

Université du Québec en Outaouais

**Le rôle de l'aire fusiforme des visages dans les stratégies d'identification des visages : une
étude exploratoire en HD-tDCS.**

Essai doctoral
Présenté au
Département de psychoéducation et de psychologie

Comme exigence partielle du doctorat en psychologie,
Profil neuropsychologie clinique (D.Psy.)

Par
© Kim CALVÉ

Août 2026

Composition du jury

Le rôle de l'aire fusiforme des visages dans les stratégies d'identification des visages :
une étude exploratoire en HD-tDCS.

Par
Kim Calvé

Cet essai doctoral a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Daniel Fiset, Ph. D., codirecteur de recherche, Département de psychologie et de
psychoéducation, Université du Québec en Outaouais.

Sara Tremblay, Ph. D., codirectrice de recherche, Département de psychologie et de
psychoéducation, Université du Québec en Outaouais.

Forest, Geneviève Ph. D., examinatrice interne, Département de psychologie et de
psychoéducation, Université du Québec en Outaouais.

Green-Demers, Isabelle, Ph. D., examinatrice interne, Département de psychologie et de
psychoéducation, Université du Québec en Outaouais.

Charles Collin, Ph. D., examinateur externe, Faculté des sciences sociales, Université
d'Ottawa.

REMERCIEMENTS

Je souhaite exprimer ma gratitude envers toutes les personnes qui ont rendu possible l'accomplissement de cet essai. Tout d'abord, je tiens à remercier mes directeurs, Daniel et Sara, sans qui ce projet n'aurait pu voir le jour. Merci de m'avoir offert l'opportunité de travailler à vos côtés. Vos conseils avisés et votre précieuse expertise m'ont guidée tout au long de cette démarche. J'aimerais également souligner la contribution des membres de mon comité d'essai doctoral, Geneviève Forest, Isabelle Green-Demers et Charles Collin, et les remercier pour le temps et l'attention portés à l'évaluation de ce travail. Ma reconnaissance s'adresse aussi à l'ensemble des participants et participantes, dont la généreuse collaboration a été essentielle à ce projet.

Un immense merci à ma famille et à mes amis, qui ont été de véritables points d'ancrage durant ces années. Que ce soit de près (les principaux concernés se reconnaîtront !) ou de plus loin, votre soutien a été un atout indispensable à ma réussite et à l'atteinte de mes objectifs. C'est une chance inouïe de vous avoir à mes côtés. Je réserve une pensée toute spéciale à Aude et Evelyne, mes collègues de doctorat devenues de précieuses amies. Naviguer à travers les étapes de ce parcours avec vous a fait toute la différence. Merci pour votre entraide, votre écoute et, surtout, pour tous les rires au passage. J'éprouve beaucoup de gratitude de vous compter désormais dans ma vie.

Enfin, un merci tout particulier à Mathieu, mon amoureux et mon pilier au quotidien. Merci pour ta compréhension et le soutien inconditionnel que tu m'offres depuis maintenant 10 ans. Quelle chance j'ai de pouvoir bénéficier de ta présence apaisante et de la foi inébranlable que tu portes en moi.

RÉSUMÉ

Introduction : L'identification des visages est une compétence visuelle hautement spécialisée et essentielle aux interactions sociales. Elle repose sur un réseau cérébral distribué au sein duquel l'aire fusiforme des visages (FFA) est reconnue pour jouer un rôle central. Toutefois, l'architecture fonctionnelle précise de ce système, ainsi que la nature exacte du traitement de l'information effectué par le FFA, font encore l'objet de vifs débats. D'une part, le modèle hiérarchique classique propose un traitement hautement séquentiel où l'aire occipital des visages (OFA) procéderait à l'extraction initiale des traits faciaux avant de relayer l'information au FFA, responsable du traitement global visant à extraire l'identité. Cependant, l'étude de patients cérébrolésés remet en question cette perspective hautement hiérarchique, suggérant une implication beaucoup plus marquée du FFA dans l'extraction des traits faciaux comme les yeux. Bien que les études de lésions constituent une source d'information précieuse pour établir des liens de causalité, elles se heurtent à plusieurs limites qui compliquent l'interprétation du rôle spécifique de chaque région au sein du réseau de perception des visages. Face à ces contraintes, les techniques de neuromodulation non invasives, comme la stimulation transcrânienne à courant direct (tDCS), s'imposent comme des avenues méthodologiques privilégiées. En modulant temporairement l'activité d'une région cible, elles permettent d'établir des liens de causalité chez le sujet sain. Cette étude vise donc à caractériser le rôle fonctionnel du FFA dans l'identification des visages et dans les stratégies perceptives sous-jacentes à l'aide de la tDCS à haute définition (HD-tDCS).

Méthodologie : L'expérimentation a été menée auprès de 30 participants adultes sains selon un devis expérimental factoriel mixte à mesures répétées. Les participants ont été répartis aléatoirement dans trois conditions de stimulation ciblant le FFA droit : anodale, cathodale et placebo. Les capacités d'identification et les stratégies d'extraction de l'information visuelle ont été évaluées avant et après la stimulation à l'aide du *Cambridge Face Memory Test* (CFMT) et d'une tâche d'identification couplée à la méthode des bulles.

Résultats : Les résultats ne montrent aucun effet global significatif de la polarité de la stimulation sur les performances ou les stratégies visuelles à l'échelle du groupe. Toutefois, l'impact de la stimulation s'est avéré fortement modulé par le niveau de performance initial des participants. Ceux ayant des habiletés de base plus faibles ont montré des améliorations associées à un recrutement accru de la région des yeux, tandis que les participants initialement plus performants n'en ont tiré aucun bénéfice, leur performance tendant même à se détériorer.

Conclusion : Ces observations remettent en question le modèle classique d'excitation/inhibition (AeCi) de la tDCS et suggèrent plutôt que la stimulation agit comme une perturbation exogène interagissant avec l'équilibre homéostatique du réseau neuronal. Ces résultats confirment également un lien causal entre l'activité du FFA et les stratégies de reconnaissance faciale.

Mots clés : Perception des visages, Psychophysique, Stratégies perceptives, Aire fusiforme des visages, Neurostimulation, Stimulation transcrânienne à courant direct (tDCS).

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	I
RÉSUMÉ	II
LISTE DES FIGURES	V
LISTE DES TABLEAUX	VI
LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES	VII
 CHAPITRE I - Introduction.....	 1
La spécialisation corticale.....	2
La nature du traitement au sein du FFA	6
Hypothèse du traitement holistique	6
La hiérarchie et l'indépendance du FFA.....	8
Mécanismes d'identification des visages.....	10
Comprendre le rôle du FFA grâce à la neuromodulation	12
Effet aigu de la tDCS : polarisation membranaire	13
Mécanismes longue durée : plasticité synaptique	17
HD-tDCS	21
Utilisation de la tDCS pour étudier des processus de haut niveau	22
Objectifs de l'étude et hypothèses	26
 CHAPITRE II - Méthodologie.....	 28
Participants.....	29
Devis et procédure	30
Première rencontre	30
Deuxième rencontre	31
Matériel	32
Dispositif informatique et d'affichage.....	32
Stimulation HD-tDCS.....	32
Tâches expérimentales	34
Tâches de traitement des visages	34
Tâche des bulles.....	37
Analyses.....	39
Traitement des données psychophysiques	39
Analyses statistiques des données comportementales	41
 CHAPITRE III - Résultats.....	 42
Analyse des effets globaux de la stimulation.....	45
 CHAPITRE IV - Discussion.....	 56
Remise en question du modèle classique AeCi.....	58
Les déterminants anatomiques de l'hétérogénéité du champ électrique induit	60
Le principe de dépendance de l'état	63
Le modèle physiologique de l'équilibre E/I	65
Retombées des résultats	69
Théoriques	69
Cliniques	70

Limites et considérations futures	72
Échantillon	72
Variabilité interindividuelle	73
Mesure neurophysiologique.....	75
CHAPITRE V - Conclusion.....	77
Références.....	80

LISTE DES FIGURES

Figure 1. <i>Modèle du traitement des visages proposé par Haxby et al. (2000).</i>	6
Figure 2. <i>Processus de sommation des potentiels postsynaptiques au cône d'implantation du neurone</i>	15
Figure 3. <i>Mécanismes sous-tendant la potentialisation à long terme</i>	19
Figure 4. <i>Disposition des électrodes</i>	33
Figure 5. <i>Distribution du champ électrique induit au niveau du FFA.</i>	34
Figure 6. <i>Procédure de création d'un stimulus à l'aide de la méthode des bulles</i>	38
Figure 7. <i>Régions d'intérêt (ROI) définies pour l'analyse des yeux</i>	40
Figure 8. <i>Images de classification pré-stimulation révélant l'information visuelle diagnostique utilisée à l'échelle du groupe, selon la condition expérimentale.</i>	44
Figure 9. <i>Évolution de la performance à la tâche des bulles</i>	46
Figure 10. <i>Images de classification post-stimulation révélant l'information visuelle diagnostique utilisée à l'échelle du groupe, selon la condition expérimentale</i>	48
Figure 11. <i>Relation entre la performance initiale et la variation de performance au CFMT selon la condition expérimentale.</i>	52
Figure 12. <i>Images de classification post-stimulation révélant l'information visuelle diagnostique utilisée par les participants présentant initialement des scores faibles, selon la condition expérimentale.</i>	54
Figure 13. <i>Images de classification post-stimulation révélant l'information visuelle diagnostique utilisée par les participants présentant initialement des scores élevés, selon la condition expérimentale.</i>	55

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. <i>Caractéristiques démographiques des participants</i>	29
Tableau 2. <i>Statistiques descriptives de l'évolution de la performance au CFMT (après-avant)</i>	51

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AeCi	<i>Anodal-excitation and cathodal-inhibition</i> (Anodal-excitation et cathodal-inhibition)
AMPA	Acide aminométhylphosphonique
AMPc	Adénosine monophosphate cyclique
ANCOVA	Analyse de covariance
ANOVA	Analyse de variance
ATP	Adénosine triphosphate
BOLD	<i>Blood oxygen level dependent</i>
CÉR	Comité d'éthique à la recherche
CFMT	<i>Cambridge Face Memory Test</i>
CFMT-Aus	<i>Cambridge Face Memory Test – Australian</i>
CFPT	<i>Cambridge Face Perception Test</i>
CNN	<i>Convolutional Neural Networks</i> (réseaux de neurones convolutifs)
CREB	<i>cAMP response element-binding protein</i>
DLT	Dépression à long terme
E/I	Excitation/inhibition
EEG	Électroencéphalographie
FEM	<i>Finite Element Method</i> (méthode par éléments finis)
FFA	<i>Fusiform face area</i> (aire fusiforme des visages)
GABA	Acide γ -aminobutyrique
GFMT	<i>Glasgow Face Matching Test</i>
HD-tDCS	<i>High-definition transcranial direct current stimulation</i> (stimulation transcrânienne à courant direct haute définition)

IC	Image de classification
IRMf	Imagerie par résonance magnétique fonctionnelle
LCR	Liquide céphalo-rachidien
LOC	<i>Lateral occipital complex</i> (cortex occipital latéral)
MT	<i>Middle temporal</i> (aire du mouvement)
NMDA	<i>N-méthyl-D-aspartate</i>
OFA	<i>Occipital face area</i> (aire occipitale des visages)
PCA	<i>Principal Component Analysis</i> (Analyse en composantes principales)
PLT	Potentialisation à long terme
PPSI	Potentiel post-synaptique inhibiteur
PPSE	Potentiel post-synaptique excitateur
pSTS	<i>Posterior superior temporal sulcus</i> (sillon supérieur temporal postérieur)
ROI	Région d'intérêt (<i>Region of Interest</i>)
tDCS	<i>Transcranial direct current stimulation</i> (stimulation transcrânienne à courant direct)
TSA	Trouble du spectre de l'autisme
V1	Cortex visuel primaire

CHAPITRE I

Introduction

De manière automatique et largement implicite, notre cerveau accomplit chaque jour une prouesse cognitive remarquable nous permettant de reconnaître de façon quasi-instantanée un visage parmi une infinité de configurations complexes (Valentine et al., 2016). Cette compétence hautement spécialisée s'explique vraisemblablement par la valeur sociale élevée des visages, qui constituent une source d'information centrale dans les interactions humaines. En effet, un simple regard vers un visage permet d'extraire rapidement des informations socialement pertinentes, telles que l'identité, le genre/sexe, l'âge, les intentions de l'interlocuteur, etc.. L'importance de ces stimuli est telle que l'orientation de l'attention vers les visages est observable dès la naissance : les visages captent l'attention des nourrissons plus efficacement que la plupart des autres catégories de stimuli visuels (Farzin et al., 2012). C'est à la faveur de cet engagement précoce et constant que le système visuel développe une expertise dans le décodage de l'information faciale. Cet apprentissage lui permet d'extraire une identité stable en dépit des variations d'éclairage, d'expression ou de point de vue (Bruce et Young, 2013). Chez l'individu typique, ce processus s'opère si efficacement que les mécanismes sous-jacents nous paraissent triviaux (Nemrodov et al., 2018). Pourtant, cette facilité apparente masque une architecture neuronale sophistiquée, mobilisant des processus perceptifs et cognitifs complexes pour maintenir des représentations identitaires robustes à partir d'informations visuelles en constante évolution.

La spécialisation corticale

Compte tenu de l'importance et de la spécificité des informations que nous sommes en mesure d'extraire des visages, plusieurs chercheurs ont postulé que ce type de stimuli mobilise des mécanismes cérébraux dédiés. Les premiers indices en faveur d'une

telle spécialisation proviennent de la neuropsychologie, notamment de l'observation de patients ayant perdu la capacité de reconnaître les visages alors que leur traitement d'autres objets visuels demeurerait relativement préservé. Cette condition, connue sous le nom de prosopagnosie, constitue une dissociation classique suggérant que les visages et les objets ne dépendent pas entièrement des mêmes systèmes corticaux (Damasio, 1985; Sergent et Signoret, 1992).

Alors que l'étude de ces cas cliniques a permis d'établir l'existence d'un système spécialisé pour le traitement des visages, les avancées en neuroimagerie ont rapidement permis d'en préciser l'architecture fonctionnelle et d'en identifier les corrélats neuronaux chez le cerveau sain (Di Salle et al., 1999). Parmi les outils disponibles, l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) s'est imposée comme la méthode privilégiée pour visualiser la dynamique neuronale associée à ces processus. En mesurant les variations hémodynamiques corticales indexées par le signal BOLD (de l'anglais, *blood oxygen level dependent*), cette technique a permis d'identifier de manière systématique les régions cérébrales recrutées lors du traitement de stimuli faciaux (Matthews et Jezzard, 2004).

C'est dans ce contexte que Kanwisher et ses collègues (1997) ont rapporté l'existence d'une région du gyrus fusiforme présentant une réponse significativement plus forte aux visages qu'aux autres catégories d'objets, une découverte qui a conduit à l'identification de l'aire fusiforme des visages (*fusiform face area*, FFA). À la suite de cette découverte, les travaux subséquents ont mis en évidence un réseau cortical distribué impliqué dans le traitement des visages. Outre le FFA, une région située dans le gyrus occipital inférieur, l'aire occipitale des visages (*occipital face area*, OFA), présente

également une sélectivité pour les stimuli faciaux (Gauthier et al., 2000). Sa localisation plus postérieure suggère une contribution aux étapes initiales d'analyse structurale. Par ailleurs, une région du sillon supérieur temporal postérieur (*posterior superior temporal sulcus*, pSTS) répond préférentiellement aux aspects dynamiques des visages, notamment la direction du regard et les expressions (Hoffman et Haxby, 2000). Cette organisation fonctionnelle, distinguant le traitement structurel et le traitement des informations changeantes, fait écho aux données issues d'enregistrements unitaires chez le macaque, où des populations neuronales distinctes au sein du cortex temporal inférieur et du sillon temporal supérieur répondent respectivement à l'identité et aux expressions faciales (Hasselmo et al., 1989). Ensemble, ces observations ont consolidé l'idée d'un système hiérarchiquement organisé et partiellement spécialisé pour les différentes composantes du traitement facial.

C'est à partir de ces données, et bien d'autres similaires, qu'Haxby et collègues (2000) proposent un modèle de la perception des visages fondé sur une organisation hiérarchique et distribuée. Ce modèle postule l'existence d'un système central, dédié à l'analyse visuelle des visages, qui interagit avec un système étendu pour enrichir la représentation perceptive. Le système central constitue le noyau du traitement visuel et repose sur l'activité coordonnée des trois régions précédemment mentionnées soit le FFA, l'OFA ainsi que le pSTS. Dans cette architecture, l'OFA agit comme la porte d'entrée du réseau. Il assure l'extraction initiale des traits faciaux, tels que les yeux, le nez ou la bouche, avant de relayer ces informations vers les niveaux supérieurs pour une analyse plus fine. Les aspects invariants comme l'identité et le sexe/genre sont dirigés vers la

voie ventrale pour être traités par le FFA. Les aspects variables (p.ex. direction du regard, expressions faciales) sont pris en charge par la voie dorsale, impliquant le pSTS.

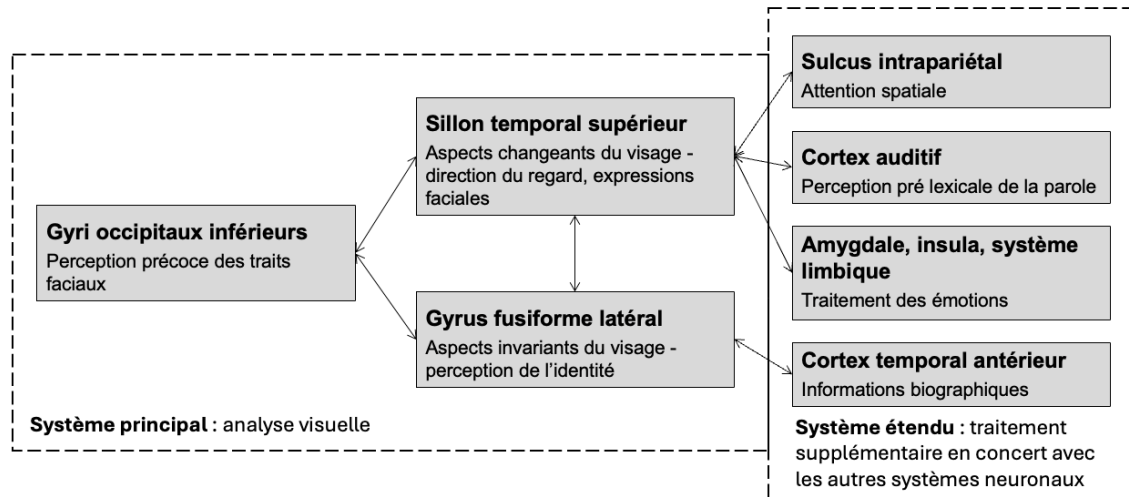
Au terme de cette analyse perceptive, le système central interagit avec le système étendu. Bien que composé de régions non spécifiques aux visages, ce second réseau est indispensable pour former des représentations riches et complexes intégrant le contexte et les connaissances antérieures. Par exemple, les projections vers le cortex limbique permettent d'attribuer une valence émotionnelle aux expressions faciales perçues (Calder et al., 2001), tandis que les connexions avec le cortex temporal antérieur facilitent l'accès aux informations sémantiques et biographiques associées à l'identité (Borghesani et al., 2019; Seidenberg et al., 2002). En somme, le modèle de Haxby décrit un système de perception faciale sophistiqué, localisé dans des régions anatomiques distinctes mais fonctionnellement intégrées au sein d'une hiérarchie complexe (Atkinson et Adolphs, 2011). Toutefois, bien que cette proposition d'un réseau modulaire et coordonné demeure influente, l'architecture précise de ce système, tant sur le plan de la spécialisation des régions que de son organisation fonctionnelle, fait encore l'objet de débats.

Des travaux plus récents ont révisé ce modèle en postulant l'existence d'une nouvelle voie spécialisée dans la perception sociale (Pitcher et Ungerleider, 2021). Contrairement à la perspective sérielle de Haxby, ce modèle suggère que le traitement des éléments dynamiques du visages s'effectue en parallèle et indépendamment à l'OFA et au FFA. Cette voie alternative projetterait directement du cortex visuel primaire (V1) vers le pSTS en transitant par l'aire du mouvement (MT), contournant ainsi l'OFA. Ainsi, l'extraction de l'information des visages ne dépendrait pas d'un point d'entrée unique,

mais plutôt de l'interaction de multiples voies spécialisées opérant de concert pour extraire l'identité du stimulus et lui attribuer une signification sociale.

Figure 1

Modèle du traitement des visages proposé par Haxby et al. (2000).



Note. Traduit de l'article original.

La nature du traitement au sein du FFA

Alors que l'implication du FFA dans le traitement de l'identité est sans équivoque, la nature exacte du traitement qu'il effectue reste à préciser (Cohen et al., 2019). Une des hypothèses dominantes repose sur le concept de traitement holistique. Selon cette approche, le FFA ne considère pas le visage comme une simple juxtaposition de traits, mais fusionne ces éléments et leur configuration spatiale pour construire une représentation globale et unifiée.

Hypothèse du traitement holistique

Plusieurs données empiriques semblent pointer vers un rôle d'intégration holistique. En effet, il a été démontré que le FFA est sensible tant aux changements des traits faciaux eux-mêmes (ex. yeux, nez) qu'à la modification de leur configuration

spatiale (leur position relative dans le visage). Pour de nombreux auteurs, ce profil de réponse reflète un rôle de mise en commun de l'information visuelle nécessaire à l'identification des visages (Liu et al., 2010; Yovel et Kanwisher, 2004; Zhang et al., 2012). Cette hypothèse est corroborée par les travaux de Nichols et collègues (2010) qui ont eu recours à la méthode de classification multiclassées (*“multi-class classifier”*) pour identifier la signature spatiale de l'activité neuronale. Contrairement aux approches classiques, cette technique permet de cartographier la configuration précise des neurones recrutés lors du traitement de divers types de stimuli, plutôt que de simplement mesurer leur amplitude globale. En normalisant le signal afin de contrôler pour le niveau d'activité global, les auteurs ont pu démontrer des rôles fonctionnels distincts. Dans le FFA, la majorité du réseau neuronal est mobilisé pour analyser le visage dans sa globalité. Au contraire, l'OFA consacre davantage de ressources à l'analyse des composantes isolées, telles que les contours ou les traits individuels.

Par ailleurs, le rôle crucial du FFA dans le traitement de l'identité a été mis en lumière grâce au paradigme d'adaptation en IRMf (Fox et al., 2009; Rotshtein et al., 2005). Cette approche méthodologique exploite une propriété fondamentale des neurones selon laquelle l'exposition répétée à un même stimulus entraîne une atténuation progressive de la réponse neuronale et, par conséquent, une diminution du signal BOLD. Le signal retrouve son amplitude initiale (relâchement de l'adaptation) que si le nouveau stimulus contient des propriétés nouvelles auxquelles la région est sensible. À l'aide de ce paradigme, des auteurs ont pu montrer que le FFA était sensible aux propriétés de haut niveau des visages puisque la région montre un patron de relâchement de l'adaptation lorsque les participants percevaient un changement dans l'identité des visages, et ce,

même lorsque les variations dans les propriétés de base des images étaient similaires (Rotshtein et al., 2005). Ces résultats concordent avec l'hypothèse voulant que le FFA soit principalement impliqué dans le traitement global des visages.

