



Universidad del Desarrollo

**"DIFERENCIAS ESTRUCTURALES Y FUNCIONALES  
ASOCIADAS A LA INTEGRACIÓN MULTIMODAL.  
COMPARACIÓN NEUROBIOLÓGICA Y COGNITIVA ENTRE  
INDIVIDUOS FÍSICAMENTE ACTIVOS Y SEDENTARIOS."**

Tesis Para Optar al Grado de Doctor en Ciencias de la Complejidad Social

**Candidato: PhD (c) Patricio Carvajal-Paredes**

**Tutora: Dra. Patricia Soto-Icaza**

**Cotutor: Dr. Pablo Billeke Bobadilla**

© Se autoriza la reproducción de esta obra en modalidad acceso abierto para fines académicos o de investigación, siempre que se incluya la referencia bibliográfica.

© Se autoriza la reproducción de fragmentos de esta obra para fines académicos o de investigación, siempre que se incluya la referencia bibliográfica.

## DEDICATORIA

*A mi hijo Copal Aramay, fuente de inspiración  
y motor incombustible para cada día  
levantarme con el sueño de ser mejor persona.  
A Consuelo por su compañía y respaldo en este proceso.*

## **AGRADECIMIENTOS**

**Fondecyt regular 1190513**

**Fondecyt regular 1211227**

**Clínica Alemana La Dehesa**

**Laboratorio de Neurociencia Social y Neuromodulación – NeuroCics**

**Centro de Investigación en Complejidad Social - CICS**

## Resumen

Esta investigación examina las diferencias neurobiológicas y cognitivas entre individuos físicamente activos y sedentarios, enfocándose en cómo el sedentarismo afecta el control cognitivo y la estructura cerebral. Estudios previos han mostrado que el sedentarismo contribuye al deterioro físico y mental y se asocia con un menor rendimiento en tareas de control cognitivo. Utilizando técnicas avanzadas de neuroimagen (MRI y fMRI) y modelos bayesianos de toma de decisiones, este trabajo explora cómo la actividad física regular podría estar relacionada con el desarrollo de estrategias cognitivas específicas que se alojan en la integridad de estructuras cerebrales clave del hemisferio izquierdo como el hipocampo, la corteza occipital lateral y el surco temporal superior.

De los 114 participantes iniciales donde se exploraron diferencias psicométricas, a 71 se le realizaron fMRI mientras realizaban una tarea de control cognitivo. El modelo bayesiano de difusión reveló que la diferencia principal entre grupos no radica en el rendimiento final, sino en la cantidad de evidencia necesaria para tomar decisiones: los individuos sedentarios requieren más evidencia en comparación con los activos, lo que sugiere un procesamiento más eficiente en estos últimos. Además, las áreas cerebrales involucradas en estas diferencias estructurales y funcionales sugieren una mayor capacidad de integración multimodal en los individuos activos, con particular implicación de regiones asociadas al control cognitivo y la regulación emocional. Este trabajo aporta evidencia para el diseño de intervenciones en salud pública, promoviendo la actividad física como medida preventiva contra el deterioro cognitivo relacionado con el sedentarismo.

## Abstract

This research examines the neurobiological and cognitive differences between physically active and sedentary individuals, focusing on how sedentary behavior affects cognitive control and brain structure. Previous studies have shown that sedentary behavior contributes to physical and mental decline and is associated with lower performance in cognitive control tasks. Using advanced neuroimaging techniques (MRI and fMRI) and Bayesian decision-making models, this study explores how regular physical activity may be related to the development of specific cognitive strategies supported by the integrity of key left hemisphere brain structures such as the hippocampus, lateral occipital cortex, and superior temporal sulcus.

Out of the initial 114 participants where psychometric differences were explored, 71 underwent fMRI while performing a cognitive control task. The Bayesian diffusion model revealed that the main difference between groups does not lie in final performance but in the amount of evidence required to make decisions: sedentary individuals require more evidence compared to active individuals, suggesting more efficient processing in the latter. Moreover, the brain areas involved in these structural and functional differences suggest greater multimodal integration capacity in active individuals, with particular involvement of regions associated with cognitive control and emotional regulation. This study provides evidence for the design of public health interventions, promoting physical activity as a preventive measure against cognitive decline associated with sedentary behavior.

## Índice de Contenidos

Introducción .....	7
Sedentarismo, Salud y Sociedad .....	7
Sedentarismo, Neuro-cognición y Personalidad .....	9
Control Cognitivo y Correlato Neural .....	11
Toma de decisiones, Estrategias Cognitivas y Modelos de Difusión .....	12
Métodos .....	15
Participantes .....	15
Instrumentos .....	15
Mets IPAQ .....	15
Instrumentos de Evaluación Psicométrica .....	16
Procedimientos .....	17
Paradigmas Experimentales .....	17
Análisis Estadístico y Aproximación Bayesiana a través de Drift Diffusion Model. ....	18
Adquisición de imágenes cerebrales mediante resonancia magnética MRI - fMRI .....	20
Análisis mediante DTI .....	21
Análisis Estructural de Cerebro .....	22
Análisis de Conectividad .....	24
Resultados .....	27
Psicometría .....	27
Resultados Conductuales .....	29
Reaction Time & Accuracy .....	30
Modelamiento de RT y Accuracy .....	32
Modelamiento Bayesiano a través de Drift Diffusion Model .....	36
Análisis Estructural .....	39
Tractografías .....	39
Comparación Volumétrica .....	41
Grosor Cortical .....	42
Análisis Funcional .....	44
Análisis de Conectividad .....	49
Conclusiones .....	51
Discusión .....	52
Referencias .....	54

## Introducción

### Sedentarismo, Salud y Sociedad

Actualmente el estilo de vida sedentario representa una problemática global creciente con implicaciones significativas para la salud pública. El comportamiento sedentario se entiende como las actividades que implican un gasto energético muy bajo, como ver televisión o estar sentado largo tiempo, lo que representa una carga de morbilidad y mortalidad a nivel mundial (Katzmarzyk et al., 2019). Ello, pues se asocia a un mayor riesgo de enfermedades cardiovasculares, diabetes tipo 2, obesidad y varios tipos de cáncer (Colon, Mama, Esófago, entre otros) (Booth, Roberts, & Laye, 2017) y ha sido identificado como un factor de riesgo independiente para diversas enfermedades crónicas no transmisibles (Tremblay et al., 2017). Dentro de las consecuencias, un estilo de vida sedentario se asocia con un aumento en la adiposidad, la resistencia a la insulina y un perfil lipídico adverso (Eklund et al., 2016). Y esto no solo afecta a población adulta. Se ha comprobado que niños sedentarios presentan mayores índices de masa corporal (IMC) y peores indicadores de salud cardio-metabólica (LeBlanc et al., 2015).

Los conceptos de sedentarismo e inactividad física, aunque utilizados frecuentemente como sinónimos, tienen diferencias fundamentales en términos de definición y sus implicaciones para la salud. El sedentarismo se refiere a cualquier comportamiento de vigilia caracterizado por un gasto energético muy bajo, generalmente de 1.5 METs (equivalentes metabólicos) o menos, mientras se está en una posición sentada, reclinada o acostada. Este tipo de comportamiento incluye actividades como ver televisión, trabajar en una computadora o conducir un vehículo (Sedentary Behaviour Research Network, 2012). A diferencia del sedentarismo, que se centra en el comportamiento de bajo gasto energético, la inactividad física se refiere a la ausencia de ejercicio suficiente para mantener una buena salud (Kohl et al., 2012), es decir, no cumplir con las recomendaciones de actividad física moderada o vigorosa establecidas por organismos de salud. La Organización Mundial de la Salud (OMS) recomienda que los adultos realicen al menos 150 minutos de actividad física moderada o 75 minutos de actividad física vigorosa a la semana (World Health Organization, 2010). Esto se condice con lo estipulado en el International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) donde se consideran los umbrales específicos en términos de Metabolic Equivalent of Task (METs). Este cuestionario permite clasificar a los individuos en tres niveles de actividad física: baja, moderada y alta. Según las directrices del IPAQ, una persona es considerada sedentaria si acumula menos de 600 MET-minutos por semana, lo que corresponde a un nivel bajo de actividad física. Aquellos que alcanzan entre 600 y 1500 MET-minutos por semana se clasifican como moderadamente activos, mientras que un valor superior a 1500 MET-minutos por semana se asocia con un nivel alto de actividad física. (Craig, C., et al, 2003).

Recientemente, los resultados de la encuesta ENDIDE 2022, indican que solo el 20,8% de la población chilena de 15 años o más practica algún deporte o ejercicio físico (Instituto Nacional de Estadísticas, 2022). Esta inactividad física tiene implicaciones significativas en los costos de salud pública. Se estima que los costos directos de atención médica relacionados con enfermedades no transmisibles y problemas de salud mental vinculados a la inactividad física en Chile superan los 100

millones de dólares anuales (Katzmarzyk et al., 2017). En ese sentido, la inactividad física y el sedentarismo no solo afectan la salud individual, sino que también representan una carga económica significativa para los sistemas de salud. Se estima que el costo global de la inacción sobre la inactividad física alcanza aproximadamente 47,6 mil millones de dólares por año (Ding et al., 2016). Además, los costos indirectos, como la pérdida de productividad y el aumento de los días de enfermedad, agravan aún más el impacto económico del sedentarismo (Pratt et al., 2014).

En América Latina, la prevalencia de la inactividad física es preocupante. Según la OMS, un alto porcentaje de la población en estos países no cumple con las recomendaciones mínimas de actividad física, lo que contribuye a la carga de enfermedades crónicas en la región (Kohl et al., 2012). En Chile, la Encuesta Nacional de Salud 2016-2017, mostró que el 62,7% de la población adulta no realizó ninguna actividad física en el último mes, lo cual refleja una fuerte tendencia hacia el sedentarismo (Ministerio de Salud de Chile, 2018).

La actividad física, por su parte, entendida como cualquier movimiento corporal producido por los músculos esqueléticos que requiera gasto de energía (World Health Organization, 2010) abarca una amplia gama de actividades, desde tareas cotidianas hasta ejercicios programados y deportes. Desde una perspectiva fisiológica, el ejercicio ayuda a mejorar la función cardiovascular, reduce la presión arterial y fortalece el sistema musculoesquelético, lo que puede disminuir el riesgo de enfermedades cardiovasculares, diabetes tipo 2, osteoporosis y algunos tipos de cáncer (Warburton, Nicol, & Bredin, 2006). Además, la actividad física contribuye al control del peso corporal al aumentar el gasto energético y mejorar el metabolismo.

No obstante, se sabe que cada hora adicional de comportamiento sedentario se asocia con cambios adversos significativos y específicos, como un aumento de aproximadamente 3% en los niveles de glucosa e insulina en ayunas, un incremento de 0.04 en el índice HOMA-IR (Ekelund et al., 2012), un aumento de aproximadamente 0.2 cm en la circunferencia de cintura (Healy et al., 2008), un aumento de 0.1 kg/m<sup>2</sup> en el índice de masa corporal (IMC) y con cambios adversos en los niveles de colesterol total y lipoproteínas (Katzmarzyk et al., 2009). La evidencia sugiere que incluso aquellos que cumplen con las recomendaciones de actividad física pueden estar en riesgo si pasan una cantidad significativa de tiempo en actividades sedentarias (Katzmarzyk et al., 2009).

Una de las consecuencias más preocupantes del sedentarismo es que se le considera un factor clave en el desarrollo de la obesidad, ya que puede entenderse como una de sus causas directas, pero también como facilitador de las otras causas de la obesidad, principalmente por tener un gran impacto en el equilibrio energético del cuerpo. Según el estudio de la revista médica *The Lancet* (2024), que midió el peso y estatura de más de 220 millones de personas en 190 países, Chile es el segundo país de Latinoamérica donde más aumentó la obesidad en los últimos 30 años, especialmente entre las mujeres, quienes pasaron de un 20% de obesidad en 1990 a un 45% en el año 2022; mientras que el grupo de los hombres aumentó de un 20% a un 30% en el mismo periodo. Dentro de los factores explicativos más recurrentes, están los hábitos alimentarios, el sedentarismo y los trastornos del sueño asociado a problemas de ansiedad, estrés y depresión. Esto último genera un sistema recíproco donde obesidad y problemas de salud mental se potencian mutuamente y del cual resulta difícil escapar.

La obesidad no se considera habitualmente como una enfermedad en la población, pero lo cierto es que los múltiples fracasos a los que se enfrenta una persona que intenta dejar de ser obesa afectan su autoestima y su fuerza de voluntad, transformando el problema en algo más sistémico, que requiere una intervención integral por parte de profesionales de la nutrición, la salud mental y la actividad física.

La obesidad, si bien puede estar asociada a factores biológicos y genéticos, es por sobre todo hoy una enfermedad prevalente en la sociedad, y tanto sus causas como consecuencias están relacionadas con cambios vividos en las últimas décadas en los hábitos alimenticios, la falta de actividad física y factores ambientales, como los ritmos de vida, la falta de tiempo y las exigencias en nuestros lugares de desarrollo como trabajo y escuelas. En ese sentido, la obesidad puede comprenderse como un marcador o una de las expresiones posibles de un problema mucho más profundo y silencioso que amenaza nuestra sociedad contemporánea como es el sedentarismo.

### Sedentarismo, Neuro-cognición y Personalidad

En términos de salud mental, si por un lado el sedentarismo contribuye al deterioro, aumentando la incidencia de depresión estrés y ansiedad (Schuch et al., 2018), el ejercicio regular ha demostrado reducir estos síntomas, mejorando el estado de ánimo, la calidad del sueño y aumentando la autoestima y la sensación de bienestar general (Piercy et al., 2018). Los mecanismos subyacentes a estos beneficios incluyen la liberación de endorfinas, la reducción de la inflamación y la mejora de la neuroplasticidad, lo que favorece el desarrollo, la funcionalidad cerebral y reduce el riesgo de deterioro cognitivo en la vejez (Hillman, Erickson, & Kramer, 2008).

A nivel cerebral, se ha reportado que la actividad física tiene efectos estructurales y funcionales, como el aumento del volumen del hipocampo, una región clave para la memoria y el aprendizaje (Erickson et al., 2011), y un mayor volumen de materia gris en regiones cerebrales involucradas en el control cognitivo y la regulación emocional, como la corteza prefrontal y la amígdala (Stillman et al., 2018). También, la actividad física aumenta la producción de factores neurotróficos derivados del cerebro (BDNF), los cuales aumentan el volumen del árbol dendrítico promoviendo la supervivencia, el crecimiento y la diferenciación de las neuronas (Voss et al., 2013). Estos efectos son especialmente importantes en el contexto del envejecimiento, ya que pueden contrarrestar el declive cognitivo y reducir el riesgo de enfermedades neurodegenerativas, como el Alzheimer (Norton et al., 2014).

A pesar de los conocimientos actuales sobre los beneficios del ejercicio físico para el cerebro, aún no se sabe cómo la actividad física influye en determinadas estructuras cerebrales, si afecta patrones de conectividad en redes neuronales y si eso tiene una expresión en algunas funciones cognitivas según los diferentes tipos y cantidades de ejercicio físico.

La relación entre actividad física y cognición se ha examinado normalmente mediante estudios en grupos etarios específicos. Por ejemplo, en niños, la actividad física ha demostrado mejorar el rendimiento académico y las funciones ejecutivas como la memoria de trabajo (Donnelly et al., 2016). En adultos mayores, la actividad física está relacionada con una mayor integridad de la materia blanca y una mejor conectividad funcional del cerebro, reduciendo así el riesgo de deterioro

cognitivo y demencia (Colcombe & Kramer, 2003). La revisión sistemática de Falck, Davis & Liu-Ambrose (2017), indica que tanto la reducción del tiempo sedentario como el aumento de la actividad física son estrategias efectivas para mitigar el riesgo de deterioro cognitivo en diferentes grupos de edad. Por su parte, Hillman, Erickson y Kramer (2008) señalaron que la actividad física regular mejora significativamente funciones cognitivas como la memoria, la atención y la velocidad de procesamiento.

Esta evidencia sugiere entonces, que una de las facultades esenciales del cerebro humano, como es el control cognitivo, se vería negativamente afectado por el sedentarismo. El control cognitivo engloba funciones ejecutivas como la atención, la inhibición de respuestas y la flexibilidad cognitiva. Voss et al. (2014) señalan que el sedentarismo se correlaciona con una menor integridad de la materia blanca y una conectividad funcional reducida en regiones cerebrales críticas para el control cognitivo, como la corteza prefrontal y la corteza cingulada anterior. Esta disminución en la integridad estructural y funcional del cerebro puede traducirse en un peor desempeño en tareas que requieren un alto grado de control cognitivo. Lopez et al. (2018), por ejemplo, demostraron que adultos con altos niveles de sedentarismo presentaban un rendimiento significativamente inferior en pruebas de memoria de trabajo y atención sostenida en comparación con sus contrapartes más activas. Además, investigaciones longitudinales sugieren que la reducción del tiempo sedentario y el aumento de la actividad física pueden revertir o mitigar estos efectos negativos, mejorando la función ejecutiva y la salud cerebral en general (Kraft, 2012).

Dado lo anterior, es válido preguntarse si estas funciones cognitivas o ejecutivas, como la atención, la flexibilidad cognitiva o la inhibición de respuestas, podrían estar moduladas no solo por el nivel de actividad física, sino también por ciertos rasgos de personalidad. Aspectos como la impulsividad, el autocontrol o incluso tendencias relacionadas con la agresividad podrían interactuar con las capacidades cognitivas y ejecutivas, afectando el desempeño en tareas complejas. Esta interacción es particularmente relevante porque ofrece una perspectiva integral sobre cómo el sedentarismo impacta no solo al nivel estructural y funcional del cerebro, sino también en dimensiones psicológicas más amplias.

Resulta fundamental entonces, incluir mediciones psicométricas que permitan caracterizar a los individuos desde una perspectiva psicométrica. Instrumentos como el Big Five permiten evaluar rasgos amplios de personalidad (apertura a la experiencia, responsabilidad, extraversión, amabilidad y neuroticismo) que tienen implicaciones directas en el comportamiento y las estrategias cognitivas. Por ejemplo, se ha demostrado que la extroversión está asociada con un mayor dinamismo en actividades grupales, mientras que el neuroticismo se relaciona con una mayor vulnerabilidad al estrés. Evaluar estos rasgos permite explorar cómo las diferencias de personalidad podrían influir en las funciones ejecutivas afectadas por el sedentarismo. En la misma línea, la Tríada Oscura, (narcisismo, maquiavelismo y psicopatía) evalúa aspectos más oscuros de la personalidad que pueden influir en la regulación emocional y las decisiones sociales. La relación entre estos rasgos y el control cognitivo es relevante porque estas características podrían impactar la inhibición de respuestas impulsivas o la flexibilidad cognitiva, funciones que se podrían considerar sensibles al impacto del sedentarismo.

Bajo esa misma lógica, otro rasgo relevante de medir es el de agresividad, porque su regulación está directamente vinculada al control emocional y cognitivo. Evaluar la agresividad permite identificar

posibles diferencias en la capacidad de inhibir respuestas impulsivas y en cómo los estilos de vida sedentarios o activos pueden influir en estas capacidades, dadas las correlaciones entre agresividad y actividad física reportadas en la literatura. Al mismo tiempo, rasgos de autocontrol e impulsividad son importantes de medir dado que son esenciales para evaluar la capacidad de regular impulsos y comportamientos de manera adaptativa. Específicamente, en lo relacionado con funciones ejecutivas como la inhibición de respuestas y la atención sostenida. Diferencias en niveles de autocontrol e impulsividad entre grupos activos y sedentarios podrían ofrecer una explicación para variaciones en el desempeño en tareas cognitivas, toma de decisiones y procesamiento rápido de información, lo que convierte estos indicadores en potenciales predictores de diferencias individuales en el rendimiento cognitivo bajo condiciones de conflicto o demanda elevada.

La evaluación de estas dimensiones psicométricas permitirá caracterizar no solo el impacto del sedentarismo en el cerebro, sino también cómo las diferencias en personalidad y regulación emocional podrían interactuar con las funciones ejecutivas y el control cognitivo. Este enfoque permite construir perfiles psicológicos y neurocognitivos que enriquecen la interpretación de los datos y su aplicabilidad en intervenciones futuras.

### Control Cognitivo y Correlato Neural

El control cognitivo se define como la capacidad de orquestar el pensamiento y la acción en función de objetivos internos. Desde la perspectiva del neurodesarrollo, esta habilidad se manifiesta progresivamente a medida que las redes neuronales maduran, permitiendo una integración eficaz de la información sensorial con las memorias y planes actuales (Smith & Jonides, 1999; Diamond, 2013). Investigaciones recientes (Nguyen et al., 2021; Lee & Kim, 2022), enfatizan que el control cognitivo está ligado a la plasticidad cerebral, influenciada tanto por factores genéticos como por el entorno, y resaltan el papel significativo de las experiencias tempranas y la estimulación ambiental en este proceso.

Los mecanismos cerebrales que fundamentan el control cognitivo son cruciales para la adaptación y la interacción efectiva con el ambiente, facilitando la comunicación y el establecimiento de relaciones sociales. De esa forma, funciones ejecutivas, como la atención, la inhibición de respuestas impulsivas y la flexibilidad cognitiva, cuyos correlatos neurobiológicos se alojan en áreas prefrontales y parietales posteriores del cerebro, resultan fundamentales para el establecimiento del control cognitivo (Miller & Cohen, 2001; Niendam et al., 2012). Al mismo tiempo, estas áreas interactúan estrechamente con el sistema límbico, que regula las emociones y la motivación, proporcionando un equilibrio esencial para la comunicación efectiva y la cohesión social (Davidson, Jackson, & Kalin, 2000; Etkin, Büchel, & Gross, 2015). Complementariamente, la corteza cingulada anterior y la ínsula juegan un papel importante en la detección de conflictos y la toma de decisiones sociales, permitiendo a los individuos responder de manera apropiada a las complejidades de las interacciones sociales y a las demandas cambiantes del entorno (Botvinick, 2007; Lamm & Singer, 2010).

Aunque algunos estudios longitudinales sugieren que las experiencias en las etapas críticas del desarrollo pueden modificar la trayectoria de maduración de las áreas prefrontales e impactar en la eficiencia del control cognitivo en la vida (Bunge & Wright, 2007), otros estudios sugieren que el entrenamiento o exposición prolongada a tareas que requieren control cognitivo puede mejorar

estas funciones cerebrales, lo que a su vez potencia la capacidad para manejar las interacciones sociales y adaptarse a nuevos contextos (Zhao et al., 2023; Martínez & Hernández, 2024).

