

مقدمه و بیان مسئله

تصمیم‌گیری ادراکی به عملی گفته می‌شود که فرد از بین چند گزینه موجود در یک شرایط تصمیم‌گیری، بسته به وضعیت حسی و ادراکی خویش از محیط، باید یک گزینه را انتخاب کند. به عنوان مثال تصمیم گذاشتن از عرض یک خیابان مه‌آلود با دید محدود [1] و تصمیم ترمز یا شتاب گرفتن در یک تقاطع با چراغ راهنمایی و رانندگی [4] از این‌گونه تصمیم‌گیری‌ها بشمار می‌روند. میزان اطلاعات دریافتی از محیط (محرک)، اغتشاش موجود در محیط و میزان تمرکز فرد تصمیم‌گیرنده از عوامل تاثیرگذار بر تصمیم و اطمینان حاصل از صحت آن است. از مثال‌های آورده شده می‌توان نتیجه گرفت که این تصمیم‌گیری‌ها پایه‌ای از رفتار افراد به شمار می‌روند و تاثیر زیادی در زندگی آنها دارد. برای نمونه، یک تصمیم ادراکی نادرست هنگام عبور از عرض خیابان می‌تواند موجب وقوع حادثه‌ای ناگوار شود. از این رو مطالعه در این زمینه علمی و تحقیق در مورد عملکرد مغز هنگام وقوع این تصمیم‌گیری‌ها مورد علاقه‌ی دانشمندان علوم شناختی قرار گرفته است. در این مطالعه نیز، هدف مطالعه و بررسی آماری ویژگی‌های سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام هنگام انجام یک تکلیف تصمیم‌گیری ادراکی است.

سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام^۱

به جاری شدن جریان‌های یونی نورون‌ها که توسط یک جفت الکتروود (در داخل یا خارج سر) اندازه‌گیری و ثبت می‌شوند، الکتروانسفالوگرام گویند که شامل اختلاف ولتاژ بین این دو الکتروود است. این الکتروودها یا به طور مستقیم با سر تماس دارند و یا اینکه به کلاه‌های مخصوصی که روی سر قرار می‌گیرند، متصل می‌شوند. سیگنال‌های مغزی ثبت شده با روش الکتروانسفالوگرافی در مقایسه با روش‌هایی مانند تصویربرداری تشدید مغناطیسی کارکردی^۲ (fMRI) و توموگرافی انتشار پوزیترون^۳ (PET)، تفکیک‌پذیری زمانی بالاتر و تفکیک‌پذیری مکانی کمتری دارد. برای ثبت سیگنال الکتروانسفالوگرام حداقل دو الکتروود لازم است. دو روش دوقطبی و تک‌قطبی برای ثبت این سیگنال وجود دارد. در روش دوقطبی همواره اختلاف پتانسیل دو الکتروود ثبت می‌شود (الکتروودها به صورت جفت جفت روی سر قرار می‌گیرند). در روش تک‌قطبی، یک الکتروود به عنوان مرجع روی سر قرار گرفته و سپس اختلاف پتانسیل بقیه الکتروودهایی که روی سر قرار می‌گیرند نسبت به یک الکتروود تحت عنوان الکتروود مرجع سنجیده می‌شود. مکان قرارگیری الکتروودهای ثبت سیگنال الکتروانسفالوگرام معمولاً مطابق با استاندارد جهانی ۱۰-۲۰ تعیین می‌شود. محدوده فرکانسی سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام تقریباً بین ۰.۰۱ تا ۱۰۰ هرتز است. این محدوده‌ی فرکانسی را به ۵ زیرباند دلتا (۰.۵-۴ هرتز)، تتا (۴-۸ هرتز)، آلفا (۸-۱۳ هرتز)، بتا (۱۳-۳۰ هرتز) و گاما (۳۰-۱۰۰ هرتز) تقسیم می‌کنند. هر یک از این زیرباندهای فرکانسی حاوی اطلاعات خاصی از فرآیندهای حسی و عصبی است. دامنه سیگنال الکتروانسفالوگرام نیز معمولاً در محدوده $\pm 100\mu v$ قرار دارد [8].