Si l'on conçoit le FFA comme un centre de synthèse, cela sous-entend qu'il ne traite pas lui-même les composantes de base. Selon le modèle classique de Haxby (2000), il serait donc tributaire de l'analyse préliminaire effectuée par l'OFA. Pourtant, des découvertes récentes bousculent cette hiérarchie, suggérant que le FFA possède une autonomie bien plus grande qu'on ne le pensait.

La hiérarchie et l'indépendance du FFA

Comme évoqué précédemment, le modèle de Haxby attribue à l'OFA la charge de la détection initiale et du traitement des traits. Ce n'est qu'après cette analyse que l'information serait transmise vers les aires de haut niveau. Toutefois, plusieurs données empiriques suggèrent que l'OFA ne constitue pas l'unique porte d'entrée du système, remettant en question une organisation strictement sérielle.

Un premier argument empirique provient de l'étude de la dynamique temporelle du traitement des visages. En contrôlant graduellement le flux d'information visuelle disponible, des chercheurs ont pu explorer la séquence d'activation des régions faciales (Jiang et al., 2011). Contrairement à ce qui est attendu selon l'hypothèse hiérarchique, les résultats obtenus montrent que le FFA est en mesure de décoder la présence d'un visage à partir d'information de haut niveau indépendamment de l'activité de l'OFA (Gentile et al., 2017; Jiang et al., 2015). Cela suggère que la catégorisation d'un stimulus peut être initiée dans des régions visuelles de haut niveau, avant l'analyse primaire de l'OFA. De plus, l'analyse des corrélats anatomiques du cortex occipital

identifie des connexions entre le FFA et les aires visuelles rétinotopiques (Kim et al., 2006). Cela suggère que l'information provenant d'autres régions du cortex visuel peut être acheminée directement vers le FFA sans passer par l'OFA.

Des exemples provenant de l'étude de lésion suggèrent également que l'activité de l'OFA n'est pas essentielle au traitement dans les aires supérieures du système de perception des visages. Effectivement, l'étude de patients prosopagnosiques permet de dresser un lien causal entre la localisation des lésions et le type de difficultés qu'elles engendrent (Damasio, 1985; Sergent et Signoret, 1992). Un des cas de prosopagnosie particulièrement étudiés est celui de P.S., une patiente présentant des lésions relativement focalisées du cortex occipito-temporal incluant l'OFA, mais épargnant le FFA et le pSTS (Rossion et al., 2003). Ce tableau clinique contraste avec celui d'autres patients prosopagnosiques, chez qui des lésions plus diffuses entraînent souvent des déficits visuels concomitants, ou encore une altération du traitement de multiples catégories de stimuli (p.ex. l'hémianopsie homonyme, agnosie visuelle) (Farah et al., 1995; Steeves et al., 2006). Ainsi, P.S. est décrite comme un cas de prosopagnosie acquise plus « pure » puisqu'en dépit de l'atteinte de l'OFA, elle manifeste une activité hémodynamique dans le FFA et le pSTS comparable à celle observée chez le sujet sain (Sorger et al., 2007). L'observation d'une activation normale dans des régions de haut niveau (FFA, pSTS) malgré la lésion de l'OFA remet fondamentalement en cause le modèle hiérarchique séquentiel classique. En effet, ce profil d'activation démontre que l'information visuelle peut atteindre le FFA via des connexions directes depuis les aires visuelles précoces, contournant ainsi l'OFA (Rossion et al., 2003). Toutefois, le déficit persistant de reconnaissance faciale chez P.S. indique que si l'activation du FFA est

possible de manière isolée, elle demeure insuffisante pour une identification normale. En utilisant un paradigme d'adaptation en IRMf Schiltz et collaborateurs (2006) ont d'ailleurs montré que bien que P.S. manifeste une récupération normale de l'adaptation lors de la présentation d'objets distincts, aucune variation significative du signal BOLD n'est notée lors de la présentation de visages d'identités différentes. Ces données démontrent que, bien que le FFA conserve une réponse en l'absence de l'OFA, celle-ci est fonctionnellement altérée et insuffisante pour l'identification adéquate des visages.

Mécanismes d'identification des visages

Les données recueillies chez P.S. illustrent une dissociation majeure entre l'engagement physiologique d'une aire cérébrale et son efficacité comportementale. Autrement dit, une région peut s'activer sans pour autant extraire l'information de manière fonctionnelle. Pour vérifier cette hypothèse, Caldara et ses collaborateurs (2005) ont comparé les stratégies d'extraction d'information visuelle de la patiente P.S. à celles de participants sains, en utilisant la méthode des bulles (Gosselin et Schyns, 2001). Cette approche psychophysique consiste à présenter des stimuli partiellement masqués par un filtre opaque percé de petites fenêtres gaussiennes, soit des « bulles ». En faisant varier aléatoirement la position de ces bulles d'un essai à l'autre, puis en corrélant l'exactitude des réponses avec les régions visuelles révélées, cette technique permet d'isoler avec précision l'information diagnostique nécessaire à la reconnaissance. Les résultats révèlent une stratégie compensatoire inefficace chez P.S. caractérisée par un délaissement des traits diagnostiques habituels, c'est-à-dire que plutôt que de traiter l'information prépondérante pour l'identification, telle que la région des yeux, elle s'appuie sur de l'information moins discriminante comme celle de

la bouche et du contour du visage (Caldara et al., 2005). De plus, elle requiert une quantité d'information visuelle significativement supérieure aux contrôles pour atteindre un niveau de performance comparable. Ainsi, bien que le FFA de P.S. réponde aux visages, la qualité du traitement de l'information qui s'y opère demeure altérée.

Bien que l'approche de l'étude de lésions permette d'établir des liens de causalité entre une atteinte cérébrale et un comportement, elle se heurte à des obstacles majeurs. Premièrement, la rareté des patients présentant des lésions focales restreint considérablement les opportunités d'exploration. Si l'étude de cas uniques éclaire certains mécanismes spécifiques, elle ne permet pas d'investiguer systématiquement l'ensemble des parties du réseau de perception des visages.

De plus, cette méthodologie comporte des limites intrinsèques (Rorden et Karnath, 2004). En effet, les patrons complexes de lésions rendent difficile l'interprétation du rôle d'une région spécifique dans le traitement cognitif ou perceptif. Bien que l'étude de cohortes de patients présentant uniquement la région d'intérêt comme lésion commune constitue une solution théorique (Cohen et al., 2019), sa mise en œuvre pratique demeure ardue en raison de la rareté des cas isolés. Enfin, la neuroplasticité intrinsèque du cerveau induit possiblement des processus de réorganisation corticale post-lésionnelle visant à compenser les pertes fonctionnelles. Cette dynamique complique l'interprétation des données, d'autant plus que des régions anatomiquement préservées peuvent présenter un dysfonctionnement secondaire, altérant ainsi l'intégrité du réseau au-delà du site de la lésion (Adolphs, 2016) .

Face à ces contraintes méthodologiques, il devient impératif de se tourner vers

des approches permettant d'étudier la causalité chez le sujet sain. Pour des raisons qui seront détaillées ci-bas, la stimulation transcrânienne à courant direct (de l'anglais *transcranial direct current stimulation*, tDCS) s'impose comme une méthode privilégiée pour caractériser le rôle fonctionnel spécifique du FFA.

Comprendre le rôle du FFA grâce à la neuromodulation

Dans les dernières décennies, on a pu observer une explosion de l'emploi des techniques de neuromodulation non-invasives dans l'étude du fonctionnement du cerveau humain (Dayan et al., 2013; Polanía et al., 2018). Ces techniques permettent de moduler de façon sécuritaire et temporaire l'activité spontanée d'une région du cortex afin d'observer l'influence de ces changements sur le comportement et la cognition, permettant ainsi d'établir des liens de causalité (Bikson et al., 2016).

La possibilité de stimuler le cortex de manière extrinsèque repose sur les propriétés bioélectriques intrinsèques du cerveau. Les neurones sont des cellules excitables dont la fonction repose sur la génération et la transmission de signaux électriques en réponse à leur environnement. Ces flux ioniques constituent le substrat fondamental de l'ensemble des processus cognitifs. Ainsi, la neuromodulation exploite cette caractéristique en délivrant un courant électrique au tissu cortical, modifiant ainsi l'excitabilité et l'activité des populations neuronales ciblées (Lewis et al., 2016). Parmi les méthodes de neuromodulation non invasive, la stimulation transcrânienne à courant direct (tDCS) se distingue par sa facilité de mise en œuvre et par sa capacité à induire des champs électriques diffus pouvant moduler l'activité de régions corticales superficielles et, dans une moindre mesure, de structures plus profondes (Brunoni et al., 2013). La technique consiste à délivrer un courant continu de faible intensité

(généralement entre 1 et 2 mA) sur le scalp à l'aide d'au moins deux électrodes. Dans une configuration standard, le courant est appliqué par l'anode et transite à travers les divers tissus céphaliques vers la cathode (Nitsche et Paulus, 2000). Ce processus repose sur la conductivité des tissus biologiques, qui agissent comme des conducteurs électriques (Lefaucheur et Wendling, 2019). On peut comparer ce principe à un circuit électrique typique. Effectivement, de façon similaire à un réseau domestique qui achemine l'énergie du réseau électrique vers des prises de courant via des fils électriques, le dispositif tDCS transfère le courant de la source (le stimulateur) vers l'électrode de retour (la cathode) en utilisant les tissus comme milieu conducteur. Toutefois, contrairement aux circuits domestiques, l'objectif ne se limite pas au transport de l'énergie, il s'agit plutôt d'exploiter le passage du courant à travers le cortex pour moduler l'activité des populations neuronales qu'il rencontre (Lewis et al., 2016). En effet, les neurones ne sont pas des conducteurs inertes, mais des cellules actives qui possèdent leur propre activité électrique. Ainsi, le flux externe interagit directement avec leur activité endogène. C'est précisément cette capacité à influencer l'excitabilité corticale qui constitue le fondement de la tDCS (Kadosh, 2014). En raison de la complexité des interactions entre le champ électrique et la dynamique neuronale, les sections suivantes exploreront les mécanismes neurobiologiques sous-jacents à la tDCS.

Effet aigu de la tDCS : polarisation membranaire

Pour bien comprendre le fonctionnement de la tDCS et son impact sur le fonctionnement neuronal endogène, il convient de rappeler les principes fondamentaux de la neurotransmission corticale. Les capacités de traitement du cortex reposent sur le

maintien, par chaque neurone, d'un potentiel de repos (environ -70 mV), correspondant à la différence de potentiel électrique entre les milieux intra- et extracellulaires. Ce gradient électrochimique constitue le substrat de l'intégration de l'information neuronale (Reece et al., 2014).

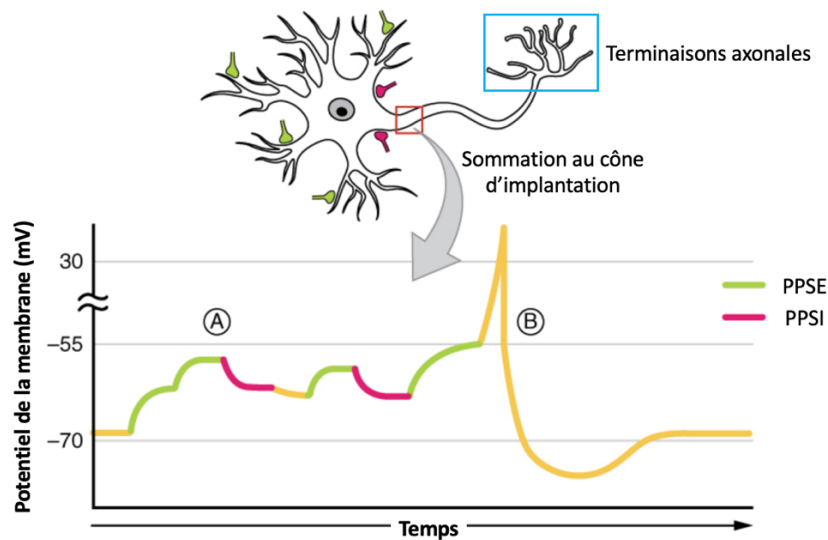
À chaque instant, le neurone traite une multitude de signaux provenant de milliers de cellules afférentes (Mason, 2017). Cette communication s'opère par la libération de neurotransmetteurs dans la fente synaptique, lesquels se lient à des récepteurs spécifiques situés sur les dendrites ou le corps cellulaire. Selon la nature des canaux ioniques qu'ils activent, ces messagers induisent des variations locales du potentiel membranaire. D'une part, les neurotransmetteurs excitateurs, tels que le glutamate agissant sur les récepteurs AMPA, provoquent une entrée d'ions sodium qui dépolarise la cellule sous forme de potentiels post-synaptiques excitateurs (PPSE). À l'inverse, les neurotransmetteurs inhibiteurs comme le GABA déclenchent l'ouverture de canaux perméables au chlore, entraînant une hyperpolarisation de la membrane connue sous le nom de potentiel post-synaptique inhibiteur (PPSI) (Magee, 2000). La capacité du neurone à transmettre un signal aux cellules auxquelles il est connecté dépend d'un processus de type tout ou rien lié à la polarisation membranaire. Effectivement, lorsque la somme des messages reçus est d'une intensité suffisante, c'est-à-dire qu'elle atteint le seuil de dépolarisation (-55mV), un potentiel d'action est créé. Ce signal électrique se propage alors jusqu'aux terminaisons axonales, permettant la transmission de l'information aux neurones subséquents.

Le champ électrique induit par la tDCS engendre des variations temporaires du potentiel membranaire des cellules, ce qui affecte leur capacité à répondre aux stimuli

reçus (Molae-Ardekani et al., 2013). Le courant induit par la stimulation n'est pas d'une intensité suffisante pour mener à lui seul au déclenchement des neurones. Il module plutôt l'activité neuronale endogène (Bikson et al., 2019). Dans un montage conventionnel, l'effet modulateur de la tDCS sur l'excitabilité neuronale dépend étroitement de la polarité de l'électrode placée sur la région d'intérêt. Selon le paradigme classique établi par Nitsche et Paulus (2000, 2001), une stimulation anodale tend à accroître l'excitabilité corticale, tandis qu'une stimulation cathodale induit généralement une diminution de celle-ci. Ce phénomène repose sur la direction du flux de courant, qui détermine la nature de l'interaction entre le champ électrique exogène et l'orientation des populations neuronales cibles (Bekkers, 2011).

Figure 2

Processus de sommation des potentiels postsynaptiques au cône d'implantation du neurone



Note. Le schéma illustre le processus de sommation des signaux électriques par le neurone. (A) La sommation des PPSE et PPSI est insuffisantes pour atteindre le seuil de

d'excitation. (B) La sommation spatio-temporelle est suffisante pour franchir le seuil, déclenchant ainsi le potentiel d'action. Figure traduite de *Anatomy and Physiology* (Version 8.25), par OpenStax, 2016, Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/File:1224_Post_Synaptic_Potential_Summation.jpg#Licensing). Licence CC BY 4.0.

Sous l'anode, l'application du champ électrique induit une dépolarisation somatique en déplaçant le potentiel de membrane au repos vers des valeurs plus positives. En rapprochant ainsi le potentiel membranaire du seuil de déclenchement, la tDCS augmente la probabilité que le neurone génère un potentiel d'action en réponse à des afférences synaptiques endogènes. À l'inverse, sous la cathode, le champ électrique provoque une hyperpolarisation de la membrane somatique. Ce déplacement du potentiel de repos vers des valeurs plus négatives éloigne le neurone de son seuil d'activation. Il en résulte qu'un signal entrant d'une intensité supérieure devient nécessaire pour déclencher une décharge neuronale, traduisant une réduction de l'excitabilité corticale (Stagg et al., 2018).

Bien que la théorie classique veuille que la stimulation anodale engendre une excitation neuronale alors que la stimulation cathodale soit inhibitrice, la réalité est plus nuancée. Effectivement, plusieurs facteurs tels que la magnitude et la direction du champ électrique induit ainsi que l'architecture neuronale de la région d'intérêt ont un impact sur l'effet obtenu. Dans le cortex, la disposition perpendiculaire des neurones pyramidaux par rapport à la surface corticale explique pourquoi un courant entrant (anodal) produit généralement un effet facilitateur, tandis qu'un courant sortant (cathodal) tend à être inhibiteur (Pelletier et Cicchetti, 2015). Toutefois, cette réponse

n'est pas universelle. Effectivement, pour les populations neuronales orientées horizontalement ou tangentiellement, comme certains interneurons, les effets de polarisation peuvent s'avérer nuls ou s'inverser (Bikson et al., 2004). Par ailleurs, l'utilisation d'intensités élevées peut engager des mécanismes de régulation complexes altérant l'intégration synaptique (Das et al., 2016). Par conséquent, les effets physiologiques et comportementaux de la tDCS sont étroitement liés à la configuration géométrique des réseaux stimulés et aux paramètres expérimentaux choisis (Antal et Paulus, 2008; Chrysikou et al., 2017).

Outre les applications où la stimulation est administrée durant une tâche pour moduler l'activité neuronale de manière concomitante (application *online*), la tDCS permet également d'induire des effets perdurant après la stimulation (applications *offline*). En effet, l'application d'un courant continu sur une période prolongée (p. ex. 20 minutes) déclenche des modulations de l'excitabilité corticale qui perdurent bien au-delà de la stimulation elle-même. Dans ce contexte, les mécanismes neurophysiologiques impliqués diffèrent des effets de polarisation membranaire immédiats. La persistance des effets repose principalement sur des processus de plasticité synaptique apparentés à la potentialisation ou à la dépression à long terme (Stagg et al., 2018).

Mécanismes longue durée : plasticité synaptique

Le maintien des effets de la tDCS repose sur sa capacité à induire la plasticité synaptique, cette propriété intrinsèque permettant aux synapses de moduler leur efficacité en réponse à l'activité neuronale. Le mécanisme, théorisé initialement par Donald Hebb (1949/2005), est aujourd'hui universellement résumé par la communauté scientifique par l'adage : « *Cells that fire together, wire together* ». Concrètement, l'activation synchrone

et répétée de deux neurones renforce leur connexion (potentialisation à long terme, PLT), tandis qu'une activité désynchronisée l'affaiblit (dépression à long terme, DLT). Cet équilibre dynamique permet au cerveau d'apprendre sans saturer ses réseaux (Lüscher et Malenka, 2012).

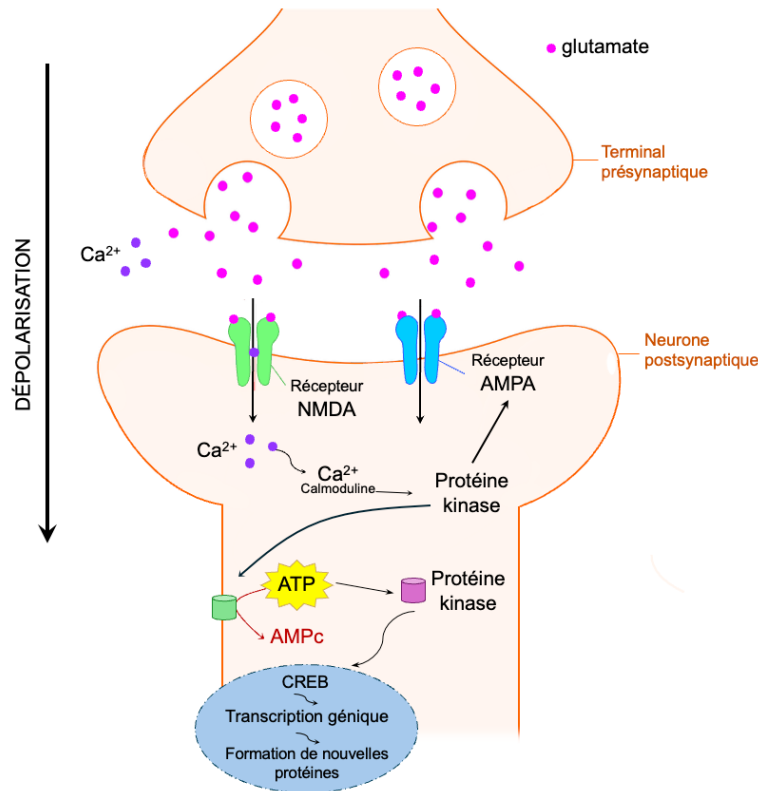
Au niveau moléculaire, ce processus repose sur les récepteurs glutamatergiques NMDA. Ces derniers agissent comme des détecteurs de coïncidence car leur activation requiert la convergence simultanée de deux conditions. Ils exigent la libération de glutamate, indiquant une activité présynaptique, et une dépolarisation de la membrane postsynaptique, reflétant l'activation du neurone cible (Castillo, 2012). Au repos, le canal des récepteurs NMDA est obstrué par un ion magnésium qui entrave le flux d'ions calciques. Pour lever ce blocage, la membrane postsynaptique doit subir une dépolarisation suffisante pour expulser le magnésium et permettre l'afflux massif d'ions calcium, signal déclencheur de la plasticité.

C'est précisément sur cette dynamique qu'agirait la tDCS (Korai et al., 2021). En modulant le potentiel de membrane au repos, elle modifierait la probabilité d'atteindre le seuil nécessaire à l'expulsion du magnésium. Lorsqu'un neurone est dépolarisé, son excitabilité accrue facilite l'expulsion du magnésium lors de la transmission synaptique. Une fois le canal libéré, le calcium pénètre massivement et rapidement dans la cellule post-synaptique. Ce pic de concentration intracellulaire active préférentiellement des protéines kinases favorisant la PLT en provoquant l'insertion de nouveaux récepteurs AMPA à la membrane (Rozisky et al., 2016). À l'inverse, chez un neurone hyperpolarisé, le blocage des récepteurs NMDA est renforcé. L'entrée de calcium ne cesse pas totalement, mais se réduit à un flux de faible amplitude. Ce profil calcique est insuffisant

pour activer les kinases et stimule au contraire des phosphatases. Ces dernières entraînent la DLT via l'internalisation des récepteurs AMPA (Das et al., 2016). En somme, lors d'une stimulation prolongée, l'action de la tDCS dépasse la modulation transitoire de l'excitabilité et permet d'ajuster le seuil de plasticité, contribuant ainsi à la réorganisation structurelle des réseaux synaptiques.