### Toma de decisiones, Estrategias Cognitivas y Modelos de Difusión

El control cognitivo está estrechamente ligado a procesos de **toma de decisiones**, que se entienden como la selección de una acción o pensamiento entre múltiples alternativas. Este proceso es complejo, pues depende de la interacción entre sistemas cognitivos y emocionales que operan de manera integrada para evaluar información, predecir resultados y dirigir el comportamiento. En esa línea surge una interrogante crítica: *¿cómo influye el estilo de vida en la eficiencia y calidad de este proceso?*

Para avanzar en una respuesta a esa pregunta, el concepto de **Estrategia Cognitiva** (Gigerenzer & Goldstein, 1996) puede ser de utilidad, ya que refleja los enfoques utilizados para procesar información y resolver problemas. Estas estrategias no son neutrales, ya que involucran una negociación interna entre eficacia (alcanzar objetivos) y eficiencia (uso óptimo de recursos). En el contexto del sedentarismo y la actividad física, resulta crucial analizar si estas diferencias de estilo de vida impactan en la forma en que las personas estructuran sus estrategias cognitivas. La literatura sugiere que los individuos activos podrían beneficiarse de una mayor integridad funcional en regiones cerebrales como la corteza prefrontal y el hipocampo, facilitando la implementación de estrategias más adaptativas (Erickson et al., 2011). Y que los individuos sedentarios podrían requerir un mayor esfuerzo cognitivo para procesar información, reflejándose en estrategias menos eficientes (Botvinick, 2007). Estas diferencias hipotéticas podrían estar asociadas a variaciones estructurales y funcionales en regiones cerebrales clave, como la corteza prefrontal o el cíngulo anterior, pero la evidencia empírica aún es escasa y demanda más estudios para profundizar.

El modelo de toma de decisiones por difusión (Drift Diffusion Model, DDM) es una herramienta utilizada comúnmente para desentrañar los procesos subyacentes a la toma de decisiones y acercarse a comprender las estrategias cognitivas. Este modelo permite analizar cómo se acumula evidencia del entorno hasta tomar una decisión. Para ello, descompone este proceso en tres parámetros: **tiempo no decisional** (“non-decision time”), **tasa de acumulación de evidencia** (“drift rate”) y **umbral de decisión** (“boundary”). El primero representa el tiempo empleado en procesos que no están directamente relacionados con la acumulación de evidencia, como la percepción inicial del estímulo o la ejecución motora de la respuesta. Este parámetro permite diferenciar el procesamiento sensoriomotor del cognitivo. El segundo indica la velocidad a la que se recopila y procesa la información relevante para tomar una decisión. Una tasa más alta sugiere un procesamiento más eficiente, mientras que valores bajos podrían reflejar dificultades en la discriminación del estímulo o una mayor ambigüedad en la tarea. Y el tercero define la cantidad de evidencia requerida antes de emitir una respuesta. Un umbral más alto implica una mayor necesidad de certidumbre antes de tomar una decisión, lo que podría estar asociado a estrategias más conservadoras o al temor de cometer errores.

Diferencias en estos parámetros son puerta de entrada para preguntas fundamentales sobre los mecanismos neurobiológicos que las sustentan, así como sobre su relevancia para entender los efectos del sedentarismo en el funcionamiento cerebral. En ese sentido, combinaciones de *non decision time*, *drift rate* y *boundary*, asociadas a procesos de toma de decisión, pueden dar indicios

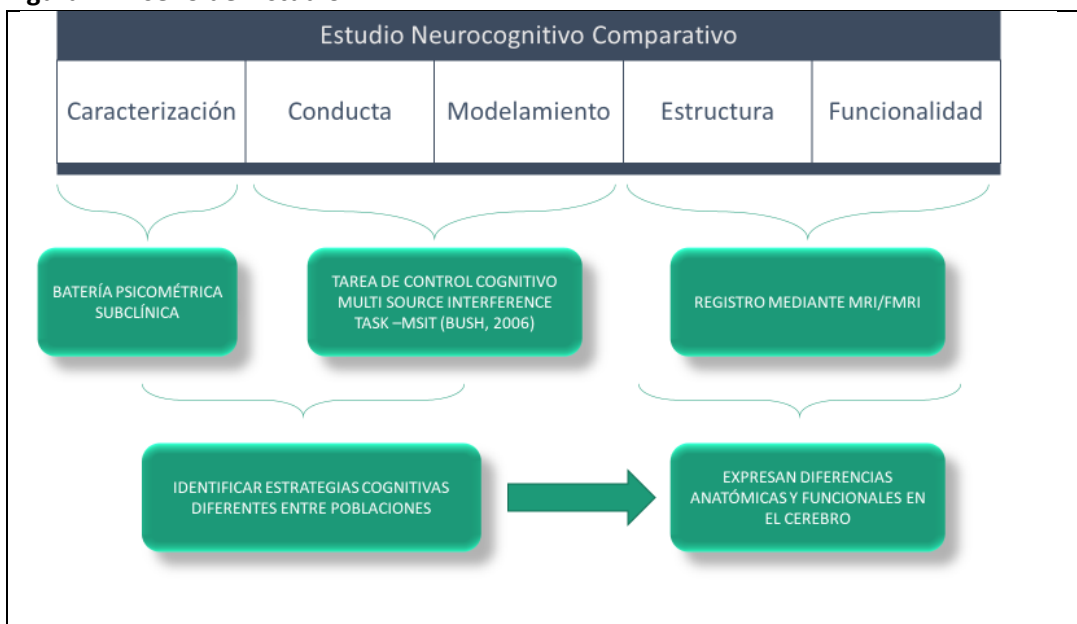
de capacidades de integración de información diferenciada entre activos y sedentarios. Esto podría referirse a un **procesamiento multisensorial** avanzado, que es la capacidad del cerebro para combinar información proveniente de múltiples modalidades sensoriales como la vista, el oído o el tacto para formar una percepción coherente del entorno; o más complejamente, a una **integración multimodal**, que además de abarcar modalidades sensoriales, también integra información cognitiva, emocional y contextual, facilitando la toma de decisiones y el control del comportamiento en escenarios complejos.

A pesar de los avances en la comprensión de los efectos del sedentarismo y la actividad física en la salud física y mental, la relación entre estos factores y el control cognitivo en adultos no ha sido completamente esclarecida (Booth, Roberts, & Laye, 2017; Schuch et al., 2018). Y tomando en cuenta que factores ambientales propios de las sociedades actuales promueven el sedentarismo (trabajos de oficina, entretenimiento pasivo, transporte motorizado, etc.), la **pregunta de investigación** que guía este trabajo es la siguiente:

*¿Existen diferencias de personalidad, neurobiológicas y cognitivas entre población activa y sedentaria en términos de; estructuras cerebrales; estrategias cognitivas en toma de decisiones; en actividad cerebral; y en conectividad funcional del cerebro al desempeñar una tarea de control cognitivo?*

Para responder esta pregunta, este trabajo se ha diseñado como un estudio comparativo con 5 fases de análisis: Caracterización mediante baterías psicométricas subclínicas; Análisis de Conducta mediante modelos lineales; Modelamiento bayesiano de la conducta; Análisis y comparación de estructuras cerebrales; y análisis de Funcionalidad cerebral.

**Figura 1. Diseño del Estudio**



Este estudio aborda esta brecha de conocimiento, evaluando el impacto del sedentarismo y la actividad física en el control cognitivo y en el cerebro mediante técnicas de neuroimagen como la resonancia magnética estructural (MRI) y funcional (fMRI). Se compararán estructural y

funcionalmente los cerebros y el desempeño en la tarea Multi-Source Interference Task (MSIT) entre individuos sedentarios y activos, examinando posibles diferencias al respecto (Voss et al., 2014; Lopez et al., 2018). Como en esta oportunidad no será posible establecer una relación causal entre las variables, se proponen hipótesis correlacionales.

Las Hipótesis que orientan los análisis se han dividido en 3:

**Hipótesis Psicométricas:**

*Los individuos físicamente activos exhiben mayores niveles de autocontrol y menores niveles de impulsividad y agresividad en comparación con los sedentarios.*

*Rasgos de personalidad evaluados mediante el Big Five y la Tríada Oscura se asociarán de manera diferencial con las capacidades de control cognitivo, favoreciendo perfiles psicológicos más adaptativos en la población activa.*

**Hipótesis Conductual:**

*Existen estrategias cognitivas diferentes para procesar las demandas de la tarea de control cognitivo MSIT entre la población activa y sedentaria.*

**Hipótesis Neurobiológica:**

*Existen diferencias estructurales (volumétricas y de grosor cortical) asociadas a memoria y procesamiento sensorial entre la población activa y sedentaria.*

*Las diferentes estrategias en la toma de decisiones se reflejan en la actividad cerebral funcional en la población activa y sedentaria.*

El **Objetivo General** de esta investigación es:

*Identificar diferencias neurobiológicas y cognitivas entre población activa y sedentaria en términos de estructuras cerebrales, procesamiento cognitivo en toma de decisiones, en actividad cerebral y conectividad funcional del cerebro al desempeñar una tarea de control cognitivo.*

Los **Objetivos Específicos** son:

- a. *Evaluar mediante escalas psicométricas (big five, tríada oscura, impulsividad, autocontrol y agresividad) posibles diferencias entre población activa y sedentaria.*
- b. *Analizar diferencias estadísticamente significativas en el rendimiento de la tarea del MSIT en tiempo de respuesta y precisión entre población activa y sedentaria.*
- c. *Construir un modelo lineal usando la Condición (Sedentario o Activo) como variable predictora del tiempo de respuesta y precisión en el MSIT.*
- d. *Estudiar las estrategias cognitivas de toma de decisión en población activa y sedentaria a partir de un modelo bayesiano de DDM.*
- e. *Evaluar diferencias en la medida de Anisotropía Fraccionaria en tractos asociados a percepción visual, sensorial y memoria como el Cíngulo Parahipocampal, el Uncinado y el Fórnix entre población activa y sedentaria.*
- f. *Evaluar diferencias significativas en el volumen del hipocampo y del Tálamo entre población activa y sedentaria.*

- g. *Construir un modelo para explicar diferencias en grosor cortical a partir de estrategias cognitivas de procesamiento.*
- h. *Construir un modelo para explicar diferencias la actividad cerebral asociada a la tarea del MSIT a partir de las estrategias cognitivas de procesamiento.*
- i. *Explorar a partir de un análisis de semilla, diferentes patrones de conectividad según la condición (activo o sedentario) durante la tarea completa del MSIT.*

Evidencia reciente sugiere que la actividad física puede mejorar las funciones cognitivas en general y reducir los efectos negativos del sedentarismo en diversas poblaciones (Nguyen et al., 2021; Lee & Kim, 2022; Zhao et al., 2023). Por eso, se espera comprender de qué forma se expresan estos beneficios cognitivos de la actividad física y en qué medida existen efectos perjudiciales del sedentarismo. Este estudio pretende generar una base empírica robusta para desarrollar estrategias de salud pública que promuevan la actividad física regular como medida preventiva contra el deterioro cognitivo y las enfermedades relacionadas con el sedentarismo (Falck, Davis, & Liu-Ambrose, 2017; Hillman, Erickson, & Kramer, 2008).

## Métodos

### Participantes

Ciento Catorce voluntarios sanos (45 mujeres) entre 18 y 45 años media: 27.5 años SD: 6.22 participaron del protocolo experimental aprobado por el Comité Ético Científico Facultad de Medicina Clínica Alemana de Santiago de la Universidad del Desarrollo (Folio 2023-119). Setenta y un participantes participaron del registro fMRI. Todos con visión normal o corregida, sin historial de lesiones neurológicas ni diagnóstico psiquiátrico o prescripciones psicotrópicas. Todos los participantes dieron su consentimiento informado para participar del estudio. Los experimentos se llevaron a cabo en la Unidad de Imágenes Cuantitativas Avanzadas (UNICA) en la Clínica Alemana de Santiago.

### Instrumentos

#### Mets IPAQ

Para determinar si los participantes son activos o sedentarios, se aplicó la versión abreviada del International Physical Activity Questionnaire (IPAQ). (Craig, C., et al, 2003).

La aplicación del instrumento arrojó la siguiente distribución:

**Tabla 1. Distribución de la muestra según condición**

Condición	Count	Mean	Std Dev	Min	25%	50%	75%	Max
<i>Activos</i>	43	3530	2513	639	1677	2628	4632	11093
<i>Sedentarios</i>	28	392	144	99	277	396	519	582

**Tabla 2. Distribución de la muestra según variable de control: Sexo**

Sexo	Count	Mean	Std Dev	Min	25%	50%	75%	Max
<i>F</i>	39	1699.2	1796.2	169.5	417	996	2514	8076
<i>M</i>	32	3015.9	3004.4	99	547.5	2305.5	4596	11093

#### Instrumentos de Evaluación Psicométrica

Cada participante completó una batería de pruebas psicométricas validadas para lengua hispana que abarca diversas dimensiones:

- (i) “Big Five”: para evaluar rasgos de personalidad utilizando el modelo de los Cinco Grandes, que incluye extraversión, amabilidad, responsabilidad, estabilidad emocional y apertura a la experiencia (Goldberg, 1992). Específicamente la adaptación validada para lengua hispana por Benet-Martínez y John (1998). [44 ítems; Escala Likert de 1: Totalmente en Desacuerdo, a 5: Totalmente de acuerdo; Alfa de Cronbach entre 0.72 y 0.88 para las cinco dimensiones en habla hispana].
- (ii) “Tríada Oscura”, (Jones & Paulhus, 2014), para parametrizar atributos como el narcisismo, el maquiavelismo y la psicopatía. Adaptación validada para lengua hispana de Pérez-Rivera y Méndez (2018). [27 ítems, 9 por cada dimensión; Escala Likert de 1: Totalmente en desacuerdo, a 5: Totalmente de acuerdo; Alfa de Cronbach: Narcisismo (0.83), maquiavelismo (0.86), psicopatía (0.81)].
- (iii) “Agresividad” (Buss & Perry Aggression Questionnaire (BPAQ), 1992), específicamente la versión adaptada a contexto nacional de Valdivia-Peralta et al. (2014). Este test mide agresión general y está compuesto por 4 subescalas: Agresión verbal, ira (preparación “fisiológica” para la agresión), Hostilidad (es el sustrato cognitivo de la agresión, muy vinculado a agresión indirecta) y agresión física. [29 ítems distribuidos en las subescalas; Escala Likert de 1: Extremadamente en desacuerdo, a 5: Extremadamente de acuerdo; Alfa de Cronbach: 0.80 para escala global y subescalas].
- (iv) “Impulsividad de Barrat”. Específicamente se usó la adaptación de Salvo y Castro (2013). Esta prueba mide impulsividad general y se descompone en tres subescalas (impulsividad motora, impulsividad cognitiva e impulsividad no planeada). [30 ítems, Likert de 0: Rara vez o nunca, a 4: Casi siempre; Alfa de Cronbach entre 0.75 y 0.83 para las tres subescalas].
- (v) “Autocontrol” (Tangney et al., 2004). Adaptación validada para lengua hispana por Orjuela et al. (2015). Esta prueba se complementa con la medida de impulsividad y su breve extensión permite una medida asociada a control cognitivo. [13 ítems; Likert de 1: Muy poco descriptivo de mí, a 5: Muy descriptivo de mí; Alfa de Cronbach: 0.85]

## Procedimientos

La evaluación de los participantes constó de dos sesiones

- 1) Evaluación psicométrica para perfil psicológico. Esto se hizo remotamente, duró 20 minutos, y se aplicaron los test abreviados citados anteriormente
- 2) Sesión presencial de registro de actividad cerebral a través de resonancia magnética en la cual los participantes debieron resolver un paradigma experimental. La sesión duró 2 horas y se realizó en las dependencias de la Clínica Alemana de La Dehesa, Santiago de Chile.

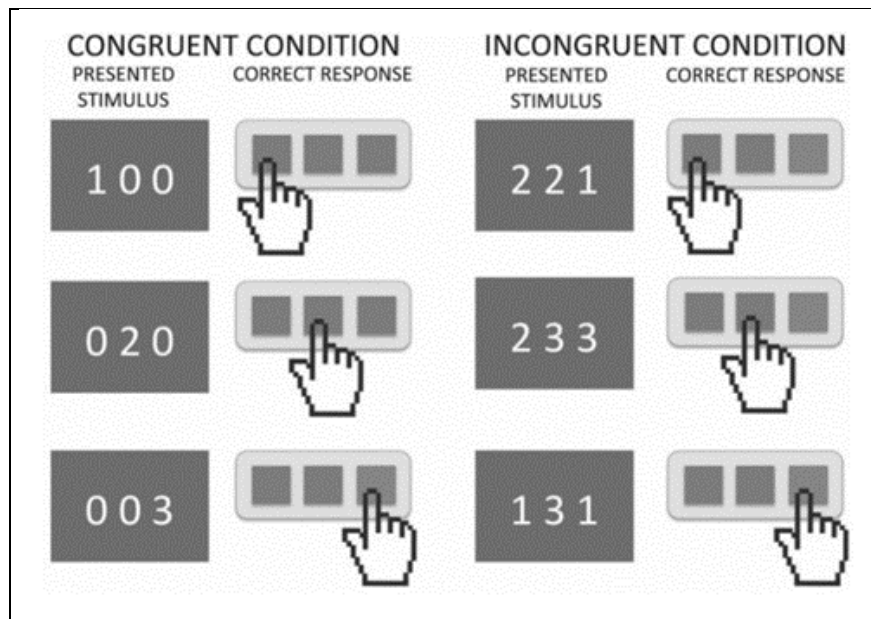
## Paradigmas Experimentales

### *Paradigma experimental*

Se les pidió a los sujetos realizar la siguiente tarea cognitivas en fMRI:

“Multi Source Interference Task” (MSIT) (Bush & Shin, 2006). Esta tarea consiste en la presentación de secuencias de tres números donde el participante debe indicar el número que es diferente a los otros dos. Para la condición congruente o control, las secuencias son 1 0 0; 0 2 0; 0 0 3, es decir que la posición del número diferente de la secuencia es congruente con su valor, mientras que para la condición de incongruente o de interferencia, la posición del número diferente de la secuencia no es congruente con su valor, por ejemplo 2 2 1, 2 3 3, 1 3 1, etc. (Fig.1) (Zamorano et al, 2017). La tarea incluyó secuencias de ensayos congruentes e incongruentes con duraciones variables (de 3 a 8 ensayos). La ocurrencia de estímulos conflictivos fue de 0.5. Cada estímulo se presentó durante 1000 ms, y el intervalo entre estímulos varió entre 1500 y 3000 ms.

**Figura 1. Paradigma MSIT. (Extraída de Zamorano et al, 2017)**



La tarea Multiple Source Interference Task (MSIT) es una prueba cognitiva diseñada para evaluar la capacidad de una persona para manejar interferencias y distracciones mientras realiza una tarea específica, Bush et al. (2003). Esta tarea cognitiva permite estudiar funciones ejecutivas tales como:

- (i) Control Inhibitorio: La capacidad para suprimir respuestas automáticas o dominantes que son inapropiadas para la tarea en cuestión.
- (ii) Atención Selectiva: La habilidad para focalizar la atención en el estímulo relevante mientras se ignoran distracciones.
- (iii) Flexibilidad Cognitiva: La capacidad para cambiar de estrategia o enfoque mental cuando las condiciones de la tarea lo requieren.
- (iv) Procesamiento de Conflictos: La habilidad para detectar y resolver conflictos entre estímulos relevantes e irrelevantes.

### Análisis Estadístico y Aproximación Bayesiana a través de Drift Diffusion Model.

En primer lugar, se realizaron análisis estadísticos frecuentistas para examinar la interacción entre las variables de Condición (activo/sedentario) con Reaction Time, Accuracy, y la naturaleza del estímulo de la tarea (congruente/incongruente), controlando por Sexo. Se emplearon pruebas de estadística paramétrica y no paramétrica para comparación de grupos y evaluar diferencias significativas entre ellos, y de dispersión para describir las distribuciones de las variables, proporcionando un panorama inicial de cómo estas variables se comportan en función de los factores mencionados. Este análisis establece una línea base sobre la cual se apoya la posterior modelización bayesiana.

La estadística bayesiana, basada en el teorema de Bayes, permite integrar información previa con la verosimilitud de los datos observados para actualizar las creencias sobre los parámetros de interés (Gelman et al., 2013). Este enfoque es útil en el análisis cognitivo, donde la modelización de procesos de decisión puede beneficiarse de la incorporación de conocimiento a priori y de la capacidad de manejar la incertidumbre explícita.

El enfoque bayesiano permite ajustar diferentes modelos que explican el comportamiento. En esta tesis, utilizamos el modelo de difusión DDM aplicado al estudio de la toma de decisiones (Ratcliff & McKoon, 2008). Este modelo descompone la variabilidad en el rendimiento de la tarea en componentes específicos que reflejan diferentes aspectos del proceso de decisión, tales como la tasa de acumulación de evidencia (*drift rate*), el umbral para tomar una decisión (*boundary separation*), y el tiempo no relacionado con la decisión (*non-decision time*). La implementación bayesiana del DDM permite no solo estimar estos parámetros con precisión, sino también evaluar cómo estos varían en función de variables contextuales como la Condición física y controlando por Sexo.

El DDM se implementó utilizando un enfoque bayesiano para modelar el rendimiento en la tarea MSIT, particularmente los tiempos de reacción (Reaction Time). El modelo se define mediante la siguiente ecuación principal:

$$Wrt[ii] \sim dwienerBarrera[idSub[ii]] + Barrerab4[idSub[ii]] \times est[ii], Ta[idSub[ii]], 0.5, \\ Driff[idSub[ii]] + Driffb4[idSub[ii]] \times est[ii]$$

Donde:

$Wrt[ii]$   $ii$ .

$Barrera[idSub[ii]]$  es la separación de barreras, un parámetro que refleja la cantidad de evidencia requerida antes de tomar una decisión.

$Driff[idSub[ii]]$  es la tasa de deriva, que indica la velocidad a la que se acumula evidencia hacia una decisión.

$Ta[idSub[ii]]$  es el tiempo no decisional, que incluye procesos como la percepción y la ejecución motora.

$est[ii]$  es una variable de estímulo que modula los parámetros del modelo en función de la naturaleza del estímulo (congruente/incongruente).

