関を認め、皮膚変位からの下顎骨運動が推定可能であることを示している。しかし、この研究では顎皮膚の変位と下顎骨運動の相関を示すまでであり、皮膚の変位から下顎骨運動の推定まで踏み込んではいない[15]。さらに Zoss らは、機械学習手法を用いてこの関係予測モデルを構築し、顎の皮膚特徴点変位から下顎骨運動を推定するシステムを提案した[16]。しかし提案手法では、皮膚表面を捕捉するために 8 台ものカメラを利用しており、簡便な利用という観点では敷居が高いものとなっている。これに対して本研究では、深度カメラ 1 台のみの利用での咀嚼軌道計測の実現を目指す。

3. 提案

本研究では、患者身体への計測機材の装着・拘束の負担のない、咀嚼軌道計測システムを提案する。咀嚼に際して、咀嚼筋（例えば咬筋や側頭筋）が収縮すると、下顎骨が動

く。この下顎骨の動きは、皮膚と下顎骨を結ぶ筋膜に直接影響を与える。筋膜が引っ張られることで、その引っ張りが皮膚に伝わり、結果として皮膚が変形する。つまり、下顎骨の動きが筋膜を介して皮膚変形を引き起こすという関連性がある。そこで皮膚変形状況から下顎骨の動作、すなわち咀嚼軌道の計測が可能と考えられる。そこでターゲットとなる下顎運動に関する 3 次元のデータと同時に、皮膚変形に関する画像特徴量および深度情報を収集し、学習させることで、皮膚特徴点変位からの咀嚼軌道の 3 次元データ再構築を目指す。

3.1 下顎軌道データ取得

下顎の運動を計測するために、球状のマーカ(図 2, 総重量約 1g)を使用した。このマーカのうち皮膚・粘膜に接触する部分は生体適合性材料 (Formlabs Biomed Amber v1) をもちいて、3D プリンタ (Formlabs Optical 3D Dental Printer Form 3+) で出力されている。中央部分の折り返し形状は、口唇によるマーカへの干渉を抑制するために設けられている。そして先端部分に直径 7mm の明るい緑色の汎用のプラスチックビーズが 3 つ取り付けられており、それらの間隔は 14mm である。このマーカを医療用接着剤 (新ポリグリップ) を用いて下の前歯に接着し、深度カメラ (Intel RealSense D405) を用いた下顎骨の運動計測を可能とした。まず深度カメラの RGB 情報よりマーカの緑部分を抽出し、深度情報に基づき各マーカの物理位置を計測している。球状マーカは末端が下顎骨底端に黏着される。なお利用後は制作したマーカをアルコール・流水で洗浄した後、汚染されないよう清潔な袋に入れて密封保存する。

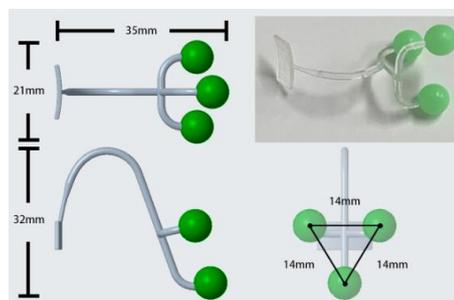


図 2 下の前歯に固定される顎追跡マーカ

3.2 皮膚変形データ取得方法とモデル構築

深度カメラより深度情報と同時に RGB 画像が取得でき、両者を用いて顔表面の特徴点の 3 次元的な変位の運動情報を得る。深層学習フレームに基づいた Mediapipe を使用して、得られた RGB 画像より顔表面 468 点の特徴点の画像上の座標値を取り出す。そして同時に計測された深度情報と対応させることで、指定の特徴点の 3 次元座標値 P_n を得る。ただし $0 \leq n \leq 467$ であり、Mediapipe の顔表面特徴点番号を示す。今回は、鼻部頂点の P_4 と人中位置の P_{164} 、そして顎の下端付近の P_l の 10 点 (ただし $l = \{32, 140, 171, 175, 199, 208, 262, 369, 396, 428\}$) を選び記録した(図 3)。また安定した計測のため、今回は被験者の上半身をまっすぐに保ち、頭をなるべく動かさない

