

UNIVERSIDAD DE CHILE

FACULTAD DE MEDICINA

ESCUELA DE POSTGRADO



“Acoplamiento de la red a larga distancia entre áreas corticales relacionadas con la calidad del movimiento de la extremidad superior durante una tarea motora”

Estudiante

Fabrizio Acevedo Pérez

PROYECTO DE TESIS PARA OPTAR AL GRADO DE MAGÍSTER EN NEUROCIENCIAS

Director de Tesis

Pablo Burgos C.

Fecha: 27/07/2022

Índice

1. Resumen	1
2. Introducción	2
3. Hipótesis.....	13
4. Objetivo General.....	13
5. Objetivos Específicos.....	13
6. Diseño Experimental y Métodos.....	14
6.1. Diseño Experimental.....	14
6.1.1. Sujetos participantes.....	14
6.1.2. Tareas	14
6.1.3. Limitaciones teóricas y técnicas.....	15
6.1.4. Protocolo de prueba de tomar vaso	15
6.2. Métodos.....	18
6.2.1. Universo muestral.....	18
6.2.2. Materiales	19
6.2.3. Procesamiento de adquisición electroencefalográfica de datos.....	20
6.2.4. Procesamiento conectividad funcional	20
6.2.5. Procesamiento de sensores cinemáticos	22
6.2.4. Análisis estadístico.....	24
7. Resultados.....	26
8. Discusión	36
9. Conclusiones.....	38
10. Referencias bibliográficas	39
11. Carta Gantt	42
12. Formulario de consentimiento informado	43

1. RESUMEN

Antecedentes. La extremidad superior (ES) es controlada a nivel cortical por el sistema motor, compuesto principalmente por el área motora primaria (M1), premotora (PM), parietal posterior (PP) y prefrontal (PF). Las cuales, se conectan a nivel funcional. Posterior a un Accidente cerebrovascular (ACV), una de las principales secuelas es la disfunción del control motor de la ES. Sin embargo, no está claro si las mejorías de la calidad del movimiento observadas en la clínica se deben al retorno de la movilidad perdida, definida como recuperación, o al uso de estrategias compensatorias, y a su vez, se desconoce sobre cuáles son los correlatos ipsilaterales neurales que subyacen a estos en tareas ecológicas. A partir de nuevos datos de conectividad funcional en control motor en sujetos sanos, se ha planteado que las redes a larga distancia, entre M1 y PP, podrían relacionarse con aspectos más restrictivos/desafiantes del movimiento.

Objetivo. Determinar el acoplamiento de la red motora de áreas corticales a larga distancia parieto-frontal en el uso de 2 estrategias cinemáticas de movimiento con la ES durante la ejecución de una tarea cotidiana en sujetos sanos.

Metodología. 9 sujetos tendrán que realizar dos tareas, una con estrategias normales de movimiento y otra compensatoria. Se registrará la calidad del movimiento con sensores cinemáticos y la actividad eléctrica cerebral a través de un electroencefalograma (EEG) de alta densidad durante la ejecución de la tarea. La conectividad funcional se analizará entre dipolos mediante la medida de coherencia de fase con corrección de la conducción volumétrica.

Resultados. A través de la conectividad funcional no se observó un aumento estadísticamente significativo de la conectividad funcional cortical a larga de una red parieto-frontal. Sin embargo, en conectividad efectiva se registró diferencia significativa en el rPDC de la corteza M1 y PP ipsilateral.

2. Introducción

El ser humano ha desarrollado a través de su historia una serie de habilidades de control multiarticular en la ES que le ha permitido un amplio rango de movimientos y por ende funcionalidad observado en la mayoría de las actividades de la vida diaria, tales como la alimentación, el vestir, el arreglo personal y la higiene menor ¹. Esa serie de habilidades es permitida a través de comandos neurales que actúan sobre los músculos, haciendo que se contraigan y generen movimiento, conducta que se desarrolla a cada instante. De especial importancia es la conducta organizada expresada por los movimientos voluntarios, los cuales difieren de los reflejos y de los ritmos locomotores básicos en varias características ². Por definición, son intencionales: se inician por una decisión interna de actuar, implican elecciones entre alternativas, incluida la elección de no actuar. Además, están organizados para lograr algún objetivo en un futuro cercano o lejano y a menudo tienen una asociación lábil y dependiente del contexto con las entradas sensoriales ².

Ahora, con respecto al control neural del movimiento voluntario de la ES, tiene implicancias mucho más que simplemente generar un patrón particular de actividad muscular, requiere de procesos neuronales dividido en etapas secuenciales específicas. La primera, los mecanismos perceptivos generan una representación sensorial unificada del mundo externo y del individuo dentro de él. A continuación, en segunda instancia los procesos cognitivos utilizan esta réplica interna del mundo para decidir un curso de acción. Y finalmente, el plan motor seleccionado se transmite a los sistemas de acción para su implementación ².

Dentro de los procesos neurales a nivel cortical responsables en el control de los movimientos voluntarios de la mano y el brazo, cobra bastante significancia en particular el papel de la corteza motora en la generación de órdenes motoras y cómo organiza el flujo de información sensorial - cognitiva entrante para guiar el movimiento voluntario, , dejando de lado en este escrito las importantes contribuciones de estructuras subcorticales; cerebelo y los ganglios basales.

La corteza motora consta de una red distribuida de áreas motoras corticales, cada una con su propio papel en el control motor voluntario. Una de esas áreas es la corteza motora primaria, la cual debe considerarse como un mapa computacional dinámico cuya organización interna y sus conexiones espinales permite la generación de comandos de salida motora. En particular, la proyección monosináptica desde esta corteza hacia las neuronas motoras espinales es más densa para los músculos de la ES a nivel distal. Esta disposición permite que la corteza motora primaria regule la actividad de esos músculos directamente, en contraste con la regulación indirecta a través de las funciones reflejas y generadoras de patrones centrales. Esto permite, capacidad mucho mayor para el control individualizado de los movimientos de manos y dedos ².

En segunda instancia, se encuentran la corteza premotora y parietal. Mientras que muchas neuronas de la corteza motora primaria se descargan principalmente durante la ejecución, las cortezas premotora y parietal contienen mayormente neuronas que se activan intensamente durante la etapa de planificación.

La corteza parietal contiene neuronas tanto en el área somatosensorial primaria, que codifican las posiciones y movimientos de partes específicas del cuerpo, como en el área parietal posterior, el cual se subdivide en 2 áreas: (a) El lóbulo parietal superior; quién integra información sobre las posiciones de las articulaciones individuales, así como las posiciones de segmentos de las extremidades con respecto al cuerpo, creando un esquema corporal y cómo se posicionan los diferentes segmentos del brazo entre sí. Base fundamental para realizar el movimiento de alcance; capacidad de realizar el movimiento del brazo que pone la mano en contacto con el objeto a manipular ³. (b) Lóbulo parietal inferior; quién procesa información visual necesaria para codificar las propiedades de los objetos y su relación con la ES. Base fundamental para realizar el movimiento de agarre; capacidad de tomar objetos con la mano, dependiendo de las propiedades físicas de este ³

Las áreas relacionadas con el alcance y el agarre de la corteza parietal posterior están recíprocamente conectadas con varias áreas motoras precentrales, incluida la corteza

motora primaria, la corteza premotora dorsal - ventral y el área motora suplementaria, a través una red cortical parietofrontal dinámica y distribuida. Esta red contribuye a las transformaciones sensoriomotoras, especialmente visuomotora, que brindan información cada vez más detallada sobre la cinemática espacial deseada, los detalles mecánicos causales de los movimientos y las propiedades espaciales de los objetos a interactuar en el proceso de alcance-agarre ²³.

En tercera y última instancia, se encuentra la corteza prefrontal, la cual tiene un papel importante en escoger la idoneidad de un comportamiento y en la toma de decisiones sobre el movimiento de acuerdo con las reglas predominantes contextuales. Agregando aspectos cognitivos significativos en los actos motores voluntarios ³

En resumen, este sistema motor está compuesto principalmente por redes neurales entre la corteza parietal (corteza parietal posterior, corteza somatosensorial) y la corteza premotora (la cual recibe aferencias de la corteza prefrontal pudiendo conferir al comando motor estrategias de control), proporcionando conexiones directa con la corteza motora primaria, la cual a través del tracto corticoespinal envía la información hacia la motoneurona inferior que permite que se genere finalmente el movimiento en específico ²³⁴. Ahora, en el caso que ocurran cambios estructurales encefálicos generalizados en áreas motoras como los observados en personas que han sufrido daño cerebral por un ACV, fijara alteraciones en las interacciones funcionales de la red entre las áreas motoras corticales implicadas⁵, las cuales repercutirán en los comportamientos particulares que sostienen, como lo es el control motor de la ES. Es por esto que se observan modificaciones en la calidad del movimiento del brazo, determinando debilidad muscular generalizada, coactivación muscular anormal e interrupción de la coordinación espacio-temporal del movimiento. De hecho, a menudo hay un acoplamiento anormal de los movimientos del hombro y el codo, uso excesivo de tronco, estabilidad reducida de la muñeca y control disminuido del agarre, perjudicando la destreza de la mano ⁶. Por consiguiente, para los profesionales que trabajan en neuro-rehabilitación la restauración

parcial o completa de la ES es un objetivo terapéutico crucial en la rehabilitación motora de las personas con ACV ⁷.

No obstante, en la literatura es común determinar mejorías en el funcionamiento de la ES usando erradamente el término recuperación, definido como la restauración de una función a un estado más normal y pre-lesionado (movilidad del brazo similar a lo que previamente el sujeto tenía antes del evento neurológico) para referirse generalmente a los progresos en el rendimiento de tareas, lo cual en diversas situaciones es totalmente erróneo, ya que estos avances en la ejecución de una tarea motora con la ES son alcanzados por otra estrategia, llamada la compensación, definido como la sustitución u omisión de funciones deterioradas, es decir, un nuevo comportamiento reemplaza un comportamiento perdido (adaptación de los patrones de movimiento del brazo diferente a lo que previamente el sujeto ejecutaba para incorporar grados adicionales de libertad en otras articulaciones y segmentos del cuerpo) ⁶. De hecho, las terapias de rehabilitación actuales son usualmente ineficaces para impulsar la recuperación del deterioro motor más allá de lo que se espera de la recuperación biológica espontánea, y en su lugar, enfatizan las estrategias compensatorias de entrenamiento para realizar movimientos específicos de la ES ⁷. Por consiguiente, hablar sobre recuperación motora ha sido un tema de debate en los últimos años ⁸⁻⁹, ya que las medidas de resultados clínicos utilizados en investigaciones clínicas no pudieron distinguir entre recuperación y compensación, y por ende se ha hecho un tema de interés en la neurorehabilitación tanto a nivel práctico como teórico.

Teniendo claro el debate en torno a estos 2 conceptos, se han realizado múltiples investigaciones que han tenido como objetivo visualizar herramientas de observación tanto de activación y conectividad cerebral, como de la calidad del movimiento, en relación con la recuperación y/o compensación motora. Estas investigaciones se han hecho mayormente en personas con ACV en diferentes etapas, ya sea durante su etapa aguda, sub-aguda o crónica, y en sujetos sanos. A nivel de conectividad, destaca que

los sujetos con mejor rendimiento motor tuvieron una mayor probabilidad de activación en el área ipsilesional motora primaria (M1). Por lo que la actividad neural del área ipsilesional M1 parece estar crucialmente asociada con la recuperación funcional⁵. No obstante, esto es observado mayormente en personas con ACV que tienen leves secuelas motoras posterior al evento, y en sujetos sanos que realizan tareas con escasa demanda biomecánica y atencional, especialmente con la ES dominante¹⁰. En cambio, el reclutamiento de áreas sensoriomotoras secundarias (principalmente área parietal posterior) en el hemisferio afectado y no afectado, durante tarea motoras, se ha asociado con una mala recuperación motora en términos de funciones y actividades corporales en sujetos con ACV, como también el reclutamiento extendido de áreas occipitales y prefrontales en sujetos sanos durante tareas de alta demanda atencional y de planificación¹⁰. Apuntando a que el reclutamiento adicional de estas áreas puede reflejar estrategias adaptativas de aprendizaje motor, permitiendo poder cumplir con el objetivo de la tarea¹¹. En efecto, en los sujetos con déficits motores severos en la ES, quienes muestran un mayor reclutamiento de áreas sensoriomotoras secundarias y no motoras (áreas prefrontales) de ambos hemisferios que la informada en controles sanos, se plantea un mayor control cognitivo al realizar una tarea relativamente simple⁵.

Con respecto al nivel de calidad de movimiento, se han visualizado las compensaciones a nivel cinemático en la ES y tronco¹² a través de sensores de movimiento. Los resultados muestran que los movimientos en individuos hemiparéticos son más lentos y menos precisos, y es común el uso de un patrón de movimiento compensatorio alterado. La mayoría de los estudios cinemáticos han incluido sujetos con deterioro de leve a moderado en la etapa crónica del ACV¹³.

Por lo que en resumen, las estrategias compensatorias parecen estar relacionado con el cambio del control motor cortical hacia un mayor reclutamiento de áreas corticales extensa en ambos hemisferios⁶⁻¹⁰¹⁴

A partir de los argumentos ya expuestos, la evidencia respalda el valor de un enfoque basado en la red para comprender la relación entre la actividad neuronal y el comportamiento después de una lesión neurológica, uso de brazo no dominante y/o aumento significativo de la demanda de la tarea, determinando un acoplamiento específico de áreas corticales ¹⁰⁻¹⁵⁻¹⁶.