برای سیگنال الکتروانسفالوگرام ماهیتی شبه تصادفی در نظر گرفته می‌شود. این سیگنال‌ها در یک بازه‌ی زمانی طولانی غیر ایستا تلقی می‌شوند. هرچند که در یک پنجره زمانی کوتاه، می‌توان آنها را تقریباً

¹ Electroencephalogram

² Functional Magnetic Resonance Imaging

³ Positron Emission Tomography

ایستا و با خصوصیات آماری ثابت دانست. طول این پنجره زمانی یا اپاک^۱ معمولاً از چند ثانیه تا چند دقیقه است [8].

روش پیاده‌سازی

در این پژوهش دو رویکرد مد نظر قرار دارد. در **رویکرد اول** در صورت امکان داده‌گیری، یک تکلیف تصمیم‌گیری ادراکی بر اساس [1] پیاده‌سازی شده و از ۱۰ فرد سالم حین انجام این تکلیف سیگنال EEG ثبت می‌شود. سپس سیگنال ثبت‌شده مورد پردازش قرار گرفته و وجود اختلاف‌های آماری معنادار در حالت‌های مختلف تصمیم‌گیری ادراکی بررسی خواهد شد. در صورتی که شرایط داده‌گیری مهیا نشود^۲ **رویکرد دوم** مد نظر قرار خواهد گرفت. در این رویکرد از دادگان الکتروانسفالوگرام مربوط به پژوهش [1] که به صورت رایگان در [2] قرار گرفته است، برای مطالعه‌ی مغز حین تصمیم‌گیری ادراکی استفاده خواهد شد. جزئیات مربوط به پیاده‌سازی تکلیف تصمیم‌گیری ادراکی در رویکرد اول و همچنین مشخصات داده‌ی آماده در رویکرد دوم در ادامه آورده شده است.

پیاده‌سازی تکلیف تصمیم‌گیری ادراکی (رویکرد اول پژوهش)

در این پژوهش تکلیف تصمیم‌گیری ادراکی معرفی شده در [1] مدنظر قرار گرفته است. ارائه‌ی تحریک در این تکلیف به صورت دیداری روی صفحه نمایشگر بوده و تعداد ۱۰ شرکت‌کننده تکلیف تصمیم‌گیری ادراکی را به صورت سرعتی انجام می‌دهند.

^۱ Epoch

^۲ به دلیل شرایط حاکم بر کشور و پاندمی کرونا

کلیات تکلیف

مجموعه ۱ دسته نقاطی تعریف می‌شود که جهت حرکت یکسانی در صفحه نمایش دارند. مجموعه ۲ دسته نقاطی تعریف می‌شود که هر نقطه آن جهت حرکت تصادفی در صفحه نمایش دارد. تکلیفی که به طور کلی شرکت‌کنندگان باید انجام دهند، تشخیص جهت حرکت نقاط مجموعه ۱ داخل مجموعه ۲ است. کلیه نقاط به صورت تصادفی در صفحه‌ای دایره‌ای شکل با پس‌زمینه خاکستری رنگ قرار دارند. نقاط، خود سفیدرنگ هستند. پس از هر تحریک از شرکت‌کنندگان میزان اطمینان آنها از صحت پاسخی که دادند پرسیده می‌شود.

کل تکلیف توسط برنامه PsychoPy طراحی، پیاده‌سازی و نمایش داده می‌شود.

روند انجام تکلیف به دو بخش تمرین و تکلیف اصلی تقسیم می‌شود که در ادامه به آن پرداخته می‌شود.

نکات جزئی

- جهت حرکت نقاط مجموعه ۱ در هر تحریک به سمت راست یا چپ است.
- هر تحریک شامل ۱۵۰ نقطه به قطر ۰.۱ dva^۱ یا زاویه دیداری است. طول عمر هر نقطه ۴ فریم می‌باشد و سرعت هریک ۶ dva در هرثانیه است.
- میزان دشواری تکلیف توسط همدوسی حرکت^۲ نقاط سنجیده می‌شود. همدوسی حرکت بیانگر درصدی از کل نقاط است که متعلق به مجموعه ۱ اند.
- میزان دشواری تکلیف برای هر شرکت‌کننده باید به نحوی در بخش تمرین تنظیم شود که میزان صحت پاسخ‌های او تقریباً برابر ۷۵ درصد (آستانه ادراکی)^۳ شود.