0.5 Corresponde al sesgo inicial.

Cada parámetro del modelo, como  $Barrera$  y  $Driff$  se especifica como una combinación lineal de efectos principales y de interacción:

$$BarreraS = Barrerab0[S] + Barrerab1[S] \times Sexo[S] + Barrerab2[S] \times Condicion[S] + \\ Barrerab3[S] \times Sexo[S] \times Condicion[S]$$

$$Driff[S] = Driffb0[S] + Driffb1[S] \times Sexo[S] + Driffb2[S] \times Condicion[S] + Driffb3[S] \times Sexo[S] \times \\ Condicion[S]$$

Donde cada estimador { $Barrerab0$  (...)  $Barrerab4$ ;  $Driffb0$  (...)  $Driffb4$ } se asocia a ciertas covariables. Así,  $b0$  es el intercepto,  $b1$  se asocia al control por sexo,  $b2$  a la condición,  $b3$  a la interacción de condición y sexo.

El modelo se implementó en JAGS v.4.3.0, dentro del entorno de RStudio v. 4.1.0, utilizando cadenas de Markov Monte Carlo (MCMC) para la estimación de parámetros. Se ejecutaron tres cadenas de MCMC con diferentes inicializaciones para asegurar la convergencia del modelo. La ejecución de estas cadenas se realizó en paralelo, lo que facilitó la eficiencia computacional. Los parámetros monitoreados incluyeron los promedios y desviaciones estándar de las distribuciones a priori y posteriori para cada parámetro del modelo, asegurando una evaluación rigurosa de la convergencia y la estabilidad de las estimaciones.

Este modelo jerárquico permite capturar la variabilidad individual en los parámetros del DDM, ajustando por factores como el sexo y la condición física propiciando una comprensión detallada del proceso decisional en la tarea del MSIT. Así, por ejemplo, un participante puede requerir más evidencia (barrera más alta) para asegurarse de cómo se responde en la fase incongruente y presentar una tasa de deriva (Drift) más baja por necesitar más tiempo para ese proceso cognitivo. Lo que se explorará, es si esta característica se asocia al Sexo, a la Condición o a la interacción de ambos factores.

Una vez teniendo las medidas de Barrera y de Tasa de deriva de cada participante en un análisis que además considera la variabilidad intra-sujeto, el siguiente paso consiste en utilizar esos parámetros estimados como regresores en modelos de análisis de neuroimagen. Esto permitirá explorar cómo estos parámetros, que reflejan diferentes aspectos del proceso de toma de decisiones, están asociados a nivel estructural y funcional en regiones cerebrales específicas durante la tarea MSIT.

### Adquisición de imágenes cerebrales mediante resonancia magnética MRI - fMRI

Las imágenes fueron adquiridas en el Servicio de Radiología de la Clínica Alemana de Santiago con un escáner 3T Siemens Skyra y una bobina de cabeza y cuello de 20 canales. Se preparó a los participantes para la resonancia magnética y se les indicó que se relajaran y permanecieran quietos durante la adquisición de las imágenes. Para cada sujeto, se adquirió una exploración estructural 3D ponderada en T1 [tamaño de voxel,  $1 \times 1 \times 1$  mm; cortes por bloque, 176; campo de visión (FoV), 256 mm; tiempo de repetición (TR) = 2.53s; tiempo de eco (TE) = 2.2ms], y una exploración funcional ponderada en T2\* con imágenes eco planar de gradiente (tamaño de voxel,  $2.97 \times 2.97 \times 4$  mm; cortes, 38; FoV, 220; TR = 2.21s; TE = 30ms).

Durante la adquisición funcional ponderada en T2\* con imágenes eco planar de gradiente, se presentaron las tareas utilizando el software "Presentation" (Neurobehavioral Systems). La comunicación con el participante, y la presentación de los estímulos visuales se realizó mediante el sistema compatible con MRI, VisuaStimDigital (Resonance Technology Inc.). Las respuestas se dieron presionando un botón en la teclera incorporada en el mismo sistema mientras los sujetos permanecían dentro del resonador.

Los datos de fMRI fueron analizados utilizando la FMRIB Software Library (FSL, versión 6.0.7.6) (Smith et al., 2004; Jenkinson et al., 2012). El preprocesamiento de los datos involucró los siguientes pasos: corrección de movimiento (MCFLIRT), correcciones de tiempo de adquisición por cortes, extracción cerebral (BET), suavizado espacial con un kernel Gaussiano de 6 mm de ancho completo a la mitad de la altura (FWHM), filtrado temporal de paso alto utilizando ajuste lineal de mínimos cuadrados ponderado por Gauss con  $\sigma = 60.0$  s, y blanqueo previo.

La respuesta dependiente del nivel de oxigenación en la sangre (BOLD) se modeló utilizando una variable explicativa (EV) separada para cada uno de los contrastes. Los datos fueron convolucionados con una función de respuesta hemodinámica de doble gamma y derivadas temporales de cada serie temporal EV, y los parámetros de corrección de movimiento se incluyeron como regresores de molestia adicionales. Los mapas estimados de beta para los contrastes fueron normalizados al espacio estándar MNI152 utilizando transformaciones no lineales (FNIRT) en dos etapas. Primero, las imágenes funcionales se alinearon con las imágenes T1w de alta resolución del

participante utilizando el registro basado en bordes (transformación lineal con 6 grados de libertad [DOF]). Luego, las imágenes T1w fueron registradas al atlas estándar del Instituto Neurológico de Montreal (MNI) con una transformación afín de 12 DOF y una deformación no lineal. Finalmente, estas transformaciones se aplicaron a los datos funcionales. Los mapas de activación de segundo nivel se calcularon con FSL utilizando un modelo de efectos mixtos (FLAME1). Todos los resultados reportados se basan en un umbral inicial sin corregir a nivel de voxel de  $z > 3.1$  y la inferencia de clústeres utilizando un umbral corregido por error familiar (familywise error) de  $p < 0.05$ , de acuerdo con las nuevas pautas de análisis de fMRI. (Eklund A, Nichols TE & Knutsson H, 2016).

### Análisis mediante DTI

El procesamiento de las imágenes de difusión (Diffusion MRI) se realizó utilizando DSI Studio en su versión v2023, accesible en <http://dsi-studio.labsolver.org>. La reconstrucción de tractos de materia blanca y extracción de métricas como la anisotropía fraccionaria (FA), se realizó según los procedimientos estandarizados descritos en la literatura (Yeh et al., 2010; Tuch, 2004).

#### (i) Preprocesamiento de las imágenes

El primer paso en DSI Studio fue la corrección de distorsiones geométricas causadas por el movimiento y las inhomogeneidades de campo magnético, utilizando un enfoque de co-registro entre las imágenes ponderadas por difusión y las imágenes b0. También se aplicaron correcciones de movimientos a través de la herramienta integrada de alineación (Tournier et al., 2011). Tras esta etapa, se verificó visualmente la calidad de los datos para asegurar que las correcciones fueran adecuadas.

#### (ii) Reconstrucción del tensor de difusión (DTI)

Para reconstruir los tensores de difusión, se utilizó el algoritmo de ajuste de tensor incorporado en DSI Studio. Este método permite modelar la difusión del agua en cada voxel, obteniendo así valores de anisotropía fraccionaria (FA) y otras métricas de interés que no fueron usadas en el análisis. La reconstrucción se realizó utilizando la opción de "Diffusion Tensor Estimation", aplicando un enfoque basado en ecuaciones lineales para calcular las tres direcciones principales de difusión (eigenvectores) y sus correspondientes valores (eigenvalores) (Basser et al., 1994).

#### (iii) Cálculo de la anisotropía fraccionaria (FA)

Una vez reconstruido el tensor de difusión, se extrajo el mapa de anisotropía fraccionaria (FA) para cada sujeto. Este valor, que oscila entre 0 (difusión isotrópica) y 1 (difusión anisotrópica perfecta), fue calculado en cada voxel del cerebro. La FA se emplea como un índice de la integridad de la materia blanca, donde una mayor FA sugiere una organización estructural más coherente de las fibras.

#### (iv) Segmentación y tractografía

Para la comparación entre grupos, se generaron mapas de tractografía basados en los valores de FA. Se aplicó la segmentación de tractos de interés mediante una máscara anatómica estandarizada obtenida del Atlas de JHU (Mori et al., 2005), que permitió la segmentación precisa de regiones

relevantes de materia blanca, como el cuerpo caloso, la cápsula interna y los fascículos longitudinales.

Los parámetros de tractografía fueron configurados con un umbral de FA de 0.2, con un ángulo de giro máximo de 45° y una longitud mínima de trazo de 30 mm, siguiendo recomendaciones previas en estudios similares (Yeh et al., 2013). Estos criterios aseguran una reconstrucción precisa de los tractos sin comprometer la fidelidad de la anisotropía en regiones complejas o áreas de cruce de fibras.

#### (v) Análisis estadístico

Una vez obtenidos los mapas de FA, se realizó un análisis voxel a voxel entre los grupos (activos vs sedentarios) utilizando pruebas t de Student cuando las muestras distribuían normalmente y el test de Wilcoxon cuando no se cumplía ese supuesto en alguno de los grupos. Las comparaciones se realizaron con ajuste por comparaciones múltiples empleando el método de FDR (False Discovery Rate) (Benjamini & Hochberg, 1995). Los resultados se interpretaron con un umbral de significancia estadística de  $p < 0.05$ .

Finalmente, se generaron visualizaciones de las diferencias en FA en DSI Studio para resaltar áreas con diferencias significativas en la integridad de los tractos de materia blanca.

## Análisis Estructural de Cerebro

El análisis de las estructuras cerebrales se realizó utilizando el software FreeSurfer versión 7.4.1, que permite la segmentación automática y medición volumétrica de diversas estructuras subcorticales y del grosor cortical.

#### (i) Procesamiento de imágenes

Para cada uno de los 71 sujetos, el preprocesamiento incluyó corrección de inhomogeneidades, normalización de intensidad, y extracción del cerebro. Posteriormente, se realizó una segmentación preliminar de materia gris, materia blanca y estructuras subcorticales.

#### (ii) Medición del grosor cortical

El grosor cortical fue calculado a partir de la reconstrucción de la superficie cortical utilizando métodos descritos por Dale et al. (1999). Las superficies pial y de materia blanca se generaron automáticamente, y el grosor se midió como la distancia entre estas en cada vértice de la superficie cortical. Extracción de resultados Los volúmenes de las estructuras segmentadas se recopilaron utilizando el comando `asegstats2table`, que genera tablas con los volúmenes calculados en cada sujeto para las regiones de interés.

#### (iii) Segmentación de núcleos del tálamo

La segmentación de los núcleos talámicos se realizó utilizando el módulo específico de FreeSurfer para esta tarea, el cual emplea un atlas probabilístico basado en datos de alta resolución. El comando utilizado fue `segmentThalamicNuclei.sh`, que segmenta automáticamente los núcleos basándose en el volumen T1 normalizado, produciendo estimaciones de volumen a una resolución de 0.5 mm. Esta herramienta también genera mapas de probabilidad para cada núcleo que pueden ser visualizados utilizando el software `freeview`.

(iv) Segmentación de subcampos del hipocampo y núcleos de la amígdala

La segmentación de los subcampos del hipocampo y los núcleos de la amígdala se realizó utilizando un atlas probabilístico derivado de imágenes de ultra alta resolución disponible en FreeSurfer. Este módulo utiliza un atlas basado en imágenes *ex vivo* de ultra alta resolución (0.1 mm isotrópicas) para generar segmentaciones detalladas. Se añadió la bandera `-hippo-subfields` al comando `recon-all` para obtener segmentaciones automáticas de estas regiones, lo cual permitió cuantificar los volúmenes de los subcampos y núcleos en cada hemisferio. Las estructuras segmentadas incluyeron CA1, CA2/3, CA4, DG, subículo, presubículo, parasubículo, fimbria y Hata para el hipocampo. En la amígdala, se segmentaron núcleos como el lateral, basal, accesorio basal, central, medial y cortical.

(v) Segmentación del hipocampo con FSL-FIRST

FSL-FIRST es una herramienta de segmentación automática que utiliza modelos deformables para identificar estructuras subcorticales, incluidos los hipocampos. Este método se basa en modelos de forma y apariencia construidos a partir de segmentaciones manuales del hipocampo. Utiliza un modelo de distribución de puntos, que incluye mallas superficiales paramétricas generadas a partir de segmentaciones manuales previas. Estos modelos tienen en cuenta la intensidad alrededor de los bordes del tejido y las variaciones de forma entre sujetos.

Antes de la segmentación, se realiza una registración afín en dos etapas al espacio estándar MNI152 con una resolución de 1 mm. Posteriormente, FSL-FIRST utiliza un modelo bayesiano que explora las combinaciones más probables de modos de variación de la forma para ajustar la segmentación a los datos de imagen T1 del sujeto. Después de la segmentación, el modelo de superficie del hipocampo se convierte en una imagen etiquetada en el espacio nativo de la imagen del sujeto. Esta segmentación permite realizar tanto análisis volumétricos como de forma.

(vi) Análisis de la forma

Para analizar las diferencias de forma, FSL-FIRST utiliza un enfoque basado en vértices que compara las posiciones de los puntos en la malla superficial segmentada. Se genera una representación 3D del hipocampo para cada sujeto, y las diferencias de forma se pueden evaluar mediante análisis estadísticos de los desplazamientos en los vértices entre grupos. Este método es útil para detectar deformaciones en el hipocampo relacionadas con condiciones neurodegenerativas o trastornos psiquiátricos. La visualización de los resultados de forma se puede realizar utilizando la herramienta de FSL, `FSLView` para representar las mallas y los desplazamientos.

## (vii) Análisis con SurfStat en MATLAB

Tras obtener los valores de grosor cortical, se utilizó el toolbox SurfStat en MATLAB para realizar un análisis estadístico a nivel de la superficie cerebral. Los pasos involucrados en este análisis fueron los siguientes:

- (a) Preparación de los datos: Los valores de grosor cortical para cada vértice de la superficie cerebral de cada sujeto fueron organizados en una matriz de vértices por sujetos. Esta matriz contiene los datos de grosor cortical para todos los sujetos incluidos en el estudio.
- (b) Definición del modelo estadístico: Para evaluar los efectos de variables la condición (activo/sedentario), el sexo u otra sobre el grosor cortical, se utilizó un modelo lineal general (GLM). En este caso, la función SurfStatLinMod(Y, X, surf) fue utilizada, donde:
  - Y es la matriz que contiene los valores de grosor cortical para cada sujeto.
  - X es la matriz de diseño, que incluye las variables de interés (como condición).
  - surf es la estructura de la superficie cortical generada por FreeSurfer.
- (c) Contraste estadístico: Para comparar entre diferentes grupos, se definió un contraste, que permite evaluar las diferencias en grosor cortical entre ellos. Usando la función SurfStatT(slm, contraste), se implementó el contraste estadístico, donde slm es el modelo lineal y contraste define las comparaciones entre los grupos (por ejemplo, 1 -1 para una comparación entre dos grupos).
- (d) Corrección por comparaciones múltiples: Dado que el análisis estadístico se realiza sobre miles de vértices en la superficie cerebral, es esencial aplicar una corrección por comparaciones múltiples para evitar resultados espurios. En este estudio, se utilizó la Teoría de Campos Aleatorios (Random Field Theory, RFT) para ajustar los valores de significancia, utilizando la función SurfStatP(slm, mask). Aquí, slm es el modelo ajustado y mask puede ser una máscara del cerebro.
- (e) Visualización de resultados: Los resultados estadísticos obtenidos se proyectaron en la superficie cerebral utilizando las funciones de visualización de SurfStat. Esto permitió mapear los valores p obtenidos o los coeficientes del modelo directamente sobre la superficie 3D del cerebro, facilitando la interpretación visual de las áreas con diferencias significativas en grosor cortical.

## Análisis de Conectividad

Los análisis de datos de fMRI se realizaron usando CONN (Whitfield-Gabrieli & Nieto-Castanon, 2012) versión 22.v2407 (Nieto-Castanon & Whitfield-Gabrieli, 2022) y SPM (Penny et al., 2011) versión 12.7487.

### (i) Preprocesamiento

Los datos funcionales y anatómicos se preprocesaron utilizando un pipeline modular de preprocesamiento (Nieto-Castanon, 2020), que incluyó realineamiento con corrección de

interacciones de distorsión por susceptibilidad, corrección de tiempo de corte, detección de valores atípicos, segmentación directa, normalización al espacio MNI, y suavizado. Los datos funcionales se realinearon utilizando el procedimiento de realineamiento y desenrollado de SPM (Andersson et al., 2001), donde todas las exploraciones se corregistraron a una imagen de referencia (la primera exploración de la primera sesión) utilizando un enfoque de mínimos cuadrados y una transformación de 6 parámetros (cuerpo rígido) (Friston et al., 1995), y se re-muestrearon utilizando interpolación b-spline para corregir el movimiento y las interacciones de susceptibilidad magnética. El desalineamiento temporal entre diferentes cortes de los datos funcionales (adquiridos en orden entrelazado de Siemens) se corrigió siguiendo el procedimiento de corrección del tiempo de corte (STC) de SPM (Henson et al., 1999; Sladky et al., 2011), utilizando interpolación temporal sinc para re-muestrear cada serie temporal BOLD de corte a un tiempo medio de adquisición común. Se identificaron posibles exploraciones atípicas utilizando ART (Whitfield-Gabrieli et al., 2011) como adquisiciones con un desplazamiento por fotograma superior a 0,5 mm o cambios en la señal BOLD global superiores a 3 desviaciones estándar (Power et al., 2014; Nieto-Castanon, A.,2024), y se calculó una imagen BOLD de referencia para cada sujeto promediando todas las exploraciones excluyendo las atípicas. Los datos funcionales y anatómicos se normalizaron en el espacio estándar MNI, se segmentaron en clases de tejido de materia gris, materia blanca y LCR, y se re-muestrearon a vóxeles isotrópicos de 2 mm siguiendo un procedimiento de normalización directa (Nieto-Castanon, A.,2024; Calhoun, V. D.,2017) utilizando el algoritmo de segmentación y normalización unificada de SPM (Ashburner & Friston, 2005; Ashburner, 2007) con la plantilla de mapa de probabilidad tisular IXI-549 por defecto. Finalmente, los datos funcionales se suavizaron utilizando una convolución espacial con un núcleo gaussiano de 8 mm de ancho completo a la mitad máxima (FWHM).

#### (ii) Eliminación de ruido

Además, los datos funcionales se limpiaron utilizando un pipeline estándar de eliminación de ruido (Nieto-Castanon, 2020), que incluyó la regresión de posibles efectos de confusión caracterizados por las series temporales de materia blanca (5 componentes de ruido CompCor), las series temporales de LCR (5 componentes de ruido CompCor), parámetros de movimiento y sus derivadas de primer orden (12 factores) (Friston et al., 1996), exploraciones atípicas (menos de 117 factores) (Power et al., 2014), efectos de sesión y sus derivadas de primer orden (2 factores), y tendencias lineales (2 factores) dentro de cada ejecución funcional, seguido de un filtrado de frecuencia en banda pasante de las series temporales BOLD (Hallquist, M. N., Hwang, K., & Luna, B., 2013) entre 0.008 Hz y 0.09 Hz. Los componentes de ruido CompCor (Behzadi, Y., Restom, K., Liao, J., & Liu, T. T., 2007; Chai, X. J., et al., 2012) dentro de la materia blanca y el LCR se estimaron calculando la señal BOLD promedio, así como los componentes principales más grandes ortogonales al promedio BOLD, parámetros de movimiento y exploraciones atípicas dentro de las máscaras de segmentación erosionadas de cada sujeto. Desde el número de términos de ruido incluidos en esta estrategia, se estimó que los grados de libertad efectivos de la señal BOLD tras la eliminación oscilaban entre 29 y 134,5 (promedio 78) en todos los sujetos (Nieto-Castanon, A.,2024).

#### (iii) Análisis a nivel de primer nivel SBC\_01:

Se estimaron mapas de conectividad basados en semillas (SBC) y matrices de conectividad ROI a ROI (RRC) que caracterizan los patrones de conectividad funcional con 41 ROI. La fuerza de la conectividad funcional se representó mediante coeficientes de correlación bivariada transformados por Fisher a partir de un modelo lineal general ponderado (weighted-GLM) (Nieto-Castanon, A., 2020), definido por separado para cada par de áreas semilla y objetivo, modelando la asociación entre sus series temporales BOLD. Para compensar los posibles efectos de magnetización transitoria al comienzo de cada ejecución, las exploraciones individuales se ponderaron mediante una función escalón convolucionada con una función de respuesta hemodinámica canónica de SPM y rectificadas.

