頭蓋内電極を用いた嚥下関連脳活動の解析と解読

橋本 洋章^{1, 2, 3)}・亀田 成司¹⁾・前澤 仁志¹⁾・押野 悟⁴⁾
谷 直樹⁴⁾・クー・ウィミン⁴⁾・柳澤 琢史⁴⁾
吉峰 俊樹³⁾・貴島 晴彦⁴⁾・平田 雅之^{1, 3, 4)}

The Analysis and Decoding of Swallowing-related Neural Activities Using Intracranial Electrodes

Hiroaki Hashimoto^{1, 2, 3)}, Seiji Kameda¹⁾, Hitoshi Maezawa¹⁾, Satoru Oshino⁴⁾
Naoki Tani⁴⁾, Hui Ming Khoo⁴⁾, Takufumi Yanagisawa⁴⁾
Toshiki Yoshimine³⁾, Haruhiko Kishima⁴⁾ and Masayuki Hirata^{1, 3, 4)}

The present study clarified the swallowing-related neural activities using human intracranial electrodes. Eight epileptic participants fitted with intracranial electrodes on the orofacial cortex were asked to swallow a water bolus, and cortical oscillatory changes were investigated. High γ (75-150 Hz) power increases associated with swallowing were observed in the subcentral area. To decode swallowing intention, ECoG signals were converted into images whose vertical axes were the electrode's contacts and whose horizontal axis was the time in milliseconds; these findings were used as training data. Deep transfer learning was carried out using AlexNet, and the power in the high- γ band was used to create the training image set. The accuracy reached 74%, and the sensitivity reached 83%. We showed that a version of AlexNet pre-trained with visually meaningful images can be used for transfer learning of visually meaningless images made up of ECoG signals. This study demonstrated that swallowing-related high γ activities were observed in the subcentral area, and deep transfer learning using high γ activities enabled us to decode the swallowing-related neural activities.

Keywords : swallowing-related neural activity, high γ band, deep transfer learning, intracranial electrodes

はじめに

我々の研究室では、病気や加齢などで失われた嚥下機能をBrain Machine Interface (BMI) の技術を用いて再建することを構想し、2014年から研究を継続している。BMIとは1) 脳活動を計測し、2) その意味を機械学習などの技術により解読し、3) 外部機器へと出力する、ヒトと外部環境をつなげる技術の総称である。

嚥下BMIの実現のためには、まず1) 嚥下時脳活動の計測と解析、が必要である。嚥下に関連して脳が活動することはfunctional magnetic resonance imaging (fMRI)¹⁾, positron emission tomography (PET)²⁾, magnetoencephalography (MEG)³⁾などの非侵襲的な脳活動計測法により

明らかにされている。また、2) 嚥下時脳活動の解読についても頭皮脳波を用いた解読⁴⁾が報告されている。これらの結果は主に非侵襲的な方法で計測された脳活動を使用しているが、そのような信号にはノイズ混入の問題があり、また時空間分解能が高い脳信号とは言い難い。

そこで我々は頭蓋内電極により計測されるS/N比の高い脳信号を用いて嚥下関連脳活動の解析と解読を計画した。頭蓋内電極を用いた嚥下関連脳活動の報告⁵⁾はあるものの、嚥下とHigh γ 帯域(> 50 Hz)と呼ばれる高周波脳律動との関係は明らかではなかった。高周波脳律動は頭蓋内電極により計測可能であり、高周波脳律動を用いれば脳活動の解読精度を向上させることが可能であると報告されている^{6, 7)}。またHigh γ 活動は低周波帯域活動に比べより脳

1) 大阪大学大学院医学系研究科脳機能診断再建学共同研究講座

2) 国家公務員共済組合連合会大手前病院脳神経外科

3) 大阪大学国際医工情報センター臨床神経医工学

4) 大阪大学大学院医学系研究科脳神経外科

1) Department of Neurological Diagnosis and Restoration, Graduate School of Medicine, Osaka University

2) Department of Neurosurgery, Otemae Hospital

3) Endowed Research Department of Clinical Neuroengineering, Global Center for Medical Engineering and Informatics, Osaka University

