

日本歯科医学会認定分科会

日本顎口腔機能学会 第 65 回学術大会

65th Scientific Meeting of the Japanese Society of
Stomatognathic Function

プログラム・事前抄録集

Program and Abstracts

令和 3 年 6 月 26 日(土), 27 日(日)
June 26-27, 2021

主管 大阪大学 大学院基礎工学研究科
生体工学領域 生体機械科学講座

大会長 田中正夫 (香川高等専門学校,
大阪大学大学院基礎工学研究科)

実行委員長 野崎一徳 (大阪大学歯学部附属病院)

日本顎口腔機能学会 第 65 回学術大会のご案内

日本顎口腔機能学会第 65 回学術大会を下記のとおり開催いたします。
多数の皆様のご参加をお待ちしております。

日時：令和 3 年 6 月 26 日（土）、27 日（日）
会場：オンラインサイト（<http://jssf.umin.ne.jp/meeting/jssfmeeting65/>）
大会長：田中 正夫
連絡先：〒560-8531 大阪府豊中市待兼山町 1-3
大阪大学基礎工学研究科 生体工学領域 生体機械科学講座内
日本顎口腔機能学会第 65 回学術大会準備委員会
E-mail: jssfmeeting65@gmail.com
TEL: 06-6879-2427

【参加される皆様へ】

1. 本学術大会は、オンライン会議システム「Zoom」を使用します。
2. 参加費は、2,000 円、大学院生・研修医 1,000 円です。
3. オンラインサイトへのログイン ID およびパスワードは、第三者に教えたり、漏らしたりしないよう、取り扱いに注意してください。
4. Zoom のユーザー名は「大阪太郎_大阪大学」のように、「お名前」と「ご所属」を明記してください。事前参加登録を済ませていない方がログインしている場合は、強制退室させる場合があります。
5. 音声の混在を防ぐため、発言時以外はマイクをミュートにしてください。
6. 発表者へ質問がある場合は、チャットに「質問がある旨」を書き込んでください。座長から指名された方のみ、「カメラとマイクをオン」にして発言してください。
7. システム障害や通信状況、インターネット環境などにより、予期せぬトラブルが起こる場合がありますので、予めご承知おきください。
8. 口演および講演中の写真・ビデオ等の撮影（画面キャプチャ含む）は、著作権保護のため一切禁止します。発表者の著作権を侵害した場合は、法的に罰せられることがあります。
9. 本学術大会は日本歯科医師会生涯研修認定となっておりますので、登録を希望される場合は、準備委員会までお知らせください。

【演者の皆様へ】

1. 発表には、Zoom を用います。座長の指示に従い、画面共有を用いて発表してください。
2. カメラとマイクは、どちらもオンにしてください。
3. 発表スライド中に COI を開示する必要があります。
4. 口演は、発表 15 分、質疑応答 15 分です。

【座長の皆様へ】

1. カメラとマイクをオンにして、進行をお願いします。
2. 聴講者の音声混在し、支障が出ている場合は、マイクをミュートにするよう、アナウンスをお願いします。
3. チャット欄に、質問希望者からの書き込みがある場合は、発言者を指名し、活発なディスカッションを促してください。

日本顎口腔機能学会 第 65 回学術大会プログラム

【1 日目 令和 3 年 6 月 26 日 (土)】

9:05 開会の辞 大会長 田中 正夫

9:10～9:20 会長挨拶 津賀 一弘 先生 (広島大学)

9:20～10:50 セッション I 座長 山口 泰彦 先生 (北海道大学)

1. 咀嚼運動経路のパターン分類とその運動円滑性に関する研究

○長田 奈幹, 谷川 千尋, 山城 隆

大阪大学歯学研究科顎顔面口腔矯正学教室

2. シンプレックス法と主成分分析を用いた嚙みしめ時における咀嚼系の最適力学場

○野口 幸恵¹⁾, 渋谷 陽二²⁾

1) 株式会社ジーシー

2) 大阪大学大学院工学研究科

3. 顎運動計測に基づく筋骨格シミュレーションの開発

○重光 竜二, 小川 徹, 佐々木 啓一

東北大学大学院歯学研究科・口腔システム補綴学分野

11:00～12:00 特別講演 I 座長 田中 正夫 (香川高等専門学校・大阪大学)

メカニクスを通じて理解する生体现象—個別化医療支援へ向けたシミュレーション科学—

和田 成生 先生

大阪大学大学院基礎工学研究科 研究科長・教授

昼 休

14:00～15:00 特別講演 II 座長 増田 裕次 先生 (松本歯科大学)

オーラル・デジタルトランスフォーメーションによる近未来の歯科診療

林 美加子 先生

大阪大学歯学部附属病院病院長・大学院歯学研究科教授

15:10～16:40 セッション II 座長 谷川 千尋 先生 (大阪大学)

4. 異なるタイミングでの命令嚙下における嚙下・呼吸の協調パターン解析

○佐々木 颯真¹⁾, 佐々木 誠¹⁾, 玉田 泰嗣²⁾, 高橋 陽助²⁾, 鮎瀬 卓郎³⁾

1) 岩手大学大学院総合科学研究科バイオ・ロボティクス分野

- 2) 長崎大学病院
- 3) 長崎大学生命医科学域歯科麻酔学分野
- 5. 麻酔ラットへのアトロピン投与がもたらす嚥下誘発の変調効果
 - 中嶋 優太, 辻村 恭憲, 板 離子, 井上 誠
 - 新潟大学大学院医歯学総合研究科摂食嚥下リハビリテーション学分野
- 6. 睡眠時咬筋筋電図波形振幅の度数分布による睡眠時ブラキシズム評価の検討
 - 工藤 愛¹⁾, 山口 泰彦¹⁾, 三上 紗季²⁾, 斎藤 未来¹⁾, 中島 利徳³⁾, 前田 正名³⁾, 高橋 萌¹⁾, 高橋 奏多¹⁾, 後藤田 章人²⁾
 - 1) 北海道大学大学院歯学研究院口腔機能学分野冠橋義歯補綴学教室
 - 2) 北海道大学病院高次口腔医療センター
 - 3) 北海道大学病院保存系歯科冠橋義歯補綴科

【2日目 令和3年6月27日(日)】

9:30~10:30 セッションⅢ 座長 佐々木 誠 先生(岩手大学)

- 7. MR-拡散テンソル画像による筋線維走行の抽出 –多羽状筋への応用–
 - 菅野 武彦¹⁾, 依田 信裕¹⁾, 小川 徹¹⁾, 橋本 照男²⁾, 庄原 健太¹⁾, 新妻 邦泰³⁾, 川島 隆太²⁾, 佐々木 啓一¹⁾
 - 1) 東北大学大学院歯学研究科口腔システム補綴学分野
 - 2) 東北大学加齢医学研究所
 - 3) 東北大学大学院医学系研究科神経外科先端治療開発学分野
- 8. 上顎切歯の角度を考慮した歯茎摩擦音[s]発音の口腔モデル
 - 吉永 司¹⁾, 多田 耕平¹⁾, 野崎 一徳²⁾, 飯田 明由¹⁾
 - 1) 豊橋技術科学大学
 - 2) 大阪大学歯学部附属病院

10:40~11:40 第63回学術大会優秀賞受賞者学術企画シンポジウム

企画・座長 萬田 陽介(岡山大学), 小原 大宣(昭和大学), 大藤 拓生(昭和大学)
 ロボットの3要素を備えた分子サイズのシステムが秘める可能性
 角五 彰 先生(北海道大学)

11:40~11:50 第64回学術大会優秀賞受賞者挨拶 劉 宇曦 先生(岩手大学)
 古寺 寛志 先生(岡山大学)

11:50 閉会の辞 次期大会長 津賀一弘 先生(広島大学)

特別講演 I

「メカニクスを通じて理解する生体现象 —個別化医療支援へ向けたシミュレーション科学—」



大阪大学大学院基礎工学研究科
機能創成専攻生体工学領域
(兼)大阪大学国際医工情報センター
教授 和田 成生

MRI や X 線 CT などの医用計測技術の進歩により、病態の評価に直結する解剖学的形態や構造だけでなく、生体機能に関わる臓器の変形や運動、血液の流れなどの物理現象も非侵襲的に観察できるようになり、医用画像データとして臨床に提供されている。一般に医療においては、多数の患者の実測データを収集し、統計的分析から導かれたエビデンスに基づいて診断や治療が行われる。そこでは、深層学習などの AI 技術を用いた高度な医用画像診断が行われるようになってきた。こうした現象論的アプローチが広がる一方で、臨床においては、医用画像で観察される現象の理解から診断や治療につながる物理的エビデンスやメカニズムを明らかにしていきたいという要望も高まってきている。

工学では体系化された理論に基づいて観察される物理現象の本質を理解し、様々な問題を解決してきた。計算バイオメカニクスの分野では、シミュレーション技術の進歩により、力学原理に基づいて患者ごとに観察される複雑な物理現象を再現し、その現象を引き起こすメカニズムを追求できるようになってきた。医用画像に計測だけでは得られない物理情報を付加することにより、診断や治療の精度を高め、予測医学の実現に向けたさらなる医療の進歩が期待できる。しかしながら、実測結果に基づくエビデンスを重視する医療では、理論モデルを用いた工学的解析手法が十分に活用されていないのが現状である。計測により得られる情報量が増大するほど、また、対象となる現象が複雑になるほど、観察される生体现象の理論的理解とそれに基づく計測データの分析が必要となるが、これを支援する医療工学技術はまだ十分に確立されていない。こうした問題を解決するためには、患者個別の計測データと融合、同化させる物理シミュレーションの技術開発が必要である。本講演では、我々がこれまでに取り組んできた呼吸系や循環系の医療と工学をつなぐ生体力学シミュレーションについて紹介し、それに基づく医療機器デバイスの開発と個別化医療支援について述べる。

学歴

1986年3月 大阪大学基礎工学部機械工学科卒業

1991年3月 大阪大学大学院基礎工学研究科物理系専攻博士後期課程修了（工学博士）

職歴

1991年4月 龍谷大学理工学部 助手

1994年9月 北海道大学電子科学研究所 講師

2002年10月 東北大学大学院工学研究科 助教授

2006年4月 大阪大学大学院基礎工学研究科 教授

2014年 7月 World Council of Biomechanics 委員
2015年 4月 日本機械学会バイオエンジニアリング部門 部門長(2016年3月まで)
2016年 4月 大阪大学国際医工情報センター 副センター長 (2021年3月まで)
2017年 4月 大阪大学大学院基礎工学研究科附属産学連携センター センター長 (2021年3月まで)
2017年 10月 日本学術会議連携会員
2021年 4月 大阪大学 基礎工学研究科長／基礎工学部長

研究歴

呼吸系や循環系における流れや変形を支配する力学理論体系の中で、生体特有の現象を考慮した生体力学モデルを構築し、計算機シミュレーションを通じて力学と生命現象との関係について追究してきた。ここでは、数値解析手法のみに頼らず、実験や臨床で得られるデータを有効に活用し、計算力学解析と実験計測とを組み合わせた総合的アプローチにより複雑な生体システムの解明に取り組むとともに、計算バイオメカニクスの医療応用に向けた研究を行ってきた。

肺呼吸に関する研究では、肺組織の変形や気道内の流れとガス輸送、肺循環内の血流、肺胞気と血液とのガス交換などの個々の力学要素をモデル化し、それらを連立させることにより、肺呼吸システムとしての様々な機能を明らかにしてきた。また、計測と数理モデリングにより、肺細葉レベルの不均質な微視的構造が肺胞におけるガス交換や肺内部の力学場に及ぼす影響を明らかにしてきた。さらにこうしたマクロな力学場における細胞レベルの応答を明らかにするために、内部構造を有する細胞の力学モデルを構築した。