Una forma operativa que explora este enfoque son los estudios de conectividad funcional (concepto que supone que dos o más regiones pertenecen a la misma red funcional si sus cursos de tiempo de activación se correlacionan entre sí) ⁵⁻¹⁷ a través de neuroimagen de resonancia magnética funcional y electroencefalografía, donde los mayores déficits motores se asociaron con una conectividad reducida en las regiones motoras corticales, especialmente en la relación M1-PM ¹⁵. Por lo que la conectividad reducida entre los nodos clave del sistema motor cortical podría servir como un marcador de eficiencia en el procesamiento de señales sensoriomotoras en el cerebro¹⁵. Por lo tanto, habrá mayor recuperación motora de la ES en sujetos con ACV al existir efectivamente un aumento de conectividad funcional entre la corteza M1 y la PM ipsilesional, y una menor recuperación motora al existir un aumento de conectividad funcional entre la corteza M1 y la CPP/PF ipsi-lesional¹⁵⁻¹⁸, ya que implica el uso de áreas cerebrales no dedicadas específicamente a aspectos motores. En consecuencia, la especialización funcional de una red cortical que incluya el acoplamiento área motora primaria y premotora lo constituye en un eje crucial para realizar un movimiento controlado de manera óptima, de tal manera que cuando el hemisferio se daña o se requiere una alta demanda atencional / de planificación, la red completa se modifica, existiendo un patrón de activación más allá de la red habitual (de forma extendida) durante el uso de una estrategias diferente a la común con la ES. Surgiendo de esta forma una desespecialización de la red motora, que permite tanto a áreas sensoriales secundarias y prefrontales de ambos hemisferios controle la ES ¹¹⁻¹⁹²⁰.

Cabe destacar y exponer que a pesar de la rica literatura sobre la actividad cerebral y los cambios de conectividad, tanto en sujetos con ACV como sanos, durante el estado de reposo o desempeño de la tarea, surge la problemática de que pocos estudios han explorado la conectividad cerebral del sistema motor durante tareas que tengan como protagonista a la ES, especialmente movimientos mayormente ecológicos (cotidianos)¹², y en los cuales a su vez se deba evaluar la calidad del movimiento efectuado a través de técnicas cinemáticas ¹⁰. Sin embargo, su descifrado tiene un gran potencial para el uso clínico, especialmente en el caso de sujetos que tienen dificultades para realizar movimientos finos por diferentes razones, ya sea contextuales o eventos neurológicos ¹⁰⁻²¹. Por lo tanto, se hace necesario correlacionar los patrones conductuales (patrones cinemáticos del movimiento observados en alcance, agarre y manipulación de un objeto bajo modalidad de control motor normal y otro compensatoria) y los parámetros electrofisiológicos (registros de actividad neural de alta frecuencia de muestreo que descifren la modulación de la conectividad funcional durante los movimientos de la ES) en sujetos sanos, delineando las redes neuronales involucradas e identificando los sitios donde las intervenciones cerebrales invasivas o no invasivas mejorarían en futuro el proceso de recuperación en sujetos con secuelas motoras por un evento neurológico ¹⁷. Dentro de los estudios que han logrado medir la conectividad funcional con EEG en sujetos sanos que implique el movimiento de la ES han descrito lo siguiente: (i) en sujetos con dominancia derecha de la ES se ha observado que durante la ejecución de una tarea de alcance hay diferentes requerimientos de conectividad cerebral al usar un brazo u otro. En particular, el movimiento del brazo izquierdo se asoció con la modulación de la coherencia entre una red fronto-temporo-parieto-occipital cortical contralateral derecha. Por otro lado, el uso del brazo dominante no parece activar una red contralateral tan extendida, más bien acotada al área motora primaria, premotora, parietal y prefrontal. A su vez, se plantea que los movimientos del brazo no dominante son un proceso menos automatizado que el brazo dominante, respaldado por cambios en la conectividad funcional entre la corteza prefrontal derecho y corteza parietal

posterior inferior, ambos involucrados en el control ejecutivo intencional del movimiento en particular e integración visuoespacial, respectivamente ¹⁰. (ii) La disminución de la conectividad funcional que ocurre en la red prefrontal-frontal-parietal durante la realización de la tarea motora que implique una alta demanda atencional permite no reclutar un área extendida cerebral en procesos de ejecución, reservándola para la función de planificación ²². También, se ha descrito que (iii) durante el movimiento aislado activo de la ES (no dentro de una tarea cotidiana) existe un aumento en la coherencia en el EEG que involucra los canales sobre las regiones central / temporal versus los frontales, parietales y occipitales en banda de frecuencia alfa, mientras que en la banda beta, las pocas conexiones significativas involucraban los canales motores. Concluyendo que hay un aumento en Conectividad funcional que involucra las regiones motoras asociado con una disminución en el acoplamiento funcional de otras regiones no motoras ²¹. Complementando lo anterior, se han hecho estudios de aprendizaje de habilidades motoras con la ES (iv) ²³, el cual tuvo por objetivo determinar la relación entre la comunicación cortico-cortical cerebral y la habilidad visuomotora en tiradores expertos y novatos, obteniendo como resultado que debido a las demandas visuoespaciales de la tarea de tiro, es probable que la coherencia relativamente reducida exhibida por los tiradores expertos represente el refinamiento de la participación ejecutiva mediada frontalmente en el procesamiento de señales espaciales. Por el contrario, los tiradores de objetivos novatos requieren una mayor comunicación entre la región frontal y las cortezas motoras, parietales y temporal para lograr atender las demandas visuales, somatosensoriales y motoras de la tarea. Por lo tanto, existe una menor coherencia entre las áreas sensoriales, cognitivas y motoras de la corteza cerebral a medida que aumenta el nivel de habilidad, lo cual implica disminución de la comunicación funcional no esencial entre las regiones corticales de interés.

La forma de evaluar conectividad cerebral en los estudios nombrados, se utiliza la conectividad funcional, objetivada a través de coherencia, como una medida para evaluar acoplamiento de redes neurales durante la ejecución de tareas con la ES.

En resumen, aparentemente la conectividad funcional entre áreas cerebrales a corta distancia tales como la motora primaria y premotora, estaría normalmente implicada en la ejecución de tareas motoras con la ES. Mientras, ante un daño u omisión de estas áreas o al deber ejecutar una tarea con mayor precisión de lo habitual o con una alta complejidad y demanda, se requeriría el acoplamiento entre áreas cerebrales a larga distancia, tales como la parietal posterior, prefrontal y motora primaria o premotora, las cuales estarían implicadas como recurso disponible en caso de requerirla como parte del sistema motor.

A partir de los argumentos discutidos surge la pregunta de investigación acerca de si en sujetos sanos al utilizar una estrategia biomecánica restrictiva de movimiento de ES durante la ejecución de una tarea ecológica que implique alcance, agarre y la manipulación de objetos, existe un mayor acoplamiento de la red motora a larga distancia, ya que se ha estudiado mayormente tareas motoras no ecológicas con la ES y escaso o nulo impedimentos biomecánicos que simulen compensaciones motoras.

3. Hipótesis

Hi: El uso de una estrategia restrictiva biomecánica de movimiento de la ES durante una tarea cotidiana implica el mayor acoplamiento de la red motora a larga distancia parieto-frontal en sujetos sanos.

Corolario: Esto se manifiesta a través de una conectividad funcional significativamente mayor de la red motora a larga distancia parieto-frontal cuando los sujetos sanos realizan la tarea bajo una estrategia restrictiva biomecánica en relación con una estrategia normal.

Ho: El uso de una estrategia restrictiva biomecánica de movimiento de la ES durante una tarea cotidiana no implica mayor acoplamiento de la red motora a larga distancia parieto-frontal en sujetos sanos.

4. Objetivo general

Determinar el acoplamiento de la red motora de áreas corticales a larga distancia parieto-frontal en el uso de 2 estrategias cinemáticas de movimiento con la ES durante la ejecución de una tarea cotidiana en sujetos sanos.

5. Objetivos específicos

- I. Analizar las variables cinemáticas de la ES durante la ejecución de ambas estrategias en la tarea.
- II. Analizar las modulaciones de acoplamiento intrahemisférica de la red motora a larga distancia durante la ejecución de ambas estrategias de movimiento con la ES en una tarea cotidiana.

6.1. Diseño Experimental

6.1.1 Sujetos participantes: se recluto a 9 sujetos sanos (6 mujeres – 3 hombres). La edad media fue de 33,7 años (rango 25-57). Este estudio se encuentra dentro del proyecto FONDECYT de iniciación 2018 N° 11181337. Todos los procedimientos están de acuerdo con la declaración de Helsinki y fueron aprobados por el Comité de Ética de investigación en seres humanos de la facultad de medicina de la Universidad de Chile. Cada sujeto dará su consentimiento informado por escrito bajo el proyecto referido.

A cada sujeto se le aplico el Inventario de mano de Edimburgo, determinando que la dominancia con la ES derecha es en 8 sujetos y con la ES izquierda fue en 1 sujeto.

6.1.2. Tareas: Cada sujeto durante una sesión ejecuta la tarea de beber de un vaso de agua, la cual se realiza bajo 2 modalidades; estrategia normal y compensatoria, las que son entrenadas en forma inicial durante 3 ensayos antes de ser valoradas en 40 repeticiones a nivel cinemático y electroencefalográfico.

Esta tarea consiste en (a) observar un video que se presentara en un computador en donde hay un sujeto tomando un vaso de agua y llevándolo a la boca, (b) imaginar que está realizando la tarea del video previo y (c) finalmente, ejecutar la actividad.

La tarea escogida se encuentra dentro de las actividades de la vida diaria y consiste en tomar el vaso sobre una mesa y llevárselo a la boca, lo cual implica el movimiento de la ES. Debe ser realizada bajo el uso de dos estrategias: normal y restricción biomecánica (descrito en la figura 1 y 2, respectivamente). En el caso del uso de la segunda estrategia, se forzará el uso compensatorio de tronco, hombro y antebrazo, a través de una ortesis restrictiva de codo que permite movimiento entre los 80° y 90° de flexo-extensión. Se seleccionó el codo de modo de restricción, ya que se ha demostrado que tiene la mayor importancia y prioridad durante los movimientos elementales de la ES. Generando un mayor movimiento en todas las direcciones en una o más de las otras articulaciones de las extremidades superiores y tronco ²⁴.

Las variables a observar durante el estudio son dos: primero, cambios cinemáticos en el uso de una estrategia normal o restricción biomecánica, a través de sensores en las articulaciones de la ES, y segundo, cambios en la conectividad entre áreas cerebrales, a través del registro de un EEG.

Durante la ejecución de la tarea existen 2 sensores capacitivos colocados uno en una placa metálica sobre la mesa y otro en el vaso (figura 3), los cuales detectaran donde se posiciona la mano de forma inicial como punto de referencia, el tomar y soltar el vaso, y finalmente el lugar donde se coloca la mano al término de la tarea, resultando en una señal que es registrada por una caja de sincronización (Arduino Yun), y posteriormente enviada como TTL (lógica transistor-transistor) en el EEG, designando los eventos.

6.1.3. Limitaciones teóricas: dentro de las posibles limitaciones, se aprecian dos; (a) primero, esta investigación se realizará en sujetos sanos, a quienes se le forzará a usar la ES con restricción biomecánica para ejecutar una tarea, lo cual podría no reflejar completamente la compensación hecha por sujetos con ACV. Segundo, existen escasos estudios en sujetos sanos y con disfunción cerebral adquirida sobre protocolos de tareas ecológicas a realizar con ES para determinar conectividad funcional con el uso de EEG.

Limitaciones técnicas: el uso del EEG como única medida de registro de actividad cerebral del cerebro limita mayores interpretaciones de los posibles resultados en término del correlato espacial cortical. Otra limitación es determinar la edad de límite de inclusión de sujetos sanos, ya que existe evidencia de que hay diferencias en el uso de recursos de redes neurales entre sujetos jóvenes y mayores.

Por último, con respecto a una posible investigación alternativa en el caso de que el resultado no sea esperado, es determinar el sensor cinemático para tareas que incluyan restricciones biomecánicas de articulaciones específicas.

<p>6.1.4 Protocolo de prueba de tomar vaso bajo estrategia normal. (Figura 1)</p>	<p>Protocolo de prueba de tomar vaso bajo estrategia restricción biomecánica. (Figura 2)</p>
<ul style="list-style-type: none"> • Configuración del espacio: Invitar al participante al sedente, ajustando el posicionamiento de la mesa, la silla y el sujeto para que las caderas y las rodillas estén a 90 grados y el codo a 90 grados cuando la mano descansa sobre el borde de la mesa, sin elevación del hombro. • El brazo en posición de flexión 0°, el antebrazo en pronosupinación intermedia y la mano apoyada en el sensor que esta sobre la mesa. • El vaso para beber (vaso de plástico duro, diámetro 6-7 cm, altura 9-10 cm) con 100 ml de agua es colocado en una posición estandarizada en la línea media del cuerpo, la cual es calculada en cm correspondiente a una distancia <u>a nivel de la muñeca</u> cuando el brazo está completamente extendido. Esta posición del vaso corresponde a una ubicación natural del objeto en la mesa en la vida real. • Antes de cada grabación, asegúrese de que la posición de inicio (posición inicial) sea correcta, solicite al sujeto que esté listo, inicie la captura manualmente y dé 	<ul style="list-style-type: none"> • Configuración del espacio: Invitar al participante al sedente, ajustando el posicionamiento de la mesa, la silla y el sujeto las caderas y las rodillas estén a 90 grados y el codo a 90 grados cuando la mano descansa sobre el borde de la mesa, sin elevación del hombro. • El brazo en posición de flexión 0°, el antebrazo en pronosupinación intermedia y la mano apoyada en el sensor que esta sobre la mesa. • El vaso para beber (vaso de plástico duro, diámetro 6-7 cm, altura 9-10 cm) con 100 ml de agua es colocado en una posición estandarizada en la línea media del cuerpo, la cual es calculada en cm correspondiente a una distancia <u>a nivel de la muñeca</u> cuando el brazo está completamente extendido. Esta posición del vaso corresponde a una ubicación natural del objeto en la mesa en la vida real. • Se procederá a colocar el siguiente elemento que permitirá el uso de una estrategia compensatoria: ortesis de codo, el cual bloquea la flexo-extensión de esta articulación.

instrucciones verbales "ya puede comenzar".

- Pida al sujeto que realice la tarea llamada vaso de agua, a una velocidad cómoda, la cual está dividida en 5 etapas; (1) la mano colocada en el primer sensor capacitivo debe trasladarse para realizar un alcance con la ES que permita un agarre del vaso, (2) trasladarlo a la boca, (3) hacer el gesto de beber agua. Posteriormente al beber, (4) se dejará el vaso en el lugar inicial debidamente marcado y (5) la mano vuelve a la posición inicial en el lugar del sensor capacitivo. Existe un descanso entre cada bloque de 20 ensayos (5 minutos).
- En caso de ser necesario, los participantes pueden recibir suficiente descanso entre movimientos para minimizar el riesgo de fatiga que podría afectar la calidad del movimiento.