4) Department of Neurosurgery, Graduate School of Medicine, Osaka University

機能局在を反映していると考えられており⁸⁾, 体性感覚⁹⁾, 運動⁸⁾, 言語¹⁰⁾, ワーキングメモリー¹¹⁾などに関与していることから, 嚥下にも High γ 活動が関与していることが予想された。

頭蓋内電極が留置されたてんかん患者を対象とし, 水の嚥下課題を行い, その際の頭蓋内脳波の計測を計画したが, 研究当初は頭蓋内脳波計測と同時に行える嚥下モニタリング法が存在しなかった. そこでモーションキャプチャー装置である Kinect v2 (Microsoft, Redmond, Washington, USA) を用いて非侵襲的に嚥下時の口と喉頭の運動をモニタリングするシステムを開発し¹²⁾, さらに頭蓋内脳波と同時に計測できる環境を構築した (図1). 嚥下時の脳活動を解析した結果, 中心下領域を含むシルビウス裂に沿った脳皮質領域に High γ 活動が出現することを明らかにした¹³⁾. また頭蓋内電極から得られた嚥下関連脳信号をイメージデータに変換し, AlexNetを用いて深層転移学習 (Deep transfer learning) を行い, 74%の精度で嚥下関連脳信号を識別できることを示した¹⁴⁾. 本稿は「A Swallowing Decoder Base on Deep Transfer Learning: AlexNet Classification of the Intracranial Electroocutogram, Hashimoto, H., et al, IJNS, 2020」¹⁴⁾を元に執筆されている。

方 法

難治部分てんかんのてんかん焦点切除術の術前精査のため4×5の20極シート型頭蓋内電極 (ユニークメディカル, 東京, 日本) を中心溝外側領域 (口腔顔面領域に相当) に留置したてんかん患者8名 (表1) の協力を得て嚥下時頭蓋内脳波計測を行った. 頭蓋内電極は128チャンネルデジタル脳波計 (EEG 2000; 日本光電, 東京, 日本) を用い

表1 被験者一覧

Participant	Age/sex	Diagnosis	Number of Orofacial electrodes (Total Electrodes)
P1	36y / F	L TLE	18 (68)
P2	30y / F	L TLE	20 (84)
P3	18y / F	R TLE	18 (55)
P4	24y / M	L TLE	15 (69)
P5	51y / M	L TLE	20 (72)
P6	28y / M	R TLE	20 (96)
P7	20y / M	L TLE	20 (94)
P8	15y / F	L TLE	20 (68)

M, Male; F, Female; R, Right; L, Left; TLE, Temporal lobe epilepsy

て記録した (sampling rate : 1000 Hz).

課題として水の自由嚥下を行った. シリンジを用いて被験者の口腔内に水約2mlを注入し, 外部からの合図なく自らのタイミングで自由嚥下を指示した. 約20分の計測時間の間で被験者が可能な限り水嚥下課題を継続した. 1回の嚥下動作が完了したことを確認した後, 口腔内に水を注入した.

嚥下開始時間の非侵襲的な特定のため被験者の頸部にはインピーダンス変化を計測する電気声門図 (EGG) (Laryngograph Ltd, ロンドン, UK) の電極と咽喉マイク (SH-12iK, 南豆無線, 静岡, 日本) を設置し, 我々が独自開発した Kinect v2 を用いた非侵襲的嚥下モニタリングシステム¹²⁾も同時計測した (図1). 電気刺激装置 (NS-101, ユニークメディカル, 東京, 日本) を用いて同期信号をい

図1 マルチモーダル嚥下計測. 嚥下運動を電気声門図, 咽喉マイク, Kinect v2を用いた非侵襲的嚥下モニタリングシステムを用いて計測しつつ, 同時に脳表電極から頭蓋内脳波を計測した.