循環系では、物質輸送理論に基づく動脈硬化局在化メカニズムの解明、赤血球の力学モデルと血球流動解析、血流のマルチスケールシミュレーション、左心室内の血流動態と超音波ドップラ画像との関係、大動脈および脳動脈内流れのイメージベーストシミュレーション、ルールベーストシミュレーションによる脳動脈瘤の進行予測、脳動脈瘤コイル塞栓治療支援シミュレータの開発に関する研究を行ってきた。また、溶血メカニズムやドラッグデリバリーに関わる問題として、力学的負荷が作用した場合の細胞膜の挙動を分子動力学解析により明らかにしてきた。最近では、患者個別の医用画像計測と血流シミュレーションを一致させるデータ同化手法を開発し、個別化医療支援に向けた研究を進めている。

このほか、歯茎摩擦音の空力音響解析や発話機能を生み出す舌筋の逆運動解析、肺音発生メカニズムの解明など、生体音に関するバイオメカニクスの新しい分野の開拓に取り組んでいる。

受賞歴

1991年 3月 瀬口フロンティア賞
1994年 7月 第2回世界バイオメカニクス会議 ポスター発表賞(第2位)
1995年 4月 平成6年度日本機械学会賞(研究奨励賞)
1997年 4月 平成8年度日本機械学会賞(論文賞)
2003年 4月 平成14年度日本機械学会賞(論文賞)
2010年 9月 生体医工学シンポジウム2010 ベストリサーチアワード
2013年 8月 平成25年度大阪大学総長顕彰(研究部門)
2017年 9月 JBSE Papers of the Year 2016 and Graphics of the Year 2016
2017年 12月 第26回業績賞, 日本機械学会バイオエンジニアリング部門
2019年 5月 グラフィックスアワード優秀賞・特別賞, 計算工学講演会

特別講演 II

「オーラル・デジタルトランスフォーメーションによる近未来の歯科診療」



大阪大学大学院歯学研究科
口腔分子感染制御学講座
大阪大学歯学部附属病院 病院長
教授・病院長 林 美加子

持続可能な社会の実現に向けた全世界的なスローガンである SDGs (Sustainable Development Goals) の実現に向けて、我が国においては Society5.0 の実現を技術的課題として取り組んでいます。コロナ禍を経験し、歯科病院は大きな転換点を迎えました。大阪大学歯学部附属病院では4年前から S2DH (Social Smart Dental Project) 構想を推進しており、デジタル技術で社会とより密接に繋がる歯科病院を構築することを目標としています。

歯科病院のみならず、歯科医療のデジタル化は喫緊の課題であり、そこで鍵となるのが歯科診療室単位の視点の導入であると考えています。普段、歯科診療室にはチェアユニットが設置されていますが、チェアユニットと電子カルテを連動させたり、IoT 機器から診療室環境のセンシングを行ったりすることにより、歯科診療空間のデジタルトランスフォーメーション (オーラル・デジタルトランスフォーメーション: ODX) を実現し、医療の質と安全衛生の向上に寄与したいと考えています。

大阪大学歯学部附属病院に令和2年4月よりオーラルデータサイエンス共同研究部門を設置し、歯科診療におけるビッグデータの蓄積と分析に関する研究を集中的に推進しています。そこで研究中的のマイデンタル AI は、一般的な疾患別の AI とは異なり、様々な役割をする AI の集合体であり、教育研究病院における歯科医師養成に際して AI による模擬患者を用いた診療アドバイスや、自動模擬試験等に用いられることを想定しています。一般臨床では、myDentalAI が診療状況を把握して自動的にカルテを作成し、医療従事者が内容確認を行うといった利用方法が考えられる。さらに、急な患者の状態変化を感知して切削器具を自動停止させるなどのセーフティーロック機能の実現にも役立てられる予定です。

略歴

- 1986年 大阪大学歯学部 卒業
- 1994年 大阪大学歯学部 助手
- 1998年 大阪大学博士 (歯学)
- 2005年 大阪大学歯学部 歯学部附属病院 講師
- 2011年 大阪大学歯学研究科 准教授
- 2012年 大阪大学歯学研究科 教授
- 2020年 大阪大学歯学部附属病院 病院長

主な受賞

2005年 日本歯科保存学会学術賞

2005年 大阪大学教育・研究功労賞

2017年 IADR Innovation of Oral Care Award

2018年 大阪大学賞 (大学運営部門)

主な活動・学会

厚生労働省 医道審議会歯科分科会 委員

国際歯科医学研究会日本部会(JADR) 理事

Alliance for a Cavity-Free Future, Japan Chapter, President

日本歯科保存学会 副理事長 (う蝕治療ガイドライン作成小委員会委員長)

日本歯内療法学会 理事 (ガイドライン委員会委員長)

日本歯科理工学会 理事

日本歯科審美学会 理事

日本歯科保存学会 指導医・専門医

日本歯内療法学会 指導医・専門医

オーラルDXで目指す近未来の歯科診療

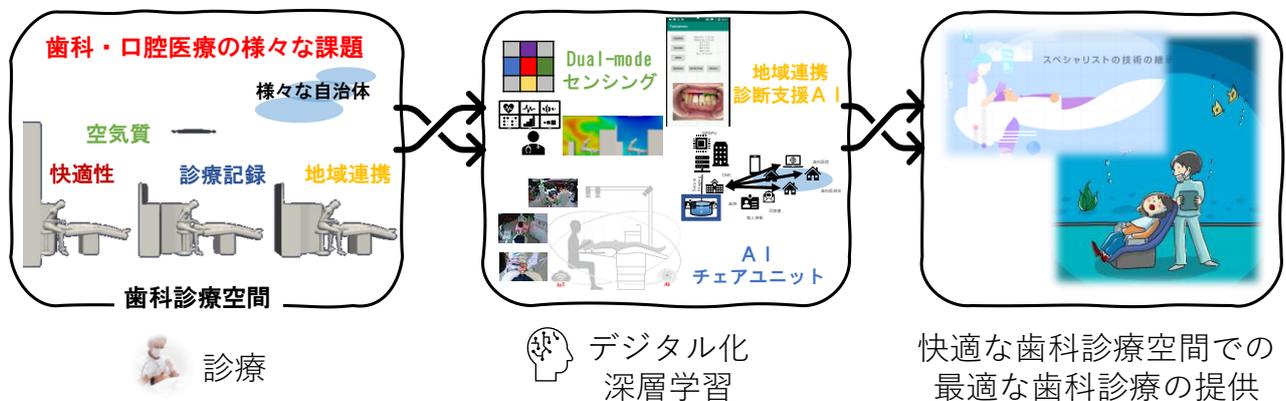


図 オーラル DX の概要

第 65 回学術大会 学術企画

シンポジウム

「歯科医療の可能性と未来 –最先端テクノロジーとの融合–」

【企画趣旨】

歯科医療はテクノロジーの発展とともに目覚ましい進歩を遂げてきた。近年では光学スキャナと CAD/CAM システムの普及により、Information Technology と歯科医療の融合は現在進行形で加速していると考えられる。今後は AI の発達により AI×歯科医療のコンビネーションが随所で見られるようになると思われる、IT との融合は更に進むだろう。

そのような明るい見通しの中、私達は急遽 COVID-19 と向き合わざるを得なくなった。否が応でも増える在宅時間、やり場のない不安や苛立ちを解消するために 2010 年代の映画界を席卷した映画シリーズを鑑賞していると、あるテクノロジーにふと出会った。主人公が胸のボタンを押すとまるで細胞が増殖するかのよう金属が身体中に纏わりつき、AI 搭載のアメリカン・ヒーローへと変身するのだ。その技術は『ナノテクノロジー』と呼ばれ、現在最も進歩を遂げている科学技術の一つであることを後に知った。そこにはまさに IT とバイオテクノロジーの融合がもたらす未来が描かれていた。

その後もナノテクノロジーへの理解を深めていくうちに、『分子ロボット』、『分子人工筋肉』というワードに出会った。ただでさえ『筋肉』という文字列に敏感な上に（本学会員には共感いただけると思いたい）、それがナノテクノロジーと結びついている。しかも、その分野のプロフェッショナルが日本にいるというのだ。そのお方こそ今回ご講演いただく北海道大学 大学院理学研究院化学部門の角五 彰 先生である。

本企画では角五先生の研究内容をご紹介頂きながら、分子ロボットや人工筋肉開発の発想に至った経緯、現在わかっていること、どんな用途・未来を想像されているかについてご講演頂く予定である。今回は私の浅はかな映画体験が企画の発端ではあるが、芸術を通して新たな出会いがあること、子供のころに感じたような瑞々しい感動が新たな進歩を生み出す可能性があることを信じて止まない。本企画でナノテクノロジーに触れることで、明るい歯科医療の未来を描くきっかけとなれば嬉しい。

文責 萬田 陽介（岡山大学）



『ロボットの3要素を備えた分子サイズのシステムが秘める可能性』

講師 角五 彰 (北海道大学)

人工知能 (AI) が急速に発展するなか、AI がヒトの知能を超える「技術的特異点 (シンギュラリティ)」が話題に上るようになった。一方、2016 年度ノーベル化学賞の受賞テーマになるなど「ナノマシン (分子機械)」も注目を集めており、人知を超えた AI がナノマシンを制御することで、社会に計り知れない変化をもたらすと予測されている。AI は情報科学分野の研究対象であるが、ナノマシンは化学や工学などの応用科学分野に属しており、AI によるナノマシンを制御するには、両分野にまたがる新しいアプローチが必要となる。このような背景から、エネルギー変換という機能をもつ「発動分子科学」の創成やロボット工学の手法に倣って、分子サイズの部品から分子ロボットを組み上げる新しい学術分野「分子ロボティクス」などが創成されてきた。演者らは、生体由来の材料をビルディングブロックとした分子システムを構成要素とする「分子群ロボット」や「分子人工筋肉」の実現を目指してきた。本学術大会では、これまでの取り組みを紹介するとともに今後の展望に関して議論したい。

参考文献

- [1] D. Inoue and A. Kakugo *Nature communications*, 7:12557; (2016)
- [2] J. J. Keya and A. Kakugo et al. *Nature communications*, 9, 453 (2018)
- [3] K. Matsuda and A. Kakugo et al. *Nano Letters*, 19, 6, 3933 (2019)
- [4] D. Inoue and A. Kakugo et al. *ACS Nano*, doi.org/10.1021/acsnano.9b01450 (2019)

略歴

2003 年 北海道大学大学院理学研究科博士課程修了
2004 年 北海道大学大学院理学研究科生物科学専攻助手
2007 年～2010 年 科学技術振興機構さきがけ研究者 (兼任)
2011 年～現在 北海道大学大学院理学研究院化学部門准教授
2017 年～2018 年 コロンビア大学生命医工学部客員研究員
2020 年～現在 合同会社分子ロボット総合研究所群ロボット研究チーム・チームリーダー (兼任)

主な受賞歴

2012 年 科学技術分野文部科学大臣表彰若手研究者賞
2016 年 高分子学会学術賞
2021 年 HFSP AWARDS 2021 (Human Frontier Science Program)

企画メンバー略歴

萬田 陽介（岡山大学）

2012年 岡山大学歯学部 卒業

2013年 岡山大学卒後臨床研修センター歯科部門 研修修了

2017年 岡山大学大学院医歯薬学総合研究科 咬合・有床義歯補綴学分野 修了

2017年 岡山大学病院 医員（咬合・義歯補綴科）

2018年 岡山大学大学院医歯薬学総合研究科 咬合・有床義歯補綴学分野 助教 現職

第63回大会受賞テーマ

『構音を利用した舌後方部筋活動標準化の一手法—咀嚼・嚥下時の舌運動客観評価のために—』

小原 大宜（昭和大学）

2016年 昭和大学歯学部 卒業

2017年 昭和大学附属歯科病院 臨床研修プログラムA 研修修了

2021年 昭和大学大学院歯学研究科 歯科補綴学分野 修了

2021年 昭和大学歯科病院 補綴歯科 助教（歯科）現職

第63回大会受賞テーマ

『睡眠時ブラキシズムに対する振動刺激を用いた長期的抑制効果の予備的検証』

大藤 拓生（昭和大学）

2014年 鶴見大学歯学部 卒業

2016年 昭和大学附属歯科病院 臨床研修プログラムC 研修修了

2020年 昭和大学大学院歯学研究科 歯周病学分野 修了

2020年 昭和大学歯科病院 歯周病学分野 助教（歯科）入職

2021年 昭和大学歯科病院 歯周病学分野 助教（歯科）退職

2021年 医療法人社団友和会 いいじま歯科クリニック 現職

第63回大会受賞テーマ

『除脳ラット動脈灌流標本を用いた咀嚼様リズム神経活動の誘発』

一般口演

咀嚼運動経路のパターン分類とその運動円滑性に関する研究

Pattern recognition AI for jaw movement and Smoothness of jaw movement during chewing