#### (iv) Análisis grupal

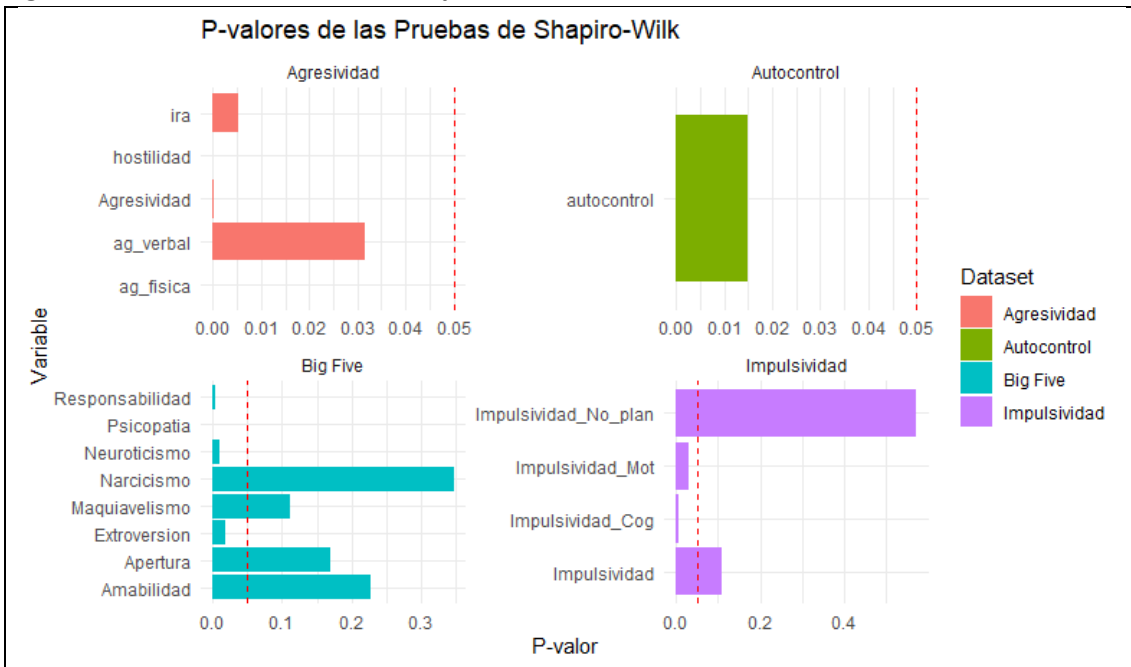
Se realizaron utilizando un Modelo Lineal General (GLM) (Nieto-Castanon, A., 2020). Para cada vóxel individual, se estimó un GLM separado, con las medidas de conectividad a nivel de primer nivel en este vóxel como variables dependientes (una muestra independiente por sujeto y una medición por tarea o condición experimental, si corresponde), y los grupos u otros identificadores a nivel de sujeto como variables independientes. Las hipótesis a nivel de vóxel se evaluaron utilizando estadísticas paramétricas multivariadas con efectos aleatorios entre sujetos y estimación de la covarianza muestral en múltiples mediciones. Las inferencias se realizaron a nivel de grupos de vóxeles contiguos (clusters). Las inferencias a nivel de clúster se basaron en estadísticas paramétricas de la teoría del campo aleatorio gaussiano (Worsley, K. J., 1996; Nieto-Castanon, A., 2020). Los resultados se umbralizaron utilizando una combinación de un umbral de  $p < 0,001$  a nivel de vóxel para formar clústeres y un umbral  $p\text{-FDR} < 0,05$  corregido por el tamaño del clúster (Chumbley, J., 2010).

## Resultados

### Psicometría

Para evaluar la normalidad de la distribución de las variables correspondientes a los rasgos de personalidad del Big Five y la Tríada Oscura, se empleó la prueba de Shapiro-Wilk. Esta prueba se seleccionó debido a su robustez y precisión en la detección de desviaciones de la normalidad, especialmente en muestras pequeñas y medianas (Razali & Wah, 2011). La prueba de Shapiro-Wilk (Fig. 2) tiene la ventaja de ser más poderosa en comparación con otras pruebas de normalidad, como la prueba de Kolmogorov-Smirnov, especialmente cuando se trata de detectar leves desviaciones de la normalidad (Ghasemi & Zahediasl, 2012). Un p-valor inferior a 0.05 indica que la hipótesis nula de normalidad puede ser rechazada, sugiriendo que los datos no siguen una distribución normal.

**Figura 2. Resultados Pruebas de Shapiro-Wilk**



**Tabla 3. Coeficientes y significancia por cada ítem**

Ítem	W	p_value
Extroversión	0.972	0.018
Amabilidad	0.985	0.229
Responsabilidad	0.962	0.002
Neuroticismo	0.969	0.009
Apertura	0.983	0.171
Maquiavelismo	0.981	0.112
Narcisismo	0.987	0.348
Psicopatía	0.938	0.000
autocontrol	0.968	0.015

Impulsividad	0.981	0.107
Impulsividad_Cog	0.966	0.006
Impulsividad_Mot	0.974	0.029
Impulsividad_No_plan	0.990	0.571
Agresividad	0.946	0.000
ag_fisica	0.855	0.000
ag_verbal	0.974	0.032
ira	0.964	0.005
hostilidad	0.924	0.000

Los resultados obtenidos muestran que solo los ítems de *Narcicismo, Maquiavelismo, Apertura, Amabilidad, Impulsividad Total e Impulsividad No planeada* cumplen el supuesto de normalidad. Para todos los otros ítems, será necesario aplicar pruebas no paramétricas para realizar una comparación.

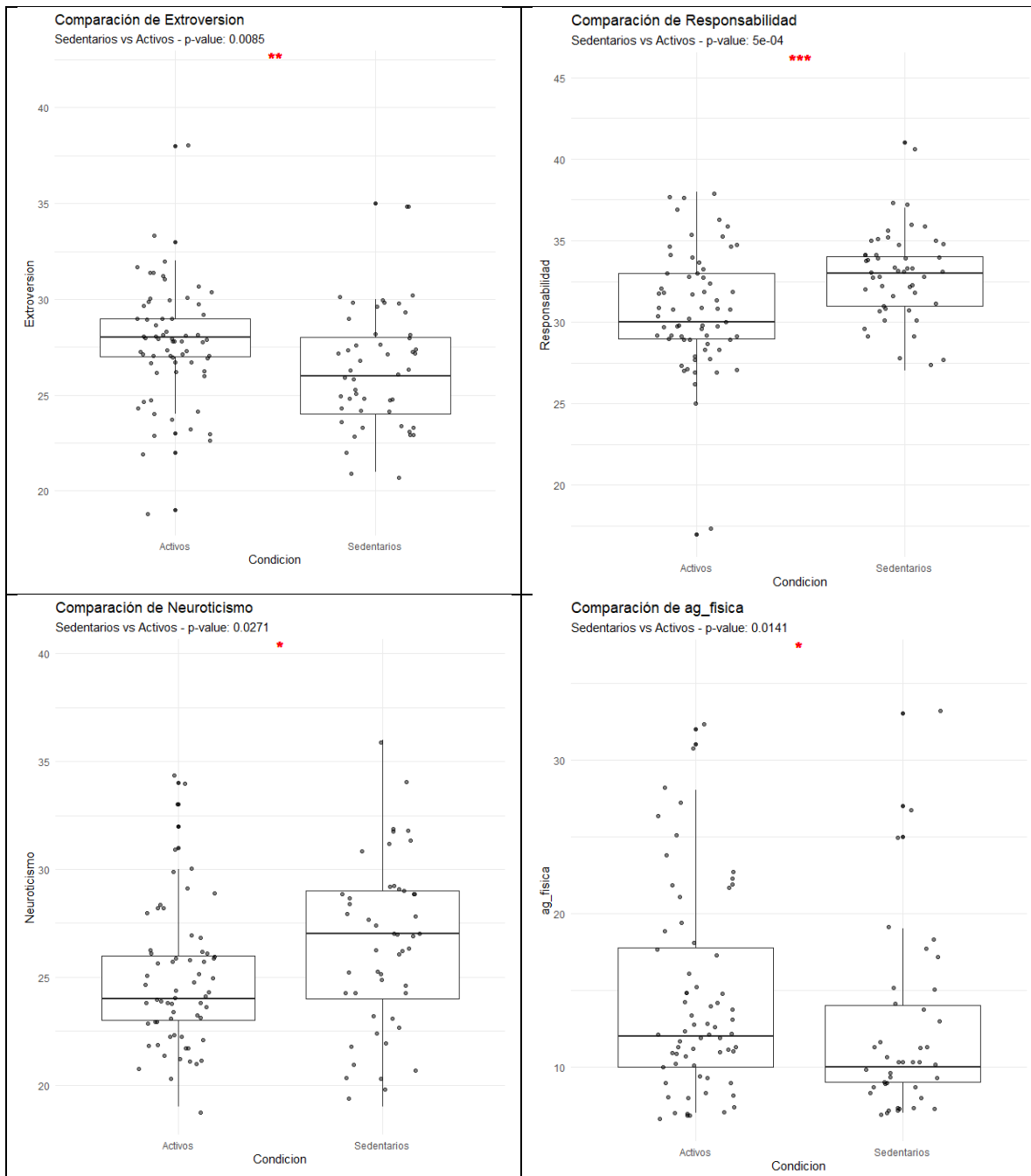
Se realizaron comparaciones entre poblaciones sedentaria y activa. Los resultados están en función de que para muestras normales se usó t-test y para no paramétricas el Wilcoxon Test.

**Tabla 4. Resultados de la comparación entre Sedentarios y Activos**

Comparison	Ítem	Test	Statistic	p_value	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	Extroversión	Mann-Whitney	2049.500	0.008	**
<i>Sedentarios vs Activos</i>	Amabilidad	t-test	-0.787	0.433	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	Responsabilidad	Mann-Whitney	985.500	0.000	***
<i>Sedentarios vs Activos</i>	Neuroticismo	Mann-Whitney	1207.500	0.027	*
<i>Sedentarios vs Activos</i>	Apertura	t-test	-1.393	0.166	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	Maquiavelismo	t-test	-0.104	0.917	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	Narcicismo	t-test	1.606	0.111	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	Psicopatía	Mann-Whitney	1705.500	0.519	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	autocontrol	Mann-Whitney	1539.000	0.084	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	Impulsividad	t-test	-1.146	0.255	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	Impulsividad_Cog	Mann-Whitney	1328.000	0.345	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	Impulsividad_Mot	Mann-Whitney	1385.500	0.552	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	Impulsividad_No_plan	t-test	-1.067	0.289	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	Agresividad	Mann-Whitney	1631.500	0.075	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	ag_fisica	Mann-Whitney	1735.000	0.014	*
<i>Sedentarios vs Activos</i>	ag_verbal	Mann-Whitney	1509.000	0.316	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	ira	Mann-Whitney	1551.000	0.204	
<i>Sedentarios vs Activos</i>	hostilidad	Mann-Whitney	1297.500	0.723	

De todos los ítems comparados, se observaron diferencias en 4 de ellos. Específicamente en Extroversión, Neuroticismo y en la subescala de Agresión Física quienes puntuaron más alto son los activos, mientras que en el ítem de Responsabilidad quienes marcaron significativamente más son los sedentarios (Fig. 3).

**Figura 3. Gráficos de diferencias psicométricas entre Sedentarios y Activos**



### Resultados Conductuales

Desde una perspectiva frecuentista, los indicadores más informativos del desempeño en la tarea del MSIT son el Tiempo de Reacción y la Precisión, separando por tipo de estímulo (congruente/incongruente) y totales.

## Reaction Time & Accuracy

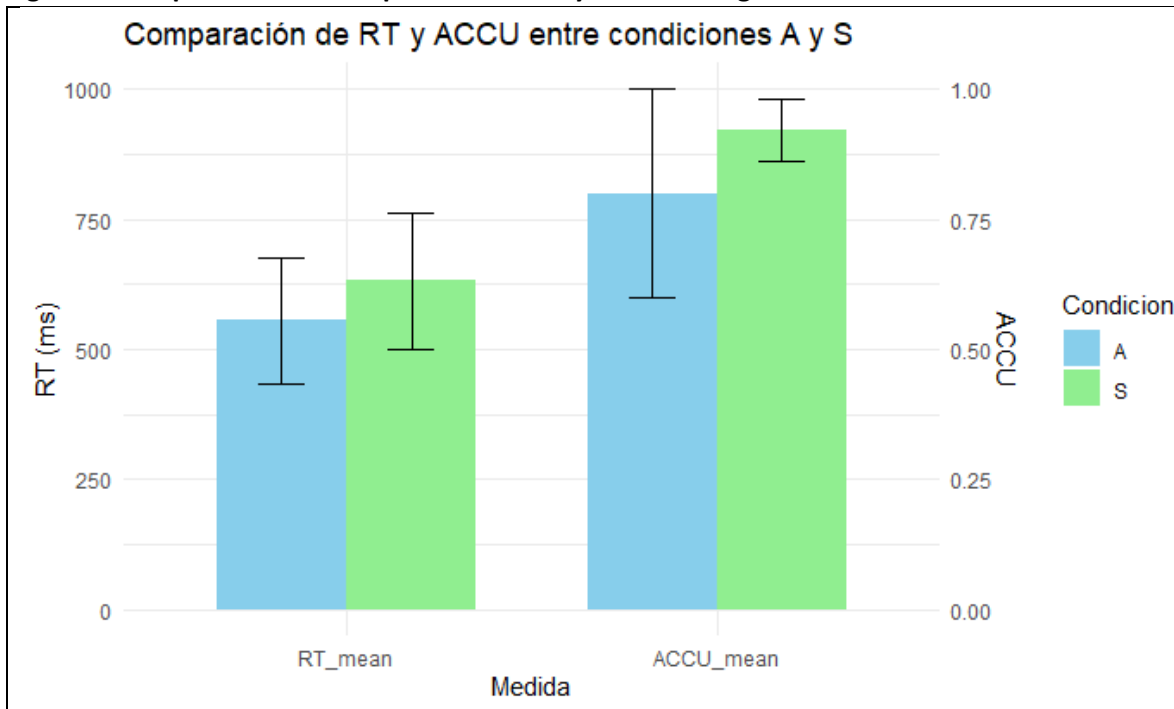
Se presenta el resumen de los datos para toda la muestra en cuanto a Reaction Time y Accuracy durante la ejecución de la tarea del MSIT.

**Tabla 5. Tiempo de reacción y Precisión en las respuestas según condición activo o sedentario**

Condicion	RT				ACCU			
	mean	std	min	max	mean	std	min	Max
A	554.87	122.18	353.92	820.70	0.80	0.20	0.44	1.00
S	631.67	131.74	441.98	986.16	0.92	0.06	0.73	0.99

El promedio en Reaction Time para la población activa es de 554.87ms y para la sedentaria de 631.67ms, lo que indica que en promedio los activos respondieron más rápido. Por otro lado, los sedentarios presentan un Accuracy del 92% mientras que los activos del 80%, por lo que los sedentarios presentan más respuestas correctas durante toda la tarea. Sin embargo, estas diferencias no son significativas.

**Figura 4. Comparación de Tiempo de Reacción y Precisión según condición Activa o Sedentaria**



En el gráfico, se observa que, aunque el grupo activo tiene una media inferior a los 600ms en responder y el grupo sedentario una media sobre los 600ms, esta diferencia no es estadísticamente significativa. Lo mismo sucede con el accuracy, que es mayor en los sedentarios.

Esto se mantiene cuando diferenciamos según carácter del estímulo, es decir, congruente:

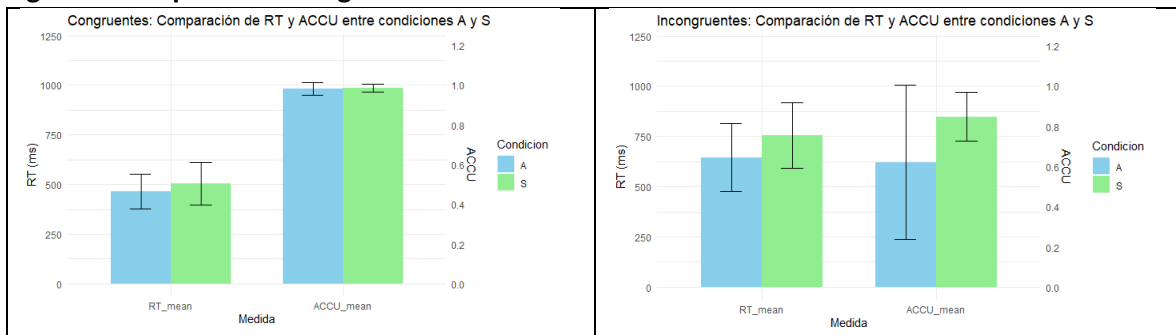
**Tabla 6. Tiempo de reacción y Precisión en estímulos congruentes**

Cond	rt_mean	rt_std	rt_min	rt_max	acu_mean	acu_std	acu_min	acu_max
A	466.190	86.890	353.912	704.169	0.983	0.032	0.833	1.000
S	506.369	107.491	442.358	852.114	0.985	0.019	0.946	1.000

**Tabla 7. Tiempo de reacción y Precisión en estímulos incongruentes**

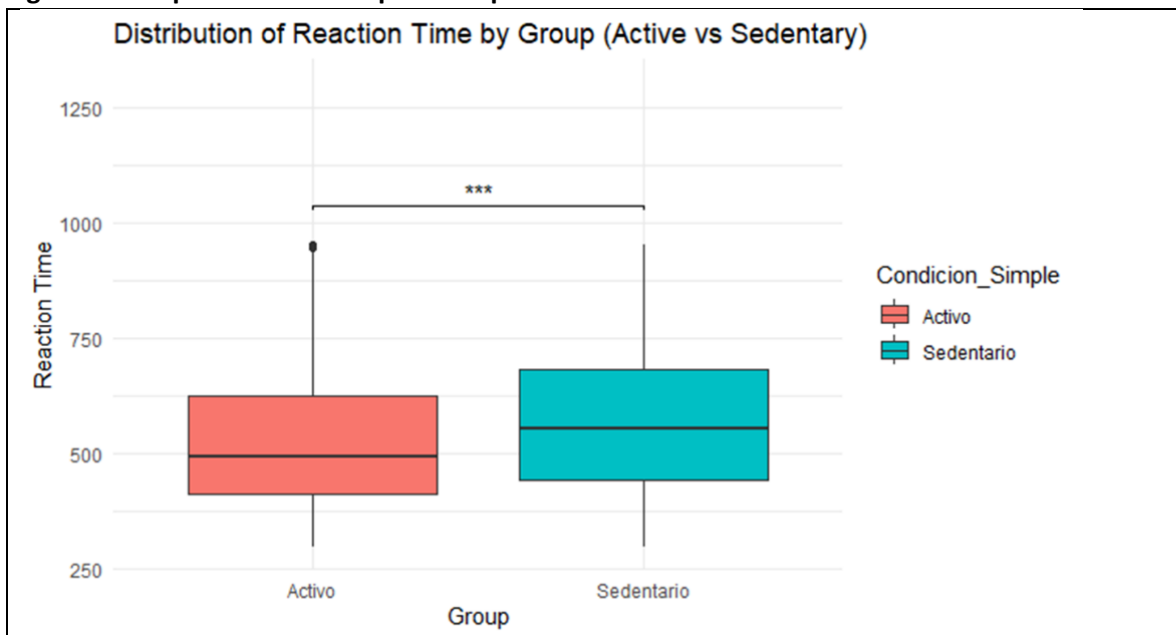
Cond	rt_mean	rt_std	rt_min	rt_max	acu_mean	acu_std	acu_min	acu_max
A	644.922	168.993	356.973	820.7	0.622	0.382	0.44	1.000
S	755.233	162.923	512.301	986.16	0.848	0.122	0.73	0.989

**Figura 5. Comparaciones según carácter del estímulo**



Al examinar los Reaction Time de todos los trials de la tarea, ( $\bar{x} = 190$  por sujeto), observamos diferencias significativas entre ambas poblaciones:

**Figura 6. Comparación de tiempo de respuesta considerando todos los trials**

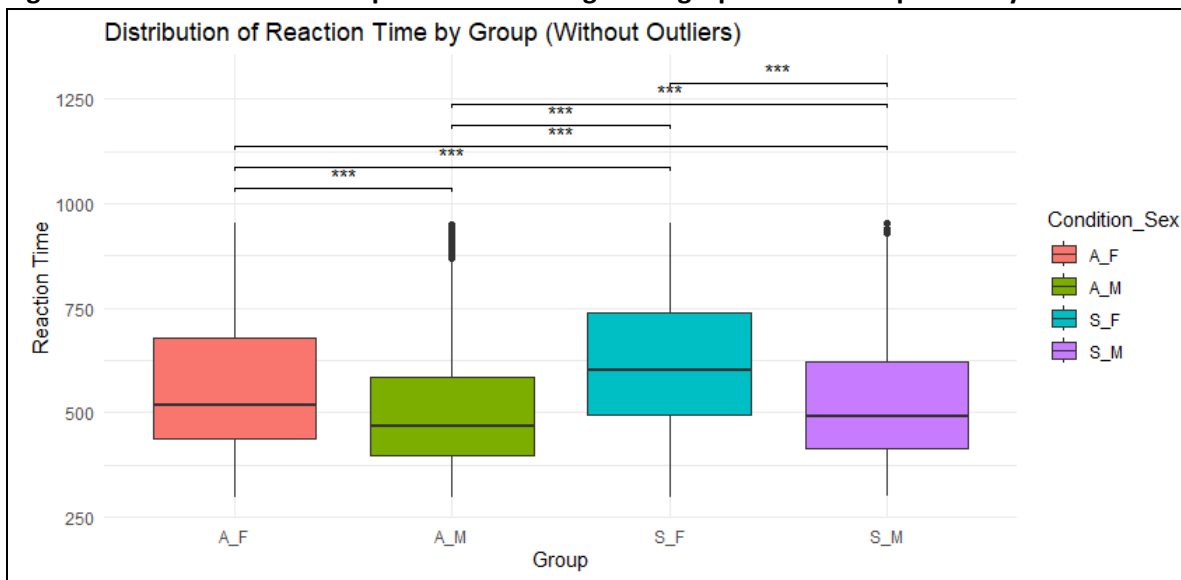


Ahora bien, a pesar de existir diferencias significativas, esto puede deberse a que las muestras son muy grandes, por lo que se calculó el tamaño del efecto mediante D de Cohen para estimar

realmente el efecto de la condición en el Reaction Time, dando un valor de  $D = -0.278$ , reflejando un tamaño de efecto pequeño.

Mismo ejercicio se repite al comparar diferentes subgrupos (A\_F: Activo Femenino, A\_M: Activo Masculino, S\_F: Sedentario Femenino, S\_M: Sedentario Masculino).

**Figura 7. Distribución del tiempo de reacción según subgrupo controlado por sexo y condición**



Según la comparación todos los grupos entre sí presentan diferencias significativas, pero cuando vemos el tamaño del efecto mediante  $D$  de Cohen, observamos que las comparaciones cuyo efecto medio son solo la del grupo sedentario femenino con el sedentario masculino y con el activo masculino.

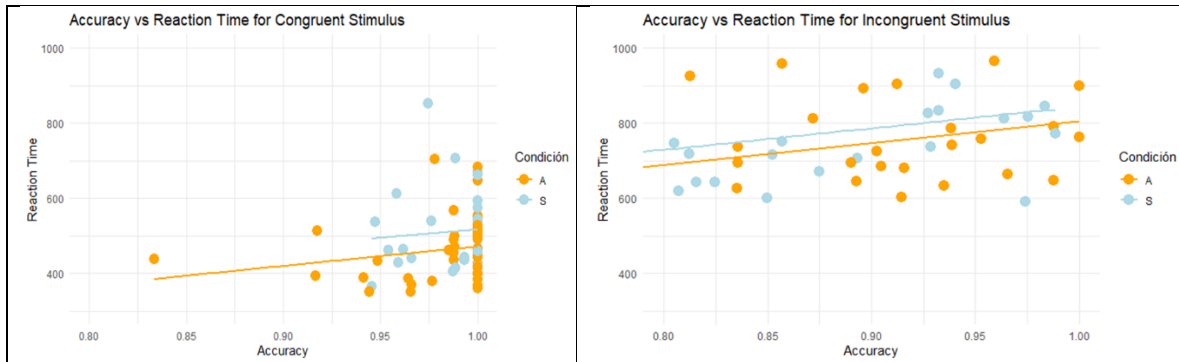
Al comparar el grupo SM VS SF y AM vs SF, obtenemos tamaño de efecto medio (-0.62) y (-0.79) respectivamente. Las otras comparaciones solo presentan efectos pequeños. SM vs AF (-0.23), AF vs AM (0.39), AF vs SF (-0.36) y SM vs AM tamaño efecto insignificante (-0.23). Esto sugiere interpretar con cautela posibles diferencias que a primera vista parezcan relevantes pero que son por otros factores como la gran cantidad de trials.