図2 AlexNetを用いた転移学習。(a) 250msec相当の頭蓋内電極から得られた信号をイメージデータに変換した。横軸は時間に、縦軸は各電極に相当する。(b) 開口時 (Mouth), 安静時 (Rest), 嚥下時 (Swallow), 水注入時 (Water) に相当するイメージデータセットを準備し, AlexNetを用いて転移学習を行った。

れた。

頸部のインピーダンス変化と嚥下音声と同時に計測することで嚥下開始時間を非侵襲的に特定することが可能である¹⁵⁾。電気声門図変化と嚥下音声と同時に計測された場合を嚥下と判断し、実際に嚥下が行われているかどうかを非侵襲的嚥下モニタリングシステムのRGBカメラのビデオ画像で確認した。RGBカメラにより被験者が開口した時間、水が注入された時間も特定することができた。

術前の頭部MRI画像からFreeSurfer (<https://surfer.nmr.mgh.harvard.edu>)を用いて脳の3次元データを作成し、Brainstorm (<http://neuroimage.usc.edu/brainstorm/>)上で術後の頭部CT画像と重ね合わせた。Brainstormを用いて術後頭部CT画像から頭蓋内電極の標準脳座標を取得し3次元脳データ上に表示させた。

脳波は20極シート型電極から記録された波形の平均値をリファレンスとして導出した。脳波データを開口時、口腔への水注入時、嚥下開始時でそれぞれ揃え、1 - 200 Hzの時間周波数解析をおこなった (EEGLAB version 13.5.4b, <http://sccn.ucsd.edu/eeglab/>)。

頭蓋内脳波から嚥下意図を解読するためにAlexNetを用いた転移学習を行った。AlexNetとは2012年のImageNet Large Scale Visual Recognition Challenge (ILSVRC)にて最も高い判別精度を示した畳み込みニューラルネットワークである¹⁶⁾。AlexNetは一般公開されており、すでに大量のイメージデータにより学習済みである。転移学習とは、学習済みのニューラルネットワークを新しいデータセットに再利用 (転移) することである。転移学習により、少ないデータに対しても深層学習の手法を応用でき、一から学習させた場合、多量のデータと時間を必要とする深層学習においてデータと時間の節約が可能である¹⁷⁾。

転移学習の学習用イメージを作成するため、安静時、開口時、水注入時、嚥下時の脳波250msec分をMATLAB R2019b (MathWorks, Natick, MA, USA)にてイメージデータに変換した (図2a)。縦軸は電極、横軸は時間に相当する。安静時、開口時、水注入時、嚥下時に相当する4

種類のイメージデータ群を作成し、被験者一人当たり平均670枚の学習イメージを用意した。画像の元となる脳波データは生波形、もしくはバンドパスフィルター処理とヒルベルト変換との組み合わせで各周波数帯域のパワー波形を算出¹⁸⁾し使用した。周波数帯域は δ 帯域 (1~4 Hz), θ 帯域 (4~8 Hz), α 帯域 (8~13 Hz), β 帯域 (13~30 Hz), low γ 帯域 (30~50 Hz), High γ 帯域 (75~150 Hz)である。

オープンソースであるAlexNetを用いてMATLAB上で転移学習を行なった。AlexNetの最後の全結合層は安静、開口、注水、嚥下の4つの出力層に、最終層は分類出力層に置き換えた。作成した学習用イメージは975 × 1167 × 3ピクセルであったので、227 × 227 × 3ピクセルに変換し、AlexNetに入力し再学習させた (図2b)。モデルの性能を評価するために10-fold交差検定を行なった。

統計解析のためウィルコクソンの符号順位検定を行った。多重検定補正はボンフェローニ法を用い、補正p値が0.05未満を統計的に有意と規定した。

本研究は大阪大学医学部附属病院倫理委員会の承認を得ている (番号08061, 16469)。

結 果

代表症例の頭蓋内電極位置と時間周波数解析の結果を図3に示す。中心溝とシルビウス裂に挟まれ狭い脳回である中心下領域 (subcentral area) に留置した9番電極 (Ch 9) (図3a)において、嚥下の約1秒前からHigh γ 帯域の活動が観察された (図3b)。一方、一次感覚野に留置したCh 3や、一次運動野に留置されたCh 7では嚥下時に同様の活動は観察されなかった。また口腔に水が注入された際にはCh 3において強いHigh γ 活動が観察され、開口時にはCh 7において β 帯域の抑制が観察された。このように、嚥下に関連し異なる時間に異なる脳部位の活動が観察され、特にHigh γ 活動が著名であることから、High γ 帯域は嚥下意図解読のための良い特徴量になるのではないかと予想された。

