

パラタルバーの位置が嚥下時の脳活動に及ぼす影響

生田龍平

神奈川歯科大学顎咬合機能回復補綴医学講座

【緒 言】

日本の総人口に対する 65 歳以上の高齢者が占める高齢化率は 2015 年に 26.8%となり、2007 年以来、世界 1 位の超高齢社会になっている。1989 年から始まった 8020 運動により歯の現在歯数は高齢者において増加傾向を示すが、45 歳以降は歯の欠損が始まり、部分床義歯、全部床義歯の使用率は年齢とともに増加し、特に有床義歯は 65 歳以上で 40~50%の高頻度装着率になっている（平成 23 年度歯科疾患実態調査，厚生労働省）¹⁾。

有床義歯のうち部分床義歯の装着頻度は高く、その構成要素の複雑さから義歯装着時の異物感や機能の障害感是非常に高いと考えられる。部分床義歯の構成要素の 1 つに大連結子

(Major connector) があり、特に上顎口蓋部のパラタルバー (Palatal bar) を設計する位置は、Farrell によってデザインの異なる設計が検討され、報告されてきた²⁾。特に、その

構成要素の大連結子について、Kaires は構造一体による強化や機能力分散の役割から報告し³⁾、Alan らは大連結子に対して 1) 強固である、2) 患者に許容される形態である、3)

食物の停滞を生じにくい、4) 歯周組織を阻害しないの 4 つの要件が必要であると報告している⁴⁾。要件 2) に関して、下川原はパラタルバーの設計位置による発音時の異物感や障害

感に関する実験的研究で、下顎安静位、発音運動、咀嚼運動および嚥下運動におけるバー装着直後の異物感および障害感の評価結果により、中パラタルバーが適切であることが示唆し

たものの、その評価方法は Numerical rating scale (NRS) による主観的評価であった⁵⁾。

虫本らは口蓋に設計した大連結子のデザインの違いが口腔感覚に及ぼす影響を感覚評価

(Visual analogue scale:以下 VAS) と脳波学的に α 波の 1/f ゆらぎ特性の対応から、Oral

comfort を満たす大連結子のデザインの評価について検討した⁶⁾。このように、口腔感覚の評価は主観的な評価法から、より客観的な評価法が応用されるようになり、特に脳機能からの評価手法として、fMRI (Functional magnetic resonance imaging)^{7~9)}, PET (Positron emission tomography)¹⁰⁾, SPECT (Single photon emission computed tomography)¹¹⁾ などが歯科領域において用いられるようになった。しかしながら、これらを用いて脳機能を測定する場合には、対象者の体位を水平位に保ち、頭部を固定する必要があるため、咀嚼や嚥下を自然な状態で行える環境とは言い難い。近年、脳活動を測定するための新たな脳機能イメージング法として、機能的近赤外線分光法 (Functional near-infrared spectroscopy: fNIRS) が開発され、脳神経外科や精神科あるいはリハビリテーション医学分野で活用されている¹²⁾。fNIRS は、1977 年に Jöbsis が近赤外光を用いて動物の心臓や脳の酸素化状態を非侵襲的に計測できることを発表して以来¹³⁾、生体組織における血流・酸素代謝のモニタ法として研究が進められ、1990 年代には、局所脳血流を非侵襲的にリアルタイムに測定することが可能となり、新しい脳機能イメージング法の 1 つとして注目されるようになった¹⁴⁾。この手法を応用し、主観的な咬合違和感^{15, 16)} を実験的に付与した時に発生する脳活動の客観的な変化として可視化した報告が行われ、咬合違和感の客観的な評価法が示唆されている^{17, 18)}。

今回、小型化され歯科的臨床応用が期待される fNIRS を使用し、日常生活で高頻度に起こる嚥下運動中のパラタルバーの設計位置による影響を脳活動で評価した。その客観的な評価として、前頭前野における脳血流量の変化と主観的な感覚を客観的な評価に変換した VAS 値との関

連性について検討を行ったので報告する.

【材料・方法】

1. 被験者

被検者は、顎口腔系に異常を認めず、歯の欠損はない歯列を有する健常者 31 名 (男性 15 名, 女性 16 名, 平均 25.2 ± 4.8 歳, 21~39 歳) である. 被験者は歯科医師による医療面接, 顎口腔系の検査が行われ, 歯列および咬合状態が診査された. 本実験に関するインフォームドコンセント (研究目的, 内容およびリスクなどを詳細に説明) を十分に行い, 文章による承諾, 署名を得た者を研究対象とした. 本研究は, 神奈川歯科大学、明治大学の倫理委員会の承認 (神奈川歯科大学研究倫理審査委員会 411 号, 明治大学理工安倫 14 第 523 号) を得て遂行された.

2. パラタルバーの製作と口腔内固定

1) 作業模型の製作

被験者の上顎歯列弓の精密印象採得を行った. 印象材はヘビーボディタイプとウォッシュタイプのシリコン印象材 (Kerr corp, USA) を使用し, 硬石膏を注入し作業模型を製作した. 完成した被験者の上顎作業模型の歯列弓の形態分類を行い, 口蓋の深さ、舌側咬頭頂間距離について計測した.

2) パラタルバーの製作

被験者の模型上で、口蓋部前方部に前パラタルバー、中央部に中パラタルバー、後方部に後パラタルバー、3種類のワックスアップを行った。前パラタルバー固定部は側切歯と犬歯間幅に、中パラタルバー固定部は第一小臼歯と第二小臼歯間幅に、後パラタルバー固定部は第一大臼歯と第二大臼歯間幅に、口蓋正中縫線を直行する設計とした。全てのパラタルバー中央部の前後径は6mm、厚径は1.5mmとした。

3) 埋没， 鑄造， 研磨

ワックスパターンはリン酸亜鉛系埋没材で埋没した。鑄造は高周波鑄造機を使用しコバルトクロム (Co-Cr) 合金を用い鑄造した。鑄造後， 通法に従い円滑に研磨を行った (図1)。

4) パラタルバーの口腔内固定

前パラタルバーの口腔内固定は、犬歯および小臼歯の舌側歯頸部を利用した。中パラタルバーと後パラタルバーの固定は小臼歯および大臼歯の舌側歯頸部のアンダーカットを使用したが、歯頸部の適合性の向上、維持力を図るため、両側の舌側歯頸部の維持部分に即時重合レジンを介在させた。

3. 計測とデータ処理

1) 嚥下時の VAS 値記録

パラタルバー未装着とパラタルバー固定後における 5ml の水を嚥下した時に被験者が感じた嚥下困難感， 違和感に対する評価を VAS 値で毎回記録した。VAS 値“0”は、嚥下運動に全く違和感ない状態とし、VAS 値“100”は、嚥下運動に強い違和感， 全く嚥下できない状態と定義し、事前に被験者には十分な説明を行い、被験者の理解の上記録を行った。

2) 嚥下時の脳活動

嚥下運動時の脳活動を計測するために、ワイヤレス小型 NIRS (Hb13-2, astem 社製, 神奈川県) を使用した。本装置は 4 チャンネルで、計測用プローブの設定位置は 1 CH-F8, 2 CH-Fp2, 3 CH-Fp1, 4 CH-F7 (脳波国際 10-20 法) (図 2) となるように被験者の前頭前野部にヘッドバンドを用いて固定した (図 3)。これらのチャンネル位置は左右の前頭極 (ブロードマニェリア 10 野) に相当しており、これまでの先行研究¹⁷⁾において口腔内の違和感に関連する脳活動が観察された脳領域としてこれらの計測部位を選択した。

被験者は座位とし、前方を 50 cm に設けた固視点を注視した。30 秒間の安静状態を取った後、術者が被験者の口腔内に 5ml の水をシリンジで滴下した。口腔周囲筋の筋活動のノイズの混入を防ぐため、口腔内に 20 秒間水を安静に保持した後、被験者の任意のタイミングで水の嚥下を行わせた。嚥下動作の終了タイミングは、甲状軟骨の降下が終了したときに被験者が自身の指であらかじめ用意されたボタンを押し、fNIRS データとともに記録した。このサイクルを 1 回のタスクとし、5 回繰り返した。なお、被験者に対してパラタルバー未装着と 3 種のパラタルバーを固定時の合計 4 条件 (パラタルバー未装着, 前パラタルバー装着, 中パラタルバー装着, 後パラタルバー装着) をランダムに設定し、タスクを遂行した。今回の実験で行った計測の流れをフローチャートに示す (図 4)。

3) fNIRS による脳活動データの表示とその処理

① オリジナル波形の表示と処理

前頭前野にセッティングされた小型 fNIRS から得られたタスク運動中の生データの中か

ら、嚙下の終了前 10 秒から、嚙下終了後 30 秒間の波形を抽出し（図 5）、サビツキー・ゴレーフィルタ（Savitzky-golay filter, 平滑化フィルタ）を使って 1Hz 以下の周波数をノイズとして削除した（図 6）。

②水嚙下時の脳活動量（oxy-Hb）の加算平均（5 回）の時間的推移

フィルタリングされた血液中の酸素化ヘモグロビンの濃度（oxy-Hb; オキシヘモグロビン）の信号は、各チャンネルにおいて 5 回のタスクの加算平均で算出した。（図 6）各被験者で計測される oxy-Hb の振幅値は、個人の頭部形状の違いが頭部内光路長の違いにより変化するため、その絶対値を被験者間で比較することはできない。そのため脳賦活の程度を被験者間で評価するため、ベースライン（安静位状態）における振幅のばらつき（標準偏差）の大きさが 1 となるように正規化（z スコア化）し、相対的な oxy-Hb の振幅増加量として比較する方法が一般的である^{17,18)}。本研究では、加算平均された各被験者の oxy-Hb 振幅値を、嚙下が完了する前 10 秒間の oxy-Hb 振幅値の標準偏差で除して正規化（z スコア化）した。同一被験者に行われた 4 条件（パラタルバー未装着、前パラタルバー装着、中パラタルバー装着、後パラタルバー装着）の水嚙下時の脳活動量（oxy-Hb）の加算平均（5 回）の時間的推移の重ね合わせを示す（図 7）。

③各チャンネルにおける差分波形

差分波形のベースライン（嚙下終了時刻における Oxy-Hb 値を 0 とする）は嚙下終了時とし、嚙下終了後 5 秒間におけるパラタルバー装着時の波形から未装着時の波形を差し引いた差分波形の積分値を分析に用いた。