○長田 奈幹、谷川 千尋、山城 隆

Nagata Namiki, Tanikawa Chihiro, Yamashiro Takashi

大阪大学大学院歯学研究科顎顔面口腔矯正学教室

Department of Orthodontics, Faculty, Osaka University

I. 目的

咀嚼運動経路の評価は咀嚼機能検査の一つとして重要である。これまで咀嚼運動経路は、主に二つの方法で評価されてきた。一つは運動経路の形態を主観的に評価したもの^{1) - 3)}であり、もう一つは咀嚼運動の円滑性を、ジャークコストを用いて評価したものである⁴⁾。しかしながら、これまで、これら二つの手法についてその関連を確認した報告はない。そこで本研究の目的は、1) 咀嚼運動経路の自動分類システムの構築をおこなうこと、2) 自動分類された咀嚼運動パターンとそれに対応する咀嚼運動円滑性を明らかにすることにある。

II. 方法

1. 被験者と被験食品

被験者は2011年～2020年に大阪大学歯学部附属病院矯正科を受診し機能検査を受けた169名（男性61名、女性108名、平均年齢 23.15 ± 7.69 歳）を対象とした。そのうち骨格性3級が107名（男性42名、女性65名、平均年齢 23.67 ± 7.53 歳）、骨格性2級が34名（男性7名、女性27名、平均年齢 24.18 ± 8.54 歳）、開咬が16名（男性3名、女性13名、平均年齢 21.93 ± 8.22 歳）、口唇口蓋裂患者が12名（男性9名、女性3名、平均年齢 17.67 ± 2.46 歳）であった。被験食品は、縦約19.0 mm、横約72.0 mmの板ガム（歯につきにくいガム、ロッテ）の半量を用いた。

2. 実験方法

咀嚼運動経路の記録は、超音波式3次元顎運動計測システム（WinJaw, Zebris Medical GmbH, Isny, Germany）を用いて行った。歯科用即時重合型仮封材料を用いて下顎前歯部にT字型アタッチメントを装着し、頭部にはセンサーを装着した。被験者を、背もたれ付きの椅子に着席させ、頭部を固定せずにリラックスさせた状態でチューイングガムを咀嚼させ、チューイングガムが十分に軟化したことを確認した後、以下の三つのタスクについて、切歯点の運動を900Hzにて記録した。タスクは、左側咀嚼30回（タスク1）、右側咀嚼30回（タスク2）、自由咀嚼1分間（タスク3）とした。タスク間には、10秒間のインターバルを設けた。タスク1の記録が以下の解析に用いられた。

3. 解析手段

咀嚼運動時の切縁の位置と咀嚼開始時の切縁の位置との距離が極大値を取る点が開口、切縁の位置と原点との距離が極小値を取る点を閉口と定義した。また、一つのタスクの中で、咀嚼開始時の切縁の位置と咀嚼運動中の切縁の位置との距離が最小値を取る点を基準閉口点、切縁の位置と原点との距離が最大値を取る点を基準開口点、基準開口点と基準閉口点との差を基準開口量とした。極大値が基準開口量の80%以上、極小値が基準開口量の20%以内に入る場合、閉口から次の閉口までを1サイクルとして定義して抽出した。さらに、各サイクルの運動軌跡（時系列の三次元座標値）について1サイクルを時系列で20等分することで、 20×3 次元の座標空間内に変換され

た運動軌跡を得て、k-平均法を用いてクラスタリングを行った。最適クラスタ数を、エルボー法を用いて決定した。

各クラスタに対応する咀嚼運動円滑性を検討するため各サイクルの運動軌跡について、過去の報告⁴⁾に基づいて、ジャークコストを求めた。ジャークコストについて、クラスタ間に差異を有す

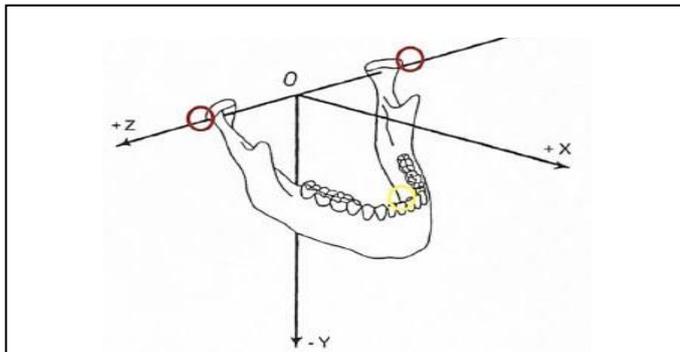


図1 座標系

咀嚼運動経路は、両側顎頭点間軸間の中点を原点とする三次元座標上の切歯の切縁の座標として記録され、矢状軸がx軸で前方が正、垂直軸がy軸で上方が正、前額軸がz軸で右方が正とした。(Zebris Winjaw 10.6 for Windows 超音波方式3次元顎運動計測システム取扱説明書より引用)

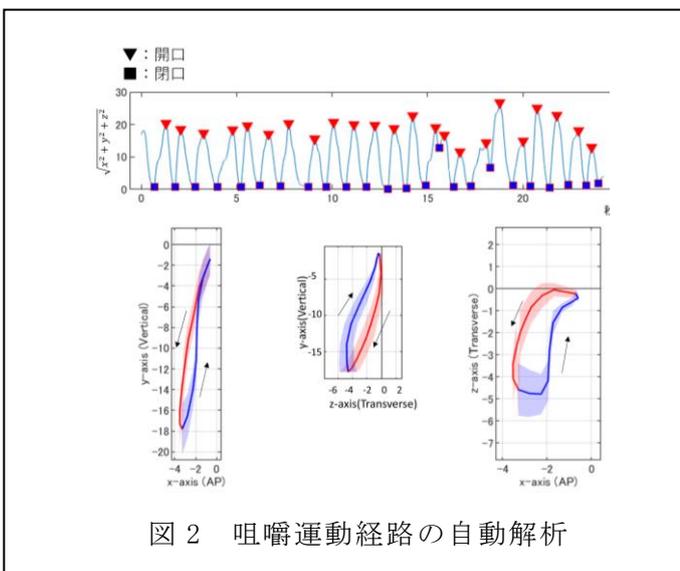


図2 咀嚼運動経路の自動解析

るか否かを、一元配置分析を用いて検討した。以上の解析はすべて MATLAB R2019a (Natick, MA) にてカスタマイズされたソフトウェアを用いて行った。

III. 結果及び考察

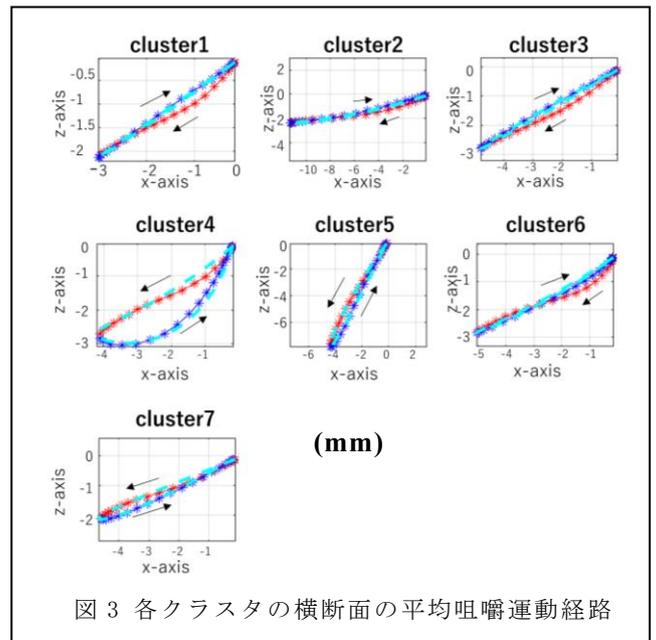


図3 各クラスタの横断面の平均咀嚼運動経路

被検者ごとに抽出された平均サイクル数は13.9であった。最適クラスタ数は、7つであった(図3)。クラスタ1～7までの平均ジャークコスト($\times 10^3$)は、それぞれ14, 10, 14, 13, 11, 13, 13であり、一元配置分析の結果、クラスタ2において、有意に小さいジャークコストを認め、高い運動円滑性を有することが明らかとなった。

クラスタ2の咀嚼運動経路は開口路と閉口路がどの平面から観察しても交差しない咀嚼運動経路であり、一般的にチョッピング運動と呼ばれる咀嚼運動経路であった。

IV. 文献

- 1) Pröschel P, Hofmann M. Frontal chewing patterns of the incisor point and their dependence on resistance of food and type of occlusion. The journal of Prosthetic Dentistry 1988; 59(5): 617-624.
- 2) 秋山 仁志, 志賀 博, 小林 義典. 咀嚼運動の機能的分析-正常者における前頭面でみた切歯点の経路のパターン-. 日本補綴歯科学会誌 1991; 35: 609-621.
- 3) 岩波 行紀, 志賀 博, 小林 義典. 咀嚼運動経路の代表的な2種類のパターン間で比較した下顎運動と咀嚼能率. 日本補綴歯科学会誌 2000; 44: 147-155.
- 4) Yashiro K, Yamauchi T, Fujii M et al. Smoothness of Human Jaw Movement during Chewing. J Dent Res 1999; 78(10):1662-1668.

シンプレックス法と主成分分析を用いた 噛みしめ時における咀嚼系の最適力学場

Optimal occlusal force field of masticatory system under clenching by Simplex method and Principal Component Analysis

○野口幸恵^{1,2)}, 渋谷陽二^{2,3)}

Yukie Noguchi^{1,2)}, Shibutani Yoji^{2,3)}

1) 株式会社ジーシー, 2) 大阪大学, 3) 日越大学

1) GC Corporation 2) Osaka University 3) Vietnam Japan University

I. 目的

咬合については、その異常や疾患の予防、診断、治療などに応用することを目的として様々な研究行われている。著者らのグループはこれまでに、不正咬合が全身の不定愁訴を引き起こすメカニズムを解明するため、簡易な3次元有限要素はりモデルによる解析を行ってきた¹⁾。しかし、噛みしめ時の咀嚼筋の筋力については計測が難しく、解析に用いる咬合状態の条件には仮定が多い。また、同一個人でもその筋力の活性度は毎回異なると考えられるため、多くの筋力の組合せで解析することが望ましい。

そこで本研究では、力学的な立場から個別の咬合治療に役立てられるシステムを構築することを目的とし、より多くの筋力の組合せにおいて理想的な咀嚼系の力学バランスを構成可能な咬合状態を評価できる方法を検討し、その指標値の妥当性を検証する。

II. 評価方法

1. 咀嚼系力学場の最適化計算

下顎骨、歯牙、歯根膜を含む下顎部を一つの剛体とみなした場合、噛みしめ時に作用している力は主に咀嚼筋（特に閉口筋である咬筋、内側翼突筋、側頭筋）による筋力、咬合力、顎関節負荷と考えられる。本研究では、様々な閉口筋の筋力に対して選択的に咬合接触点の法線