図3 代表症例における大脳皮質・口腔顔面領域での開口, 水注入, 嚥下関連脳律動変化。(a) 口腔顔面領域に敷設された20極シート型頭蓋内電極マップ。13, 14で示された電極はノイズのため解析から除外した電極。白色破線は中心溝を示す。A: anterior, P: posterior. (b) Ch 7は一次運動野, Ch 3は一次感覚野, Ch 9は中心下領域に敷設されている。開口時にはCh 7にて β 帯域の抑制が, 水の注入時にはCh 3で著名なHigh γ 活動が, 嚥下時には嚥下の約1秒前からCh 9においてHigh γ 活動が観察された。

図4 学習データに頭蓋内脳波の生波形を使用した場合と, High γ パワーを使用した場合での転移学習のパフォーマンスの比較。(a) High γ パワーと生波形の間に解読精度の統計学的違いはなかった(ウィルコクソンの符号順位検定)。(b) 各ラベルでの感度を比較したが, 統計学的有意差を認めなかった(ウィルコクソンの符号順位検定, ボンフェローニ法併用)。

次に転移学習の結果を図4に示す。脳波の生波形から作成したイメージを学習データに使用した場合, 精度は 76.95 ± 4.12 (平均 $\pm$ 標準誤差 (SE)) %であった。一方, High γ パワーを用いて学習用イメージを作成した場合の精度は 74.01 ± 2.07 (平均 $\pm$ SE) %であり, 両者を比較したが有意差を認めなかった(図4a)。各ラベルの感度を図4bに示す。開口, 安静, 嚥下, 注水の各ラベルに

おいて, 生波形から得られた結果とHigh γ パワーから得られた結果の間で有意差を認めなかった。ただ, 嚥下と注水においてはHigh γ パワーから得られた感度の方が高くなる傾向が見られた。

最後に各周波数帯域別の解読精度の結果を図5に示す。High γ パワーを用いた場合に最も高い解読精度を認め (74.01 ± 2.07 %), 他の周波数帯域と比較したところ

図5 各周波数帯域パワーにおける解読精度の比較. High γ パワーを使用した場合、最も高い解読精度を示し、他の周波数帯域より統計学的に有意に高かった（ウィルコクソンの符号順位検定，ボンフェローニ法併用，補正p値 < 0.05）。

統計学的に有意に高いことが示された（ウィルコクソンの符号順位検定，補正p値 = 0.0195，ボンフェローニ法を併用）。以上より，嚥下に関連しHigh γ 活動が脳皮質に誘発され，同活動を用いることで高い解読精度を実現できることが示された。

考 察

我々の一連の研究結果を紹介した。まず頭蓋内脳波と同時計測可能な非侵襲的嚥下モニタリングシステムを開発し報告した¹²⁾。次に嚥下に関連し異なる時間に異なる領域においてHigh γ 活動が出現することを示し¹³⁾，High γ 活動を転移学習と組み合わせて使用すれば嚥下意図の解読を高い精度で実現できることを示した¹⁴⁾。本稿では主に嚥下意図の解読に焦点を当て紹介した。

過去のfMRI^{1, 19)}を用いた研究やPET²⁾を用いた研究から，中心下領域（BA 43）や前頭弁蓋部（BA 44），また体性感覚運動野の外側領域（BA 1, 2, 3, 4）が嚥下の準備や実行に重要であることがわかっていた。本稿でもHigh γ 帯域の活動が嚥下に関連し中心下領域に出現することを示した。また水が口腔内に注入された際には，中心後部に留置した電極においてHigh γ 帯域の活動が著名であった。同部位は一次感覚野の口腔顔面領域であることが文献的に知られており²⁰⁾，このHigh γ 帯域の活動は口腔内からの感覚入力により引き起こされたと推察される。