統計は嚙下時の VAS 値については対応のある群間の中央値の検定 (Friedman 検定), 多重比較 (Wilcoxon の符号付き順位検定, Bonferroni 補正), 嚙下時の脳活動量 (差分波形積分値) については、対応のある一元配置分散分析多重比較 (Tukey 法) を用いた。

【結 果】

1. 被験者の歯列弓形態

被検者は健常者 31 名 (男性 15 名, 女性 16 名, 平均年齢 25.2 ± 4.8 歳, 21~39 歳) であった。被験者 31 名の性別, 年齢, 各条件における嚙下時の VAS 値, 上顎模型の歯列弓状態の結果を表 1 に示す。歯列弓は標準 9 名、尖形 9 名、円形 4 名、方形 1 名、狭窄 6 名であった。被験者 31 名のうち, 各パラタルバー装着による嚙下時 VAS 値の平均値が低い (12.0 以下) 被験者 (6 名) を除外した違和感を強く感じた 25 名 (男性 12 名, 女性 13 名, 平均年齢 25.0 ± 4.8 歳, 21~39 歳) を分析対象とした。

2. 嚙下時の VAS 値 (主観的嚙下困難感)

パラタルバー未装着と 3 種パラタルバー固定後における 5ml の水を嚙下した時に被験者 (25 名) が感じた主観的な嚙下困難感 (VAS 値) はバー未装着と比較して, 前, 中, 後パラタルバーで増加傾向を示し, パラタルバー未装着に対して, 前パラタルバー, 中パラタルバー, 後パラタルバー装着は有意の差が認められた。装着群間の比較においては, 前パ

ラタルバー装着と中パラタルバー装着の間には有意の差は認められなかったが、後パラタルバーとの間においては有意の差が認められた(図 8).

3. 嚙下時の脳活動量の変化

1) 各チャンネルにおける水嚙下時の脳活動量 (oxy-Hb) の加算平均

チャンネル別のある被験者におけるパラタルバー未装着 (none.), 前パラタルバー (ant.), 中パラタルバー (mid.), 後パラタルバー (pos.) 装着時の 5ml の水嚙下終了前 10 秒間と嚙下終了後 30 秒間の脳活動量 (oxy-Hb) の加算平均 (5 回) の結果を示す (図 9).

水嚙下時に前頭前野における脳血流量 (oxy-Hb 濃度) が上昇していくが、嚙下終了後 1-3 秒でピークを迎え、嚙下終了後約 10 秒でベースラインに戻る様相が各チャンネルに共通していることが分かる. 特に、チャンネル 2, 3 において後パラタルバー (pos.) 装着時が他の 3 群より大きな振幅を示し、そのピーク時刻が遅延していた.

2) 各チャンネルにおける差分波形

パラタルバーを装着し嚙下した時の脳血流中の oxy-Hb 量からパラタルバー未装着状態の oxy-Hb 量の波形を引いた差分波形の 25 名の結果 (図 10) から、各チャンネルにおける、嚙下終了後 5 秒間における脳活動量 (差分波形積分値) について統計解析を行った (図 11, 12, 13, 14). 25 名の脳活動量 (差分波形積分値) の結果のプロットを行い、外れ値の検定 (スミルノフ・グラブス検定) により、正規分布から逸脱したと判定された被験者 1 名 (No. 28)

を除外し、最終的な統計解析は 24 名で行った。

チャンネル 2 における嚙下時の脳活動量（差分波形積分値）の比較において、後パラタルバー装着時の嚙下時には脳活動量は前パラタルバーおよび中パラタルバー装着時と比較して増加傾向であった。しかしながら、前パラタルバー装着時と後パラタルバー装着時の間には有意の差は認められず、中パラタルバー装着時と後パラタルバー装着時にのみ有意の差が認められた。

【考 察】

1. パラタルバーに関する評価について

高齢化率が高まるにつれて、歯の欠損は増加していき、固定性のブリッジ、可撤性の有床義歯の装着率は増加する。特に、有床義歯は 65 歳以上で 40～50% の高頻度装着率である（平成 23 年度歯科疾患実態調査、厚生労働省）¹⁾。有床義歯のうち部分床義歯の装着頻度は全部床義歯に比較して高く、また高齢者にとって最も関わりが長くなる補綴装置となる。しかしながら、部分床義歯の特徴である義歯の維持・安定を図る支台装置や欠損部に置く人工歯と義歯床を連結する大連結子（Major connector）などの構成要素の複雑さから義歯装着時の異物感や機能の障害感は非常に高いと考えられる^{1~5)}。パラタルバーに関する機能的障害を評価した報告はこれまでに数多くある。パラタルバーが発音に及ぼす影響についてサウンド・スペクトログラムを用いて分析した結果、サ行音の子音継続時間に及ぼす影響は、中パラタルバーおよび後パラタルバーが前パラタルバーよりも少なく、タ行音の子音継続時

間に及ぼす影響は後方のパラタルバーほど少なかったと報告している¹⁹⁾。発音前の表情筋筋放電活動を指標とし、パラタルバーの設定位置が口唇の調音機能に及ぼす影響を分析した結果、中パラタルバーおよび前パラタルバーが有利であると報告し²⁰⁾、同様に発音前の舌の筋活動を指標とし、パラタルバーの設定位置が舌筋の調音機能に及ぼす影響を分析した結果、後パラタルバーが最も有利であること報告し²¹⁾、発音の明瞭性に関する指標である音声継続時間を分析した結果、中パラタルバーが最も有利で、前パラタルバーおよび後パラタルバーはやや劣ることを報告している²²⁾。さらに、パラタルバーの設定位置が厚さ弁別能に及ぼす影響について検討した研究では、厚さ弁別能への影響が最も大きかったのは前パラタルバーであり、厚さ弁別能への影響が最も小さかったのは中パラタルバーであった²³⁾。パラタルバーの設定位置により患者が感じる異物感覚と障害感は口蓋の深さとは関連がなく、むしろその設定の前後的位置による影響が大きいと、中パラタルバーは違和感や機能的障害の評価において前パラタルバーと後パラタルバーに比較してその評価は良好であったと報告している⁵⁾。嚥下運動時の困難性の観点から、嚥下時における舌圧値は上顎前歯部より上顎第一小臼歯および上顎第一大臼歯部におけるその値が大きいと報告していることから比較的前方のパラタルバーの位置が適していると結論している²⁴⁾。

このように、パラタルバーの設定位置の適否は様々な観点から論じられてきたが、一定の結論は得られていない。さらに、これまでの報告は感覚評価を主体とした主観的なものが主体であり、客観的評価として、脳波計測を用いてパラタルバーのデザインの違いが口腔感覚に及ぼす影響を検討し、実験的口蓋床のデザインの違いは個人の許容性・受容性に影響を及

ぼすと報告⁶⁾しているものの、いまだ普遍的な評価法として確立されていないのが現状である。

2. 脳機能計測装置について

脳は神経細胞、神経回路、機能カラム、脳領域などの階層構造をもった高度で複雑な生体システムであり、認知、思考、情動、意思決定などの高度な情報処理を行っている。近年、イメージング機器の進歩は目覚ましく、磁気、電磁波、ガンマ線、近赤外光などの様々なエネルギーでの可視化技術が開発されている。この中で、イメージング機器は形態や構造情報から機能情報を可視化する方向に発展し、非侵襲的に脳機能をイメージングする技術が実用化されている。現在、神経活動によって生じる神経電流を計測するものと、局所の脳血流量変化を計測するものに大別される。脳波 (EEG) と脳磁図 (MEG) は前者に分類され、機能的 MRI (fMRI) , ポジトロン CT (PET) , 機能的 NIRS (fNIRS) は後者に分類される²⁵⁾。

今回の研究では、部分床義歯装着によるパラタルバーが日常最も頻繁に行われる嚥下運動に対する違和感や障害度について脳機能による客観的評価を行う目的で、イメージング機器として fNIRS を使用した。NIRS の計測原理は、生体組織を比較的よく透過する近赤外光 (650~1000nm) が血中のヘモグロビン (Hb) に吸収される特徴を利用する。ある波長の光が物質を通り抜けるときの吸光度はその試料中に存在する物質の濃度と光路長に比例するが、酸素と結合した Hb (oxy-Hb) と酸素を解離した Hb (deoxy-Hb) はその光吸収スペク

トルが異なるため、2波長以上の近赤外光の吸光度を測定すれば、これらのHb濃度変化を算出して酸素化の状況を知ることができる。NIRSでは頭皮上に近赤外光の照射プローブと吸収プローブを3cm程度の間隔を空けて配置することにより、おもに頭皮下2~3cmに存在する大脳皮質の毛細血管におけるHbの酸素化の状況を経時的に観察することが可能となっている。NIRSは脳の神経細胞の活動を直接観察できるわけではないが、活動の証拠としての血流動態の変化を高い時間分解能でとらえている。脳が活動する際にはその酸素消費に反応して局所脳血流が急激に上昇することが知られているが、これははるかに大量の酸素が活動部位に送り込まれる“luxury perfusion”と呼ばれる現象であり、脳神経細胞活動開始直後には急激なoxy-Hbの上昇とdeoxy-Hbの減少が毛細血管で観察され、活動終了とともに徐々にベースラインに戻っていくようすをとらえることができる²⁶⁾。

fMRI, PET, SPECTなどの脳機能画像と比較して、fNIRSが優れる点は、①自然な状態での測定が可能であるため、感情や意欲など検査状況により影響を受ける脳機能の検査に適する、②時間分解能が高いため(10⁻²sec)、脳機能の時間的変化を捉えることが容易である、③非侵襲的で検査が簡便なため、刺激や課題に伴う変化を反復測定するのに有利である、④(fMRIやMEGと比べて)小型で価格・維持費が安い。脳波計と同様に、患者のベッドサイドまで運んで計測できる。⑤fMRIでは計測できない、oxy-Hbとdeoxy-Hbの濃度変化を独立に計測できるという点を挙げることができる。一方、欠点としては、近赤外線散乱・反射光を用いているので、「頭皮上の入光プローブから出た近赤外線が再び頭皮上の受光プローブに達するまでの生体内の経路(光路)やその距離(光路長)を正確に決