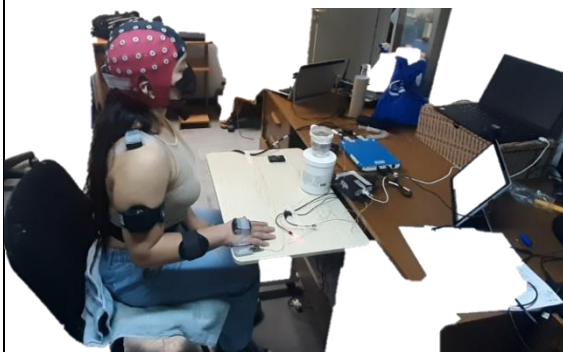


Figura 1.

- Antes de cada grabación, asegúrese de que la posición de inicio (posición inicial) sea correcta, solicite al sujeto que esté listo, inicie la captura manualmente y dé instrucciones verbales "ya puede comenzar".
- Pida al sujeto que realice la tarea llamada vaso de agua, a una velocidad cómoda, la cual está dividida en 5 etapas; (1) la mano colocada en el primer sensor capacitivo debe trasladarse para realizar un alcance con la ES que permita un agarre del vaso, (2) trasladarlo a la boca, (3) hacer el gesto de beber agua. Posteriormente al beber, (4) se dejará el vaso en el lugar inicial debidamente marcado y (5) la mano vuelve a la posición inicial en el lugar del sensor capacitivo. Debe realizarse al menos 40 repeticiones. Existe un descanso entre cada bloque de 20 ensayos (5 minutos).
- En caso de ser necesario, los participantes pueden recibir suficiente descanso entre movimientos para minimizar el riesgo de fatiga que podría afectar la calidad del movimiento.

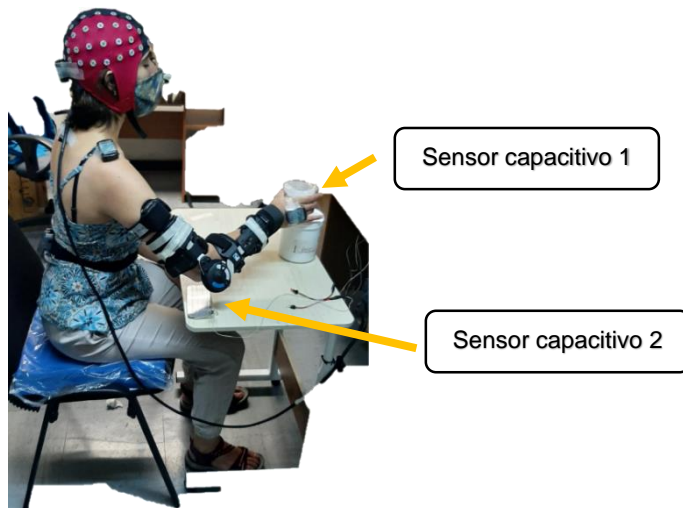
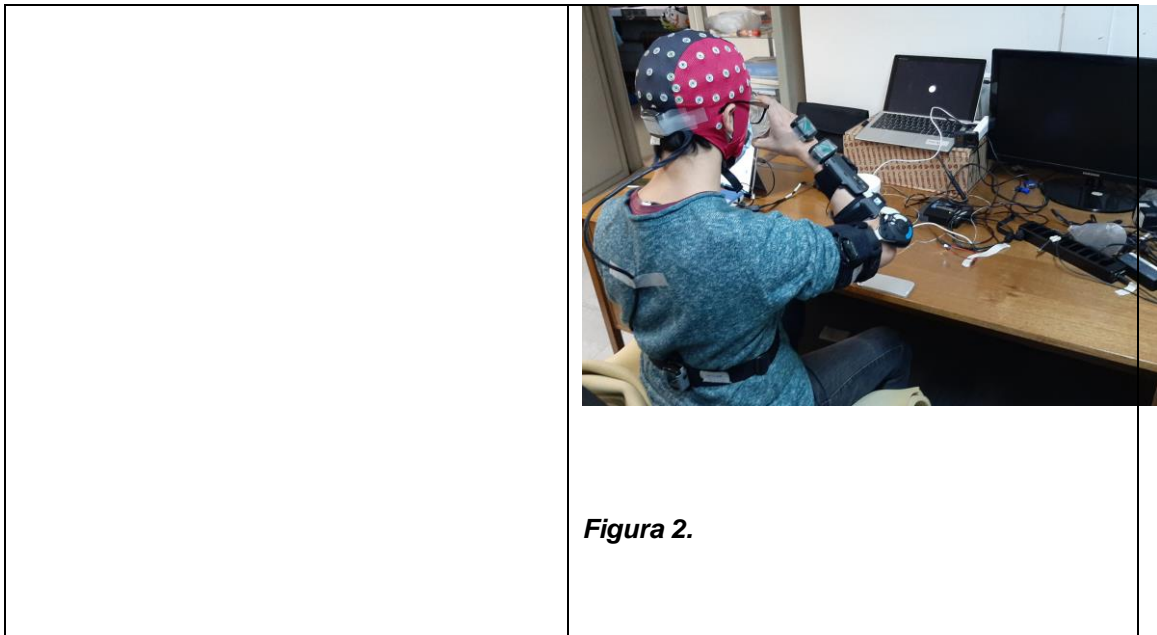


Figura 3. Vista lateral del montaje para la tarea de beber donde se observa los 2 sensores capacitivos. La persona se representa con el brazo en la posición de alcance, la gorra de EEG y los sitios de los sensores cinemáticos colocados en la mano, antebrazo, brazo, escapula, protuberancia occipital cefálica, vertebra C7 y vertebra L2.

6.2. Métodos

6.2.1 Universo muestral

La cohorte de muestra consiste en 9 sujetos sanos escogidos no aleatoriamente y por conveniencia, ya que la población es muy variable. Las personas fueron reclutadas entre Marzo y Diciembre de 2021. Los criterios de inclusión son (1) sin limitaciones

ortopédicas de la extremidad superior; (2) capaz de estar en sedente durante 1 hora. Los criterios de exclusión incluyeron (1) déficits en la comunicación o la atención que interferirían con la participación razonable en el estudio; (2) deformidad del cuero cabelludo debido a una cirugía o aquellos que no puedan someterse a un registro de EEG por otras razones, como movimientos involuntarios o marcapasos, entre otros; (3) sin déficits cognitivos severos (puntaje del Mini examen del estado mental ≥ 19 puntos).

6.2.2. Materiales

Los instrumentos que realizarán tanto la medición cinemática como eléctrica cerebral se harán con sensores cinemáticos y EEG, respectivamente.

EEG: éste surge como un método no invasivo ampliamente utilizado para monitorear la actividad eléctrica del cerebro. Sus beneficios clave en comparación con otras técnicas de imágenes cerebrales son que tiene una resolución de tiempo muy alta, capaz de rastrear eventos dentro del cerebro con una precisión de milisegundos, y que en principio es portátil, lo que permite realizar neuroimágenes en el mundo real, tanto en la clínica, como en el laboratorio, en este caso durante una tarea motora ²⁵, siendo esto último, particularmente sobresaliente, ya que permite la medición de la conectividad en el rango beta (20-30 Hz), un rango de frecuencia asociado con la función del sistema motor ¹⁵.

El estudio actual utilizará un EEG eego™ Sports - ANT Neuro, marcado como dispositivo médico en la Unión Europea, según MDD 93/42 / EEC, clase IIa. Tiene una matriz densa 64 canales con electrodos siguiendo el sistema estándar 10-20.

Sensores cinemáticos: herramienta utilizada para medir los cambios cinemáticos, capturados por sensores Noraxon, verificando el uso de una estrategia movimiento normal o compensatoria de la ES, la cual incluye desplazamientos lineales y angulares, las velocidades y las aceleraciones del movimiento.

Los sensores se adhirieron a la piel con cinta adhesiva de doble cara. Son en total 7, los que son colocados a nivel cefálico (protuberancia occipital), a posterior a la vértebra

cervical C7, a posterior a la vértebra cervical L2, sobre la fosa supraespinosa de la escapula (en la parte media del acromion), lateral al tercio medio del húmero, posterior al tercio distal del antebrazo y posterior a la mano sobre el tercer metacarpo (*figura 3*).

6.2.3. Procesamiento de adquisición electroencefalográfica de datos

Los datos de EEG se registraron a partir de 64 electrodos de cuero cabelludo a una frecuencia de muestreo de 250 Hz e impedancia de salida de cada sensor activo menos de 1Ω .

6.2.4 Procesamiento conectividad funcional

La conectividad funcional identifica regiones cerebrales que tienen una frecuencia, fase y / o amplitud similar de actividad correlacionada. Dentro de las métricas comúnmente utilizadas para la conectividad funcional no dirigidas que buscan capturar alguna forma de interdependencia entre señales, sin referencia a la dirección de influencia, se encuentra la coherencia de fase ^{21 26}, la cual se utilizara en este estudio, basándose en la distribución de las diferencias de ángulo de fase entre dos electrodos, con la idea de que cuando las poblaciones neuronales están acopladas funcionalmente, el tiempo de sus procesos oscilatorios, medidos a través de la fase, se convierten en sincronizados ²⁷. Para el cálculo se está coherencia de fase se utilizará un preprocesamiento de la señal de EEG en el programa EEGLAB, basado en el método expuesto por Makoto Miyakoshi ²⁸, el cual consiste en lo siguiente:

1. Importar los datos utilizando la caja de herramientas EEGLAB (<http://sccn.ucsd.edu/eeglab/>) con una referencia mastoidea unilateral para ser procesados en MATLAB. Los datos continuos se filtraron con un paso alto a 1 Hz y un filtro de paso bajo a 100 Hz; Se incluyó un filtro de notch adaptado a 50 Hz para eliminar el ruido de línea.
2. Crear eventos. Los eventos se identificaron utilizando un algoritmo en MATLAB, detectando en prima instancia dos: mirar la ejecución de la tarea proyectada en un computador (watching), y posteriormente, imaginar ejecutándola (imaging). En segunda

instancia, ocurrieron cinco eventos: sonido que indica comienzo de la tarea (evento go), soltar el sensor donde se encontraba la mano (evento moving), tocar el vaso y su respectivo sensor (evento touching), soltar el vaso y su respectivo sensor (evento releasing) y por último tocar el sensor donde se encontraba la mano (evento stopping). Para el análisis de EEG se recogieron épocas de 1.5 segundos, que se extrajeron de -0,5 segundos a 1 segundo con respecto al inicio del movimiento (evento moving).

3. Eliminar los canales defectuosos. Rechazo de porciones de datos incorrectas utilizando el algoritmo de reconstrucción del subespacio de artefactos (ASR). El ASR encuentra porciones limpias de datos (datos de calibración) y calcula la desviación estándar de los componentes extraídos. Rechaza las regiones de datos si exceden 20 veces (por defecto) la desviación estándar de los datos de calibración.

4. Interpolar. Interpolar los electrodos rechazados antes de la referencia promedio y la ICA es fundamental por un lado para minimizar el sesgo potencial hacia un hemisferio o área específica cerebral al momento de referenciar, mientras por otro lado para que todos los electrodos puedan ser procesados por el ICA y de esta forma poder calcular más adelante la retroproyección de diferentes canales de forma adecuada.

5. Referenciar los datos para promediar. La referencia promedio hace que toda la topografía del cuero cabelludo tenga un potencial total cero

6. Limpiar los datos sin procesar solo para realizar ASR nuevamente.

7. Volver a hacer referencia a los datos. Esto es para restablecer los datos para que sean de suma cero en todos los canales de nuevo.

8. Aplica el Análisis por Componentes Independientes (ICA). Eliminar los artefactos inherentes a la adquisición de dichas señales.

9. Aplicar DIPFIT. Es un complemento de EEGLAB para realizar la localización de dipolos a través de fuente inversa.

10. Aplicar IClab. Es un complemento EEGLAB que permite etiquetar componentes independientes (IC) en: Cerebro, Ojo, Músculo, Corazón, Ruido de línea,

Ruido de canal y Otros. En este paso se obtienen los potenciales relacionados al evento del área cortical parietal posterior y motora primaria.

11. Aplicar DSI. La caja de herramientas DSI para es un metapaquete que combina la caja de herramientas headModel y el código de filtrado inverso Recursive Sparse Bayesian Learning en un complemento coherente para imágenes de fuente distribuidas directas e inversas dentro del entorno EEGLAB.

12. Aplicar la Caja de herramientas de flujo de información de origen (SIFT) para EEGLAB. Esta herramienta permite ver la conectividad funcional cerebral con la parte imaginaria de la coherencia (iCoh), un índice de asociación funcional capaz de detectar interacciones entre señales de EEG que ocurren con un cierto retraso de tiempo, ignorando así la interacción instantánea entre electrodos vecinos probablemente producida por conducción de volumen ²⁹. Los valores de iCoh para todos los dipolos disponibles se calcularon en las bandas alfa (8-12 Hz), beta menor (12-20 Hz) y beta mayor (20-30 Hz), que se han implicado en redes motoras extendidas durante tareas de la ES en sujetos sanos¹⁰⁻²¹. Estos coeficientes toman un valor entre -0.1 y 0.1 . Siendo más lejanos de cero cuando hay retraso de fases con mayores similitudes entre ambas áreas comparadas. Dentro de este contexto, para una frecuencia dada, un valor de coherencia de $0.1/-0.1$ indica señales de EEG que tienen exactamente la misma diferencia de fase y relación de amplitud en cada época, mientras que un valor de coherencia de 0 indica señales de EEG que tienen una diferencia aleatoria en fase ³⁰.

6.2.5. Procesamiento de sensores cinemáticos.

Previamente a ejecutar los ensayos se realiza calibración de los sensores con la posición inicial del sujeto. Posteriormente cada sujeto se registra durante al menos 20 ensayos exitosos, y como máximo 40 ensayos en una sesión, definiendo como exitoso cuando los datos registrados por el marcador se transfieren automáticamente en tiempo real al software de adquisición de datos con la calibración inicial programada.