### Modelamiento de RT y Accuracy

Para examinar la relación entre el Reaction Time y Accuracy, se construyeron modelos lineales simples.

Primero examinamos el efecto del Accuracy y la Condición sobre el Reaction Time. El siguiente par de gráficos ubica en el eje Y el Reaction Time medido en milisegundos y en el eje X el nivel de Accuracy para cada Condición (Activo/Sedentario) y según la naturaleza del estímulo (Congruente/Incongruente).

**Figura 8. Relación entre Tiempo de Reacción y Precisión para carácter Congruente e Incongruente**



Al evaluar la diferencia de pendientes en la condición congruente mediante un modelo lineal simple, encontramos que no hay diferencias significativas entre la interacción de condición y accuracy sobre el reaction time:

**Tabla 8. Modelo lineal para explicar variación en tiempo de reacción en estímulos congruentes**

avg_rt ~ accuracy * Condición, data = congruent_data					
<b>Residuals:</b>	Min	1Q	Median	3Q	Max
	-127.88	-70.72	-23.15	42.09	346.18
<b>Coefficients:</b>	Estimate	Std.Error	tvalue	Pr(> t )	
	(Intercept)	-46.48	446.23	-0.104	0.917
	accuracy	518.79	453.75	1.143	0.257
	CondiciónS	126.16	1059.52	0.119	0.906
	accuracy:CondiciónS	-81.48	1075.53	-0.076	0.940
---					
Residual standard error: 95.04 on 67 degrees of freedom					
Multiple R-squared: 0.07812, Adjusted R-squared: 0.03685					
F-statistic: 1.893 on 3 and 67 DF, p-value: 0.1392					

En la condición incongruente, el siguiente modelo expresa que el accuracy tiene una relación directa con el reaction time, lo que quiere decir que cuando los participantes se enfrentan a los estímulos incongruentes, un aumento del accuracy está asociado con un aumento en el reaction time también.

Tabla 9. Modelo lineal para explicar variación en tiempo de reacción en estímulos incongruentes

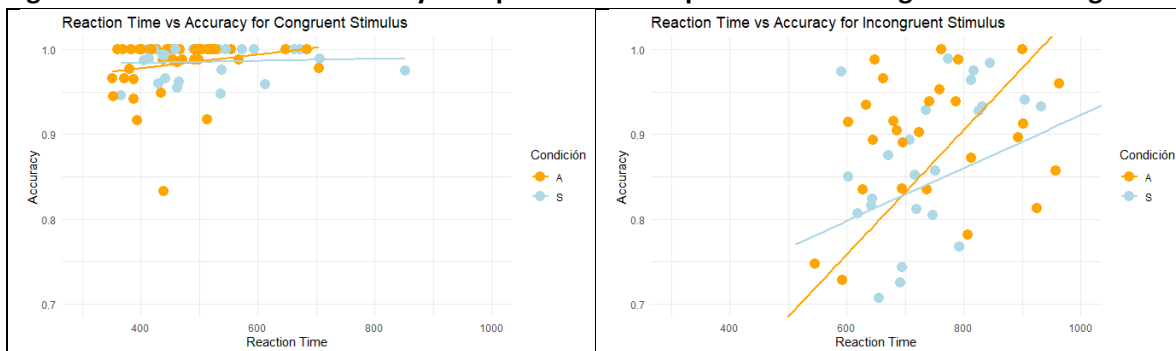
avg_rt ~ accuracy * Condición, data = incongruent_data					
<b>Residuals:</b>					
	Min	1Q	Median	3Q	Max
	-237.50	-76.00	-17.16	25.39	577.08
<b>Coefficients:</b>					
	Estimate	Std.Error	tvalue	Pr(> t )	
(Intercept)	224.86	127.81	1.759	0.08408	.
accuracy	581.04	149.10	3.897	0.000267	***
CondiciónS	49.67	219.53	0.226	0.821830	
accuracy:CondiciónS	-12.37	256.55	-0.048	0.961713	

---  
 Signif. codes: 0 '\*\*\*' 0.001 '\*\*' 0.01 '\*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1  
 Residual standard error: 131 on 55 degrees of freedom  
 Multiple R-squared: 0.3046, Adjusted R-squared: 0.2666  
 F-statistic: 8.03 on 3 and 55 DF, p-value: 0.0001578

De todos modos, en ambos casos, ni la condición por sí sola ni su interacción con el accuracy pareciera ser un elemento predictivo del Reaction Time.

Ahora evaluamos el efecto de Reaction Time y la Condición sobre el Accuracy:

Figura 9. Relación entre Precisión y Tiempo de Reacción para carácter Congruente e Incongruente



El modelo simple, muestra que ninguna de estas variables (Reaction Time, Condición y su interacción) tiene un impacto significativo sobre el cambio en Accuracy en los estímulos congruentes.

**Tabla 10. Modelo lineal para explicar variación en precisión en estímulos congruentes**

accuracy ~ avg_rt * Condición, data = congruent_data)					
<b>Residuals:</b>					
	Min	1Q	Median	3Q	Max
	-0.147579	-0.008899	0.009766	0.015354	0.025398
<b>Coefficients:</b>					
	Estimate	Std. Error	tvalue	Pr(> t )	
(Intercept)	9.455e-01	2.455e-02	38.511	<2e-16	***
avg_rt	8.066e-05	5.219e-05	1.546	0.127	
CondiciónS	3.348e-02	3.500e-02	0.957	0.342	
avg_rt:CondiciónS	-6.832e-05	7.075e-05	-0.966	0.338	
---					
Signif. codes: 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1					
Residual standard error: 0.02772 on 67 degrees of freedom					
Multiple R-squared: 0.03712, Adjusted R-squared: -0.005994					
F-statistic: 0.861 on 3 and 67 DF, p-value: 0.4658					

Ahora cuando replicamos el ejercicio para los estímulos incongruentes, el modelo simple nos arroja que el tiempo de respuesta es muy significativo para el accuracy, lo que indica que para obtener una mayor precisión, hay que tomarse más tiempo. La interacción entre la condición y el reaction time también tiene un efecto significativo al 0.05 sobre el accuracy, lo que indica que la combinación de ambas tiene un efecto sobre el nivel de precisión en la tarea.

**Tabla 11. Modelo lineal para explicar variación en precisión en estímulos incongruentes**

accuracy ~ avg_rt * Condición, data = incongruent_data)					
<b>Residuals:</b>					
	Min	1Q	Median	3Q	Max
	-0.26072	-0.07249	0.02158	0.08039	0.19345
<b>Coefficients:</b>					
	Estimate	Std.Error	tvalue	Pr(> t )	
(Intercept)	0.3194916	0.1098970	2.907	0.00525	**
avg_rt	0.0007321	0.0001509	4.851	1.05E-05	***
CondiciónS	0.2918075	0.1538374	1.897	0.0631	.
avg_rt:CondiciónS	-0.0004208	0.0002054	-2.049	0.04526	*
---					
Signif. codes: 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1					
Residual standard error: 0.1181 on 55 degrees of freedom					
Multiple R-squared: 0.3417, Adjusted R-squared: 0.3057					
F-statistic: 9.514 on 3 and 55 DF, p-value: 3.684e-05					

Estos resultados indican que el accuracy en la versión incongruente de la tarea MSIT podría depender de varios factores, entre los que se encuentra el Reaction Time y la condición (Activo/Sedentario).

Se presenta a continuación una aproximación bayesiana a estos datos de tal modo de poder integrar dentro de nuevos parámetros, esta interacción entre Reaction Time y Accuracy, que se entiende que son parte de un mismo proceso cognitivo subyacente.

### Modelamiento Bayesiano a través de Drift Diffusion Model

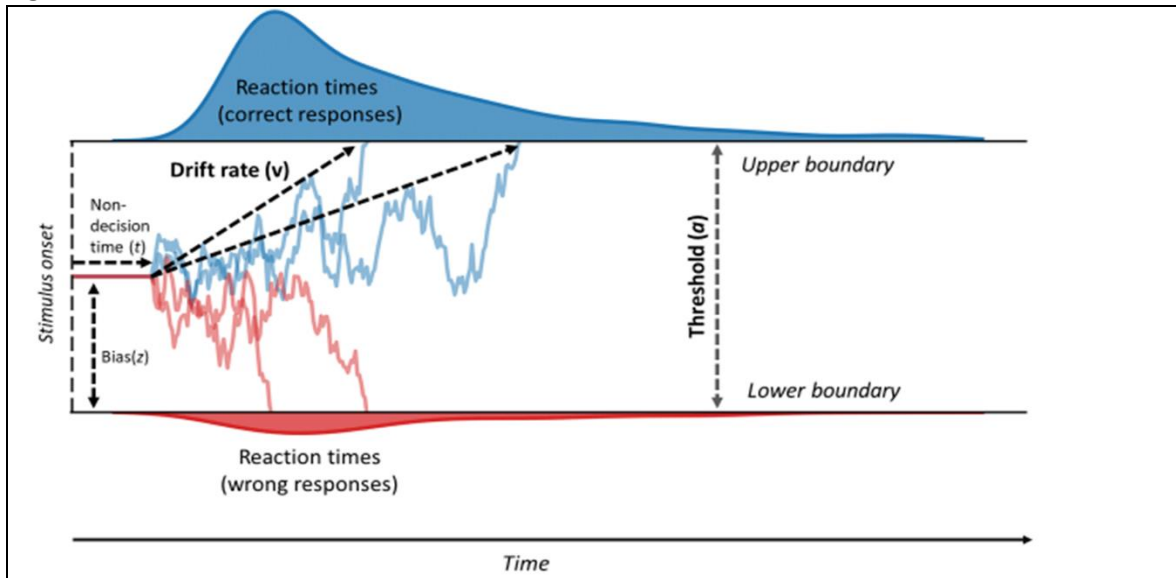
El modelamiento bayesiano detallado en la sección “Métodos”, permite aproximarse a conocer cómo el cerebro procesa información y actualiza creencias previas en función de nueva evidencia sensorial (Friston, 2012; Knill & Pouget, 2004). En ese sentido, el cerebro se comprende como un sistema predictivo, que ajusta continuamente sus expectativas sobre el mundo mediante un proceso de inferencia probabilística (Friston, 2010).

Una de las aplicaciones de este enfoque a los procesos de toma de decisión para estudiar correlatos neurales, es el Drift Diffusion Model, que se basa en la idea de que las decisiones se forman gradualmente a medida que la evidencia a favor de una u otra opción se acumula con el tiempo, hasta que se alcanza un umbral que determina la elección final (Ratcliff & McKoon, 2008). Dentro de las virtudes de este modelo, está que permite modelar tanto el tiempo de reacción como la precisión en las decisiones a través de parámetros que las condensan. Por ejemplo, parámetros como la tasa de deriva, la barrera de decisión, el tiempo de no respuesta y el sesgo a priori ayudan

a comprender el comportamiento observado en tareas experimentales como el MSIT (Wiecki et al., 2013).

De este modo, la figura a continuación muestra la interacción de esos parámetros:

**Figura 10. Parámetros del Modelo de Difusión**



Una vez recibido el estímulo, existe el Non-decision time ( $T_a$ ), que corresponde al tiempo de procesamiento visual del estímulo e incluye la respuesta motora. También existe un sesgo ( $z$ ), que para este análisis ha sido fijado en 0.5. Luego hay dos parámetros importantes: el Drift Rate (Drift), que es la velocidad con la que acumulo evidencia para tomar mi decisión; y el Boundary (Barrera) que representa la cantidad de evidencia o el umbral donde el sujeto está listo para tomar la decisión.

De esta forma, el modelo queda formalizado así:

$$Wrt[ii] \sim dwienerBarrera[idSub[ii]] + BarreraB4[idSub[ii]] \times est[ii], Ta[idSub[ii]], 0.5, Driff[idSub[ii]] + DriffB4[idSub[ii]] \times est[ii]$$

Donde:

$Wrt[ii]$  representa el tiempo de reacción observado para el sujeto  $[ii]$

$Barrera[idSub[ii]]$  es la separación de barreras, un parámetro que refleja la cantidad de evidencia requerida antes de tomar una decisión.

$Driff[idSub[ii]]$  es la tasa de deriva, que indica la velocidad a la que se acumula evidencia hacia una decisión.

$Ta[idSub[ii]]$  es el tiempo no decisional, que incluye procesos como la percepción y la ejecución motora.

$est[i]$  es una variable de estímulo que modula los parámetros del modelo en función de la naturaleza del estímulo (congruente/incongruente).

A cada uno de los parámetros se le añaden covariables para ver su efecto sobre el Wrt. Las covariables para controlar y ver efecto son las siguientes:

- MuDriffb1: Sexo [0 = Hombre; 1 = Mujer]
- MuDriffb2: Condición [0 = Activo; 1 = Sedentario]
- MuDriffb3: Interacción Sexo\*Condición
- MuDriffb4: Estímulo [0 = Congruente; 1 = Incongruente]
- Mubarrerab1: Sexo [0 = Hombre; 1 = Mujer]
- mubarrerab2: Condición [0 = Activo; 1 = Sedentario]
- mubarrerab3: Interacción Sexo\*Condición
- mubarrerab4: Estímulo [0 = Congruente; 1 = Incongruente]

El resultado del modelo se presenta a continuación:

**Tabla 12. Resultados modelo de difusión**

Parameter	Lower95	Median	Upper95	Mean	SD	MCerr	MC%ofSD	Sseff	AC.200	psrf
muDriftb0	4.29	4.77	5.26	4.78	0.25	0.012	4.8	442	0.466	1.0071
muDriftb1	-1.47	-0.73	-0.01	-0.73	0.37	0.020	5.3	361	0.584	1.0098
muDriftb2	-0.62	0.09	0.89	0.81	0.38	0.020	5.3	346	0.609	1.0121
muDriftb3	-0.96	0.46	1.90	0.46	0.72	0.041	5.6	314	0.594	1.0057
muDriftb4	-4.26	-3.66	-3.07	-3.66	0.31	0.003	0.8	14195	-0.007	1
muBoundb0	1.36	1.57	1.80	1.58	0.11	0.005	4.7	460	0.475	1.012
muBoundb1	-0.27	0.07	0.37	0.07	0.16	0.009	5.8	302	0.650	1.0138
muBoundb2	0.10	0.48	0.87	0.48	0.20	0.010	4.8	428	0.478	1.0082
muBoundb3	-1.20	-0.49	0.16	-0.49	0.34	0.023	6.7	223	0.691	1.0202
muBoundb4	0.12	0.25	0.39	0.25	0.07	0.006	9	12952	0.004	1

Para interpretar el modelo, se debe observar en primer lugar la columna psrf, que muestra el factor de reducción de escala potencial (o Gelman-Rubin diagnostic). Un valor menor a 1.1 indica buena convergencia de las cadenas de markov. En este caso, todos los valores de psrf son inferiores de ese umbral, lo que sugiere una buena convergencia del modelo.

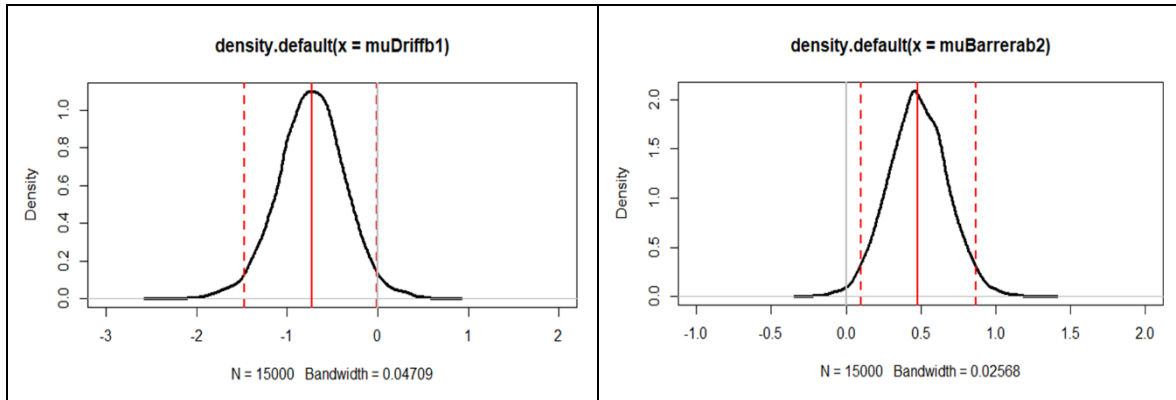
Luego, tenemos dos parámetros asociados a covariable que parecieran ser relevantes. Esto se infiere visualmente mirando las columnas Lower95 y Upper95, para ver que el rango de valores es diferente de cero, lo que se interpretaría como “significativo” dentro de la estadística bayesiana.

En el caso de  $muDriffb1$ , ese parámetro se asocia a la tasa de deriva, por lo que indica que la velocidad de acumulación de evidencia presenta diferencias según el sexo (b1). Como su valor es negativo, y las mujeres tomaban el valor de 1, entonces ser hombre tendería a una acumulación de evidencia más rápida en la tarea del MSIT en comparación con las mujeres.

Para el caso de *muBarrerab2*, ese parámetro se asocia al umbral de la decisión, es decir cuando ya la cantidad de evidencia acumulada es suficiente y se toma la decisión. En este caso, existiría una diferencia respecto de la covariable asociada al parámetro, que es la condición. Por tanto, como los Sedentarios toman el valor de 1, se interpreta que la cantidad de evidencia que requieren para tomar la decisión es más en comparación con los sujetos activos.

Observamos acá la distribución de los parámetros para demostrar que son distintos de cero.

**Figura 11. Parámetros Drift\*Sexo y Boundary\*Condición son distintos de cero en su distribución.**



Con estos resultados globales, se procedió a extraer un valor por sujeto asociado a estas medidas, obteniendo dos nuevos vectores de largo 71 (N total sujetos) con valores asociados tanto a la velocidad de procesamiento como a la cantidad de información necesaria para decidir. Esto se hizo a partir de las siguientes fórmulas:

$$BarreraS = Barrerab0[S] + Barrerab1[S] \times Sexo[S] + Barrerab2[S] \times Condicion[S] + Barrerab3[S] \times Sexo[S] \times Condicion[S]$$

$$Driff[S] = Driffb0[S] + Driffb1[S] \times Sexo[S] + Driffb2[S] \times Condicion[S] + Driffb3[S] \times Sexo[S] \times Condicion[S]$$

Estas nuevas columnas serán utilizadas más adelante como regresores en los análisis de grosor cortical y actividad cerebral funcional.

## Análisis Estructural

### Tractografías

El análisis mediante Tensor de Difusión (DTI) permite mapear la difusión de moléculas de agua en el tejido cerebral proporcionando información sobre la microestructura de la materia blanca. Luego de modelar estas características y extraer la métrica de anisotropía fraccionaria (FA), que indica el grado de direccionalidad de la difusión del agua en los tractos de la materia blanca, se ha procedido

a la comparación de grupos, entendiendo que una FA alta sugiere integridad estructural de los tractos, mientras que una FA baja podría indicar daño o alteraciones en la conectividad.

La comparación de Activos vs Sedentarios mediante la medida de Anisotropía Fraccionaria arrojó diferencias en los siguientes fascículos cerebrales:

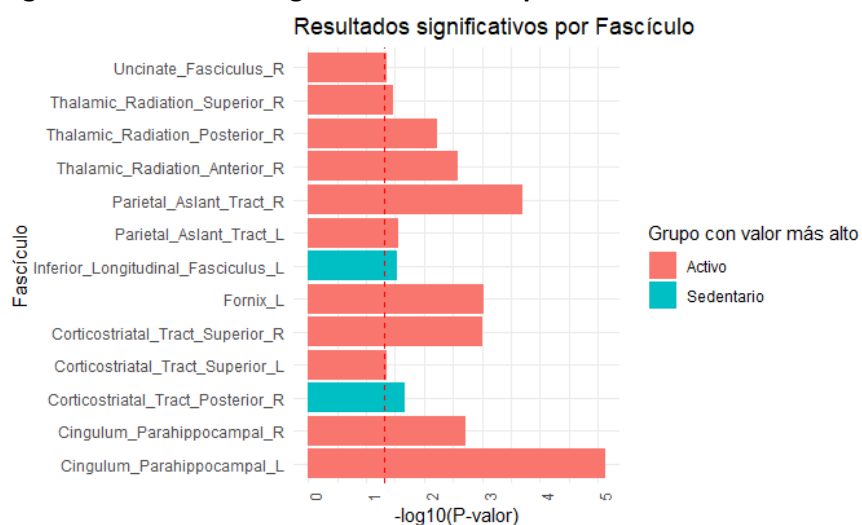
**Tabla 13. Diferencias significativas en Anisotropía Fraccionaria en fascículos entre Sedentarios y Activos**

Fascicle	Test	Statistic	P_value		Higher_Group
<i>Inferior_Longitudinal_Fasciculus_L</i>	Mann-Whitney U	357	0.02918	*	Sedentario
<i>Corticostriatal_Tract_Posterior_R</i>	Mann-Whitney U	332	0.02147	*	Sedentario
<i>Uncinate_Fasciculus_R</i>	T-test	2.07514949	0.04401	*	Activo
<i>Cingulum_Parahippocampal_L</i>	T-test	4.900599336	0.00001	***	Activo
<i>Cingulum_Parahippocampal_R</i>	T-test	3.257926937	0.00188	**	Activo
<i>Parietal_Aslant_Tract_L</i>	Mann-Whitney U	695	0.02726	*	Activo
<i>Parietal_Aslant_Tract_R</i>	Mann-Whitney U	805	0.00019	***	Activo
<i>Corticostriatal_Tract_Superior_L</i>	Mann-Whitney U	681	0.04381	*	Activo
<i>Corticostriatal_Tract_Superior_R</i>	Mann-Whitney U	775	0.00097	***	Activo
<i>Thalamic_Radiation_Anterior_R</i>	T-test	3.172565758	0.00258	***	Activo
<i>Thalamic_Radiation_Posterior_R</i>	Mann-Whitney U	738	0.00587	***	Activo
<i>Thalamic_Radiation_Superior_R</i>	T-test	2.188779798	0.03445	*	Activo
<i>Fornix_L</i>	T-test	3.512940149	0.00092	***	Activo

Del total de fascículos analizados (54), 2 presentaron anisotropía fraccionaria mayor en sedentarios y 11 fueron mayor en activos.