定できない」という問題がある。このため、①皮膚・骨などの脳外組織の関与がありうる、②空間分解能が低いため（ 10^{-2}m ）、測定の対象としている脳部位を厳密に特定できない、③測定できるのはヘモグロビン濃度の変化値であり、刺激や課題によるベースラインからの変化しかとらえられない“測定値の相対性の問題”があるとされている²⁷⁻³²⁾。今回の研究では、部分床義歯のパラタルバーの設定位置による嚥下運動時の違和感や障害感を脳機能から客観的評価の可能性を検討することが目的で、上記のような NIRS の利点から機器選択は妥当性であると考えられる。

3. 結果について

①VAS 値について

痛みや違和感、不快感などの主観的要素を客観的に評価するためのスケールには、Visual analogue scale (VAS)³³⁾、Numerical rating scale (NRS)³⁴⁾、Verbal rating scale (VRS)³⁵⁾、Face rating scale (FRS)³⁶⁾ などがあるが、歯科領域では顎関節疾患の治療効果の判定、義歯満足度の評価に VAS が用いられていた。これらの評価尺度に関する使用感に関する報告³⁷⁾はあるが、VAS はより細かく主観的な痛みの強度や感受性を評価することは可能であるが、個人間によるばらつきが大きいと述べている³⁸⁾。したがって、今回の計測時には計測者は被験者に対して、VAS 値“0”は嚥下運動に全く違和感ない状態であること、VAS 値“100”は嚥下運動に強い違和感、全く嚥下できない状態であることを説明し、その間は 100 mm のライン上における主観で評価させた。実際には、100 mm の樹脂製の同じスケール

ル板を使用し、被験者間の変動が少なくなるように試みた。

主観的な平均 VAS 値のデータをみるとバー未装着をベースラインとして、前パラタルバー、中パラタルバー、後パラタルバーの順に VAS 値が増加し、前パラタルバーと中パラタルバー間以外の各群間に有意差が認められた。すなわち、パラタルバーの位置が前方、中央、後方の順に被験者が感じる主観的な違和感が強く、障害度が増加する傾向が得られた。この傾向は、下川原の下顎安静、発音運動、咀嚼運動、嚥下運動をタスクとした報告の NRS を評価尺度（11 段階）とした咀嚼運動時および嚥下運動時の結果と同様の結果になっている⁵⁾。

嚥下運動は、動物が生命維持するための重要な本能行動の一つである。摂食・嚥下運動の一連の過程は、①先行期、②準備期、③口腔期、④咽頭期、⑤食道期で、嚥下運動は③、④、⑤に対応し、嚥下運動時には鼻腔と咽頭腔の間が閉鎖（鼻咽腔閉鎖）され、そして舌尖、舌背、舌根部が硬口蓋から軟口蓋部に圧力を順次加えていき、食塊を咽頭に絞り出す行程である³⁹⁾。このような嚥下の過程のなかで、最後の段階で舌背から舌根部がパラタルバーに接触することが、違和感や嚥下の障害感を導いているものと考えられる。この点については、山本の嚥下時における舌圧値は上顎前歯部よりも上顎第一小白歯および上顎第一大臼歯部における舌圧値の方が大きいと報告していることから後パラタルバーは飲み込み辛いという報告と一致している。さらに、安静位や発音時では、中パラタルバーの NRS 結果が低下する興味深い結果を示している²⁴⁾。これらのことは、上記で述べた解剖学的形態と摂食・嚥下運動という機能的過程に関するものと、舌の感覚に関する神経支配は、舌

尖部は三叉神経，舌背，舌根部は舌咽神経という神経支配領域の違いや支配神経の感性に依存している可能性があると考えられる。

②脳活動量について

我々の先行研究では，主観的な口腔内感覚である「咬合違和感」を客観的に評価（可視化）する目的で，機能的近赤外光イメージング（fNIRS）である光トポグラフィ装置（ETG-7100:日立メディコ社）を用いたが，これは頭部に22チャンネルのプローブを固定したキャップを装着し，座位の姿勢を保って計測する機器を使用した。その結果，咬合の違和感を示すVAS値とfNIRSによる脳機能計測から，健常者における咬合違和感の認知は，右側前頭前野（ブロードマン9・10野）で行われていることを歯科領域において初めて確定することができた¹⁷⁾。口腔領域の違和感を頭部の前頭野で計測できることが確認できたため，今回は最近開発されたワイヤレスの小型fNIRS（Hb13-4，astem社製，神奈川）を前頭部に固定し，より臨床に近い状況を考慮し使用した。

今回の嚥下時のVAS値の結果は，前，中，後パラタルバー装着の順で違和感が漸次増加を示したが，前頭部4チャンネルで計測した脳活動量（差分波形積分値）の結果については，前パラタルバーに対して後パラタルバーの脳活動量が増加し，その違和感，障害度はより大きいため脳機能はより賦活され上昇したと考えられる。計測条件は不快画像や不快音で今回の条件とは異なるが，本研究の結果と同様に前頭部での脳血流量の上昇を認めた報告がある^{40~43)}。これらの報告におけるタスクは同じ嚥下運動であるが，パラタルバーの設定部位によって上昇量が異なった今回の結果に関する原因については，VAS値の考

察で述べた解剖学的形態，摂食・嚥下運動という機能的過程，神経支配領域の違いや支配神経の感性などが関与していると考えられる。

しかしながら，今回の結果で興味深いことは，未装着に対して，中パラタルバーの装着時のみ嚥下時の脳活動量はマイナス値を示したことである。これと同様の結果に関する報告⁴²⁾があり，脳活動量がマイナス値を示すということは，嚥下時の前頭極の血流変化量がパラタルバー未装着時より減少したことを示している。これは血流再配分の法則から考えると，今回計測した前頭極以外の部分において脳血流量が上昇した部位があるために，その影響を受け前頭部で減少した可能性があると考えられる。その理由として，不快条件を与えたときに頭部左右外側部での脳血流量が上昇したという報告⁴⁴⁾や不快条件で左右の外側部の血流量が上昇する一方，前頭中央部の血流量が減少したという報告がある。⁴²⁾ 脳活動量がマイナス値を示すということは，嚥下時の前頭部局部の血流変化量がパラタルバー未装着時より減少したことを示している。

今回の前頭部局部以外の部分において脳血流量が上昇した部位があるために，その影響を受け前頭部で減少した可能性があると考えられる。その理由として，不快条件を与えたときに頭部左右外側部での脳血流量が上昇したという報告⁴⁴⁾や不快条件で左右の外側部の血流量が上昇する一方，前頭中央部の血流量が減少したという報告もある⁴²⁾。パラタルバー未装着に対する今回の各計測条件の結果についてまとめると，前パラタルバー装着時は嚥下時に舌との接触が比較的少ないために，パラタルバーを装着しても非装着時とほぼ同

様の嚥下運動で、同様の嚥下感覚が得られていると考えられる。したがって、非装着時と比較して、主観的な違和感の変化は少なく、脳活動の変化も少ない。中パラタルバー装着時は、嚥下時に舌背とパラタルバーが接触することにより、脳からの嚥下筋活動の指令に対して、非装着時とは異なる嚥下時口腔感覚が中枢へフィードバックされる状況であると推察され、これは主観的違和感（VAS 値）の結果からも明らかである。この中パラタルバーを装着した状態で嚥下を円滑に行うためには、嚥下時の口腔感覚・運動感覚を新しい自己身体イメージとして学習、統制し、必要があれば遠心性の嚥下筋活動を最適化することが必要である。こうした身体イメージの学習と更新を行うために、今回計測対象とした前頭極以外の部位（例えば背外側前頭前野：DLPFC）が賦活され⁴⁵⁾、計測部位の脳血流量の減少（stealing）が起こったと考えられる。しかし本研究ではDLPFCなど他の前頭前野部位の計測は機器の都合上行っていないため、この仮説の検証には全頭型のfNIRS装置を用いた検討が今後必要である。後パラタルバー装着時は、嚥下動作に応じて、上述した舌背ならびに舌根部の接触に加え、口腔・鼻腔の閉鎖による圧力がパラタルバーに加わり口蓋を刺激する。したがって嚥下感覚は非装着時のそれとは明らかに異なり、著しい違和感（VAS 値）の増加を引き起こした。この強い違和感を反映する脳活動として前頭極の脳血流量が上昇したと考えられる。咬合紙を用いて人工的咬合違和感を付与した先行研究においても、強い違和感をおぼえた被験者に特異的に前頭極の賦活が確認されている¹⁷⁾。

4. 今後の展望について

実際の臨床応用の観点から本研究の結果を考察すると、前頭極活動を患者のパラタルバー試適時の指標として使用できる可能性が示唆される。すなわち、パラタルバーの試適時に前頭極活動を同時計測することにより、バー未装着との差分波形積分値が0に近い場合は嚙下時口腔感覚が非装着時とほぼ変わっておらず良好であること、マイナスに変化する場合は嚙下時口腔感覚の変化が患者の脳に知覚されていることを示すが、その変化に対して適応するような対応がなされていること、プラスに大きく賦活がある場合は即時には適応しきれない強い違和感があるということ、の情報を得ることができる。マイナスの変化が現れた中パラタルバーでは、被験者の主観としては中程度の違和感があるため、主治医からの「違和感があるか」という問いかけには「ある」という返答になるが、上述の仮説のとおりならば、実際には脳が変化した口腔内感覚に即した身体イメージの適応を始めており、早期に慣化が生じて違和感が減少する可能性が高い。その一方で大きなプラスの賦活がある場合には、主治医からの問いかけには違和感が「ある」ことには変わらないが、変化した口腔感覚に脳が適応する活動より、違和感をアラートする活動が強いことを示しており、慣化に時間がかかることも予想される。この賦活変化量による判断は違和感の単なる口頭聴取では得られない、脳機能計測のみが提供できる貴重な情報となる可能性がある。本研究では多数の被験者の平均 VAS 値が前<中<後と徐々に増加する結果を示したが、実際の臨床で患者個人ごとに得る VAS 値は個人差が生じやすく、試適時の VAS 値に閾値を設けて慣化のスピードを推測することは難しい。VAS 値と脳機能計測の定量的な結果を総合的に評価することで、装置を試適した時点では歯科医師も患者もこれまで知るすべ