Figure 3

Mécanismes sous-tendant la potentialisation à long terme



Note. Le schéma illustre la cascade moléculaire proposée comme déclenchée par la stimulation anodale au niveau de la synapse. La stimulation favorise la dépolarisation provoquant une libération de glutamate par le neurone présynaptique et l'activation des récepteurs NMDA et AMPA du neurone post-synaptique. L'influx de calcium active des protéines kinases qui modulent de nombreuses voies de signalisation, incluant la conversion de l'adénosine triphosphate (ATP) en d'adénosine monophosphate cyclique

(AMPC), entraînant l'insertion de nouveaux récepteurs glutamatergiques. À long terme, ces mécanismes activent le facteur de transcription CREB qui médie la transcription génique et la formation de nouvelles protéines nécessaires à la plasticité synaptique.

Figure adaptée de *Figure showing the excitatory and termination stages at an excitatory glutamatergic synapse*, par Pinkprism3652, 2024, Wikimedia Commons

(https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Excitatory_Synapse_Termination.jpg).Licence CC BY-SA 4.0. L'image originale été modifiée pour refléter les mécanismes abordés.

Bien que la modulation du potentiel membranaire et l'induction de la plasticité synaptique soient des mécanismes proposés comme sous-tendant les effets de la tDCS (Farahani et al., 2021), il est important de souligner que l'effet de la stimulation est loin d'être monolithique. En réalité, la réponse cérébrale est complexe et implique vraisemblablement des mécanismes additionnels qui dépassent la simple modification de l'excitabilité neuronale locale. En effet, à eux seuls, ces mécanismes ne permettent pas d'expliquer les effets non linéaires souvent observés dans les tâches cognitives complexes (Fertonani et Miniussi, 2017). La recherche actuelle s'oriente donc vers l'étude de l'interaction entre les paramètres physiques de la stimulation et la variabilité interindividuelle liée aux caractéristiques neuroanatomiques et physiologiques du sujet. Afin de réduire l'incertitude inhérente à cette interaction, des efforts sont fournis pour raffiner la technologie des méthodes d'administration. Dans cette perspective, l'émergence des montages «haute définition» (HD-tDCS) constitue une avancée majeure vers une plus grande précision spatiale (Turski et al., 2017).

HD-tDCS

La tDCS conventionnelle repose sur l'administration d'un champ électrique entre deux électrodes de larges dimensions. Bien que son efficacité pour moduler l'activité neuronale soit bien reconnue, ce montage classique se heurte à une limite importante liée à son manque de résolution spatiale (Berker et al., 2013). Avec cette méthode, la diffusion du courant s'étend bien au-delà de la zone cible anatomique, affectant souvent des réseaux neuronaux adjacents ou profonds de manière involontaire.

C'est pour cette raison qu'ont émergé les montages de HD-tDCS. En remplaçant les larges éponges par un réseau d'électrodes plus petites, cette technique permet un contrôle plus fin de la distribution spatiale du courant (Turski et al., 2017). La configuration la plus répandue repose sur le montage 4x1, où une électrode active placée sur la cible est entourée par quatre électrodes de retour permettant de confiner le courant électrique à l'intérieur de ce périmètre (Edwards et al., 2013; Villamar et al., 2013). De plus, en ajustant la distance entre l'électrode centrale et les électrodes de retour, il est possible de moduler la profondeur et l'étendue de la stimulation corticale (Faria et al., 2011).

Par conséquent, bien qu'il soit postulé que les montages conventionnels et haute définition partagent des processus neurophysiologiques cellulaires similaires, les données théoriques basées sur les modèles de simulation du courant induit suggèrent qu'ils se distingueraient par une topologie de modulation différente. La HD-tDCS offrirait ainsi une résolution spatiale nettement supérieure (Alam et al., 2016). Maintenant que les mécanismes neurophysiologiques proposés pour expliquer les effets de la tDCS et de la

HD-tDCS sont établis, il convient d'examiner l'impact de ces modalités de neuromodulation sur les processus cognitifs de haut niveau rapportés dans la littérature.

Utilisation de la tDCS pour étudier des processus de haut niveau

La tDCS a démontré son efficacité pour moduler la performance d'individus sains dans divers domaines cognitifs, incluant la motricité (Nitsche et Paulus, 2000, 2001), la mémoire de travail (Hoy et al., 2013; Nikolin et al., 2018; Teo et al., 2011) et la prise de décision (Minati et al., 2012; Ouellet et al., 2015). Plus près de notre sujet d'intérêt, cette technique permet également d'induire des changements fonctionnels au niveau de la perception visuelle, notamment au niveau du traitement des caractéristiques de bas niveau. En administrant une stimulation cathodale sur le cortex visuel, Antal et ses collègues (2001) ont par exemple observé une diminution de la sensibilité au contraste statique et dynamique. À l'inverse, une stimulation de type anodale a permis d'accroître cette sensibilité (Kraft et al., 2010).

L'efficacité de la technique est également corroborée par sa capacité à moduler la réponse électrophysiologique du cortex visuel primaire. En effet, en étudiant l'activité électrique cérébrale en réponse à un stimulus externe (les potentiels évoqués), Antal et ses collègues (2004) ont démontré que la tDCS influence directement les composantes précoces du traitement visuel (N70 et P100). Leurs résultats révèlent que la stimulation cathodale était en mesure de réduire significativement l'amplitude de la N70, alors que la stimulation anodale augmentait son amplitude. Plus spécifiquement pour le traitement des visages, Yang et ses collègues (2018) ont démontré que la neuromodulation du cortex visuel primaire s'avère efficace pour optimiser la perception des émotions. Lors d'une tâche de recherche visuelle nécessitant de discriminer une expression cible (joie ou

tristesse) parmi des visages neutres, les sujets ont montré une meilleure efficacité de détection sous stimulation anodale (1.5 mA) comparativement à la condition contrôle.

Malgré le potentiel de la tDCS, le nombre d'études ciblant spécifiquement les régions occipitales postérieures demeure limité. Néanmoins, Barbieri et ses collègues (2016) ont démontré qu'il était possible d'améliorer significativement les capacités de perception et de mémorisation des visages et des objets. Dans leur étude, une stimulation anodale appliquée sur le cortex occipital latéral droit (20 minutes, 1.5 mA) a entraîné une hausse des performances aux tâches perceptives. En raison de la proximité anatomique des zones dédiées au traitement des objets (LOC) et des visages (OFA, FFA), les auteurs suggèrent que la stimulation a modulé simultanément la perception de ces deux catégories. De plus, ils ont établi la spécificité spatiale de cet effet puisque les gains étaient observés uniquement lors de la stimulation occipitale (site PO8 du système international 10-20, Homan, 1988), tandis que la stimulation contrôle du cortex sensorimoteur (Cz) n'engendrait aucun bénéfice.

De plus, Renzi et ses collègues (2015) se sont intéressés au rôle de l'OFA dans les processus de détection et de discrimination des visages. Spécifiquement, ils souhaitaient explorer l'impact de la modulation sur les habiletés de catégorisation et de traitement des visages dans leur ensemble (traitement holistique). Leur protocole expérimental consistait à appliquer une stimulation anodale avant la réalisation des tâches (2 mA, 20 minutes) sur la région du scalp correspondant à l'OFA. Les résultats obtenus montraient que la tDCS interférait avec la détection de visages et d'objets dans des images ambiguës de type Mooney (*Mooney faces and objects task*). Comparativement à la condition contrôle, la stimulation a également aboli l'effet

d'apprentissage habituellement observé lors de la seconde passation des tâches. En revanche, aucune modification de performance n'a été notée pour la tâche des visages composites (*Composite faces task*). Les auteurs ont interprété ces données comme une démonstration du rôle de l'OFA dans le traitement précoce nécessaire à la détection des stimuli. Toutefois, cette observation ne permet pas d'exclure l'hypothèse concurrente abordée précédemment, selon laquelle la détection relèverait plutôt du FFA (Rossion, 2008). En effet, il est possible qu'en altérant l'activité de l'OFA, la stimulation ait perturbé indirectement le fonctionnement du FFA. De plus, les auteurs ont souligné que, contrairement à ce qui était attendu, la stimulation anodale semble avoir eu un effet délétère sur la performance des participants.

Des travaux plus récents se sont également intéressés à l'effet de la HD-tDCS appliquée sur le FFA ainsi que sur le STS sur la capacité à identifier un visage sous différents angles (Wu et al., 2021). Pour évaluer la sensibilité perceptive, les participants ont réalisé une tâche de choix forcé à deux alternatives dans laquelle ils devaient déterminer si l'orientation d'un visage cible présentait une rotation vers la gauche ou vers la droite par rapport à un stimulus de référence. Leur seuil de discrimination était mesuré via une procédure d'escalier adaptative. Les résultats indiquent qu'en dépit de l'absence d'effet au niveau du groupe, l'impact de la stimulation sur le FFA gauche semble modulé par la performance initiale des participants. Plus précisément, la stimulation anodale a amélioré la performance chez les sujets présentant un seuil initial élevé, tout en la dégradant chez ceux ayant une meilleure performance de base. Ces données soulignent qu'il est possible de moduler l'activité du FFA à l'aide de la HD-tDCS, mais que les effets de la stimulation s'avèrent

complexes et pourraient être dépendants de facteurs interindividuels.

Enfin, afin de préciser les rôles respectifs de l'OFA et du FFA, Kho et ses collègues (2023) ont employé la tDCS multifocale lors d'une tâche reconnaissance. Dans ce paradigme, les participants devaient mémoriser des visages entiers ou des traits isolés pour ensuite les identifier parmi de nouvelles images. Leurs résultats ont indiqué que la stimulation du FFA augmentait l'efficacité de la reconnaissance des traits faciaux, tel que mesurée par le rapport entre le nombre de réponses correctes et le temps de réaction total cumulé (*Rate-Correct Score* en anglais). Bien qu'aucun effet n'ait été relevé pour les visages entiers, les auteurs suggèrent qu'un effet plafond, lié à la trop grande facilité de la tâche, aurait pu masquer l'impact de la stimulation. En conséquence, ils concluent à une implication du FFA dans le traitement des traits isolés plus importante que le postule la théorie classique.

Bien que cette approche apporte des données empiriques intéressantes, elle comporte des limites méthodologiques qui en restreignent la portée. Notamment, le découpage spatial arbitraire des stimuli ne permet pas de déterminer les régions du visage qui sont naturellement privilégiées par le système visuel. Ce faisant les traits présentés pourraient ne pas correspondre à l'information réellement exploitée. De plus, le manque de sensibilité de la tâche de reconnaissance globale empêche de vérifier si l'effet de la tDCS aurait été plus saillant dans ce contexte. En somme, alors que leur étude atteste de la sensibilité du FFA à la modulation et apporte des données empiriques contestant l'architecture hiérarchique proposée par Haxby, elle ne permet pas de définir précisément la contribution de cette région dans l'extraction de l'information visuelle. Notre projet vise donc à combler ce fossé en appliquant un paradigme inspiré de celui

de Caldara et ses collègues (2005) chez une population saine. En utilisant la HD-tDCS, nous manipulerons l'activité corticale du FFA afin d'explorer l'impact que cela aura sur les habiletés en traitement des visages. Notre paradigme permettra ainsi de réconcilier les observations cliniques de la prosopagnosie avec les données de la neuromodulation en offrant une base de comparaison commune pour caractériser les mécanismes visuels sous-tendus par le FFA.

Objectifs de l'étude et hypothèses

Dans cette perspective, l'objectif principal de cet essai doctoral est de caractériser le rôle fonctionnel du FFA dans l'identification des visages, ainsi que dans les stratégies perceptives sous-jacentes. Pour ce faire, nous emploierons la tDCS à haute définition dans trois conditions : anodale, cathodale et placebo. L'impact de ces modulations sera évalué à l'aide de deux instruments complémentaires, largement reconnus dans le domaine du traitement des visages. D'abord, nous explorerons l'effet de la stimulation sur la capacité de mémorisation et de reconnaissance de nouvelles identités via le Cambridge Face Memory Test (CFMT). De plus, nous utiliserons une tâche d'identification de visages familiers couplée à la méthode des bulles (Gosselin et Schyns, 2001) pour mesurer les changements induits par la stimulation dans l'usage de l'information visuelle diagnostique.

En nous appuyant sur le modèle classique des effets de la tDCS sur l'excitabilité corticale, nous postulons que la HD-tDCS modulera les capacités d'identification faciale en fonction de la polarité appliquée. Plus précisément, nous prédisons que la stimulation anodale aura un effet excitateur, entraînant une amélioration globale des performances comparativement à la condition placebo. À l'inverse, la stimulation cathodale devrait

induire un effet inhibiteur sur le FFA, entravant ainsi les capacités d'identification.

De plus, nous postulons que ces modulations de la performance seront sous-tendues par la nature de l'information visuelle extraite lors de l'identification. Étant donné le rôle prépondérant des yeux dans ce processus, nous soutenons que les performances élevées seront médiées par une exploitation efficace de cette région. À l'inverse, un déclin de la performance devrait découler d'une baisse d'utilisation de l'information diagnostique accompagnée ou non d'une augmentation de l'information peu pertinente, telle que la bouche ou les contours du visage (Caldara et al., 2005).

CHAPITRE II

Méthodologie

Participants

30 participants (22 femmes) droitiers, d'origine caucasienne et âgés de 18 à 40 ans ($M = 23.93$, $\acute{E}.T. = 5.17$), ont pris part à cette étude. Ils étaient tous en bonne santé générale et ne présentaient aucune contre-indication à la tDCS (p.ex. antécédents neurologiques, psychiatriques, consommation de substances psychotropes). De plus, leurs fonctions visuelles étaient normales ou corrigées à la normale, telle que vérifiée à l'aide de l'échelle d'acuité visuelle de Snellen et du test de sensibilité au contraste Pelli-Robson (Pelli et Robson, 1988).

Tableau 1

Caractéristiques démographiques des participants

Variable	<i>n</i>	%
Âge		
18-24 ans	21	70
25-30 ans	5	16.67
31-35 ans	2	6.67
36-40 ans	2	6.67
Sexe		
Femme	22	73.33
Homme	8	26.67
Niveau de scolarité		
Secondaire	0	0
Cégep	17	56.67
Université – 1 ^{er} cycle	6	20
Université – 2-3 ^e cycles	4	13.33
Donnée manquante	3	10

Note. Le niveau de scolarité fait référence au niveau de scolarité le plus élevé atteint.

Devis et procédure

Le protocole de recherche a été approuvé par le comité d'éthique à la recherche (CÉR) de l'Université du Québec en Outaouais et un consentement libre et éclairé a été obtenu de chaque participant préalablement à l'expérimentation. L'étude repose sur un devis expérimental factoriel mixte 3×2 à mesures répétées. Les variables indépendantes correspondaient à la condition à laquelle les participants ont été assignés aléatoirement (anodale, cathodale, placebo; 10 participants par groupe) ainsi que le temps de mesure (performances lors de la première rencontre, performance à la deuxième rencontre). L'administration de la stimulation a été réalisée à double insu pour les conditions anodale et placebo. Toutefois, en raison des contraintes techniques du stimulateur nécessitant une inversion manuelle de la polarité par l'expérimentateur pour la stimulation cathodale, cette condition a été administrée à simple insu.

L'expérimentation s'est déroulée en deux rencontres distinctes d'une durée d'environ 2h30 chacune, séparées par un intervalle minimal de 24 heures. Ce délai visait à assurer une consolidation complète des visages appris, minimisant ainsi les biais liés aux variations individuelles dans la vitesse de ce processus (Rasch et Born, 2013; Stickgold, 2005).

Première rencontre

L'acuité visuelle des participants a d'abord été mesurée, suivie de l'administration des tâches mesurant les habiletés de traitement des visages (CFMT-Aus, CFPT, GFMT). Par la suite, les participants devaient apprendre à associer 10 visages à un chiffre (0 à 9) à l'aide d'un support imprimé. Une fois qu'ils jugeaient maîtriser ces associations, la phase d'entraînement informatisée a débuté. Chaque essai commençait par un point de fixation

(500 ms), suivi de la présentation aléatoire de l'un des 10 visages, lequel demeurait à l'écran jusqu'à la réponse. Les participants devaient identifier le visage en appuyant sur la touche numérique correspondante. En cas de réponse correcte, l'essai suivant était lancé alors qu'en cas d'erreur la bonne réponse était affichée à l'écran. Les participants effectuaient des blocs de 100 essais et devaient atteindre un critère de maîtrise de 95% de bonnes réponses sur deux blocs consécutifs pour passer à l'étape suivante. Cette exigence visait à garantir un encodage robuste des visages et à éviter que la performance ultérieure ne soit biaisée par des variations dans l'apprentissage.

Enfin, les participants ont complété les sept premiers blocs de la tâche expérimentale (tâche des bulles). La procédure était identique à celle de l'apprentissage, mais les visages étaient échantillonnés avec des bulles et aucune rétroaction sur la validité de la réponse n'était donnée. Cette étape de familiarisation visait à dépasser la période d'adaptation initiale décrite dans des travaux antérieurs (Caldara et al., 2005) et d'assurer que les participants aient atteint un plateau stable de performance.

Deuxième rencontre

La deuxième rencontre a débuté par une évaluation de la mémoire des visages (procédure identique à l'entraînement initial). Une fois celle-ci validée, la stimulation tDCS a été administrée. Les participants ont ensuite réalisé les trois premiers blocs de la tâche des Bulles, puis ont complété le CFMT avant de poursuivre avec les quatre blocs restants de la tâche expérimentale. Cette séquence visait à assurer que les deux tâches soient administrées à l'intérieur de la fenêtre temporelle où les effets de la tDCS sont présumés optimaux (Nitsche et Paulus, 2000).

Matériel

Dispositif informatique et d'affichage

L'expérience a été menée sur un ordinateur Mac Mini. Les stimuli étaient affichés sur un moniteur LED Samsung de 23 pouces, configuré avec un taux de rafraîchissement de 120 Hz et une résolution de 1920×1080 pixels. L'écran présentait une luminosité de 250 cd/m^2 et la table de couleur a été linéarisée pour l'expérience. Après calibration, les luminances minimale et maximale mesurées étaient respectivement de 0.4 cd/m^2 et 101.7 cd/m^2 . Afin de maintenir une taille de stimulus de 6 degrés d'angle visuel, la distance entre le participant et l'écran était stabilisée à 47 cm à l'aide d'une mentonnière.

Stimulation HD-tDCS

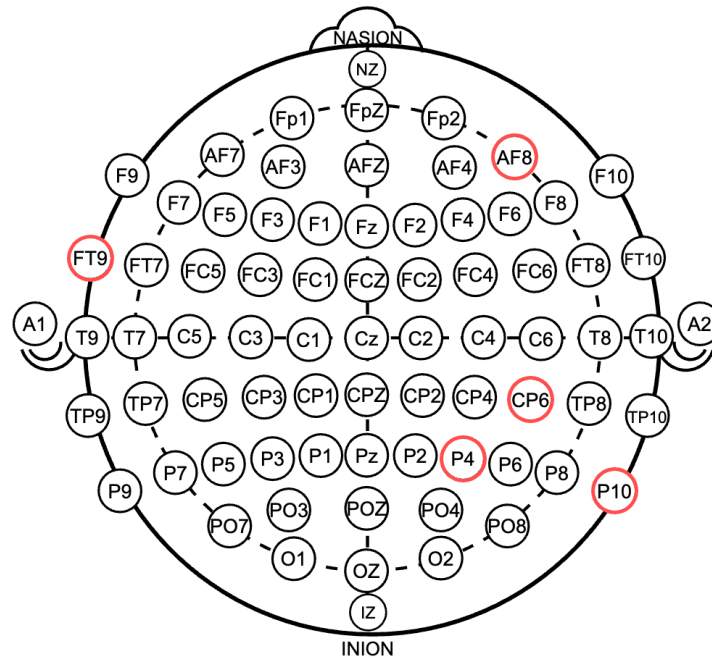
La stimulation a été administrée via un stimulateur Nurostym tES (Brainbox LTD, UK). Le montage des électrodes a été défini sur la base des travaux de Wu et al. (2021), qui ont utilisé une modélisation du flux de courant (logiciel HD-Targets) pour optimiser la focalisation sur le FFA droit. Conformément au système international 10-20 (Homan et al., 1987), les électrodes ont été positionnées aux emplacements P10, P4, CP6, AF8 et FT9 et fixées au cuir chevelu à l'aide d'une pâte conductrice (Figure 4).

Pour la condition anodale, l'électrode P10 agissait comme anode, délivrant un courant continu de 1.5 mA pendant 20 minutes. Le courant de retour était réparti sur les électrodes restantes (CP6 = -1.04 mA; P4 = -0.15 mA; AF8 = -0.18 mA; FT9 = -0.13 mA) (Figure 5). Les phases de montée et de descente du courant étaient de 30 secondes. Pour la condition cathodale, la configuration des électrodes demeurait identique, mais la polarité de toutes les électrodes était inversée. Enfin, pour la condition placebo, seules les phases de montée et de descente du courant étaient administrées. Cette procédure visait à

reproduire les sensations cutanées initiales associées à la stimulation, sans induire de modulation corticale durable.

Figure 4

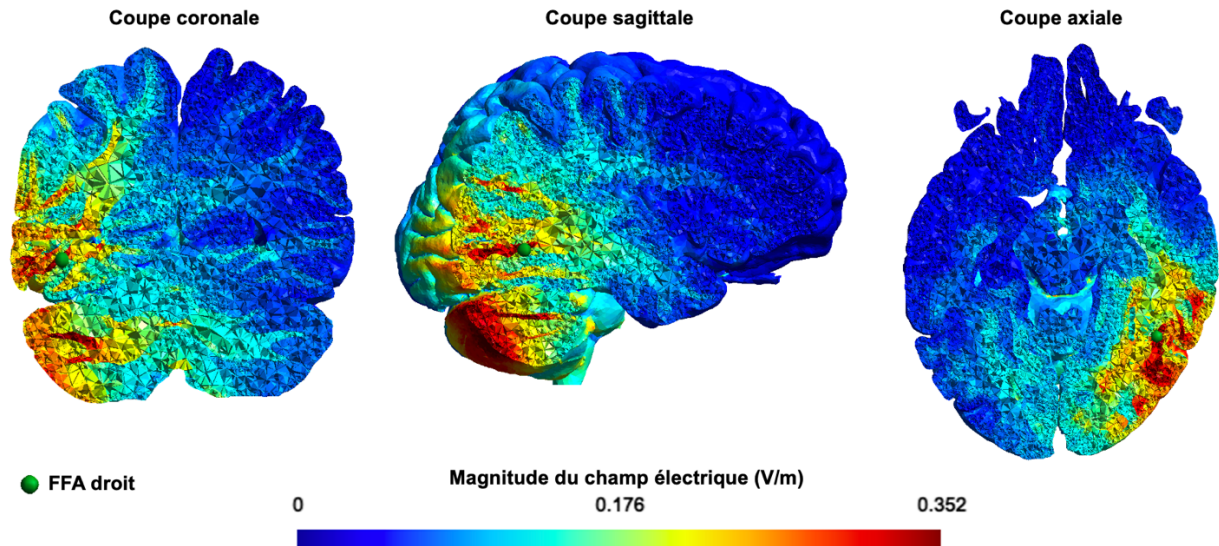
Disposition des électrodes



Note. Les électrodes utilisées dans l'étude sont encadrées en rouge. Adapté d'*International 10-10 system for EEG electrode placement*, par B.C. Oxley, 2017, Wikimedia Commons (https://commons.wikimedia.org/wiki/File:International_10-20_system_for_EEG-MCN.svg). Licence CC0 1.0.