^۱ dva: degrees of visual angle

^۲ Motion coherence

^۳ Perceptual threshold

بخش تمرین

بخش تمرین برای هر شرکت کننده روزی قبل از روز اجرای تکلیف اصلی برگزار می شود. هدف این بخش آشنایی شرکت کنندگان با تکلیف و تسهیل یادگیری آن است.

شرکت کنندگان در این بخش ابتدا نسخه کوتاه تر و ساده تری از تکلیف اصلی را انجام می دهند که تقریباً ۱۰ دقیقه به طول می انجامد و پس از هر تحریک، پس خوردی در برنامه لحاظ می شود. به این صورت که ابتدا تکلیف نه چندان دشواری پیش روی شرکت کننده قرار می گیرد که در آن همدوسی حرکت نقاط ۴۰٪ است. هر سه پاسخ درست شرکت کننده منجر به کاهش ۵ درصدی همدوسی حرکت، و هر پاسخ نادرست منجر به افزایش ۵ درصدی آن می شود.

سپس، شرکت کنندگان تکلیف مشابهی به قبلی را انجام می دهند. بدین صورت که هفت سطح مختلف همدوسی حرکت (۵، ۸، ۱۲، ۱۸، ۲۸، ۴۴ و ۷۰ درصد) به صورت تصادفی با توزیع یکنواخت بین ۳۵۰ تحریک توزیع می شود و شرکت کنندگان شروع به انجام دادن تکلیف می کنند. سپس، میزان پاسخ های صحیح متناظر با هر سطح دشواری محاسبه شده و تابعی لگاریتمی به منظور محاسبه همدوسی حرکت بهینه برای دستیابی به صحت ۷۵ درصدی پاسخ ها روی نتایج برازش می شود. شرکت کنندگانی که عملکردی تقریباً شانس در همه سطوح دشواری داشته باشند، یا در عملکرد آنها پیشرفت محسوسی حین افزایش همدوسی حرکت دیده نشود، در تکلیف اصلی شرکت داده نمی شوند.

بخش تکلیف اصلی

در روز آزمایش، شرکت کنندگان ابتدا برای تمرین یک بلوک از تکلیف با ۸۰ تحریک را تمرین می کنند و پس از هر تحریک میزان اطمینان از صحت پاسخ خود را نیز در برنامه وارد می کنند. هر تحریک شامل حداکثر ۱.۲ ثانیه نمایش محرک (همان نقاط در حال حرکت) است. از این جهت که اگر شرکت کننده زودتر از این زمان تصمیم خود را وارد کرد، محرک ناپدید می شود. به شرکت کنندگان گفته می شود تا

پاسخ خود را در سریع ترین حالت ممکن اعلام کنند و محدودیت زمانی ۱.۵ ثانیه در پاسخ دادن به هر محرک شامل حال آنان می شود. پیام “Oops! Too slow” در صورتی که زمان از حد تعیین شده بگذرد، یا پاسخی داده نشود، نمایش داده می شود. زمانی که محرک ناپدید شود، مدت زمان تصادفی بین ۱.۵ تا ۴ ثانیه اتخاذ شده و در این مدت نمایشگر صفحه ای سیاه را نشان می دهد.