のなかった「すぐに慣れる」「慣れないかもしれない」の判定を行うことが可能となれば、歯科医師、患者の両者の利益につながるといえる。また、患者に対して脳機能計測の結果をグラフ化するなど可視化することで、患者の不安を取り除く用途にも活用できると考える。こうした脳機能計測を活用した新しい歯科治療への可能性を開くためには、今後、パラタルバー初回試適時に前頭極の差分波形積分値がマイナスの変化を示した被験者とプラスの変化を示した被験者について、連続してパラタルバーを装着した場合の前頭極活動の変化を時系列で追跡し、上述した仮説を証明する検討が必要である。

【結 論】

今回、小型化された歯科的臨床応用が期待される小型 fNIRS を使用し、日常生活で高頻度に起こる嚥下運動時のパラタルバーの設計位置による影響について、25名（男性12名、女性13名、平均年齢 25.0 ± 4.8 歳、21～39歳）のデータから、前、中、後パラタルバー装着時の違和感（VAS 値）と同時計測した脳活動（脳血流中の oxy-Hb 量）を評価し検討した。そして下記の結論を得た。

1. 違和感や障害度を表す VAS 値は、前、中、後パラタルバーの順に大きくなることが確認された。
2. 脳活動を表す脳血流中の oxy-Hb 量は、前パラタルバーに比較して中パラタルバーで減少傾向であり、後パラタルバーでは中パラタルバーより有意に増大することが確認された。

3. 口腔内感覚を客観的に評価する手法として、小型 f NIRS を用いる手法の歯科臨床的な有用性が示唆された。

謝 辞

稿を終えるに臨み、御懇切なる御指導と御校閲を賜りました神奈川歯科大学大学院歯学研究科口腔機能修復学講座顎咬合機能回復補綴医学分野 玉置勝司教授に深甚なる謝意を表します。また、御校閲と御鞭撻を頂きました明治大学理工学部電気電子生命学科 小野弓絵准教授、同大学院生の松本圭祐氏に厚く御礼申し上げます。最後に本研究をご支援頂きました神奈川歯科大学大学院歯学研究科口腔機能修復学講座顎咬合機能回復補綴医学分野の片岡加奈子先生、藤原 基先生、教室員各位に深く感謝いたします。

参考文献

1. 平成 23 年度歯科疾患実態調査 資料 1 結果の概要, 資料 2 結果の概要と図表, 厚生労働省, 2011.
2. Farrell J: Paratial dentyure tolerance.Dent Pract Dent Rec 19,162-164,1969.
3. Kaires AK: Effect of partial denture design on bilateral force distribution. J Prosthet Dent 6, 373-385, 1956.
4. Alan BC and David TB: Major and minor connectors. In:McCracken's removable partial prosthodontics.12th ed. Alan BC and David TB, Eds, Mosby, St. Louis, pp29-52, 2011.
5. 下川原忍, 曾根峰世, 松川高明, 豊田有美子, 松井藍有美, 荒野貴行, 大川穰, 染川正

- 多, 増田美至, 屋嘉智彦, 岡本和彦, 大川周治. パラタルバーの設定位置に関する実験的研究—異物感および障害感による評価—, 明海歯学 (J Meikai Dent Med) 44 (2) , 268-279, 2015.
6. 虫本栄子, 小野田利枝, 河上雄之介, 田中久敏: 大連結子のデザインの違いが口腔感覚に及ぼす影響に関する脳波学的検討, 日補綴会誌 J Jpn Prosthodont Soc49: 478-487, 2005.
7. Otsuka T, Watanabe K , Hirano Y , Kubo K , Miyake S , Sato S , Sasaguri K. Effects of mandibular deviation on brain activation during clenching: an fMRI preliminary study. Cranio 27, 88-93, 2009.
8. Greven M, Otsuka T, Zutz L, Weber B, Elger C, Sato S. The amount of TMJ displacement correlates with brain activity. Cranio 29, 291-296. 2011.
9. Onozuka M, Fujita M, Watanabe K, Hirano Y, Niwa M, Nishiyama K, Saito S: Aged-related changes in brain regional activity during chewing: a functional magnetic resonance imaging study. J Dent Res, 82: 657-660, 2003.
10. Momose I, Nishikawa J, Watanabe T, Sasaki Y, Senda M, Kubota K, Sato Y, Funakoshi M, Minakuchi S: Effect of mastication on regional cerebral blood flow in humans examined by position-emission tomography with O-labelled water and magnetic resonance imaging. Arch Oral Biol, 42: 57-61, 1997.
11. 豊福 明. 総説 神経性ドライマウスの捉え方と対処法. 日本口腔外科学会雑誌 Vol.

No. 4 P 163–168, 2009. <http://doi.org/10.5794/jjoms.55.163>

12. Izzetoglu M, Devaraj A, Bunce S, Onaral B: Motion artifact cancellation in NIR spectroscopy using Wiener filtering. *Trans Biomed Eng*, 52: 934–938, 2005.
13. Jöbsis FF: Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science*, 198: 1264-1267, 1977.
14. Villringer A, Planck J, Hock C, Schleinkofer L, Dirnagl U: Near infrared spectroscopy (NIRS): a new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults. *Neurosci Lett*, 154: 101-104, 1993.
15. ポジションペーパー 咬合違和感症候群. 玉置 勝司, 石垣 尚一, 小川 匠, 尾口 仁志, 加藤 隆史, 菅沼 岳史, 島田 淳, 貞森 紳丞, 築山 能大, 西川 洋二, 鱒見 進一, 山口 泰彦, 會田 英紀, 小野 高裕, 近藤 尚知, 塚崎 弘明, 笛木 賢治, 藤澤 政紀, 松香 芳三, 馬場 一美, 古谷野 潔 : 日補綴会誌, Vol. 5, No. 4, 369~386 頁, 2013 年.
16. Tamaki K., Ishigaki S., Ogawa T., Oguchi H., Kato T., Sukanuma T., Shimada A., Sadamori S., Tsukiyama Y., Nishikawa Y., Masumi S., Yamaguchi T., Aita H., Ono T., Kondo H., Tsukasaki H., Fueki K., Fujisawa M., Matsuka Y., Baba K.. Position paper: Japan Prosthodontic Society position paper on “occlusal discomfort syndrome”doi:10.1016/j.jpor.2015.11.002 *Journal of Prosthodontic Research*. Volume 60, Issue 3, July 2016, Pages 156–166

17. Ono Y., Kobayashi G., Hayama T., Ikuta R., Onozouka M., Wake H., Shimada A., Shibuya T. and Tamaki K.. Prefrontal Hemodynamic Changes Associated with Subjective Sense of Occlusal Discomfort BioMed Research International, Volume 2015 (2015), Article ID 395705, 10 pages 2015.
18. Ono Y., Ishikawa Y., Munakata M., Shibuya T., Shimada A., Miyachi H., Wake H. and Tamaki K.. Diagnosis of occlusal dysesthesia utilizing prefrontal hemodynamic activity with slight occlusal interference. Clinical and Experimental Dental Research, 2(2): 129-135, 2016.
19. 金藤哲明：パラタルバーの発音への影響について．九州歯会誌，47，188-207，1993.
20. 竹内英明：調音機能と補綴物との関係 III-1. パラタルバー設定位置が発音前の表情筋筋放電に及ぼす経日的変化様相．日補綴会誌38，442-454，1994.
21. 高橋香奈恵：調音機能と補綴物との関係 III-2. パラタルバー設定位置が発音前の舌筋筋放電活動に及ぼす経日的変化様相，日補綴会誌39，353-360，1995.
22. 杉江 弘：調音機能と補綴物との関係 III-3. パラタルバー設定位置が音声継続時間に及ぼす経日的変化様相，日補綴会誌39，379-387，1995.
23. 麻生千織，松本貴彦，鱒見進一：パラタルバーの設定位置が厚さ弁別能に及ぼす影響，日補綴会誌52，68-75，2008.
24. 丸山陽市：舌圧と口腔内気圧による嚥下時の舌運動の解析．九州歯会誌 38，192-214，1984
25. 清水公治．非侵襲脳機能イメージング，映像情報メディア学会誌，Vol. 64. No. 6，

- 794-798, 2010.
26. 住谷さつき：NIRS研究と臨床への応用，脳と精神の医学，第20巻，第3号，163-169，2009.
 27. 宮内 哲．脳を測る：改訂 ヒトの脳機能の非侵襲的測定．心理学評論56（3），414～454，2013.
 28. 前原吾朗：近赤外分光分析による形状マッチング課題遂行中の脳活動の計測，信学会技報，Vol.126，No.4，20-29，2006.
 29. 星 詳子：機能的赤外線分光法：限界と可能性，日本脈管学会誌，Vol.45，No.2，61-67，2005.
 30. 山本 剛：光トポグラフ法の概要と空間分解向上への検討，JSLSM，Vol.26，No.3，257-265，2009.
 31. 佐藤昭夫：脳血流の神経性調節をめぐって，日本薬理学会，Vol.112.No.supplement，5-9，1998.
 32. 機能的近赤外分光法を用いた快－不快音聴取時の脳活動評価．浅野裕俊，弘重 暁，井出英人．電学論C，131巻第1号，70 - 75，2011.
 33. Seymour RA, Simpson JM, Charlton JE and Phillips ME : An evaluation of length and endphrase of visual analog scales in dental pain. Pain 21, 177, 1985.
 34. Downie WW, Leatham PA, Rhind VM, Wright V, Branco JA and Andersson JA : Studies with pain rating scales. Ann Rheum Dis 37, 378-381, 1978.