よう指示して動きを簡易的に拘束した。実験では、 P_4 、 P_{164} 、 P_l の合計 12 点に加えて、3 つの球状マーカの座標 ($M_{i|i=1,2,3}$ とおく)を記録している。そして $M_{i|i=1,2,3}$ の平均値(M_{ave} とおく)を下顎運動の代表値とした。また、式 1 に示すように、頭部運動の基準点(P_0)として、 P_4 と P_{164} の 2 点の平均値を採用した。30 次元の特徴ベクトルをなす $P_l - P_0$ を入力とし、3 次元の目標ベクトル $M_{ave} - P_0$ を予測する重回帰モデルを用いて皮膚の運動と下顎の運動との対応を学習し、咀嚼軌道推定モデルを構築した。

$$P_0 = \frac{P_4 + P_{164}}{2} \quad \text{式 1}$$

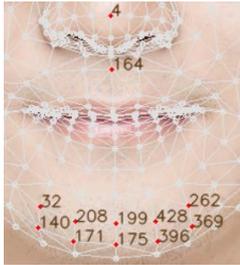


図 3 MediaPipe での顔特徴点中本手法で採用した各点

4. 実験

本実験では、提案手法の妥当性に関して簡易的に評価を行う。

4.1 実験装置

実験に使用した装置と実際の実験の様子を図 4 に示す。本研究で使用した深度カメラは奥行方向で 7 -50 cm の範囲において分解能 0.1mm で計測可能である。深度カメラは PC に接続され、三脚に固定される。そして実験参加者は球状のマーカを下顎骨底端に粘着される。物理マーカ装着の様子を図 5 に示す。データ取得に際して実験参加者は、椅子に深く腰掛けて深度カメラに正対する。使用する深度カメラの性能に基づき、深度カメラからおおよそ 20cm 程度離れた位置に着席している。図 4 に示すように、上半身をまっすぐに保ち、頭をなるべく動かさないよう指示した。



図 4 装置と実験シーン

4.2 実験手順

実験者は被験者の顎が画面中心となるようカメラの向きを調整し、被験者に咀嚼動作の実行を指示する。30 回の咀嚼動作を 1 セットとし、咀嚼開始・終了部分を除く 15 回分の咀嚼動作を有効データとして採用する。この咀嚼動作を 6 セット実行し、合計で 90 回分の咀嚼データを

収集した。実験に際してはガム(ロッテ XYLITOL 噛むトレ)を噛みながら咀嚼動作を実施した。データ収集後、3 章にて記述した手順に従ってモデル構築を行った。被験者は 1 名である。

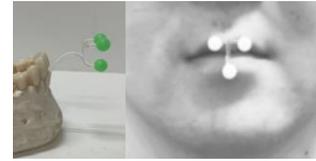


図 5 マーカの使用方法

4.3 結果

90 回分の記録データ全 3038 フレームの 8 割、2438 フレーム (72 回分の咀嚼) をトレーニングに使用した。そして残り 2 割である 600 フレームのデータ (18 回分の咀嚼) を検証用として利用することとした。皮膚特徴量の変位から推定された咀嚼軌道と、球状マーカにより記録された咀嚼軌道との誤差について、全 600 フレーム分の結果を図 6 に示す。誤差の平均は 1.08mm であった。

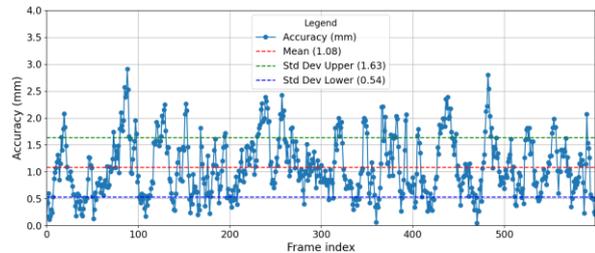


図 6 推定誤差

18 回分の検証用咀嚼軌道のうちの一つの実際の軌道と、対応する推定結果とを図 7 に示す。図中の青線は球状マーカの軌道を、赤線は提案手法による推定結果をそれぞれ示す。赤線と青線との間の短線は、本来一致すべき対応点同士の関係を示している。

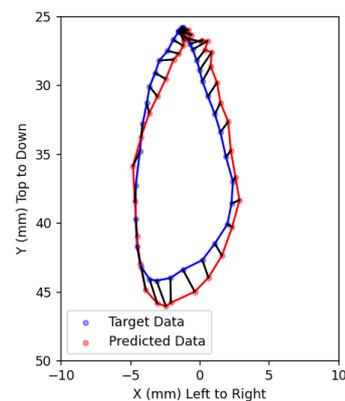


図 7 予測結果 (赤) と実際の値 (青)

4.4 考察

今回使用した深度カメラの分解能を考慮するならば、平均誤差 1.08mm での推定は妥当な結果であると考えられる。その一方で頭部の意図せぬ動揺や、マーカが球状であることによる、下顎骨の姿勢変位情報の欠落もまた、精度の間

題に影響を及ぼしていることが推測される。さらに今回は10点の特徴点を選択して学習したが、まだ試行段階でもあり、これらの点の選択が最適であるかどうかについては評価を実施していない。これらの問題を解決し、計測精度の向上を図ることは今後の大きな課題であると考えられる。

また、今回の実験では一人の被験者のデータのみを使用して学習を実施している。そのため、今回の推定モデルが他者でも利用できるかどうかについては検証できていない。今後は被験者の人数を増やし、より一般的な推定モデルの構築が必要と考えられる。