Los datos se transfirieron al software MATLAB para su posterior análisis, en el cual se divide la tarea de beber en cinco fases lógicas: alcance, transporte vaso 1°, bebiendo, transporte vaso 2° y regreso (descrito en la tabla 1), donde se describe la definición conceptual y operacional de cada fase.

Fases de la tarea	Definición conceptual	Definición operacional
Alcance	Movimiento de la extremidad superior dominante que comienza con el movimiento de la mano en dirección al vaso desde una posición inicial y finaliza al agarrarlo.	Esta etapa de la tarea de beber comienza cuando la velocidad del marcador manual supera el 2 % de la primera velocidad máxima, y finaliza cuando la velocidad del marcador manual no es inferior ni igual a 15 mm/s posterior a la primera velocidad máxima.
Transporte vaso 1°	Movimiento de la extremidad superior dominante que comienza cuando la mano empieza a moverse hacia la boca con el vaso en agarre y finaliza al tocar la boca.	Esta etapa de la tarea de beber comienza cuando la velocidad del marcador manual no es inferior ni igual a 15 mm/s posterior a la primera velocidad máxima, y finaliza cuando la velocidad del marcador manual alcanza un 5 % posterior de la segunda velocidad máxima.
Beber	Movimiento de la extremidad superior dominante que se inicia al tocar la boca con el vaso y finaliza al sacar el vaso de la boca.	Esta etapa de la tarea de beber comienza cuando la velocidad del marcador alcanza un 5 % posterior de la segunda velocidad máxima, y finaliza cuando la velocidad del marcador manual supera el 5 % previo de la tercera velocidad máxima.

Transporte vaso 2°	Movimiento de la extremidad superior dominante que se inicia al sacar el vaso de la boca y finaliza cuando se deja el vaso sobre la mesa.	Esta etapa de la tarea de beber comienza cuando la velocidad del marcador manual supera el 5 % previo de la tercera velocidad máxima, y finaliza cuando la velocidad del marcador manual alcanza por debajo de 10 mm/s posterior a la tercera velocidad máxima.
Regresar	Movimiento de la extremidad superior dominante que se inicia al dejar el vaso sobre la mesa y finaliza cuando la mano descansa sobre la posición inicial.	Esta etapa de la tarea de beber comienza cuando la velocidad del marcador manual alcanza por debajo de 10 mm/s posterior a la tercera velocidad máxima, y finaliza cuando la velocidad del marcador manual vuelve al 2 % posterior de la cuarta velocidad máxima.

Tabla 1. Definiciones de fase, limitando el inicio y el final de cada una de ellas en la tarea de beber.

6.2.6. Análisis Estadístico

Registro electroencefalográfico: Con respecto al análisis estadístico, este se hizo en relación con la parte imaginaria de la coherencia (iCOH) entre las 2 tareas realizadas por todos los sujetos (solemnemente se hicieron en 7 debido a problemas de registro en 2 sujetos). Para esto se utilizó la prueba paramétrica de Shapiro-Wilks la cual sostuvo que la distribución no es normal. Posteriormente, se aplicó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para determinar la significancia de diferencia de las medias.

Variables cinemáticas: En Matlab se crea un programa para usar los valores x, y, z para cada muestra y calcular las variables cinemáticas como la velocidad tangencial de la mano que permite dividir la tarea en 5 fases (tabla 1) y calcular el tiempo de cada una, los ángulos de las articulaciones y la velocidad máximas alcanzadas. Las variables cinemáticas se muestran en la Tabla 2, definiéndolas a nivel conceptual y operativo.

Los análisis estadísticos se realizaron con Matlab, SPSS y R. Se calcularon estadísticas descriptivas que incluyen la media aritmética, la media recortada al 30% y la desviación estándar para el grupo de estudio de 9 sujetos. Con los datos obtenidos se aplicó la prueba paramétrica de Shapiro-Wilks la cual señaló que la muestra proviene de una distribución normal. Posteriormente se calcula la prueba t de muestras pareadas en el caso de las 2 condiciones descritas en la tarea para cada sujeto. Se utilizó un nivel de significancia de 0,05.

VARIABLES CINEMÁTICAS	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL
Tiempo total de Movimiento	Tiempo requerido para lograr ejecutar la tarea de beber un vaso de agua.	Al dividir la tarea en 5 fases, se calcula y suma el tiempo para cada una de estas, obteniendo el tiempo total de movimiento para toda la tarea.
Velocidad máxima de alcance	Velocidad máxima que logra la extremidad superior dominante durante la fase de alcance.	Valor obtenido durante la fase de alcance en que el marcador manual logra la velocidad máxima. Esto permite caracterizar el momento de la fase donde hay cambio de la estrategia de movimiento (aceleración y desaceleración).
Extensión de codo	Ángulo promedio alcanzado detectado durante la fase del alcance.	Valor determinado por el ángulo entre los vectores que unen los marcadores de codo y muñeca y los marcadores de codo y hombro.
Abducción de hombro	Ángulo instantáneo alcanzado en el plano frontal detectado durante la fase de beber.	Valor determinado por el ángulo entre los vectores que unen los marcadores colocados en el hombro y codo y el vector vertical desde el marcador de hombro hacia la cadera
Flexión de hombro	Ángulo instantáneo alcanzado en el plano sagital detectado durante la fase de beber.	Valor determinado por el ángulo entre los vectores que unen los marcadores colocados en el hombro y codo y el vector

		vertical desde el marcador del hombro hacia la cadera.
Flexión de Tronco	Determinado por la diferencia entre el ángulo máximo y mínimo de flexión de tronco durante toda la tarea.	Valor determinado por el ángulo entre los vectores que unen los marcadores colocados en la vertebra Cervical 7 y el vector vertical desde el marcado de la vertebra lumbar 2.

Tabla 2. Definiciones de las variables cinemáticas calculadas.

7. Resultados

7.1. Cinemáticos.

Velocidad: marcador de mano

Los perfiles de velocidad tangencial se calcularon y trazaron para el marcador de mano. En la tarea ejecutada normalmente muestra 4 velocidades máximas de forma similar tanto en la forma como en la amplitud (ver figura 4.A), a contraste de la tarea bajo restricción en que si bien existen también 4 velocidades máximas, se reflejan diferencias en los aspectos mencionados entre las velocidades de las diferentes etapas (ver figura 4.B). En lo específico, la velocidad tangencial de la mano disminuyó poco antes de agarrar o soltar el vaso y la velocidad máxima ocurrió antes en la fase de transporte 2°, en comparación con la fase de transporte 1° (ver figura 4.A. y B.), lo que indica que volver a colocar el vaso sobre la mesa requería más precisión.

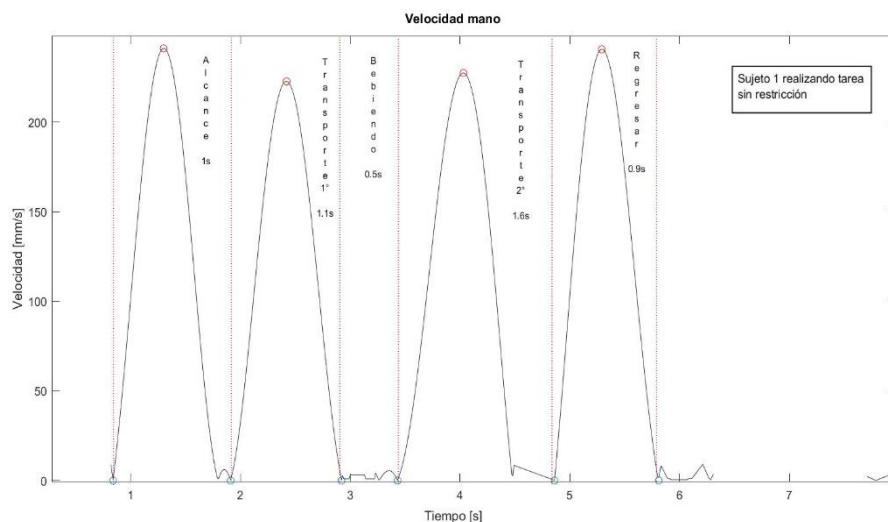


Figura 4. A.

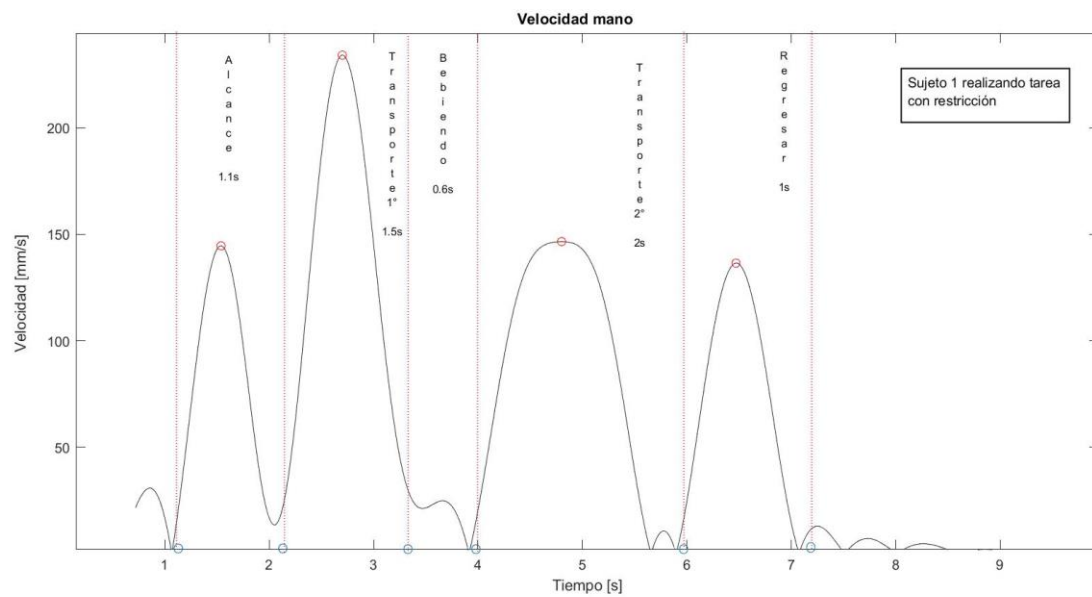


Figura 4.B.

Perfil de velocidad del marcador de mano durante la tarea de beber sin restricción (a) y bajo restricción (b) para un sujeto.

Tiempos de fases y velocidad máxima

Con respecto al tiempo requerido en cada fase de la tarea, existen diferencias significativas en torno a la diferencia de tiempo utilizado entre una modalidad y la otra en cada sujeto (ver tabla 3).

El tiempo utilizado en los movimientos en cada fase, y específicamente en el total de la tarea son más lentos en la ejecución con restricción biomecánica, objetivado en un promedio 6.2 segundos contra 5.4 segundos en la ejecución normal. Particularmente, en la fase de transporte 1° y 2° el promedio de tiempo de ambas fases supera en 0.2 segundos a la ejecución normal (ver tabla 4).

La velocidad máxima se produjo al 44% del tiempo total de alcance en la ejecución normal y al 46% con restricción (ver tabla 4), lo que significa que la fase de desaceleración se prolongó en la mayoría de los sujetos. Esto indica que las personas al tener la restricción biomecánica probablemente necesitan confiar más en el control de movimiento impulsado por retroalimentación durante la segunda mitad del alcance.