35. Linton SJ and Coestam G :A clinical comparison of two pain scales:correlation,remembering, chronic pain,and a measure of compliance. Pain 17, 57-65, 1983.
36. Wong DL and Baker CM: Pain in children comparison of assessment scale. Pediatric Nurse 14, 9-17, 1988.
37. 大和志保, 浅香佳代, 長嶋小百合, 長田 理 : 2つの問診による疼痛評価法 (NRS/VAS) の比較. 日臨麻会誌, 30, 360, 2010.
38. 中村重敏, 森嶋 優, 佐々木嘉光, 美津島隆 : 痛みの評価尺度—VAS, NRS, McGill pain questionnaire, face scale—. 理学療法, 23, 67-73, 2006.
39. 才藤栄一, 向井美恵, 鎌倉やよい, 熊倉勇美, 藤島一郎, 山田好秋. 摂食・嚥下リハビリテーション第2版, 医歯薬出版出版, 東京, 2009.
40. 長瀬敦嗣, 小栗宏次 : NIRS 信号に基づく聴覚刺激呈示に伴う不快情動の判別に関する研究. 信学技報, IEICE Technical Report, MBE2010-66, NC2010-77, 2010-12.
41. 浅野裕俊, 引重 暁, 井出英人. 機能的近赤外分光法を用いた快-不快音聴取時の脳活動評価. 電学論 C, 131 巻 1 号, 70-76, 2011.
42. 山本修一, 柳沢一機, 綱島 均. NIRS を用いた快・不快画像提示時の脳活動の評価に関する研究. 日本大学生産工学部第 45 回学術講演会講演概要, 2-14, 2012.
43. 小栗宏次 : NIRS 信号に基づく聴覚刺激呈示に伴う不快情動反応の判別 ; NU-Brain シンポジウム資料集, Vol. 2, 63-73, 2012.
44. Hoshi Y, Huang J, Kohri S, Iguchi Y, Naya M, Okamoto T, Ono S. Recognition of human

emotions from cerebral blood flow changes in the frontal region: a study with event-related near-infrared spectroscopy. *J Neuroimaging*. 2011 Apr;21(2):e94-101. doi:10.1111/j.1552-6569.2009.00454.x.

45. Fink GR, Marshall JC, Halligan PW, Frith CD, Driver J, Frackowiak RS, Dolan RJ. The neural consequences of conflict between intention and the senses. *Brain*. 1999;122(Pt3):497-512.

図譜説明

- 図 1 コバルトクロム合金によるパラタルバー（前・中・後パラタルバー）
- 図 2 計測用プローブの設定位置：1 CH F8、2 CH Fp2、3 CH Fp1、4 CH F7（脳波国際 10-20 法）
- 図 3 ワイヤレス小型 NIRS（Hb13-2、astem 社製、神奈川）
- 図 4 計測のフローチャート
- 図 5 f NIRS によるタスク時の oxy-Hb のオリジナルデータの波形の 1 例
- 図 6 水嚙下時の脳活動量（oxy-Hb）の加算平均（5 回）の波形の 1 例
- 図 7 計測条件の違いによる水嚙下時の脳活動量（oxy-Hb）の加算平均（5 回）の波形の重
- ね合わせの 1 例
- 図 8 嚙下時の VAS 値の結果（主観的嚙下困難感）
- 図 9 チャンネル別の各計測条件における脳活動量（5 回の加算平均）の 1 例
- 図 10 チャンネル別の各計測条件における脳活動量の差分波形（25 名）



図1 コバルトクロム合金によるパラタルバー(前・中・後パラタルバー)

図 11 嚥下時の脳活動の結果：脳活動量（差分波形積分値）（CH 1）

図 12 嚥下時の脳活動の結果：脳活動量（差分波形積分値）（CH 2）

図 13 嚥下時の脳活動の結果：脳活動量（差分波形積分値）（CH 3）

図 14 嚥下時の脳活動の結果：脳活動量（差分波形積分値）（CH 4）

表 1 被験者（31 名）の各条件における嚥下時の V A S 値と上顎模型の歯列弓状態

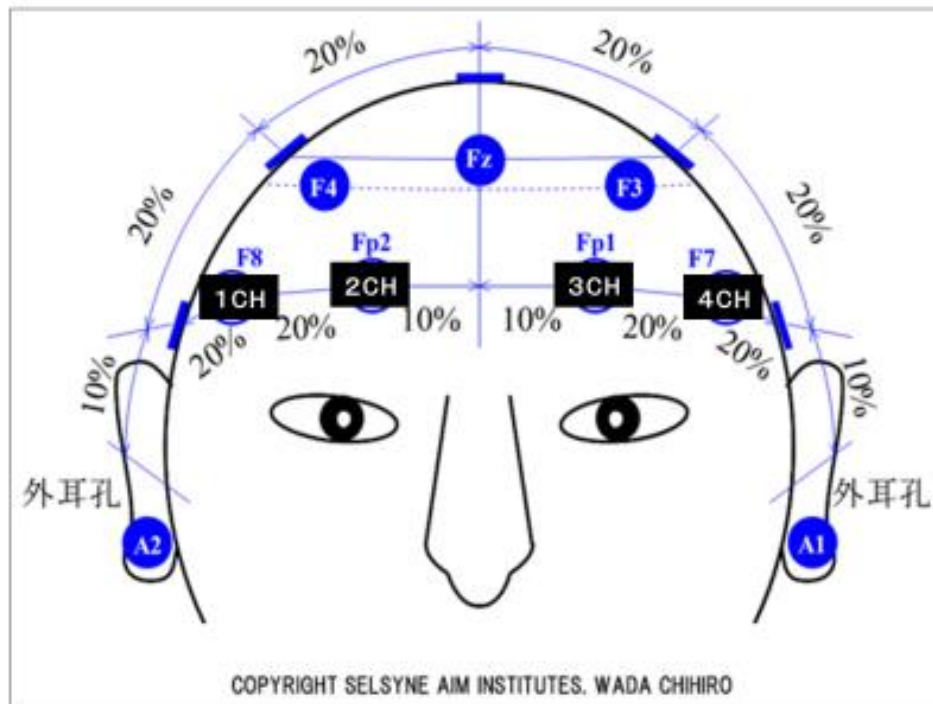


図2 計測用プローブの設定位置: 1CH F8、2CH Fp2、3CH Fp1、4CH F7(脳波国際10-20法)

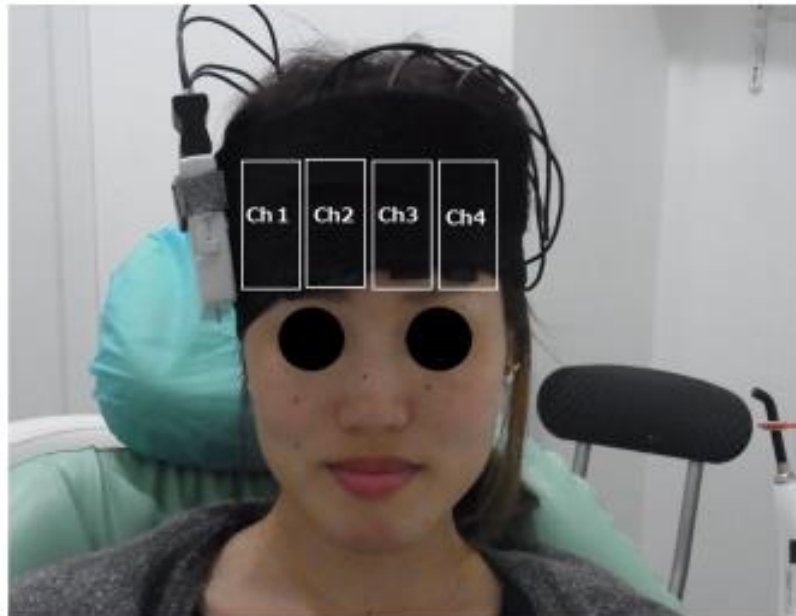


図3 ワイヤレス小型NIRS (Hb13-2、astem社製、神奈川)