方向に咬合力が発生し、系全体の力学的バランスの結果として顎関節に反力が発生すると考える。ここで、噛みしめ時の下顎骨は静止しているため、剛体のつり合い条件より式(1)および(2)が成り立つ。そして、同じ筋力をかけた時に顎関節負荷は極力小さく、発揮できる総咬合力は大きくなるように係数を設定した式(3)を目的関数として採用し、2段階シンプレックス法による最適化計算結果をその咀嚼系力学場の最適状態と定義した。

$$\sum_{i=1}^m (F_i^{Mus} e_i^{Mus}) + \sum_{j=1}^n (F_j^{Occ} e_j^{Occ}) + \sum_{k=1}^l (F_k^{TMJ} e_k^{TMJ}) = \mathbf{0} \quad (1)$$

$$\sum_{i=1}^m \{r_i^{Mus} \times (F_i^{Mus} e_i^{Mus})\} + \sum_{j=1}^n \{r_j^{Occ} \times (F_j^{Occ} e_j^{Occ})\} + \sum_{k=1}^l \{r_k^{TMJ} \times (F_k^{TMJ} e_k^{TMJ})\} = \mathbf{0} \quad (2)$$

$$W = \sum_{j=1}^n k_j^{Occ} F_j^{Occ} + \sum_{k=1}^l k_k^{TMJ} F_k^{TMJ} \rightarrow \min \quad (3)$$

ここで、式中の添字 i, j, k と m, n, l は咀嚼筋、咬合接触、顎関節支持の識別番号と総数、 F^{Mus} , F^{Occ} , F^{TMJ} および e^{Mus} , e^{Occ} , e^{TMJ} は筋力、咬合力、顎関節負荷のスカラー成分 (≥ 0) と単位ベクトル、 r^{Mus} , r^{Occ} , r^{TMJ} はそれらの力が作用している下顎部の位置ベクトルを示す。

2. 咬合状態の評価指標

最適解における目的関数 w は値が小さいほどその咀嚼系力学場が良好な状態であることを示す指標値と言える。そして、任意の咀嚼筋群の筋力 (m 個) の組合せによって構成する m 次元空間において、解析に使用する領域 (標本) における目的関数 w が一定値以下となる領域が多いほど、良好な咬合状態 (形態) であることを評価できる指標と言える。

本研究では、筋骨格モデリングソフトウェア SIMM (MusculoGraphics, Inc.) の 3 次元形状を参考とした複数の咬合状態サンプルを作製し、2D (矢状面) / 3D、目的関数の係数、 w の判定閾値、解析に使用する領域といった解析条件を変更した異なる複数の指標に対して、各サンプルにおける指標値を算出した。そして、そのサンプルにおける複数の指標値を主成分分析することにより、臨床上的経験則と違わずに簡単に算出できる咬合状態の評価指標を検討した。

3. 顎模型による評価指標の妥当性確認

顎模型 (D18FE-500A-QF, Nissin) を口腔内スキャナ (Aadva IOS 100, GC) で測定したデータを、3D 測定データ用評価ソフト (GOM Inspect, GOM) を用いて咬合平面と咬合接触点の位置と法線方向の情報を抽出した。その情報を咬合状態サンプルに重ね合わせ、臼歯の咬合接触点のみを選択した咬合状態の Sample 1 と、その状態から第二大臼歯の咬合接触点を削除した Sample 2 について評価指標値を算出し、その値を比較する。本報告では、2D (矢状面) でのバランスを評価する次の条件の評価指標値を使用する。

- 目的関数の係数 : $k^{TMJ} = 10$, $k^{Occ} = -1$
- w の判定閾値 : 0
- 解析に使用する領域 : 咬筋と側頭筋の筋力をそれぞれ 0 から 1 まで (増分 0.01) 変化させた 101 × 101 通り

III. 結果及び考察

顎模型のスキャンデータ上の咬合接触点を図 1 に、各咬合接触点 (歯種-No) の咬合平面の法線方向に対する角度 (正 : クロージャースト

ッパー, 負 : イコライザー) を表 1 に、Sample 1, 2 の評価指標値を表 2 に示す。

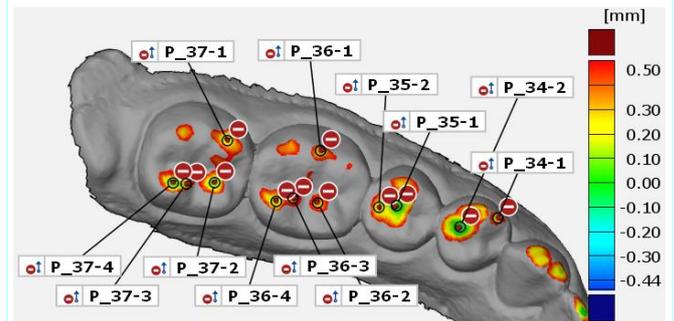


図 1 顎模型スキャンデータ上の咬合接触点

表 1 各咬合接触点の咬合平面に対する角度

Point	Angle[deg]	Point	Angle[deg]
34-1	-47.89	36-3	-38.02
34-2	41.65	36-4	2.99
35-1	37.57	37-1	-3.64
35-2	-17.29	37-2	5.82
36-1	-33.62	37-3	-45.74
36-2	16.00	37-4	-6.22

表 2 各サンプルの評価指標値

	Sample 1	Sample 2
Index value	0.229	0.197

Sample 2 より Sample 1 の評価指標値が大きいことから、第二大臼歯の咬合接触点が存在する状態の方が咬合状態として理想的であると考えられる。これは、臨床上的経験則と一致しており、今回採用したサンプルに対しては妥当な結果と言える。

IV. 文献

- 1) 日原啓太, 渋谷陽二. 増分形式の筋構成式を用いた歯科咬合力学場の非線形有限要素解析. バイオエンジニアリング講演会講演論文集 2013 ; 25 : 61-62.

顎運動計測に基づく筋骨格シミュレーションの開発

Musculoskeletal Simulation in terms of the mandibular movement

○重光竜二、小川徹、佐々木啓一

Ryuji Shigemitsu, Toru Ogawa, Keiichi Sasaki

*1 東北大学大学院歯学研究科口腔システム補綴学分野

Division of Advanced Prosthetic Dentistry, Tohoku University Graduate School of Dentistry

I. 目的

歯科臨床において、顎運動計測は咀嚼・嚥下・発音等、機能運動の際の下顎骨の動きを分析・解析し得る有効な検査法である[1]。顎機能学会編顎口腔評価ガイドライン（2010年度初版、2016年改訂版）においても、顎運動に関連した複数のクリニカルクエスチョン（CQ）に対応するかたちで顎運動検査の有効性に関するエビデンスが渉猟され、同検査法の臨床的な有効性が示されている。臨床的には、タッピング運動時、咀嚼運動時、限界運動時の顎運動計測は、下顎切歯点や下顎頭の運動量、運動範囲、運動経路・運動リズムのパターンや安定性など各種運動学的パラメータを多角的に分析することが可能であるとされている。特に、健常者と顎関節症患者との間では運動学的パラメータの発現・表現に差異が認められ、歯科治療により少なからず改善が認められることが示されている[2]。また近年では、有床義歯咀嚼機能検査が保険収載され、グミゼリー試験等の咀嚼能力測定と顎運動計測を併用することにより、有床義歯の装着による咀嚼機能・顎機能の回復程度を客観的かつ総合的に評価することが可能である。すなわち、顎運動計測は顎関節症患者のみならず、義歯治療などの歯科補綴治療を必要とする患者における顎口腔機能を評価する検査法のひとつとして広がりを見せている。

一方で、臨床的な治療経過における顎運動計測は運動学的変化を捉え、これを分析することは可能であるが、筋骨格系との連関すなわち“運動力学”には未解明な領域でもある。つまり、顎関節症を初めとした歯科疾患における筋電図等を用いた生理学的側面からのアプローチが古くからなされているものの、神経筋機構の運動力学的側面は今後の研究課題である。

一方、筋骨格解析に代表される逆動力学的シミュレーションは、コンピューターの処理能力の向上とソフトウェア開発により近年目覚ましい発展を遂げている。筋骨格解析では、モーションキャプチャにより得られた運動データを基に、骨格および筋肉のコンポーネント間 n の運動を定義し、運動学的に各コンポーネントの動きを再現する。同時に、生体内では計測することが難しい筋肉、関節、骨に加わる荷重、さらには筋活動量や筋力、関節内部の反力などを運動力学的にシミュレートすることが可能である。既に、アカデミック領域では整形外科学分野、リハビリテーション学分野、人間工学分野、スポーツ科学分野、宇宙工学分野など、ビジネス領域では自動車を代表とした工業製品デザインなどに応用されている[3]。

本研究では、顎運動計測に基づく筋骨格解析の開発を目標として、下顎頭の動きおよび関節窩の形態を筋骨格モデル上で再現した。つまり、歯科臨床に応用が可能な顎運動による動作定義と拘束定義の手法を確立した。さらに、設定された動作定義の妥当性を検証した。

II. 方法

東北大学病院にて、顎関節症と診断されスプリント療法を適応した患者 1 名を被験者とした。本研究は東北大学大学院歯学研究科倫理委員会により承認されている。研究内容について十分に説明し、被験者より書面によるインフォームドコンセントを得ている。

治療開始前、治療後 2 ヶ月、6 ヶ月時点における顎運動を顎運動計測装置 (ARCUS digma, KaVo Dental Systems, 日本) を用いて計測した。バイトフォークを被験者の下顎歯列頬側に固定し、アシスト無し開閉口運動、下顎側方限界運動における、切歯点、左右側下顎頭の合計 3 カ所の基準点 (仮想マーカー含む) における運動データを出力した。

計測データにおけるデータノイズの除去を目的としてデジタルフィルタリング処理を実施し、顎運動の運動特性を保ちながら、データノイズを除去することに成功した。次に、顎運動計測データに基づき、筋骨格解析を実施した (AnyBody, AnyBody Technology, Denmark)。下顎骨を含む頭蓋骨をモデル化し、各コンポーネント間の自由度を定義するドライバと拘束条件を設定した。咀嚼系筋群のモデル化は、筋腱複合体: Hill-Type Muscle として定義する。また、顎関節のモデル化においては、被験者の顎運動を 6 自由度運動系として定義し、計測された顎運動計測データに基づいた拘束が可能となるように設定した。(図 1) 筋骨格解析を実施後にモデル上の左右側下顎頭の三次元座標データを出力し、計測した顎運動データとの比較により、モデルの運動定義における妥当性を検証した。

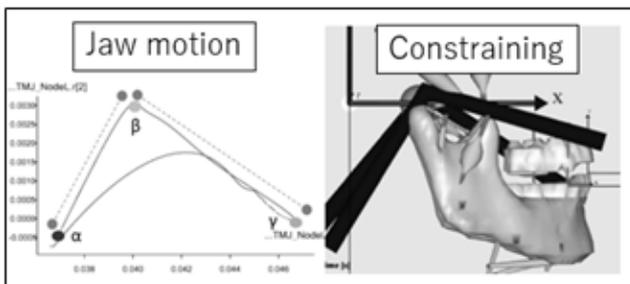


図 1 顎運動計測およびモデルの拘束条件

III. 結果及び考察

スプリント治療前治療後治療開始前, 治療後 2 ヶ月, 6 ヶ月時点における前頭面上の切歯点の運動軌跡を図 2 に示す。治療経過につれて、開口量・運動領域の増加, 運動のスムーズ化が認められた。

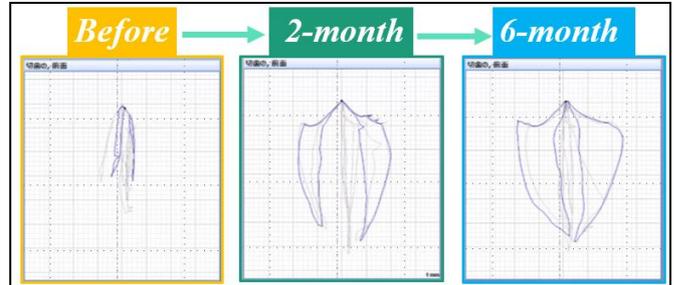


図 2 治療経過における切歯点の運動軌跡

左右側下顎頭における、計測された顎運動データと筋骨格解析モデルにおいて再現された顎運動の比較を図 3 に示す。両者間に大きな差異は認められず、筋骨格解析における運動定義の妥当性を検証することができた。

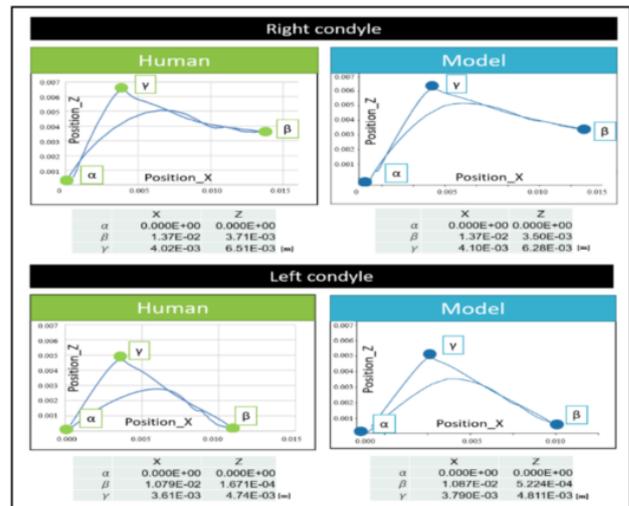


図 3 計測データとモデルデータの比較

IV. 文献

- [1] 赤川ら, 社団法人日本補綴歯科学会, 有床義歯補綴診療のガイドライン, 日本補綴歯科学会誌 2009; 1: 205-283.
- [2] 荒川ら, 有床義歯補綴治療前後における咀嚼運動経路のパターンと安定性, 日本顎口腔機能学会雑誌 2010; 17: 1-5.
- [3] M.E. Lund, M. de Zee, M.S. Andersen, J. Rasmussen, On validation of multibody musculoskeletal models, Proc Inst Mech Eng H, 2012; 226: 82-94.