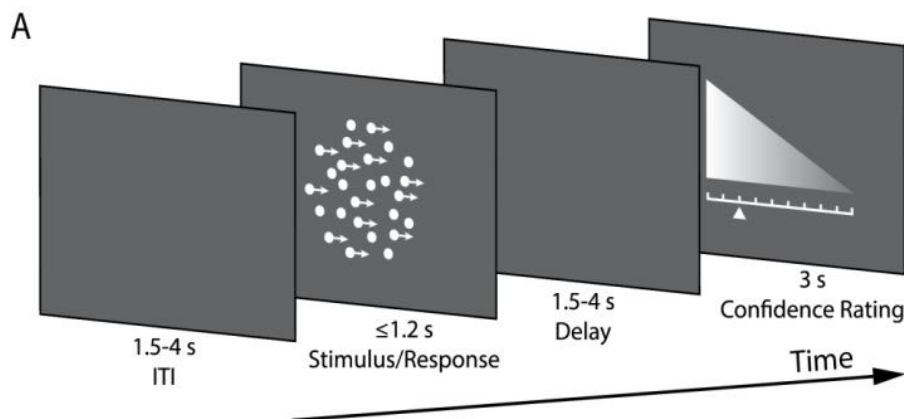
سپس، برای ۳ ثانیه صفحه ای به شرکت کنندگان نشان داده می شود که میزان اطمینان از جواب خود را در بازه ای ۹ قسمتی مشخص کنند. بازه به صورت یک خط سفید با ضخامت متغیر است. جهت افزایش ضخامت از راست به چپ و از چپ به راست متغیر بوده و در تمامی تحریک ها به صورت تصادفی یکنواخت توزیع شده است. رنگ نشانگر انتخاب میزان اطمینان ابتدا سفید است و پس از انتخاب سطح اطمینان توسط شرکت کننده، به رنگ زرد تغییر می یابد.

در انتها نیز صفحه نمایش به مدت زمانی تصادفی بین ۱.۵ تا ۴ ثانیه سیاه می ماند و تحریک تمام می شود. هرگاه شرکت کننده به هر یک از دو بخش بالا، یعنی محرک و سنجش اطمینان، در زمان تعیین شده پاسخ ندهد، تحریک مربوطه به طور کلی مورد بررسی قرار نخواهد گرفت. شکل ۱ نمایش دهنده بلوک دیاگرام تکلیف اصلی است.

شرکت کنندگان دو بلوک با ۱۶۰ تحریک را انجام خواهند داد. هر بلوک شامل دو بازه استراحت ۳۰ ثانیه ای است. همدوسی حرکت نقاط همواره در تحریک ها ثابت می ماند (همان مقداری که در بخش تمرین به دست آمد). جهت نقاط همواره به صورت تصادفی یکنواخت در تمام تحریک ها توزیع می شود. برای پایش اثرات گیج کننده متغیر بودن خصوصیات محرک بین هر تحریک، در هر دو بلوک تکلیف، یک مجموعه یکسان از محرک ها استفاده می شود. برای هر شرکت کننده به طور خاص، کاوش تصادفی^۱ منحصر به فردی استفاده می شود. این عمل باعث می شود که تفاوت های دو بلوک برای هر شرکت کننده

¹ Random number seed

مورد پایش قرار گیرد. به شرکت‌کنندگان در بخش تمرین گفته می‌شود که در بخش ارزیابی اطمینان خود، از کل سطوح اطمینان استفاده کنند. این امر از بروز اشتباه توسط شرکت‌کنندگان جلوگیری می‌کند.



شکل ۱- بلوک دیاگرام تکلیف تصمیم‌گیری ادراکی برگرفته از [1]

مشخصات داده‌ی EEG ثبت‌شده حین تکلیف تصمیم‌گیری ادراکی (رویکرد دوم پژوهش) رویکرد دوم استفاده از دادگان ثبت‌شده توسط نویسندگان مقاله [1] است که به صورت رایگان در [2] در دسترس عموم قرار گرفته است. دادگان از ۳۰ شخص سالم ثبت شده است که از این بین دادگان ۲۴ شرکت‌کننده شرایط لازم را برای پژوهش دارا می‌باشند. در این ثبت از EEG ۶۴ کاناله استفاده شده و فرکانس نمونه برداری ۱ کیلوهرتز است. لازم به ذکر است که دادگان به صورت پیش‌پردازش شده در دسترس قرار گرفته‌اند. با این حال پس از بررسی نتیجه‌گیری شد که دادگان نیاز به پیش‌پردازش ثانویه نیز دارند. دادگان به فرمت آرایه برنامه متلب ذخیره شده‌اند.