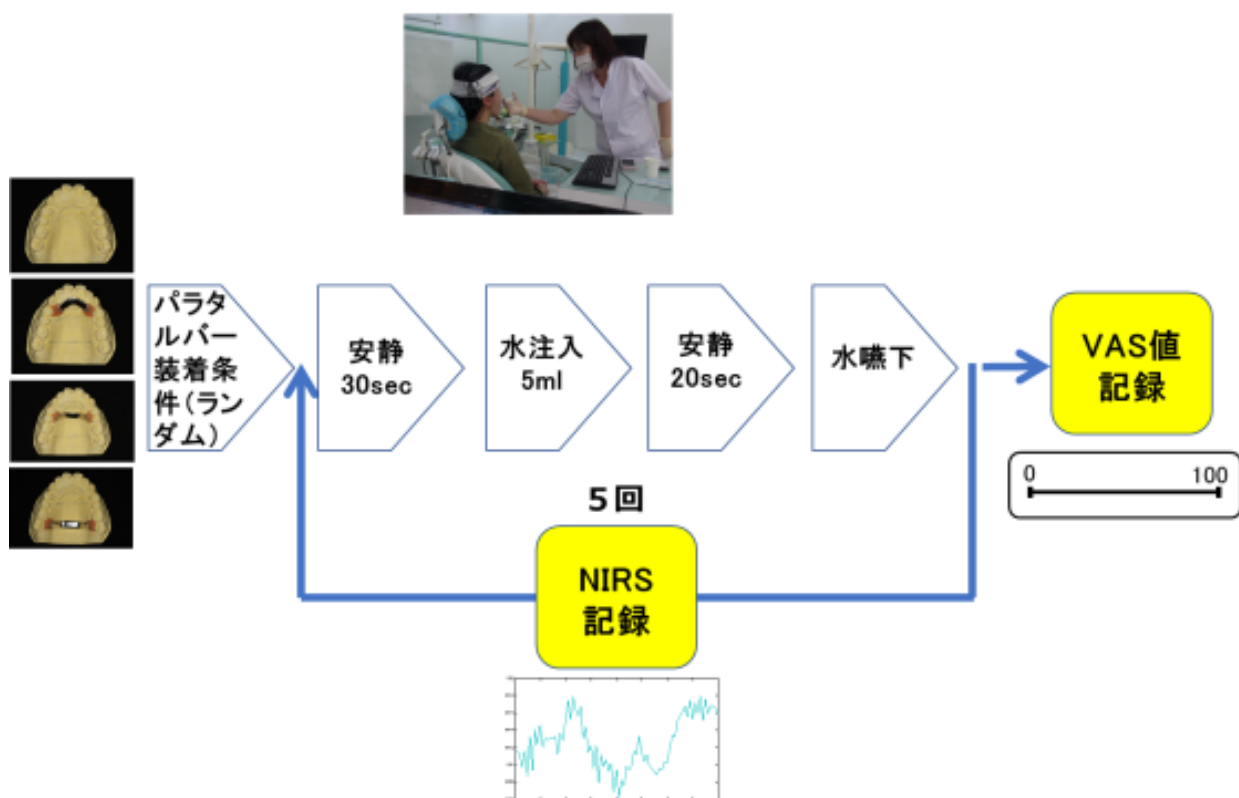


図4 計測のフローチャート

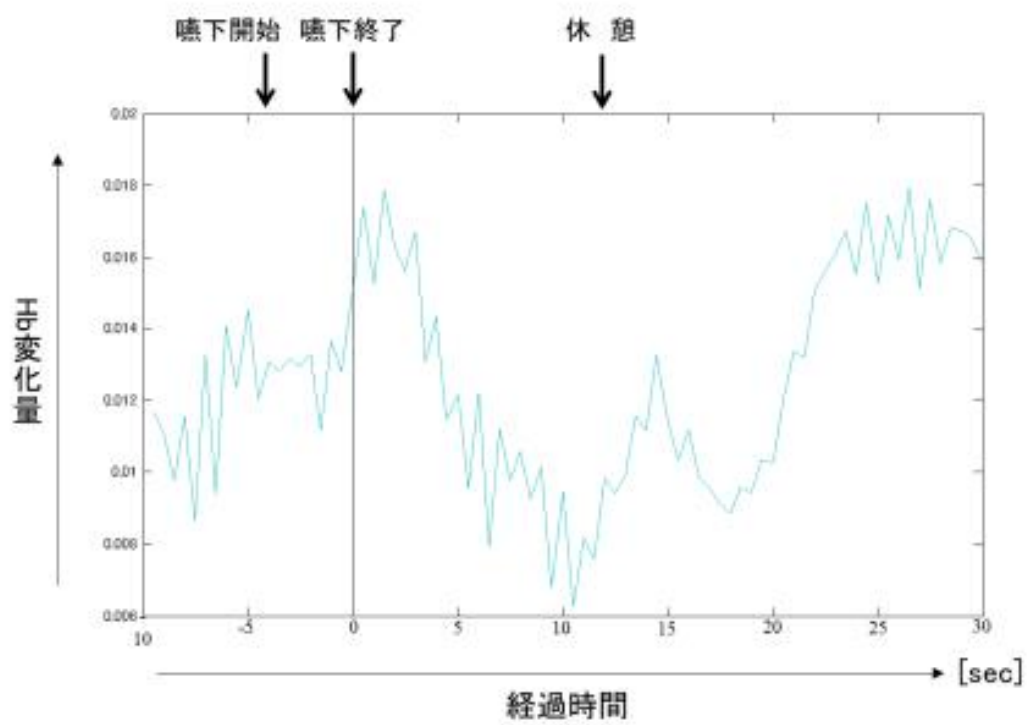


図5 fNIRSによるタスク時のoxy-Hbのオリジナルデータの波形の1例

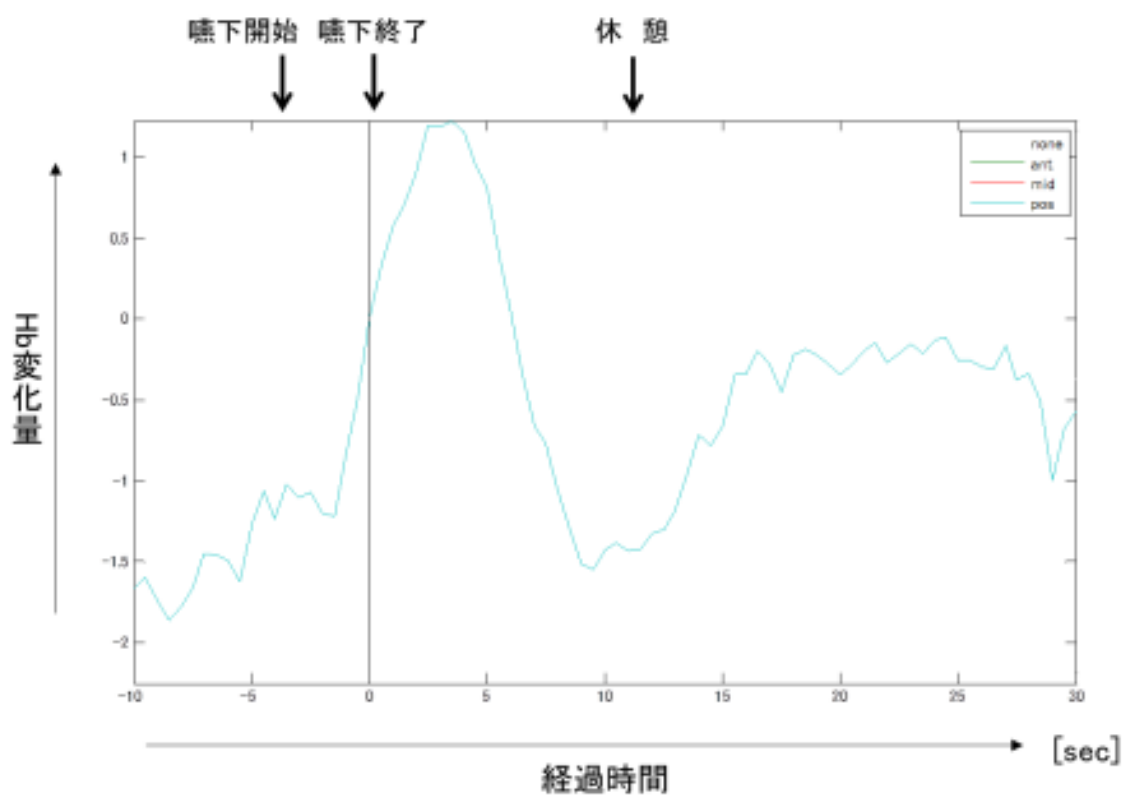


図6 水嚙下時の脳活動量(oxy-Hb)の加算平均(5回)の波形の1例

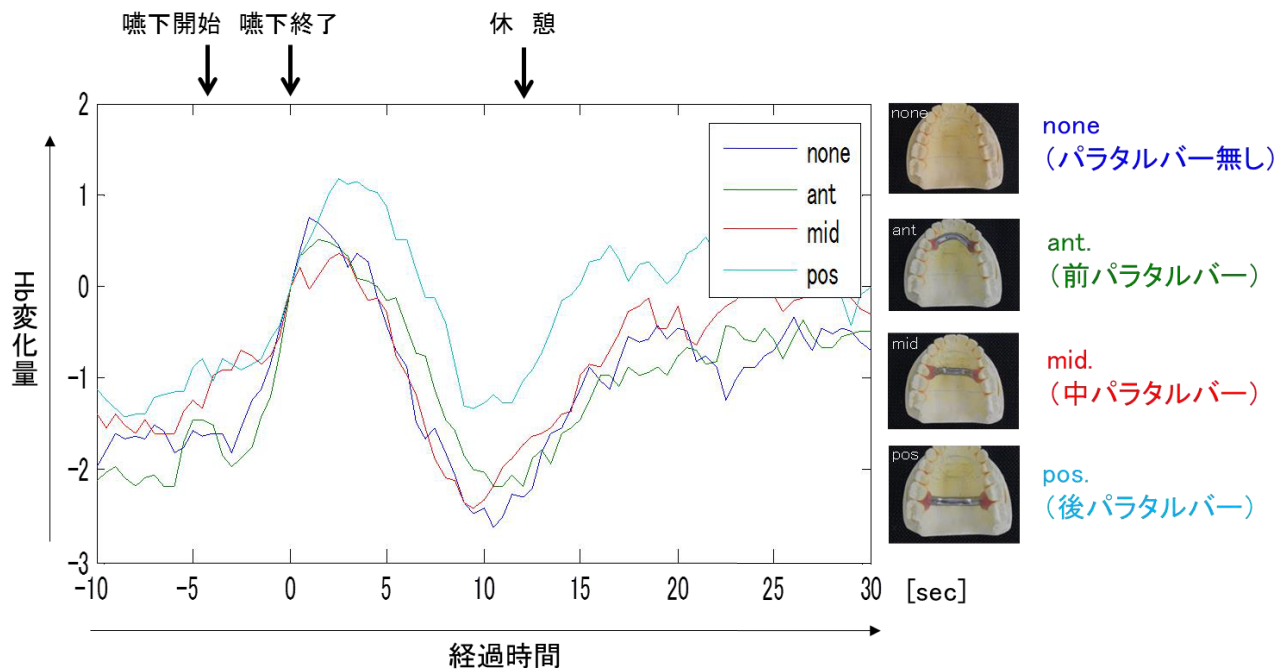
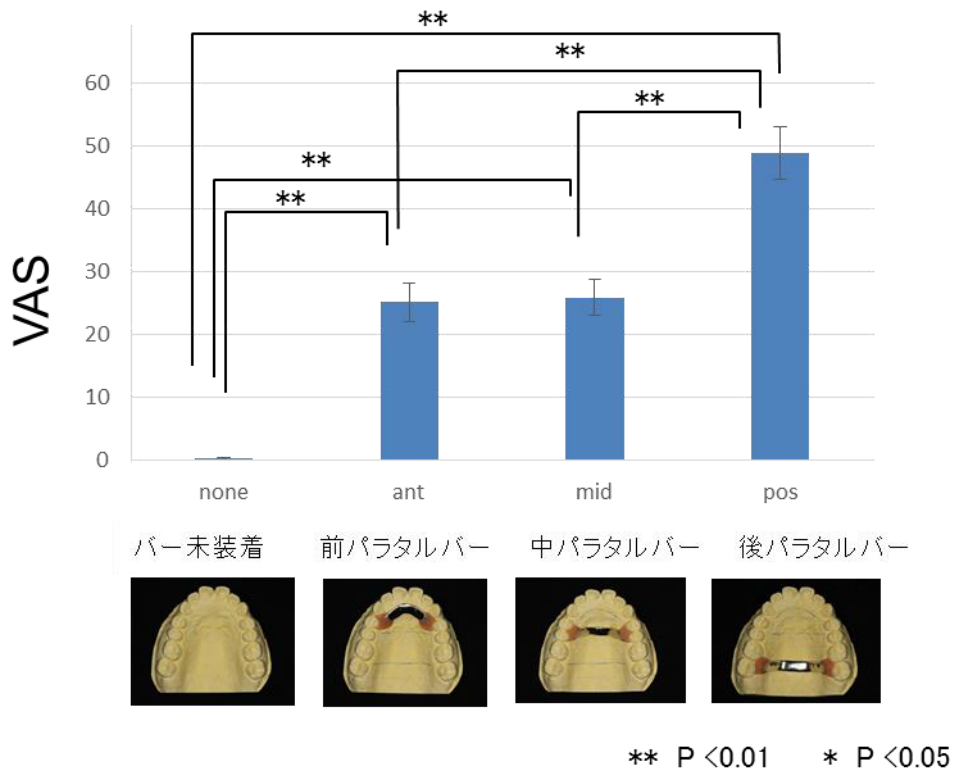