Variables cinemáticas, promedio (DS)	Sujeto 1			Sujeto 2			Sujeto 3			Sujeto 4			Sujeto 5			Sujeto 6			Sujeto 7			Sujeto 8			Sujeto 9			
	Normal	Restricción	Sig (valor p)	Normal	Restricción	Sig (valor p)	Normal	Restricción	Sig (valor p)	Normal	Restricción	Sig (valor p)	Normal	Restricción	Sig (valor p)	Normal	Restricción	Sig (valor p)	Normal	Restricción	Sig (valor p)	Normal	Restricción	Sig (valor p)	Normal	Restricción	Sig (valor p)	
Alcance (s)	1(0.06)	1.1(0.1)	<0.001*	1.2(0.05)	1.2(0.08)	0.8	1.6(0.1)	1.7(0.4)	0.3	1.2(0.03)	1.1(0.06)	0.001*	1.1(0.03)	2(0.2)	<0.001*	1.1(0.03)	1.1(0.1)	0.3	1.6(0.06)	1.7(0.1)	0.07	1.3(0.5)	1(0.1)	0.15	1.1(0.02)	1.3(0.06)	<0.001*	
Transporte vaso 1° (s)	1.1(0.05)	1.5(0.09)	<0.001*	1.3(0.1)	1.5(0.2)	<0.001*	1(0.1)	1.2(0.09)	<0.001*	0.8(0.08)	1.3(0.1)	<0.001*	1.1(0.06)	0.8(0.02)	<0.001*	1(0.03)	1.3(0.1)	<0.001*	1.1(0.05)	1.5(0.1)	<0.001*	1.2(0.1)	1.5(0.08)	<0.001*	1.2(0.08)	1.2(0.09)	0.3	
Bebiendo (s)	0.5(0.1)	0.6(0.1)	0.03*	0.4(0.09)	0.8(0.02)	<0.001*	0.6(0.09)	0.9(0.05)	0.02*	0.5(0.08)	0.7(0.07)	0.03*	0.6(0.06)	1(0.01)	<0.001*	0.5(0.08)	0.8(0.05)	<0.001*	0.6(0.04)	0.7(0.04)	<0.001*	0.3(0.07)	0.6(0.05)	0.01*	0.3(0.1)	0.8(0.1)	<0.001*	
Transporte vaso 2° (s)	1.6(0.1)	2(0.2)	<0.001*	1.5(0.1)	1.5(0.1)	0.8	1.8(0.2)	1.9(0.2)	0.3	1(0.2)	1.5(0.1)	<0.001*	1.5(0.1)	1.5(0.05)	<0.001*	1.4(0.07)	1.6(0.09)	<0.001*	1.3(0.04)	1.5(0.07)	<0.001*	1.3(0.1)	1.4(0.1)	0.05*	1.8(0.09)	2.1(0.2)	<0.001*	
Regresar (s)	0.9(0.05)	1(0.05)	<0.001*	1.2(0.04)	1.3(0.09)	0.01*	1.1(0.07)	1(0.07)	<0.001*	1.3(0.04)	1.1(0.06)	<0.001*	1.2(0.05)	1.1(0.05)	<0.001*	1.1(0.02)	1(0.05)	<0.001*	1.2(0.05)	1.1(0.06)	<0.001*	1.1(0.09)	1.1(0.08)	0.2	1.1(0.04)	1(0.06)	<0.001*	
Tiempo total de movimiento (s)	5.1	6.2	0.01*	5.6	6.3	0.01*	6.1	6.7	0.008*	4.8	5.7	0.03*	5.2	6.4	<0.001*	5.1	5.7	0.04*	5.8	6.6	<0.001*	5.2	5.6	0.05*	5.5	6.4	<0.001*	
velocidad máxima en alcance (%)	48	43	<0.001*	45	47	<0.001*	35	46	0.05*	46	47	0.01*	47	50	0.007*	47	47	0.6	38	41	<0.001*	43	52	<0.001*	43	45	<0.001*	
Ángulos articulares, promedio (DS)																												
Extensión de codo en alcance (°)	80.2(1.6)	80(0.7)	0.6	95.6(1)	91.8(4.8)	0.003*	94.2(0.6)	83.4(1.4)	<0.001*	73.5(4.3)	81.4(1.8)	<0.001*	84.3(1.5)	84.1(2.2)	0.7	79.6(1.3)	82.8(1.8)	<0.001*	79.6(1.3)	87.3(0.9)	<0.001*	74.3(1.9)	90.1(3.2)	<0.001*	80.3(3.2)	93.1(0.8)	<0.001*	
Abducción del hombro al beber (°)	4.1(0.6)	69.8(4.6)	<0.001*	47.9(2.9)	67.3(5.8)	<0.001*	5.5(10.7)	15.7(6.2)	<0.001*	25.1(7.6)	73.9(9.2)	<0.001*	-19.2(1.6)	14.2(1.5)	<0.001*	27.1(1)	39.6(2.8)	<0.001*	27.1(1)	124.3(8.2)	<0.001*	-1.6(5.7)	98.6(6)	<0.001*	40.1(4.2)	75.4(7.4)	<0.001*	
Flexión del hombro al beber (°)	47.6(1.1)	78.1(3.9)	<0.001*	62.5(1.7)	80(5.6)	<0.001*	72(3.3)	82.1(2.7)	<0.001*	49.3(4.1)	81.9(3.4)	<0.001*	49.7(1.7)	52.5(6.7)	0.03*	58.1(0.8)	64.5(1.2)	<0.001*	58.1(0.8)	104.3(3)	<0.001*	80(2.6)	96.4(4.7)	<0.001*	50.3(2.3)	82.3(4.6)	<0.001*	
Flexión de Tronco (°)	2.1(0.3)	3.7(1.6)	<0.001*	1.8(0.6)	2.6(0.9)	<0.001*	3.1(0.6)	6.5(2.4)	<0.001*	1.1(0.6)	3.5(1)	<0.001*	2.5(0.8)	7.7(1.6)	<0.001*	1.1(0.3)	2.4(0.6)	<0.001*	2.6(0.5)	4.8(1.2)	<0.001*	3.8(2.2)	8.4(5.8)	<0.001*	1.5(0.9)	4(1.1)	<0.001*	

Tabla 3.

Variables cinemáticas (n = 9)			
Variables cinemáticas, promedio (DS)	Tarea Normal	Variables cinemáticas, promedio (DS)	Tarea con Restricción
Alcance (s)	1.2(0.2)	Alcance (s)	1.4(0.4)
Transporte vaso 1° (s)	1.1(0.1)	Transporte vaso 1° (s)	1.3(0.3)
Bebiendo (s)	0.5(0.1)	Bebiendo (s)	0.8(0.1)
Transporte vaso 2° (s)	1.5(0.3)	Transporte vaso 2° (s)	1.7(0.3)
Regresar (s)	1.1(0.1)	Regresar (s)	1.1(0.09)
Tiempo total de movimiento (s)	5.4(0.4)	Tiempo total de movimiento (s)	6.2(0.4)
velocidad máxima en alcance (%)	44(4.4)	velocidad máxima en alcance (%)	46.4(3.3)
Ángulos articulares, promedio (DS)		Ángulos articulares, promedio (DS)	
Extensión de codo en alcance (°)	82.4(7.8)	Extensión de codo en alcance (°)	86(4.7)
Abducción del hombro al beber (°)	16.4(22.3)	Abducción del hombro al beber (°)	64.3(36.2)
Flexión del hombro al beber (°)	58.6(11.2)	Flexión del hombro al beber (°)	80.1(15.4)
Flexión de Tronco durante tarea (°)	2.1(0.9)	Flexión de Tronco durante tarea (°)	4.8(2.1)

Tabla 4.

Ángulos de articulación

Existen diferencias significativas en torno a la diferencia de ángulo articular utilizado entre una modalidad y la otra en cada sujeto (ver tabla 3).

En la fase de beber, se presentan diferencias altamente significativas en la ejecución de la tarea. Bajo restricción los sujetos posicionaron el hombro más abducido y flexionado, con un promedio 64.3° y 80.1° respectivamente, contra 16.4 y 58.6 en la ejecución normal (ver figura 5.A y 5.B).

En la fase de alcance, si bien hay diferencias significativas en la mayoría de los sujetos con respecto al ángulo de flexo-extensión del codo utilizado en ambas condiciones, en general hay una diferencia de solo 4° a nivel de todos los sujetos (ver tabla 4). Lo que indica que el ángulo de codo utilizado sin restricción se comporta de forma similar en esta fase.

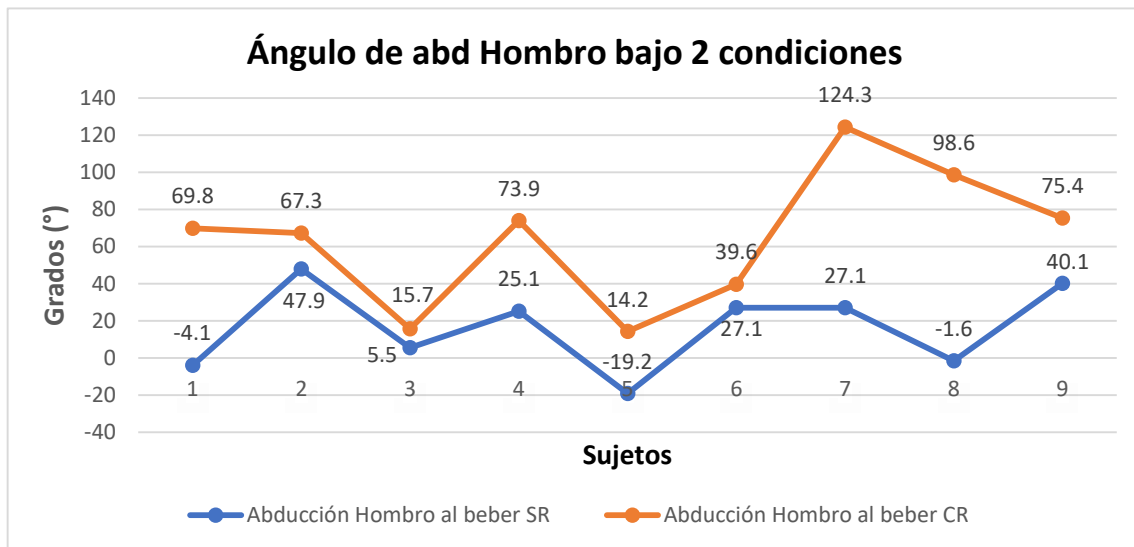


Figura 5. A.

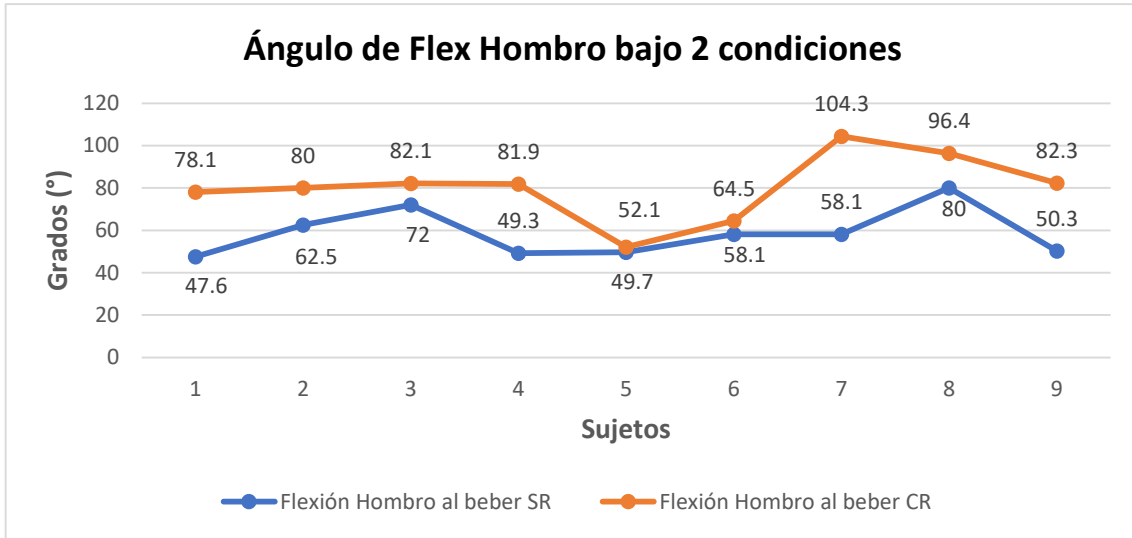


Figura 5. B.

Durante toda la tarea, a pesar de que el vaso se colocó al alcance del brazo, al haber restricción hubo inclinación hacia adelante (Flexión del tronco) aproximadamente 4.8° en comparación con los 2.1 ° en la ejecución normal. La diferencia entre la ejecución de ambas tareas para cada sujeto se muestra en la Tabla 4 y figura 6.

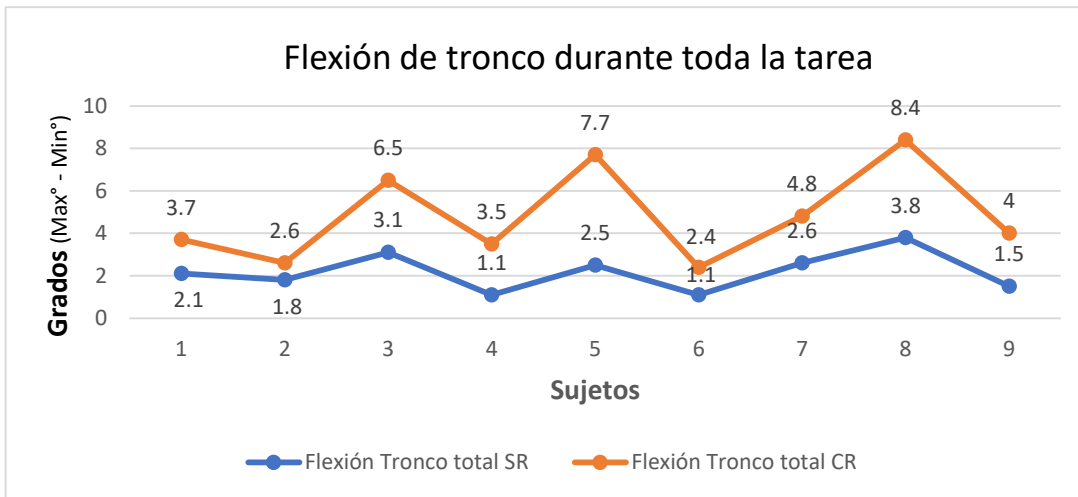


Figura 6.

Por lo tanto, lo que refleja el patrón de movimiento compensatorio son el posicionamiento requerido en las articulaciones proximales y el tronco, con el objetivo de lograr la ejecución de la tarea al tener una restricción biomecánica a nivel del codo. Lo anterior, demuestra que la valoración cinemática de las variables obtenidas es efectiva para detectar las compensaciones observadas durante la ejecución de la tarea.

Desempeño en el tiempo

Al observar el desempeño de los sujetos a través de los ángulos descritos, al inicio y al final de cada tarea (primeros 5 y últimos 5 ensayos, respectivamente), se observa que se mantiene en todos los sujetos similar desempeño sin cambios significativos de este (ver figura 7), por lo que a través de la práctica de los ensayos repetitivos el sujeto mantendría utilizando un ángulo similar para responder a la tarea de vaso de agua.

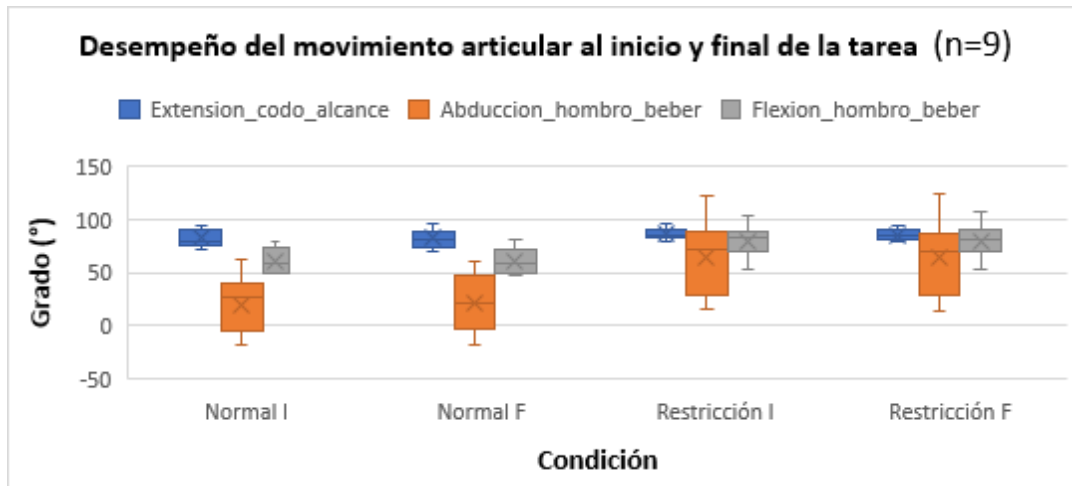
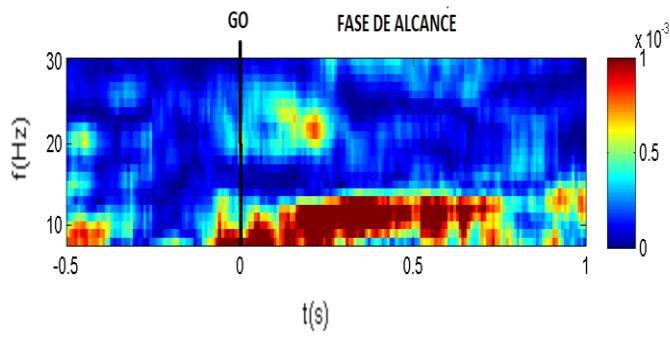


Figura 7.