中心下領域は舌の運動^{5, 21)}や閉口運動²²⁾によっても活動することが報告されている。一方，中心下領域は嚥下運

動時にも口腔内の感覚入力時にも活動し，両者によって活動する脳領域に違いはない，とするfMRIの研究²³⁾があるが，これはfMRIの時間分解能が低い²⁴⁾ため嚥下により特異的に活動する脳領域と，口腔内への感覚入力に関連した脳活動領域を弁別できていない可能性がある。中心下領域の機能は未だ明らかでなく²⁵⁾，一説によると島回と密に連携するとともに一次感覚野からの神経線維入力を受け感覚情報を統合する領域であるとされる^{26, 27)}。感覚入力正常嚥下の開始と調整に重要であり²⁸⁾，中心下領域の障害は臨床的に重度の咽頭相の嚥下障害を引き起こす^{29, 30)}ことから中心下領域が嚥下実行に重要な役割を担う皮質領域の一部であると考えられる。

本稿では頭蓋内電極から得られた信号をイメージデータに変換し，それらを学習用データとしてAlexNetを用いて転移学習を行なった。転移学習が超音波³¹⁾，MRI³²⁾，CT¹⁷⁾などの医用画像の識別に有用であることは既に報告されている。これらの医用画像は画像的に意味を持ち，目視で識別することが可能である。AlexNetも意味のあるイメージデータを用いて事前に学習済みであるが，本稿では頭蓋内電極から得られた画像的に意味のないイメージデータを用いて転移学習を行なったとしても高い解読精度を実現できることを示した。また事前に口腔顔面領域の電極において嚥下時に活動が起きることがわかっていたため，口腔顔面領域に敷設した頭蓋内電極を選択的に用いたことも高い解読精度達成に寄与したと推察される。

過去の研究からHigh γ 帯域の活動を用いることでより高い解読精度が得られる^{6, 7)}ことが報告されており，この知見は本稿の結果と一致する。High γ パワーから得られたイメージを使用し転移学習を実行した場合，低周波帯域のパワーを使用した場合に比べ統計学的に有意に高い解読精度を達成することができた。この結果は，High γ 活動が他の周波数帯域に比べより脳機能局在を反映している³³⁾ことと関係していると思われる。

転移学習の研究を計画している段階で，我々は頭蓋内電極からの生波形を使用するよりもHigh γ パワーを学習データに用いる方が，高い解読精度を実現できるのではないかと予想していた。しかし実際の結果はそうではなかった。頭蓋内脳波の生波形を使用しても，その解読精度はHigh γ パワーを使用した場合に匹敵していた。本研究では転移学習の学習データとしてイメージデータを使用しているが，生波形から得られイメージにはHigh γ 帯域の情報が含まれているのではないかと推察された。ただし，嚥下や水注入の識別感度においては，High γ パワーの方が生波形に比べ感度が高い傾向が見られた。これは嚥下時や水の注入時に著名なHigh γ 活動が引き起こされることに関係しているものと考えられた。

現在，ニューロモデュレーションの見地から経頭蓋反復磁気刺激（rTMS）³⁴⁾や経頭蓋直流刺激（tDCS）^{35, 36)}が新たな嚥下障害のアプローチとして研究されている。rTMS

の先行研究によると健側運動皮質の咽頭領域に対する高頻度刺激が脳卒中後の嚥下障害に有効である³⁷⁾ことが示されている。本研究により嚥下時に活動することが明らかになった中心下領域はニューロモデュレーションの新たなターゲットとしての潜在的可能性を有するのではないかと考える。また本稿で示した嚥下時脳波の解説はオフラインでの実証であり、嚥下補助BMIの実現にはオンラインでの解説が必要である。さらに本研究結果は頭蓋内電極という侵襲的な方法で得られたデータを元にしており、より一般化させるには非侵襲的な計測法でも実現できるかさらなる実証が必要である。

謝 辞

本研究の一部は科学研究費助成事業の基盤研究(A)「頭蓋内脳波を用いた嚥下の脳機能解明とブレインマシンインターフェイス」(18H04166)、基盤研究(B)「ブレインマシンインターフェイスを用いた嚥下機能の再建」(No. 26282165)、若手研究「ヒト嚥下関連脳律動解析と嚥下時脳信号解説」(18K18366)の支援によって行われた。