Figure 5

Distribution du champ électrique induit au niveau du FFA.



Note. Modélisation du champ électrique induit par la configuration d'électrodes HD-tDCS, réalisée à l'aide de SimNIBS (Saturnino et al., 2019) sur le modèle de tête standard *Ernie*. Les plans de coupe intersectent les coordonnées du FFA droit, ajustées à l'espace du modèle.

Tâches expérimentales

Tâches de traitement des visages

Les participants ont complété un total de quatre tests : le *Cambridge Face Perception Test* (CFPT; (Duchaine et Nakayama, 2006), le *Glasgow Face Matching Test – version courte* (GFMT; (Burton et al., 2010), le *Cambridge Face Memory Test – Australian* (CFMT-Aus; (McKone et al., 2011), ainsi que le *Cambridge Face Memory Test – version longue* (CFMT; (Russell et al., 2009). L'administration des tests était répartie entre des applications locales et une plateforme en ligne. Le CFMT et le CFPT étaient programmés en Java et le GFMT était implémenté sous Matlab (R2022b,

Mathworks, USA). Le CFMT-Aus, quant à lui, a été complété en ligne via la plateforme *Testable*.

Les trois premières tâches (CFPT, GFMT, CFMT-Aus), ont servi de mesures de dépistage afin de contrôler pour l'effet des stratégies perceptives individuelles. Seuls les participants dont le score se situait à l'intérieur de deux écarts-types de la moyenne normative ont été inclus. Cette précaution s'appuie sur des travaux suggérant que les différences individuelles dans les habiletés de perception des visages sont liées à des stratégies distinctes dans l'information utilisée pour identifier les visages (Royer et al., 2018). Le CFMT-Aus a également été utilisé pour établir un niveau de performance initial, auquel le score du CFMT post-stimulation a ensuite été comparé. S'appuyant sur l'équivalence structurelle et psychométrique de ces tâches (McKone et al., 2011), cette procédure permet de quantifier le changement de performance indépendamment de l'effet de pratique lié à la répétition des items.

CFPT. Cette tâche permettait d'évaluer les habiletés de perception des similarités faciales chez chacun des participants. Elle impliquait l'organisation de visages en ordre de similarité avec un visage cible (Duchaine et al., 2007). Les participants devaient organiser 6 visages selon leur degré de correspondance perçu par rapport à la cible. Les images cibles étaient créées en combinant par "morphing" l'identité cible avec une identité alternative afin d'obtenir une image intermédiaire. La présence de l'image cible contenue dans chacun des amalgames varie pour chacun des choix selon des proportions de 28-40- 52-64-76 et 88%. Ainsi, le visage sélectionné comme étant celui ressemblant le moins à la cible devrait être composé à 28% de celle-ci. Au contraire, le choix sélectionné comme le plus semblable contenait une proportion de 88% de l'image cible.

Les participants disposaient d'une minute pour mettre les images dans l'ordre de l'image contenant le plus de l'identité cible à celle en contenant le moins. La tâche comprenait 16 essais, dont la moitié présentaient les visages à l'envers (rotation de 180 degrés).

GFMT. Ce test évaluait les capacités d'appariement de visages non familiers. Pour chacun des 40 essais, les participants devaient juger si les deux visages présentés côte à côte représentaient la même personne. La difficulté du GFMT résidait dans l'utilisation de photographies prises à des moments distincts avec des appareils différents. Cette méthode introduisait des variations subtiles dans les images (p. ex. changement d'angle, de coiffure ou d'éclairage) contraignant le participant à traiter les caractéristiques structurelles du visage pour effectuer son choix.

CFMT-Aus. Cette tâche visait à évaluer la capacité d'apprentissage de visages non familiers et permettait d'objectiver les différences individuelles en reconnaissance faciale. Les participants devaient mémoriser 6 visages cibles masculins d'individus d'origine australienne et les distinguer parmi des distracteurs. La tâche se divisait en trois étapes de difficulté croissante. D'abord, chaque visage cible était présenté sous trois angles différents, puis le participant devait identifier la cible parmi deux distracteurs (18 essais). Les participants étaient ensuite testés sur 30 essais qui impliquaient de nouveaux angles de vue et des changements d'éclairage des cibles mémorisées. Finalement, les 24 derniers essais présentaient les visages avec une variation de luminosité et l'ajout de bruit visuel.

CFMT. Cette version était structurellement identique au CFMT-Aus, mais utilisait des visages américains comme stimuli (Russell et al., 2009). Bien que la version longue administrée incluait une condition difficile comprenant 30 essais avec une

quantité importante de bruit visuel, seuls les 72 essais standards ont été conservés pour l'analyse. Cette méthode assurait une équivalence avec la version australienne, permettant ainsi une comparaison directe sans le biais induit par la difficulté accrue de la version longue.

Tâche des bulles

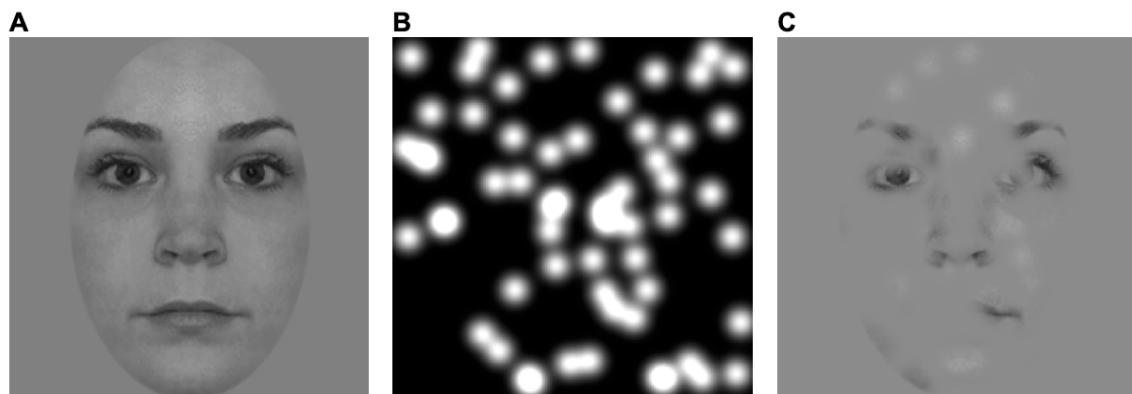
Une tâche d'identification des visages utilisant la méthode des bulles (Gosselin et Schyns, 2001) a été administrée. Cette technique psychophysique visait à déterminer l'information visuelle (p.ex. parties de l'image) utilisée par les participants lors de l'identification des visages. Le principe reposait sur un échantillonnage spatial aléatoire par lequel, pour chaque essai, seules certaines régions du stimulus étaient visibles, alors que le reste était masqué. Ce processus aléatoire d'un essai à l'autre permettait d'inférer l'information visuelle diagnostique pour l'identification des visages, en établissant une relation statistique entre les régions révélées à chaque essai et la précision des réponses du participant.

Stimuli. Les stimuli provenaient de la banque originale de Gosselin et Schyns (2001) et consistaient en 10 visages (5 hommes, 5 femmes) affichant une expression neutre. Les images d'une résolution de 256x256 pixels étaient présentées à travers une ouverture elliptique masquant les traits externes (p. ex. cheveux, contour du visage). Les stimuli ont été spatialement alignés sur la position moyenne des traits internes principaux (yeux, nez, bouche) par translation, rotation et mise à l'échelle. De plus, le spectre de fréquence spatiale de chaque visage a été réglé sur le spectre moyen de l'ensemble des visages à l'aide de la *SHINE toolbox* (Willenbockel et al., 2010). La tâche a été programmée en Matlab à l'aide de la *Psychophysics toolbox* (Brainard et Vision, 1997).

Création des stimuli échantillonnés par la méthode des bulles. Pour générer les stimuli expérimentaux, chaque visage était recouvert d'un masque gris uniforme comportant des fenêtres gaussiennes positionnées aléatoirement, ou « bulles », révélant localement certaines portions du stimulus sous-jacent. Avec un nombre suffisant d'essais, l'ensemble du visage était ainsi échantillonné de manière aléatoire et non biaisée. Le nombre de bulles appliqué à chaque essai était ajusté dynamiquement à l'aide de la procédure QUEST (Watson et Pelli, 1983), de manière à maintenir une performance cible de 75 %, soit à mi-chemin entre le hasard (50 %) et une performance parfaite (100 %). À chaque essai, un visage masqué par les bulles était présenté et les participants devaient identifier l'individu dans une tâche à choix forcé (1 parmi 10).

Figure 6.

Procédure de création d'un stimulus à l'aide de la méthode des bulles



Note. (A) Stimulus original. (B) Masque contenant des bulles gaussiennes distribuées aléatoirement. (C) Stimulus échantillonné résultant de la multiplication du masque et de l'image originale.

Analyses

Traitement des données psychophysiques

Les données issues de la tâche des bulles ont été analysées avec MATLAB (R2022b).

Images de classification. Pour identifier les régions du visage déterminantes pour leur reconnaissance, nous avons généré des images de classification (IC) pour chaque participant. Cette méthode repose sur le principe de corrélation inverse qui permet de déterminer quelles informations visuelles sont statistiquement liées au succès. Concrètement, une somme pondérée de l'ensemble des essais est calculée pour chaque participant. Pour ce faire, une valeur positive est attribuée aux masques de bulles ayant mené à une réponse correcte, tandis qu'un score négatif est attribué à ceux ayant conduit à une erreur. De cette façon, l'IC résultante contient des valeurs fortement positives dans les régions qui étaient fréquemment révélées lors des bonnes réponses et des valeurs négatives pour celles liées aux mauvaises réponses.

Afin d'isoler le signal pertinent du bruit statistique, les IC brutes ont ensuite été transformées en scores Z en utilisant les régions périphériques du visage comme distribution de référence. Puisque ces zones ne contiennent aucune information diagnostique, leur moyenne et leur écart-type permettent d'estimer le niveau de bruit aléatoire et ainsi de standardiser l'amplitude du signal pour chaque participant. Les IC brutes ont ensuite été lissées à l'aide du noyau gaussien ayant le même écart-type que celui des bulles durant la tâche.

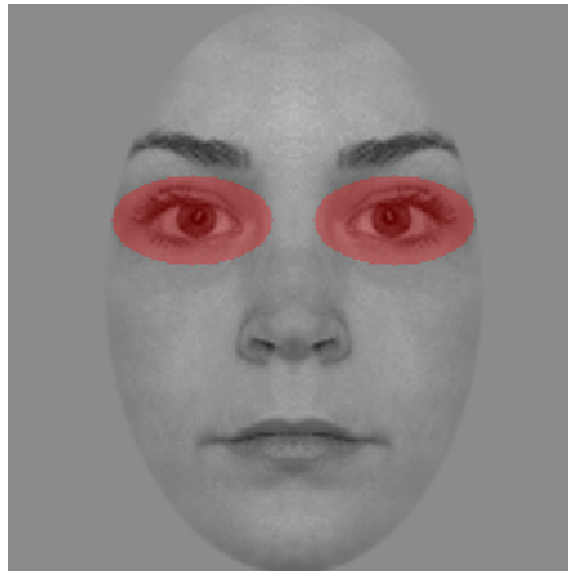
Pour générer une carte représentative de chaque groupe, les images individuelles lissées ont été additionnées, puis le total a été divisé par la racine carrée du nombre

d'observateurs. Cette approche à effets fixes permet de mettre en évidence les régions du visage utilisées pour l'identification correcte par la majorité des participants, tout en atténuant les variations individuelles. Enfin, pour corriger les comparaisons multiples, un *pixel test* a été appliqué aux cartes de groupe (Chauvin et al., 2005).

Régions d'intérêt. Afin de comparer statistiquement les stratégies des participants, nous avons quantifié l'utilisation de l'information dans les zones diagnostiques clés en procédant à une analyse par régions d'intérêt (ROI). Pour ce faire, des masques elliptiques, centrés sur la position des yeux des stimuli originaux, ont été générés. L'application de ces masques aux images de classification standardisées de chaque participant a permis d'extraire une mesure unique (moyenne des scores Z) pour chaque œil. Ces moyennes ont ensuite été soumises aux analyses statistiques.

Figure 7

Régions d'intérêt (ROI) définies pour l'analyse des yeux



Note. Les zones ombragées en rouge représentent les masques elliptiques utilisées pour calculer la moyenne des scores Z pour les yeux à partir des images de classification standardisées.

Analyses statistiques des données comportementales

Les analyses statistiques des performances et des valeurs extraites des ROI ont été effectuées à l'aide du logiciel IBM® SPSS® Statistics (version 29). Une analyse en composantes principales (*Principal Component Analysis*, PCA) a été réalisée afin de réduire la dimensionnalité des mesures pré-stimulation (scores au CFMT-Aus, CFPT, GFMT) et d'obtenir un facteur global d'habileté de traitement des visages (Greenacre et al., 2022). La stabilité des performances au CFMT a été vérifiée au sein du groupe placebo à l'aide de coefficients de corrélation de Pearson. Des analyses de variance (ANOVA) univariées ont permis de comparer les moyennes entre les groupes, alors que les comparaisons entre les groupes incluant le temps de mesure ont été faites par des ANOVA mixtes, dont l'homogénéité des variances a été préalablement vérifiée par le test de Levene. Pour dissocier l'effet de la stimulation d'un potentiel artefact statistique découlant du niveau de performance initial, une ANCOVA a été réalisée en intégrant le score initial au CFMT comme covariable. Cette méthode a été employée afin d'assurer une meilleure maîtrise du phénomène de régression vers la moyenne. Enfin, la variabilité interindividuelle et les effets de dépendance à l'état initial ont été explorés à l'aide de régressions linéaires et d'analyses de modération.

Le seuil de significativité pour l'ensemble des analyses comportementales a été fixé à $\alpha < 0.05$. Compte tenu de la nature exploratoire et de la taille de l'échantillon, ce choix visait à préserver une sensibilité statistique adéquate à la détection d'effets, tout en contrôlant le risque de faux positif (erreur de type 1).

CHAPITRE III -

Résultats

Analyses préliminaires

Préalablement aux analyses principales, nous avons vérifié l'équivalence initiale des groupes expérimentaux. Cette étape visait à exclure toute disparité préexistante susceptible de confondre les effets de la modulation.

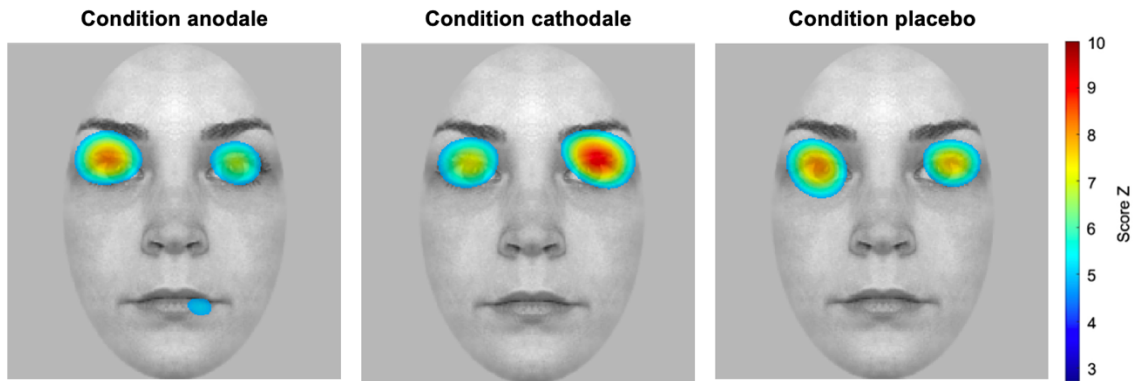
Une PCA a d'abord été effectuée sur les scores obtenus au CFMT-Aus, au CFPT ainsi qu'au GFMT. Cette méthode a permis de réduire la dimensionnalité des données en extrayant un facteur commun représentatif d'une aptitude globale de traitement facial. Une ANOVA univariée réalisée sur ce score composite n'a révélée aucune différence significative [$F(2, 27) = 0.69, p = 0.51, \eta^2 \text{ partiel} = 0.05$], attestant ainsi d'habiletés de base comparables.

La similitude entre nos groupes a également été corroborée par des analyses ciblées sur nos variables d'intérêt. En effet, des ANOVA univariées n'ont révélé aucune différence quant à la performance au CFMT-Aus [$F(2, 27) = 1.39, p = 0.27, \eta^2 \text{ partiel} = 0.09$] ni quant à la quantité d'information requise pour l'identification, mesurée par le nombre total de bulles lors de la rencontre pré-stimulation [$F(1, 27) = 0.54, p = 0.59, \eta^2 \text{ partiel} = 0.04$].

Par ailleurs, il importait de vérifier si les participants partageaient des stratégies d'identification visuelle similaires. À cet égard, l'examen des IC obtenues avant la stimulation (Figure 8) montre que les participants des trois groupes utilisaient spontanément la région des yeux comme source d'information privilégiée. Bien qu'une légère utilisation de la bouche soit observée pour le groupe anodal, l'étendue spatiale et l'intensité de la région significative confirme la prépondérance de l'utilisation des yeux à travers toutes les conditions.

Figure 8

Images de classification pré-stimulation révélant l'information visuelle diagnostique utilisée à l'échelle du groupe, selon la condition expérimentale.



Note. Les régions qui ont atteint la significativité statistique ($p < 0.001$, $Z_{\text{crit}} > 4.55$) sont représentées en couleur et sont superposées à l'un des visages utilisés dans l'expérience.

Ces observations ont été objectivées par des analyses par régions d'intérêt (ROI) basée sur les scores Z individuels moyens. Pour chaque participant, la moyenne des valeurs de l'image de classification (préalablement standardisée) a été extraite à l'intérieur de la ROI. Cette mesure reflète la contribution moyenne des pixels de cette région à la performance, tout en conservant la variabilité interindividuelle. Les ANOVA univariées réalisées sur les scores n'ont révélé aucune différence significative entre les trois groupes (anodal, cathodal, placebo), quelle que soit la région considérée. Effectivement, aucun effet principal de groupe n'a été détecté pour l'œil gauche [$F(2, 27) = 0.08$, $p = 0.93$, η^2 partiel = 0.006], pour l'œil droit [$F(2, 27) = 0.22$, $p = 0.81$, η^2 partiel = 0.016] ou pour la bouche [$F(2, 27) = 0.29$, $p = 0.75$, η^2 partiel = 0.02].

Enfin, l'équivalence des versions distinctes du CFMT (version australienne et américaine) a été évaluée au sein du groupe placebo. Un test t pour échantillon apparié

montre une légère diminution du score moyen entre la première ($M = 63.30$, $E.T. = 7.06$) et la seconde rencontre ($M = 60.00$, $E.T. = 8.91$) [$t(9) = 2.75$, $p = 0.02$, $d = 0.87$].

Toutefois, une analyse de corrélation de Pearson a mis en évidence une association positive extrêmement élevée entre ces deux mesures [$r = 0.91$, $p < 0.001$]. Cette forte relation suggère que le décalage observé est systématique et probablement imputable à une légère disparité de difficulté entre les deux versions. Cette excellente cohérence entre les deux mesures confirme ainsi la fiabilité de ces outils pour isoler l'effet de la stimulation.

Analyse des effets globaux de la stimulation

Afin d'évaluer l'impact du type de stimulation sur les habiletés de reconnaissance des visages, une ANOVA mixte 2 (temps : pré-stimulation, post-stimulation) X 3 (condition : anodale, cathodale, placebo) a été effectuée sur la performance au CFMT. Cette analyse n'a révélé aucun effet d'interaction statistiquement significatif [$F(2, 27) = 0.95$, $p = 0.40$, η^2 partiel = 0.07], indiquant que l'évolution de la performance, soit la différence entre la performance avant et après la stimulation, était comparable entre les trois groupes. Par ailleurs, l'absence d'effets principaux significatifs a révélé que la performance des participants est demeurée stable entre les deux temps de mesure [$F(1, 27) = 0.31$, $p = 0.59$; η^2 partiel = 0.01] et qu'elle était similaire entre les trois groupes [$F(2, 27) = 0.62$, $p = 0.55$; η^2 partiel = 0.04].

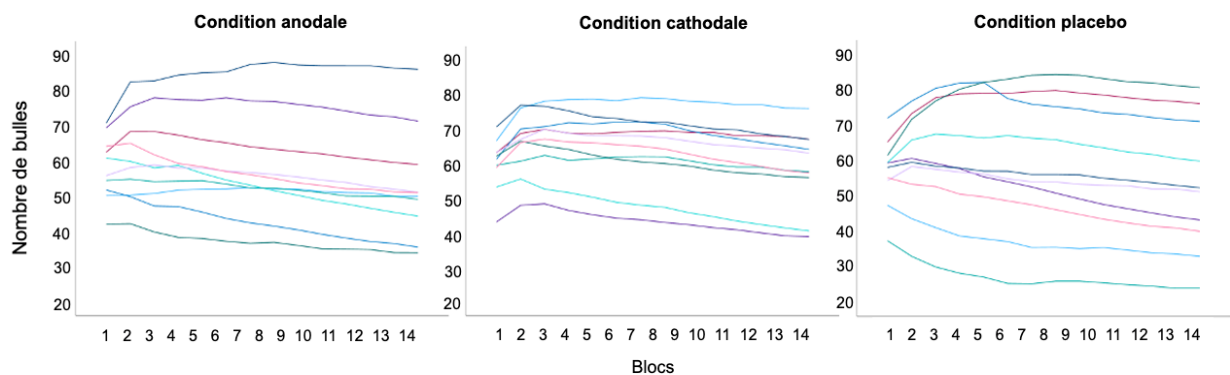
Par la suite, nous avons évalué l'impact de la stimulation sur la performance à la tâche des Bulles. Pour ce faire, une ANOVA mixte 2 (temps : performance au dernier bloc pré-stimulation, performance au dernier bloc post-stimulation) X 3 (condition : anodale, cathodale, placebo) a été réalisée sur le nombre de bulles requis pour identifier

correctement les visages. L'analyse a révélé un effet principal du temps hautement significatif [$F(1, 27) = 139.09, p < 0.001, \eta^2 \text{ partiel} = 0.84$], témoignant d'une amélioration marquée de la performance (réduction du nombre de bulles nécessaires) entre la fin de la séance pré-stimulation et la fin de la séance expérimentale pour l'ensemble des participants. Cette amélioration n'était toutefois pas modulée par la stimulation, puisque l'interaction entre le temps et la condition s'est révélée non significative [$F(2, 27) = 0.26, p = 0.77, \eta^2 \text{ partiel} = 0.02$]. Les gains de performance étaient donc comparables entre les trois groupes [$F(2, 27) = 0.49, p = 0.62, \eta^2 \text{ partiel} = 0.04$].