تکلیف ارائه‌شده به شرکت‌کنندگان برای ثبت داده‌های این مقاله همان تکلیفی است که پیش‌تر (در رویکرد اول) معرفی شد و عیناً همان مراحل را دنبال می‌کند.

مروری بر پژوهش‌های صورت گرفته در زمینه‌ی تصمیم‌گیری ادراکی

گرم^۱ و فیلیستایدز^۲ در [1] با بهره‌گیری از رویکرد ثبت همزمان EEG و fMRI به بررسی همبستگی عصبی^۳ اطمینان افراد در طی تکلیف تصمیم‌گیری ادراکی تشخیص جهت نقاط متحرک (کینماتوگرام^۴) پرداختند. آنها از شرکت کنندگان خواستند تا پس از تشخیص جهت حرکت نقاط در هر تحریک، میزان اطمینان خود را از تصمیم گرفته شده در بازه‌ای ۹ قسمتی مشخص کنند. مطالعات آنها روی دادگان مغزی ۲۴ شرکت‌کننده سالم نشان داد که مولفه‌ای تحت عنوان y_{conf} دربرگیرنده میزان اطمینان هر تصمیم ادراکی گرفته شده، قبل از پاسخ‌دهی شرکت‌کنندگان و آزمون اطمینان‌سنجی در هر آزمایش، از دادگان سیگنال مغزی افراد قابل استخراج است. همچنین، تغییرات این مؤلفه‌ی الکتروفیزیولوژیک اطمینان استخراج شده در هر تحریک به طور منحصربه‌فرد وابسته به پاسخ‌های fMRI در ناحیه VMPFC^۵ مغز می‌باشد، که این ناحیه غالباً مرتبط و وابسته به اطمینان در تصمیم‌گیری‌های ادراکی نیست. برای دستیابی به این مولفه ابتدا دادگان مربوط به هر تحریک به سه گروه اطمینان کم، متوسط و زیاد (که توسط شرکت‌کنندگان مشخص شده بود) تقسیم شد. سپس تجزیه و تحلیل دسته‌بندی چندمتغیره^۶ روی این دادگان صورت گرفت که منجر به بدست آمدن یک ابرصفحه تمیز دهنده بین دادگان دو گروه اطمینان کم و اطمینان زیاد شد. مولفه یا سیگنال اطمینان y_{conf} بیانگر مقدار فاصله هر یک از دادگان تحریک از این ابرصفحه تمیز دهنده است. نتایج حاصل از این پژوهش نشان می‌دهد که ناحیه VMPFC دربرگیرنده بازنمایی زود هنگامی از اطمینان برخاسته از عوامل بوجود آورنده تصمیم‌ها است و خبر از ارزشیابی فراشناختی مغز از وضعیت موجود می‌دهد.

¹ Sabina Gherman

² Marios G. Philiastides

³ Neural correlates

⁴ Random dot kinematogram

⁵ Ventro-Medial Pre-Frontal Cortex

⁶ Multivariate classifier analysis (Parra et al., 2005; Sajda et al., 2009)