異なるタイミングでの命令嚥下における 嚥下・呼吸の協調パターン解析

Coordination pattern analysis between swallowing and respiration during command swallow at different timing

○佐々木颯真¹⁾, 佐々木誠¹⁾, 玉田泰嗣²⁾, 高橋陽助²⁾, 鮎瀬卓郎³⁾

○Soma Sasaki¹⁾, Makoto Sasaki¹⁾, Yasushi Tamada²⁾, Yosuke Takahashi²⁾, Takao Ayuse³⁾

¹⁾岩手大学大学院総合科学研究科バイオロボティクス分野

²⁾長崎大学病院摂食嚥下リハビリテーションセンター

³⁾長崎大学生命医科学領域歯科麻酔学分野

¹⁾Division of Biorobotics, Graduate School of Science and Engineering, Iwate University

²⁾Department of Dysphagia Rehabilitation, Nagasaki University Hospital

³⁾Department of Dental Anesthesiology, Nagasaki University

I. 目的

嚥下は複数の器官が協調して遂行されるため、それぞれの器官では機能不全を認めない場合でも、協調の問題が嚥下障害となる場合がある。嚥下と呼吸の協調はその代表例であり、これらをモニタリングすることは、誤嚥・窒息リスクの評価において重要である。しかし、嚥下と呼吸を簡便に観察できる装置は少なく、現状では、機能評価に十分に活かされていない。そこで本研究では、嚥下性無呼吸や嚥下前後の呼吸状態を自動検出するウェアラブルシステムの開発を目的とした。また、様々な呼吸位相での命令嚥下が、嚥下性無呼吸や嚥下後の呼吸位相にどのような変調をもたらすか、嚥下と呼吸の協調について基礎的解析を行った。

II. 方法

1. 計測方法

対象は、健常成人男性 7 名（年齢 22.1±1.3 歳）とし、椅子座位にて嚥下と呼吸の計測を行った。嚥下運動は、舌骨下筋群（オトガイ隆起側面の甲状舌骨筋相当部）の表面筋電図から検出した。呼吸運動は、胸部に装着した伸縮センサ（C-stretch）を用いて検出した。各信号は、各種生体信号を無線計測可能なシングルボードコンピュータ Bitalino (Plux) を用いて、サン

プリング周波数 1,000 Hz で同期計測した。

実験では、様々な呼吸位相での嚥下データを収集できるように、モニターに表示された呼吸バーに合わせて呼吸を整えた後、ブザー音の指示に基づいて素早く嚥下するように、被験者に指示を与えた（図 1）。呼吸バーは、吸気 1.5 秒、呼気 1.5 秒の 3 秒周期で表示した。また、音による嚥下指示（以下、音指示）は、呼吸周期を 6 等分した 6 つのタイミング（0, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5 秒）とし、ランダムに 3 回ずつ与えた。嚥下物には、1, 10 mL の 2 種類の水を用い、各被験者あたり合計 36 試行の計測を行った。なお、本研究は、岩手大学研究倫理審査委員会の承認（第 202016 号）を得て実施した。

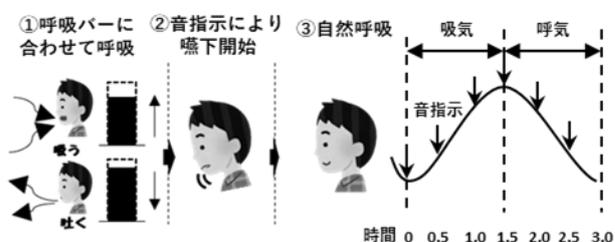


図 1 呼吸バーと音指示を用いた計測手順

2. 解析方法

自動検出する各パラメータを図 2 に示した。嚥下性無呼吸区間は、舌骨下筋群の筋活動が見られ、伸縮センサの波形が平坦となる区間と定

義し、伸縮センサの波形変化から、嚥下性無呼吸時間 T_a を算出した。また、嚥下後の呼吸状態を表す最初のピーク点を検出することで嚥下終了直後の呼吸時間 T_b を求めた。音指示時の呼吸位相 Φ_s と嚥下性無呼吸開始時の呼吸位相 Φ_a は、呼吸バーを用いて整えた嚥下開始直前の呼吸パターンから、仮に嚥下を行わなかった場合の呼吸パターンを予測して近似的に求めた。この際、呼吸位相は、呼吸波形のピーク間の時間間隔を用いて、吸気区間が $0 \sim \pi$ 、呼気区間が $\pi \sim 2\pi$ に対応するように表現した。

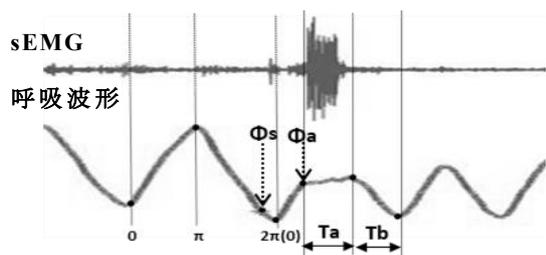


図2 自動検出する呼吸のパラメータ

嚥下開始時の呼吸位相が、嚥下中、後の呼吸位相に与える影響を評価するため、嚥下性無呼吸開始時の呼吸位相 Φ_a を $\pm\pi/6$ ごとに6区間に分割し、各区間における嚥下性無呼吸時間 T_a と嚥下終了直後の呼吸時間 T_b の平均を求めた。統計処理には一元配置分散分析を用いた。

III. 結果及び考察

自動検出アルゴリズムの基本動作を確認するために、計測データのうち、嚥下時無呼吸や嚥下後の呼吸相を目視で確認可能な62試行分のデータを解析対象とした。各データを嚥下前後の呼吸相により4タイプに分けると、EEタイプ（呼気→嚥下→呼気）が33試行、IEタイプ（吸気→嚥下→呼気）が25試行、EIタイプ（呼気→嚥下→吸気）が3試行、IIタイプ（吸気→嚥下→吸気）が1試行であった。また、音指示時の呼吸位相 Φ_s と無呼吸開始呼吸位相 Φ_a の間には、相関係数0.97の強い相関がみられ（ $p < 0.001$ ）、どの呼吸位相においても、音指示から $2\pi/3$ 程度の位相遅れを伴って、嚥下を開始できたことが確認された。

図3に、6分割した無呼吸開始呼吸位相 Φ_a の各区間における嚥下性無呼吸時間 T_a 、嚥下直後

呼吸時間 T_b の平均値を示した。嚥下性無呼吸時間 T_a は、どの呼吸位相においても平均時間に有意な差がなく、標準偏差も小さい値を示した。嚥下性無呼吸は、嚥下反射による再現性の高い運動であるため、嚥下開始時の呼吸状態によって、嚥下性無呼吸時間 T_a が大きく変化しなかった可能性がある。なお、62試行に対する嚥下性無呼吸時間 T_a の平均は、 0.96 ± 0.21 秒であり、健常成人を対象とした先行研究¹⁾の結果（ 0.94 ± 0.20 秒）と同等の値を示した。

一方、嚥下直後呼吸時間 T_b は、呼吸位相が吸気後期や呼気初期を表す $2\pi/3$ 、 π の付近で増加し、吸気初期や呼気後期を示す $5\pi/3$ 、 2π で減少する傾向が見られた。これは、呼吸状態に余裕のある呼吸位相（ $2\pi/3$ 、 π ）では嚥下後の呼吸時間 T_b が延長し、余裕のない呼吸位相（ $5\pi/3$ 、 2π ）では短縮したことが要因として考えられる。嚥下直後呼吸時間 T_b は、気道防御の観点から、誤嚥リスクを変化させる可能性があり、今後詳細な検討を行っていききたい。

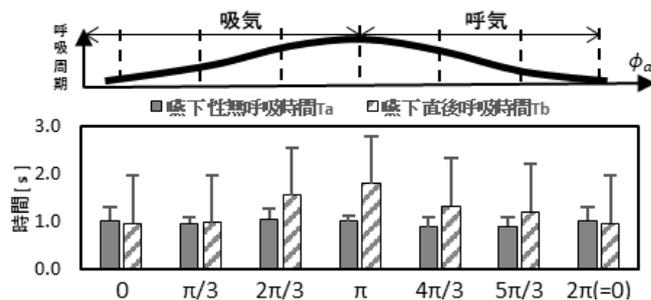


図3 嚥下開始時の呼吸位相 Φ_a と、嚥下性無呼吸時間 T_a 、嚥下直後呼吸時間 T_b の関係性

IV. まとめ

本研究では、嚥下性無呼吸時間や嚥下前後の呼吸状態を自動検出しうる評価法を開発し、嚥下開始時の呼吸位相との関係を解析した。本手法は、ベッドサイドでの使用が可能であり、日常の食事場面での誤嚥・窒息リスク評価への応用が期待される。

文献

- 1) 鎌倉やよい, 杉本助男, 深田順子, 加齢に伴う嚥下時の呼吸の変化, 摂食・嚥下リハ 2:13-22, 1998.