L'examen visuel des trajectoires individuelles (Figure 9) corrobore ces constats statistiques. Les tracés révèlent l'atteinte rapide d'un plateau quant au nombre de bulles requis pour l'identification des visages, témoignant d'une stabilisation des performances après la période d'adaptation initiale. À l'exception de quelques participants isolés ayant poursuivi leur amélioration, ce profil de stabilisation apparaît comparable entre les trois conditions.

Figure 9

Évolution de la performance à la tâche des bulles



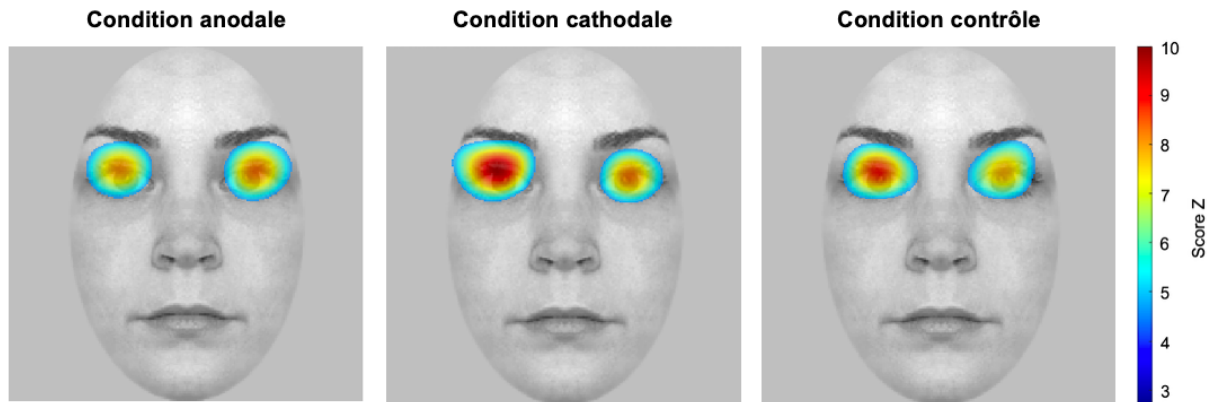
Note. Chaque courbe représente la performance d'un participant, exprimée en nombre de bulles nécessaire à l'identification des visages au fil des blocs.

Soulignons que bien que l'analyse qualitative suggère une plus grande homogénéité des performances au sein du groupe cathodal ($M = 60.96$, $E.T. = 11.38$), comparativement aux groupes anodal ($M = 55.15$, $E.T. = 15.60$) et placebo ($M = 55.17$, $E.T. = 18.84$), cette différence ne s'est pas révélée significative. En effet, le test de Levene basé sur la moyenne du nombre de bulles a confirmé l'homogénéité des variances ($p = 0.30$), indiquant que la dispersion des scores était statistiquement comparable entre les conditions.

Nous nous sommes également intéressés à l'impact de la stimulation sur les stratégies visuelles employées pour l'identification en analysant les IC de groupe. Suite à la stimulation, la région des yeux constitue l'unique source d'information diagnostique significative, indépendamment du groupe d'appartenance (Figure 10). D'un point de vue qualitatif, les groupes placebo et cathodal présentent une topologie similaire, caractérisée par une asymétrie typique favorisant l'œil gauche. Cette prédominance semble visuellement plus marquée dans la condition cathodale, un effet d'autant plus saillant considérant que ce groupe présentait la tendance inverse (préférence pour l'œil droit) avant la stimulation. À l'inverse, le groupe anodal semble se distinguer par une répartition plus bilatérale de l'extraction de l'information, suggérant une atténuation du biais pour l'œil gauche, couplée à une intensité globale apparemment plus faible.

Figure 10

Images de classification post-stimulation révélant l'information visuelle diagnostique utilisée à l'échelle du groupe, selon la condition expérimentale



Note. Les régions qui ont atteint la significativité statistique ($p < 0.001$, $Z_{crit} > 4.55$) sont représentées en couleur et sont superposées à l'un des visages utilisés dans l'expérience.

Soulignons que les analyses sur les ROI obtenus post-stimulation ne montrent aucun effet principal de groupe, ni pour l'œil gauche [$F(2, 27) = 0.08$, $p = 0.93$, η^2 partiel = 0.006], ni pour l'œil droit [$F(2, 27) = 0.01$, $p = 0.99$, η^2 partiel = 0.001]. Ainsi, bien que l'analyse visuelle qualitative des cartes statistiques de groupe suggère de subtiles différences topologiques entre les conditions, notamment une atténuation du biais habituel pour l'œil gauche au profit d'une répartition plus bilatérale pour le groupe anodal, ces observations ne se traduisent pas par une différence statistique lors de la comparaison directe des moyennes. En effet, l'extraction de l'information dans les ROI est demeurée statistiquement équivalente entre tous les groupes. Cette dissociation entre l'impression visuelle et le résultat statistique est vraisemblablement attribuable à la variabilité interindividuelle importante au sein de l'échantillon.

De plus, afin de déterminer si l'évolution de la stratégie visuelle était différente entre les groupes des analyses de variance (ANOVA) mixtes 2 (temps : pré vs post-stimulation) X 3 (condition : anodal, cathodal, placebo) ont été réalisées pour chaque ROI. Pour l'œil gauche, les résultats n'ont révélé aucun effet d'interaction significatif entre le temps et la condition [$F(2, 27) = 0.09, p = 0.91, \eta^2 \text{ partiel} = 0.01$], indiquant que l'évolution de l'utilisation de cet œil ne différait pas entre les groupes. De plus, aucun effet principal n'a été détecté. L'utilisation de cette région n'a pas significativement changé entre les deux temps de mesure [$F(1, 27) = 0.92, p = 0.35, \eta^2 \text{ partiel} = 0.03$] et aucune différence globale d'extraction d'information n'a été trouvée entre les conditions expérimentales [$F(2, 27) = 0.07, p = 0.93, \eta^2 \text{ partiel} = 0.01$]. Des résultats similaires ont été obtenus pour l'œil droit. L'interaction entre le temps et la condition s'est révélée non significative [$F(2, 27) = 0.32, p = 0.73, \eta^2 \text{ partiel} = 0.02$], indiquant que la trajectoire des scores était similaire pour tous les groupes. Par ailleurs, aucun effet principal n'a été détecté, que ce soit pour la condition [$F(2, 27) = 0.07, p = 0.93, \eta^2 \text{ partiel} = 0.01$] ou pour le temps [$F(1, 27) = 2.03, p = 0.17, \eta^2 \text{ partiel} = 0.07$].

Par la suite, nous avons évalué si l'utilisation de l'information visuelle provenant des yeux pouvait prédire la performance au CFMT post-stimulation. Pour ce faire, des régressions linéaires multiples ont été effectuées pour chaque groupe, incluant les scores Z moyens de l'œil gauche et de l'œil droit comme prédicteurs. Pour le groupe placebo, le modèle global s'est révélé significatif [$F(2,9) = 7.44; p = 0.02$] et expliquait 58 % de la variance totale ($R^2 = 0.58$). L'examen des coefficients individuels indique que seul le score Z de l'œil gauche contribue significativement au modèle ($\beta_{\text{œil gauche}} = 0.84; p_{\text{œil gauche}} = 0.02; \beta_{\text{œil droit}} = -0.17; p_{\text{œil droit}} = 0.59$). Ces données répliquent fidèlement les résultats

de Royer et collègues (2018), confirmant le rôle prépondérant de l'œil gauche dans la reconnaissance efficace des visages en l'absence de modulation externe. Il convient toutefois de souligner que la forte proportion de variance expliquée doit être interprétée avec prudence, celle-ci pouvant être amplifiée par la taille restreinte de l'échantillon.

En revanche, aucun modèle de régression n'a atteint le seuil de significativité pour les groupes ayant reçu la stimulation, que ce soit pour la condition anodale [$F(2,9) = 0.13; p = 0.88$] ou cathodale [$F(2,9) = 0.58; p = 0.59$]. Cette absence de lien statistique s'avère en soi un résultat révélateur, puisque si la tDCS n'avait produit aucun effet sur le traitement des visages, la relation prédictive entre l'utilisation de l'œil gauche et la performance aurait dû s'observer de manière constante dans tous les groupes. Ainsi, le fait que cette relation se dissipe spécifiquement dans les conditions actives indique que la stimulation a bel et bien perturbé l'utilisation typique de l'information visuelle. Toutefois, puisqu'aucune nouvelle tendance prédictive globale significative n'émerge, ces résultats suggèrent que l'effet de la tDCS pourrait être hautement hétérogène au sein d'une même condition. Autrement dit, la divergence des réponses individuelles aurait potentiellement masqué tout effet principal à l'échelle globale.

Modulation de l'effet de la stimulation par le niveau de performance initial

Ces résultats globaux non significatifs masquent toutefois une dynamique sous-jacente importante. L'examen des statistiques descriptives des performances au CFMT (Tableau 2) met en évidence une hétérogénéité des réponses nettement plus marquée dans les groupes de stimulation active. Effectivement, les changements dans la performance des participants entre les deux temps de mesure sont beaucoup plus dispersés que pour le groupe placebo.

Tableau 2*Statistiques descriptives de l'évolution de la performance au CFMT (après-avant)*

Condition	Moyenne	Écart-type	Minimum	Maximum
Anodale	1.30	9.36	-13	12
Cathodale	-0.30	8.42	-13	12
Placebo	-3.30	3.80	-9	2

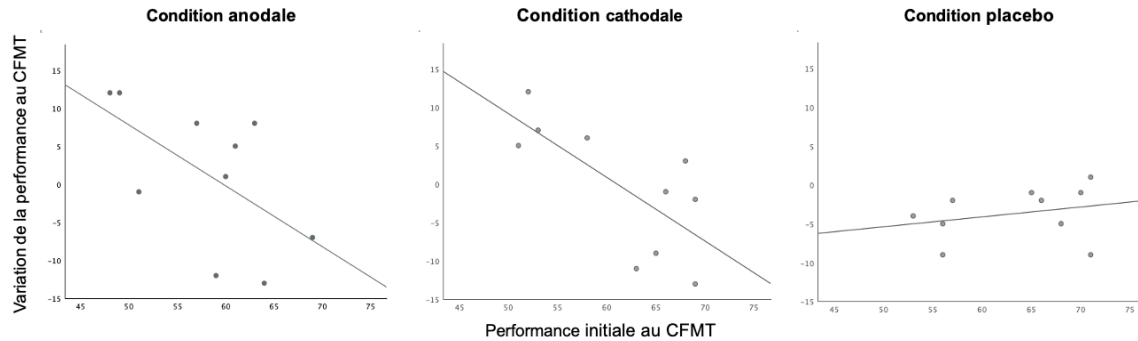
Pour comprendre l'origine de cette variabilité, nous avons vérifié la stabilité des performances individuelles à l'aide de corrélations de Pearson. Comme mentionné précédemment, dans le groupe placebo, il existe une forte association entre les performances avant et après la stimulation ($r = 0.91, p < 0.001$). En revanche, cette relation n'était pas significative dans les groupes de stimulation, ni pour le groupe anodal ($r = 0.18, p = 0.62$), ni pour le cathodal ($r = 0.21, p = 0.57$). Ce contraste suggère que la stimulation a perturbé le traitement habituel des visages, introduisant une variabilité qui rompt la stabilité de la performance.

Afin de déterminer si la variabilité dans la réponse à la modulation pouvait être prédite à partir des habiletés de traitement des visages propre à chaque individu, des régressions simples entre la performance initiale des participants et le score de changement de celle-ci ont été effectuées. Pour les groupes ayant reçu une stimulation active, l'analyse révèle une relation négative entre la performance initiale et la variation à la tâche. Effectivement, comme le montrent les diagrammes de dispersions (Figure 11), les participants ayant les scores initiaux les plus faibles tendaient à s'améliorer, tandis que les plus performants tendaient à stagner ou décliner. Cette tendance est significative pour le groupe cathodal [$F(1, 8) = 8.32, p = 0.02$; $\beta = -0.71$; $R^2 = 0.51$] et marginalement significative pour le groupe anodal [$F(1, 8) = 4.20, p = 0.08$; $\beta = -0.59$; $R^2 = 0.34$]. À

l'inverse, le groupe placebo ne montre aucune association significative entre le résultat initial et le changement [$F(1, 8) = 0.69, p = 0.43 ; R^2 = 0.08$].

Figure 11

Relation entre la performance initiale et la variation de performance au CFMT selon la condition expérimentale.



Note. La performance initiale a été mesurée à l’aide du CFMT-Aus. La variation de performance correspond à la différence entre le score post-stimulation (CFMT) et le score pré-stimulation.

Enfin, afin de vérifier que la relation observée entre la performance initiale et la variation subséquente de la performance n’était pas simplement due à une régression vers la moyenne, nous avons effectué une analyse de covariance (ANCOVA). Cette méthode permet d’isoler l’effet spécifique de la stimulation en contrôlant statistiquement la variance liée à la performance initiale des participants. Le modèle incluait le score de changement comme variable dépendante, la condition (anodale, cathodale, placebo) comme facteur fixe, et le score au CFMT initial comme covariable.

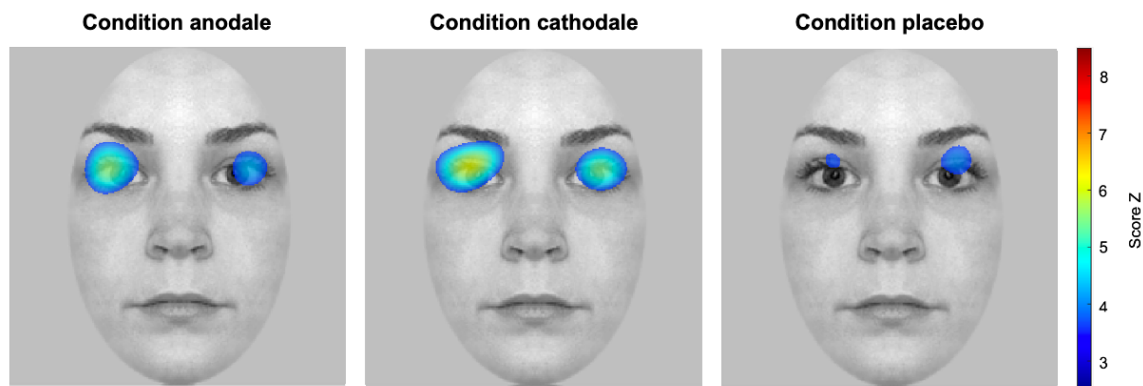
Cette analyse a révélé une interaction quasi-significative entre la condition et la performance initiale [$F(2, 24) = 3.52, p = 0.05, \eta^2 \text{ partiel} = 0.23$]. Ce résultat indique que la relation entre le niveau de départ et la variation de performance diffère selon les

groupes, suggérant que l'efficacité de la HD-tDCS est modulée par le niveau de base des participants. Ainsi, cette analyse nous a permis d'écarter l'hypothèse selon laquelle l'effet observé serait un simple artefact de régression vers la moyenne.

Nous avons également cherché à déterminer si cet effet de modulation par les capacités initiales pouvait se refléter par l'adoption de stratégies visuelles distinctes. Pour vérifier cette proposition, nous avons séparé les participants selon leur performance initiale au CFMT (faible vs élevé) afin de générer des IC spécifiques à chaque sous-groupe. Chez les participants présentant une performance initiale plus faible, une divergence marquée s'observe entre les groupes actifs et le groupe placebo quant à l'information visuelle exploitée (Figure 12). En effet, contrairement au groupe placebo, où le recours à l'information oculaire est resté limité, les participants ayant reçu une stimulation active ont démontré un recrutement accru de la région des yeux, se traduisant par des scores Z moyens plus élevés ainsi qu'une surface significative plus étendue. Cette observation suggère que l'amélioration de la performance au CFMT chez ces participants pourrait être attribuable à une extraction plus efficace de l'information visuelle diagnostique.

Figure 12

Images de classification post-stimulation révélant l'information visuelle diagnostique utilisée par les participants présentant initialement des scores faibles, selon la condition expérimentale.

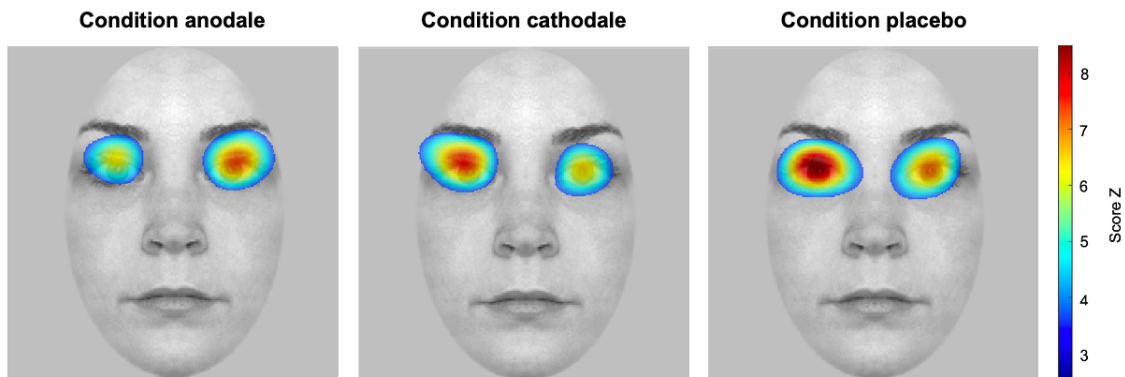


Note. Les régions qui ont atteint la significativité statistique ($p < 0.05$, $Z_{\text{crit}} > 3.52$) sont représentées en couleur et sont superposées à l'un des visages utilisés dans l'expérience.

En ce qui concerne les participants initialement plus performants, le recours à la région des yeux demeure la stratégie prédominante, quelle que soit la condition (Figure 13). La stimulation active semble cependant influencer la latéralisation en réduisant le biais pour l'œil gauche. On observe même une prédominance de l'utilisation de l'œil droit au sein du groupe anodal. Ces résultats suggèrent que la stimulation a pu induire un ajustement subtil de la stratégie visuelle, bien que cet effet soit moins prononcé que chez les participants initialement moins performants.

Figure 13

Images de classification post-stimulation révélant l'information visuelle diagnostique utilisée par les participants présentant initialement des scores élevés, selon la condition expérimentale.



Note. Les régions qui ont atteint la significativité statistique ($p < 0.05$, $Z_{\text{crit}} > 3.52$) sont représentées en couleur et sont superposées à l'un des visages utilisés dans l'expérience.

CHAPITRE IV

Discussion

L'objectif principal de cette étude était de déterminer si la modulation transitoire de l'activité du FFA par la HD-tDCS induirait des altérations quantifiables du traitement des visages ainsi que des stratégies visuelles sous-jacentes. Plus spécifiquement, nous avons cherché à objectiver l'impact de la stimulation active (anodale, cathodale) sur les performances au CFMT et lors d'une tâche où les visages sont échantillonnés à l'aide de bulles. Notre hypothèse postulait que les variations de rendement seraient tributaires d'une modification des stratégies visuelles utilisées pour identifier les visages. Cette section a pour but d'interpréter les résultats à la lumière de la littérature actuelle. Cette analyse servira ensuite de fondement pour discuter des implications théoriques et cliniques de nos résultats. Enfin, nous examinerons les limites méthodologiques du projet avant de proposer de nouvelles pistes de recherche.

Avant d'aborder l'objectif principal de cette étude, nous avons validé l'équivalence des groupes sur l'ensemble des variables de base. Les analyses ont confirmé que les participants étaient initialement comparables, qu'il s'agisse de leur habileté de traitement facial global, de leurs performances au CFMT-Aus, du nombre de bulles requises pour l'identification des visages, ainsi que des stratégies perceptives employées. De plus, la stabilité des performances au CFMT au sein du groupe placebo a permis de valider l'usage des versions distinctes de cet outil. Bien qu'un léger biais de performance en faveur de la version australienne ait été observé, la nature systématique de cet écart n'affectait aucunement la cohérence de la mesure. Toutes variations potentielles observées dans les groupes de stimulation active peuvent ainsi être attribuées à la tDCS. Ajoutons également que les données obtenues au sein du groupe placebo corroborent le lien bien établi entre l'expertise en reconnaissance des visages et la

stratégie visuelle employée. Plus précisément, une meilleure capacité de reconnaissance faciale était associée à une utilisation accrue de l'information provenant de l'œil gauche, confirmant que notre groupe de comparaison était représentatif des résultats typiquement rapportés dans la littérature.

La fiabilité de nos mesures de référence étant établie, nous nous sommes ensuite penchés sur l'objectif principal de cet essai, soit l'effet de la neuromodulation. En bref, notre étude a mis de l'avant 1) l'absence d'un effet global de la stimulation sur les habiletés de traitement facial ou sur les stratégies perceptives, 2) l'abolition du lien prédictif habituel entre l'utilisation de l'œil gauche et les capacités d'identification au sein des groupes actifs, suggérant une modulation hétérogène de la stimulation ainsi que 3) le principal prédicteur de la réponse à la tDCS est la performance initiale des participants plutôt que la polarité de la stimulation tel qu'anticipé.

Remise en question du modèle classique AeCi

Nos hypothèses s'ancraient dans les postulats classiques de la tDCS suggérant que la stimulation du FFA modulerait la reconnaissance des visages selon la polarité (anodale ou cathodale). Plus précisément, nous anticipions que la stimulation anodale faciliterait le traitement des visages, se traduisant par un score plus élevé au CFMT et un seuil de reconnaissance plus bas (c.-à-d. nécessitant moins de bulles pour reconnaître les visages). Cette amélioration découlerait d'une optimisation de la stratégie visuelle, marquée par un recours accru aux informations diagnostiques (les yeux). À l'inverse, nous prévoyions que la stimulation cathodale entraînerait une baisse de performance (score CFMT plus faible, seuil plus élevé), associée à une stratégie sous-optimale dépendante d'informations moins diagnostiques (p.ex. la bouche, le contour du visage). Toutefois, contrairement aux

prédictions du modèle anodal-excitation et cathodal-inhibition (AeCi), nos analyses n'ont révélé aucune différence significative en termes de performance entre les deux polarités. Les stimulations anodale et cathodale ont produit des effets comportementaux similaires, suggérant un mécanisme d'action convergent plutôt qu'opposé.

Ces données, bien que paradoxales au premier abord, sont cohérentes avec les modèles plus nuancés des mécanismes de la tDCS qui émergent actuellement dans la littérature scientifique. Effectivement, cette observation s'inscrit dans une remise en question croissante du modèle AeCi, particulièrement en dehors du domaine moteur.