فیلیستایدز و ساجدا^۱ در [6] با استفاده از تجزیه و تحلیل EEG تک-آزمایشی^۲ به اندازه‌گیری و کمی‌سازی فرایندهای عصبی در طی تصمیم‌گیری‌های ادراکی پرداختند. آنها با استفاده از تکلیف شناختی تشخیص تصاویر چهره از خودرو، توابع پیش‌بینی‌کننده عملکرد روانشناختی مغز در طی این تصمیم‌گیری‌ها را تخمین زدند. مطالعات آنها منجر به دستیابی به دو مولفه تمایزدهنده در سیگنال‌های EEG شد. اولین مولفه بدست آمده مرتبط با عملکرد روان‌شناختی با مولفه معروف N170، که در تکالیف تشخیص چهره استفاده می‌شود، مطابقت داشت. اما مولفه دوم که با تابع روان‌شناختی پژوهش همخوانی بیشتری دارد، حداقل ۱۳۰ میلی‌ثانیه دیرتر از مولفه قبلی پدیدار می‌شد. نتایج آنها نشان می‌دهد که هرچقدر گواه^۳ در تکلیف شناختی یاد شده کمتر شود، زمان پدیدار شدن مولفه دوم (و نه مولفه اول) به همان میزان به تعویق می‌افتد ($p > 0.45$ برای مولفه اول و $p < 0.007$ برای مولفه دوم). این نتایج دال بر یک تکامل زمانی در فعالیت مولفه‌ها، که نشان‌دهنده فرایند انباشتگی گواه هستند، می‌باشند. این فرایند هنگام اولین ادراک دیداری اشخاص از محیط آغاز شده و زمان پردازش آن بستگی به میزان گواه موجود دارد.

فیلیستایدز و ساجدا همچنین در [3] به جستجوی منشأ قشری مولفه‌های سیگنال الکتروانسفالوگرام مرتبط با تصمیم‌گیری ادراکی در مغز، با استفاده از fMRI همراه با اطلاعات EEG^۴ پرداختند. آنها از دادگان fMRI ۱۲ شرکت‌کننده سالم و همچنین نتایج پژوهش و مولفه‌های استخراج شده از [6] در

¹ Paul Sajda

² Single-trial EEG analysis

³ evidence

⁴ EEG-Informed fMRI

این مطالعه استفاده کردند. تکلیف شناختی استفاده شده در این پژوهش دقیقاً همان تکلیف استفاده شده در [6] است. لذا این دو محقق توانستند با استفاده از دادگان ثبت شده در این پژوهش و مولفه‌های EEG به دست آمده در پژوهش پیشین خود، منشأ قشری مولفه‌های مذکور را بیابند. آنها نشان دادند که توالی رویدادهای مرتبط با تصمیم‌گیری ادراکی در شبکه نوروئی گسترده‌ای انتشار می‌یابد؛ از مهم‌ترین آنها می‌توان به مشاهده‌ی فعالیت در ناحیه مجموعه جانبی پس‌سری^۱ مغز به عنوان محلی برای شروع تصمیم‌گیری‌های ادراکی اشاره کرد.

مایکل نانز^۲ و همکاران در [4] به بررسی اثر توجه بر تصمیم‌گیری‌های دیداری^۳ پرداختند. آنها از دادگان EEG و پاسخ‌های ۱۷ شرکت‌کننده در تکلیف شناختی جهت‌یابی میله^۴، و مدل‌های تصمیم‌گیری رانشی-انتشاری^۵ در این پژوهش استفاده کردند. این مدل‌ها برای توجیه فرآیند تصمیم‌گیری انتخاب اجباری بین دو گزینه (2AFC)^۶ ابداع شده‌اند و مشابه مدل پیوسته شده الگوریتم پرسه‌زنی^۷ می‌باشند. همواره در این مدل‌ها فرض می‌شود که در فرایند 2AFC، شرکت‌کننده در حال به دست آوردن یا جمع کردن گواه برای انتخاب از بین گزینه‌های پیش‌روی خود است. به این صورت که در هر مرحله میزان گواه برای انتخاب یکی از گزینه‌ها افزایش می‌یابد تا جایی که میزان گواه از یک گزینه به حدی مشخص برسد؛ آنگاه، آن تصمیم توسط شرکت‌کننده اتخاذ می‌شود. چون که سیگنال ورودی (گواه) همواره ماهیت اغتشاشی دارد، میزان پیش‌روی گواه به سمت حد تعیین‌کننده تصمیم لزوماً فرآیندی قطعی^۸ نیست بلکه یک الگوی تصادفی^۹ دارد (شکل ۳). به همین علت است که این مدل شبیه الگوریتم پرسه‌زنی