麻酔ラットへのアトロピン投与がもたらす 嚥下誘発の変調効果

Atropine facilitates initiation of swallows in anaesthetized rats

○中嶋 優太, 辻村 恭憲, 板 離子, 井上 誠

Yuta Nakajima, Takanori Tsujimura, Reiko Ita and Makoto Inoue

新潟大学大学院医歯学総合研究科 摂食嚥下リハビリテーション学分野

Division of Dysphagia Rehabilitation,

Niigata University Graduate School of Medical and Dental Sciences

I. 目的

高齢者の多くは抗コリン作用をもつ薬剤を服用している。抗コリン作用薬の副作用には唾液分泌抑制に伴う口腔乾燥や消化管運動低下が報告されており、摂食嚥下機能への影響が懸念される。臨床的に抗コリン薬と摂食嚥下障害との関連は認識されている¹⁾ものの、直接的な影響については未だ明らかにされていない。

本研究は、ムスカリン性アセチルコリン受容体 (mACh-R) 遮断薬であるアトロピンが嚥下誘発に与える影響を検証し、そのメカニズムを解明することを目的とした。

II. 方法

対象: ウレタン麻酔 SD 系雄性ラット ($n=70$)

記録: 左側舌骨上筋および甲状舌骨筋に留置したワイヤー電極(直径 0.18 mm, 電極間距離 2 mm)より筋電位を記録し、嚥下運動を同定した。

刺激: 喉頭および気管切開後、化学刺激として蒸留水 (DW), 生理食塩水, クエン酸 (10^{-2} M), カプサイシン (10^{-9} - 10^{-5} M) 各 3 μ l を声帯上に滴下した。また、機械刺激として気切部より喉頭側にエアフロー刺激 (8 ml/s, 10 秒), 電気刺激として右側上喉頭神経 (SLN) 刺激 (4.8-125 μ A, 30 Hz, 10 秒)を行った。

処置: mACh-R 遮断薬であるアトロピン (アトロピン群, 0.01-10 mg/kg) を静脈内 (iv) 投与し、嚥下誘発に及ぼす影響を検討した。対照群に

は、アトロピンの溶媒である生理食塩水 (生食群) またはアトロピンと同様の効果を有するが血液脳関門を通過しないメチルアトロピン (メチル群, 1 mg/kg) を iv 投与した。嚥下評価終了後、mACh-R 作動薬であるピロカルピン

(0.25mg/kg) を iv 投与し、口腔底に静置した綿球を用いて 5 分間の唾液分泌量を計測した。

解析: 化学・機械刺激誘発嚥下回数および電気刺激誘発嚥下閾値を計測した。予備実験において繰り返し投与による嚥下誘発への影響を認めたクエン酸およびカプサイシン刺激は別群間で比較し、その他は同一個体内で比較した。統計解析として、2 群比較には Paired t 検定または student t 検定を、多群比較には繰り返しのある二元配置分散分析、繰り返しのある一元配置分散分析後に Tukey 法または Kruskal-Wallis 検定後に Dunn 法を行った。

III. 結果及び考察

アトロピン群 (1 mg/kg) では、水誘発嚥下回数はベースライン (投与前) よりも有意に増加し、生食群はベースラインと変化がなかった

(図 1)。一方、生理食塩水およびエアフロー誘発嚥下回数は、両群ともベースラインと差がなかった。クエン酸およびカプサイシン誘発嚥下回数は、両群間で差を認めなかった。

アトロピンによる水誘発嚥下の促通効果は、1 mg/kg 投与 15 分後に最大であり、この効果は

メチル群では確認されなかった (図 2). 水誘発嚥下は両側 SLN 切断後には完全に抑制され (図 3), SLN が水刺激による嚥下誘発に不可欠と示唆された. SLN 刺激誘発嚥下閾値はアトロピン群で有意に低下し, 生食群では変化がなかった (図 4). また, ピロカルピン投与後の唾液分泌量は, 生食群と比較してアトロピン群およびメチル群で有意に少なかった (図 5).

以上の結果から, 過去の報告同様アトロピンによる水誘発嚥下の促通効果が示された²⁾. この効果はメチルアトロピンで認められず, アトロピン投与後に SLN 刺激誘発嚥下閾値が低下したことから, 脳内に発現する mACh-R が関与していると推察された. 今後は, 関連脳領域と mACh-R サブタイプを同定するため, 脳内局所への薬剤微量注入実験を行う予定である.

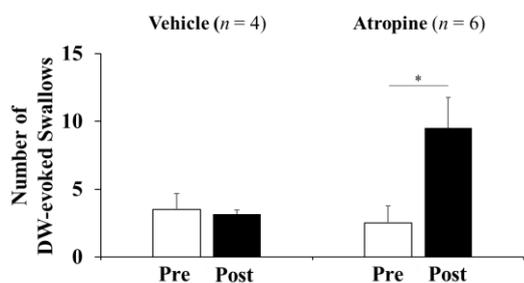


図 1. アトロピンおよび生理食塩水投与前後の水誘発嚥下回数の比較.

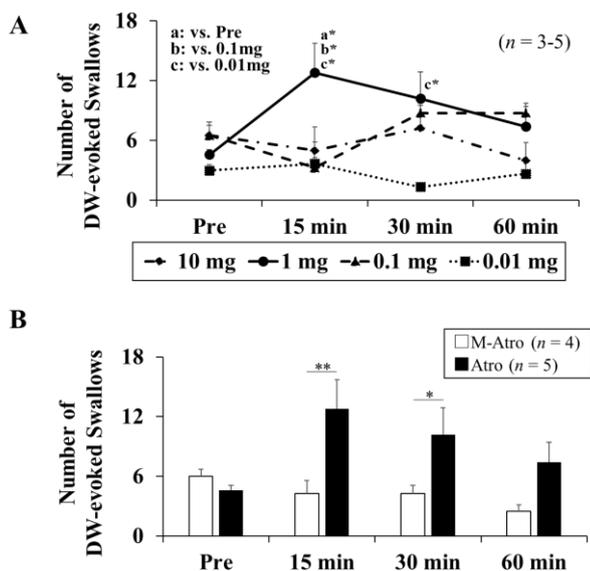


図 2. 水誘発嚥下に対するアトロピン投与の経時的変化 (A) とメチルアトロピン投与との比較 (B).

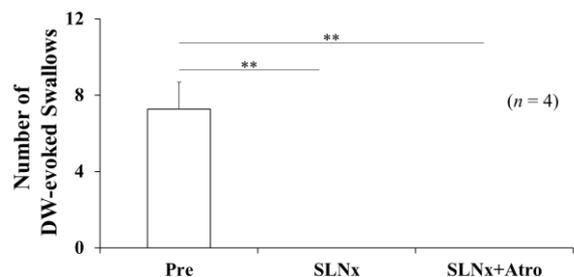


図 3. 水誘発嚥下への上喉頭神経切断の影響.

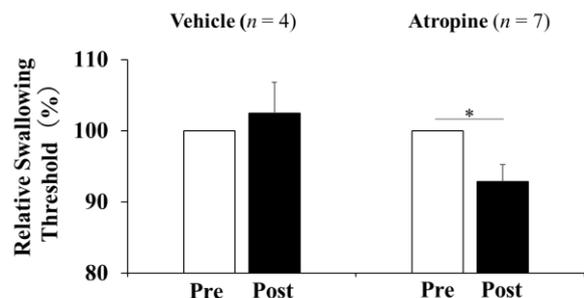


図 4. アトロピンと生理食塩水投与前後の SLN 刺激による嚥下誘発閾値の比較. 投与前閾値 (Pre) を 100% として, 5% ずつ刺激強度を変えて投与後閾値 (Post) を決定.

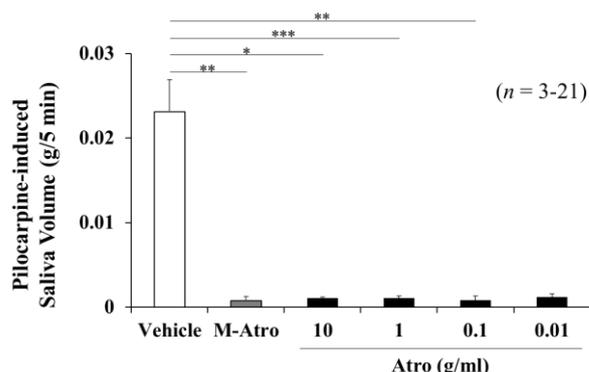


図 5. アトロピン (Atro), メチルアトロピン (M-Atro), 生理食塩水 (Vehicle) 投与後のピロカルピン誘発唾液分泌量の比較.

IV. 文献

- 1) Castejón-Hernández et al. Association between anticholinergic burden and oropharyngeal dysphagia among hospitalized older adults. *Aging Clin Exp Res*; in press, 2020.
- 2) Tsubouchi et al. Swallowing disorder and inhibition of cough reflex induced by atropine sulfate in conscious dogs. *J Pharmacol Sci* 2008;106(3):452-459.

睡眠時咬筋筋電図波形振幅の度数分布による 睡眠時ブラキシズム評価の検討

A study on sleep bruxism evaluation utilizing the frequency distribution of waveform amplitude of masseteric electromyogram during sleep

○工藤 愛¹⁾, 山口 泰彦¹⁾, 三上 紗季²⁾, 斎藤 未来¹⁾, 中島 利徳³⁾, 前田 正名³⁾, 高橋 萌¹⁾, 高橋 奏多¹⁾, 後藤田 章人²⁾

○Ai Kudo¹⁾, Taihiko Yamaguchi¹⁾, Saki Mikami²⁾, Miku Saito¹⁾, Toshinori Nakajima³⁾, Masana Maeda³⁾, Mebae Takahashi¹⁾, Sota Takahashi¹⁾, Akihito Gotouda²⁾

1) 北海道大学大学院歯学院冠橋義歯補綴学教室, 2) 北海道大学病院高次口腔医療センター, 3) 北海道大学病院保存系歯科冠橋義歯補綴科

1) Dept. of Crown and Bridge Prosthodontics, Faculty of Dental Medicine, Hokkaido University, 2) Dept. of Temporomandibular Disorder, Center for Advanced

Oral Medicine, Hokkaido University Hospital, 3) Dept. of Crown and Bridge Prosthodontics, Hokkaido University Hospital

I. 目的

これまで、筋電図による睡眠時ブラキシズム (SB) の診断・評価は、一定閾値以上の筋電図波形の数の多寡で表現されてきた。しかし、解析機器の発展に伴い、SB の筋電図波形の数だけではなく、波形の大きさの解析も細かく行うことが可能となってきた。今まで 20% MVC (最大随意咬みしめ) 以上の RMMA (律動性咀嚼筋活動) 中の phasic burst の波形振幅の度数分布は % MVC 表示で 20~30% MVC のものが最も多く全体の 36% を占めたとの松田ら¹⁾の報告ほか、SB の大きさを調べた研究はいくつかある。しかし、いずれの研究も睡眠時の全波形の咬筋筋電図波形振幅の度数分布までは明らかにされていない。そこで、本研究では、ウェアラブル筋電計により測定した睡眠時咬筋筋電図波形振幅の度数分布を明らかにし、SB により発揮される力の大きさを評価する際の指標を検討することを目的とした。

II. 方法

1. 被験者

被験者は北海道大学病院歯科を受診し、SB の臨床診断を受けた 40 名 (平均年齢 42.45 歳, 男性: 10 名 女性: 30 名) である。SB の臨床診断基準は American Academy of Sleep Medicine (AASM) の基準 (ICSD2) を参考に、(A)

睡眠時の歯ぎしり音あるいは歯のくいしばりの訴え、あるいは自覚を有し、(B) さらに以下の 2 項目; (i) 象牙質まで達する歯牙の咬耗, (ii) 起床時の顎の痛みまたは疲労感、のうち 1 つ以上を認めるものとした。本研究は北海道大学病院の自主臨床研究審査委員会の承認 (承認番号: 015-0122, 010-0303) を得ており、被験者に対し研究前に十分な説明を行い、文書により同意を得た。

2. 測定方法

ウェアラブル筋電計 FLA-500-SD (株式会社フルサワラボ・アプライアンス) を主咀嚼側咬筋に貼付させ、睡眠時咬筋筋電図波形を計測した。装置着脱時及び睡眠前後にキャリブレーション運動として、MVC、嚥下、タッピング運動を行わせた。

自宅にて測定

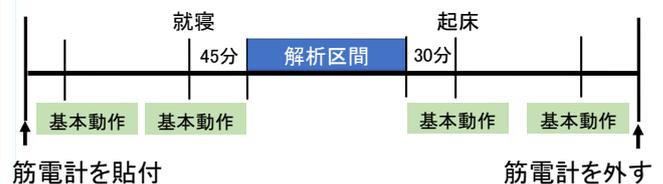


図1 測定方法

3. データ解析方法

筋電図解析は W-EMG(GC) を用いて行った。解析対象区間は図 1 に示す。解析対象の筋電図波形は Burst 波形抽出閾値を基線の 2 倍以上かつ 300% 未満, Burst 波形長を 0.25 秒以上, 60 秒未満とした。波形は、ハイパスフィルタ 20Hz, 平滑化 101 ポイントで処理した。波形振幅