Notamment, une méta-analyse de Jacobson et collaborateurs (2012) a démontré que bien que la dichotomie entre les polarités soit fréquemment observée dans les études motrices, elle l'est beaucoup moins dans les travaux s'intéressant à d'autres domaines cognitifs. Les auteurs ont notamment révélé qu'alors que la stimulation anodale avait tendance à engendrer une excitation de façon plus fiable, peu importe le domaine, l'effet inhibiteur associé à la stimulation cathodale était nettement moins présent dans les études cognitives. Plusieurs travaux ont même montré une amélioration de la performance suite à la stimulation cathodale, et ce, à travers une variété de domaines cognitifs (Antal et al., 2001; Monti et al., 2008; Vicario et al., 2013). Ces incohérences démontrent que le modèle AeCi n'est pas suffisant pour expliquer de façon robuste les effets de la tDCS.

Les limites de ce modèle sont d'ailleurs renforcées par les travaux de Hsu et collègues (2016), qui ont examiné l'influence de divers facteurs sur l'efficacité de la tDCS (p.ex. performance des participants, polarité de la stimulation, difficulté de la tâche). Plus spécifiquement, ils ont mesuré les effets de la stimulation appliquée sur le cortex pariétal postérieur droit sur la mémoire de travail visuelle. Leurs résultats ont

montré que la majorité des participants présentaient des profils de réponse stables, indépendamment de la polarité. Par exemple, il était fréquent qu'un même individu manifeste une amélioration de sa performance sous stimulation anodale et cathodale, tandis qu'un autre affichait une baisse de performance dans les deux conditions.

Ces observations soutiennent l'hypothèse d'un mécanisme d'action de la tDCS plus complexe qu'envisagé initialement. C'est dans ce contexte que plusieurs études se sont intéressées à l'identification des sources de cette hétérogénéité en explorant notamment les mécanismes biophysiques sous-jacents.

Les déterminants anatomiques de l'hétérogénéité du champ électrique induit

Une piste d'explication pertinente quant à la variabilité des effets de la stimulation provient des travaux portant sur la modélisation computationnelle de la tDCS.

Concrètement, cette approche s'appuie généralement sur des IRM individuelles afin de reconstruire l'anatomie spécifique d'un sujet et de générer un modèle virtuel de son anatomie corticale. En intégrant les propriétés conductrices propres à chaque individu telles que l'épaisseur du crâne ou la gyrification, ce modèle permet de simuler avec précision la distribution du champ électrique induit par la tDCS. Ces simulations révèlent que la diffusion du courant est loin de suivre le modèle canonique AeCi (Bikson et al., 2012). En réalité, le champ électrique généré est influencé à la fois par l'anatomie globale du cerveau et par la microstructure de la région ciblée (Datta et al., 2009; Medeiros et al., 2012).

De plus, l'efficacité de la stimulation dépend de l'angle d'incidence. Un champ aligné parallèlement à l'axe somato-dendritique induira une polarisation maximale, alors qu'un champ perpendiculaire n'aura qu'un impact négligeable sur le potentiel de

membrane (Rahman et al., 2013). Or, en raison de la topographie complexe du cortex, caractérisée par l'alternance de gyri et de sillons, les neurones adoptent des orientations spatiales très variées. Cette variabilité est particulièrement marquée au niveau des sillons, où les populations neuronales situées sur des parois opposées sont orientées en sens contraire. Par conséquent, un flux de courant traversant ce sillon soumettra ces cellules à des effets de polarité inverse. Ajoutons d'ailleurs que la cytoarchitecture du FFA est complexe et présente des sous-régions aux profils cellulaires distincts (Weiner et al., 2017). Ainsi, lorsqu'un champ électrique déjà hétérogène est appliqué à ce paysage cellulaire complexe, il est inévitable qu'il engendre une variété d'effets locaux.

S'ajoutant à la variabilité de l'architecture neuronale, l'hétérogénéité des propriétés conductrices des différents tissus provoque d'importantes distorsions du champ électrique (Reinhart et al., 2017). Suivant le principe de moindre résistance, le courant est influencé par le fort contraste de conductivité entre le liquide céphalo-rachidien (LCR) (hautement conducteur) et les tissus environnants (plus résistants). Il tend alors à s'écarter de sa trajectoire linéaire pour circuler tangentiellement dans l'espace sous-arachnoïdien (Datta et al., 2012). Ce phénomène de canalisation atténue l'intensité du champ atteignant les structures profondes tout en le focalisant dans les sillons remplis de LCR. Il en résulte des « points chauds » d'intensité accrue au creux des sillons (Opitz et al., 2015).

En somme, bien que la stimulation appliquée sur le scalp présente une polarité globale unidirectionnelle, elle se traduit à l'échelle corticale par une véritable mosaïque d'effets locaux excitateurs et inhibiteurs. Par conséquent, il devient particulièrement ardu de prédire l'effet de la stimulation anodale ou cathodale lorsqu'elle affecte des processus cognitifs complexes.

Le modèle de plasticité structurelle homéostatique

Face à cette complexité biophysique, l'interprétation traditionnelle de la tDCS appelle à une révision. Effectivement, si le champ électrique n'agit pas comme un modulateur uniforme, alors comment expliquer les changements comportementaux observés ? L'hypothèse de la perturbation exogène propose un cadre explicatif pertinent (Dubreuil-Vall et al., 2019). Selon cette perspective, la stimulation ne se réduit pas à une simple activation ou inhibition locale, mais agirait en introduisant un bruit électrophysiologique interférant avec l'activité neuronale en cours. Plus précisément, la mosaïque de champs électriques induits modifie le rapport signal/bruit au sein des réseaux corticaux ciblés. De ce fait, la stimulation agit comme une contrainte exogène qui oblige le système neuronal à s'adapter pour maintenir son homéostasie. L'effet comportemental résultant ne dépendrait donc pas uniquement de la polarité, mais de la capacité du réseau à intégrer cette perturbation au sein de sa dynamique préexistante (Lu et al., 2025). C'est précisément ce processus d'adaptation qui se trouve au cœur du modèle de plasticité structurelle homéostatique.

Selon ce modèle, l'impact de la tDCS excède la simple modulation locale et perturbe l'équilibre global du système neuronal. En modifiant le potentiel de membrane, la stimulation altère les taux de décharge des neurones ciblés, déstabilisant ainsi la dynamique du réseau (Baltar et al., 2018). En réaction, le système enclenche une réponse compensatoire via une cascade de processus de plasticité visant à rétablir son niveau d'activité cible (Lu et al., 2019). Ces mécanismes de régulation interviennent à plusieurs niveaux, incluant la modification de l'excitabilité intrinsèque des neurones (Turrigiano,

2011), l'ajustement du seuil de plasticité synaptique (Nayok et al., 2020), ainsi que la modulation de la transmission GABAergique (Amadi et al., 2015).

Selon cette perspective homéostatique, l'effet global de la tDCS ne serait pas la conséquence directe de l'excitation ou de l'inhibition locale, mais plutôt le reflet d'une adaptation compensatoire du réseau. Ainsi, toute perturbation de l'équilibre, qu'elle soit de nature excitatrice ou inhibitrice, contraint le système à une réorganisation fonctionnelle susceptible de produire des effets comportementaux similaires (Lu et al., 2025). Cependant, cette réorganisation est loin d'être uniforme. En effet, la réponse adaptative d'un réseau est fortement influencée par son état initial (Hsu et al., 2016). C'est d'ailleurs cette modulation de la stimulation par l'activité intrinsèque du réseau qui semble expliquer une partie de nos observations.

Le principe de dépendance de l'état

Un des résultats marquants que nous avons obtenus réside dans la perturbation des dynamiques individuelles usuelles. Contrairement aux observations du groupe placebo la performance initiale des participants des groupes actifs (anodale et cathodale) a perdu sa valeur prédictive sur la performance post-stimulation. Cette rupture de la corrélation habituelle suggère que la tDCS a interféré avec le traitement des visages. Cette modification comportementale semble d'ailleurs sous-tendue par une altération des stratégies visuelles, puisque le lien typique entre l'utilisation de l'information diagnostique (l'œil gauche) et la capacité de reconnaissance s'est dissipé sous l'effet de la stimulation. Plus précisément, l'impact de la neuromodulation s'est avéré tributaire du niveau de compétence basal des participants. En effet, indépendamment de la polarité, les sujets présentant une performance initiale plus faible ont bénéficié de la stimulation,

présentant des gains de performance. À l'inverse, les participants initialement plus performants n'en ont tiré aucun bénéfice, leur performance tendant même à se détériorer. Ce profil de résultats suggère que l'état d'activation préalable du réseau ciblé détermine la direction et l'amplitude des effets de la tDCS.

Ce phénomène s'inscrit directement dans le principe de dépendance de l'état (*state-dependency*). Pour le comprendre, il faut considérer que l'effet de la tDCS résulte de l'interaction entre le champ électrique et l'état neurocognitif du cerveau au moment de la stimulation (Ahn et al., 2023). En effet, puisque la tDCS délivre un courant sous-liminaire, elle ne génère pas directement de potentiels d'action, mais vient moduler l'activité neuronale préexistante (Vergallito et al., 2022). De nombreux travaux corroborent cette hypothèse en démontrant que la difficulté de la tâche, l'engagement cognitif ou encore, comme illustré dans notre étude, le niveau de performance initial, sont des variables déterminantes qui interagissent avec les effets de la tDCS (Bergmann, 2018; Saccenti et al., 2024).

Par exemple, Dubreuil-Vall et collègues (2019) ont montré ce phénomène en ciblant le cortex préfrontal dorsolatéral gauche. Les auteurs ont rapporté un effet bénéfique de la stimulation anodale sur l'inhibition et l'attention sélective dont l'ampleur était prédite par l'état neurophysiologique initial. Plus précisément, les changements induits sur les potentiels évoqués, caractérisés par une augmentation de la P300 et une diminution de la N200, étaient tributaires du niveau d'activité de base des participants.

De plus, bien que la littérature portant sur l'impact de la tDCS sur la mémoire de travail est abondante, les résultats demeurent hétérogènes. Pour expliquer ces divergences, l'hypothèse de la dépendance à l'état suscite un intérêt grandissant au sein de

la communauté scientifique. Dans cette optique, Gill et collègues (2015) ont cherché à déterminer si la charge cognitive imposée durant la stimulation modulait l'impact de celle-ci. Pour ce faire, ils ont appliqué une stimulation tDCS anodale sur le cortex préfrontal dorsolatéral gauche pendant que les participants effectuaient une tâche d'entraînement à charge élevée (3-Back) ou faible (1-Back). L'étude a révélé que seuls les sujets stimulés durant la tâche complexe ont montré des améliorations en termes de vitesse et de précision à une épreuve subséquente (A-PASAT). Ce bénéfice sélectif démontre que l'efficacité de la tDCS ne dépend pas seulement de la polarité, mais aussi de l'intensité de l'activité neuronale au moment de la stimulation, ce qui corrobore l'hypothèse d'un effet dépendant de l'état.

Le modèle physiologique de l'équilibre E/I

L'un des mécanismes proposés pour expliquer cet effet de dépendance de l'état repose sur le modèle de l'équilibre excitation/inhibition (E/I). Selon ce cadre théorique, l'efficacité de tout réseau neuronal, y compris les réseaux visuels de haut niveau comme le FFA, dépend d'un équilibre finement régulé entre les neurotransmissions excitatrices (principalement par le glutamate) et inhibitrices (principalement par le GABA) (Rojas et al., 2014; Rowland et al., 2013). Par conséquent, une augmentation de la signalisation glutamatergique, tout comme une réduction de la transmission GABAergique, entraîne un déséquilibre E/I. Cette relation entre l'efficacité du réseau et le ratio E/I peut être visualisé comme une courbe en « U » inversé où le sommet correspond à un point d'homéostasie optimal maximisant la performance.

De part et d'autre de ce point d'équilibre, la qualité du traitement décline. En effet, une inhibition excessive restreint l'activation nécessaire du réseau, tandis qu'une

hyperexcitabilité engendre du bruit neuronal et une désynchronisation de l'activité. Ainsi, bien que physiologiquement opposés, ces déséquilibres aboutissent à une conséquence comportementale identique : une détérioration de la performance (Opitz et al., 2015). Ce modèle offre donc un cadre d'interprétation intéressant pour nos résultats, expliquant simultanément l'absence d'effet spécifique à la polarité et le rôle déterminant de l'état initial.

Ainsi, l'impact de la perturbation induite par la tDCS serait intrinsèquement lié à la position initiale de l'individu sur cette courbe (Lam et al., 2022; L.-Z. Yang et al., 2014; Yoon et al., 2016). Il est donc plausible de postuler que les participants ayant affiché des performances initiales élevées opèrent déjà à proximité de la balance optimale. Cela implique que le fonctionnement de leur FFA repose sur un ratio E/I idéal pour la reconnaissance des visages. Dans une telle configuration, toute stimulation exogène, qu'elle soit anodale ou cathodale, tend à rompre cet équilibre précaire. Cette perturbation déplace alors le réseau hors de sa zone d'efficacité maximale, se traduisant par une dégradation de la performance (Benwell et al., 2015).

À l'inverse, il est probable que les individus présentant des performances de base plus faibles se situent dans un état d'équilibre E/I sous-optimal. Dans ce contexte, la perturbation exogène induite par la tDCS agirait comme un catalyseur déclenchant des mécanismes de plasticité homéostatique. Face à cette modulation, le réseau engage des processus compensatoires visant à restaurer son état initial. Cette dynamique force le système à se reconfigurer vers un nouvel état d'équilibre se rapprochant du pic d'efficacité de la courbe.

L'application de ce modèle à nos données s'avère particulièrement pertinente, tant les perturbations de l'équilibre E/I sont documentées dans les pathologies affectant le traitement des visages, telles que le trouble du spectre de l'autisme (TSA) et la schizophrénie. En effet, ces tableaux cliniques se distinguent par des altérations du traitement de l'information sociale, incluant des troubles de l'identification et de la mémorisation des visages et des émotions (Griffin et al., 2021; Sachs et al., 2004; Weigelt et al., 2013). Or, un corpus croissant de la littérature attribue ces dysfonctionnements à une rupture de l'homéostasie E/I au sein des réseaux sensoriels et mnésiques (Foss-Feig et al., 2017; Gao et Penzes, 2015)

À ce titre, une diminution des transcrits liés à la transmission GABAergique a été observée chez les patients souffrant de schizophrénie, aussi bien dans le cortex visuel primaire que dans les cortex préfrontal dorsolatéral et moteur (Hashimoto et al., 2008). De même, dans le cas du TSA, des études rapportent une réduction de la concentration de GABA et de la densité des récepteurs associés dans des régions clés du traitement des visages, notamment le gyrus fusiforme (Oblak et al., 2010, 2011)

De plus, de nombreuses études rapportent des anomalies des oscillations gamma lors du traitement visuel chez les personnes autistes (Coghlan et al., 2012; Sun et al., 2012). Puisque les interneurons inhibiteurs sont impliqués dans la formation de ces oscillations, cette signature électrophysiologique suggère fortement une dysfonction GABAergique (Buzsáki et Wang, 2012). Ces observations renforcent la nécessité d'investiguer l'équilibre E/I pour mieux comprendre les mécanismes sous-jacents aux déficits de perception faciale.

Une étude de Wang et collègues (2025) offre d'ailleurs une perspective intéressante sur le lien entre l'équilibre E/I et le traitement des visages. Ces auteurs ont employé la modélisation computationnelle ainsi que les réseaux de neurones convolutifs (*Convolutional Neural Networks* ou CNN) pour simuler les anomalies de traitement visuel rapportées dans le TSA. Le CNN est une approximation mathématique du système visuel humain qui, tout comme le cerveau, traite l'information de manière hiérarchique. En modifiant les paramètres d'activation du réseau, les auteurs ont pu simuler une surexcitation ainsi qu'une sous-excitation du système afin d'en observer les conséquences sur l'apprentissage et les représentations internes des visages. Une surexcitation du modèle a conduit à des représentations neuronales atypiques, se manifestant par des niveaux élevés de similarité inter-individuelle et une légère diminution de la similarité intra-individuelle. Les auteurs interprètent ces résultats comme le reflet de représentations internes mal différenciées qui compliquent la discrimination des identités. À l'inverse, la condition de sous-excitation a engendré des représentations excessivement différenciées, suggérant un manque de capacité de généralisation. Ces résultats montrent que ces deux formes de fonctionnement sous-optimal affectent le traitement des visages, bien que les mécanismes sous-jacents soient distincts.

Prises ensemble, ces données suggèrent que la modification des stratégies visuelles observée dans notre étude est probablement sous-tendue par une modulation de l'équilibre E/I, elle-même engendrée par la stimulation tDCS.

Retombées des résultats

Théoriques

À notre connaissance, cette étude constitue la première application de la HD-tDCS sur le FFA pour examiner spécifiquement les stratégies visuelles sous-tendant le traitement des visages à l'aide de la méthode psychophysique des bulles. Cette démarche a permis d'enrichir conjointement la littérature sur la neuromodulation et celle sur la cognition visuelle.

Sur le plan de la neuromodulation, cette étude valide en premier lieu la pertinence de la HD-tDCS pour établir des liens de causalité au sein du FFA. Au-delà de cela, nos résultats viennent étayer un ensemble croissant de données indiquant que la tDCS ne se limite pas à une simple dichotomie excitation/inhibition, mais agit plutôt comme un régulateur de l'équilibre dynamique des réseaux. Effectivement, en révélant que les effets comportementaux sont tributaires de l'état initial du système plutôt que de la seule polarité, nos travaux corroborent les modèles de plasticité homéostatique. Plus précisément, l'impact de cette perturbation exogène semble déterminé par le positionnement initial du sujet sur sa courbe d'équilibre E/I. Par conséquent, cette perspective soutient la nécessité d'une transition vers une approche individualisée de la tDCS, qui intègre la variabilité interindividuelle et l'état fonctionnel de base.

Sur le plan des connaissances dans le domaine du traitement des visages, nos résultats suggèrent l'existence d'un lien causal entre l'activité du FFA et les stratégies d'identification des visages. Concrètement, la modulation de l'activité du FFA semble avoir induit une modification de l'information visuelle utilisée par les participants. Nos résultats indiquent donc que, chez l'individu en bonne santé, le FFA joue un rôle

prépondérant non seulement dans le traitement global, mais spécifiquement dans l'extraction de l'information diagnostique nécessaire à la formation des représentations identitaires.

Ces données sont d'ailleurs cohérentes avec les travaux menés sur la prosopagnosie acquise. Plus spécifiquement, les études effectuées par sur la patiente P.S. ont montré qu'une altération du fonctionnement normal du système de traitement des visages entraînait un déficit marqué de l'utilisation de la région des yeux, forçant la patiente à s'appuyer sur la bouche, une stratégie sous-optimale pour l'identification (Caldara et al., 2005; Fiset et al., 2017).

Cliniques

Bien que l'objectif premier de cette étude fût la compréhension des mécanismes fondamentaux de la perception faciale, nos résultats ouvrent des perspectives prometteuses pour la prise en charge clinique des déficits de reconnaissance faciale comme la prosopagnosie. Ce trouble, qui affecte une proportion significative de la population estimée entre 2,5 % et 5 %, constitue un handicap social majeur. En effet, la reconnaissance des visages étant le pilier des interactions humaines, son déficit entraîne des conséquences psychosociales considérables, incluant notamment de l'anxiété sociale, des comportements d'évitement, un réseau social restreint ainsi qu'une baisse de l'estime de soi (Yardley et al., 2008). En dépit d'une prévalence élevée et de conséquences psychosociales importantes, l'offre de traitement pour ce trouble demeure toutefois restreinte. À ce jour, les options cliniques se résument essentiellement à l'enseignement de stratégies compensatoires (p.ex. identification de traits distinctifs) qui se généralisent mal hors du contexte d'entraînement, ou à des approches restauratrices particulièrement

chronophages qui ne garantissent pourtant pas un transfert fonctionnel vers les situations de la vie quotidienne (Byrne et Porter, 2025).

Dans ce contexte, la tDCS représente une piste d'intervention prometteuse. Bien qu'exploratoires, nos résultats suggèrent la possibilité de moduler l'activité du FFA et d'engendrer des gains de performance significatifs, et ce, spécifiquement chez les participants ayant une compétence initiale plus faible. Cette observation suggère un potentiel d'application directe pour les populations cliniques cherchant à pallier leurs déficits perceptifs. La technique a déjà montré sa versatilité dans le traitement de diverses conditions telles que la dépression majeure (Kuo et al., 2017; Nitsche et al., 2009; Palm et al., 2016), les douleurs chroniques (Lloyd et al., 2020), les céphalées (Pacheco-Barrios et al., 2020; Stilling et al., 2019) ou encore la maladie de Parkinson (Benninger et al., 2010). Les travaux menés sur la dyslexie développementale offrent un parallèle clinique encore plus pertinent. En effet, tout comme la prosopagnosie, la dyslexie est un trouble affectant le traitement d'une catégorie spécifique de stimuli visuels complexes dont le substrat neuronal (l'aire de la forme visuelle des mots ou *visual word form area*) est anatomiquement proche du FFA, bien que latéralisé dans l'hémisphère opposé. Par exemple, des travaux ont montré que l'application répétée de tDCS permet d'induire des bénéfices durables chez les enfants et adolescents dyslexiques (Costantino et al., 2017; Costanzo et al., 2019). Plus spécifiquement, 26 enfants et adolescents dyslexiques ont suivi un protocole de stimulation pariéto-temporale à raison de trois séances hebdomadaires de 20 minutes durant six semaines. Le groupe actif a démontré des gains durables, tant pour la lecture de pseudo-mots que de mots rares, lesquels se sont maintenus au moins six mois après la stimulation.

Il apparaît donc crucial de poursuivre l'exploration de la tDCS appliquée au FFA. Au-delà de son intérêt pour la compréhension fondamentale du fonctionnement de cette région, cette approche constitue une piste de recherche intéressante pour le développement d'interventions plus efficaces ciblant les troubles du traitement des visages.

Limites et considérations futures

L'interprétation de nos résultats doit toutefois être nuancée à la lumière de certaines contraintes méthodologiques. C'est donc dans une perspective constructive que les sections suivantes exposeront ces limites et proposeront des pistes d'optimisation concrètes pour les recherches futures.

Échantillon

Compte tenu de la nature exploratoire de ce projet, nos analyses reposent sur un échantillon de taille modeste. Bien que des effets significatifs aient été mis en évidence, ce manque de puissance statistique a pu masquer des dynamiques plus subtiles, notamment en lien avec l'analyse quantitative des dynamiques d'extraction d'information visuelle dépendantes de la performance initiale dans les groupes de stimulation active. En effet, bien que l'inspection qualitative des IC par sous-groupes laisse entrevoir des modulations distinctes des stratégies perceptives induites par la tDCS, ces tendances n'ont pu être corroborées par des analyses quantitatives. Des études ultérieures, menées sur des cohortes plus larges, seront donc nécessaires pour confirmer ces observations préliminaires et caractériser plus finement les modulations des stratégies visuelles induites par la stimulation.