En el gráfico se puede visualizar aquellos fascículos donde hubo diferencias estadísticamente significativas y qué grupo presenta una mayor robustez en cada tracto.

**Figura 12. Diferencias significativas en comparación de fascículos.**



## Comparación Volumétrica

A partir del procesamiento de FreeSurfer, se realizó una comparación mediante ANOVA, controlando por sexo y comparando los sujetos activos (A) con los sedentarios (S) en términos de los volúmenes hipocampales normalizados. Los resultados muestran los valores de F-estadística y los valores p correspondientes para cada medida de volumen normalizado. Todas las diferencias corresponden a mayor volumen en el grupo de Activos:

**Tabla 14. Subcampos con mayor volumen en población activa**

Hippocampus Structure	F-Statistic	p-value	
<i>molecular_layer_HP-body_Lh:</i>	7.26	0.0089	**
<i>CA3-body_Lh:</i>	7.11	0.0096	**
<i>GC-ML-DG-head_Lh:</i>	5.28	0.0247	*
<i>CA4-head_Lh:</i>	8.24	0.0055	**
<i>CA3-head_Lh:</i>	8.35	0.0052	**
<i>GC-ML-DG-body_Lh:</i>	5	0.0287	*
<i>CA4-body_Lh:</i>	5.63	0.0205	*

Estos resultados indican diferencias estadísticamente significativas en varias regiones del hipocampo entre los sujetos activos y sedentarios, particularmente en el hemisferio izquierdo (Lh).

Complementariamente, basado en estos mismos datos, se realizó un análisis hipocampal de forma, el que arrojó los siguientes resultados:

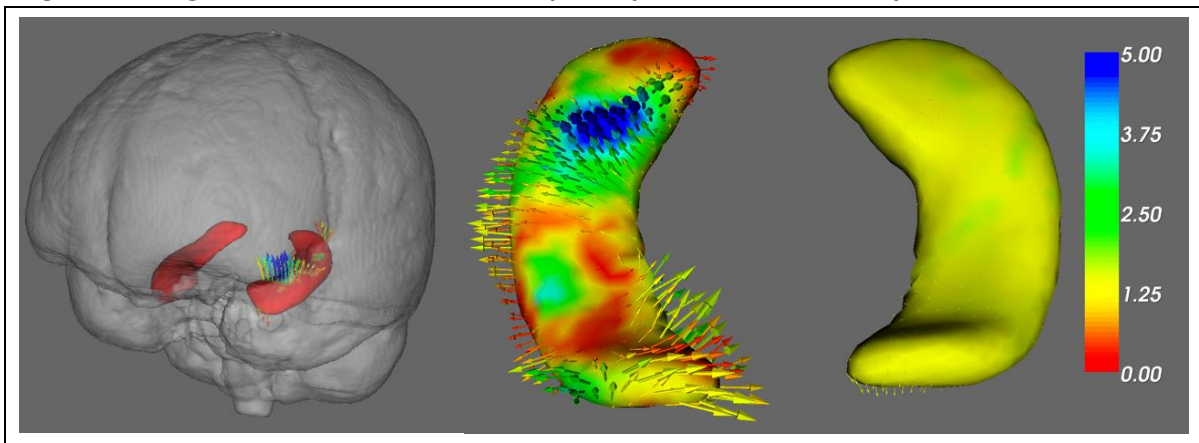
**Tabla 15. Diferencias de forma en el hipocampo y subcampos del hipocampo**

Structure	p_value		r Rank BiSerial	Cohen_d	Effect Size
<i>CA1-body_Lh</i>	0.046	*	0.282	0.589	Medium effect
<i>molecular_layer_HP-head_Lh</i>	0.044	*	0.286	0.596	Medium effect
<i>molecular_layer_HP-body_Lh</i>	0.007	**	0.384	0.831	Large effect
<i>GC-ML-DG-head_Lh</i>	0.016	*	0.341	0.724	Medium effect
<i>CA3-body_Lh</i>	0.01	*	0.364	0.781	Medium effect
<i>GC-ML-DG-body_Lh</i>	0.018	*	0.334	0.708	Medium effect
<i>CA4-head_Lh</i>	0.004	**	0.41	0.9	Large effect
<i>CA4-body_Lh</i>	0.018	*	0.336	0.712	Medium effect
<i>CA3-head_Lh</i>	0.003	**	0.427	0.944	Large effect
<i>Whole_hippocampal_body_Lh</i>	0.023	*	0.322	0.681	Medium effect
<i>Whole_hippocampal_head_Lh</i>	0.04	*	0.291	0.608	Medium effect
<i>Whole_hippocampus_Lh</i>	0.038	*	0.294	0.615	Medium effect

Se aprecia que todas las estructuras involucradas en diferencias significativas de forma se ubican en el hemisferio izquierdo del cerebro, teniendo la condición (Activo/Sedentario), un efecto grande sobre CA4-head, CA3-head y Molecular\_layer\_HP-body.

Se presentan a continuación gráficos que ilustran estas diferencias de forma:

**Figura 13. Magnitud de las diferencias en hipocampo entre sedentarios y activos**



Las imágenes condensan las formas hipocampales de los 71 participantes y luego se realiza el contraste entre Activos y Sedentarios. En la imagen de la izquierda, se observa que las diferencias de forma solo se concentran en el hemisferio izquierdo. La escala de la derecha está en puntaje Z y representa la magnitud de las diferencias respecto al promedio, expresada en unidades de desviación estándar. En la de la figura de la derecha se observan ambos hipocampos promediados en forma a nivel de grupo, por tanto, el color celeste en menor medida, pero sobre todo el azul, indicarían diferencias más pronunciadas entre grupos.

Se realizó esta misma comparación en las estructuras del Tálamo, pero al normalizar los datos según tamaño total de la estructura, no hubo diferencias significativas entre los grupos, al igual que al comparar volumen de la amígdala.

#### Grosor Cortical

Tras obtener las medidas de grosor cortical mediante Freesurfer 7.4.1, se combinaron estas medidas con los regresores propios del estudio (Condición: Activo/Sedentario; Sexo para controlar) y con las medidas extraídas del análisis bayesiano (Drift y Boundary).

De esta forma, el modelo quedó expresado así:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \beta_3 X_3$$

Donde:

Y = Grosor Cortical

B<sub>0</sub> = Intercepto

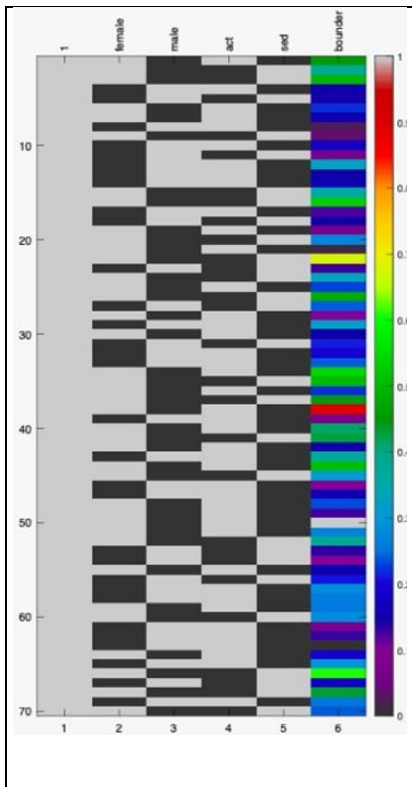
B<sub>1</sub>X<sub>1</sub> = Sexo

B<sub>2</sub>X<sub>2</sub> = Condición

B<sub>3</sub>X<sub>3</sub> = Boundary

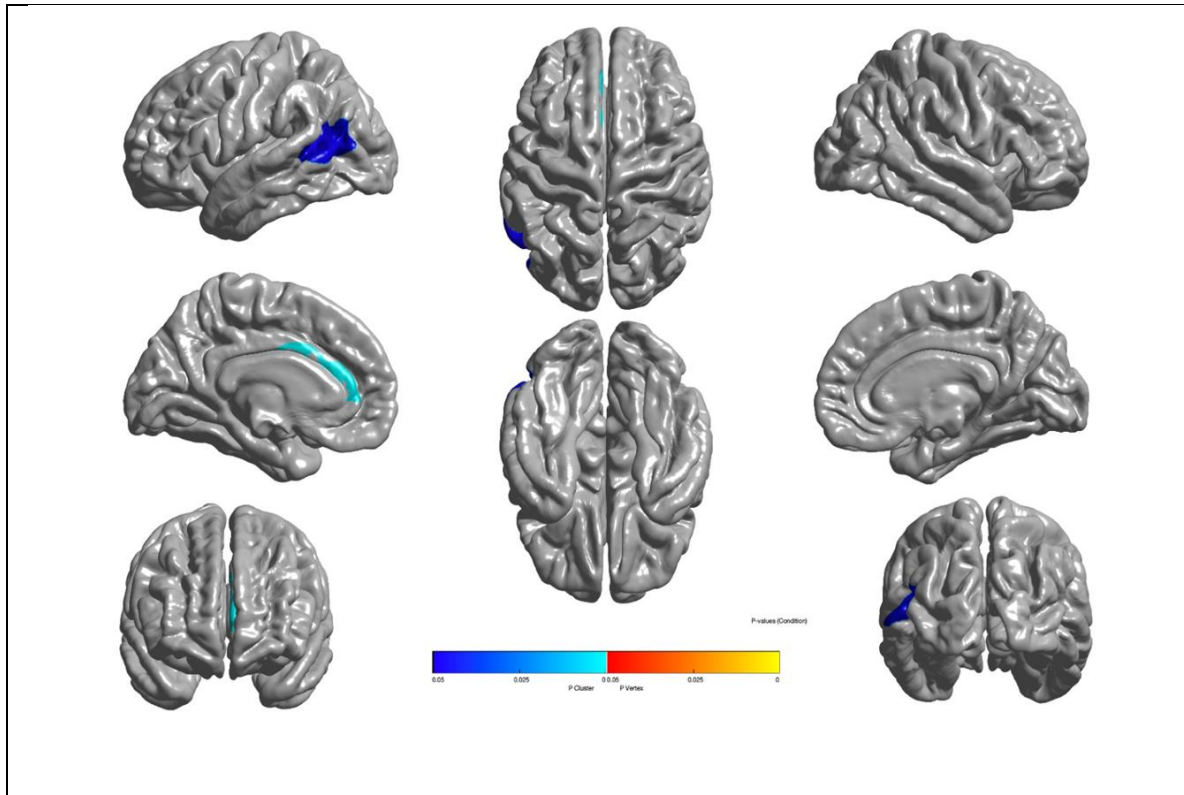
Las variables que toman valores de 0 y 1 son Sexo [Femenino, Masculino] y Condición [Activo, Sedentario]. El Boundary es una variable continua.

**Figura 14. Diseño del Modelo de grosor cortical**



La imagen muestra en color las áreas que resultan significativamente diferente en cuanto a grosor cortical entre poblaciones.

**Figura 15. Resultados de análisis de modelo de grosor cortical**



Se observa una diferencia en grosor cortical en 2 áreas. En azul el lóbulo temporal posterior, en la intersección de las áreas 39, 22, 37 y 19 de Brodmann; y en celeste parte de la corteza cingulada anterior. Estos resultados dicen que a medida que el Boundary aumenta (medida asociada al umbral de la decisión), disminuye el grosor cortical en esas áreas, por lo que población sedentaria (con mayor boundary), presentaría un menor grosor cortical en esas áreas, a diferencia de la población activa (menor boundary), que presentaría un grosor cortical mayor en esas regiones.

### Análisis Funcional

La tarea del MSIT puede subdividirse según las respuestas de los sujetos. De esta forma se facilita acceder al proceso neurobiológico y cognitivo subyacente expresado en la respectiva actividad cerebral.

En ese sentido, se analizó la conducta individual (first level) separando de la siguiente forma:

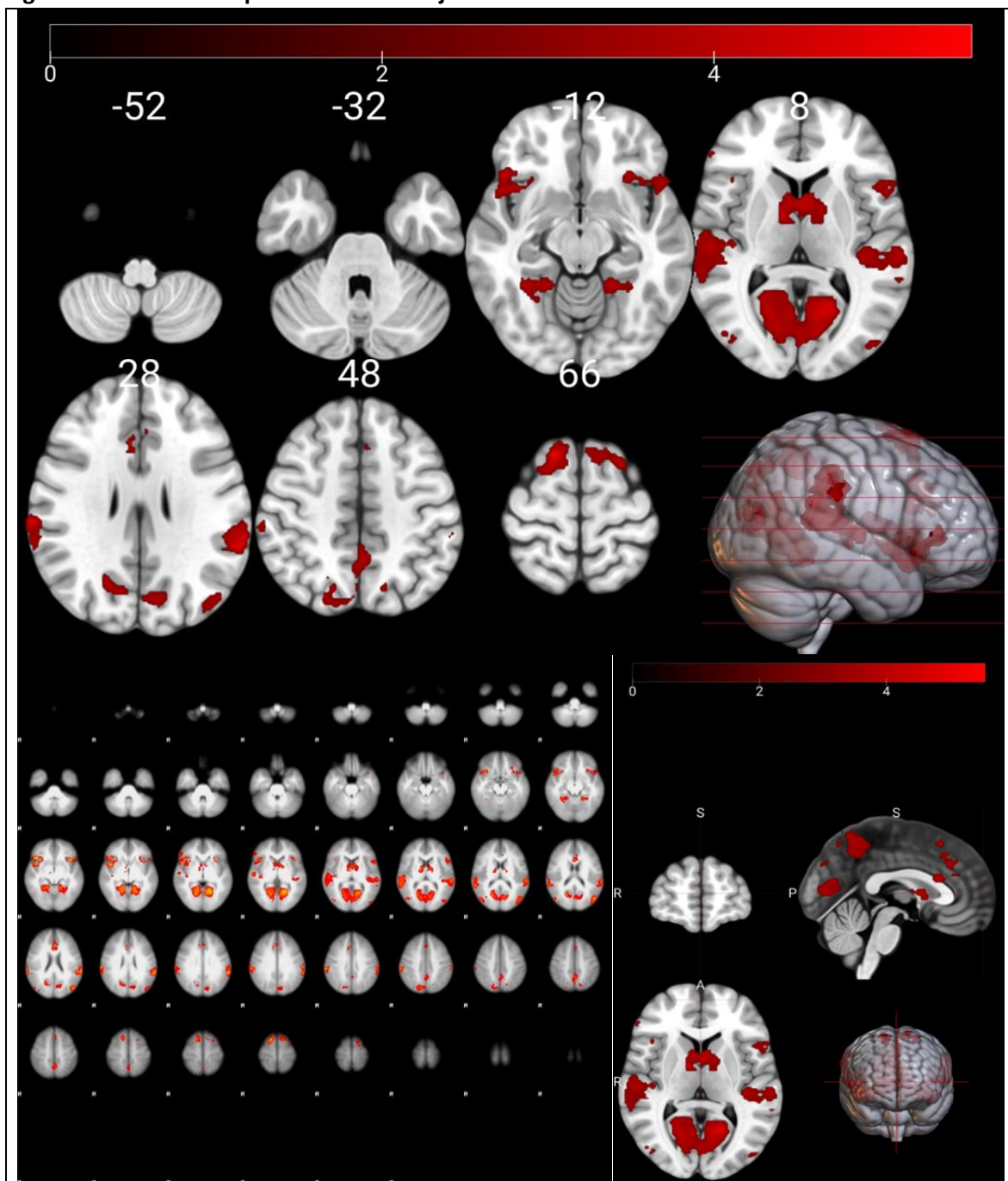
- Respuestas **correctas** condición **congruente**
- Respuestas **incorrectas** condición **congruente**
- Respuestas **correctas** condición **incongruente**
- Respuestas **incorrectas** condición **incongruente**

De este modo, es posible generar contrastes de interés. Según la literatura asociada al MSIT (Bush, 2006), el contraste que muestra el “efecto MSIT” es la sustracción:

**Respuestas correctas condición incongruente > Respuestas correctas condición congruente**

Se presentan los resultados de la actividad promedio de los 71 sujetos para este contraste

**Figura 16. Efecto MSIT promedio en 71 sujetos**



Dentro de las regiones con mayor actividad BOLD, se identificaron los siguientes cluster:

**Tabla 16. Clúster con actividad significativa Efecto MSIT**

Cluster Index	Voxels	P	-log10(P)	Z-MAX	Z-MAX X (mm)	Z-MAX Y (mm)	Z-MAX Z (mm)
12	3823	5.85E-20	19.2	5.11	-18	-58	4
11	1301	1.66E-09	8.78	4.96	66	-40	24
10	1232	3.76E-09	8.42	5.2	-62	-38	32
9	930	1.79E-07	6.75	5.67	46	24	-8
8	664	6.50E-06	5.19	3.94	-16	-68	46
7	644	8.76E-06	5.06	4.93	10	-2	8
6	547	3.83E-05	4.42	5.28	40	20	-6
5	409	0.00037	3.43	4.69	-48	-74	20
4	393	0.00049	3.31	5.09	8	22	36
3	271	0.00465	2.33	5.59	16	16	66
2	202	0.0193	1.71	4.18	-24	12	66
1	188	0.0262	1.58	4.66	46	-76	14

Según las coordenadas entregadas luego del análisis, es posible aproximarse a identificar de qué áreas se trata. Se presenta a continuación una descripción de estas regiones según las coordenadas basadas en el atlas cerebral MNI (Montreal Neurological Institute) (Evans., A, Collins, D. & Milner, B., 1992).

**Tabla 17. Estructuras y funciones activadas**

Coordenadas	Nombre de la Estructura	Función
[-18, -58, 4]	Giro lingual izquierdo	Procesamiento visual básico
[66, -40, 24]	Corteza temporal media derecha	Memoria semántica y auditiva
[-62, -38, 32]	Corteza parietal inferior izquierda	Atención e integración espacial
[46, 24, -8]	Corteza orbitofrontal lateral derecha	Regulación emocional y decisiones
[-16, -68, 46]	Precuneo izquierdo	Atención y memoria episódica
[10, -2, 8]	Núcleo caudado derecho	Control motor y aprendizaje
[-40, 20, -6]	Giro frontal inferior izquierdo	Producción del lenguaje
[-48, -74, 20]	Giro fusiforme izquierdo	Reconocimiento facial y objetos
[8, 22, 36]	Corteza prefrontal dorsomedial derecha	Toma de decisiones sociales
[16, 16, 66]	Corteza motora primaria derecha	Movimiento voluntario
[-24, 12, 66]	Corteza motora primaria izquierda	Movimiento voluntario

Posteriormente, se llevó a cabo un modelamiento de la actividad cerebral a partir de las variables de interés de este estudio y de las generadas en el modelamiento bayesiano. De esta forma el modelo funcional quedó expresado así:

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \beta_3 X_3$$

Donde:

$Y$  = Actividad Cerebral Bold

$B_0$  = Intercepto

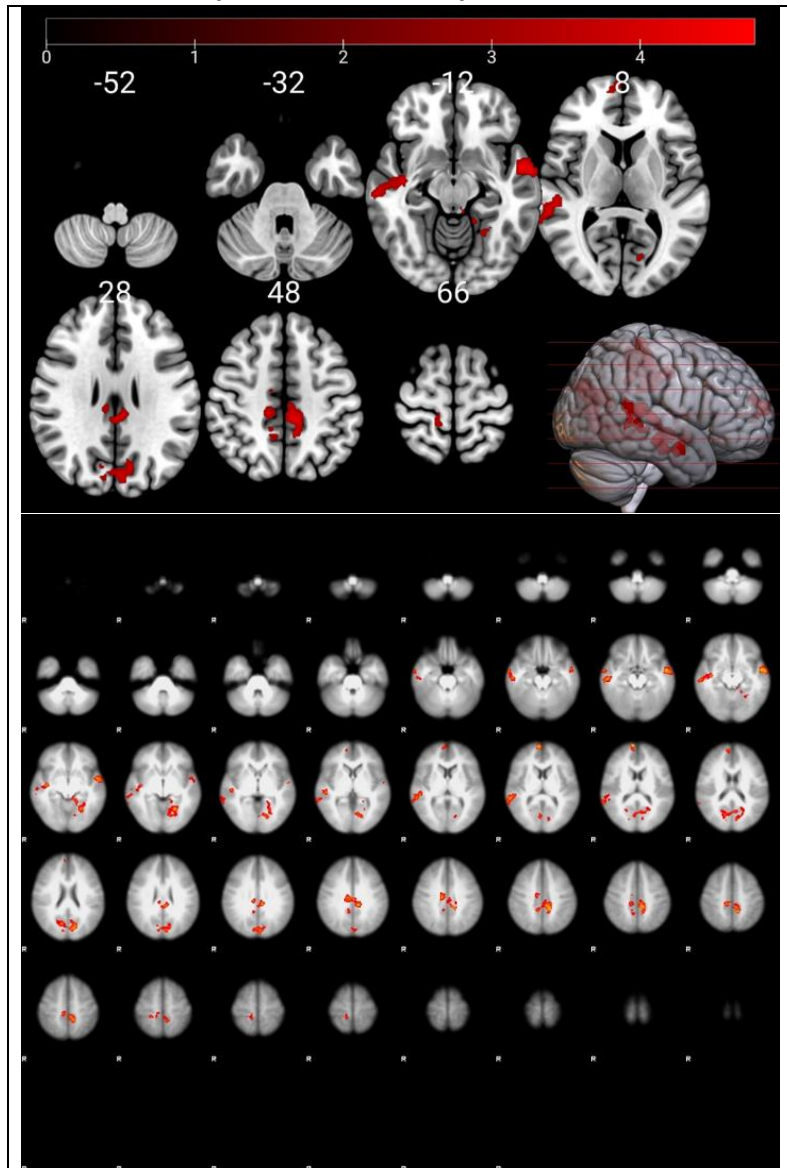
$B_1X_1$  = Sexo

$B_2X_2$  = Condición

$B_3X_3$  = Boundary

Al pedirle al software que muestre solo el contraste con la actividad asociada al Boundary, obtenemos las siguientes imágenes:

**Figura 17. Activación asociada al parámetro Boundary**



Dentro de las regiones con mayor actividad BOLD, se identificaron los siguientes clústeres:

**Tabla 18. Clúster con actividad significativa Boundary**

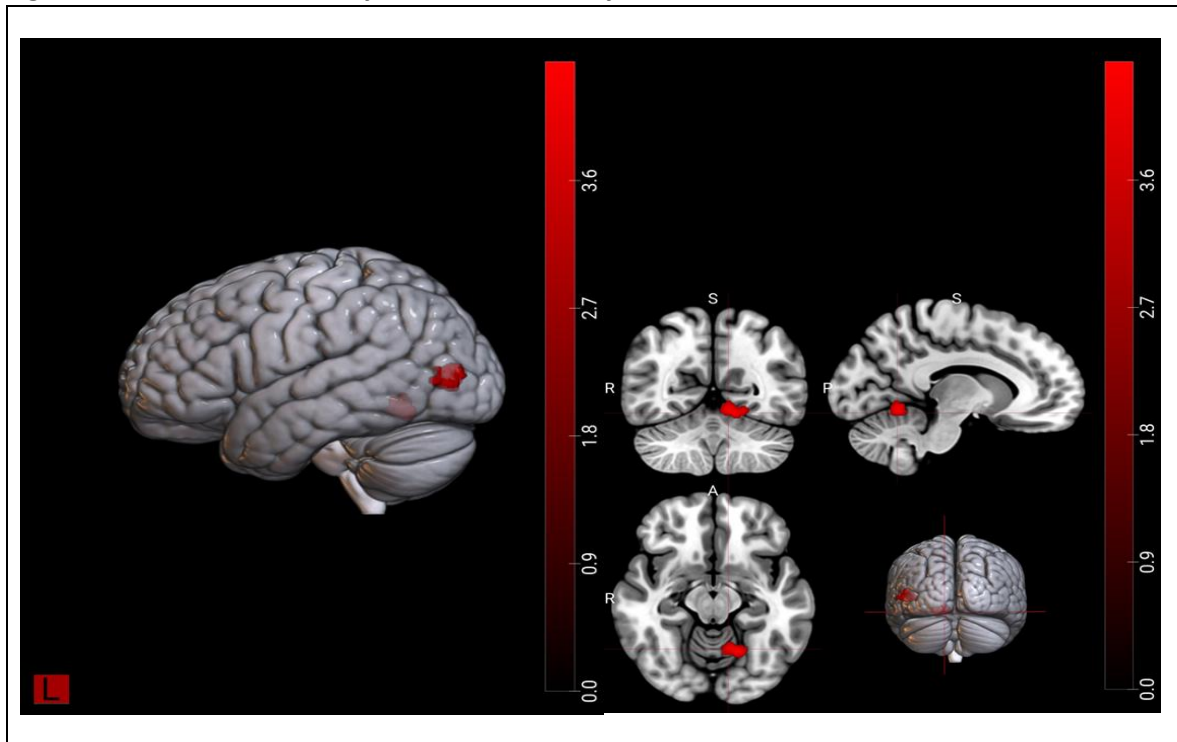
Cluster Index	Voxels	P	$-\log_{10}(P)$	Z-MAX	Z-MAX X (mm)	Z-MAX Y (mm)	Z-MAX Z (mm)
6	1458	2.42E-10	9.62	4.66	-22	-60	-4
5	1181	6.27E-09	8.2	4.64	-12	-40	44
4	1008	5.96E-08	7.22	4.44	66	-4	-18
3	369	0.00071	3.15	4.63	-56	-2	-14
2	240	0.00842	2.07	4.34	12	-30	52
1	188	0.0256	1.59	4.88	8	66	14

**Tabla 19. Estructuras y Funciones Activadas en Boundary**

Coordenadas	Nombre de la Estructura	Función
[-22, -60, -4]	Giro fusiforme izquierdo	Reconocimiento facial y objetos
[-12, -40, 44]	Corteza cingulada posterior izquierda	Memoria y atención interna
[66, -4, -18]	Corteza temporal superior derecha	Procesamiento auditivo y lenguaje
[-56, -2, -14]	Corteza temporal inferior izquierda	Procesamiento visual avanzado
[12, -30, 52]	Corteza motora suplementaria derecha	Planificación del movimiento
[8, 66, 14]	Corteza prefrontal medial derecha	Toma de decisiones sociales

Luego se realiza el **contraste de esta activación en Boundary entre población activa y sedentaria**,

**Figura 18. Contraste Boundary Activos > Boundary Sedentarios**



Dentro de las regiones con mayor actividad BOLD, se identificaron los siguientes clústeres:

**Tabla 20. Clústeres con actividad significativa en Boundary Activos > Boundary Sedentarios**

Cluster Index	Voxels	P	-log10(P)	Z-MAX	Z-MAX X (mm)	Z-MAX Y (mm)	Z-MAX Z (mm)
2	210	0.0157	1.8	4.45	-48	-82	6
1	194	0.0222	1.65	4.49	-16	-60	-14

**Tabla 21. Estructuras y Funciones Activadas en contraste Boundary Activos > Boundary Sedentarios**

Coordenadas	Nombre de la Estructura	Función
[-48, -82, 6]	Corteza occipital lateral izquierda	Procesamiento visual secundario
[-16, -60, -14]	Lóbulo parietal inferior izquierdo	Integración visual y espacial

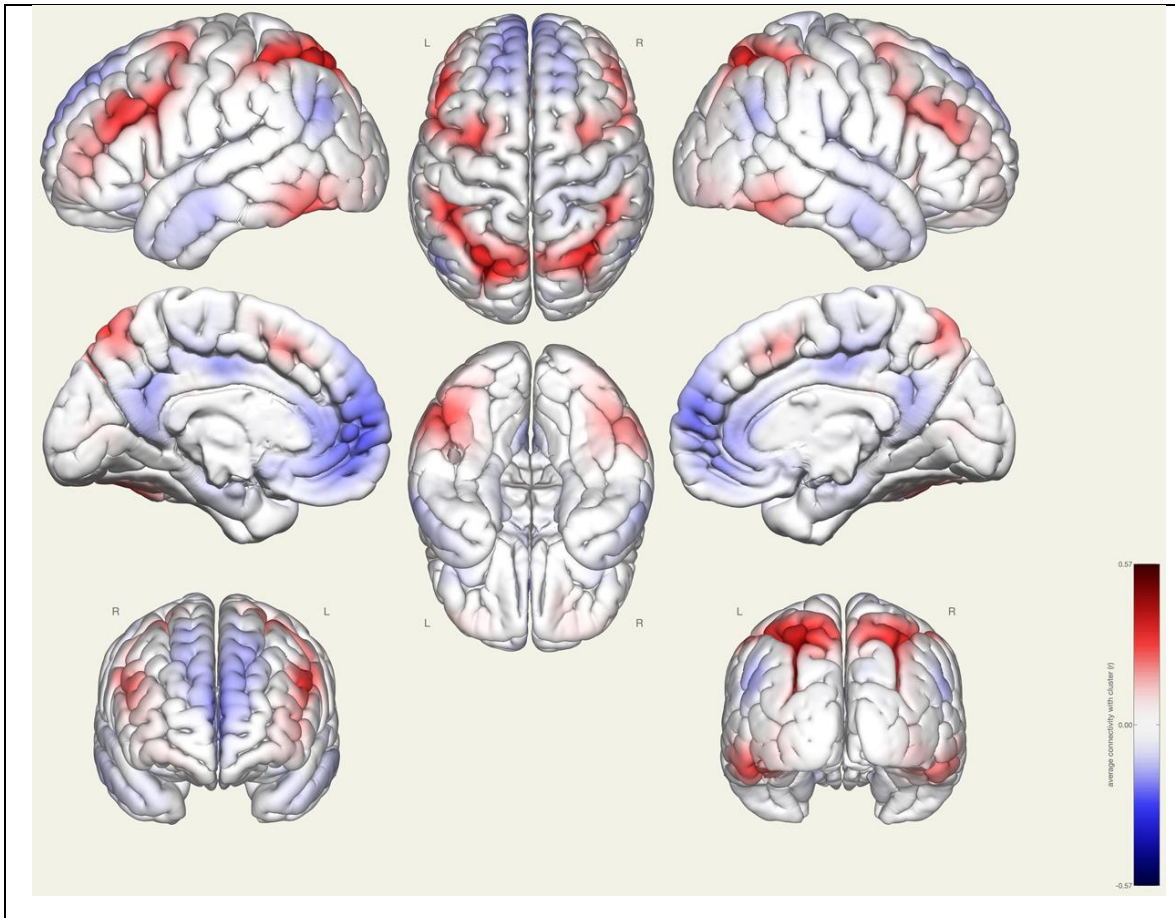
### Análisis de Conectividad

Los resultados de conectividad funcional consideran toda la conexión cerebral mientras se desarrolla la tarea. En este análisis se tomaron las imágenes estructurales en T1 y funcionales de cada sujeto y luego se añadió como covariable la condición de cada uno, es decir, si correspondía a Activo o Sedentario.

Para el análisis se colocó una semilla en la corteza orbitofrontal derecha, para evaluar su conectividad con otras áreas del cerebro. La elección de esta área surge a partir de las pistas entregadas por el análisis de tractografía y la diferencia específica en el fascículo Uncinado derecho, que conecta esa área con la amígdala y el hipocampo, otras áreas de interés para este estudio. Además, esta área orbitofrontal presenta actividad en la tarea, por lo que está involucrada en el procesamiento de los participantes.

La imagen siguiente muestra la conectividad de la corteza orbitofrontal derecha con áreas en rojo (activos mayor que en sedentarios) y en azul (sedentarios mayor que en activos).

**Figura 19. Contraste de Conectividad entre Sedentarios y Activos**



En esta imagen se ve que ambas poblaciones presentan un patrón de conectividad diferente. Por un lado, la población activa desarrolla un patrón de conectividad que va desde la rOFC al giro y surco fusiforme, el surco intraparietal y el giro frontal medio, lo que alude a la red fronto parietal, especializada en procesos atencionales, mientras que la población sedentaria conecta la rOFC con la corteza cingulada anterior y la corteza prefrontal medial, lo que puede dar indicios de un control cognitivo más demandante en término de uso de recursos neurobiológicos.

## Conclusiones

Este estudio ha revelado que la actividad física regular está estrechamente relacionada con mejoras tanto en la estructura como en la función cerebral, lo que tiene implicaciones significativas para el rendimiento cognitivo y el bienestar emocional. En comparación con los individuos sedentarios, los físicamente activos presentan una mayor integridad de la materia blanca en áreas cruciales para la memoria, el procesamiento sensorial y el control cognitivo, lo que sugiere una mejor conectividad neural. Estas diferencias estructurales se acompañan de un mayor grosor cortical en regiones vinculadas con la integración multimodal, lo que refuerza la idea de que la actividad física no solo protege el cerebro, sino que potencia sus capacidades funcionales.

Asimismo, se observaron diferencias importantes en el volumen de subregiones del hipocampo, específicamente en áreas críticas para la memoria y el aprendizaje, lo que sugiere un posible efecto neuroprotector de la actividad física. Estos resultados estructurales encuentran correspondencia en el ámbito funcional, donde los individuos activos muestran un procesamiento de información más rápido y eficiente. Esto se refleja en la dinámica de toma de decisiones, donde los sujetos físicamente activos tienden a necesitar menos acumulación de evidencia antes de emitir una respuesta, lo que apunta a una mayor flexibilidad cognitiva y capacidad de adaptación a las demandas del entorno.

En el plano de rasgos psicológicos, los individuos activos no solo presentan una mayor extroversión y estabilidad emocional, sino que también muestran un menor nivel de neuroticismo y una tendencia hacia una menor rigidez en la planificación. Estas características sugieren una interacción compleja entre la actividad física y la regulación emocional, lo que puede facilitar una mejor gestión del estrés y una mayor sociabilidad en situaciones de alta demanda. Sin embargo, la puntuación más alta en agresividad física pareciera contradecir estas afirmaciones, por lo que se requiere una profundización en este aspecto para comprender qué hay tras este fenómeno.

Finalmente, los hallazgos neurofuncionales ofrecen una visión más amplia del impacto de la actividad física en la eficiencia de las redes cerebrales. La conectividad mejorada entre áreas responsables del procesamiento sensorial, la atención y el control motor sugiere que los individuos activos están mejor equipados para integrar estímulos externos y responder de manera ágil a las demandas cognitivas. Estas mejoras funcionales parecen estar impulsadas por una mayor activación en regiones vinculadas con la percepción visual y la integración multimodal, lo que podría explicar por qué los sujetos físicamente activos muestran un mejor rendimiento en tareas que requieren decisiones rápidas, efectivas y procesamientos visuales complejos. Esto abre el cuestionamiento a si la tarea fue adecuada o no pensando en la naturaleza de las diferencias encontradas, ya que más que en rendimiento, es en la forma en que se utilizan los recursos disponibles, sin que ello llegue a significar grandes brechas en rendimiento entre los grupos. Probablemente estas diferencias podrían ampliarse en tareas multi estímulo o más desafiantes en términos de demanda de integración multimodal.

Si bien no es posible establecer causalidad, en conjunto, estos resultados destacan el rol de la actividad física regular en la estructura y función cerebral, donde el ejercicio puede favorecer no solo la salud física, sino también el bienestar cognitivo y emocional.

## Discusión

Este estudio proporciona evidencia sobre las diferencias estructurales y funcionales en el cerebro de individuos físicamente activos en comparación con aquellos sedentarios. La mayor integridad de tractos clave se ha asociado con un mejor desempeño cognitivo y una mayor eficiencia en la transmisión de señales neuronales (Smith et al., 2023). El incremento del volumen en los subcampos del hipocampo izquierdo sugiere un posible efecto neuroprotector de la actividad física, lo que coincide con investigaciones recientes que señalan que el ejercicio físico contribuye a la neurogénesis y al mantenimiento de estructuras críticas para la memoria y el aprendizaje.

El aumento del grosor cortical en las áreas de Brodmann 39, 22 y 37, observadas en los individuos activos, es especialmente relevante, ya que son áreas involucradas en la integración sensorial y el procesamiento del lenguaje. Kausel et al. (2024) también han destacado la importancia de estas regiones en la percepción del habla, la integración multimodal y la percepción social, señalando cómo la corteza temporal media y áreas adyacentes juegan un rol crucial en la decodificación de información compleja. La coincidencia de los hallazgos sugiere que la actividad física podría fortalecer estas áreas, facilitando la percepción y procesamiento de estímulos auditivos y visuales complejos. Este refuerzo cortical podría estar relacionado con la mayor capacidad de los individuos físicamente activos para responder de manera eficiente a las demandas del entorno, lo que tiene implicaciones directas en la capacidad de comunicación y procesamiento cognitivo.

El parámetro "boundary" del modelo de difusión emerge como un diferenciador crítico que permite visualizar los umbrales de decisión entre activos y sedentarios. Los individuos activos, con umbrales de decisión más bajos, demuestran una capacidad para procesar información y tomar decisiones de manera más rápida. Este hallazgo se alinea con estudios recientes que asocian la actividad física con una mayor flexibilidad cognitiva y una mejor regulación del control ejecutivo (Festa, F., Medori, S., & Macri, M., 2023). La conectividad funcional observada en las áreas sensoriales, atencionales y motoras respalda la idea de que los individuos físicamente activos poseen una red neuronal que facilita la acumulación de evidencia necesaria para la toma de decisiones.

En el análisis funcional, la coactivación de regiones como el giro fusiforme izquierdo, la corteza temporal superior derecha y la corteza cingulada posterior, señala la importancia del procesamiento sensorial en la acumulación de evidencia. La activación de la corteza motora suplementaria y la corteza prefrontal dorsomedial subraya el papel del control motor y ejecutivo en la preparación y ejecución de respuestas, en línea con la teoría de que el "boundary" se ajusta a través de la interacción eficiente entre estas áreas. La activación diferencial en la corteza occipital lateral y el lóbulo parietal inferior izquierdo en individuos activos sugiere una ventaja funcional en el procesamiento visual y la integración sensorial, permitiéndoles seleccionar y procesar estímulos visuales de manera más rápida y precisa.

Una posible explicación de estos hallazgos radica en el concepto de "reserva cognitiva", donde la actividad física a lo largo del tiempo contribuye a la creación de redes neuronales más eficientes y resistentes al deterioro cognitivo (Stern, Y., 2002). La mayor integridad de la materia blanca y la mayor activación de áreas sensoriales y motoras en los individuos activos podrían ser resultado de la estimulación continua y variada que ofrece el ejercicio físico. La pregunta clave que surge es si

estas diferencias se deben exclusivamente a la actividad física o si existen factores adicionales, como la dieta, el ambiente social y la genética, que también juegan un rol en la configuración de estos patrones neuronales.

Una línea de investigación futura se centraría en la relación causal entre la actividad física y el desarrollo de las diferencias observadas. Los estudios longitudinales que sigan a individuos a lo largo de su vida podrían esclarecer si el ejercicio regular puede inducir cambios estructurales y funcionales en el cerebro, especialmente en las áreas relacionadas con el procesamiento sensorial y la toma de decisiones. Además, la inclusión de intervenciones físicas específicas (por ejemplo, entrenamiento aeróbico versus entrenamiento de anaeróbico) permitiría evaluar qué tipos de actividad física son más efectivos para promover la salud cerebral.

Este estudio, aunque exhaustivo, presenta algunas limitaciones. Primero, la naturaleza correlacional de los hallazgos impide establecer una relación causal directa entre la actividad física y las diferencias cerebrales observadas. Segundo, el tamaño de la muestra podría limitar la generalización de los resultados. Tercero, los rangos de edad si bien se centraron en la vida adulta, no se exploró detenidamente el efecto de la edad sobre el desempeño en las tareas cognitivas. Y aunque se utilizaron métodos avanzados de neuroimagen, la complejidad del cerebro humano requiere interpretaciones cautelosas, ya que otros factores no controlados asociado al estilo de vida pueden influir en los patrones de activación y conectividad observados.

Los resultados de este estudio tienen importantes implicaciones para la salud pública. La evidencia acumulada sugiere que la actividad física regular no solo mejora la salud física, sino que también tiene un impacto significativo en la salud cerebral y el funcionamiento cognitivo. Las diferencias observadas en la conectividad funcional y la estructura cerebral entre individuos activos y sedentarios refuerzan la necesidad de promover la actividad física como una estrategia neuropreventiva desde edades tempranas. La creación de políticas públicas que fomenten la actividad física en niños y adolescentes podría contribuir a establecer hábitos saludables que perduren a lo largo de la vida, reduciendo el riesgo de trastornos cognitivos, obesidad y problemas de salud mental en la población general (Smith et al., 2023). Esto es especialmente relevante al interior de comunidades educativas, ya que estudiantes sólo cuentan con 2 horas de educación física a la semana y los profesores y funcionarios, sometidos a un gran nivel de estrés, no cuentan con políticas que induzcan la integración del movimiento físico en sus rutinas.

Los métodos de neurociencia utilizados en esta investigación, como la tractografía cerebral y el análisis de conectividad funcional, ofrecen una comprensión más profunda del impacto del sedentarismo y la actividad física en el cerebro humano. Al identificar áreas cerebrales específicas afectadas por la actividad física, podemos desarrollar intervenciones más precisas y efectivas para contrarrestar los efectos negativos del sedentarismo y promover un envejecimiento cerebral saludable.

En conclusión, este estudio subraya la importancia de la actividad física no solo para el bienestar físico, sino también para la salud cerebral. La integración de estos hallazgos en políticas de salud pública y programas de intervención puede ser clave para abordar los desafíos asociados al sedentarismo y la salud mental en la sociedad moderna.