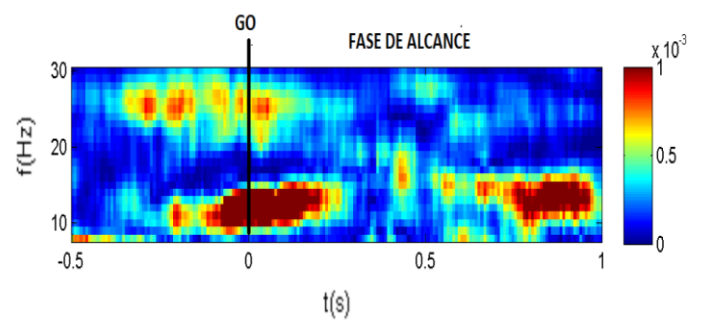
7.2. Conectividad funcional

El acoplamiento de la red parieto-frontal existe al realizar la tarea bajo ambas condiciones. Este lo podemos observar en la iCOH que está presente en las bandas de frecuencia α , β menor y β mayor en 3 ventanas de tiempo que va desde -0.5-0s /0-0.5s y 0.5-1s (ver figura 8). Sin embargo, no se presentan diferencias significativas (p-value) de iCOH al variar la estrategia de la tarea bajo diferentes frecuencias y series de tiempo (ver tabla 5.A para sujetos diestros y 5.B para sujeto zurdo) durante la ejecución del movimiento, específicamente en la fase de alcance de la tarea.

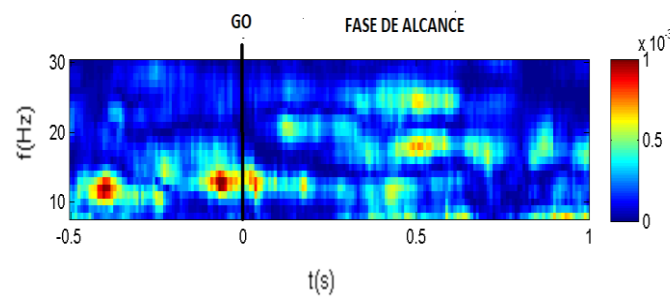
Conectividad funcional (ρ_{COH}) CPP - CM 1* SR



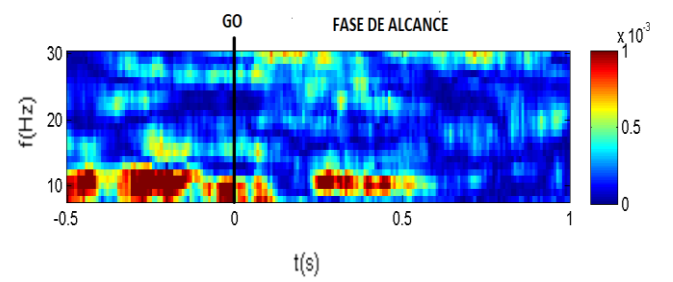
Conectividad funcional (ρ_{COH}) CPP - CM 1* CR



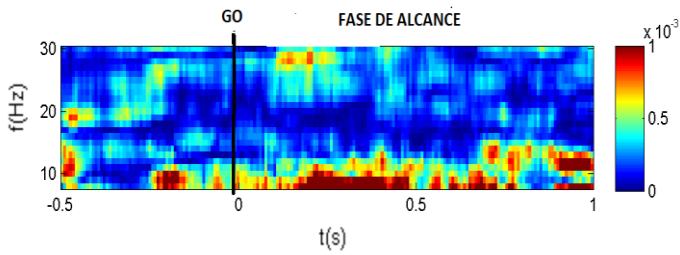
Conectividad funcional (ρ_{COH}) CPP - CM 1* SR



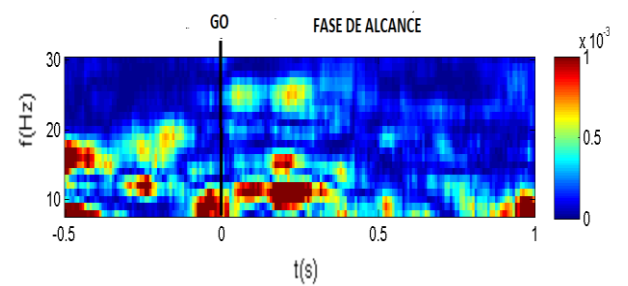
Conectividad funcional (ρ_{COH}) CPP - CM 1* CR



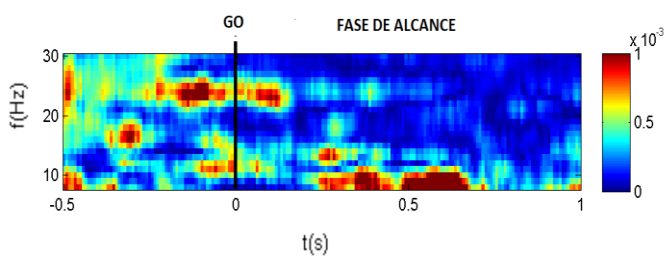
Conectividad funcional (ρ_{COH}) CPP - CM 1* SR



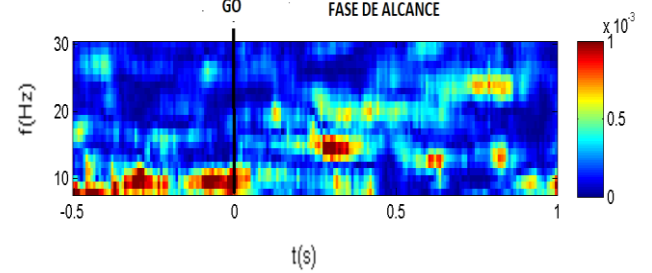
Conectividad funcional (ρ_{COH}) CPP - CM 1* CR



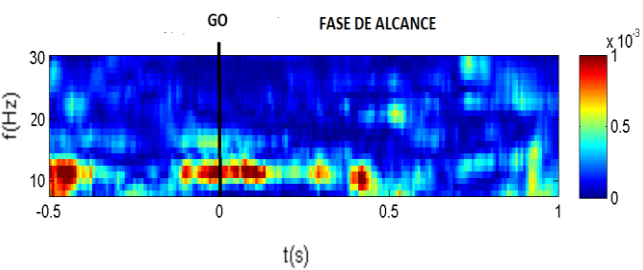
Conectividad funcional (ρ_{COH}) CPP - CM 1* SR



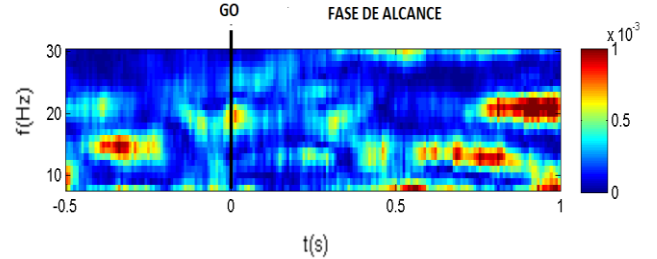
Conectividad funcional (ρ_{COH}) CPP - CM 1* CR



Conectividad funcional (ρ_{COH}) CPP - CM 1* SR



Conectividad funcional (ρ_{COH}) CPP - CM 1* CR



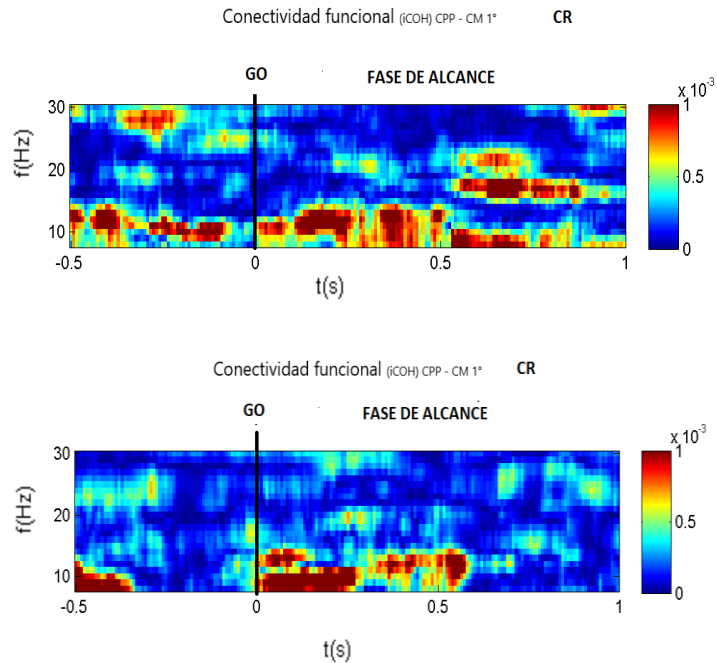
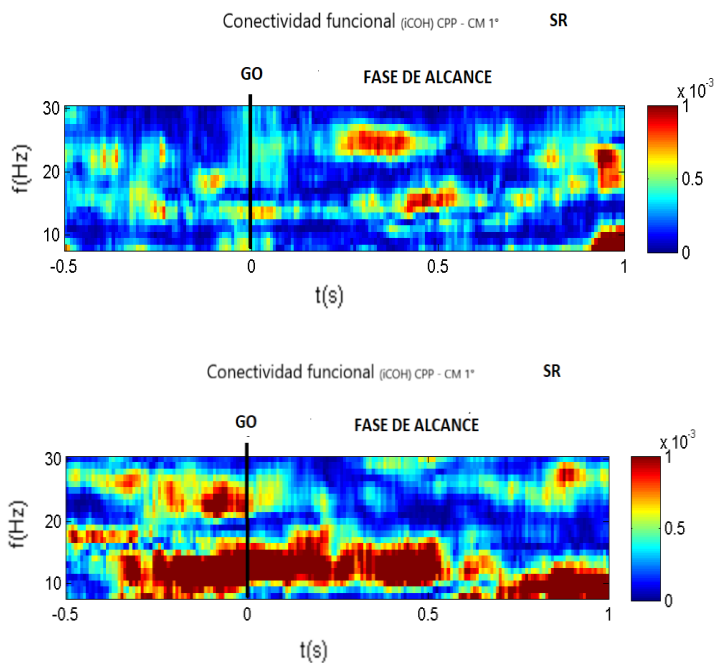


Figura 8. Tarea sin restricción

Coherencia Parieto-frontal en banda Fc α , β menor y β mayor en 3 ventanas de tiempo bajo 2 condiciones de la tarea (n=6 diestros)			
Codición	Frecuencia	Tiempo	p value
SR	Alfa (α)	-0.5-0	0.5
CR		-0.5-0	
SR	Alfa (α)	0 - 0.5	0.8
CR		0 - 0.5	
SR	Alfa (α)	0.5-1	0.4
CR		0.5-1	
SR	Beta (β) menor	-0.5-0	0.9
CR		-0.5-0	
SR	Beta (β) menor	0 - 0.5	0.1
CR		0 - 0.5	
SR	Beta (β) menor	0.5-1	0.3
CR		0.5-1	
SR	Beta (β) mayor	-0.5-0	0.9
CR		-0.5-0	
SR	Beta (β) mayor	0 - 0.5	0.9
CR		0 - 0.5	
SR	Beta (β) mayor	0.5-1	0.7
CR		0.5-1	

Tabla 5. A.

Figura 8. Tarea con restricción

Coherencia Parieto-frontal contralateral en banda Fc α , β menor y β mayor en 3 ventanas de tiempo bajo 2 condiciones de la tarea (n=7 zurdo)			
Codición	Frecuencia	Tiempo	p value
SR	Alfa (α)	-0.5-0	0.7
CR		-0.5-0	
SR	Alfa (α)	0 - 0.5	1
CR		0 - 0.5	
SR	Alfa (α)	0.5-1	0.4
CR		0.5-1	
SR	Beta (β) menor	-0.5-0	0.8
CR		-0.5-0	
SR	Beta (β) menor	0 - 0.5	1
CR		0 - 0.5	
SR	Beta (β) menor	0.5-1	0.1
CR		0.5-1	
SR	Beta (β) mayor	-0.5-0	0.2
CR		-0.5-0	
SR	Beta (β) mayor	0 - 0.5	0.4
CR		0 - 0.5	
SR	Beta (β) mayor	0.5-1	0.4
CR		0.5-1	

Tabla 5. B.

Otros resultados. Conectividad efectiva.

Las interacciones entre áreas que constituyen una red se pueden describir no solamente desde la conectividad funcional, ya que la coherencia solo revela componentes que están mutuamente correlacionados con dos señales en el dominio de fase, pero no informa sobre la dirección del flujo de información entre las señales. Por lo tanto, se hace necesario utilizar conectividad efectiva, la cual se refiere explícitamente a la influencia causal que un sistema neuronal ejerce sobre otro¹⁶.

El análisis de conectividad efectiva se hizo en la misma red parieto-frontal al realizar la tarea bajo ambas condiciones. Este lo podemos observar a través del método renormalized partial directed coherence (rPDC), que por el contrario a iCOH, es una técnica basada en la perspectiva de la causalidad de Granger para detectar influencias causales (es decir, conectividad dirigida) en sistemas estocásticos multivariados y proporciona información sobre la dirección del flujo de información entre las fuentes.

En relación a los resultados como tal, se observó mayor conectividad en área cortico parieto-frontal ipsilateral estadísticamente significativa (p-value) en las bandas de frecuencia β mayor en la ventana de tiempo que va desde 0.5-1s (ver tabla 6 y figura 9). Tanto en sujetos diestros como el sujeto zurdo.