¹ Lateral occipital complex

² Michael D. Nunez

³ Visual decision making

⁴ Bar field orientation

⁵ Drift-diffusion decision making models

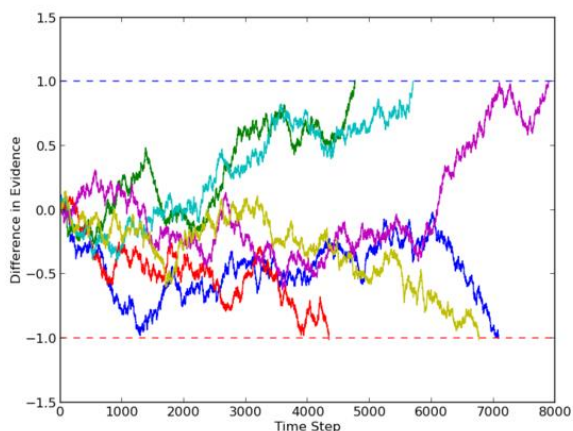
⁶ 2AFC: 2-Alternative Forced Choice

⁷ Random walk

⁸ Deterministic

⁹ Stochastic

می‌باشد. از مدل‌های رانشی-انتشاری برای سنجش میزان صحت^۱ و زمان عکس‌العمل^۲ انسان‌ها استفاده می‌شود.



شکل ۲: مثالی از ۶ توالی انباشت گواه از یک منبع اغتشاش. خط‌چین‌ها بیانگر حدود تصمیم‌گیری برای هریک از دو تصمیم هستند [8].

در این پژوهش نشان داده می‌شود که میزان توجه اندازه‌گیری شده از ثبت‌های EEG می‌تواند سرعت انباشت و افزایش گواه، و مدت زمان پیش‌پردازش‌های ادراکی را در تکلیف تصمیم‌گیری دیداری توجیه کند. مدل‌هایی با فرض خطی بودن رابطه بین پارامترهای مدل انتشار و اندازه‌گیری‌های EEG به عنوان ورودی بیرونی^۳، طی یک مرحله در چهارچوب سلسله مراتبی بیزین^۴ برازش شدند. پتانسیل‌های برانگیخته (EP^۵) بر اساس زمان پدیدار شدن سیگنال تصویر اغتشاش، و همچنین زمان پدیدار شدن سیگنال تصویر تکلیف محاسبه شده که در آن‌ها مولفه‌ی P200 برای تصویر اغتشاش، و مولفه‌ی N200 برای تصویر تکلیف پدیدار شدند. این دو مورد به ترتیب فرایند انباشت گواه و زمان‌های پیش‌پردازش ادراکی را توجیه می‌کنند. نهایتاً، این نتیجه بدست آمد که در آنالیز درون آزمایشی^۶، واریانس میزان

¹ Accuracy

² Reaction time

³ External input

⁴ Hierarchical Bayesian Framework

⁵ Evoked Potential

⁶ Within-trial

انباشت گواه^۱ از توجه تاثیر نمی‌گیرد (چه در سیگنال اغتشاش و چه در سیگنال تحریک). اما اندازه‌گیری تک-آزمایشی میزان توجه، به نتایج بهتری در پیش‌بینی توزیع میزان صحت و زمان عکس‌العمل در شرکت‌کنندگان منجر شد.

راجر رت‌کلیف^۲ و همکاران در [5] به بررسی کیفیت گواه موجود در تصمیم‌گیری‌های ادراکی پرداختند. طبق مطالعات آنها یک ویژگی ابتدایی در نحوه تصمیم‌گیری، گوناگونی انتخاب‌های شرکت‌کنندگان و زمان پاسخ‌گویی آنهاست. در این پژوهش با استفاده از دادگان EEG شش شرکت‌کننده در تکلیف تصمیم‌گیری ادراکی تشخیص تصاویر چهره و خودرو به دو مولفه جداکننده بین این دو نوع تصویر در هر تک-آزمایش رسیدند. اولین مولفه از نظر زمان وقوع وابسته به نوع تحریک و دومین مولفه وابسته به تصمیم گرفته شده می‌باشد. آنها از مقدار اندازه این مولفه‌ها در مرتب‌سازی زمان‌های پاسخ‌گویی و انتخاب‌های شرکت‌کنندگان استفاده کردند و پاسخ آزمایش‌ها را به دو گروه بیشتر شبیه به چهره و کمتر شبیه به چهره تقسیم کردند و سپس مدل انتشاری را بر دادگان هر گروه برازش کردند. نتایج پژوهش نشان می‌دهد که دسته‌بندی بر اساس اندازه مولفه دوم منجر به بروز تفاوت میان برآوردهای گواه در فرآیند تصمیم‌گیری می‌شود. در حالی که استفاده از اندازه مولفه اول منجر به این نتیجه نمی‌شود. از این رو، با استفاده از معیار به‌دست آمده می‌توان دادگان مدت زمان تصمیم‌گیری و انتخاب‌ها را به ترتیب نشان‌دهنده کیفیت گواه مرتبط با تصمیم‌ها مرتب کرد.