図7 計測条件の違いによる水嚥下時の脳活動量(oxy-Hb)の加算平均(5回)の波形の重ね合わせの1例



対応のある群間の中央値の検定: Friedman検定
 多重比較: Wilcoxonの符号付き順位検定, Bonferroni補正

図8 嚥下時のVAS値の結果(主観的嚥下困難感)

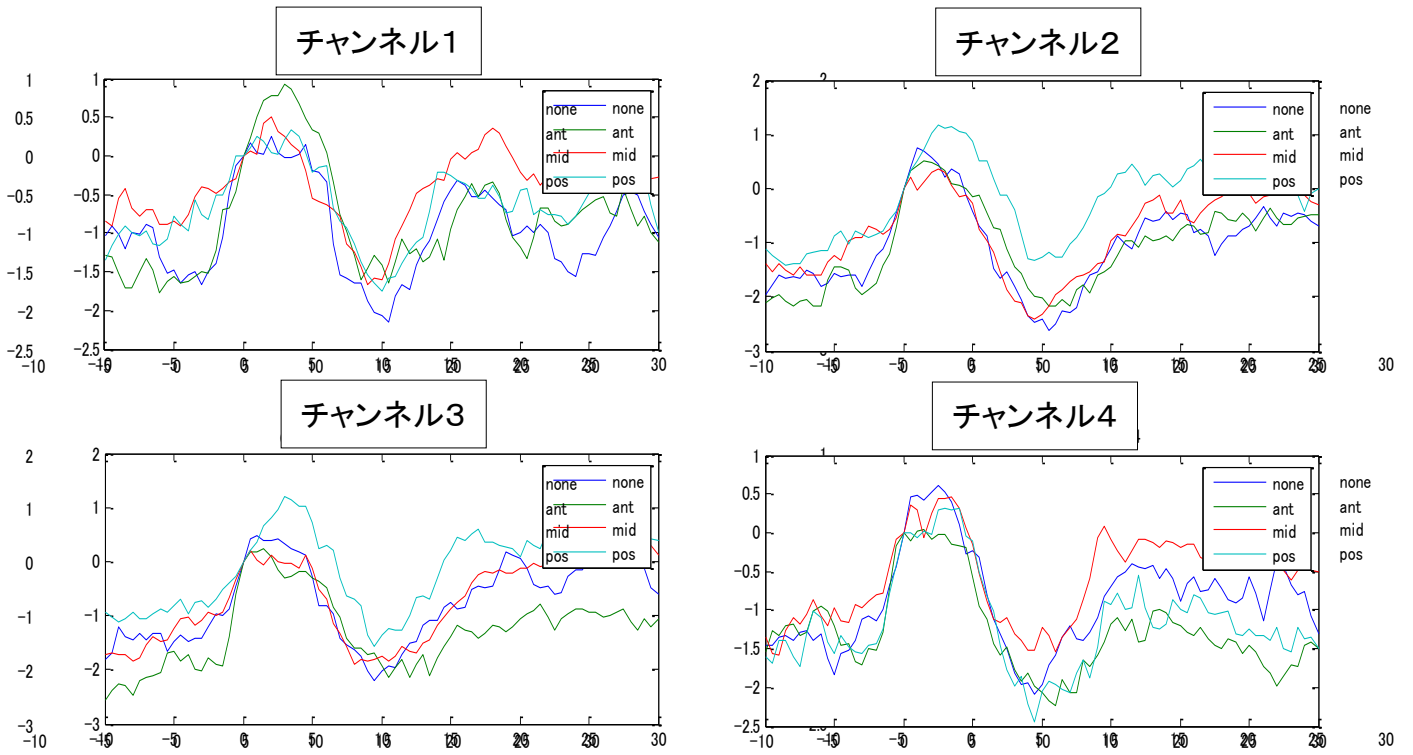


図 9 チャンネル別の各計測条件における脳活動量
(5回の加算平均)の1例

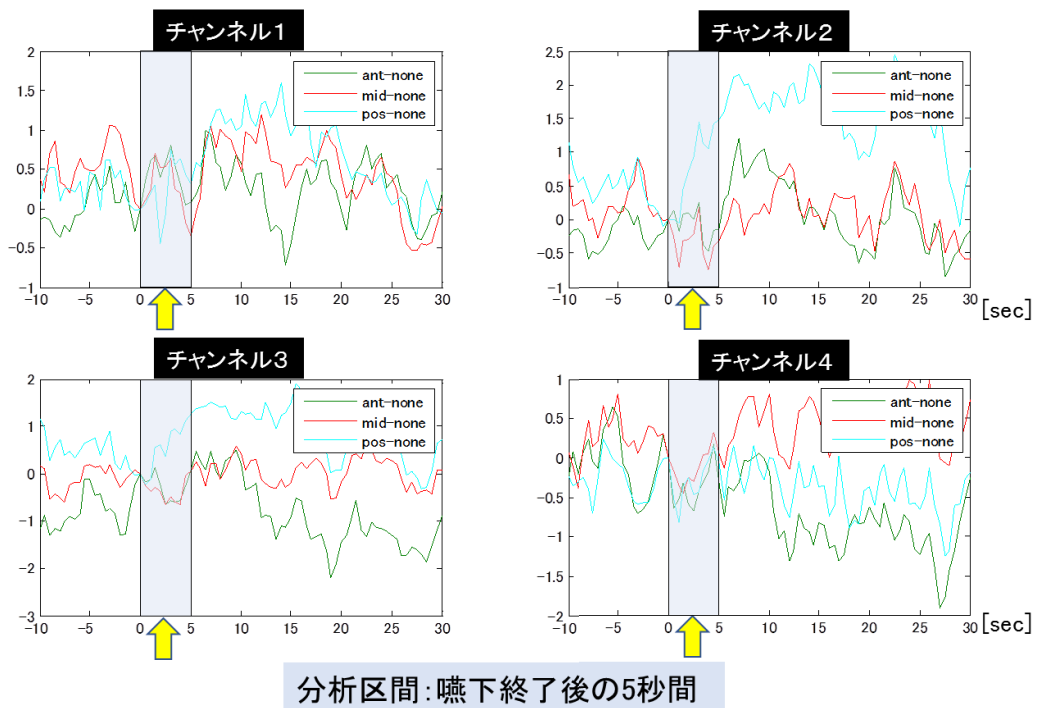


図10 チャンネル別の各計測条件における脳活動量の差分波形(25名)

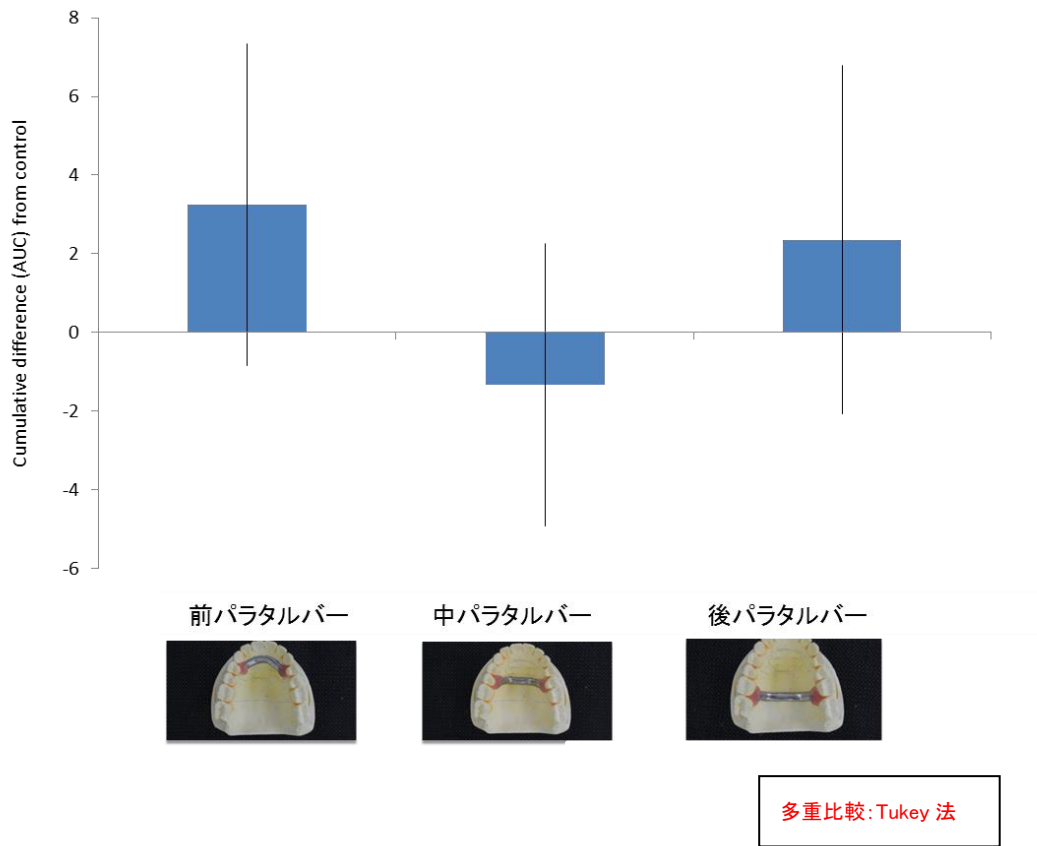


図11 嚥下時の脳活動量(差分波形積分値)(CH1)