Es importante referir que este aumento de conectividad coincide con la fase de alcance cinemática del movimiento de la ES. Interpretando que al realizar la tarea con restricción biomecánica de movimiento de la ES requirió el uso de mayores recursos de conectividad neural objetivado en la mayor conectividad intrahemisférica parieto-frontal ipsilateral.

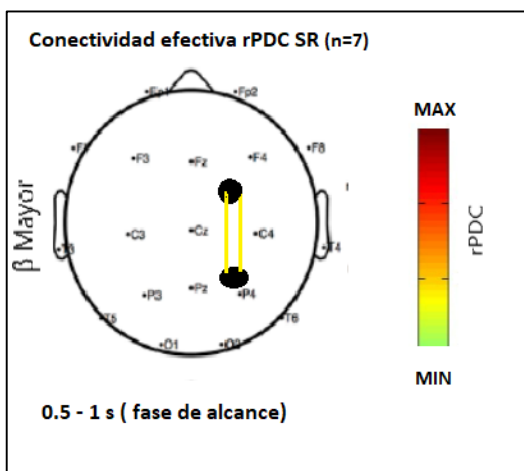


Figura 9.A

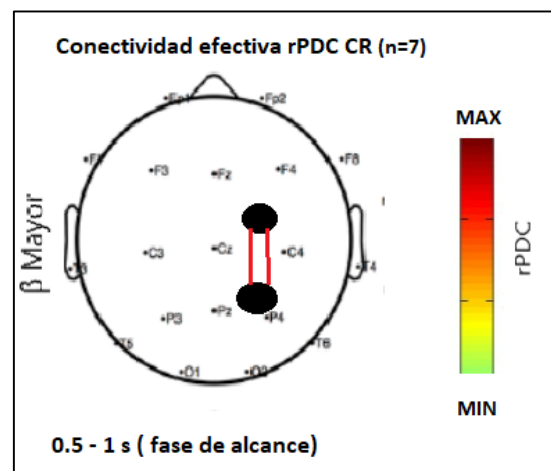


Figura 9.B

Conectividad efectiva Parieto-frontal ipsilateral en banda Fc α , β menor y β mayor en 6 ventanas de tiempo bajo 2 condiciones de la tarea (n=6 diestros)			
Codición	Frecuencia	Tiempo	p value
SR	Alfa(α)	-0.5- -0.25	>0.05
CR		-0.5- -0.25	
SR	Alfa(α)	-0.25-0	>0.05
CR		-0.25-0	
SR	Alfa(α)	0-0.25	>0.05
CR		0-0.25	
SR	Alfa(α)	0.25 - 0.5	>0.05
CR		0.25 - 0.5	
SR	Alfa(α)	0.5-0.75	>0.05
CR		0.5-0.75	
SR	Alfa(α)	0.75-1	>0.05
CR		0.75-1	
SR	Beta (β) menor	-0.5- -0.25	>0.05
CR		-0.5- -0.25	
SR	Beta (β) menor	-0.25-0	>0.05
CR		-0.25-0	
SR	Beta (β) menor	0-0.25	>0.05
CR		0-0.25	
SR	Beta (β) menor	0.25 - 0.5	>0.05
CR		0.25 - 0.5	
SR	Beta (β) menor	0.5-0.75	>0.05
CR		0.5-0.75	
SR	Beta (β) menor	0.75-1	>0.05
CR		0.75-1	
SR	Beta (β) mayor	-0.5- -0.25	>0.05
CR		-0.5- -0.25	
SR	Beta (β) mayor	-0.25-0	>0.05
CR		-0.25-0	
SR	Beta (β) mayor	0-0.25	>0.05
CR		0-0.25	
SR	Beta (β) mayor	0.25 - 0.5	>0.05
CR		0.25 - 0.5	
SR	Beta (β) mayor	0.5-0.75	0.03
CR		0.5-0.75	
SR	Beta (β) mayor	0.75-1	0.03
CR		0.75-1	

Renormalized partial directed coherence (rPDC).

Tabla 6. A.

Conectividad efectiva Parieto-frontal ipsilateral en banda Fc α , β menor y β mayor en 6 ventanas de tiempo bajo 2 condiciones de la tarea (n=7 zurdo)			
Codición	Frecuencia	Tiempo	p value
SR	Alfa(α)	-0.5- -0.25	>0.05
CR		-0.5- -0.25	
SR	Alfa(α)	-0.25-0	>0.05
CR		-0.25-0	
SR	Alfa(α)	0-0.25	>0.05
CR		0-0.25	
SR	Alfa(α)	0.25 - 0.5	>0.05
CR		0.25 - 0.5	
SR	Alfa(α)	0.5-0.75	>0.05
CR		0.5-0.75	
SR	Alfa(α)	0.75-1	>0.05
CR		0.75-1	
SR	Beta (β) menor	-0.5- -0.25	>0.05
CR		-0.5- -0.25	
SR	Beta (β) menor	-0.25-0	>0.05
CR		-0.25-0	
SR	Beta (β) menor	0-0.25	>0.05
CR		0-0.25	
SR	Beta (β) menor	0.25 - 0.5	>0.05
CR		0.25 - 0.5	
SR	Beta (β) menor	0.5-0.75	>0.05
CR		0.5-0.75	
SR	Beta (β) menor	0.75-1	>0.05
CR		0.75-1	
SR	Beta (β) mayor	-0.5- -0.25	>0.05
CR		-0.5- -0.25	
SR	Beta (β) mayor	-0.25-0	>0.05
CR		-0.25-0	
SR	Beta (β) mayor	0-0.25	>0.05
CR		0-0.25	
SR	Beta (β) mayor	0.25 - 0.5	>0.05
CR		0.25 - 0.5	
SR	Beta (β) mayor	0.5-0.75	0.03
CR		0.5-0.75	
SR	Beta (β) mayor	0.75-1	0.03
CR		0.75-1	

Renormalized partial directed coherence (rPDC).

Tabla 6. B.

8. Discusión

Una de las formas que se ha utilizado para detectar claramente la diferencia de calidad de movimiento en la ES son los sensores cinemáticos, tanto en sujetos sanos como en sujetos con alteraciones neurológicas ¹²⁻¹³⁻³¹. Estos estudios fueron la base del protocolo escogido para esta tesis basándose en parámetros similares de definición de variables cinemáticas, además de los elementos logísticos necesarios para la ejecución de la tarea. A partir de los resultados, se realizan ciertas interpretaciones del movimiento de los sujetos que ejecutan la tarea bajo restricción biomecánica que son similares a los sujetos con ACV que realizan compensación con la ES parética ¹²; mayor abducción-flexión de hombro y desplazamiento de tronco requerido, dificultad en la aceleración-desaceleración del movimiento durante la apertura y agarre al tomar el vaso, y por último, mayores tiempos requeridos en cada fase y el total de la tarea.

Con respecto al acoplamiento de la red motora, no existe mayor conectividad funcional a través de coherencia basada en fase durante la ejecución restrictiva de movimiento de la tarea con la ES en relación con una estrategia normal. Resultados diferentes a la literatura, donde se constata que a mayor complejidad de alcance y agarre del movimiento de la ES, existirá un mayor acoplamiento del sistema Parieto-Frontal (Corteza parietal posterior – M1) en banda de frecuencia alfa y beta ¹⁰⁻²¹⁻³⁴. Lo cual, inmediatamente hace reflexionar sobre si la tarea escogida en esta ocasión no es desafiante para nuestros sujetos, observado en el desempeño similar que mantienen los sujetos durante la tarea.

Otro aspecto que tomar en cuenta, es que hay aspectos particulares de la traducción visomotora, tales como la integración somatosensorial, el modelado de la mano y el procesamiento de información de retroalimentación visual en la adaptación de la fuerza, todo lo cual se han relacionado con la actividad del área motora parietal en el cerebro humano sano ³⁵. Cualidades que quizás no se alteran mayormente en la corteza parieto-frontal durante ambas tareas, con el fin de mantener la eficiencia de la red y satisfacer sus necesidades paralelas e integradas de procesamiento local y global. Por lo que sería importante sumar mayores análisis de conectividad funcional en esta tarea que incluyen coherencia intrahemisférica parieto-frontal / prefrontal-motor ipsilateral, e intrahemisférica parieto-frontal / prefrontal-motor contralateral.

Los resultados de este estudio aportan a la evidencia de que, en sujetos sanos al realizar la ejecución de una tarea cotidiana, como lo es beber agua, es crucial definir la

complejidad de la tarea, ya que si es de baja complejidad probablemente la corteza mantendrá la eficiencia de redes neurales. Sin embargo, al ver resultados de conectividad efectiva ipsilateral, se observó mayor conectividad, pudiendo alentar a indagar sobre el acoplamiento de diferentes zonas cerebrales intrahemisférica ipsilaterales.

Otro aporte de este estudio es que generalmente en la literatura, cuando se realiza análisis de electrofisiológico en el uso de tarea motoras, se describe escasamente la tarea a evaluar, ya sea en reposo o en ejecución. En este estudio, definimos claramente dos tareas y se describen con total detalle, pudiendo aportar al uso de este tipo de técnicas no invasivas.

Con respecto a proyecciones de análisis de los datos propios, se dirigen en torno a 4 aspectos: (A) Continuar buscando hallazgos neurofisiológicos que sean consistentes con la economía de los procesos neurocognitivos durante el desempeño motor, estableciendo que una reducción en la comunicación corticocortical se relaciona con la cinética del movimiento. (B) Continuar realizando análisis con otra estrategia de conectividad de redes a larga distancia como lo es la conectividad efectiva, ya que la utilizada en este estudio es netamente unidireccional. (C) Realizar análisis de diferentes áreas cerebrales, no solamente parietofrontal, sino también occipito-parietal, parieto-premotor y parieto-prefrontal, ya que son zonas significativas en torno al funcionamiento neural que subyace habilidades visuomotoras. (D) Escoger una tarea que tenga mayor complejidad, ya que como hemos visto en el desempeño, este es similar en el individuo durante la ejecución de toda la tarea. Por lo que quizás el reclutamiento de áreas cerebrales a larga distancia no se ejerce por la escasa dificultad que tiene la tarea para los sujetos. Tal vez, a mayor complejidad de la tarea, mayor sea el acoplamiento de redes neurales a larga distancia, hipotetizando que la compensación de movimiento se relacione con diferentes grados de dificultad de la tarea a realizar.

En relación a futuros estudios se propone continuar con un enfoque integral destinado a describir los correlatos corticales de la cinemática del miembro superior en tareas cotidianas. El análisis de redes neurales a través de conectividad funcional podría contribuir a una mejor caracterización del acoplamiento neural a larga distancia. Sumado al análisis biomecánico, el cual por su parte podría contribuir a entregar las bases que subyacen el movimiento no solo en sujetos sanos, sino también en personas con daño neurológico como el accidente cerebrovascular. En este marco, se podría usar como

biomarcadores objetivos de recuperación y compensación de movimiento de la extremidad superior.

En la misma línea, el análisis de conectividad neural amplía sustancialmente la naturaleza y la cantidad de información que se puede inferir de los resultados, como por ejemplo funciones cerebrales de índole cognitivo asociado al movimiento de la extremidad superior, específicamente las funciones ejecutivas. Extraer información neurofisiológica complementaria del acoplamiento funcional de las regiones del cerebro y los parámetros de la red durante los movimientos del brazo toma gran para una comprensión más profunda de los trastornos neurológicos.

Por último, las intervenciones de entrenamiento de rehabilitación motora que impulsa la reorganización cortical motora promueven diversos grados de recuperación de movimientos más normales y movimientos compensatorios más efectivos en la ES parética de personas con ACV. Actualmente no existe una distinción evidente de los mecanismos neurales que pueden ser promovidos por el entrenamiento de rehabilitación motriz recuperativo y los de estrategias compensatorias⁶. Al hablar sobre mejorías en rehabilitación en ensayos clínicos aleatorizados o simplemente como resultados de un estudio cuasi-experimental, generalmente no está claro si estas mejorías en verdad son cambios sustanciales en la calidad y control del movimiento, o simplemente cambios compensatorios que permiten ejecutar y lograr el objetivo de la tarea. Es necesario continuar tensionando estas definiciones e implicancias.

9. Conclusiones

En conclusión, describir el correlato de conectividad cortical de la cinemática de la ES en una tarea cotidiana es un método eficiente que transmite información valiosa para objetivar la recuperación y compensación de los procesos de rehabilitación, siendo posible continuar investigando su naturaleza. Ahora, si bien en nuestro estudio el uso de una estrategia restrictiva biomecánica de movimiento de la ES durante una tarea cotidiana no implica mayor acoplamiento de la red motora a larga distancia parieto-frontal en sujetos sanos bajo un estimador de conectividad funcional, si se pudo extraer información neurofisiológica de conectividad efectiva a larga distancia de la corteza intrahemisférica parieto-frontal ipsilateral donde si se observó diferencias significativas en la fase de alcance bajo frecuencia beta mayor, lo cual permite de forma clara realizar proyecciones de análisis de datos a corto plazo. Facilitando de esta manera mayores interpretaciones y aportes a la caracterización de los procesos neurales y de esta forma probar otras hipótesis de investigación complementarias, como el acoplamiento de otras zonas motoras de la corteza cerebral.