5. 終わりに

本研究では、咀嚼軌道の簡便な計測手法の実現にむけて、単一深度カメラを用いた咀嚼軌道計測システムを提案した。深度カメラを通じて得られた、歯に装着したマーカと顔表面特徴量の3次元情報を学習させることにより、顔表面特徴量からの下顎骨運動軌道、すなわち咀嚼軌道の推定モデルを構築している。被験者は1名であり、また提案手法は頭部の位置姿勢変動に対して十分な対応はできていないものの、提案手法は平均誤差1.08mmでの咀嚼軌道推定可能であることを示した。今後は誤差低減ならびに推定モデルの一般化に取り組み、患者にとってより負担が少なくかつ高い精度での咀嚼軌道計測の実現を目指す。

謝辞

本研究の実施にあたり、小山夏美氏(明海大学)、Maximilien Peppy氏(Ecole Supérieur de l'Ouest)の多大な協力を得たので、ここで感謝の意を表す。本研究はJSPS科研費JP22H03629の助成により実施された。

参考文献

- [1] 水口俊介, 津賀一弘, 池邊一典, 上田貴之, 田村 文誉, 永尾 寛, 古屋純一, 松尾浩一郎, 山本 健, 金澤 学, 渡邊 裕, 平野 浩彦, 菊谷 武, 櫻井 薫, : 高齢期における口腔機能低下 学会見解論文 2016 年度版, 老年歯学, pp. 81–99, 2016.
- [2] Iwasaki M, Yoshihara A, Ogawa H, Sato M, Muramatsu K, Watanabe R, Ansai T, Miyazaki H : Longitudinal association of dentition status with dietary intake in Japanese adults aged 75 to 80 years, *J Oral Rehabil*, pp. 737–744, 2016.
- [3] Sheiham A, Steele J : Does the condition of the mouth and teeth affect the ability to eat certain foods, nutrient and dietary intake and nutritional status amongst older people?, *Public Health Nutrition*, pp. 797–803, 2001.
- [4] 日本歯科医学会 : 口腔機能低下症に関する基本的な考え方, 2018
- [5] 植田 耕一郎 : 口腔機能向上マニュアル, pp. 22–23, 2009.
- [6] 公益社団法人日本補綴歯科学会 : 有床義歯咀嚼機能検査の指針, 2017
- [7] Fuentes R, Arias A, Lezcano MF, Saravia D, Kuramochi G, Dias FJ : Systematic Standardized and Individualized Assessment of Masticatory Cycles Using Electromagnetic 3D Articulography and Computer Scripts, *Biomed Res Int*, pp. 1–9, 2017.
- [8] Kobayashi Y, Shiga H, Arakawa I, Yokoyama M, Nakajima K : Masticatory path pattern during mastication of chewing gum with regard to gender difference, *J Prosthodont Res*, pp. 11–14, 2009.
- [9] 宮崎 仁, 志賀 博, 小林 義典 : 咀嚼運動の分析による咀嚼機能の評価の信頼性, *日本補綴歯科学会雑誌*, pp. 283–294, 2001.
- [10] 高松 尚史 : ニューロマスキュラーデンティストリー入門, 咬み合わせの科学, pp. 229–236, 2019.
- [11] Woodford SC, Robinson DL, Mehl A, Lee PVS, Ackland DC : Measurement of normal and pathological mandibular and temporomandibular joint kinematics: A systematic review, *J Biomech*, pp. 1–14, 2020.
- [12] KALAYKOVA S, NAEIJE M, HUDDLESTON SLATER J.J.R, LOBBEZOO : Is condylar position a predictor for functional signs of TMJ hypermobility?, *Journal of Oral Rehabilitation*, pp. 349–355, 2006.
- [13] Furtado DA, Pereira AA, Andrade Ade O, Bellomo DP Jr, da Silva MR : A specialized motion capture system for real-time analysis of mandibular movements using infrared cameras, *Biomed Eng Online*, pp. 1–16, 2013.
- [14] Wiesinger B, Häggman-Henrikson B, Wänman A, Lindkvist M, Hellström, F : “Jaw-opening accuracy is not affected by masseter muscle vibration in healthy men”, *Exp. Brain Res*, pp. 3501–3508, 2014.
- [15] Yuto Tanaka, Takafumi Yamada, Yoshinobu Maeda, Kazunori Ikebe : Markerless three-dimensional tracking of masticatory movement, *Journal of Biomechanics*, pp. 442–449, 2016.
- [16] Zoss Gaspard, Beeler Thabo, Gross Markus, Bradley Derek : Accurate Markerless Jaw Tracking for Facial Performance Capture, *ACM Transactions on Graphics*, pp. 1–8, 2019.