## Referencias

- Abernethy, B. (1991). Visual search strategies and decision-making in sport. *International Journal of Sport Psychology*, 22(3-4), 189-210.
- Andersson, J. L., Hutton, C., Ashburner, J., Turner, R., & Friston, K. J. (2001). Modeling geometric deformations in EPI time series. *NeuroImage*, 13(5), 903-919.
- Ashburner, J., & Friston, K. J. (2005). Unified segmentation. *NeuroImage*, 26(3), 839-851.
- Ashburner, J. (2007). A fast diffeomorphic image registration algorithm. *NeuroImage*, 38(1), 95-113.
- Basser, P. J., Mattiello, J., & LeBihan, D. (1994). MR diffusion tensor spectroscopy and imaging. *Biophysical Journal*, 66(1), 259-267. [https://doi.org/10.1016/S0006-3495\(94\)80775-1](https://doi.org/10.1016/S0006-3495(94)80775-1)
- Batson, C. D., Early, S., & Salvarani, G. (2007). Perspective taking: Imagining how another feels versus imagining how you would feel. *Personality and Social Psychology Bulletin*, 33(6), 751-762. <https://doi.org/10.1177/0146167207300489>
- Benjamini, Y., & Hochberg, Y. (1995). Controlling the false discovery rate: A practical and powerful approach to multiple testing. *Journal of the Royal Statistical Society: Series B (Methodological)*, 57(1), 289-300. <https://doi.org/10.1111/j.2517-6161.1995.tb02031.x>
- Behzadi, Y., Restom, K., Liu, J., & Liu, T. T. (2007). A component based noise correction method (CompCor) for BOLD and perfusion based fMRI. *NeuroImage*, 37(1), 90-101.
- Booth, F. W., Roberts, C. K., & Laye, M. J. (2017). Lack of exercise is a major cause of chronic diseases. *Comprehensive Physiology*, 2(2), 1143-1211. <https://doi.org/10.1002/cphy.c110025>
- Boecker, H., Sprenger, T., Spilker, M. E., Henriksen, G., Koppenhoefer, M., Wagner, K. J., & Tolle, T. R. (2008). The runner's high: Opioidergic mechanisms in the human brain. *Cerebral Cortex*, 18(11), 2523-2531. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhn013>
- Botvinick, M. M. (2007). Conflict monitoring and decision making: Reconciling two perspectives on anterior cingulate function. *Cognitive, Affective, & Behavioral Neuroscience*, 7(4), 356-366. <https://doi.org/10.3758/CABN.7.4.356>
- Bunge, S. A., & Wright, S. B. (2007). Neurodevelopmental changes in working memory and cognitive control. *Current Opinion in Neurobiology*, 17(2), 243-250. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2007.02.005>
- Bush, G., & Shin, L. M. (2006). The Multi-Source Interference Task: Development, validation, and imaging. *Nature Protocols*, 1(2), 308-313. <https://doi.org/10.1038/nprot.2006.48>
- Bush, G., Shin, L. M., Holmes, J., Rosen, B. R., & Vogt, B. A. (2008). The multi-source interference task: Validation study with fMRI in individual subjects. *Molecular Psychiatry*, 13(5), 616-627. <https://doi.org/10.1038/sj.mp.4001217>
- Buss, A. H., & Perry, M. (1992). The Aggression Questionnaire. *Journal of Personality and Social Psychology*, 63(3), 452-459. <https://doi.org/10.1037/0022-3514.63.3.452>

- Carron, A. V., Colman, M. M., Wheeler, J., & Stevens, D. (2002). Cohesion and performance in sport: A meta-analysis. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 24(2), 168-188. <https://doi.org/10.1123/jsep.24.2.168>
- Chai, X. J., Nieto-Castanon, A., Ongur, D., & Whitfield-Gabrieli, S. (2012). Anticorrelations in resting state networks without global signal regression. *NeuroImage*, 59(2), 1420-1428.
- Chang, Y. K., Labban, J. D., Gapin, J. I., & Etnier, J. L. (2012). The effects of acute exercise on cognitive performance: A meta-analysis. *Brain Research*, 1453, 87-101. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2012.02.068>
- Chumbley, J., Worsley, K., Flandin, G., & Friston, K. (2010). Topological FDR for neuroimaging. *NeuroImage*, 49(4), 3057-3064.
- Colcombe, S., & Kramer, A. F. (2003). Fitness effects on the cognitive function of older adults: A meta-analytic study. *Psychological Science*, 14(2), 125-130. <https://doi.org/10.1111/1467-9280.t01-1-01430>
- Cools, R., Clark, L., Owen, A. M., & Robbins, T. W. (2002). Defining the neural mechanisms of probabilistic reversal learning using event-related functional magnetic resonance imaging. *The Journal of Neuroscience*, 22(11), 4563-4567. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.22-11-04563.2002>
- Cotten, S. R., Ford, G., Ford, S., & Hale, T. M. (2013). Internet use and depression among older adults. *Computers in Human Behavior*, 29(3), 661-666. <https://doi.org/10.1016/j.chb.2012.09.005>
- Craig, C. L., Marshall, A. L., Sjöström, M., Bauman, A. E., Booth, M. L., Ainsworth, B. E., & Oja, P. (2003). International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(8), 1381-1395. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000078924.61453.FB>
- Dale, A. M., Fischl, B., & Sereno, M. I. (1999). Cortical surface-based analysis: I. Segmentation and surface reconstruction. *NeuroImage*, 9(2), 179-194. <https://doi.org/10.1006/nimg.1998.0395>
- Davidson, R. J., Jackson, D. C., & Kalin, N. H. (2000). Emotion, plasticity, context, and regulation: Perspectives from affective neuroscience. *Psychological Bulletin*, 126(6), 890-909. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.126.6.890>
- Diamond, A. (2013). Executive functions. *Annual Review of Psychology*, 64, 135-168. <https://doi.org/10.1146/annurev-psych-113011-143750>
- Dietrich, A., & McDaniel, W. F. (2004). Endocannabinoids and exercise. *British Journal of Sports Medicine*, 38(5), 536-541. <https://doi.org/10.1136/bjism.2004.011718>
- Ding, D., Lawson, K. D., Kolbe-Alexander, T. L., Finkelstein, E. A., Katzmarzyk, P. T., Van Mechelen, W., & Pratt, M. (2016). The economic burden of physical inactivity: a global analysis of major non-communicable diseases. *The Lancet*, 388(10051), 1311-1324. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)30383-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)30383-X)

Dishman, R. K., Berthoud, H. R., Booth, F. W., Cotman, C. W., Edgerton, V. R., Fleshner, M. R., & Zigmond, M. J. (2006). Neurobiology of exercise. *Obesity*, 14(3), 345-356. <https://doi.org/10.1038/oby.2006.46>

Donnelly, J. E., Blair, S. N., Jakicic, J. M., Manore, M. M., Rankin, J. W., & Smith, B. K. (2009). American College of Sports Medicine position stand. Appropriate physical activity intervention strategies for weight loss and prevention of weight regain for adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(2), 459-471. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181949333>

Donnelly, J. E., Hillman, C. H., Castelli, D., Etnier, J. L., Lee, S., Tomporowski, P., Lambourne, K., & Szabo-Reed, A. N. (2016). Physical activity, fitness, cognitive function, and academic achievement in children: A systematic review. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48(6), 1197-1222. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000901>

Eime, R. M., Young, J. A., Harvey, J. T., Charity, M. J., & Payne, W. R. (2013). A systematic review of the psychological and social benefits of participation in sport for adults: Informing development of a conceptual model of health through sport. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 10(1), 135. <https://doi.org/10.1186/1479-5868-10-98>

Eklund, A., Nichols, T. E., & Knutsson, H. (2016). Cluster failure: Why fMRI inferences for spatial extent have inflated false-positive rates. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 113(28), 7900-7905. <https://doi.org/10.1073/pnas.1602413113>

Ekelund, U., Steene-Johannessen, J., Brown, W. J., Fagerland, M. W., Owen, N., Powell, K. E., & Bauman, A. (2016). Does physical activity attenuate, or even eliminate, the detrimental association of sitting time with mortality? A harmonised meta-analysis of data from more than 1 million men and women. *The Lancet*, 388(10051), 1302-1310. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)30370-1](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)30370-1)

Erickson, K. I., Raji, C. A., Lopez, O. L., et al. (2009). Physical activity predicts gray matter volume in late adulthood: The Cardiovascular Health Study. *Neurology*, 75(16), 1415-1422. <https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e3181e8caac>

Erickson, K. I., Voss, M. W., Prakash, R. S., et al. (2011). Exercise training increases size of hippocampus and improves memory. *PNAS*, 108(7), 3017-3022. <https://doi.org/10.1073/pnas.1015950108>

Etkin, A., Büchel, C., & Gross, J. J. (2015). The neural bases of emotion regulation. *Nature Reviews Neuroscience*, 16(11), 693-700. <https://doi.org/10.1038/nrn4044>

Evans, A. C., Collins, D. L., & Milner, B. (1992). An MRI-based stereotactic brain atlas from 300 young normal subjects. In *Proceedings of the IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (Vol. 3, pp. 1813-1817)*. IEEE. <https://doi.org/10.1109/NSSMIC.1992.324111>

Falck, R. S., Davis, J. C., & Liu-Ambrose, T. (2017). What is the association between sedentary behaviour and cognitive function? A systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 51(10), 800-811. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095551>

- Festa, F., Medori, S., & Macrì, M. (2023). Move your body, boost your brain: The positive impact of physical activity on cognition across all age groups. *Biomedicines*, 11(6), 1765. <https://doi.org/10.3390/biomedicines11061765>
- Friston, K. (2010). The free-energy principle: A unified brain theory? *Nature Reviews Neuroscience*, 11(2), 127-138. <https://doi.org/10.1038/nrn2787>
- Friston, K. (2012). The history of the future of the Bayesian brain. *NeuroImage*, 62(2), 1230-1233. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.10.004>
- Friston, K. J., Ashburner, J., Frith, C. D., Poline, J. B., Heather, J. D., & Frackowiak, R. S. (1995). Spatial registration and normalization of images. *Human Brain Mapping*, 3(3), 165-189.
- Gelman, A., Carlin, J. B., Stern, H. S., Dunson, D. B., Vehtari, A., & Rubin, D. B. (2013). *Bayesian data analysis* (3rd ed.). CRC Press.
- Ghasemi, A., & Zahediasl, S. (2012). Normality tests for statistical analysis: A guide for non-statisticians. *International Journal of Endocrinology and Metabolism*, 10(2), 486-489.
- Gigerenzer, G., & Goldstein, D. G. (1996). Reasoning the fast and frugal way: Models of bounded rationality. *Psychological Review*, 103(4), 650-669. <https://doi.org/10.1037/0033-295X.103.4.650>
- Goldberg, L. R. (1992). The development of markers for the Big-Five factor structure. *Psychological Assessment*, 4(1), 26-42. <https://doi.org/10.1037/1040-3590.4.1.26>
- Guiney, H., & Machado, L. (2013). Benefits of regular aerobic exercise for executive functioning in healthy populations. *Psychonomic Bulletin & Review*, 20(1), 73-86. <https://doi.org/10.3758/s13423-012-0345-4>
- Hamer, M., & Chida, Y. (2009). Physical activity and risk of neurodegenerative disease: A systematic review of prospective evidence. *Psychological Medicine*, 39(1), 3-11. <https://doi.org/10.1017/S0033291708003681>
- Haskell, W. L., Lee, I. M., Pate, R. R., Powell, K. E., Blair, S. N., Franklin, B. A., & Bauman, A. (2007). Physical activity and public health: Updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(8), 1423-1434. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180616b27>
- Healy, G. N., Dunstan, D. W., Salmon, J., Cerin, E., Shaw, J. E., Zimmet, P. Z., & Owen, N. (2008). Breaks in sedentary time: Beneficial associations with metabolic risk. *Diabetes Care*, 31(4), 661-666. <https://doi.org/10.2337/dc07-2046>
- Henson, R. N. A., Buechel, C., Josephs, O., & Friston, K. J. (1999). The slice-timing problem in event-related fMRI. *NeuroImage*, 9, 125.
- Hillman, C. H., Erickson, K. I., & Kramer, A. F. (2008). Be smart, exercise your heart: Exercise effects on brain and cognition. *Nature Reviews Neuroscience*, 9(1), 58-65. <https://doi.org/10.1038/nrn2298>

Instituto Nacional de Estadísticas. (2022). Encuesta Nacional de Discapacidad y Dependencia (ENDIDE) 2022. Ministerio de Desarrollo Social y Familia. Recuperado de <https://epi.minsal.cl/encuesta-ens/>

Jenkinson, M., Beckmann, C. F., Behrens, T. E., Woolrich, M. W., & Smith, S. M. (2012). FSL. *NeuroImage*, 62(2), 782-790. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.09.015>

Jones, D. N., & Paulhus, D. L. (2014). Introducing the Short Dark Triad (SD3): A brief measure of dark personality traits. *Assessment*, 21(1), 28-41. <https://doi.org/10.1177/1073191113514105>

Kaluga, E., Straburzynska-Lupa, A., & Rostkowska, E. (2020). Hand-eye coordination, movement reaction time and hand tactile sensitivity depending on the practiced sports discipline. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 60(1), 17-25. <https://doi.org/10.23736/s0022-4707.19.09726-3>

Katzmarzyk, P. T., Lee, I. M., Martin, C. K., & Blair, S. N. (2019). Epidemiology of physical activity and exercise training in the United States. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 62(2), 78-87. <https://doi.org/10.1016/j.pcad.2019.03.001>

Kausel, L., Michon, M., Soto-Icaza, P., & Aboitiz, F. (2024). A multimodal interface for speech perception: the role of the left superior temporal sulcus in social cognition and autism. *Cerebral Cortex*, 34(13), 84-93.

Kemmler, W., Kohl, M., Fröhlich, M., Jakob, F., Engelke, K., von Stengel, S., & Schoene, D. (2020). Effects of high-intensity resistance training on osteopenia and sarcopenia parameters in older men with osteosarcopenia: One-year results of the randomized controlled Franconian Osteopenia and Sarcopenia Trial (FrOST). *Journal of Bone and Mineral Research*, 35(9), 1634-1644. <https://doi.org/10.1002/jbmr.4027>

Knill, D. C., & Pouget, A. (2004). The Bayesian brain: The role of uncertainty in neural coding and computation. *Trends in Neurosciences*, 27(12), 712-719. <https://doi.org/10.1016/j.tins.2004.10.007>

Kraft, E. (2012). Cognitive function, physical activity, and aging: Possible biological links and implications for multimodal interventions. *Aging, Neuropsychology, and Cognition*, 19(1-2), 248-263. <https://doi.org/10.1080/13825585.2011.645010>

Kredlow, M. A., Capozzoli, M. C., Hearon, B. A., Calkins, A. W., & Otto, M. W. (2015). The effects of physical activity on sleep: A meta-analytic review. *Journal of Behavioral Medicine*, 38(3), 427-449. <https://doi.org/10.1007/s10865-015-9617-6>

Lamm, C., & Singer, T. (2010). The role of anterior insular cortex in empathy and emotional awareness. *Trends in Cognitive Sciences*, 14(8), 368-376. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2010.04.011>

Larson, E. B., Wang, L., Bowen, J. D., McCormick, W. C., Teri, L., Crane, P., & Kukull, W. (2006). Exercise is associated with reduced risk for incident dementia among persons 65 years of age and older. *Annals of Internal Medicine*, 144(2), 73-81. <https://doi.org/10.7326/0003-4819-144-2-200601170-00004>

LeBlanc, A. G., Spence, J. C., Carson, V., Gorber, S. C., Dillman, C., Janssen, I., & Tremblay, M. S. (2015). Systematic review of sedentary behaviour and health indicators in school-aged children and

- youth. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 9(1), 98. <https://doi.org/10.1186/1479-5868-9-98>
- Lee, T. H., & Kim, J. (2022). Environmental influences on cognitive control: Insights from neural plasticity. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 34(4), 735-746. <https://doi.org/10.1162/jocn.a.01758>
- Lopez, M., Brymer, E., & Ayan, C. (2018). Physical activity and cognitive function in older adults: The role of sedentary behavior. *Journal of Aging and Physical Activity*, 26(1), 36-45. <https://doi.org/10.1123/japa.2016-0323>
- Miller, E. K., & Cohen, J. D. (2001). An integrative theory of prefrontal cortex function. *Annual Review of Neuroscience*, 24(1), 167-202. <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.24.1.167>
- Ministerio de Salud de Chile. (2018). Informe Encuesta Nacional de Salud 2016-2017: Resultados generales. Santiago, Chile: Ministerio de Salud. Recuperado de <https://epi.minsal.cl/encuesta-ens/>
- Mori, S., Wakana, S., Van Zijl, P. C. M., & Nagae-Poetscher, L. M. (2005). *MRI Atlas of Human White Matter*. Elsevier.
- Netz, Y., Wu, M. J., Becker, B. J., & Tenenbaum, G. (2005). Physical activity and psychological well-being in advanced age: A meta-analysis of intervention studies. *Psychology and Aging*, 20(2), 272-284. <https://doi.org/10.1037/0882-7974.20.2.272>
- Nguyen, T., et al. (2021). Environmental influences on cognitive development: Neuroplasticity and cognitive control. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 33(2), 123-137. <https://doi.org/10.1162/jocn.a.01531>
- Niendam, T. A., Laird, A. R., Ray, K. L., Dean, Y. M., Glahn, D. C., & Carter, C. S. (2012). Meta-analytic evidence for a superordinate cognitive control network subserving diverse executive functions. *Cognitive, Affective, & Behavioral Neuroscience*, 12(2), 241-268. <https://doi.org/10.3758/s13415-011-0083-5>
- Nieto-Castanon, A. (2020). *Handbook of functional connectivity magnetic resonance imaging methods in CONN*. Hilbert Press.
- Norton, S., Matthews, F. E., Barnes, D. E., Yaffe, K., & Brayne, C. (2014). Potential for primary prevention of Alzheimer's disease: An analysis of population-based data. *The Lancet Neurology*, 13(8), 788-794. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(14\)70136-X](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(14)70136-X)
- Penny, W. D., Friston, K. J., Ashburner, J. T., Kiebel, S. J., & Nichols, T. E. (Eds.). (2011). *Statistical parametric mapping: the analysis of functional brain images*. Elsevier.
- Piercy, K. L., Troiano, R. P., Ballard, R. M., et al. (2018). The Physical Activity Guidelines for Americans. *JAMA*, 320(19), 2020-2028. <https://doi.org/10.1001/jama.2018.14854>
- Power, J. D., Mitra, A., Laumann, T. O., Snyder, A. Z., Schlaggar, B. L., & Petersen, S. E. (2014). Methods to detect, characterize, and remove motion artifact in resting state fMRI. *NeuroImage*, 84, 320-341.

- Ratcliff, R., & McKoon, G. (2008). The diffusion decision model: Theory and data for two-choice decision tasks. *Neural Computation*, 20(4), 873-922.
- Razali, N. M., & Wah, Y. B. (2011). Power comparisons of Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Anderson-Darling tests. *Journal of Statistical Modeling and Analytics*, 2(1), 21-33.
- Rejeski, W. J., & Mihalko, S. L. (2001). Physical activity and quality of life in older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56(suppl\_2), 23-35. [https://doi.org/10.1093/gerona/56.suppl\\_2.23](https://doi.org/10.1093/gerona/56.suppl_2.23)
- Salvo, L., & Castro, A. (2013). Confiabilidad y validez de la escala de impulsividad de Barratt (BIS-11) en adolescentes. *Revista chilena de neuro-psiquiatría*, 51(4), 245-254.
- Schuch, F. B., Vancampfort, D., Firth, J., Rosenbaum, S., Ward, P. B., Silva, E. S., Hallgren, M., Ponce de Leon, A., Dunn, A. L., Deslandes, A. C., Fleck, M. P., Carvalho, A. F., & Stubbs, B. (2018). Physical activity and incident depression: A meta-analysis of prospective cohort studies. *American Journal of Psychiatry*, 175(7), 631-648. <https://doi.org/10.1176/appi.ajp.2018.17111194>
- Sladky, R., Friston, K. J., Tröstl, J., Cunnington, R., Moser, E., & Windischberger, C. (2011). Slice-timing effects and their correction in functional MRI. *NeuroImage*, 58(2), 588-594.
- Smith, S. M., Jenkinson, M., Woolrich, M. W., et al. (2004). Advances in functional and structural MR image analysis and implementation as FSL. *NeuroImage*, 23(S1), 208-219. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2004.07.051>
- Smith, P. J., Blumenthal, J. A., Hoffman, B. M., Cooper, H., Strauman, T. A., Welsh-Bohmer, K., & Sherwood, A. (2023). Exercise and cognition in older adults: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Journal of Aging and Physical Activity*, 31(2), 145-160. <https://doi.org/10.1123/japa.2022-0047>
- Stern, Y. (2002). What is cognitive reserve? Theory and research application of the reserve concept. *Journal of the International Neuropsychological Society*, 8(3), 448-460. <https://doi.org/10.1017/S1355617702813248>
- Tangney, J. P., Baumeister, R. F., & Boone, A. L. (2004). High self-control predicts good adjustment, less pathology, better grades, and interpersonal success. *Journal of Personality*, 72(2), 271-324. <https://doi.org/10.1111/j.0022-3506.2004.00263.x>
- Tournier, J. D., Calamante, F., & Connelly, A. (2011). MRtrix: Diffusion tractography in crossing fiber regions. *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 22(1), 53-66. <https://doi.org/10.1002/ima.22005>
- Tuch, D. S. (2004). Q-ball imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 52(6), 1358-1372. <https://doi.org/10.1002/mrm.20279>
- Valdivia-Peralta, M., Fonseca-Pedrero, E., González-Bravo, L., & Lemos-Giráldez, S. (2014). Psychometric properties of the AQ Aggression Scale in Chilean students.

- van Praag, H., Christie, B. R., Sejnowski, T. J., & Gage, F. H. (1999). Running enhances neurogenesis, learning, and long-term potentiation in mice. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 96(23), 13427-13431. <https://doi.org/10.1073/pnas.96.23.13427>
- Vaynman, S., & Gomez-Pinilla, F. (2005). License to run: Exercise impacts functional plasticity in the intact and injured central nervous system by using neurotrophins. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 19(4), 283-295. <https://doi.org/10.1177/1545968305279489>
- Voss, M. W., Carr, L. J., Clark, R., & Weng, T. (2014). Revenge of the “sit” II: Does lifestyle impact neuronal and cognitive health through distinct mechanisms associated with sedentary behavior and physical activity? *Mental Health and Physical Activity*, 7(1), 9-24. <https://doi.org/10.1016/j.mhpa.2014.01.001>
- Wagenmakers, E. J. (2009). Methodological and empirical developments for the Ratcliff diffusion model of response times and accuracy. *European Journal of Cognitive Psychology*, 21(5), 641-671.
- Ward, P., Williams, A. M., & Bennett, S. J. (2002). Visual search and biological motion perception in tennis. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73(1), 107-112. <https://doi.org/10.1080/02701367.2002.10608997>
- Warburton, D. E., Nicol, C. W., & Bredin, S. S. (2006). Health benefits of physical activity: The evidence. *Canadian Medical Association Journal*, 174(6), 801-809. <https://doi.org/10.1503/cmaj.051351>
- Whitfield-Gabrieli, S., & Nieto-Castanon, A. (2012). Conn: A functional connectivity toolbox for correlated and anticorrelated brain networks. *Brain Connectivity*, 2(3), 125-141.
- Wiecki, T. V., Sofer, I., & Frank, M. J. (2013). HDDM: Hierarchical Bayesian estimation of the Drift-Diffusion Model in Python. *Frontiers in Neuroinformatics*, 7, 14. <https://doi.org/10.3389/fninf.2013.00014>
- Worsley, K. J., Marrett, S., Neelin, P., Vandal, A. C., Friston, K. J., & Evans, A. C. (1996). A unified statistical approach for determining significant signals in images of cerebral activation. *Human Brain Mapping*, 4(1), 58-73.
- Yeh, F. C., Verstynen, T. D., Wang, Y., Fernández-Miranda, J. C., & Tseng, W. Y. I. (2013). Deterministic diffusion fiber tracking improved by quantitative anisotropy. *PLoS ONE*, 8(11), e80713. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0080713>
- Zamorano, F., Billeke, P., Kausel, L., Larrain, J., Stecher, X., Hurtado, J. M., ... & Aboitiz, F. (2017). Lateral prefrontal activity as a compensatory strategy for deficits of cortical processing in Attention Deficit Hyperactivity Disorder. *Scientific reports*, 7(1), 7181.
- Zhao, L., Zhu, H., & Li, L. (2023). Preoperative cognitive training improves postoperative cognitive function: A meta-analysis and systematic review of randomized controlled trials. *Frontiers in Neurology*, 14, 1293153. <https://doi.org/10.3389/fnol.2023.1293153>