10. Referencias bibliográficas

1. Isa T. Dexterous Hand Movements and Their Recovery After Central Nervous System Injury. *Annual Review of Neuroscience*. 2019;42:315-335. doi:10.1146/annurev-neuro-070918-050436
2. Kandel E, Schwart J, Jessell T, Siegelbaum S, Hudspeth AJ. 37: Voluntary Movement: The Primary Motor Cortex. In: *Principles of Neural Science*. 5th ed. New York, N.Y.: McGraw-Hill Education LLC; 2014:835-864.
3. Kandel E, Schwartz J, Jessell T, Siegelbaum S, Hudspeth JA. 38: Voluntary Movement: The Parietal and Premotor Cortex. In: *Principles of Neural Science*. 5th ed. New York, N.Y.: McGraw-Hill Education LLC; 2014:865-893.
4. Lemon RN. Action Vocabularies and Motor Commands. In: *The Cognitive Neurosciences Fifth Edition*. ; 2014:491-499.
5. Grefk C, Fink GR. Connectivity-based approaches in stroke and recovery of. *Lancet Neurology*. 2014;13(February):206-216. doi:10.1016/S1474-4422(13)70264-3
6. Jones TA. Motor compensation and its effects on neural reorganization after stroke. *Nature Reviews Neuroscience*. 2017;18(5):267-280. doi:10.1038/nrn.2017.26
7. Pollock A, Farmer SE, Brady MC, et al. Interventions for improving upper limb function after stroke (Cochrane review) [with consumer summary]. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2014;(11). doi:10.1002/14651858.CD010820.pub2
8. Levin MF, Kleim JA, Wolf SL. What do motor “recovery” and “compensating” mean in patients following stroke? *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2009;23(4):313-319. doi:10.1177/1545968308328727
9. Buma F, Kwakkel G, Ramsey N. Understanding upper limb recovery after stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience*. 2013;31(6):707-722. doi:10.3233/RNN-130332
10. Caliandro P, Menegaz G, Iacovelli C, et al. Connectivity modulations induced by reach&grasp movements: a multidimensional approach. *Scientific Reports*. 2021;11(1). doi:10.1038/s41598-021-02458-x
11. Buma FE, van Kordelaar J, Raemaekers M, van Wegen EEH, Ramsey NF, Kwakkel G. Brain activation is related to smoothness of upper limb movements after stroke. *Experimental Brain Research*. 2016;234(7):2077-2089. doi:10.1007/s00221-015-4538-8
12. Alt Murphy M, Murphy S, Persson HC, Bergström UB, Sunnerhagen KS. Kinematic analysis using 3D motion capture of drinking task in people with and without upper-extremity impairments. *Journal of Visualized Experiments*. 2018;2018(133). doi:10.3791/57228
13. Alt Murphy M, Häger CK. Kinematic analysis of the upper extremity after stroke—how far have we reached and what have we grasped? *Physical Therapy Reviews*. 2015;20(3):137-155. doi:10.1179/1743288X15Y.0000000002

14. Young M, Won J, Joon R, Heon J, Min S, Ho S. Cortical activation pattern of compensatory movement in stroke patients. *NeuroRehabilitation*. 2009;25(4):255-260. doi:10.3233/NRE-2009-0523
15. Wu J, Quinlan EB, Dodakian L, et al. Connectivity measures are robust biomarkers of cortical function and plasticity after stroke. *Brain*. 2015;138(8):2359-2369. doi:10.1093/brain/awv156
16. Grefkes C, Fink GR. Reorganization of cerebral networks after stroke: New insights from neuroimaging with connectivity approaches. *Brain*. 2011;134(5):1264-1276. doi:10.1093/brain/awr033
17. Eickhoff SB, Grefkes C. Clinical EEG and Neuroscience Structure , Function and Connectivity of the Human Brain. *Clinical EEG and Neuroscience*. 2011;42(2):107–121. doi:10.1177/155005941104200211
18. Hoshino T, Oguchi K, Inoue K, Hoshino A, Hoshiyama M. Relationship between upper limb function and functional neural connectivity among motor related-areas during recovery stage after stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 2020;27(1):57-66. doi:10.1080/10749357.2019.1658429
19. Ward NS, Brown MM, Thompson AJ, Frackowiak RSJ. Neural correlates of outcome after stroke : a cross-sectional fMRI study. *brain: a journal of neurology*. 2003;126(6):1430-1448. doi:10.1093/brain/awg145
20. Dokkum LEH Van, Bars E, Mottet D, Bonafé A, Champfleur NM De, Laffont I. Modified Brain Activations of the Nondamaged Hemisphere During Ipsilesional Upper-Limb Movement in Persons With Initial Severe Motor Deficits Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2018;32(1):34-45. doi:10.1177/1545968317746783
21. Storti SF, Formaggio E, Manganotti P, Menegaz G. Brain Network Connectivity and Topological Analysis During Voluntary Arm Movements. *Clinical EEG and Neuroscience*. 2015;47(4):276-290. doi:10.1177/1550059415598905
22. Lu C feng, Teng S, Hung C i, et al. Clinical Neurophysiology Reorganization of functional connectivity during the motor task using EEG time – frequency cross mutual information analysis. *Clinical Neurophysiology*. 2011;122:1569-1579. doi:10.1016/j.clinph.2011.01.050
23. Deeny SP, Haufler AJ, Saffer M, Hatfield BD. Communication in Experts and Novices. *Journal of Motor Behavior*. 2009;41(2):37-41. doi:10.3200/JMBR.41.2.106-116
24. Cooper JE, Shwedyk E, Quanbuvy A O., Miller J. Elbow joint restriction: Effect on functional upper limb motion during performance of three feeding activities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1993;74(8):805-809.
25. Casson AJ, Abdulaal M, Dulabh M, Kohli S, Krachunov S, Trimble E. Electroencephalogram. In: Toshiyo T, Wenxi C, eds. *Seamless Healthcare Monitoring. Advancements in Wearable, Attachable, and Invisible Devices*. Springer International Publishing; 2018:45-81. doi:10.1007/978-3-319-69362-0
26. Bowyer SM. Coherence a measure of the brain networks : past and present. *Neuropsychiatric Electrophysiology*. 2016;2(1):1-12. doi:10.1186/s40810-015-0015-7

27. Cohen MX. Part V: Connectivity. In: Grafman J, ed. *Analyzing Neural Time Series Data: Theory and Practice*. ; 2014:319-355.
28. Miyakoshi M. Swartz Center for Computational Neuroscience the University of California San Diego. Makoto's preprocessing pipeline.
29. Nolte G, Bai O, Wheaton L, Mari Z, Vorbach S, Hallett M. Identifying true brain interaction from EEG data using the imaginary part of coherency. *Clinical Neurophysiology*. 2004;115(10):2292-2307. doi:10.1016/j.clinph.2004.04.029
30. Bastos AM, Schoffelen JM. A tutorial review of functional connectivity analysis methods and their interpretational pitfalls. *Frontiers in Systems Neuroscience*. 2016;9(JAN2016). doi:10.3389/fnsys.2015.00175
31. Murphy MA, Sunnerhagen KS, Johnels B, Willén C. Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: A pilot study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2006;3. doi:10.1186/1743-0003-3-18
32. Bundy DT, Leuthardt EC. The Cortical Physiology of Ipsilateral Limb Movements. *Trends in Neurosciences*. 2019;42(11):825-839. doi:10.1016/j.tins.2019.08.008
33. Chung JW, Ofori E, Misra G, Hess CW, Vaillancourt DE. Beta-band activity and connectivity in sensorimotor and parietal cortex are important for accurate motor performance. *Neuroimage*. 2017;144:164-173. doi:10.1016/j.neuroimage.2016.10.008
34. Yeom HG, Kim JS, Chung CK. Brain mechanisms in motor control during reaching movements: Transition of functional connectivity according to movement states. *Scientific Reports*. 2020;10(1). doi:10.1038/s41598-020-57489-7
35. Bönstrup M, Schulz R, Schön G, et al. NeuroImage : Clinical Parietofrontal network upregulation after motor stroke. *Neuroimage*. 2018;18:720-729. doi:10.1016/j.nicl.2018.03.006

11. Carta Gantt

Tareas	1° semestre 2020	Todo 2021	Todo 2021	Todo 2021	Diciembre 2021 – Enero/Febrero/Marzo 2022	Enero/Febrero/Marzo/ Abril/Mayo 2022	Mayo -Julio 2022
Envío y aprobación de proyecto							
Reclutamiento de participantes							
Medición de EEG durante ejecución de tareas							
Análisis de datos							
Interpretación de resultados							
Escrito de tesis							
Entrega de avances de tesis							

12. Consentimiento informado

CONSENTIMIENTO INFORMADO

TÍTULO DEL PROYECTO

Efectos del control de grados de libertad articular en la rehabilitación temprana posterior ACV para la recuperación del movimiento normal de la extremidad superior

Patrocinante: CONICYT, PROYECTO FONDECYT DE INICIACIÓN 2018, N°11181337

Nombre del Investigador principal: Pablo Burgos Concha

R.U.T. 15563965-2

Institución: Departamento de Kinesiología, Universidad de Chile

Teléfonos: +56229786513, +56226120753, +56979782534

Invitación a participar: Le estamos invitando a participar en el proyecto de investigación titulado "Efecto del control de los grados de libertad articular en la rehabilitación temprana posterior a un accidente cerebro vascular para la recuperación del movimiento normal de la extremidad superior", debido a que usted se encuentra en el proceso de rehabilitación inicial por un accidente cerebro vascular que comprometió el movimiento de uno de sus brazos.

Objetivos: Esta investigación tiene por objetivo conocer los efectos que tiene un entrenamiento específico sobre la forma de mover el brazo afectado de personas que hayan tenido un accidente cerebro vascular.

Procedimientos: Si Ud. acepta participar realizará los siguientes procedimientos por un período de 4 semanas: 2 sesiones diarias de entrenamiento para la movilidad de su brazo de 45 minutos, durante 5 días a la semana mientras se encuentre hospitalizado, y 3 veces por semana cuando usted ya se encuentre en su casa.

Se le realizarán evaluaciones antes y después del entrenamiento recibido, éstas consistirán en: prueba para evaluar su capacidad de mover el brazo, resistencia que opone su brazo al movimiento pasivo, evaluación del dolor, escala de independencia en actividades de la vida diaria, cuestionario de calidad de vida. Estas evaluaciones se repetirán una vez finalizado el entrenamiento, en la semana 12 y 24 luego de su ingreso al estudio.

La evaluación de la capacidad para mover el brazo se realizará junto a un examen llamado electroencefalografía, en el cual se posicionan pequeños discos metálicos sobre su cabeza llamados "electrodos" para observar la actividad eléctrica cerebral al movilizar el brazo. También se utilizarán sensores que irán ubicados en su brazo, éstos nos ayudarán a registrar de manera más precisa los movimientos de su brazo.

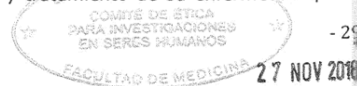
Protocolo:

En la sesión de entrenamiento usted realizará junto al kinesiólogo ejercicios de alcance y agarre de objetos, en todo el rango de movimiento, utilizando soporte de peso de su brazo en caso de ser necesario. Realizará ejercicios de fuerza muscular para el brazo afectado. También entrenará transiciones y transferencias centradas en el equilibrio y la marcha.

Riesgos: La participación en este estudio no tiene riesgos para usted. Los equipos utilizados como los sensores inerciales y el electroencefalograma se usan desde hace muchos años y se consideran procedimientos seguros, no causan molestias. Los electrodos que registran la actividad; no producen ninguna sensación. Además, no existe ningún riesgo de recibir una descarga eléctrica.

Costos: La participación en este estudio no tendrá costo alguno para usted. Todos los exámenes realizados para este estudio serán costeados por el equipo de investigación con el financiamiento de FONDECYT. Los gastos relacionados con el traslado desde su hogar al lugar de entrenamiento y viceversa luego del alta hospitalaria, serán igualmente costeados con los fondos (FONDECYT) del equipo de investigación.

Como participante en este estudio Ud. o su sistema previsional deberán financiar las hospitalizaciones, honorarios, exámenes y tratamientos habituales para el estudio y tratamiento de su enfermedad que no



-291

tienen relación con este estudio.

Beneficios: Además del beneficio que este estudio significará para el progreso del conocimiento y el mejor tratamiento de futuros pacientes, su participación en este estudio le beneficiará directamente en su proceso de rehabilitación ya que accederá a un mayor tiempo de entrenamiento en un periodo que se considera crítico para la rehabilitación, pues es el periodo en que se pueden observar más avances. Esto debi

Alternativas: Si ha decidido no participar en esta investigación, seguirá sólo con el tratamiento que se aplica habitualmente, otorgo mi consentimiento para participar en el proyecto "Efecto del control de los grados de libertad articular en la rehabilitación temprana posterior a un accidente cerebro vascular para la **Compensación** de los movimientos normales con compensación económica por su participación en el estudio. Serán cubiertos los gastos generales de su participación en este estudio, considerando financiamiento para su traslado y alimentación.

Confidencialidad: Toda la información derivada de su participación en este estudio será conservada en forma de estricta confidencialidad, lo que incluye el acceso de los investigadores o agencias supervisoras de la investigación, mediante la asignación de un Rol de Participante, manteniéndose en el anonimato su información personal.

Cualquier publicación o comunicación científica de los resultados de la investigación será completamente anónima. (Garantía de protección a la privacidad y respeto de la confidencialidad en el tratamiento de datos personales con mención en la metodología a usar para ello)

Ud. o su médico tratante serán informados si durante el desarrollo de este estudio surgen nuevos conocimientos o complicaciones que puedan afectar su voluntad de continuar participando en la investigación.

Voluntariedad: La participación en esta investigación es totalmente voluntaria y puede retirar en cualquier momento comunicándolo al investigador y a su médico tratante, sin que ello signifique modificaciones en el estudio y tratamiento habituales de su enfermedad. De igual manera su médico tratante o el investigador podrán determinar su retiro del estudio si consideran que esa decisión va en su beneficio.

Complicaciones: En el improbable caso de que Ud. presente complicaciones directamente dependientes del tratamiento aplicado Ud. recibirá el tratamiento médico completo de dicha complicación, financiado por el equipo de investigación y sin costo alguno para Ud. o su sistema previsional. Esto no incluye las complicaciones propias de su enfermedad y de su curso natural.

Derechos del participante: Usted recibirá una copia íntegra y escrita de este documento firmado. Si usted requiere cualquier otra información sobre su participación en este estudio o bien conocer los resultados puede comunicarse con:

Investigador: Pablo Ignacio Burgos Concha, +56979782534, +56229786513
Autoridad de la Institución: Homero Puppo Gallardo, +56229786513

Otros Derechos del participante

En caso de duda sobre sus derechos debe comunicarse con el Presidente del "Comité de Ética de Investigación en Seres Humanos", Dr. Manuel Oyarzún G., Teléfono: 2-978.9536, Email: comiteceish@med.uchile.cl, cuya oficina se encuentra ubicada a un costado de la Biblioteca Central de la Facultad de Medicina, Universidad de Chile en Av. Independencia 1027, Comuna de Independencia.