は標準化のため%MVC値で表示した。

4. 解析項目

1) 被験者ごとの睡眠時における筋電図波形振幅の度数分布の割合を求め、その平均を算出した。

2) 1時間あたりの episode 数が 5.5 回未満の被験者と 5.5 回以上の被験者の筋電図波形振幅の度数分布を比較した。

3) 波形振幅に性差や年齢差はないか重回帰解析を行った。X を性別(男性1, 女性0)及び年齢, Y を総解析波形ピーク値平均とした。

III. 結果及び考察

睡眠時咬筋筋電図波形振幅の度数分布は、6～10%MVC で分布のピークを迎え、その後徐々に分布が小さくなる傾向を示した(図 2)。

1時間あたりの episode 数が 5.5 回未満の被験者と 5.5 回以上の被験者の咬筋筋電図波形振幅の度数分布(図 3)は、マンホイットニの検定より有意差は示されなかった。

SB における波形振幅の性別(図 4)と年齢差の関連の重回帰分析では、決定係数 R^2 が 0.03009, P 値が 0.568, 性別の偏相関係数が -0.11, 年齢の偏相関係数が 0.1141 となり、標準化して%MVC表示した波形振幅では性差や年齢差は示されなかった。

2名の被験者(A, B)について、個々の筋電図波形振幅の度数分布と全体平均の度数分布との比較を試みた。被験者 A の度数分布と平均の度数分布を重ねた場合では、被験者 A の波形の分布は平均と近似していることが見て取れた(図 5)。一方、被験者 B での分布と全体平均の分布を重ねた場合、被験者 B の波形の分布は平均の分布に比べて右方へ偏移していることが明瞭に評価できた(図 6)。このように個々の被験者と全体平均の度数分布を重ねることによって、力の分布の傾向を把握することが容易になるものと考えられた。

以上より SB に対する筋電図検査を行う際、咬筋筋電図波形振幅の度数分布を表示することにより、個々の被験者の SB 時に発揮される力の大きさの評価をより客観的、定量的に行うことができ

る可能性が示された。本研究の結果はその指標の一つとして有用と思われた。

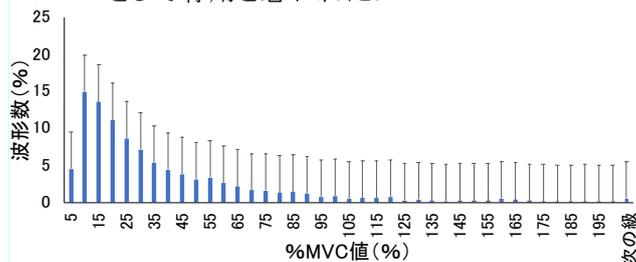


図 2 睡眠時咬筋筋電図波形振幅の度数分布

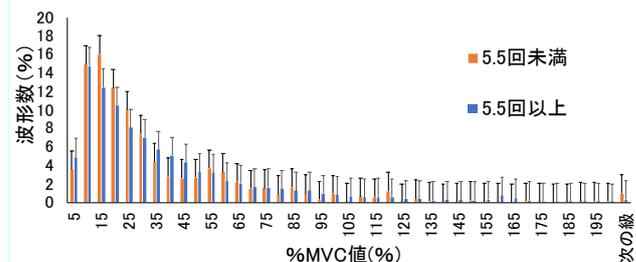


図 3 episode 数での比較

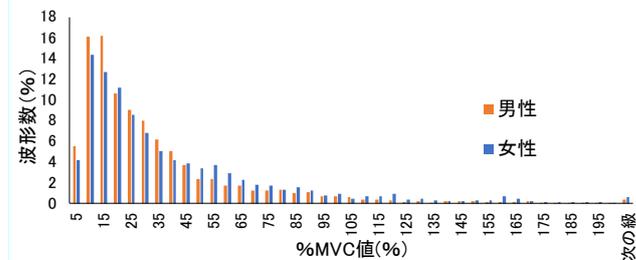


図 4 男女での比較

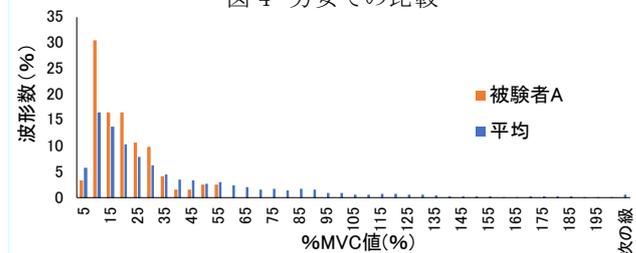


図 5 被験者 A と全体平均の度数分布の比較

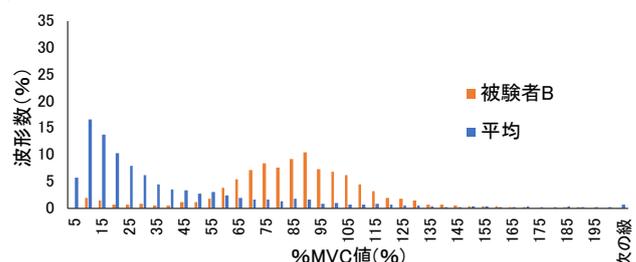


図 6 被験者 B と全体平均の度数分布の比較

IV. 文献

1) 松田慎平, 山口泰彦, 三上紗季ほか. 自宅睡眠時における律動性咀嚼筋活動のバースト持続時間と最大活動量の分布様式. 顎機能誌 2010;17:29-37

MR-拡散テンソル画像による筋線維走行の抽出 —多羽状筋への応用—

Estimation of muscle fiber orientation in multi-pennate muscle using DTI

○菅野武彦¹⁾, 依田信裕¹⁾, 小川徹¹⁾, 橋本照男²⁾, 庄原健太¹⁾
新妻邦泰³⁾, 川島隆太²⁾, 佐々木啓一¹⁾

Sugano T¹⁾, Yoda N¹⁾, Ogawa T¹⁾, Hashimoto T²⁾, Shobara K¹⁾
Niizuma K³⁾, Kawashima R²⁾, Sasaki K¹⁾

¹⁾東北大学大学院 歯学研究科 口腔システム補綴学分野, ²⁾東北大学 加齢医学研究所, ³⁾東北大学大学院 医学系研究科 神経外科先端治療開発学分野

¹⁾Advanced Prosthetic Dentistry, Tohoku University Graduate School of Dentistry, ²⁾Tohoku University, Institute of Development, Aging and Cancer, ³⁾Department of Neurosurgical Engineering and Translational Neuroscience, Tohoku University Graduate School of Biomedical Engineering.

I. 目的

ヒトは多様な方向への下顎運動が可能であり, 様々な大きさ, 方向の咬合力・咀嚼力を発揮できる. これは, 開閉口筋がそれぞれ異なった筋走行を有しているのみならず, 各咀嚼筋の内部が複数に分画され, それぞれの分画が長さ, 走行の異なる筋線維群から構成されているからである. 特にヒトを含めた雑食性, 草食性の動物で顕著であり, 内部の構造的な不均質さが筋機能時の三次元的な動作範囲を多様化し, 筋内部の張力は様々な形で分配されることが示されている.

咬筋をはじめこのような筋は多羽状筋と呼ばれ, 内部の筋線維走行が異なる複数の分画から構成され, その分画が機能に応じて選択的に連携して活動するとされる. そのため, 咬筋内部の運動単位の動員パターンは発揮される咬合力により異なり, その運動単位の活動に基づいたベクトルが発揮され, 多様な筋機能を生み出している¹⁾.

咬筋は, 少なくとも3つの層を有し, 各層はさまざまな方向に配置された複数の筋線維束で構成され, 高度に機能分化している²⁾. 一方, 咀嚼筋の正常な機能が障害され異常緊張が生じ, それが継続すると局所の生化学的変化や形態的な変化が起こり, これが咀嚼筋の局所的な筋痛を惹起するとされる. この筋痛の病態については, これまで末梢性や中枢性のメカニズムの一部が解明されており, 特に複雑な内部形態

と機能分化は, 局所疼痛の発現部位に密接に関連することが予想されている. しかしながら, 咀嚼筋内部の構造的な不均質と痛みとの関連については未だ不明な点が多い.

咬筋の複雑な筋内部形態と機能分化との関連, さらには疼痛発現との関係の詳細な解明には, 筋電図的なアプローチあるいは一般的な撮像方法による CT や MRI などの画像検査では困難である. また, エコー検査では, 層状構造を呈する咬筋内部を把握することは難しい. そのため, 咬筋内部形態の詳細, あるいは機能時の変化様相を把握するために新たな手法が求められている.

拡散テンソル画像 (Diffusion Tensor Imaging: DTI) は, 組織内の水分子の拡散の程度と方向性を明らかにする撮像法である. 水分子が生体の線維構造に沿って優先的に拡散することを利用し, DTI は主に脳神経線維路走行の解析に応用されてきた. DTI から生体の線維形態を描出する解析方法であるファイバートラクトグラフィーは, 神経のみならず骨格筋線維にも応用可能で, その再現性の検証もなされている³⁾. しかし, 複雑な形態を有する咬筋の筋線維のファイバートラクトグラフィーは未だ確立されておらず, 咬筋の内部形態を適切に描出しうる撮像パラメータは検討されていない. そこで本研究は, DTI による咬筋筋線維のファイバートラクトグラフィー実施のために最適な撮像パラメータの検討を行うことを目的とした.

II. 方法

25 歳の男性健常者 1 名の右側咬筋を対象として DTI 撮像を行った。本研究プロトコールは東北大学大学院歯学研究科研究倫理委員会によって承認されている (2019-3-017)。撮像前には研究内容について十分に説明し、被験者より書面によるインフォームドコンセントを得ている。

MRI および DTI は 3.0T MRI System (アチーバ 3.0T Quasar Dual, フィリップス社, アムステルダム, オランダ) にて撮像した。被験者の姿勢は MRI 装置の検査台上に仰臥位とし、フランクフルト平面が床と垂直になるよう被験者の頭部を固定した。また撮像前には下顎安静位の状態をシリコン製の歯科用咬合採得材 (Correct Quick Bite, Pentron Japan Inc, 東京, 日本) を用いて記録し、撮像中はその咬合採得材を上下顎歯列間に介在させた状態にて可及的に咀嚼筋群全体をリラックスするよう指示した。

DTI の撮像パラメータに関しては、特に信号雑音比に影響を与え得る 3 つのパラメータ [b 値, 撮像加算回数 (NEX), および傾斜磁場 (Motion probing gradient : MPG) 方向数] について、過去に行われた骨格筋筋線維解析の論文を参考にそれぞれ 2 種類の数値を設定した。これらのパラメータの数値を組み合わせることにより、本研究では 4 つのスキャン条件を設定した。また、咬筋内のセグメンテーション参照用画像として、T1 強調画像の一種である 3D T1-TFE も同時に取得した。

咬筋筋線維の DTI ファイバートラクトグラフィは、FMRIB Software Library v6.0 (FSL) ならびに MRtrix3 の 2 種類のフリーソフトウェアを使用して実施した。咬筋内部に対しては、3D T1-TFE 画像を参考に浅層、中間層、深層の 3 層にセグメンテーションし、DTI ファイバートラクトグラフィにより各層において 200 本の線維を描出した。描出された筋線維は、専用プログラム (Convert.exe, 日本ビジュアルサイエンス株式会社, 東京, 日本) を使用し、筋線維の長さや方向を算出した。

III. 結果及び考察

各スキャン条件において、DTI ファイバートラクトグラフィにより咬筋各層に 200 本の線維が描出された (図)。取得された線維の長さは撮像パラメータによって変化した。一方、各層の平均線維方向については、スキャン条件によらず、矢状面観において浅層と中間層で前上方方向、深層では後上方であった。また、過去に報告されている咬筋筋線維長の解剖学的データを基準として各条件での比較を行い、咬筋筋線維に対する DTI ファイバートラクトグラフィに適したパラメータの考察を行った。

咬筋を対象とした DTI ファイバートラクトグラフィの再現性を検証するには、より多くの被験者での検証が必要である。本手法による咬筋筋線維の長さや方向の非侵襲的評価は、今後開口位など異なる下顎位での評価、あるいはその他の咀嚼筋に応用することで、咀嚼筋の筋線維形態に対する新たな生体力学的知見を得られる可能性がある。

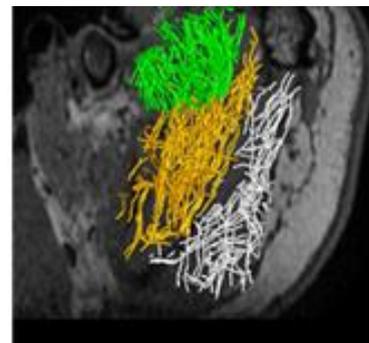


図 咬筋内に描出された線維の一例

右側咬筋の矢状断面観。線維画像を 3D T1-TFE 画像と重ね合わせている。緑；深層線維，黄；中間層線維，白；浅層線維

IV. 文献

- 1) Ogawa T, Kawata T et al. Journal of Oral Rehabilitation 2006;33(10):729-740.
- 2) Gaudy JF, Zouaoui A et al. Surgical and radiologic anatomy: SRA 2000;22(3-4):181-190.
- 3) Oudeman J, Nederveen AJ et al. J Magn Reson Imaging 2016;43(4):773-788.