Outre la taille de l'échantillon, son profil sociodémographique appelle également à la prudence. Effectivement, nos participants présentent un profil particulièrement homogène, notamment en termes d'âge et de niveau de scolarité. Bien que cette uniformité offre l'avantage de réduire la variance au sein du groupe, elle restreint inévitablement la validité externe de l'étude. Par conséquent, l'extrapolation de ces résultats à la population générale demeure incertaine.

Variabilité interindividuelle

Comme souligné précédemment, l'efficacité de la HD-tDCS sur le FFA apparaît tributaire de facteurs individuels, soulignant le défi que constitue la variabilité anatomique et fonctionnelle dans la réponse à la stimulation. Bien que la sélection initiale d'un devis inter-sujet visait à pallier l'effet d'apprentissage inhérent à la tâche des bulles, l'importance de l'hétérogénéité observée invite à la reconsidération. En effet, il semble que le « bruit » généré par la variabilité interindividuelle constitue un obstacle plus important que le biais de confusion associé à l'apprentissage. Face à ce constat, l'utilisation d'un devis intrasujet (*within-subjects*) semblerait préférable pour les travaux futurs puisqu'en exposant chaque participant à toutes les conditions (anodale, cathodale, placebo), il devient son propre témoin. Cela permettrait de mieux isoler l'effet de la polarité en limitant la variance liée aux différences anatomiques interindividuelles.

De plus, la quantité importante d'essais requis par le paradigme des bulles a nécessité une segmentation du protocole expérimental en deux rencontres distinctes. Alors que cette démarche permet de prévenir un épuisement cognitif trop élevée qui aurait pu impacter la fiabilité des mesures lors d'une session unique, elle introduit néanmoins une variabilité inter-sessions potentielle.

Par ailleurs, l'hétérogénéité anatomique et la profondeur du FFA compromettent l'homogénéité de la stimulation. Effectivement, même si l'intensité appliquée sur le scalp est identique pour tous, les variations morphologiques interindividuelles entraînent des écarts significatifs dans la dose réellement reçue à la cible. Dans ce contexte, une modélisation computationnelle du champ électrique (*E-field modeling*), générée à partir de l'IRM structurelle de chaque participant serait pertinente. Elle permettrait d'estimer la distribution réelle du courant au sein du FFA et, par conséquent, d'individualiser l'intensité de stimulation pour garantir une exposition uniforme au sein de l'échantillon. Concrètement, cette approche par éléments finis (FEM) intègre les caractéristiques anatomiques uniques du participant, telles que l'épaisseur du cuir chevelu et du crâne ou la topographie du cortex. En attribuant des propriétés de conductivité spécifiques à ces structures, cette reconstruction génère un modèle réaliste capable de simuler précisément la propagation du courant chez le sujet (Miranda et al., 2013, 2018). Il devient alors possible de quantifier l'intensité électrique spécifique atteignant le FFA et d'ajuster les paramètres de stimulation en conséquence (Pancholi et Dave, 2024).

Toutefois, optimiser la dose reçue ne suffit pas si la cible elle-même est définie de manière imprécise. Au-delà des contraintes anatomiques, il existe une variabilité interindividuelle considérable dans la localisation fonctionnelle du FFA. En effet, les études d'IRMf indiquent que le pic d'activation de cette aire peut varier de plusieurs millimètres, voire centimètres, d'un sujet à l'autre (Berman et al., 2010). Par conséquent, le recours à des coordonnées moyennes apparaît risqué, d'autant plus que le cortex temporal ventral se caractérise par une organisation fonctionnelle dense où se juxtaposent plusieurs régions spécialisées dans des traitements distincts (Spiridon et al., 2006). Dans

ce contexte, un décalage spatial, même minime, pourrait engendrer la stimulation involontaire d'une aire adjacente. Ce manque de spécificité risque non seulement d'augmenter la variabilité des données, mais aussi de biaiser l'interprétation des effets comportementaux. Ainsi, l'utilisation d'un localisateur fonctionnel individuel s'impose pour cibler précisément le FFA et assurer la stimulation de la population neuronale d'intérêt.

Mesure neurophysiologique

Puisque nous postulons que les changements observés dans le traitement des visages découlent d'une modulation de l'équilibre excitation/inhibition, l'ajout d'une mesure neurophysiologique s'avère indispensable pour objectiver les mécanismes sous-jacents à la stimulation. Dans cette perspective, le couplage de l'EEG à la HD-tDCS permettrait d'investiguer directement les variations d'excitabilité corticale en exploitant une approche récente pour inférer le ratio E/I fonctionnel (fE/I) à partir de la covariance entre l'amplitude du signal et ses fluctuations.

Bruining et collègues (2020) ont établi cette métrique en mettant en relation l'enveloppe de l'amplitude (reflet de l'intensité de la synchronisation neuronale) avec la structure temporelle (dépendance mathématique entre l'activité passée et future représentant la « mémoire » du signal). C'est la dynamique entre ces deux variables qui prédit l'état du réseau. Dans un régime sous-critique, l'émergence d'une structure complexe nécessite un fort coût énergétique, créant une corrélation positive entre amplitude et structure. À l'inverse, dans un régime super-critique, tout ajout d'énergie dégrade l'organisation vers un bruit aléatoire, engendrant une corrélation négative.

La validité de cette méthode a d'abord été établie chez l'adulte sain en révélant un fE/I initialement équilibré. Sa sensibilité aux fluctuations physiologiques a ensuite été corroborée par une épreuve pharmacologique où l'administration de Zolpidem, un agoniste GABAergique renforçant l'inhibition, a induit une diminution significative du fE/I , confirmant ainsi la capacité de la métrique à détecter les changements d'excitabilité. Ainsi, l'intégration de cette métrique dans les protocoles futurs permettrait de mesurer plus finement les profils neurophysiologiques, en capturant la dynamique régulatrice sous-jacente aux réseaux neuronaux.

CHAPITRE V

Conclusion

En somme, cette étude visait à évaluer l'effet de la HD-tDCS sur le FFA afin de déterminer le rôle de cette modulation temporaire dans le traitement des visages. Pour ce faire, nous avons examiné l'impact des stimulations anodale, cathodale et placebo sur la performance à travers deux tâches éprouvées : le CFMT et la méthode des bulles.

Nos résultats ne révèlent aucun effet de groupe significatif et montrent que le niveau de fonctionnement initial de la région constitue un meilleur prédicteur de l'effet de la stimulation que sa polarité. Plus précisément, les participants présentant des habiletés plus faibles ont affiché une tendance marquée à l'amélioration, indépendamment du type de stimulation. À l'inverse, les participants naturellement performants n'ont tiré aucun bénéfice de la HD-tDCS, leur performance tendant même à décliner. De plus, ces variations comportementales semblent sous-tendues par une modification des stratégies visuelles. Effectivement, l'amélioration des performances semblait associée à un recours accru à la région des yeux, tandis que la détérioration coïncidait avec une réduction du biais habituel pour l'œil gauche. Ces résultats suggèrent que la tDCS, appliquée à un réseau complexe comme le FFA, ne module pas l'excitabilité de manière linéaire (modèle AeCi). Elle agirait plutôt comme une perturbation exogène interagissant avec l'équilibre homéostatique du réseau. Dans cette perspective, nous postulons que c'est l'état initial, défini par le ratio excitation/inhibition (E/I), qui dicterait la direction de l'effet. En effet, en modifiant ce ratio, la stimulation pourrait optimiser un réseau sous-activé ou, au contraire, désorganiser un système fonctionnant déjà de façon optimale.

Bien que des travaux supplémentaires seront nécessaires pour approfondir ces hypothèses, nos résultats suggèrent que l'activité du FFA sous-tend directement les stratégies de reconnaissance faciale. De plus, la réponse à la stimulation apparaît

fortement modulée par l'activité endogène de cette région. Par conséquent, une attention particulière devrait être portée à la prise en compte des facteurs neuroanatomiques individuels dans les études portant sur la neuromodulation de cette région. Cela permettra de mieux caractériser l'impact de la HD-tDCS et d'affiner notre compréhension du rôle du FFA dans le traitement de l'information faciale.

Références

- Adolphs, R. (2016). Human lesion studies in the 21st century. *Neuron*, 90(6), 1151-1153.
- Ahn, J., Ryu, J., Lee, S., Lee, C., Im, C.-H., & Lee, S.-H. (2023). Transcranial direct current stimulation elevates the baseline activity while sharpening the spatial tuning of the human visual cortex. *Brain stimulation*, 16(4), 1154-1164.
- Alam, M., Truong, D. Q., Khadka, N., & Bikson, M. (2016). Spatial and polarity precision of concentric high-definition transcranial direct current stimulation (HD-tDCS). *Phys. Med. Biol*, 61, 4506-4521.
- Amadi, U., Allman, C., Johansen-Berg, H., & Stagg, C. J. (2015). The homeostatic interaction between anodal transcranial direct current stimulation and motor learning in humans is related to GABAA activity. *Brain stimulation*, 8(5), 898-905.
- Antal, A., Kincses, T. Z., Nitsche, M. A., Bartfai, O., & Paulus, W. (2004). Excitability changes induced in the human primary visual cortex by transcranial direct current stimulation : Direct electrophysiological evidence. *Investigative ophthalmology & visual science*, 45(2), 702-707.
- Antal, A., Nitsche, M. A., & Paulus, W. (2001). External modulation of visual perception in humans. *Neuroreport*, 12(16), 3553-3555.
- Antal, A., & Paulus, W. (2008). Transcranial direct current stimulation and visual perception. *Perception*, 37(3), 367-374.
- Atkinson, A. P., & Adolphs, R. (2011). The neuropsychology of face perception : Beyond simple dissociations and functional selectivity. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 366(1571), 1726-1738.

- Baltar, A., Nogueira, F., Marques, D., Carneiro, M., & Monte-Silva, K. (2018). Evidence of the homeostatic regulation with the combination of transcranial direct current stimulation and physical activity. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 97(10), 727-733.
- Barbieri, M., Negrini, M., Nitsche, M. A., & Rivolta, D. (2016). Anodal-tDCS over the human right occipital cortex enhances the perception and memory of both faces and objects. *Neuropsychologia*, 81, 238-244.
- Bekkers, J. M. (2011). Pyramidal neurons. *Current biology*, 21(24), R975.
- Benninger, D. H., Lomarev, M., Lopez, G., Wassermann, E. M., Li, X., Considine, E., & Hallett, M. (2010). Transcranial direct current stimulation for the treatment of Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 81(10), 1105-1111.
- Benwell, C. S., Learmonth, G., Miniussi, C., Harvey, M., & Thut, G. (2015). Non-linear effects of transcranial direct current stimulation as a function of individual baseline performance : Evidence from biparietal tDCS influence on lateralized attention bias. *cortex*, 69, 152-165.
- Bergmann, T. O. (2018). Brain state-dependent brain stimulation. *Frontiers in psychology*, 9, 2108.
- Berker, A. O. de, Bikson, M., & Bestmann, S. (2013). Predicting the behavioral impact of transcranial direct current stimulation : Issues and limitations. *Frontiers in human neuroscience*, 7, 613.

- Berman, M. G., Park, J., Gonzalez, R., Polk, T. A., Gehrke, A., Knaffla, S., & Jonides, J. (2010). Evaluating functional localizers : The case of the FFA. *Neuroimage*, 50(1), 56-71.
- Bikson, M., Grossman, P., Thomas, C., Zannou, A. L., Jiang, J., Adnan, T., Mourdoukoutas, A. P., Kronberg, G., Truong, D., & Boggio, P. (2016). Safety of transcranial direct current stimulation : Evidence based update 2016. *Brain stimulation*, 9(5), 641-661.
- Bikson, M., Inoue, M., Akiyama, H., Deans, J. K., Fox, J. E., Miyakawa, H., & Jefferys, J. G. (2004). Effects of uniform extracellular DC electric fields on excitability in rat hippocampal slices in vitro. *The Journal of physiology*, 557(1), 175-190.
- Bikson, M., Paulus, W., Esmaeilpour, Z., Kronberg, G., & Nitsche, M. A. (2019). Mechanisms of acute and after effects of transcranial direct current stimulation. Dans *Practical guide to transcranial direct current stimulation* (p. 81-113). Springer.
- Bikson, M., Rahman, A., Datta, A., Fregni, F., & Merabet, L. (2012). High-resolution modeling assisted design of customized and individualized transcranial direct current stimulation protocols. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, 15(4), 306-315.
- Borghesani, V., Narvid, J., Battistella, G., Shwe, W., Watson, C., Binney, R. J., Sturm, V., Miller, Z., Mandelli, M. L., & Miller, B. (2019). “Looks familiar, but I do not know who she is” : The role of the anterior right temporal lobe in famous face recognition. *Cortex*, 115, 72-85.

- Brainard, D. H., & Vision, S. (1997). The psychophysics toolbox. *Spatial vision*, 10(4), 433-436.
- Bruce, V., & Young, A. (2013). *Face perception*. Psychology Press.
- Bruining, H., Hardstone, R., Juarez-Martinez, E. L., Sprengers, J., Avramiea, A.-E., Simpraga, S., Houtman, S. J., Poil, S.-S., Dallares, E., & Palva, S. (2020). Measurement of excitation-inhibition ratio in autism spectrum disorder using critical brain dynamics. *Scientific reports*, 10(1), 9195.
- Brunoni, A. R., Boggio, P. S., Ferrucci, R., Priori, A., & Fregni, F. (2013). Transcranial direct current stimulation : Challenges, opportunities, and impact on psychiatry and neurorehabilitation. *Frontiers in psychiatry*, 4, 19.
- Burton, A. M., White, D., & McNeill, A. (2010). The Glasgow Face Matching Test. *Behavior Research Methods*, 42(1), 286-291.
<https://doi.org/10.3758/BRM.42.1.286>
- Buzsáki, G., & Wang, X.-J. (2012). Mechanisms of gamma oscillations. *Annual review of neuroscience*, 35(1), 203-225.
- Byrne, S., & Porter, M. (2025). Rehabilitation and intervention of developmental and acquired prosopagnosia : A systematic review. *Neuropsychological Rehabilitation*, 1-44.
- Caldara, R., Schyns, P., Mayer, E., Smith, M. L., Gosselin, F., & Rossion, B. (2005). Does Prosopagnosia Take the Eyes Out of Face Representations? Evidence for a Defect in Representing Diagnostic Facial Information following Brain Damage. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 17(10), 1652-1666.
<https://doi.org/10.1162/089892905774597254>

- Calder, A. J., Lawrence, A. D., & Young, A. W. (2001). Neuropsychology of fear and loathing. *Nature reviews neuroscience*, 2(5), 352-363.
- Castillo, P. E. (2012). Presynaptic LTP and LTD of excitatory and inhibitory synapses. *Cold Spring Harbor perspectives in biology*, 4(2), a005728.
- Chauvin, A., Worsley, K. J., Schyns, P. G., Arguin, M., & Gosselin, F. (2005). Accurate statistical tests for smooth classification images. *Journal of vision*, 5(9), 1-1.
- Chrysikou, E. G., Berryhill, M. E., Bikson, M., & Coslett, H. B. (2017). Revisiting the effectiveness of transcranial direct current brain stimulation for cognition : Evidence, challenges, and open questions. *Frontiers in human neuroscience*, 11, 448.
- Coghlan, S., Horder, J., Inkster, B., Mendez, M. A., Murphy, D. G., & Nutt, D. J. (2012). GABA system dysfunction in autism and related disorders : From synapse to symptoms. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(9), 2044-2055.
- Cohen, A. L., Soussand, L., Corrow, S. L., Martinaud, O., Barton, J. J., & Fox, M. D. (2019). Looking beyond the face area : Lesion network mapping of prosopagnosia. *Brain*, 142(12), 3975-3990.
- Costantino, A. I., Titoni, M., Bossi, F., Premoli, I., Nitsche, M. A., & Rivolta, D. (2017). Preliminary evidence of “other-race effect”-like behavior induced by cathodal-tDCS over the right occipital cortex, in the absence of overall effects on face/object processing. *Frontiers in Neuroscience*, 11, 661.
- Costanzo, F., Rossi, S., Varuzza, C., Varvara, P., Vicari, S., & Menghini, D. (2019). Long-lasting improvement following tDCS treatment combined with a training for reading in children and adolescents with dyslexia. *Neuropsychologia*, 130, 38-43.

- Damasio, A. R. (1985). Prosopagnosia. *Trends in Neurosciences*, 8, 132-135.
- Das, S., Holland, P., Frens, M. A., & Donchin, O. (2016). Impact of transcranial direct current stimulation (tDCS) on neuronal functions. *Frontiers in neuroscience*, 10, 550.
- Datta, A., Bansal, V., Diaz, J., Patel, J., Reato, D., & Bikson, M. (2009). Gyri-precise head model of transcranial direct current stimulation : Improved spatial focality using a ring electrode versus conventional rectangular pad. *Brain stimulation*, 2(4), 201-207.
- Datta, A., Truong, D., Minhas, P., Parra, L. C., & Bikson, M. (2012). Inter-individual variation during transcranial direct current stimulation and normalization of dose using MRI-derived computational models. *Frontiers in psychiatry*, 3, 91.
- Dayan, E., Censor, N., Buch, E. R., Sandrini, M., & Cohen, L. G. (2013). Noninvasive brain stimulation : From physiology to network dynamics and back. *Nature neuroscience*, 16(7), 838-844.
- Di Salle, F., Formisano, E., Linden, D. E. J., Goebel, R., Bonavita, S., Pepino, A., Smaltino, F., & Tedeschi, G. (1999). Exploring brain function with magnetic resonance imaging. *European journal of radiology*, 30(2), 84-94.
- Dubreuil-Vall, L., Chau, P., Ruffini, G., Widge, A. S., & Camprodon, J. A. (2019). tDCS to the left DLPFC modulates cognitive and physiological correlates of executive function in a state-dependent manner. *Brain stimulation*, 12(6), 1456-1463.
- Duchaine, B., Germine, L., & Nakayama, K. (2007). Family resemblance : Ten family members with prosopagnosia and within-class object agnosia. *Cognitive neuropsychology*, 24(4), 419-430.

- Duchaine, B., & Nakayama, K. (2006). The Cambridge Face Memory Test : Results for neurologically intact individuals and an investigation of its validity using inverted face stimuli and prosopagnosic participants. *Neuropsychologia*, 44(4), 576-585.
- Edwards, D., Cortes, M., Datta, A., Minhas, P., Wassermann, E. M., & Bikson, M. (2013). Physiological and modeling evidence for focal transcranial electrical brain stimulation in humans : A basis for high-definition tDCS. *Neuroimage*, 74, 266-275.
- Farah, M. J., Levinson, K. L., & Klein, K. L. (1995). Face perception and within-category discrimination in prosopagnosia. *Neuropsychologia*, 33(6), 661-674.
- Farahani, F., Kronberg, G., FallahRad, M., Oviedo, H. V., & Parra, L. C. (2021). Effects of direct current stimulation on synaptic plasticity in a single neuron. *Brain Stimulation*, 14(3), 588-597.
- Faria, P., Hallett, M., & Miranda, P. C. (2011). A finite element analysis of the effect of electrode area and inter-electrode distance on the spatial distribution of the current density in tDCS. *Journal of neural engineering*, 8(6), 066017.
- Farzin, F., Hou, C., & Norcia, A. M. (2012). Piecing it together : Infants' neural responses to face and object structure. *Journal of Vision*, 12(13), 6-6.
- Fertonani, A., & Miniussi, C. (2017). Transcranial electrical stimulation : What we know and do not know about mechanisms. *The Neuroscientist*, 23(2), 109-123.
- Fiset, D., Blais, C., Royer, J., Richoz, A.-R., Dugas, G., & Caldara, R. (2017). Mapping the impairment in decoding static facial expressions of emotion in prosopagnosia. *Social cognitive and affective neuroscience*, 12(8), 1334-1341.

- Foss-Feig, J. H., Adkinson, B. D., Ji, J. L., Yang, G., Srihari, V. H., McPartland, J. C., Krystal, J. H., Murray, J. D., & Anticevic, A. (2017). Searching for cross-diagnostic convergence : Neural mechanisms governing excitation and inhibition balance in schizophrenia and autism spectrum disorders. *Biological psychiatry*, 81(10), 848-861.
- Fox, C. J., Moon, S. Y., Iaria, G., & Barton, J. J. (2009). The correlates of subjective perception of identity and expression in the face network : An fMRI adaptation study. *Neuroimage*, 44(2), 569-580.
- Gao, R., & Penzes, P. (2015). Common mechanisms of excitatory and inhibitory imbalance in schizophrenia and autism spectrum disorders. *Current molecular medicine*, 15(2), 146-167.
- Gauthier, I., Tarr, M. J., Moylan, J., Skudlarski, P., Gore, J. C., & Anderson, A. W. (2000). The fusiform “face area” is part of a network that processes faces at the individual level. *Journal of cognitive neuroscience*, 12(3), 495-504.
- Gentile, F., Ales, J., & Rossion, B. (2017). Being BOLD: the neural dynamics of face perception. *Human Brain Mapping*, 38(1), 120-139.
- Gill, J., Shah-Basak, P. P., & Hamilton, R. (2015). It’s the thought that counts : Examining the task-dependent effects of transcranial direct current stimulation on executive function. *Brain Stimulation: Basic, Translational, and Clinical Research in Neuromodulation*, 8(2), 253-259.
- Gosselin, F., & Schyns, P. G. (2001). Bubbles : A technique to reveal the use of information in recognition tasks. *Vision research*, 41(17), 2261-2271.

- Greenacre, M., Groenen, P. J., Hastie, T., d'Enza, A. I., Markos, A., & Tuzhilina, E. (2022). Principal component analysis. *Nature Reviews Methods Primers*, 2(1), 100.
- Griffin, J. W., Bauer, R., & Scherf, K. S. (2021). A quantitative meta-analysis of face recognition deficits in autism : 40 years of research. *Psychological Bulletin*, 147(3), 268.
- Hashimoto, T., Bazmi, H. H., Mirnics, K., Wu, Q., Sampson, A. R., & Lewis, D. A. (2008). Conserved regional patterns of GABA-related transcript expression in the neocortex of subjects with schizophrenia. *American Journal of Psychiatry*, 165(4), 479-489.
- Hasselmo, M. E., Rolls, E. T., & Baylis, G. C. (1989). The role of expression and identity in the face-selective responses of neurons in the temporal visual cortex of the monkey. *Behavioural brain research*, 32(3), 203-218.
- Haxby, J. V., Hoffman, E. A., & Gobbini, M. I. (2000). The distributed human neural system for face perception. *Trends in cognitive sciences*, 4(6), 223-233.
- Hebb, D. O. (2005). *The organization of behavior : A neuropsychological theory*. Psychology press.
- Hoffman, E. A., & Haxby, J. V. (2000). Distinct representations of eye gaze and identity in the distributed human neural system for face perception. *Nature neuroscience*, 3(1), 80-84.
- Homan, R. W. (1988). The 10-20 electrode system and cerebral location. *American Journal of EEG Technology*, 28(4), 269-279.