¹ Evidence accumulation variance

² Roger Ratcliff

جمع‌بندی

در این مطالعه، هدف بررسی فعالیت مغز حین انجام یک تکلیف تصمیم‌گیری ادراکی است. این‌گونه تصمیم‌گیری‌ها به دلیل داشتن نقش اساسی در طرز رفتار انسان‌ها و زندگی روزمره آنها، در سال‌های اخیر مورد توجه پژوهشگران مختلفی قرار گرفته است. از این رو، عواملی اعم از میزان اطمینان و مدت زمان عکس‌العمل شرکت‌کنندگان در تصمیم‌گیری، میزان توجه آنها، و میزان گواه و اغتشاش موجود در محیط، در پژوهش‌های مختلف تحت تکالیف علوم‌شناختی متنوعی مورد بررسی قرار گرفته و آثار آنها نیز گزارش شده است.

در راستای هدف کلی این مطالعه، آشنایی با زمینه علمی تصمیم‌گیری ادراکی، آشنایی با روش‌های پیش‌پردازش سیگنال‌های EEG، آشنایی با نرم‌افزار PsychoPy جهت طراحی و پیاده‌سازی تکالیف روان‌شناختی، و نهایتاً بررسی ویژگی‌های زمانی و فرکانسی سیگنال‌های EEG و مقایسه آماری آنها حین انجام دادن یک تکلیف تصمیم‌گیری ادراکی، از اهداف اصلی این مطالعه به شمار می‌روند.

[1] Gherman, S., & Philiastides, M. G. (2018). Human VMPFC encodes early signatures of confidence in perceptual decisions. *Elife*, 7, e38293. DOI: <https://doi.org/10.7554/eLife.38293>

[2] OpenNEURO database
(<https://openneuro.org/datasets/ds001512/versions/2.0.1>)

[3] Philiastides, Marios G., and Paul Sajda. "EEG-informed fMRI reveals spatiotemporal characteristics of perceptual decision making." *Journal of Neuroscience* 27, no. 48 (2007): 13082-13091. DOI: <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.3540-07.2007>

[4] Nunez, Michael D., Joachim Vandekerckhove, and Ramesh Srinivasan. "How attention influences perceptual decision making: Single-trial EEG correlates of drift-diffusion model parameters." *Journal of mathematical psychology* 76 (2017): 117-130. DOI: [10.1016/j.jmp.2016.03.003](https://doi.org/10.1016/j.jmp.2016.03.003)

[5] Ratcliff, Roger, Marios G. Philiastides, and Paul Sajda. "Quality of evidence for perceptual decision making is indexed by trial-to-trial variability of the EEG." *Proceedings of the National Academy of Sciences* 106, no. 16 (2009): 6539-6544. DOI: <https://doi.org/10.1073/pnas.0812589106>

[6] Philiastides, Marios G., and Paul Sajda. "Temporal characterization of the neural correlates of perceptual decision making in the human brain." *Cerebral cortex* 16, no. 4 (2006): 509-518. DOI: <https://doi.org/10.1093/cercor/bhi130>

[7] Im, C.-H., *Computational EEG Analysis: Methods and Applications*. 2018: Springer.

[8] Wikipedia, the free encyclopedia