本論文は、第32回日本喉頭科学会総会・学術講演会(2020.9.4, 仙台)にて領域講習とした内容に加筆修正し作成された。

本論文に関連し、企業・組織または団体との利益相反(COI)はない。

文 献

- 1) Hamdy S, Mikulis DJ, Crawley A et al : Cortical activation during human volitional swallowing : an event-related fMRI study. *Am J Physiol* 277 : 219-225, 1999.
- 2) Hamdy S, Rothwell JC, Brooks DJ et al : Identification of the cerebral loci processing human swallowing with H2 (15) O PET activation. *J Neurophysiol* 81 : 1917-1926, 1999.
- 3) Dzielas R, Soros P, Ishii R et al : Neuroimaging evidence for cortical involvement in the preparation and in the act of swallowing. *NeuroImage* 20 : 135-144, 2003.
- 4) Yang H, Guan C, Chua KS et al : Detection of motor imagery of swallow EEG signals based on the dual-tree complex wavelet transform and adaptive model selection. *J Neural Eng* 11 : 035016, 2014.
- 5) Satow T, Ikeda A, Yamamoto J et al : Role of primary sensorimotor cortex and supplementary motor area in volitional swallowing : a movement-related cortical potential study. *Am J Physiol Gastrointest Liver Physiol* 287 : G459-470, 2004.
- 6) Yanagisawa T, Hirata M, Saitoh Y et al : Real-time control of a prosthetic hand using human electrocorticography signals. *Journal of Neurosurgery* 114 : 1715-1722, 2011.
- 7) Yanagisawa T, Hirata M, Saitoh Y et al : Electrocorticographic control of a prosthetic arm in paralyzed patients. *Annals of Neurology* 71 : 353-361, 2012.
- 8) Crone NE, Miglioretti DL, Gordon B et al : Functional mapping of human sensorimotor cortex with electrocorticographic spectral analysis. II. Event-related synchronization in the gamma band. *Brain* 121 : 2301-2315, 1998.
- 9) Jones MS, Barth DS : Sensory-evoked high-frequency (gamma-band) oscillating potentials in somatosensory cortex of the unanesthetized rat. *Brain Res* 768 : 167-176, 1997.
- 10) Hashimoto H, Hasegawa Y, Araki T et al : Non-invasive detection of language-related prefrontal high gamma band activity with beamforming MEG. *Sci Rep* 7 : 14262, 2017.
- 11) Pipa G, Stadler ES, Rodriguez EF et al : Performance- and stimulus-dependent oscillations in monkey prefrontal cortex during short-term memory. *Front Integr Neurosci* 3 : 25, 2009.
- 12) Hashimoto H, Hirata M, Takahashi K et al : Non-invasive quantification of human swallowing using a simple motion tracking system. *Sci Rep-Uk* 8 : 5095, 2018.
- 13) Hashimoto H, Takahashi K, Kameda S et al : Motor and sensory cortical processing of neural oscillatory activities revealed by human swallowing using intracranial electrodes. *bioRxiv* : 2020.
- 14) Hashimoto H, Kameda S, Maezawa H et al : A swallowing decoder based on deep transfer learning : AlexNet classification of the intracranial electrocorticogram. *International Journal of Neural Systems*, 2020.
- 15) Firmin H, Reilly S, Fourcin A : Non-invasive monitoring of reflexive swallowing. *Speech Hearing and Language* 10 : 171-184, 1997.
- 16) Krizhevsky A, Sutskever I, Hinton G : ImageNet classification with deep convolutional neural networks. In *NIPS*. 1097-1105, 2012.
- 17) Dawud AM, Yurtkan K, Oztoprak H : Application of deep learning in neuroradiology : Brain haemorrhage classification using transfer learning. *Computational Intelligence and Neuroscience* 2019, 2019.
- 18) Cohen MX : Assessing transient cross-frequency coupling in EEG data. *J Neurosci Methods* 168 : 494-499, 2008.
- 19) Martin RE, Goodyear BG, Gati JS et al : Cerebral cortical representation of automatic and volitional swallow-