- Homan, R. W., Herman, J., & Purdy, P. (1987). Cerebral location of international 10–20 system electrode placement. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 66(4), 376-382.
- Hoy, K. E., Emonson, M. R., Arnold, S. L., Thomson, R. H., Daskalakis, Z. J., & Fitzgerald, P. B. (2013). Testing the limits : Investigating the effect of tDCS dose on working memory enhancement in healthy controls. *Neuropsychologia*, 51(9), 1777-1784.
- Hsu, T.-Y., Juan, C.-H., & Tseng, P. (2016). Individual differences and state-dependent responses in transcranial direct current stimulation. *Frontiers in human neuroscience*, 10, 643.
- Jacobson, L., Koslowsky, M., & Lavidor, M. (2012). tDCS polarity effects in motor and cognitive domains : A meta-analytical review. *Experimental brain research*, 216(1), 1-10.
- Jiang, F., Badler, J. B., Righi, G., & Rossion, B. (2015). Category search speeds up face-selective fMRI responses in a non-hierarchical cortical face network. *Cortex*, 66, 69-80.
- Jiang, F., Dricot, L., Weber, J., Righi, G., Tarr, M. J., Goebel, R., & Rossion, B. (2011). Face categorization in visual scenes may start in a higher order area of the right fusiform gyrus : Evidence from dynamic visual stimulation in neuroimaging. *Journal of Neurophysiology*, 106(5), 2720-2736.
- Kadosh, R. C. (2014). *The stimulated brain : Cognitive enhancement using non-invasive brain stimulation*. Elsevier.

- Kanwisher, N., McDermott, J., & Chun, M. M. (1997). The fusiform face area : A module in human extrastriate cortex specialized for face perception. *Journal of neuroscience*, 17(11), 4302-4311.
- Kho, S. K., Keeble, D. R. T., Wong, H. K., & Estudillo, A. J. (2023). Investigating the role of the fusiform face area and occipital face area using multifocal transcranial direct current stimulation. *Neuropsychologia*, 189, 108663.
<https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2023.108663>
- Kim, M., Ducros, M., Carlson, T., Ronen, I., He, S., Ugurbil, K., & Kim, D.-S. (2006). Anatomical correlates of the functional organization in the human occipitotemporal cortex. *Magnetic resonance imaging*, 24(5), 583-590.
- Korai, S. A., Ranieri, F., Di Lazzaro, V., Papa, M., & Cirillo, G. (2021). Neurobiological after-effects of low intensity transcranial electric stimulation of the human nervous system : From basic mechanisms to metaplasticity. *Frontiers in Neurology*, 12, 587771.
- Kraft, A., Roehmel, J., Olma, M. C., Schmidt, S., Irlbacher, K., & Brandt, S. A. (2010). Transcranial direct current stimulation affects visual perception measured by threshold perimetry. *Experimental Brain Research*, 207(3), 283-290.
- Kuo, M.-F., Chen, P.-S., & Nitsche, M. A. (2017). The application of tDCS for the treatment of psychiatric diseases. *International review of psychiatry*, 29(2), 146-167.
- Lam, N. H., Borduqui, T., Hallak, J., Roque, A., Anticevic, A., Krystal, J. H., Wang, X.-J., & Murray, J. D. (2022). Effects of altered excitation-inhibition balance on

- decision making in a cortical circuit model. *Journal of Neuroscience*, 42(6), 1035-1053.
- Lefaucheur, J.-P., & Wendling, F. (2019). Mechanisms of action of tDCS: A brief and practical overview. *Neurophysiologie Clinique*, 49(4), 269-275.
- Lewis, P. M., Thomson, R. H., Rosenfeld, J. V., & Fitzgerald, P. B. (2016). Brain neuromodulation techniques : A review. *The neuroscientist*, 22(4), 406-421.
- Liu, J., Harris, A., & Kanwisher, N. (2010). Perception of face parts and face configurations : An fMRI study. *Journal of cognitive neuroscience*, 22(1), 203-211.
- Lloyd, D. M., Wittkopf, P. G., Arendsen, L. J., & Jones, A. K. (2020). Is transcranial direct current stimulation (tDCS) effective for the treatment of pain in fibromyalgia ? A systematic review and meta-analysis. *The journal of pain*, 21(11-12), 1085-1100.
- Lu, H., Frase, L., Normann, C., & Rotter, S. (2025). Resolving inconsistent effects of tDCS on learning using a homeostatic structural plasticity model. *bioRxiv*, 2025-01.
- Lu, H., Gallinaro, J. V., & Rotter, S. (2019). Network remodeling induced by transcranial brain stimulation : A computational model of tDCS-triggered cell assembly formation. *Network Neuroscience*, 3(4), 924-943.
- Lüscher, C., & Malenka, R. C. (2012). NMDA receptor-dependent long-term potentiation and long-term depression (LTP/LTD). *Cold Spring Harbor perspectives in biology*, 4(6), a005710.

- Magee, J. C. (2000). Dendritic integration of excitatory synaptic input. *Nature Reviews Neuroscience*, 1(3), 181-190.
- Mason, P. (2017). *Medical neurobiology*. Oxford University Press.
- Matthews, P. M., & Jezzard, P. (2004). Functional magnetic resonance imaging. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 75(1), 6-12.
- McKone, E., Hall, A., Pidcock, M., Palermo, R., Wilkinson, R. B., Rivolta, D., Yovel, G., Davis, J. M., & O'Connor, K. B. (2011). Face ethnicity and measurement reliability affect face recognition performance in developmental prosopagnosia : Evidence from the Cambridge Face Memory Test–Australian. *Cognitive Neuropsychology*, 28(2), 109-146. <https://doi.org/10.1080/02643294.2011.616880>
- Medeiros, L. F., de Souza, I. C. C., Vidor, L. P., de Souza, A., Deitos, A., Volz, M. S., Fregni, F., Caumo, W., & Torres, I. L. (2012). Neurobiological effects of transcranial direct current stimulation : A review. *Frontiers in psychiatry*, 3, 110.
- Minati, L., Campanhã, C., Critchley, H. D., & Boggio, P. S. (2012). Effects of transcranial direct-current stimulation (tDCS) of the dorsolateral prefrontal cortex (DLPFC) during a mixed-gambling risky decision-making task. *Cognitive neuroscience*, 3(2), 80-88.
- Miranda, P. C., Callejón-Leblic, M. A., Salvador, R., & Ruffini, G. (2018). Realistic modeling of transcranial current stimulation : The electric field in the brain. *Current Opinion in Biomedical Engineering*, 8, 20-27.
- Miranda, P. C., Mekonnen, A., Salvador, R., & Ruffini, G. (2013). The electric field in the cortex during transcranial current stimulation. *Neuroimage*, 70, 48-58.

- Molae-Ardekani, B., Márquez-Ruiz, J., Merlet, I., Leal-Campanario, R., Gruart, A., Sánchez-Campusano, R., Birot, G., Ruffini, G., Delgado-García, J.-M., & Wendling, F. (2013). Effects of transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) on cortical activity : A computational modeling study. *Brain stimulation*, 6(1), 25-39.
- Monti, A., Cogiamanian, F., Marceglia, S., Ferrucci, R., Mamelì, F., Mrakic-Sposta, S., Vergari, M., Zago, S., & Priori, A. (2008). Improved naming after transcranial direct current stimulation in aphasia. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 79(4), 451-453.
- Nayok, S. B., Pathak, H., Sreeraj, V. S., & Venkatasubramanian, G. (2020). Churning Better Transcranial Direct Current Stimulation Outcome with Accelerated Protocols : Understanding the Non-linear Dynamics through Metaplasticity. *Clinical Psychopharmacology and Neuroscience*, 23(2), 175.
- Nemrodov, D., Niemeier, M., Patel, A., & Nestor, A. (2018). The neural dynamics of facial identity processing : Insights from EEG-based pattern analysis and image reconstruction. *Eneuro*, 5(1).
- Nichols, D. F., Betts, L. R., & Wilson, H. R. (2010). Decoding of faces and face components in face-sensitive human visual cortex. *Frontiers in Psychology*, 28.
- Nikolin, S., Martin, D., Loo, C. K., & Boonstra, T. W. (2018). Effects of TDCS dosage on working memory in healthy participants. *Brain stimulation*, 11(3), 518-527.
- Nitsche, M. A., Boggio, P. S., Fregni, F., & Pascual-Leone, A. (2009). Treatment of depression with transcranial direct current stimulation (tDCS) : A review. *Experimental neurology*, 219(1), 14-19.

- Nitsche, M. A., & Paulus, W. (2000). Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. *The Journal of physiology*, 527(Pt 3), 633.
- Nitsche, M. A., & Paulus, W. (2001). Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. *Neurology*, 57(10), 1899-1901.
- Oblak, A. L., Gibbs, T. T., & Blatt, G. J. (2010). Decreased GABAB receptors in the cingulate cortex and fusiform gyrus in autism. *Journal of neurochemistry*, 114(5), 1414-1423.
- Oblak, A. L., Gibbs, T. T., & Blatt, G. J. (2011). Reduced GABAA receptors and benzodiazepine binding sites in the posterior cingulate cortex and fusiform gyrus in autism. *Brain research*, 1380, 218-228.
- OpenStax. (2016). *Anatomy and physiology* (Version 8.25) [Figure]. Wikimedia Commons. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:1224_Post_Synaptic_Potential_Summation.jpg
- Opitz, A., Paulus, W., Will, S., Antunes, A., & Thielscher, A. (2015). Determinants of the electric field during transcranial direct current stimulation. *Neuroimage*, 109, 140-150.
- Ouellet, J., McGirr, A., Van den Eynde, F., Jollant, F., Lepage, M., & Berlim, M. T. (2015). Enhancing decision-making and cognitive impulse control with transcranial direct current stimulation (tDCS) applied over the orbitofrontal cortex (OFC) : A randomized and sham-controlled exploratory study. *Journal of psychiatric research*, 69, 27-34.

- Oxley, B. C. (2017). International 10-10 system for EEG electrode placement [Figure]. Wikimedia Commons. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:International_10-20_system_for_EEG-MCN.svg
- Pacheco-Barrios, K., Cardenas-Rojas, A., Thibaut, A., Costa, B., Ferreira, I., Caumo, W., & Fregni, F. (2020). Methods and strategies of tDCS for the treatment of pain : Current status and future directions. *Expert review of medical devices*, 17(9), 879-898.
- Palm, U., Hasan, A., Strube, W., & Padberg, F. (2016). tDCS for the treatment of depression : A comprehensive review. *European archives of psychiatry and clinical neuroscience*, 266(8), 681-694.
- Pancholi, U., & Dave, V. (2024). Polarity-specific changes in the E-field and focality in mild cognitive impairment patients for HD-tDCS and reverse HD-tDCS. *Biomedical Research and Therapy*, 11(2), 6209-6223.
- Pelletier, S. J., & Cicchetti, F. (2015). Cellular and molecular mechanisms of action of transcranial direct current stimulation : Evidence from in vitro and in vivo models. *International Journal of Neuropsychopharmacology*, 18(2), pyu047.
- Pelli, D., & Robson, J. (1988). *The design of a new letter chart for measuring contrast sensitivity*. Clinical Vision Sciences.
- Pinkprism3652. (2024). Figure showing the excitatory and termination stages at an excitatory glutamatergic synapse [Figure]. Wikimedia Commons. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Excitatory_Synapse_Termination.jpg

- Pitcher, D., & Ungerleider, L. G. (2021). Evidence for a Third Visual Pathway Specialized for Social Perception. *Trends in Cognitive Sciences*, 25(2), 100-110.
<https://doi.org/10.1016/j.tics.2020.11.006>
- Polanía, R., Nitsche, M. A., & Ruff, C. C. (2018). Studying and modifying brain function with non-invasive brain stimulation. *Nature neuroscience*, 21(2), 174-187.
- Rahman, A., Reato, D., Arlotti, M., Gasca, F., Datta, A., Parra, L. C., & Bikson, M. (2013). Cellular effects of acute direct current stimulation : Somatic and synaptic terminal effects. *The Journal of physiology*, 591(10), 2563-2578.
- Rasch, B., & Born, J. (2013). About sleep's role in memory. *Physiological reviews*.
- Reece, J. B., Urry, L. A., Cain, M. L., Wasserman, S. A., Minorsky, P. V., & Jackson, R. B. (2014). *Campbell biology* (Vol. 9). Pearson Boston.
- Reinhart, R. M., Cosman, J. D., Fukuda, K., & Woodman, G. F. (2017). Using transcranial direct-current stimulation (tDCS) to understand cognitive processing. *Attention, Perception, & Psychophysics*, 79(1), 3-23.
- Renzi, C., Ferrari, C., Schiavi, S., Pisoni, A., Papagno, C., Vecchi, T., Antal, A., & Cattaneo, Z. (2015). The role of the occipital face area in holistic processing involved in face detection and discrimination : A tDCS study. *Neuropsychology*, 29(3), 409.
- Rojas, D. C., Singel, D., Steinmetz, S., Hepburn, S., & Brown, M. S. (2014). Decreased left perisylvian GABA concentration in children with autism and unaffected siblings. *Neuroimage*, 86, 28-34.

- Rorden, C., & Karnath, H.-O. (2004). Using human brain lesions to infer function : A relic from a past era in the fMRI age? *Nature Reviews Neuroscience*, 5(10), 812-819.
- Rossion, B. (2008). Constraining the cortical face network by neuroimaging studies of acquired prosopagnosia. *Neuroimage*, 40(2), 423-426.
- Rossion, B., Caldara, R., Seghier, M., Schuller, A.-M., Lazeyras, F., & Mayer, E. (2003). A network of occipito-temporal face-sensitive areas besides the right middle fusiform gyrus is necessary for normal face processing. *Brain*, 126, 2381-2395.
- Rotshtein, P., Henson, R. N., Treves, A., Driver, J., & Dolan, R. J. (2005). Morphing Marilyn into Maggie dissociates physical and identity face representations in the brain. *Nature neuroscience*, 8(1), 107-113.
- Rowland, L. M., Kontson, K., West, J., Edden, R. A., Zhu, H., Wijtenburg, S. A., Holcomb, H. H., & Barker, P. B. (2013). In vivo measurements of glutamate, GABA, and NAAG in schizophrenia. *Schizophrenia bulletin*, 39(5), 1096-1104.
- Royer, J., Blais, C., Charbonneau, I., Déry, K., Tardif, J., Duchaine, B., Gosselin, F., & Fiset, D. (2018). Greater reliance on the eye region predicts better face recognition ability. *Cognition*, 181, 12-20.
<https://doi.org/10.1016/j.cognition.2018.08.004>
- Rozisky, J. R., Antunes, L. da C., Brietzke, A. P., de Sousa, A. C., & Caumo, W. (2016). Transcranial direct current stimulation and neuroplasticity. *Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS): emerging used, Safety and Neurobiological effects*. New York, NY: Nova Science Publishers Inc, 1-26.

- Russell, R., Duchaine, B., & Nakayama, K. (2009). Super-recognizers : People with extraordinary face recognition ability. *Psychonomic bulletin & review*, 16(2), 252-257.
- Saccenti, D., Lauro, L. J. R., Crespi, S. A., Moro, A. S., Vergallito, A., Grgič, R. G., Pretti, N., Lamanna, J., & Ferro, M. (2024). Boosting Psychotherapy With Noninvasive Brain Stimulation : The Whys and Wherefores of Modulating Neural Plasticity to Promote Therapeutic Change. *Neural Plasticity*, 2024(1), 7853199.
- Sachs, G., Steger-Wuchse, D., Kryspin-Exner, I., Gur, R. C., & Katschnig, H. (2004). Facial recognition deficits and cognition in schizophrenia. *Schizophrenia research*, 68(1), 27-35.
- Saturnino, G. B., Puonti, O., Nielsen, J. D., Antonenko, D., Madsen, K. H., & Thielscher, A. (2019). SimNIBS 2.1 : A comprehensive pipeline for individualized electric field modelling for transcranial brain stimulation. *Brain and human body modeling: computational human modeling at EMBC 2018*, 3-25.
- Schiltz, C., Sorger, B., Caldara, R., Ahmed, F., Mayer, E., Goebel, R., & Rossion, B. (2006). Impaired face discrimination in acquired prosopagnosia is associated with abnormal response to individual faces in the right middle fusiform gyrus. *Cerebral Cortex*, 16(4), 574-586.
- Seidenberg, M., Griffith, R., Sabsevitz, D., Moran, M., Haltiner, A., Bell, B., Swanson, S., Hammeke, T., & Hermann, B. (2002). Recognition and identification of famous faces in patients with unilateral temporal lobe epilepsy. *Neuropsychologia*, 40(4), 446-456.

- Sergent, J., & Signoret, J.-L. (1992). Varieties of functional deficits in prosopagnosia. *Cerebral cortex*, 2(5), 375-388.
- Sorger, B., Goebel, R., Schiltz, C., & Rossion, B. (2007). Understanding the functional neuroanatomy of acquired prosopagnosia. *Neuroimage*, 35(2), 836-852.
- Spiridon, M., Fischl, B., & Kanwisher, N. (2006). Location and spatial profile of category-specific regions in human extrastriate cortex. *Human brain mapping*, 27(1), 77-89.
- Stagg, C. J., Antal, A., & Nitsche, M. A. (2018). Physiology of transcranial direct current stimulation. *The journal of ECT*, 34(3), 144-152.
- Steeves, J. K., Culham, J. C., Duchaine, B. C., Pratesi, C. C., Valyear, K. F., Schindler, I., Humphrey, G. K., Milner, A. D., & Goodale, M. A. (2006). The fusiform face area is not sufficient for face recognition : Evidence from a patient with dense prosopagnosia and no occipital face area. *Neuropsychologia*, 44(4), 594-609.
- Stickgold, R. (2005). Sleep-dependent memory consolidation. *Nature*, 437(7063), 1272-1278.
- Stilling, J. M., Monchi, O., Amoozegar, F., & Debert, C. T. (2019). Transcranial magnetic and direct current stimulation (TMS/tDCS) for the treatment of headache : A Systematic Review. *Headache: The Journal of Head and Face Pain*, 59(3), 339-357.
- Sun, L., Grützner, C., Bölte, S., Wibrall, M., Tozman, T., Schlitt, S., Poustka, F., Singer, W., Freitag, C. M., & Uhlhaas, P. J. (2012). Impaired gamma-band activity during perceptual organization in adults with autism spectrum disorders : Evidence for

- dysfunctional network activity in frontal-posterior cortices. *Journal of Neuroscience*, 32(28), 9563-9573.
- Teo, F., Hoy, K. E., Daskalakis, Z. J., & Fitzgerald, P. B. (2011). Investigating the role of current strength in tDCS modulation of working memory performance in healthy controls. *Frontiers in psychiatry*, 2, 45.
- Turrigiano, G. (2011). Too many cooks ? Intrinsic and synaptic homeostatic mechanisms in cortical circuit refinement. *Annual review of neuroscience*, 34(1), 89-103.
- Turski, C. A., Kessler-Jones, A., Chow, C., Hermann, B., Hsu, D., Jones, J., Seeger, S. K., Chappell, R., Boly, M., & Ikonomidou, C. (2017). Extended Multiple-Field High-Definition transcranial direct current stimulation (HD-tDCS) is well tolerated and safe in healthy adults. *Restorative neurology and neuroscience*, 35(6), 631-642.
- Valentine, T., Lewis, M. B., & Hills, P. J. (2016). Face-space : A unifying concept in face recognition research. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 69(10), 1996-2019.
- Vergallito, A., Feroldi, S., Pisoni, A., & Romero Lauro, L. J. (2022). Inter-individual variability in tDCS effects : A narrative review on the contribution of stable, variable, and contextual factors. *Brain sciences*, 12(5), 522.
- Vicario, C., Martino, D., & Koch, G. (2013). Temporal accuracy and variability in the left and right posterior parietal cortex. *Neuroscience*, 245, 121-128.
- Villamar, M. F., Volz, M. S., Bikson, M., Datta, A., DaSilva, A. F., & Fregni, F. (2013). Technique and considerations in the use of 4x1 ring high-definition transcranial direct current stimulation (HD-tDCS). *JoVE (Journal of Visualized Experiments)*, (77), e50309.

- Wang, X., Rios, E., & Chen, L. (2025). A neurocomputational basis of face recognition changes in ASD: E/I balance, internal noise, and weak neural representations. *bioRxiv*, 2025-04.
- Watson, A. B., & Pelli, D. G. (1983). QUEST: A Bayesian adaptive psychometric method. *Perception & psychophysics*, 33(2), 113-120.
- Weigelt, S., Koldewyn, K., & Kanwisher, N. (2013). Face recognition deficits in autism spectrum disorders are both domain specific and process specific. *PloS one*, 8(9), e74541.
- Weiner, K. S., Barnett, M. A., Lorenz, S., Caspers, J., Stigliani, A., Amunts, K., Zilles, K., Fischl, B., & Grill-Spector, K. (2017). The cytoarchitecture of domain-specific regions in human high-level visual cortex. *Cerebral cortex*, 27(1), 146-161.
- Willenbockel, V., Sadr, J., Fiset, D., Horne, G. O., Gosselin, F., & Tanaka, J. W. (2010). Controlling low-level image properties : The SHINE toolbox. *Behavior research methods*, 42(3), 671-684.
- Wu, D., Zhang, P., Liu, N., Sun, K., & Xiao, W. (2021). Effects of High-Definition Transcranial Direct Current Stimulation Over the Left Fusiform Face Area on Face View Discrimination Depend on the Individual Baseline Performance. *Frontiers in Neuroscience*, 15, 704880.
- Yang, L.-C., Ren, P., & Ma, Y.-Y. (2018). Anodal transcranial direct-current stimulation over the right dorsolateral prefrontal cortex influences emotional face perception. *Neuroscience Bulletin*, 34(5), 842-848.
- Yang, L.-Z., Zhang, W., Shi, B., Yang, Z., Wei, Z., Gu, F., Zhang, J., Cui, G., Liu, Y., & Zhou, Y. (2014). Electrical stimulation over bilateral occipito-temporal regions

- reduces N170 in the right hemisphere and the composite face effect. *PLoS One*, 9(12), e115772.
- Yardley, L., McDermott, L., Pisarski, S., Duchaine, B., & Nakayama, K. (2008). Psychosocial consequences of developmental prosopagnosia : A problem of recognition. *Journal of psychosomatic research*, 65(5), 445-451.
- Yoon, J. H., Grandelis, A., & Maddock, R. J. (2016). Dorsolateral prefrontal cortex GABA concentration in humans predicts working memory load processing capacity. *Journal of Neuroscience*, 36(46), 11788-11794.
- Yovel, G., & Kanwisher, N. (2004). Face Perception : Domain Specific, Not Process Specific. *Neuron*, 44(5), 889-898.
- Zhang, J., Li, X., Song, Y., & Liu, J. (2012). The Fusiform Face Area Is Engaged in Holistic, Not Parts-Based, Representation of Faces. *PLoS ONE*, 7(7), e40390.