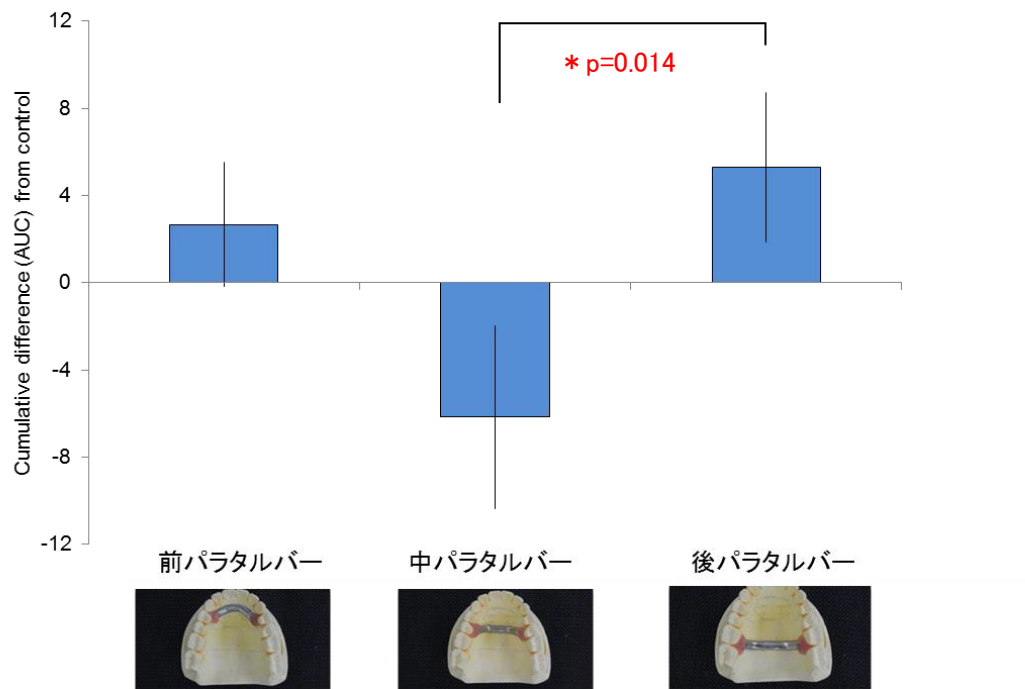


図12 嚥下時の脳活動量(差分波形積分値)(CH2)

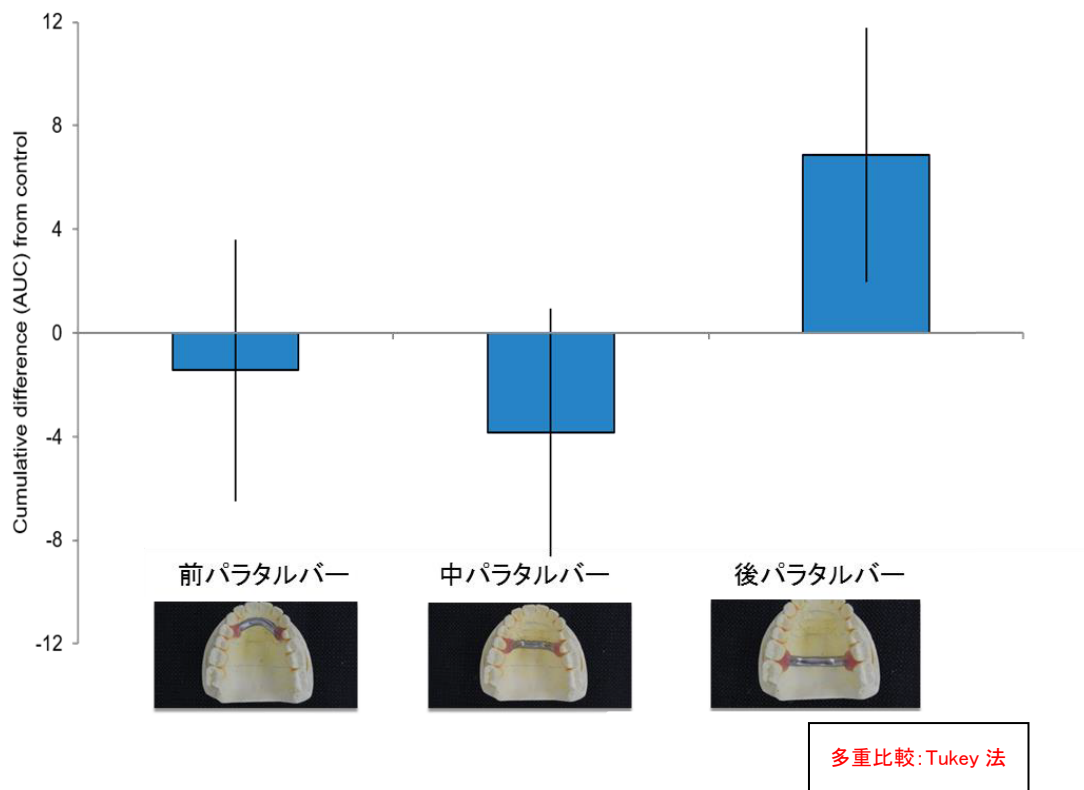


図13 嚥下時の脳活動量(差分波形積分値)(CH3)

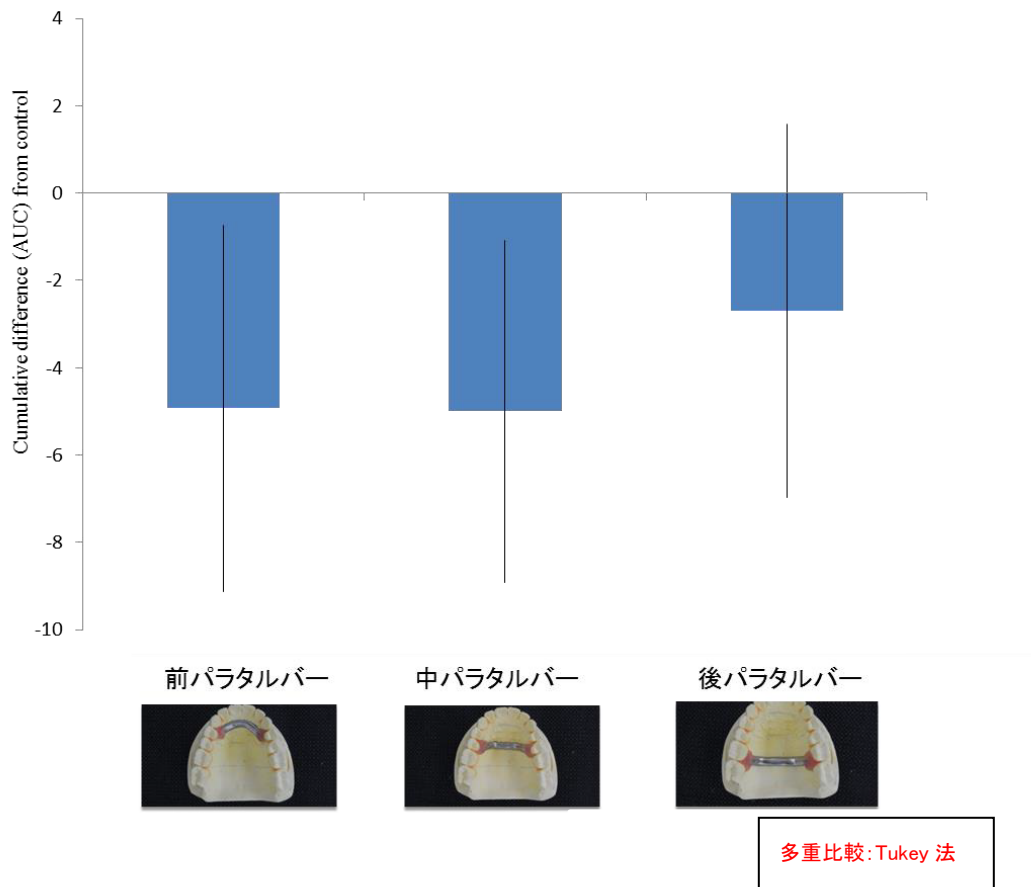


図14 嚥下時の脳活動量(差分波形積分値)(CH4)

SubNo.	年齢	性別	VAS値						歯列弓の形態				
			未装着	前	中	後	平均値	SD	標準	尖形	円形	方形	狭窄
Sub.1	35	女	0	3	31	36	23.3	17.8	●				
Sub.2	22	男	0	6	11	13	10.0	3.6		●			
Sub.3	21	女	0	21	16	63	33.3	25.8					●
Sub.4	23	男	0	26	36	76	46.0	26.5					
Sub.5	24	男	0	5	9	63	25.7	32.4		●			
Sub.6	33	女	0	0	2	5	2.3	2.5	●				
Sub.7	23	男	0	28	10	58	32.0	24.2		●			
Sub.8	24	男	5	26	28	45	33.0	10.4					●
Sub.9	24	男	2	10	5	28	14.3	12.1		●			
Sub.10	21	男	0	10	20	88	39.3	42.4					
Sub.11	33	男	0	9	5	9	7.7	2.3					●
Sub.12	23	女	0	11	23	50	28.0	20.0	●				
Sub.13	23	女	0	17	27	34	26.0	8.5		●			
Sub.14	26	男	0	33	31	25	29.7	4.2		●			
Sub.15	21	男	0	5	18	35	19.3	15.0	●				
Sub.16	21	男	0	10	13	25	16.0	7.9	●				
Sub.17	23	男	0	5	5	10	6.7	2.9		●			
Sub.18	24	男	0	24	68	19	37.0	27.0		●			
Sub.19	21	男	0	33	35	56	41.3	12.7	●				
Sub.20	23	男	0	19	30	53	34.0	17.3			●		
Sub.21	21	女	0	24	38	67	43.0	21.9	●				
Sub.22	23	女	0	17	7	12	12.0	5.0			●		
Sub.23	26	女	0	17	24	66	35.7	26.5					●
Sub.24	30	女	0	22	19	51	30.7	17.7					●
Sub.25	39	女	0	39	13	56	36.0	21.7			●		
Sub.26	33	女	0	0	90	37	42.3	45.2	●				
Sub.27	29	女	0	25	58	76	53.0	25.9	●				
Sub.28	23	女	0	24	15	17	18.7	4.7			●		
Sub.29	20	女	0	27	0	34	20.3	18.0					●
Sub.30	26	女	0	13	12	40	21.7	15.9		●			
Sub.31	24	女	0	6	5	7	6.0	1.0				●	
		平均値	0.2	16.6	22.7	40.5			9	9	4	1	6
平均年齢	25.2	男:15											
標準偏差	4.8	女:16											

表1 被験者(31名)の各条件における嚙下時のVAS値と上顎模型の歯列弓状態