- ing in humans. *J Neurophysiol* 85 : 938-950, 2001.
- 20) Salmelin R, Hamalainen M, Kajola M et al : Functional segregation of movement-related rhythmic activity in the human brain. *NeuroImage* 2 : 237-243, 1995.
 - 21) Martin RE, MacIntosh BJ, Smith RC et al : Cerebral areas processing swallowing and tongue movement are overlapping but distinct : a functional magnetic resonance imaging study. *J Neurophysiol* 92 : 2428-2443, 2004.
 - 22) Mihai PG, von Bohlen Und Halbach O, Lotze M : Differentiation of cerebral representation of occlusion and swallowing with fMRI. *Am J Physiol Gastrointest Liver Physiol* 304 : 847-854, 2013.
 - 23) Lowell SY, Poletto CJ, Knorr-Chung BR et al : Sensory stimulation activates both motor and sensory components of the swallowing system. *NeuroImage* 42 : 285-295, 2008.
 - 24) Aine CJ : A conceptual overview and critique of functional neuroimaging techniques in humans : I. MRI/FMRI and PET. *Crit Rev Neurobiol* 9 : 229-309, 1995.
 - 25) Hirsch J, Zhang X, Noah JA et al : Frontal temporal and parietal systems synchronize within and across brains during live eye-to-eye contact. *NeuroImage* 157 : 314-330, 2017.
 - 26) Toogood JA, Smith RC, Stevens TK et al : Swallowing preparation and execution : Insights from a delayed-response functional magnetic resonance imaging (fMRI) study. *Dysphagia* 32 : 526-541, 2017.
 - 27) Saper CB : Hypothalamic connections with the cerebral cortex. *Prog Brain Res* 126 : 39-48, 2000.
 - 28) Gow D, Hobson AR, Furlong P et al : Characterising the central mechanisms of sensory modulation in human swallowing motor cortex. *Clin Neurophysiol* 115 : 2382-2390, 2004.
 - 29) Weller M : Anterior opercular cortex lesions cause dissociated lower cranial nerve palsies and anarthria but no aphasia : Foix-Chavany-Marie syndrome and "automatic voluntary dissociation" revisited. *J Neurol* 240 : 199-208, 1993.
 - 30) Alberts MJ, Horner J, Gray L et al : Aspiration after stroke : lesion analysis by brain MRI. *Dysphagia* 7 : 170-173, 1992.
 - 31) Cheng PM, Malhi HS : Transfer learning with convolutional neural networks for classification of abdominal ultrasound images. *Journal of Digital Imaging* 30 : 234-243, 2017.
 - 32) Lu S, Lu Z, Zhang Y-D : Pathological brain detection based on AlexNet and transfer learning. *Journal of Computational Science* 30 : 41-47, 2019.
 - 33) Crone NE, Miglioretti DL, Gordon B et al : Functional mapping of human sensorimotor cortex with electrocorticographic spectral analysis. I. Alpha and beta event-related desynchronization. *Brain* 121 : 2271-2299, 1998.
 - 34) Verin E, Leroi AM : Poststroke dysphagia rehabilitation by repetitive transcranial magnetic stimulation : a noncontrolled pilot study. *Dysphagia* 24 : 204-210, 2009.
 - 35) Vasant DH, Mistry S, Michou E et al : Transcranial direct current stimulation reverses neurophysiological and behavioural effects of focal inhibition of human pharyngeal motor cortex on swallowing. *J Physiol* 592 : 695-709, 2014.
 - 36) Suntrup S, Teismann I, Wollbrink A et al : Magnetoencephalographic evidence for the modulation of cortical swallowing processing by transcranial direct current stimulation. *NeuroImage* 83 : 346-354, 2013.
 - 37) Park JW, Oh JC, Lee JW et al : The effect of 5 Hz high-frequency rTMS over contralesional pharyngeal motor cortex in post-stroke oropharyngeal dysphagia : a randomized controlled study. *Neurogastroenterology & Motility* 25 : 324, 2013.
-
- 別刷請求先 〒540-0008 大阪府大阪市中央区大手前
1-5-34 大手前病院脳神経外科
橋本洋章