上顎切歯の角度を考慮した歯茎摩擦音[s]発音の口腔モデル

Vocal tract model for speech production of [s] considering incisor angle

○吉永司¹⁾ 多田耕平¹⁾ 野崎一徳²⁾ 飯田明由¹⁾

Tsukasa Yoshinaga^{a)}, Kohei Tada^{a)}, Kazunori Nozaki^{b)}, Akiyoshi Iida^{a)}

¹⁾豊橋技術科学大学 ²⁾大阪大学歯学部附属病院

^{a)}Toyohashi University of Technology, ^{b)}Osaka University Dental Hospital

I. 目的

歯茎摩擦音[s]とは子音の一種で、口腔先端の狭めにおいてジェット流を発生させることにより発音することが知られている。このジェット流は歯茎と舌先端の狭めを気流が通過することにより発生し、狭めから出た気流が歯や口唇の壁面に当たることにより空力音が発生する[1]。

この摩擦音[s]は口腔前方のジェット流を用いて発音するため、矯正治療などによる切歯の角度の変化によって構音に障害が生じることが報告されている[2-4]。例をあげると、Runteら[2]は切歯の角度が変更可能な上顎義歯を作製し、 -30° から $+30^\circ$ まで角度を変更した時の[s]の発音への影響を調べた。また、[s]発音時の噛み合わせと切歯の位置が、音にどの程度のように影響を与えるのかについても調べられている[5]。さらに、義歯の装着が舌の狭めの形成と音の発生のタイミングに与える影響についても調べられている[6]。しかし、口腔内における気流の動態は発音中に観察することは難しく、口腔形状の変化が空力音の発生にどのように影響を与えているのかは明らかでない。

発話に障害を持たない、一般的な[s]の構音メカニズムについては、口腔形状を単純化することにより調べられてきた。Shadle[7]は声道全体を円管で表し、舌と歯茎の狭めを模擬した狭窄流路と、前歯を模擬した半円板を設置することにより、[s]、[sh]や[f]の摩擦音の音響特性が変わるメカニズムを明らかにした。また、我々のグループでは、[s]発音時のCTやMRIなどの医療画像を元に口腔形状を咽頭から口唇までの5つの断面で単純化することにより、被験者ごとの[s]の音響特性の違いが現れるメカニズムを明らかにした。しかし、義歯における切歯の角度の影響など、構音障害を表現するモデルは、筆者らの知る限り提案されていない。

そこで本研究では、切歯の角度を変化させた際の[s]の音響特性への影響を、口腔の実形状モデルを用いて調べるとともに、切歯の角度を考慮した口腔単純モデルを構築し、音の変化の予測を試みる。

II. 方法

まず構音障害のない日本人成人男性話者のCT画像を元に、[s]発音時の口腔実形状モデルを作製した。CT画像の解像度は $0.1 \times 0.1 \times 0.1 \text{ mm}^3$ で、画像の輝度値を元に、咽頭から口唇までの口腔表面形状を抽出した。

抽出した口腔形状に関して、上顎切歯の角度を人工的に変化させ、矯正や義歯による切歯の角度変化を模擬した。CT画像から抽出した口腔形状に対して、切歯4本の領域をソフトウェアMeshmixer (Autodesk Inc.)を用いて、歯茎との境目を原点として 30° まで 10° ずつ変化させた。角度を変化させた正中矢状面の口腔形状をFig. 1に示す。作製した4つの口腔形状に関して、3Dプリンタ (Form3, Formlabs)を用いて印刷し、無響室内で音を計測した。この時、コンプレッサから呼気流量 $400 \text{ cm}^3/\text{s}$ を流入させ、口唇から遠方 30 cm にてマイクロフォンにより計測した。

切歯の角度が変化した口腔形状から発生する音の特性を予測するため、単純形状モデルを構築した。モデル形状をFig. 2に示す。モデルは舌や上下切歯を模擬した矩形流路であり、上顎の切歯の角度が変更可能となっている。鉛直方向から 15° 傾けた位置を原点とし、実形状と同様に 30° まで 10° ずつ変化させた。モデル各部の寸法は日本人成人男性5名の医療画像で観察した

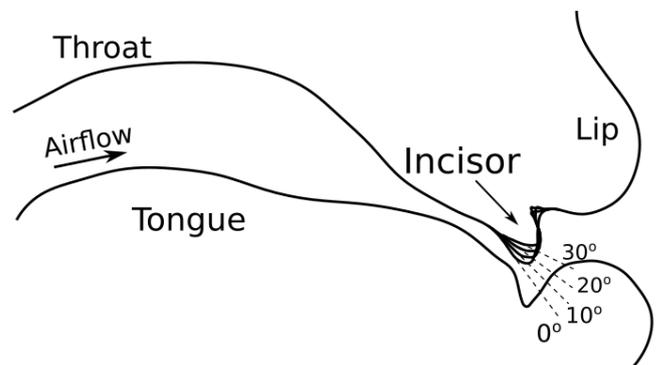


Fig. 1. Mid-sagittal plane of realistic geometry of [s].

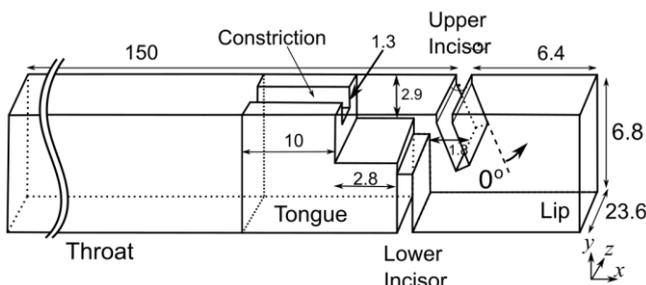


Fig. 2. Simplified vocal tract model.

値の平均値を用いている。

単純モデルはアクリル板により作製し、実形状模型と同様にコンプレッサから呼気流量を流入させた。音はサンプリング周波数 40 kHz で録音し、2048 点のハニング窓関数を用いて FFT によりスペクトルを計算した。

III. 結果及び考察

実形状口腔模型及び単純モデルを用いて計測した音のスペクトルを Fig. 3 に示す。実形状模型から発生した音に関して(Fig. 3(a)), 全ての歯の角度で、4 kHz 以上のブロードバンドノイズという摩擦音[s]の特徴[1]を再現した。また、正常な切歯の位置(0°)の音圧が最も大きく、切歯の角度を 0°から 30°に変化させると、約 5 kHz にあるピークの周波数は変化せず、ピークよりも高周波数域の音圧が減少した。この傾向は先行研究の結果[2]とも整合性がとれる。また同様に、単純モデルから発生した音も[s]の特徴を再現し、切歯の角度を 0°から 30°に変化させると、5 kHz 以上の音圧が減少していった。

一方、実形状模型と単純モデルから発生した

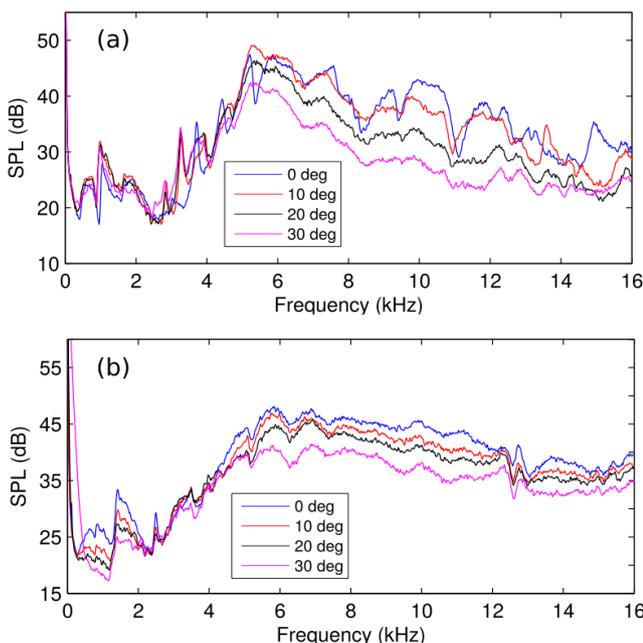


Fig. 3. Sound spectrum measured with realistic replica (a) and simplified model (b).

音圧の絶対値を比較すると、単純モデルの方が全周波数において約 5 dB から 10 dB 程度低くなった。これは単純モデルの寸法に関して、被験者 5 名の平均値を用いたことが原因と考えられる。より実形状模型の音圧に合わせるには、狭窄流路の形状を模型の被験者に合わせて狭くするなど、調整が必要である。

実形状模型の音との比較により、本研究で用いた単純モデルで、切歯の角度による音響特性の変化の一部を表現できることが示唆された。今後、実際の切歯の角度が異常な患者を矯正した場合の音の変化の予測を試みる。また、実際の歯科治療において、噛み合わせの手術を行った直後には上手く[s]が発音できなかったが、数カ月から1年経った後に発音の精度が良くなったという報告があり[3]、患者は術後、徐々に舌の調音位置を調整して発音を学習していると考えられる。よって、術後の発音に支障をきたした患者の支援のため、切歯の角度が変化した際の最適な舌形状や狭窄位置の予測を試みる必要がある。

本研究は JSPS 科学研究助成費(JP19H03976)により一部助成を受けた。

IV. 文献

1. T. Yoshinaga, K. Nozaki, and S. Wada, "Aeroacoustic analysis on individual characteristics in sibilant fricative production," *J. Acoust. Soc. Am.*, 146(2), 1239 (2019).
2. C. Runte, M. Lawerino, D. Dirksen, F. Bollmann, A. Lamprecht-Dinnesen, and E. Seifert, "The influence of maxillary central incisor position in complete dentures on /s/ sound production," *J. Prosthet. Dent.*, 85(5), 485 (2001).
3. A. S. Lee, T. L. Whitehill, V. Ciocca, and N. Samman, "Acoustic and perceptual analysis of the sibilant sound /s/ before and after orthognathic surgery," *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 60(4), 364 (2002).
4. R. Liu, A. Hu, L. Niu, F. Wang, Y. Lu, and Q. Zhou, "Association of incisal overlaps with /s/ sound and mandibular speech movement characteristics," *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, 155(6), 851 (2019).
5. C. A. Burnett and T. J. Clifford, "Closest speaking space during the production of sibilant sounds and its value in establishing the vertical dimension of occlusion," *J. Dent. Res.*, 72(6), 964 (1993).
6. S. L. Hamlet, B. L. Cullison, and M. L. Stone, "Physiological control of sibilant duration: Insights afforded by speech compensation to dental prostheses," *J. Acoust. Soc. Am.*, 65(5), 1276 (1979).
7. C. H. Shadle, "The acoustics of fricative consonants," Ph.D. Thesis, Massachusetts Institute of Technology, (1985).

日本顎口腔機能学会 第 65 回学術大会
プログラム・事前抄録集

発行日： 2021年6月11日

編集・発行： 〒560-8531 大阪府豊中市待兼山町 1-3
大阪大学大学院 基礎工学研究科 生体工学領域 生体機械科学講座内
日本顎口腔機能学会 第 65 回学術大会 準備委員会

